

## 《ノート》

## 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—

Laboratory System of Positron Nuclear Medicine  
—A Design Concept of Akita Nohken PET Center—

菅野 巖*	村上松太郎*	三浦 修一*	羽上 栄一*
庄司 安明*	蜂谷 武憲*	相沢 康夫*	高橋 和弘*
飯田 秀博*	佐々木 広*	犬上 篤*	宍戸 文男*
小川 敏英*	山口 龍生*	上村 和夫*	

Iwao KANNO, Matsutaro MURAKAMI, Shuichi MIURA, Eiichi HAGAMI,  
Yasuaki SHOJI, Takenori HACHIYA, Yasuo AIZAWA, Kazuhiro TAKAHASHI,  
Hidehiro IIDA, Hiroshi SASAKI, Atsushi INUGAMI, Fumio SHISHIDO,  
Toshihide OGAWA, Tatsuo YAMAGUCHI 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

## I. はじめに

サイクロトロンとポジトロンエミッショントモグラフィ (PET) による生理学的あるいは生化学的画像測定法が実現して数年を経ている。いわゆるポジトロン核医学は、使用する放射性同位元素 (RI) が  $^{11}\text{C}$ ,  $^{13}\text{N}$ ,  $^{15}\text{O}$  のように生体を構成する元素そのものあるいは  $^{18}\text{F}$  のように H の類似体であるという化学的特長と、PET が単位体積当たりの RI 濃度を定量できるという正確な測定能力のため、従来の核医学の範囲を超えた新しい臨床科学を形成しつつあると言える。

ポジトロン核医学は、ポジトロン放射 RI 標識トレーサを合成する製薬系、標識トレーサ投与後の体内分布や血液中濃度等をモニタする測定系、測定データを生化学的あるいは生理学的パラメー

タに変換したりその緻密な計測を行う解析系、さらに、新しい標識トレーサの開発研究や臨床測定で困難な問題の研究のために動物実験等を進める実験系、の大きく四本の柱で構成される (Fig. 1)。したがって、その現場には医師、放射線技師、看護婦等の医療関係者だけではなく、標識薬剤を合成する薬化学者、サイクロトロンや PET の性能管理や開発を行う物理工学者、あるいは、トレーサモデルの構築解析を行う数理科学者等の幅広い技術者を必要とし、従来の医療現場とは異なる側面を持ち、このため、サイクロトロンや PET の巨大装置と、以上の各分野の従事者が有機的に機能するシステム作りが望まれる。

本文では、秋田脳研ポジトロン核医学システムについて、測定系を中心に、4本の柱の基本的な理念とともに、開設するまでの1年余の準備内容と開設後の運営経過を述べる。

\* 秋田県立脳血管研究センター放射線科

受付: 59年5月2日

最終稿受付: 59年8月30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

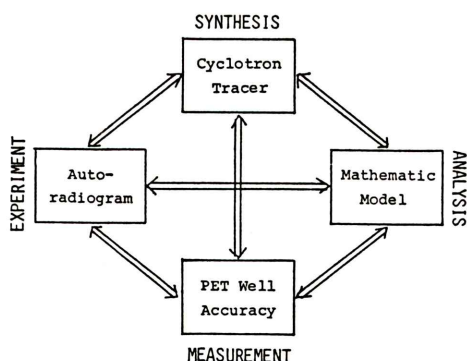
菅野 巖

**Key words:** Compact medical cyclotron, Radio-pharmaceutical synthesis, Positron emission tomography, Quantitative model analysis, Quantitative autoradiography.

## II. サイクロトロンおよび製薬系

コンパクトサイクロトロンを中核として臨床利用と実験開発を目的とするホットセル4基とセミホットセル2基を有する化学合成システムを設計した。サイクロトロン (BC-168, 日本製鋼所) は陽子 16 MeV, 重陽子 8 MeV の加速エネルギーを有し, 最大 50  $\mu$ A 以上の取り出し電流が得られる。ターゲットボックスは気体用3個, このうち1個は  $^{18}\text{F}-\text{F}_2$  専用, と液体用1個合計4個を有する。ターゲットボックスの交換およびターゲットの充填と回収は遠隔操作で行えるようにした。核反応としては  $^{14}\text{N}(\text{p}, \alpha)^{11}\text{C}$ ,  $^{16}\text{O}(\text{p}, \alpha)^{13}\text{N}$ ,  $^{12}\text{C}(\text{d}, \text{n})^{13}\text{N}$ ,  $^{14}\text{N}(\text{d}, \text{n})^{15}\text{O}$ ,  $^{20}\text{Ne}(\text{d}, \alpha)^{18}\text{F}$ ,  $^{18}\text{O}(\text{p}, \text{n})^{18}\text{F}$  を予定した。

