

# 核医学部会誌

Vol. 37 No. 2 (通巻 73) 2016 年 10 月

## CONTENTS

- 巻頭言 長木 昭男
- お知らせ
- 第 73 回核医学部会プログラム(大宮市)  
ミニシンポジウム 発表前抄録  
シリーズ第 5 回 「核医学担当学業務に必要な知識と技術」  
市川 肇・小野口昌久  
1) 小児 埼玉県立がんセンター 松本 慎  
2) 内分泌腫瘍 千葉大学医学部附属病院 飯森 隆志  
3) 内用療法におけるイメージングについて 藤田保健衛生大学病院 石黒 雅伸
- 日本放射線技術学会第 72 回総会学術大会 専門講座 後抄録  
核医学検査に用いる装置の基礎 本村 信篤
- 72 回核医学部会 基礎講座 発表後抄録  
核医学検査をバイオマーカーとするために求められること 九州大学 佐々木雅之
- 72 回核医学部会 ミニシンポジウム 発表後抄録  
シリーズ第 4 回 「核医学担当学業務に必要な知識と技術 (腫瘍 PET・神経伝達機能)」
- TOPICS 「骨 SPECT/CT 定量解析ソフトウェア GI-BONE の紹介」  
日本メジフィジックス株式会社 大崎 洋充
- 大学・研究室紹介 岐阜医療科学大学 片渕 哲朗
- 第 16 回核医学画像セミナー 報告・印象記
- 編集後記

### 核医学部会からのお知らせ

JSRT では会員カードでの参加履歴記録システムを導入しています。入門講座・専門講座・部会の参加には会員カードをご持参ください。

倉敷中央病院 長木 昭男

核医学分科会で管理と聞けば、放射線管理を思い浮かべる方が多いのではないのでしょうか。2016年は国内初となる $\alpha$ 線を放出する塩化ラジウム( $\text{Ra-223}$ )を使用した放射性医薬品の製造販売が3月に承認されました。これから内用療法を実施する施設は、アイソトープ協会と関係学会が開催する安全取扱講習会へ参加して治療を安全に施行するための知識や管理体制を確保することが求められています。ところで、管理というと私が最近気になるのは健康管理です。毎年、人間ドックを受診していますが、基準値から外れてくる検査データが年々少しずつ増えています。血液データの中には基準値を上下している項目も数年後には基準値を超える結果となることが少なくありません。私を含めた自己管理が不十分な人のために、日々の食事や運動など生活習慣の改善に向けた指導とチェックをする特定保健指導があるのだと思います。

さて一方、核医学検査を施行するにも臨床の知識や技術だけでなく、画像を提供する核医学検査機器の保守管理も重要です。機器も人と同様に経時的な劣化は避けることはできません。経年劣化は画像だけでなく、核医学検査の大きな特徴である定量値に影響する可能性もあるため、性能を維持するための定期点検は重要です。甲状腺摂取率や脳血流量、PETのstandard uptake value (SUV)などは生理機能を数値評価しているので、定量値の変動は治療方針の決定や効果判定、経過観察に影響すると考えます。また、検査前に装置の異常を発見するために始業前後の日常点検も必須です。軽微な異常も次第に重症化する場合も考えられます。定期点検や日常点検の計画書を作成し、点検の実施と記録は医療安全の面でも重要です。日常点検を行ったから必ず故障が無いとは限らないし、故障を発見できるかと言えばそうでもありませんが、医療事故のリスクは減少していると思います。機器管理は直接利益を生みませんが、機器管理を怠ることで生じた医療事故が組織に与える損失は計り知れないと考えられます。

核医学における分子イメージングは、プローブとしての放射性医薬品の開発、動態解析や画像評価など最先端の研究に目を向けがちですが、事故が無く精度の高い研究ができるのは日常点検や定期点検などの地道な放射線管理を行っているからこそ成立しているのだと思います。自己管理の徹底と管理システムを維持する構造が、心身の健康と核医学技術の基礎を支えると考えます。今後は新たに開始される核医学検査や内用療法を安全に実施するため、核医学検査に携わるすべての従事者に対して管理業務や医療安全の教育の必要性が更に高まると考えます。

