# 法政大学学術機関リポジトリ

## HOSEI UNIVERSITY REPOSITORY

PDF issue: 2025-05-09

## 小動物SPECT画像の二核種分離

### MUKAI, Hiroyuki / 向井, 広幸

(出版者 / Publisher)
法政大学大学院理工学・工学研究科
(雑誌名 / Journal or Publication Title)
法政大学大学院紀要.理工学・工学研究科編
(巻 / Volume)
56
(開始ページ / Start Page)
1
(終了ページ / End Page)
4
(発行年 / Year)
2015-03-24
(URL)
https://doi.org/10.15002/00011270

## 小動物 SPECT 画像の二核種分離

#### ESTIMATION OF ACTIVITY IN SMALL ANIMAL MULTI-ISOTOPE SPECT STUDY

向井広幸

Hiroyuki MUKAI 指導教員 尾川浩一

#### 法政大学大学院理工学研究科応用情報工学専攻修士課程

The aim of this study in to measure the distributions of multiple isotopes in small animal SPECT study. In multi-isotope SPECT system, images reconstructed with the counts of primary photons emitted from a low energy photopeak radionuclide is distorted by Compton scattered photons originating in a high energy photopeak radionuclide. In this paper, applied an artificial neural network method to quantitatively measure the distribution of activities in the simultaneous data acquisition with a multiple isotope SPECT study and the accuracy of our proposed method was evaluated.

Key Words :SPECT, multi isotope, neural network

#### 1. はじめに

現在の医療現場では画像診断方法のひとつとして SPECT(single photon emission computed tomography)が 用いられている.この SPECT を用いることで,患者の体内 の臓器の機能を非侵襲的に画像化することができる.こ れは,病気の早期発見や臨床診断に有用であり,この技術 は重要な役割を担っている.同様な技術として,X線CTが ある.これは臓器の形状情報を得ることが出来る が、SPECT では臓器の機能情報が見られるという一点に特 徴がある.これにより,異常が形状として現れる前 に、SPECTによる診断でその異常を発見できる.SPECTでは、 検査の際に放射性同位元素(RI)と呼ばれるものを患者の 体内に投与する.このRI が対象臓器に集積し、y 線を放出 する.このγ線を検出器で検出し,そのデータを元に画像 再構成を行うことでその分布状況を断層画像とする.こ の時使用される RI としては, Tc-99m やT1-201 などが一般 的である. 通常の SPECT 検査では1種類の放射性核種が 用いられるが,同時収集型 SPECT においては,2 種類の放 射性核種に対する動態を同時かつ同条件で見られること で,治療方針の最適化や治療効果の評価が可能となる.し かし,Tc-99m と In-111 の同時収集 SPECT の場 合,Tc-99m(141[keV])と In-111(171[keV],245[keV])で は光電ピークエネルギーが近接していることや,高い光 電ピークエネルギーの影響によって低いエネルギーのプ ライマリ光子の定量性が失われてしまい,プライマリ光 子の正確な推定が難しいという問題がある.この問題に 対しての有効な手法は、これまで開発されていない. そこ で、本研究ではTc-99mと In-111の2種類の放射性核種を

同時収集する SPECT に対し、それぞれの核種の断層画像を 別々かつ正確に再構成することを目的とする.

従来の散乱除去法では, TEW 法などにより散乱線が補正 されプライマリ光子の推定が行われている. 我々は,ニュ ーラルネットを用いた散乱補正法を2核種に適用し,ニュ ーラルネットを用いた2核種分離法を1999年に提案した [1]. ニューラルネットワークとは, 脳神経系を模したモ デルでパターン認識を行うものである. 従来のシステム では、入力に対して、その出力を得るための計算のプロセ スを人間が考えなければならない.しかし、ニューラルネ ットでは,学習データを与えてやることで,ネットワーク 自身が学習を行い出力が得られる. さらにニューラルネ ットのロバスト性から雑音に強いという特徴もある.こ れらの特徴は、ニューラルネットを同時収集型 SPECT に用 いる際に有効であるといえる.しかし,この手法を Tc-99m と In-111 の2 核種同時収集型 SPECT に適用しても,前述 したような問題によって散乱補正は困難となる.そこで 前述の手法を改良することで2 核種分離を実現すること にした.

#### 2. 提案手法.

ニューラルネットの入力層の数は設定したエネルギー ウィンドウの数とし、中間層はその2倍の数、出力層の数 は3つとしている.ニューラルネットの入力層へ与える入 カへは、図1で示しているような、設定したエネルギーウ ィンドウ内で測定されたカウントの総和に対する、k番目 のエネルギーウィンドウで測定されたカウントの比率で 与えられる.つまりカウント総和をCsとしたとき、k番目 の入力は Ck/Cs で与えられる.また,出力層から得られる 出力は,エネルギーウィンドウ内に含まれるそれぞれの 核種のプライマリ光子のカウントの比率となる.つまり, この出力に対して,全ウィンドウのカウント総和を乗算 することによって実際のプライマリ光子数を推定するこ とが出来る.



