

マイクロ SPECT を用いた小動物イメージングの 定量的機能評価 Quantitative Functional Imaging of Small Animals Using MicroSPECT

銭谷 勉*

Tsutomu ZENIYA

要 旨

創薬や新規治療法の評価を目的とした前臨床研究において、小動物モデルを用いた *in vivo* イメージングは不可欠である。その中でも PET や SPECT などの高感度トレーサ技術である核医学的手法は生体内の生理機能を定量評価できるため大きな役割を果たしている。本論文では、小動物イメージングにおける定量的機能評価の意義および応用領域について言及した上で、マイクロ SPECT における動態解析および画像再構成の定量性について概論する。また、マイクロ SPECT を利用した定量的機能評価の例を紹介する。

キーワード：小動物、定量的機能評価、SPECT、ピンホールコリメータ、画像再構成

In vivo imaging of small laboratory animals facilitates objective assessment of pharmaceutical development and regenerative therapy in pre-clinical studies. Radionuclide imaging such as PET or SPECT is especially important because it allows to quantitatively assess physiological functions due to high sensitive tracing technique. This paper describes the significances and applications of quantitative functional assessment in small animal imaging, and then discusses quantitation about kinetic analysis and image reconstruction in microSPECT. Finally, it introduces quantitative functional imaging studies using microSPECT.

Key words: Small animal, Quantitative functional imaging, SPECT, Pinhole collimator, Image reconstruction

Med Imag Tech 26(1): 14-20, 2008

1. はじめに

創薬や新規治療法を目的とした前臨床研究において、ラットやマウスなどの小動物モデルを用いた *in vivo* イメージングは不可欠である。また、近年の分子イメージング分野の発展に伴い、小動物専用の X 線 CT (Computed Tomography), MRI (Magnetic Resonance Imaging), PET (Positron Emission Tomography), SPECT (Single Photon Emission CT) および光イメージングなどの装置が盛んに開発されている。その中でも、PET や SPECT などの放射性同位元素をトレーサとして用いる核医学検査手法は、高い感度を有し、ト

レーサの集積の対して正確に比例した信号強度を提示するため、病態生理や病態生化学的な変化を定量的に評価することが可能であるため重要な役割を果たしている。

PET 装置は高い感度を有するが、高解像度の小動物用 PET 装置でもその空間解像度は 1 mm を超えておらず [1], 小病変の画像化に不十分である。PET は放射線同位元素から放出される陽電子が電子と結合する際に反対方向に放出される 2 本の消滅放射線をリング状の検出器で同時計測することで、放射線同位元素の存在する位置を推定する。陽電子が静止するまでの距離を陽電子の飛程と呼ぶが、核種によっては飛程が装置の空間解像度よりも大きく、解像度を悪化させる。たとえば、 ^{15}O の場合、陽電子のエネルギーが高く、陽電子が消滅するまでに水中で平均 2.5 mm 移動する。また、PET 核種は半減期が短いため、小動物実験において、同一の個体の

* 国立循環器病センター研究所先進医工学センター放射線医学部 [〒 565-8565 大阪府吹田市藤白台 5-7-1] : National Cardiovascular Center Research Institute. e-mail: zeniya@ri.ncvc.go.jp
論文受付：2007 年 12 月 25 日
最終稿受付：2008 年 1 月 7 日

繰り返し撮像が行いやすいという利点である反面、サイクロトロンや放射性薬剤合成装置などの大掛かりな設備を必要とする。一方、SPECT装置は放射線同位元素から放出されるガンマ線の飛来方向を特定するためのコリメータを必要とするため、コリメータを必要としないPETに比べ感度が劣るのは避けられないが、コリメータの工夫次第ではPETよりも高い空間解像度が得られる。ピンホールコリメータは対象物がコリメータに近いほど感度および空間解像度を高くできるので (Fig. 1), 小動物イメージングに適しており, 1 mm 以下の解像度が比較的容易に実現できる [2, 3]. ほとんどの小動物用 SPECT 装置 (マイクロ SPECT) ではこのピンホールコリメータを利用している。感度が低いという問題は、複数のピンホールを利用することで克服する試みが行われている [4~6]。また, Table 1 に示されているように SPECT 検査で使用される放射性核種は半減期が長い為、PET では観測できない、長時間における薬剤の動態を観察した