お知らせ

## 放射線医療技術学叢書 (37)

### 「初学者のための核医学実験入門」の発刊

日本放射線技術学会 出版委員会・核医学部会

本叢書は核医学実験の入門書として皆さんが日常の検査で遭遇すると思われる疑問を俎上に載せ、解決手法を習得することを目的としています。実験項目は初学者に必要な基礎的な内容に絞り、極力難しい表現を避けるように努めました。また、実験を行う際に必要な実験計画書の作成、放射能濃度の調整、実験結果のデータ入力やグラフ化などが容易にできるように Word, Excel 等のテンプレートを用意しました。

第1章では放射線物理、ガンマカメラ装置および PET 装置の構成、核医学実験用ファントムの紹介、核医学実験計画書の作成や安全管理など核医学実験に必要な基礎知識を習得することを目的としています。第2章では「脳血流 SPECT」、「心筋 SPECT」、「腫瘍 SPECT」を対象に実際にガンマカメラ実験を行うために必要なファントムの選択、放射能濃度の調整、画像評価などについて解説し、自ら実施できるスキルを身につけることを目的としています。第3章では「がん FDG-PET/CT 撮像ガイドライン」、「画像再構成条件」、「ノーモライズとクロスキャリブレーション」を正しく理解したうえで、「脳 PET 撮像実験」、「腫瘍 PET 撮像実験」、「呼吸同期 PET 撮像実験」を実践できることを目的としています。第4章ではシミュレーション実験を行ううえでの基礎知識と実例を分かりやすく紹介しています。第5章ではガンマカメラ装置および PET 装置の性能評価試験の基本的な項目を身につけることを目的としています。

これから核医学実験を始めようと思っている多くの方々に読んでいただき、助力となることを願っています。

書名：放射線医療技術学叢書 (37) 「初学者のための核医学実験入門」

企画：核医学部会

頒布価格：1,500 円（消費税込，送料学会負担），A4 版，本文 141 頁

（この叢書は、関連する企業の協賛をいただき、その広告料をもって頒布価格を安くすることができました。）

主要内容：

第1章：核医学実験に必要な基礎知識

第2章：ガンマカメラ実験

第3章：PET 実験

第4章：シミュレーション実験

第5章：性能評価試験

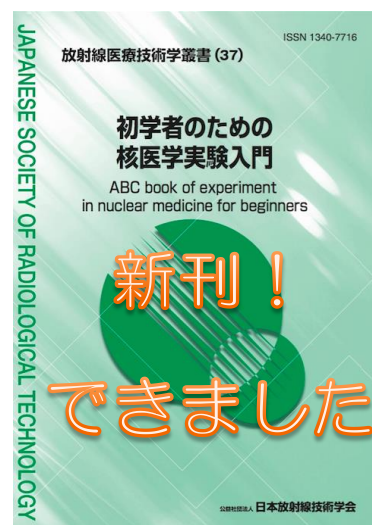
第6章：付録

発刊日：平成 28 年 10 月 5 日

購入方法：本会ホームページ“出版物”

<https://www.jsrt.or.jp/data/publication/category/pub01/> よりお申し込みください。

問合先：学会事務局書籍担当 E-mail [blaetter@jsrt.or.jp](mailto:blaetter@jsrt.or.jp)



## 核医学部会 入会のご案内

日本放射線技術学会 核医学部会会長  
對間博之（茨城県立医療大学）

平素より公益社団法人日本放射線技術学会核医学部会の活動に対してご支援、ご指導を賜り、会員の皆様に心より感謝し御礼申し上げます。

核医学部会は、日本放射線技術学会の専門分科会として1980年に設立され、今日まで核医学検査技術学の向上を目指す多くの会員により構成されてきました。2015年からは名称を核医学分科会から核医学部会へ変更し、さらに皆様のお役にたてるような企画、運営を目指して活動しております。

### 核医学部会の主な活動：

- 総会学術大会および秋季大会での核医学部会の開催  
(教育講演，基礎講演，ミニシンポジウム，技術討論会など)
- 核医学部会誌（電子版）の発行（年2回）
- 核医学画像セミナーの開催（年2回）  
(PCを使った画像処理，評価の実践)
- 核医学技術研修会の開催（年1回）  
(撮像装置を使ったファントム実験)
- 核医学検査技術関連の叢書の発刊
- 研究活動の支援  
(デジタルファントムなどの提供)