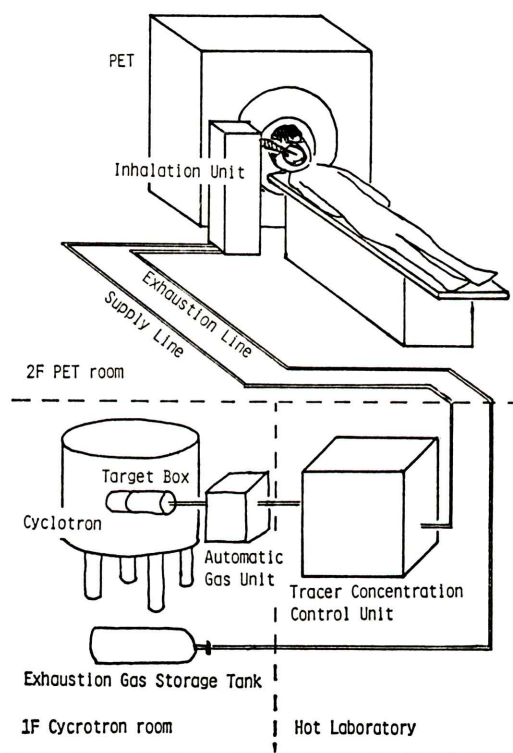
ガス状トレーサとなる  $^{15}\text{O}_2$ ,  $\text{C}^{15}\text{O}_2$ ,  $\text{C}^{15}\text{O}$ ,  $^{11}\text{CO}_2$ ,  $^{11}\text{CO}$ ,  $^{13}\text{N}_2$  等は自動合成装置 (ARIS-G1, 日本製鋼所) でオンラインで生成される。さらに, 臨床測定の中心となる  $^{15}\text{O}$  標識ガス定常吸入法 ( $^{15}\text{O}$  定常法) では供給するトレーサ濃度の定常性が測定モデル上の前提条件であるため, 放射性ガス濃度安定化装置を開発し, 全てのガス状トレーサはこれを経由して供給される (Fig. 2)。種々の標識薬剤の前駆体となる  $^{13}\text{NH}_3$ ,  $^{11}\text{CH}_3\text{I}$  および



**Fig. 1** Four bases in positron nuclear medicine. Positron nuclear medicine consists of four sections of measurement, synthesis, analysis and experiment. The positron nuclear medicine system will work well as a new science of medicine when these sections are organically collaborated.

$\text{H}^{11}\text{CN}$  は自動合成装置 (それぞれ ARIS-N1, C1 および C2, 日本製鋼所) で作られる。臨床測定法が確立して頻用されている  $^{18}\text{F}-2$ -デオキシ-2-フルオロ-D-グルコース ( $^{18}\text{F}$ FDG) は当初全く手操作で合成していたが, 従事者の被曝軽減のため半自動遠隔合成装置の開発に踏み切った<sup>1)</sup>。この他,  $^{18}\text{F}-\text{CH}_3\text{F}$  ガス,  $^{13}\text{N}-\text{N}_2\text{O}$  ガス,  $^{13}\text{N}-\text{NH}_3$  注射液,  $^{11}\text{C}$ -メチオニン注射液が, 臨床測定に供給できる状態にある<sup>2)</sup>。

以上の標識合成トレーサの比放射能や放射化学的純度はガスクロマトグラフや高速液体クロマト



**Fig. 2** Transportation system of positron emitting radioactive gas tracer. Positron emitting gas tracer produced by a compact cyclotron on the first floor is supplied to the PET room on the second floor. During a steady state gas inhalation study, the tracer concentration is maintained within 2% fluctuation by a gas control system developed here. Expired gas from a patient is evacuated and retraced to the reservoir tank in the cyclotron room.

**Table 1** Maintenance instructions for routine positron study

1. Cyclotron	
cooling system check.....	per day
electricity system check.....	per day
target system test .....	per day
2. Tracer Synthesis	
gas purity test.....	per study
pyrogen, sterility test.....	per study
3. PET, Well counter	
PET normalization scan .....	per day
PET blank scan .....	per day
Well energy window set .....	per day
PET-Well cross calibration .....	per week

グラフにより検定される。患者に注射する薬剤の発熱性物質の検定は投与に先だち行い、無菌性の検査は随時行う。また、 $^{15}\text{O}$  標識ガスのようにオンラインで持続的に供給するトレーサは供給開始直前の検定で代用する。なお、ガストレーサも含め、これらの臨床に使用した合成薬剤の検定結果は全例保存するようにしている。