いという場合に適している。そして、何よりも放射性薬剤を他施設から入手できるため、安価で手軽に検査が実施できるという大きな利点がある。

従来のピンホール SPECT は、体軸方向に画像が歪み、視野内の解像度が不均一になるという問題があったため、定量評価が困難であった。著者らは、この原因をデータの不完全性によるものと仮説をたて、撮像軌道をラドン変換の完全性を満たすように設計し、立体的な画像再構成理論を導入することで、歪みのない視野全体で均一な解像度を有する 3 次元画像を得ることに成功した [7]。その結果、ピンホール SPECT においても小動物 PET 同様に定量評価が可能になった。しかしながら、PET や SPECT が得意とする、定量的な機能評価をマイクロ SPECT で行う試みは、それほど広くなされていない。

本論文では、小動物イメージングにおける定量的機能評価に必要とされる著者らの物理工学的な最近の進歩について述べる。最初に、小動物イメージングの定量的機能評価の意義および応用領域について言及した上で、マイクロ SPECT における動態解析および画像再構成の定量性について概論する。最後に、著者らが開発したマイクロ SPECT 装置を利用した定量的機能評価の例を紹介する。

2. 小動物イメージングにおける定量的機能評価の意義と応用領域

通常、遺伝子改変や病態モデル動物はマウスやラットなどの小動物に対して行われており、生きたまま、小動物内の分子をイメージングする技術は非常に重要である。とくに、ヒトから実

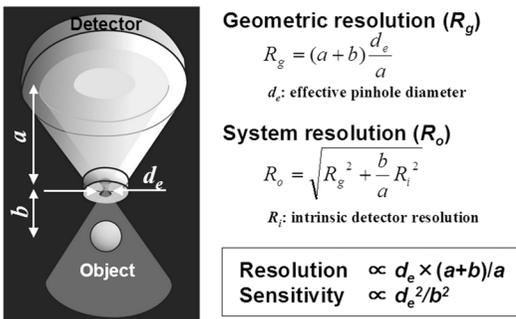


Fig. 1 Physics of pinhole SPECT. Spatial resolution and sensitivity can be improved by positioning a collimator closer to an object.

Table 1 Representative radionuclides used in SPECT study.

Isotope	Energy	Half life	Tracer	Application
^{99m} Tc	140 keV	6.01 hr	MDP/HMDP	bone scan
			MIBI	myocardial perfusion
			tetrofosmin	myocardial perfusion
			TRODAT	dopamine transporter
²⁰¹ Tl	70 keV	72.9 hr	TlCl	myocardial perfusion
¹²³ I	159 keV	13.3 hr	BMIPP	beta-oxidation
			MIBG	sympathetic
			β-CIT	dopamine transporter
			Iomazenil	benzodiazepine receptor
¹³¹ I	364 keV	8.04 day		thyroid
⁶⁷ Ga	93, 185, 300 keV	3.26 day	citrate	tumor

験小動物まで同じ手技で定量的機能評価が可能な核医学イメージング技術は、血流などの生理的機能から種々の受容体、遺伝子発現、ペプチド・タンパクなどの疾患関連物質の体内動態までを観察できるため、創薬の迅速化・低コスト化や、テーラーメイド医療、遺伝子治療、再生医療などに代表される新しい病気の診断・治療法の開発に大きく貢献するといわれている。