日本放射線技術学会では、2015年より専門部会の年会費を変更し、2つ目の専門部会からは半額の1,000円で入会できるようになりました。これにより、核医学検査にローテーションで従事されている会員の方でも、気軽にご参加いただけるようになりました。是非、この機会に核医学部会に入会していただき、部会の活動を通じて核医学検査技術を究め、日常の臨床業務、研究活動に活かしていただければと思います。

### 核医学部会入会のメリット：

- 核医学検査技術に関する最新情報や、臨床に役立つ情報が入手できます。
- セミナーおよび講習会への受講料の割引が受けられます。
- 核医学部会誌の優先閲覧（部会会員は3か月前倒し）ができます。

なお、核医学部会には、学会ホームページにある部会入会申し込みサイトから、いつでもご入会いただけます。

(<https://www.jsrt.or.jp/data/procedure/bunka-01/>)

最後になりましたが、核医学部会では会員の皆様の臨床業務や研究活動にとって有益な情報を提供できるように、部会会員の皆様とともに一丸となって活動する所存ですので、ますますのご支援、ご協力を賜りますようお願い申し上げます。

お知らせ

## 第 17 回核医学画像セミナー —デジタルファントムを使いこなす—

主催：公益社団法人 日本放射線技術学会 核医学部会  
共催：公益社団法人 日本放射線技術学会 教育委員会  
共催：公益社団法人 日本放射線技術学会 近畿支部

核医学部会では、核医学画像の取り扱い知識と技術の理解・習得を目的に、「演習・実習」を主とした核医学画像セミナーを企画しております。第 1 回から第 7 回まではデータ収集とフィルタ処理、第 8 回から第 14 回までは画像再構成と減弱補正に関して実施しました。

第 15 回からは内容をリニューアルしております。これまで学んできた知識と技術を、ファントム作成から、データ収集、画像処理、画像解析と言った一連の流れを全て受講者自らの手で行うハンズオン形式のセミナーを予定しております。特にファントム作成については、予め用意されているデジタルファントムを使用するのではなく、ファントム設計そのものから体験いただきます。本セミナーは日常の検査に対する疑問の解決や、ひいては学会発表に至るまで幅広い方々へお勧めです。是非、多くの方に受講いただきますようご案内いたします。

記

日 時 : 平成 29 年 1 月 15 日 (日) 9 : 30 ~ 17 : 00

- プログラム -

9 : 00 ~ 09 : 30	受付
9 : 30 ~ 09 : 35	開講式
9 : 35 ~ 10 : 00	オリエンテーション
10 : 00 ~ 11 : 00	基礎講義『デジタルファントムの基礎、 データ収集から画像処理・評価の基礎』
11 : 00 ~ 11 : 10	休憩
11 : 10 ~ 12 : 00	演習 1 『デジタルファントム作成から画像再構成』
12 : 00 ~ 13 : 00	昼食
13 : 00 ~ 14 : 00	演習 2 『収集カウントとバターワースフィルタの関係』
14 : 00 ~ 14 : 10	休憩
14 : 10 ~ 15 : 40	演習 3 『空間分解能と対象物サイズとの関係』
15 : 40 ~ 16 : 40	結果報告および総括
16 : 40 ~ 17 : 00	閉講式