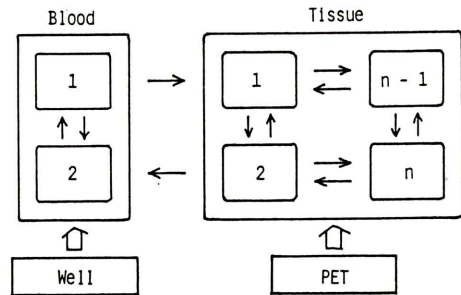
製薬系においては、サイクロトロン初期トラブルにより、開設後の数か月間円滑な運用は困難であった。しかし、その後、臨床測定に致命的なトラブルは少なくなり、月平均1回程度に減少している。

### III. PET および測定系

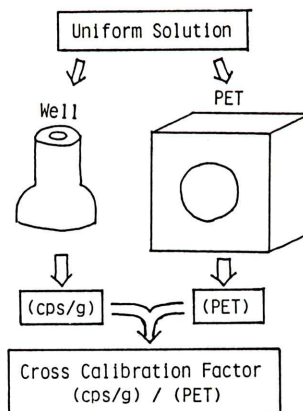
測定系のうちで PET は患者測定の結果を最初に観察し得ることから、臨床側からは最も注目される現場である。しかし、一方では、正確な測定を維持するための地道な努力が必要な部分である。全てのトレーサモデルは、PET による体内 RI 分布測定と井戸型 (well) 検出器による血液中 RI 濃度測定の両者が正しい、という前提のもとで成立しており、それぞれの測定精度の管理が正しい PET 測定の必須条件である (Table 1) (Fig. 3)。

#### 1. PET の定量性と相互較正

このような観点から、秋田脳研と島津製作所との間で共同開発した PET (HEADTOME III) では RI 分布測定の定量性を最も重視した設計にした。定量性の妨げとなる散乱線の影響の除去、お



**Fig. 3** Schematic drawing of kinetic model of positron emission tomography. A radiopharmaceutical tracer administered through a blood pool is transported into a tissue and its metabolite or tracer itself goes back to the blood pool. A relation of time activities between the blood compartment and the tissue compartment gives physiological information of behavior of the tracer, and mathematical analysis extracts accurate parameters based on the physiological model. Each time activity curves are monitored by a well counter and a positron emission tomograph, respectively, and accurate measurements allow a quantitative analysis of mathematic kinetic model.



**Fig. 4** Schematic drawing of cross calibration between a positron emission tomograph (PET) and a well counter. Cross calibration factor, defined as a ratio of PET pixel count rate to the well count rate measured for the same concentration of radioactivity, converts pixel counts of PET in clinical measurement to the radioactivity concentration in absolute unit. The cross calibration factor is updated weekly.



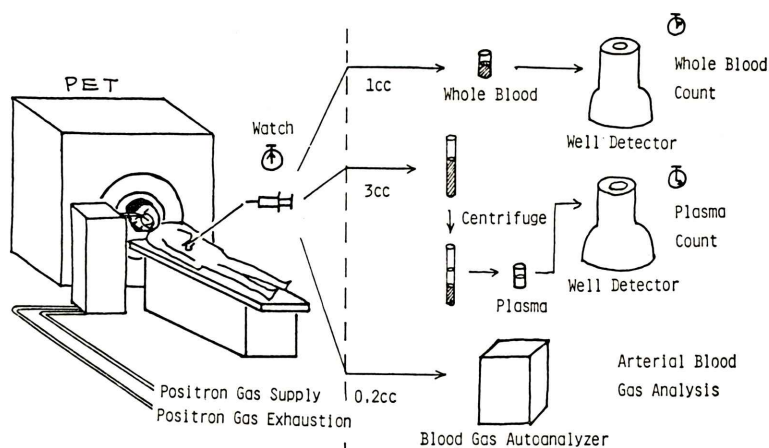


Fig. 5 Arterial blood analysis in  $^{15}\text{O}$  steady state study. The measurement with this model is performed during continuous inhalation of  $^{15}\text{O}$  labelled  $\text{C}^{15}\text{O}_2$  and  $^{15}\text{O}_2$  gas. During the PET measurement arterial blood is withdrawn from the radial artery of a patient. Radioactivities of the whole blood and the plasma are measured by a well counter. The count rates are corrected for the time decay to give count rate at the withdrawal. From the same blood sample physiological parameters of the arterial blood such as gas tensions, pH, hemoglobin and hemotrit, are also measured.