創薬においては、治療化合物の探索から体内吸収・体内動態の評価、臨床試験早期に必要な毒性と薬効評価、投与量の最適化などの分野においての利用が開始されている。再生医療分野においても、多くの局面で本質的な情報を提示し、有効な治療法の確立に向けて重要な役割を果たすことは明らかである。たとえば、心筋梗塞部位での血管新生治療、細胞移植治療では、細胞の定着や血管の発達などの形態的な再生だけでなく、生体の一部の組織として機能評価を行うことが必要である。定着した細胞および組織の血流がどの程度回復し、種々の生理的な負荷などによって本来持つべき反応力（血流の自動調節能と血管反応性、代謝の制御、神経連絡過程など）をどの程度有し、必要な生体フィードバックを可視化できることが望ましい。これらの分野の基盤技術を整備するためには、疾患の本質を理解すること、そのための基礎、前臨床、および臨床研究を並行して実施すること、また、本質的な治療実施のための各種基盤技術を有していることが不可欠である。

3. マイクロ SPECT による定量的機能評価の問題点

SPECT データから、血流量、結合能などの定量的な生理パラメータを得るためには、コンパートメントモデル解析やグラフ解析など、トレーサの動態解析を行う必要がある [8]。このとき、入力関数と呼ばれる動脈中の放射能濃度の投与時からの時間変化が必要となる。ヒトの場合、通常、腕の動脈に穿刺し、撮像中にマニュアルで頻回採血やポンプを用いた連続採血を行って入力関数を得る [9]。ラットやマウスの血液量は、ヒトに比べて少量のため、採血量が多くなると貧血を起こし、生理状態も大きく変化する。そのため、最低限の採血量に抑える必要があり、動脈と静脈を短絡させる arteriovenous (AV) シャ

ント術を施し、そこから入力関数を得る方法が提案されている。

心筋機能の定量では、撮像された左心室から入力関数を得る方法が用いられる。しかし、これらの方法で得られる入力関数はあくまでも全血の放射能濃度であり、放射性薬剤が体内で代謝される場合、代謝産物の定量も行う必要もある。微量の血液中の代謝産物の定量は非常に困難である。このため、あらかじめ複数の同一動物で測定した平均入力関数を用いる方法や、入力関数の代わりにリファレンス領域を用いる方法 [10] がしばしば使われる。

得られたパラメータを解釈する際には、ヒトとの違いを考慮する必要がある。代謝速度はヒトと小動物では大きく異なる。通常、小動物の撮像は麻酔下で行われるが、麻酔の影響も無視できない。著者らは覚醒下に適したラット専用のホルダーを作製し、1週間の馴化を行うことによって、覚醒下でのラット心筋血流定量測定および血管反応性の評価を可能にした。

4. マイクロ SPECT 画像再構成における定量性

前述のようなトレーサの動態解析を行う場合、SPECT 画像の定量性が確保されていることが前提である。マイクロ SPECT 画像再構成においても、定量性を劣化させる要因を十分に考慮する必要がある。

1) 部分容積効果

核医学装置は、定量性が高いとしばしばいわれるが、部分容積効果（小さい対象物を空間解像度の悪い装置で撮像したとき発生する測定値の過小評価）は大きく定量性に影響する。とくに、小動物の場合サイズがヒトより小さいため、相応の高い空間解像度が要求される。たとえば、臨床で利用されている PET 装置は 5 mm 程度の空間解像度を持つが、この装置で得られた画像と同等の解像度でラットを撮像したければ 0.6 mm、マウスでは 0.4 mm の空間解像度が要求される [1]。実際の小動物用 PET の空間解像度は 1 ~ 2 mm 程度であるため、部分容積効果は小動物 PET ではヒトよりも大きな問題となる。これに対して、小動物用のピンホール SPECT では数百 μm の空間解像度を実現できるため、部分容積効果を抑制できる点で優位である。しかしなが

ら、部分容積効果の定量性に与える影響は少ないため、定量する際は十分に考慮する必要がある。コリメータ開口補正技術 [11] などを用いて解像度を改善するのも1つの方策である。