## お知らせ

- 会 場 : 住友病院 (大阪市)  
〒530-0005 大阪府大阪市北区中之島 5-3-2 0
- 受 講 費 : 会員 6,000 円 (核医学部会員 5,000 円)、非会員 12,000 円  
(テキスト代含む、当日徴収)
- 定 員 : 30 名 (申し込み多数の場合は、地域および施設を考慮し選考させていただきますのでご承知おきください。)
- 申込方法 : 核医学部会ホームページ ( <http://www.jsrt.or.jp/92nm> ) に申込みフォームを設置いたします。ご確認下さり、設置後にはご登録をお願いいたします。
- 申込期間 : 平成 28 年 11 月中旬～12 月中旬
- 携 帯 品 : ご自身のノートパソコン (OS : Windows XP 以上、Excel、画面解像度 1024 x 768 以上) をご用意ください。部会からノートパソコンの貸し出しは行っておりません。また、マウスを持参していただく事をお勧めします。
- なお、セミナーでは下記のソフトウェアを使用しますので、予めご自身で入手をお願いいたします。
- Prominence Processor Ver.3.1**  
(本ソフトは Mac の OS には対応しておりません。また、仮想的に起動した Windows 環境における使用は仮想領域の作成方式により異なるため動作 (特に保存) については各自でご確認ください)
- 問 合 先 : 一般財団法人 住友病院 診療技術部 放射線技術科  
放射線治療・アイソトープ技術室 川口 弘之  
TEL : 06-6443-1261  
E-mail : kawaguchi-hiroyu@sumitomo-hp.or.jp

なお、本セミナー受講による核医学専門技師認定機構の単位認定は 15 ポイントとなります。奮ってご参加ください。

今回のセミナーより、核医学部会に入会されている方は受講費が 1,000 円割引されます。これを機に核医学部会への入会も併せてよろしくようお願い申し上げます。

部会入会申し込みページ ( <https://www.jsrt.or.jp/data/procedure/bunka-01/> )

## 第 21 回核医学技術研修会のお知らせ

テーマ 『 SPECT 画像における高分解能を探る！ 』

公益社団法人日本放射線技術学会  
教育委員会・核医学部会・東京支部

近年、様々な機能を搭載した核医学装置が登場しています。その中でも空間分解能補正に関しては、核医学装置メーカー全社から提供され臨床現場で使用される機会が増えています。また、SPECTにおいても定量化に向けた動きが進んでおり、骨シンチ検査における病変部の定量計測技術などが登場しています。最新のSPECT/CT装置では、新たな再構成法と共にCT情報とSPECT情報を高度に融合させ、より鮮明な画像を得ることが可能となっています。一方で、その使用法や得られる画像については議論が絶えません。また、使用するメーカーによっても特性が異なり術者は良く理解して使うことが求められています。

そこで今回、3台の装置(2検出器×2台、3検出器×1台)を用いて空間分解能補正の原理、特性などについて正しい理解と運用を行うための研修会を企画しました。初めに講義にて高空間分解能画像の原理、コリメータ開口補正付再構成法の特性について学びます。次に実技を組み合わせた研修として、ファントムの作成、撮像、および解析ソフトウェアを使用したデータ解析を行います。座学と実技を組み合わせた技術研修から、各装置の特性や空間分解能補正に対する理解を深めて頂きたいと思えます。皆様のご参加をお待ちしております。

\*本研修会受講による核医学専門技師認定機構の単位認定は30ポイントになります。

### 記

日 時：日程 平成28年11月19日、20日(土～日)

プログラム(案)

【1日目 11月19日(土)】

- |             |   |
|-------------|---|
| 8:30～9:00   | 受付  |
| 9:00～9:05   | 開講挨拶  |
| 9:05～9:20   | オリエンテーション   |
| 9:20～10:00  | 講義1 「SPECT・CT装置における定量計測技術、<br>高分解能画像について」                             |
| 10:00～10:50 | 講義2 「核医学装置の空間分解能について<br>～3DOSEM、Gaussian filter、Gibbs artifactの効果とは～」 |
| 10:50～11:10 | 休憩  |
| 11:10～12:00 | 講義3 「技術研修会の実習方法とその目的」   |
| 12:00～13:00 | 昼食  |

## お知らせ

13:00～14:30	実験
14:30～14:45	休憩
14:45～16:00	実験
16:00～18:00	実験&PC演習

### 【2日目 11月20日（日）】

9:00～ 9:10	オリエンテーション
9:10～10:10	PC演習
10:10～11:10	PC演習
11:10～12:00	特別講演 「臨床医が考える核医学検査に求める画像とは」 東邦大学医療センター大森病院 放射線科 水村 直 先生
12:00～13:00	昼食
13:00～14:00	グループディスカッション
14:00～14:15	休憩
14:15～15:15	プレゼンテーション
15:15～15:30	総括
15:30～16:00	閉講／集合写真／解散