よび、部分容積効果の位置依存性の軽減を目的として、HEADTOME III では頭部用 PET 装置としては検出器リング直径を 750mm と非常に大きくし、また、リング間セプタも最大限に長くした。さらに、これらによる感度低下を最小限にするため BGO 奥行寸法は 40mm と従来の PET 装置より大きくしてある<sup>3,4)</sup>。

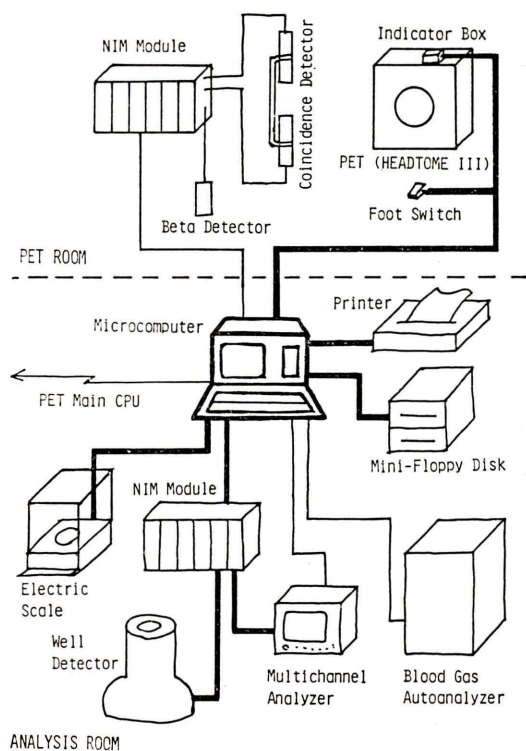
PET の測定絵素値は、同濃度の RI 溶液の Well による測定値で較正して、初めて、正確な RI 濃度に換算可能となる (Fig. 4)。これを相互較正と呼び、PET 測定の精度管理のうちで最も重要な部分である。相互較正は毎週定期的に行い、較正係数の安定性は PET 測定精度の安定性を示す基本特性のひとつである。

## 2. 採血血液放射能濃度測定装置の開発

採血血液の放射能濃度測定は臨床測定の現場で最も複雑な部分になると予想されたため (Fig. 5)、マイコンにより可能な限り自動化を計ったシステムの開発を行った。

本装置のハードウェアは Well 検出器、電子天秤、フットスイッチ、および、表示ボックス等が

マイコン (MZ 80 BII シャープ) に接続されている (Fig. 6)。Well 検出器は外径 2 in, 高さ 2.5 in の井戸型 NaI 結晶と 2 in $\phi$  光電子増倍管 (R 878, 浜松ホトニクス) から成る。その信号は NIM モジュールの単一波高分析器 (590, ORTEC) で 511 KeV を中心に所定のエネルギー幅だけ選択された後、IEEE 488 規格バスを持つ計数器 (874, ORTEC) を経由してマイコンへ入力される。検出器用高圧電源は安定度の高いモジュール 456 (ORTEC) とし、単一波高分析器のエネルギー幅は多チャンネル波高分析装置 (MCA) (シリーズ 30, CANBERRA) に接続して毎朝厳密に設定できるようにした。通常、511 KeV の光電ピークを所定の位置に合うべく増幅率を調整後、 $\pm 15\%$  のエネルギー幅を設定している。この部分の電源は昼夜 ON にしておき精度の安定維持を計った。電子天秤 (EB-280, 島津) は RS-232C でマイコンに接続され、Well 測定試料の正味重量を計測する。フットスイッチは使用 RI の物理崩壊の時間減衰補正と採血時刻の正確な記録を目的として、PET 室に置いて採血術者が手を清潔に保ったまま足踏



**Fig. 6** Block diagram of arterial blood radioactivity autoanalysis system. The system consists of micro computer (MZ80B) and many devices drawn to the computer. The devices connected with thick solid line in the figure, have been already developed, and the other devices will be communicated in future. Behind these hardwares, lots of efforts have been spent for software development.