#### 3. シミュレーション方法

我々は,それぞれの核種のピーク値と散乱線に沿って 3 ~7個のウィンドウを設定した.まず,ANN1 ではそれぞれ の核種のエネルギーピークに対し FWHM10% の幅をウ ィンドウ幅とした 3 つのウィンドウを設定した.ANN2 で は ANN1 のウィンドウをピーク値でに分割したものをウ ィンドウ幅とし,6 つのウィンドウを設定した.ANN3 では ANN1 のウィンドウ設定に加え,散乱線を考慮したウィン ドウを設定し,4 つのウィンドウを設定した.ANN4 で は,ANN3 で設定したウィンドウを設定した.ANN4 で は,ANN3 で設定したウィンドウを設定した.DN4 で は,ANN5 では ANN3 で設定したウィンドウを設定し た.ANN5 では ANN3 で設定したウィンドウをピーク値で に分割したものをウィンドウ幅とし,7 つのウィンドウを 設定した.

ニューラルネットワークの構築には、学習データが必要 である.そこで本研究では、学習データをつくるために円 柱ファントムを用いた.そして、実際の SPECT 検査の際の 光子のふるまいを再現でき、プライマリ光子と散乱光子を 別々に測定できるモンテカルロシミュレーションを使用 した.ファントムは、高さを無限大とする半径 10cmの水で 満たされた大円柱の中に半径 3cmの小円柱を左右に並べ た.小円柱は大円柱の中心からそれぞれ 5cm ずつ離れたと ころに置き、それぞれの核種を配置した.各エリアの濃度 は一様とし、ファントムの平面から光子を発生させ、相互 作用には光電効果とコンプトン散乱を考慮した.使用した ファントムのジオメトリは図2に示す.また、データ収集条 件を表1に示す.



図2 ファントムのジオメトリ

表1 データ収集条件

検出器サイズ	40pixel
投影数	90
コリメータ	パラレルホール
コリメータ間隔	1mm
コリメータの長さ	1.5mm
エネルギー分解能	10%FWHM
教師信号数	160(40x4)
発生光子数	10 億個
検出器感度	100%
検出角度	$\pm 3.77^{\circ}$

さらに,このファントムについてモンテカルロシミュレ ーションから得られたエネルギースペクトルのうち図 3 に示される 4 つの投影角度で得られるエネルギースペク トルを教師信号として使用した.エネルギースペクトルは 各方向40個ずつの計160個とした.この4方向ですべての 方向のエネルギースペクトルのパターンを表していると 考えた.



図3 教師信号として使用した投影角度

この学習から得られたパラメータを使用し,3次元ファントムでのシミュレーションを行った.この際使用したファントムを図4,5に示す.また,データ収集条件についてを表2に示す.さらにこのシミュレーションから得られたデ

.



図4 シミュレーションに使用したファントム



図5 検出器とファントムの距離

表2 データ収集条件	
検出器サイズ	256x256 pixel
投影数	28(7x4)
1 投影の回転量	12.8°
検出器のピクセルサイズ	0.1035cm
コリメータ	9ピンホール
ピンホールサイズ	半径 0.14cm
開口角	30°
物体中心とコリメータの距	2.5cm
离准	
コリメータと検出器の距離	14.5cm
発生光子数	10 億個
ヘリカルでの移動量	8mm/step
エネルギー分解能	10%FWHM
検出器感度	100%

再構成法	OS-EM/ML-EM
サブセット数	7
反復回数	10/100
画像サイズ	128x128x128/64x64 pixel
ピクセルサイズ	0.05cm/0.3cm

#### 4. 結果と考察

.シミュレーションで得られた結果の再構成画像を図 6,7 に示す..



図 6 In-111 のプライマリ画像(左)と分離画像(右)



図7Tc-99mのプライマリ画像(左)と分離画像(右)

図 8,9 に In-111 の ANN1~5 とプライマリの再構成画像 のプロファイルを,図 10,11 に Tc-99m の ANN1~5 とプラ イマリの再構成画像のプロファイルを示す.



図 8 In-111 のプロファイル画像(primary, ANN1,2)



図 9 In-111 のプロファイル画像(primary, ANN3, 4,5)



図 10 Tc-99m のプロファイル画像(primary,ANN1,2)



図 11 Tc-99m のプロファイル画像(primary,ANN3,4,5)

再構成画像より関心領域の RMSE を ANN ごとに求め た.この結果から,Tc-99m の分離には ANN3,4 を,In-111 の 分離には ANN1,2 がよいという結果が得られた.目的の核 種に応じて,使い分けることで正確なプライマリ光子の推 定が行える.ANN1 は ANN3 に含まれているため,ANN3 が二核種の分離に最適であるという結果が得られた.本 論文では,同時収集型 SPECT における Tc-99m と In-111 の 分離について論じた.実際の小動物 SPECT 装置を想定し た条件で作成した 3D ファントムに対して,ニューラルネ ットを使い,二核種を正確に分離することが出来た

#### 参考文献

 A.Matsunaga and K.Ogawa, "Scatter correction in multiradioclide data acquisition by means of a neural network" Conf. Rec. IEEE Nucl. Sci. Symp. Med. Imag. Conf., vol.2, pp.948-952,