会 場：東邦大学医療センター大森病院 5号館・7号館  
〒143-8541 東京都大田区大森西 6-11-1

受講費：会員 12,000円（核医学部会員 11,000円）  
非会員 24,000円（テキスト代等含む、当日徴収）  
核医学部会に入会されている方は受講費が1,000円割引されます。これを機に核医学部会への入会も併せてよろしくお願い申し上げます。

募集人数：20名程度（申し込み多数の場合は、地域および施設を考慮し選考させて頂くことがあります）

申込方法：核医学部会ホームページ（<http://www.jsrt.or.jp/92nm>）からエントリーしてください。

申込期間：平成28年9月7日（水）～10月31日（月）

携帯品：演習にはノートパソコン（OS：Windows XP以上、Excel）が必要になります。PCの貸し出しには、対応できませんのでご了承ください。またマウスを持参していただく事をお勧めします。

問合せ先：千葉大学医学部附属病院 核医学検査室 飯森隆志  
Tel：043-222-7171 内線：6307 PHS：72867  
E-Mail：[iimori@chiba-u.jp](mailto:iimori@chiba-u.jp)

東邦大学医療センター大橋病院 核医学検査室 安藤猛晴  
Tel：03-3468-1251 内線：3234  
E-Mail：[takeharu@themis.ocn.ne.jp](mailto:takeharu@themis.ocn.ne.jp)



## 核医学文献データベースについて

「学会発表、論文作成をしたいけど、過去の研究を調べるのが面倒．．．」という方は少なくないと思います。MEDLINEやPubMedなど文献検索ツールは豊富にありますが、「リストされる膨大な文献を精査するのは大変。しかも英語だし．．．」との声も聞かれます。

そこで核医学部会では、研究の初心者向けに核医学技術に関する文献データベースを作成しました。

本データベースは部会の専門性を活かして、以下の特長があります。

- ・論文の特徴、最新研究。臨床動向との関連性など有用なコメントを付加
- ・英語論文でも、その主たる内容は日本語で解説
- ・古典から最新技術の基礎まで厳選された論文をリストアップ

もちろん文献名、著者名、出典(雑誌)名、キーワード、概要文による検索も可能です。

本データベースは核医学部会HPから無料で閲覧・ダウンロード可能です。

[http://www.jsrt.or.jp/92nm/db/db\\_index.htm](http://www.jsrt.or.jp/92nm/db/db_index.htm)

現在、厳選した200論文を掲載しています。会員の研究活動の一助になれば幸いです。

### 文献データベースのサンプル (部分抜粋)

論文名	A Monte Carlo Investigation of the Dual Photopeak Window Scatter Correction
コメント	散乱線補正における基本的な考え方を知る。また、DPW法での有用性を証明し、その後のTEW(triple energy window)法を開発する上で非常に参考になる文献である。光電ピークに隣接するウインドウを設定することで散乱線を推定する考え方。基本的な考え方を単純なプレイナ画像で行い、その考え方がSPECT収集時での補正法に取り入れられた、非常に参考になる論文である。
概要	プレイナ画像によるモンテカルロシミュレーションによるDPW法(Dual photopeak window)を用いた散乱線補正の有用性を評価した。99m-Tcのポイントソース及びある広がりを持った線源を使用して均一及び不均一の吸収体についての評価をした。DPW法は、2つの単独のエネルギーウインドウ内のカウント比でもって回帰式から散乱線を推定する。合算された2つのエネルギーウインドウデータから各画素ごとの補正が可能となった。また、コンプトンウインドウ(DEWS)法での比較において散乱係数値や真のLSFと散乱補正したLSFとの間の．．．

## 日本核医学専門技師認定機構からのご案内

日本核医学専門技師認定機構  
理事長 藤埜 浩一

平成 29 年の日本核医学専門技師認定機構の事業日程（予定）についてご案内します。詳細につきましては、随時、機構のホームページにてお知らせしますのでご参照いただき、ご応募いただけますようお願いいたします。