により採血吸引開始時と終了時の時刻を入力できるようにした。PET 室へはさらに、現在の採血注射器番号等を表示するための大型液晶表示装置を設けた。

マイコンのソフトウェアは計測部と計算部から成る。計測部は使用 RI、患者 ID、等を設定した後、Well による全血と遠心分離後の血漿の計数、電子天秤による試料ポットの初期と最終の重量、および、フットスイッチによる採血吸引の開始と終了の 6 個の機能をランダムに受け付け、それぞれの動作の発生時刻とその計測結果を即時に印字

出力およびミニフロッピー出力が行われる (Fig. 7)。

計算部ソフトウェアは初めに記録データのソートを行い、不合理性チェックで入力ミスを除いたあと、採血吸引時間 (吸引終了時刻-吸引開始時刻)、Well 計数までの時間 (計数開始時刻-吸引開始時刻)、および、計数時間 (30 秒固定) に基づいた時間減衰補正を行う。同時に、Well 計数の数え落とし (実測デッドタイム  $9\mu\text{s}$ ) 補正を行う。一方、計数試料の正味重量 (最終重量-初期重量) の計算を行い、最終的に、採血吸引開始時刻あるいは任意の指定時刻における単位重量当たりの毎秒計数率 (cps/g) を計算する。

以上の採血血液放射能測定装置により、臨床測定で最も複雑な採血処理を簡潔にしかも正確に行えるようになった。また、本装置は時間減衰を無視できないすべての試料の計数に有効でありポジトロントレーサを用いた動物実験にも利用可能である。

### 3. 臨床測定の精度維持

臨床測定の精度の維持にはそれに応じた、スムーズな測定ができる環境が必要である。すなわち、トレーサの供給と受取間の連絡手段、数時間に渡る測定中の被検者の固定法とその監視、ガストレーサ使用中の安定呼吸の維持、等について本施設ではすでに無数の試行錯誤を行っている。各項目ごとに要点を述べる。

各部門の連絡法は、特に  $^{15}\text{O}$  定常法のトレーサのオンライン供給時に重要になる。当初の設計で用いたインタホーンはコンピュータ騒音のため会話が交錯することが多いため、ガストレーサの送受端の連絡はテレビモニタによる相互の文字板表示会話方式に切り換えた。この結果、PET 側では常に現在の供給ガス濃度を監視できるようになり、一方、サイクロトロン側では PET 測定の進行状況に応じた次の段階への対応が容易になった。

被検者の測定位置を数時間に渡り固定することは非常に困難である。基本的には、被検者を固く固定する方法から、もし動いても容易に復元可能にする方法へと変えてきた。このため、天井からの投光器による顔面マスク上への照準マーカとそ

	Time	Function	Syringe	Pot	Weight	Well Count	RI
1	14:27:26	ini		1	3083		5
2	14:27:42	ini		2	3084		5
3	14:27:54	ini		3	3091		5
4	14:28:06	ini		4	3056		5
5	14:28:18	ini		5	3102		5
6	14:28:35	ini		6	3082		5
7	14:28:49	ini		7	3068		5
8	14:29:04	ini		8	3070		5
9	14:29:19	ini		9	3049		5
10	14:29:32	ini		10	3115		5
11	14:29:45	ini		11	3075		5
12	14:29:57	ini		12	3085		5
13	14:30:10	ini		13	3066		5
14	14:30:23	ini		14	3044		5
15	14:30:36	ini		15	3094		5
16	14:30:49	ini		16	3103		5
17	14:31:03	ini		17	3085		5
20	14:32:40	whole	0	0		17568	3
21	14:56:46	start	1				0-15 1
22	14:56:53	stop	1				0-15 2
23	14:59:01	whole	1	1		12	3
24	15:00:48	fin	1	1	3953		6
25	15:03:41	plasma	1	2		15	4
26	15:05:09	fin	2	2	3785		6
27	15:20:05	start	2				0-15 1
28	15:20:12	stop	2				0-15 2
29	15:22:06	whole	2	3		58700	3
30	15:22:52	fin	3	3	3934		6
31	15:25:15	plasma	2	4		24523	4
32	15:26:02	fin	4	4	3980		6
33	15:26:19	start	3				0-15 1
34	15:26:25	stop	3				0-15 2
35	15:27:47	whole	3	5		77190	3
36	15:28:32	fin	5	5	3970		6
37	15:31:14	start	4				0-15 1
38	15:31:21	stop	4				0-15 2
39	15:30:58	plasma	3	6		31275	4
40	15:33:05	fin	6	6	4023		6
41	15:33:13	whole	4	7		71828	3
42	15:34:09	fin	7	7	4131		6
43	15:35:46	plasma	4	8		29258	4
44	15:36:34	fin	8	8	4007		6
45	15:49:02	start	5				0-15 1
46	15:49:08	stop	5				0-15 2
47	15:50:53	whole	5	9		82877	3
48	15:51:42	fin	9	9	3897		6
49	15:53:16	start	6				0-15 1
50	15:53:25	stop	6				0-15 2
51	15:54:11	plasma	5	10		8332	4
52	15:54:57	fin	10	10	4049		6
53	15:55:06	whole	6	11		64242	3
54	15:56:03	fin	11	11	3756		6
55	15:56:37	start	7				0-15 1
56	15:56:44	stop	7				0-15 2
57	15:58:33	plasma	6	12		6374	4
58	15:59:26	fin	12	12	3806		6
59	15:59:42	whole	7	13		36575	3
60	16:00:36	fin	13	13	3876		6
61	16:02:09	plasma	7	14		6134	4
62	16:03:00	fin	14	14	3940		6
63	16:12:29	start	8				0-15 1
64	16:12:32	stop	8				0-15 2
65	16:12:38	start	9				0-15 1
66	16:12:42	stop	9				0-15 2
67	16:14:31	start	10				0-15 1
68	16:14:39	stop	10				0-15 2
69	16:15:31	start	11				0-15 1
70	16:15:34	stop	11				0-15 2
71	16:16:06	whole	9	15		179907	3
72	16:16:53	fin	15	15	4315		6
73	16:17:08	whole	10	16		48460	3
74	16:18:00	fin	16	16	3567		6
75	16:18:08	whole	11	17		47940	3
76	16:19:04	fin	17	17	3741		6