2) 吸収・散乱

SPECT で定量性を劣化させる大きな要因として、被写体内でのガンマ線の吸収および散乱がある。一般的な臨床脳 SPECT 検査では、60 ~ 80% の光子が体内での吸収を受け、30 ~ 40% の光子が散乱によって偽りの信号を与える。これらの影響を補正しなければ定量評価は難しい。飯田らは、実用的な手法によって吸収・散乱の影響を高い精度で補正することに成功し、SPECT でも PET 同様の定量評価を可能にした [12]。しかしながら、体内での吸収・散乱の影響は被写体の大きさに依存することを考えると、小動物ではヒトの場合に比べてそれほど大きくないと考えられる。Wang らはマウスにおける吸収・散乱の影響を、シミュレーションおよびファントム実験にて評価した。吸収も散乱も補正しない場合、15% 過小評価し、吸収補正のみ行った場合、9% 過大評価する。吸収と散乱の両方を補正して誤差は3%以下にできると報告している [13]。DeIoar らは散乱線の影響に加え、ピンホールコリメータを突き抜けるガンマ線の影響も考慮する必要があることをシミュレーションによって示している [14]。この突き抜けガンマ線の影響はピンホール形状を knife-edge 型に代えて、keel-edge (channel-edge とも呼ぶ) 型を使用することで抑制することができる [15]。

3) データの完全性

ピンホールコリメータを用いた SPECT 装置は原理上、3次元収集を行っているが、コーンビーム型の3次元画像再構成法が必要となる。ピンホール SPECT において単一の円軌道でデータを収集した場合、体軸方向に画像が歪み、空間解像度が不均一となるため、定量解析は困難である。画像再構成法を解析的手法の FBP (Filtered Back-Projection) に代えて、OSEM (Ordered Subsets Expectation Maximization) などの統計学に基づいた逐次近似画像再構成法を使用することによって改善されるが、視野周辺では依然として解像度の劣化は残っている [16]。最近の研究で、著者らはこの原因をデータの不完全性に起因するものと仮説をたて、撮像軌道をラドン変換の完全性を満たすような複数回転軌道とし、これに立体的画像再構成理論を導入することで、視野内で均一な高解像度を得ることに成功した (Fig. 2) [7]。Metzler らはヘリカル軌道で完全データ収集を実現している [17]。従来は定性的な評価のみに利用されてきた高解像度撮像法のピンホール SPECT だが、この問題の解決によって PET 同様に定量解析が可能になった。

4) トランケーション

ピンホールコリメータは対象物がコリメータに近いほど感度および解像度を高くできるのが特長であるが、極端に近づけるとトランケーション (データの欠損) が生じ、再構成画像のカウントは過大評価され、定量評価の妨げとなる。通常は被写体が視野から外れないように、被写

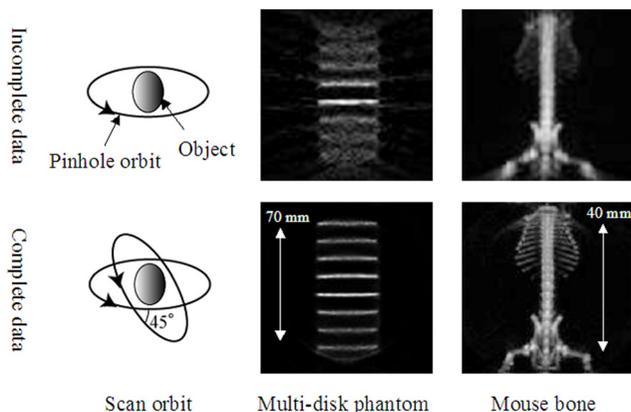


Fig. 2 Comparison between conventional acquisition and complete data acquisition in multi-disk phantom study and mouse bone scan with ^{99m}Tc . Data acquired by conventional single circular orbit are incomplete. Complete data are acquired by two-circular orbit. Complete data improve axial blurring and non-uniform spatial resolution in pinhole SPECT.