### 記

#### 1. 第 12 回 核医学専門技師認定試験

開催日 平成 29 年 8 月 5 日（土）  
会場 （株）島津製作所 三条工場内 研修センター  
（京都市中京区西ノ京桑原町 1 丁目）  
受験料 10,000 円  
申込期間 平成 29 年 3 月 1 日から平成 29 年 3 月 31 日まで

#### 2. 第 9 回 核医学専門技師養成講座（対象：認定試験受験予定者） 40 単位

#### 3. 第 10 回 核医学専門技師研修セミナー（対象：核医学専門技師）

開催日 平成 29 年 6 月 3 日（土）または 5 月 28 日（日）で調整中  
会場 （株）島津製作所 三条工場内 研修センター  
（京都市中京区西ノ京桑原町 1 丁目）  
受講料 養成講座：10,000 円  
研修セミナー：13,000 円（いずれもテキスト代含む）  
定員 養成講座：80 名  
研修セミナー：100 名  
申込期間 平成 29 年 2 月 20 日から定員になり次第締め切る予定。

#### 4. 平成 29 年度 核医学専門技師認定更新

（対象：第 7 回核医学専門技師認定試験合格者および第 2 回認定更新者）

申込期間 平成 29 年 6 月 1 日から平成 29 年 6 月 30 日まで

#### 5. 核医学実践セミナー 心臓核医学編（対象：核医学専門技師） 40 単位

日時、会場等 調整中（詳細が決まり次第、HP に掲載する）

\*核医学専門技師実践セミナーの開催は未定です。

\*上記は、あくまで事業日程（予定）ですので、会場等が変更になる可能性があります。よって、受講希望の方はホームページに掲載される詳細情報をご確認のうえお申込ください。

日本核医学専門技師認定機構（ホームページ：<http://www.jbnmt.unin.ne.jp>）

事務局：〒530-0044 大阪市北区東天満 1-11-15 若杉グラウンドビル別館 702 号

## 第 73 回核医学部会プログラム

開催日 平成 28 年 10 月 13 日(木)  
開催場所 ソニックシティ 第 4 会場(401+402)

教育講演 15:00 ~ 16:00

座長 長木 昭男

「呼吸同期を考える」

埼玉県立小児医療センター 若林 康治

核医学部会 16:00 ~ 18:00

1. 基礎講座 16:00 ~ 16:40

座長 對間 博之

「こどもの核医学検査」

国立精神・神経医療研究センター 今林 悦子

2. ミニシンポジウム 16:40 ~ 18:00

座長 市川 肇 ・ 小野口昌久

シリーズ「核医担当学業務に必要な知識と技術」第 5 回

1. 小児

埼玉県立がんセンター 松本 慎

2. 内分泌腫瘍

千葉大学医学部附属病院 飯森 隆志

3. 内用療法におけるイメージングについて

藤田保健衛生大学病院 石黒 雅伸

## 核医学担当業務に必要な知識と技術 小児

埼玉県立がんセンター  
松本 慎

### 1. 小児の特徴

小児は出生後、新生児期、乳児期、幼児期、学童期、思春期と経過していく。その成長、発達に伴い身長、体重が大きく増加し、精神、運動、生理など機能面も変化する。出生時の身長は約 50 cm であるが 4 歳では約 2 倍、15 歳では約 3 倍に達する。体重も 3~4 か月で出生時の 2 倍、1 年で 3 倍となり、同じ学童期と分類される 6 歳と 12 歳では中央値で体重が約 20 kg から約 40 kg となり約 2 倍の増加がみられる。また、同じ年齢であっても発育には個人差や性差があり、疾患を持つ小児ではさらに大きく変動することが予想される。機能面においても神経系、呼吸器系、腎・泌尿器系等様々な器官、臓器、または精神機能、運動機能など発達状態も年齢により異なる。このように、一般的には「小児」と分類されているがその体格、機能には大きな幅を持ち、投与する放射性医薬品の量、体内分布の把握、撮像法には注意が必要である。

### 2. 小児核医学検査の特徴

新生児期から幼児期、学童期の前期くらいまでは検査中の安静を保つことは難しい場合が多く、安全で、より良い検査を行うために視覚や聴覚を利用する心理的な抑制、物理的な体動固定、薬剤による鎮静が試みられている。また検査中に