DATA PRINT FINISHED

(a)



\*\*\* BLOOD COUNT RESULTS \*\*\* Background data no.( 23) = 12

~~ Steady state [CO<sub>2</sub>,O<sub>2</sub>] ~~

Syr	RI	Time	W(±)	B	I(±)	Raw(c)	Cor(cps)	Wt(mg)	cps/g
2	CO <sub>2</sub>	15:20:05	7	W	121	58688	4122	843	4889
				P	310	24511	4994	924	5404
3	CO <sub>2</sub>	15:26:19	6	W	88	77178	4514	868	5200
				P	279	31263	5364	941	5700
4	CO <sub>2</sub>	15:31:14	7	W	119	71816	4988	1063	4692
				P	272	29246	4811	937	5134
5	O <sub>2</sub>	15:49:02	6	W	111	82865	5517	848	6505
				P	309	8320	1690	934	1809
6	O <sub>2</sub>	15:53:16	9	W	110	64230	4216	681	6190
				P	317	6362	1341	721	1859
7	O <sub>2</sub>	15:56:37	7	W	185	36563	3683	810	4546
				P	332	6122	1412	896	1575

~~ Dynamic state [CO] ~~~~

♥♥♥♥ SCAN START TIME data no.( 63) =16:12:29

Syr	RI	Time	W(±)	B	I(±)	Raw(c)	Cor(cps)	Wt(mg)	cps/g
9	CO	16:12:38	0	W	217	179895	22139	1221	18131
10	CO	16:14:31	0	W	279	48448	8456	464	18224
11	CO	16:15:31	0	W	339	47928	11730	656	17881

(b)

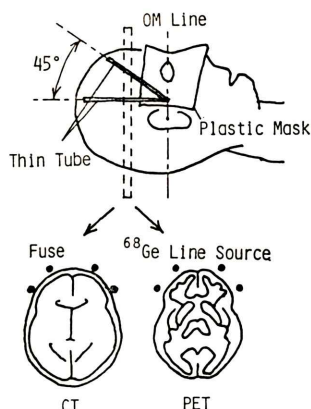
**Fig. 7** An example of result of arterial blood analysis by the micro computer system with the <sup>15</sup>O steady state model. (a) shows real time printouts during the study. Each line includes the time commenced and some of relevant items from function name, syringe number, pot number, scaler weight, well counts and positron-emitter name. This example shows that the syringe number 1 is a pre-study arterial sample, the number 2, 3 and 4 are the samples during C<sup>15</sup>O<sub>2</sub> inhalation, the number 5, 6 and 7 are the samples during <sup>15</sup>O<sub>2</sub> inhalation and 9, 10 and 11 are the samples during C<sup>15</sup>O study. Function names of START and STOP mean the start and stop of the withdrawal, WHOLE and PLASMA the whole blood and plasma count, INI and FIN the initial and final weight of pot. (b) shows a final result of the arterial blood radioactivities calculated from the sorted data of (a). The count rates are normalized to counts per sec per gram at the withdrawal time in the steady state study or at the start time of the relevant scan.