体からコリメータをある程度離して撮像する。ただし、これは解像度と感度を妥協することになる。著者らは、Defrise らが 2 次元 X 線 CT を対象として提案した理論 [18] を基に、ピンホール SPECT でトランケーションを許す 3 次元画像再構成法 TC-OSEM (Truncation Compensated OSEM) を開発した [19]。本画像再構成理論では、Fig. 3 に示すように収集データに被写体外のゼロ (既知) 領域が含まれること、画像再構成マトリクスは被写体が完全に含まれるように十分に大きく設定することの 2 つの条件の下、OSEM などの逐次近似画像再構成法によって視野内は正確な値に収束する。本手法により、トランケーションがあっても定量性が確保される (Fig. 4)。

5. マイクロ SPECT を用いた定量的機能評価の例

1) ラット心筋血流量・血管反応性

近年高血圧や高脂血症などの循環器疾患に関与する遺伝子が明らかになってきており、疾患発現に先行する病態生理の把握が重要になる。このとき、安静時のみの組織血流量や基質代謝量に加えて、種々の生理的・薬理的な賦活に対する反応性、たとえば血管反応性や代謝自動調節などが指標になると考えられている。

著者らは、小動物でこのような生理機能の定量評価を目的として、小型高解像度ピクセル型 NaI シンチレータとピンホールコリメータを組み合わせた検出器 [20] を 4 台搭載した小動物専用高解像度 SPECT 装置を開発した (Fig. 5)。

本装置を用いて、覚醒下での健常ラットの心筋血流量および血管反応性を評価した。ラット

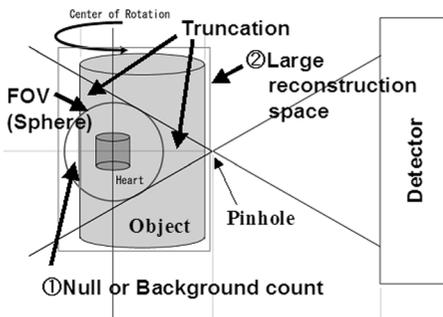


Fig. 3 Schematic diagram to show conditions for truncation compensated reconstruction in 3D pinhole SPECT.

は Fig. 6 のように装置にセットされた。8 匹のラットを用いて ^{201}Tl を 36 分間隔で分割投与し、4 匹は安静時と安静時、残りの 4 匹は安静時と血管拡張時の心筋血流量を測定した。血管拡張時には血管拡張薬アデノシン A2A アゴニスト CGS21680 を 2 回目の ^{201}Tl 投与の 6 分前に投与した。ピンホール用 3D-OSEM で画像再構成して得られた一連の時系列画像データに対して 2 コンパートメントモデル [21] を適用した。Fig. 7 は本実験で得られた心筋 SPECT 画像であるが、非常に鮮明な画像が得られた。入力関数は、別実験で 10 匹のラットの頻回採血から作成した標準入力関数を用いた。実験の結果、安静時と安静時の検査では血流値に変化はなく、安静時と負荷時の検査では血管拡張薬の量に依存して、血流上昇が認められた (Fig. 8)。本マイクロ SPECT システムで得られたデータを動態解析することで、小動物の心筋血流量および血管反応性を 1 回の検査で定量的に評価可能である。

2) マウス脳血流量

局所脳血流量は脳梗塞の治療効果を評価する

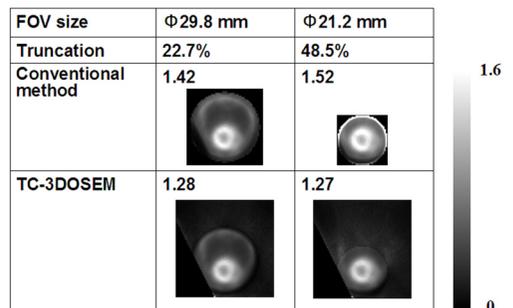


Fig. 4 Reconstructed images and myocardial counts obtained by conventional method and TC-3DOSEM. We artificially generated data with the different amount of truncation from rat experimental data. TC-3DOSEM method eliminates overestimation and provides quantitative image in independence of the amount of truncation.