おいては嘔吐、覚醒による体動、不安による号泣、眠剤による呼吸停止等突発的な事象が発生することも考慮し、その対応を準備しておくことが求められる。また、日本核医学会は年齢から投与量を算出する従来の方法とは異なり、体重から推奨投与量を求める「小児核医学検査適正施行のコンセンサスガイドライン」を 2013 年に公表した。これにより全国的に一定の投与量で検査が施行されることも可能となった。しかし、このガイドラインに示された投与量は、多くの施設で使われていた年齢換算の投与量に比べ低く設定されているため画質の劣化による診断能の低下が危惧されている。小児核医学検査の特徴として、例えば脳領域では、発達によりトレーサーの集積分布が変化し、これが発達によるものか病的なものかまたは画像処理等のその他によるものかを判断することは重要である。そのため、生理的な発達による画像の把握、指標の算出、定量化も必須と思われる。

今回のシンポジウムでは、日常診療で行われている小児核医学検査における固定法、投与量、投与方法の手技および注意点を中心に、また過去に経験した特徴的な検査画像から撮像、画像処理のピットフォールについて述べる。

## 核医学担当業務に必要な知識と技術 内分泌腫瘍

千葉大学医学部附属病院  
飯森 隆志

### 1. はじめに

内分泌核医学の歴史は古く、約 70 年前にウサギの甲状腺に特異的に  $^{128}\text{I}$  の集積を発見したのが始まりと言われている。また、近年では内分泌腫瘍における核医学検査で使用される放射性医薬品は甲状腺ホルモンの合成基材のヨードである  $^{123}\text{I}$  や  $^{131}\text{I}$ 、ステロイドホルモンである副腎皮質ホルモンの基材のコレステロールの類似物質を RI で標識した  $^{131}\text{I}$ -アドステロール、副腎髄質や交感神経で合成されるノルエピネフリンの類似物質を RI で標識した  $^{123}\text{I}$ -MIBG や  $^{131}\text{I}$ -MIBG といったホルモン合成と密接に関連したものである。これらの放射性医薬品を使用することでホルモン代謝を反映した画像を提供することができ、他の画像診断では判別が難しい診断や治療に直結した画像情報を提供している。

### 2. 内分泌腫瘍検査の特徴

腫瘍の多くが高度に分化した細胞からなり、機能性で、毛細血管が発達していることである。また、内分泌腺の機能動態であるフィードバック機能を利用して、形態学的変化として把握することもできる。悪性腫瘍の場合でも、腺腫ががん化した場合を除くと、大部分は細胞の異型性や未熟性が少なく、転移、再発、血管

内浸潤によって、初めて悪性腫瘍と診断されることも多い。内分泌腺のホルモン生成に関する特異物質が RI で標識できると、体内の内分泌腺腫を特異的に画像化することが可能となる。

### 3. 臨床的意義

甲状腺機能シンチグラフィにはホルモン代謝を反映する  $^{123}\text{I}$  や  $^{131}\text{I}$ 、 $^{99\text{m}}\text{TcO}_4^-$  が使用される。 $^{123}\text{I}$  や  $^{99\text{m}}\text{TcO}_4^-$  によるシンチグラフィは摂取率との併用でバセドウ病、プラummer 病、甲状腺炎の鑑別、異所性甲状腺の同定に有用であり、未分化がんや悪性リンパ腫では  $^{18}\text{F}$ -FDG が有用である。また  $^{131}\text{I}$  はバセドウ病や甲状腺がん転移病巣の治療の適応と効果判定に使用される。副甲状腺シンチグラフィは原発性と機能亢進性の検出に有用であり、 $^{201}\text{Tl}$ 、 $^{99\text{m}}\text{Tc}$ -MIBI が使用される。副腎皮質シンチグラフィはクッシング症候群、原発性アルドステロン症といった副腎皮質機能異常の原因が、機能性腫瘍であるかどうかの診断に有用である。副腎髄質シンチグラフィはノルエピネフリンと同様の構造を有し、交感神経終末や副腎髄質細胞内に能動的に取り込まれる。従って同様の性質を持つ褐色細胞腫、カルチノイド、甲状腺髄様がんなどの局在鑑別診断に有用である。また、最近ソマトスタチン受