のテレビモニタ，光センサによる移動検出警報装置を設け，測定中動いた場合は速やかに元の位置に戻せるように改良してきた。これと平行して，PET 測定では不十分な解剖学的情報を補ういくつかの手段を試みている。各被検者ごとに顔面マスクを作り，その左右前額部に体軸方向に走るニューーム管をとりつけ，PET 測定時は <sup>68</sup>Ge 線線源を入れ，CT 撮影時にはヒューズを入れ，両者の画像の一致性を確認する方法を開発中である<sup>5)</sup> (Fig. 8)。

また，本施設の臨床測定の中心である <sup>15</sup>O 定常法では，被検者の安定呼吸が絶対条件となる。呼吸のバラツキはトレースの体内摂取の変動をもたらし <sup>15</sup>O 定常法が成立しない。このため 当初の閉回路吸入マスク方式からいくつかの試行錯誤

を経て，安静時呼吸抵抗を減らすため半開放の酸素マスクの使用と呼吸ガス回収用の透明フードの併用により，ほとんどの患者で安定な呼吸が可能になった。PET の測定計数率は常時ペンレコータでモニタ記録している。<sup>15</sup>O 定常法の呼吸と血液中放射能濃度，および，測定値との関係は詳しく検討中である<sup>6)</sup>。

この一年間に発生した測定上のトラブルは <sup>15</sup>O 定常法での呼吸不安定に伴う定常性の低下がほとんどであったが，これは，本モデルが長い測定時間を要するためのモデルの本質的な問題であると言える。短時間の測定で済むモデルが熱望される<sup>7)</sup>。この他，ハードウェア上のトラブルとして，PET の初期トラブルやデッドタイムの不十分な補正法に起因する相互較正不良があげられるが，



**Fig. 8** Schematic drawing of an anatomic identification of PET image to X-ray CT. A face mask adjusted to each patient is used with both measurements of X-ray CT and PET, respectively, lead fuses and  $^{68}\text{Ge}$  line sources being inserted into tubes fixed on the mask. By superimposing two images as referencing each marking points in the images, an insufficient anatomical structure of PET image is complemented.

最近は目立ったトラブルを経験していない。

#### IV. 解析系

解析系には臨床測定による PET 画像や動物実験によるオートラジオグラム画像を解析し、必要とする情報を効率良く抽出できる道具を備えておき、正確なトレーサモデルの検討や構築を行う助けとする。

HEADTOME III の画像のうち、日常検査となっている  $^{15}\text{O}$  定常法や FDG 法は血液放射能濃度測定データを元にそれぞれのモデルに基づいて、HEADTOME III のコンピュータ (Eclips S/140, 日本データゼネラル) で脳血流量、脳酸素消費量、酸素摂取率、脳血液量、および、脳ブドウ糖消費量等の脳機能画像に変換された後、高速転送ライン (DRE 11, 日本 DEC) を経て、一方、オートラジオグラム画像はドラムスキャナ (2605 A, 阿部設計) を経由して、いずれも VAX 11/750 (日本 DEC) へ入力される。これらの画像は磁気テープやフロッピーディスクへ保存され、必要に応じて利用者が再生して解析する。

画像解析装置 (IP 8500, DeAnza) は VAX 11/750 に接続され、そのソフトウェアはポジトロン核医学データの解析を目的として独自に開発しており、現在も開発途中である。画像に関心領域 (ROI) を設けその範囲内の平均値等を求める ROI 処理は画像解析の中心になる。ROI 設定法には目的に応じたいくつかの種類を設けた。PET 測定データには、同時に測定された複数の脳機能画像が共通の ROI で計測できるようにした。また、動態測定に対しては時系列データの抽出ができるようにした。さらに、脳内の構造物や病巣部は三次元的構造を持っており、これらを三次元 ROI として計測する機能も目下開発中である。その他、表示装置としても標準の表示機能の他に冠状断と矢状断の再構成と横断像との同時表示を目下検討中である。画像記録装置としてカラー画像レコーダ (CIR-100, 日本ビオニクス) と X 線フィルムレコーダ (Multi imager 7, Matrix) を備えている。

#### V. 実験系

新しい標識トレーサや新しい測定モデルを開発するのに実験系は不可欠であり、本施設ではオートラジオグラフィ測定を基本としたシステムを構成した。

オートラジオグラムに使用する RI としては従来から用いられている  $^{14}\text{C}$  や  $^3\text{H}$  の他に、短半減期の  $^{18}\text{F}$  や  $^{11}\text{C}$  のポジトロン放射 RI も使用可能にした。定量的オートラジオグラムを得るため、前者の  $^{14}\text{C}$  や  $^3\text{H}$  では標準校正線源を試料と同一フィルム面に載せ、そのフィルム黒化濃度を基準に解析する。ポジトロン放射 RI には、新たに、種々の濃度の試料に対して、Well 計測とフィルム黒化濃度の関係を求める相互校正法を開発した<sup>8)</sup>。これにより、従来の  $^{14}\text{C}$  や  $^3\text{H}$  のオートラジオグラフィで数か月を要していたところが、ポジトロン放射 RI では数日に短縮した測定も可能になった。