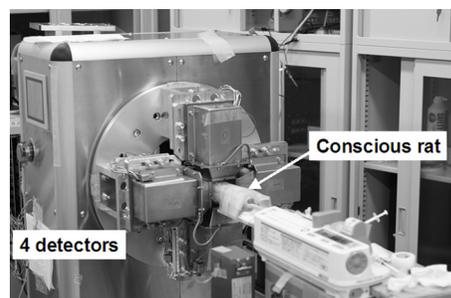


Fig. 5 Photograph of our microSPECT system and rat cardiac imaging study.

指標の1つである。6匹の脳梗塞モデルマウスを準備し、その中の3匹に対して骨髄単核球細胞を移植(治療)した。未治療群3匹と治療群3匹において、ピンホールSPECTと¹²³I-iodoamphetamine (IMP)を用いた脳組織血流量定量的妥当性および移植治療効果を評価した。臨床用SPECT装置(GCA-7200A, Toshiba)にピンホールコリメータを装着し、IMP投与約10分後に摘出脳を回転ステージに載せ、各1時間SPECT撮像した。ピンホール用3D-OSEMで再構成して得られた画像に2コンパートメントモデル[22]を適用して、空

間解像度0.9mmの3次元脳組織血流分布像を得た(Fig.9)。入力関数は別実験で5匹のマウスの頻回採血によって得られた標準入力関数を利用し、分配定数は45 ml/ml [23]を採用した。また、SPECT撮像の前にMRIでT2強調画像を得て位置合わせを行い、梗塞領域を特定した(Fig.9)。得られた局所脳血流量は、正常側で1.09 ± 0.21 ml/g/minであり、既報のノーマルマウスを14Cとオートラジオグラフィで測定した結果[24]の範囲であった。一方、梗塞巣で0.76 ± 0.18 ml/g/minであり、有意に血流低下がみられた。また、未治療群と治療群の比較では、治療群で脳血流量の改善効果がみられた。ピンホールSPECTでマウス脳梗塞モデルを用いた病態の定量評価が可能である。今後、同一マウスによるin vivo 繰り返し撮像を予定している。また、¹²³I標識技術はペプチドやタンパクのイメージングを可能とし、マイクロPETを補う技術になりうるということが認められる。

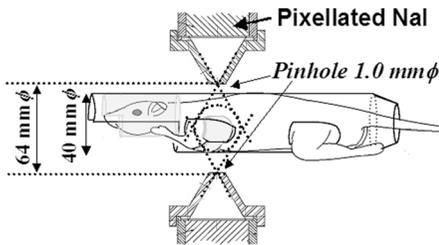


Fig. 6 Imaging geometry. Rat was set in a dedicated holder for conscious condition.

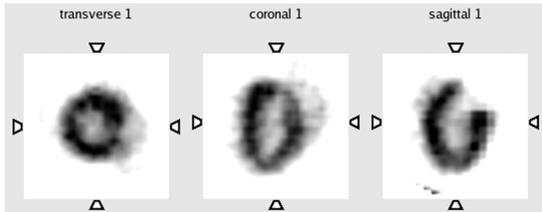


Fig. 7 Representative rat cardiac images obtained by our microSPECT and ²⁰¹Tl.

6. まとめ

創薬や治療法評価などの前臨床研究における小動物イメージングの定量的機能評価は重要な役割を担っている。高解像度を有するマイクロSPECT装置は最近の物理工学的な進歩によって小動物PET同様に定量解析が可能になったことと、検査の簡便さも手伝って今後広く普及するものと考えられる。

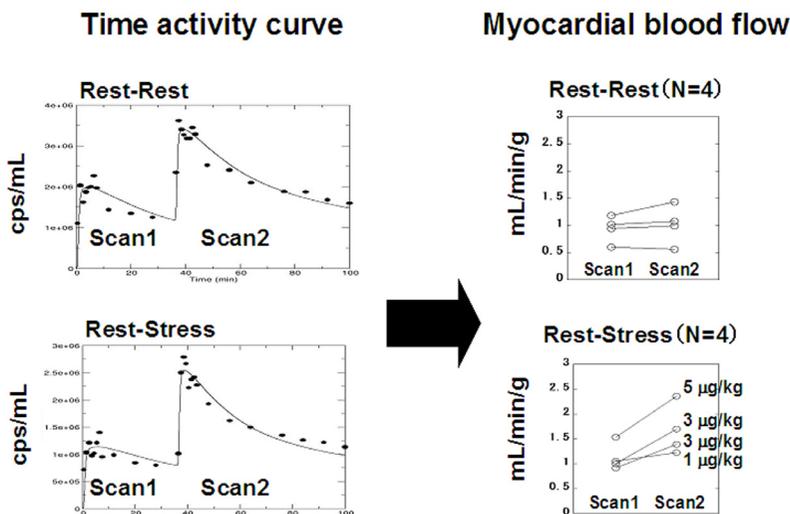


Fig. 8 Quantitation of rat myocardial blood flow using data from microSPECT. Left: Representative time activity curves in rest-rest and rest-stress studies. Right: Myocardial blood flows calculated by two-compartment model. Coronary flow reserves were assessed in rest-stress studies.

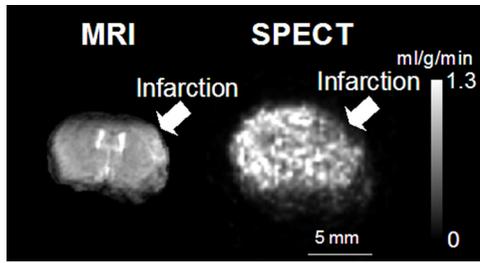


Fig. 9 Co-registered MR and SPECT images of cerebral infarction model mouse. Left: T2 weighted image obtained by MRI. Right: Quantitative cerebral blood flow image obtained by pinhole SPECT and ^{123}I -IMP.