PET 臨床利用のモデル作成を目的とする実験では  $^{18}\text{F}$  や  $^{11}\text{C}$  に関して全く同一過程で合成された標識トレーサの利用が可能になり、新トレーサ



開発の有力な武器になる。また、逆に  $^{11}\text{C}$  トレーサを目的とする場合、 $^{14}\text{C}$  によるオートラジオグラム実験や、 $^{18}\text{F}$  トレーサを目的とする場合の  $^3\text{H}$  オートラジオグラム実験のような置き換え実験も自由に可能になる。

一方、全く新しい合成トレーサの開発の場合はその放射性トレーサとしての有効性の検討や被曝線量計算のために、臓器別の RI 濃度分布の測定が必要になる。この場合は前述の採血血液放射濃度測定装置やオートウエル (RAW 300, 島津) を使用する。

## VI. 考 案

本邦ではすでにいくつかのポジトロン核医学施設があるが、基本的には画像パターンを解析する従来の画像核医学の延長であり、定量的解析能力を生かした研究は少なく、その内容において世界的に認められた研究はほとんどない状況である。

秋田脳研ポジトロン核医学施設は冒頭に述べたように、新しい臨床科学を創るという認識のもとに、約1年余の準備期間をかけて開設に至りその後も試行錯誤をくり返し、約1年を経てようやくその運営が軌道に乗り始めたところである。ポジトロン核医学では最終的に臨床 PET 測定の定量性が新しい学問のための、ひとつの条件である。ひとつの正しい測定からは無数の情報が抽出できるが、正しくない測定からはいくら多くの測定を行ってもひとつの情報も得られない。

臨床 PET 測定の対象は測定目的に従って厳選し、質の高い測定を行うべきである。この1年間の臨床測定の対象は本施設の性格上脳血管障害が中心になっているが脳腫瘍の血流と代謝異常の測定も進めつつある<sup>9)</sup>。ルーチン検査として測定するのではなく、一症例ごとに吟味した検査目的を持つことが肝要である。

ポジトロン核医学はそれぞれの技術をもった研究者の共同作業であり、互いの分野の相互理解が不可欠である。このため、本施設では全関係者が毎週会し、各分野の現状と問題点、さらには研究

成果等を討論している。このような試みにより、ひとつの臨床 PET データを支えている製薬系、測定系、解析系、実験系の四本の柱の内容を正しく理解できることになり、その結果、その測定から抽出する情報の質の向上へつながり、集約した臨床研究が可能になる。ポジトロン核医学は四本の柱を底辺とするピラミッド構造になっておりその上に臨床 PET 測定がなり立ち、各底辺のいずれが欠けても砂上の楼閣となる危険性を含んでいる。基礎研究と臨床研究が有機的に結合して初めてポジトロン核医学が新しい創造的な科学として確立する可能性を持つと言える。

## 文 献

- 1) 村上松太郎, 高橋和弘, 他: FDG 半自動合成装置の開発. (投稿準備中)
- 2) 村上松太郎, 高橋和弘, 他: 秋田脳研短寿命 RI 標識薬剤の供給および開発現況について (抄録) 核医学 **21**: 1006, 1983
- 3) Kanno I, Uemura K, et al: Design concepts and performances of HEADTOME, a multiring hybrid emission tomograph for the brain, in Positron Emission Tomography of the Brain, eds by W-D, Heiss and ME, Phelps. Springer-Verlag, Berlin, Heidelberg, New York, 1983
- 4) 菅野 巖, 三浦修一, 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
- 5) 小川敏英, 犬上 篤, 他: ポジトロン CT と X 線 CT 断層面の正確な対応を行うための一つの試み (抄録) 日医放会誌 **44**: 227, 1984
- 6) 山口龍生, 菅野 巖, 他:  $^{15}\text{O}$  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流量の正常値. 医学のあゆみ **131**: 27-28, 1984
- 7) Kanno I, Lammertsma AA, et al: Measurement of cerebral blood flow using bolus inhalation of  $\text{C}^{15}\text{O}_2$  and positron emission tomography: Description of the method and its comparison with the  $\text{C}^{15}\text{O}_2$  continuous inhalation method. J Cereb Blood Flow Metab **4**: 224-234, 1984
- 8) 高橋和弘, 村上松太郎, 他: ポジトロン放出核種を用いた定量的オートラジオグラフィの試み. 核医学 **21**: 1389-1393, 1984
- 9) 小川敏英, 上村和夫, 他: 脳腫瘍のポジトロン CT について. 医学のあゆみ **131**: 109-113, 1984