謝 辞

本研究の一部は、独立行政法人科学技術振興機構課題番号 1702、および厚生労働科学研究費補助金「こころの健康科学研究」により実施された。

文 献

- [1] Larobina M, Brunetti A, Salvatore M: Small animal PET: a review of commercially available imaging systems. *Curr Med Imag Rev* **2**: 187-192, 2006
- [2] Mickle SR, Kench P, Kassiou M et al: Small animal SPECT and its place in the matrix of molecular imaging technologies. *Phys Med Biol* **50**: R45-R61, 2005
- [3] 銭谷 勉, 渡部浩司, 工藤博幸, 他: 完全データを利用したピンホール SPECT. *Med Imag Tech* **23**: 9-16, 2005
- [4] Liu Z, Kastis GA, Stevenson GD et al: Quantitative analysis of acute myocardial infarct in rat hearts with ischemia-reperfusion using a high-resolution stationary SPECT system. *J Nucl Med* **43**: 933-939, 2002
- [5] Schramm NU, Ebel G, Engeland U et al: High-resolution SPECT using multipinhole collimation. *IEEE Trans Nucl Sci* **50**: 315-320, 2003
- [6] Beekman FJ, van der Have F, Vastenhouw B et al: U-SPECT-I: a novel system for submillimeter-resolution tomography with radiolabelled molecules in mice. *J Nucl Med* **46**: 1194-1200, 2005
- [7] Zeniya T, Watabe H, Aoi T et al: A new reconstruction strategy for image improvement in pinhole SPECT. *Eur J Nucl Med Mol Imaging* **31**: 1166-1172, 2004
- [8] Watabe H, Ikoma Y, Kimura Y et al: PET kinetic analysis-compartmental model. *Ann Nucl Med* **20**: 583-589, 2006
- [9] Kudomi N, Choi E, Yamamoto S et al: Development of a GSO detector assembly for a continuous blood sampling system. *IEEE Trans Nucl Sci* **50**: 70-73, 2003
- [10] Acton PD, Choi S-R, Plössl K et al: Quantification of dopamine transporters in the mouse brain using ultra-high resolution single-photon emission tomography. *Eur J Nucl Med* **29**: 691-698, 2002
- [11] Sohlberg A, Watabe H, Zeniya T et al: Comparison of multi-ray and point-spread function based resolution recovery methods in pinhole SPECT reconstruction. *Nucl Med Commun* **27**: 823-827, 2006
- [12] 飯田秀博, 渡部浩司, 赤松哲哉, 他: SPECTを使った脳機能画像の定量化と標準化. *脳神経外科ジャーナル* **16**: 742-752, 2007
- [13] Wang Y, Du Y, Mok SP et al: Towards quantitative high-resolution pinhole SPECT imaging. [Abstract] *J Nucl Med* **45**(suppl 2): 110, 2005
- [14] Deloar H, Watabe H, Aoi T et al: Evaluation of penetration and scattering components in conventional pinhole SPECT: phantom studies using Monte Carlo simulation. *Phys Med Biol* **48**: 995-1008, 2003
- [15] van der Have F, Beekman FJ: Penetration and scatter in channel micro-pinholes for SPECT: a Monte Carlo investigation. 2004 IEEE Nuclear Science Symposium Conference Record **4**: 2575 - 2578, 2004
- [16] Vanhove C, Defrise M, Franken PR et al: Interest of the ordered subsets expectation maximization (OS-EM) algorithm in pinhole single-photon emission tomography reconstruction: a phantom study. *Eur J Nucl Med* **27**: 140-146, 2000
- [17] Metzler SD, Greer KL, Jaszczak RJ: Helical pinhole SPECT for small-animal imaging: a method for addressing sampling completeness. *IEEE Trans Nucl Sci* **50**: 1575-1583, 2003
- [18] Defrise M, Noo F, Clackdoyle R et al: Truncated Hilbert transform and image reconstruction from limited tomographic data. *Inverse Probl* **22**: 1037-1053, 2006
- [19] Zeniya T, Watabe H, Sohlberg A et al: 3D-OSEM reconstruction from truncated data in pinhole SPECT. 2007 IEEE Nuclear Science Symposium Conference Record: 4205-4207, 2007
- [20] Zeniya T, Watabe H, Aoi T et al: Use of a compact pixellated gamma camera for small animal pinhole SPECT imaging. *Ann Nucl Med* **20**: 409-416, 2006
- [21] Iida H, Eberl S: Quantitative assessment of regional myocardial blood flow with thallium-201 and SPECT. *J Nucl Cardiol* **5**: 313-331, 1998
- [22] Iida H, Itoh H, Nakazawa M et al: Quantitative mapping of regional cerebral blood flow using iodine-123-IMP and SPECT. *J Nucl Med* **35**: 2019-2030, 1994
- [23] Iida H, Akutsu T, Endo K et al: A multicenter validation of regional cerebral blood flow quantitation using [^{123}I]iodoamphetamine and single photon emission computed tomography. *J Cereb Blood Flow Metab* **16**: 781-793, 1996
- [24] Maeda K, Mies G, Oláh L et al: Quantitative measurement of local cerebral blood flow in the anesthetized mouse using intraperitoneal [^{14}C]iodoantipyrine injection and final arterial heart blood sampling. *J Cereb Blood Flow Metab* **20**: 10-14, 2000



銭谷 勉 (ぜにや つとむ)

1991年山形大学工学部情報工学科卒業。1993年山形大学大学院工学研究科情報工学専攻修士課程修了。同年㈱日立メディコ入社。2002年山形大学大学院理工学研究科システム情報工学専攻博士後期課程修了。2001-2002年日本学術振興会特別研究員。現在、国立循環器病センター研究所先進医学センター放射線医学部特任研究員。博士(工学)。小動物 SPECT、画像再構成法の研究開発に従事。1998年日本医用画像工学会論文賞。2005年日本核医学会研究奨励賞。