容体に結合する標識製剤を用いた神経内分泌腫瘍（NET）の検査は，膵臓，消化管の病巣診断・転移診断に有用であり，ペプチド受容体放射性核種を用いた治療の適応判定や効果判定にも利用される。

#### 4. 最後に

今回のシンポジウムでは，日常診療で行なわれている内分泌腫瘍における核医学検査について，一般的な検査の概説や現在の技術的な問題点などについて解説する。皆様にとって核医学検査における技術と知識を学ぶ一助となれば幸いである。

## 核医学担当業務に必要な知識と技術 内用療法におけるイメージングについて

藤田保健衛生大学病院放射線部 核医学  
藤田保健衛生大学大学院 保健学研究科  
石黒 雅伸

### 1. はじめに

本邦で行われている核医学内用療法は  $\beta$  線を利用した  $^{131}\text{I}$ 、 $^{89}\text{Sr}$ 、 $^{90}\text{Y}$  が用いられている。また本年 3 月、 $\alpha$  線を利用した前立腺癌の骨転移に対する  $^{223}\text{Ra}$  塩化ラジウムが新たに製造販売承認された。核医学内用療法における効能の判定で、治療に使用している放射性同位元素がどの部位に集積しているかシンプルに画像として提示出来ることは、患者に結果説明を行う際や同治療を複数回行うケースにおいて、非常に有用であると考えられる。しかしながら内用療法のイメージングに関する保険請求は一部を除き認められておらず、本イメージングによる核医学検査装置の占有は、病院経営に少なからずデメリットが生じているのが現状である。今後の関係機関からの働きかけに期待したい。本シンポジウムでは核医学内用療法におけるイメージングについて、我々が行った  $^{89}\text{SrCl}$  イメージングの条件設定、検査法など技術的な面から内用療法におけるイメージングの意義について言及する。

### 2. $^{89}\text{SrCl}$ のイメージングについて

$^{89}\text{Sr}$  は半減期 50.5 日、1.495MeV の  $\beta$  線放出割合が 100%のピュア  $\beta$  核種であ

る。我々は当初  $\beta$  線と物質の相互作用で生じる制動放射線が発生すると推察し、それを使用したイメージングが行えると考えた。しかし成田らの報告 (Ann Nucl Med (2012) 26:603-607) にあるように、 $^{89}\text{Sr}$  から生じる制動放射線だけではなく、 $^{85}\text{Sr}$  から生じる 514keV  $\gamma$  線及びその後方散乱を含んだ  $^{85}\text{Sr}/^{89}\text{Sr}$  由来の放射線であり、高エネルギー成分が含まれた連続したエネルギースペクトルを有していることが実験結果として得られた。高エネルギー  $\gamma$  線を含んだイメージングを行う際に生じるペネトレーションの影響などを考慮し、複数のエネルギーウィンドウを使用した画像から収集条件等を決定した。

### 3. イメージングの意義

昨今、核医学診断装置では診断用 X 線 CT 装置を搭載した SPECT/CT 装置の普及が目覚ましく、これまでの機能的情報である SPECT 画像のみではなく、解剖学的情報が得られる CT 画像との融合画像を用いることにより、より診断精度の向上が期待されている。核医学内用療法におけるイメージングも同様で、治療に使用している放射性医薬品の集積が、解剖学的な情報を含めた融合画像として提

示できることは非常に有用であると考え  
る。

#### 4. おわりに

核医学内用療法におけるイメージング  
を行うことは、患者の同意や施設の様々  
な背景などから施行することが困難であ  
ると思われる。しかしながら本シンポジ  
ウムでその特徴、有用性などがご理解頂  
け、今後の運用の一助となれば幸いであ  
る。



## 核医学検査に用いる装置の基礎

### Basic Lecture of an Imaging Device in Nuclear Medicine

株式会社東芝メディカルシステムズ 本村信篤

核医学検査に使用する画像撮影装置、すなわちガンマカメラ (SPECT) と PET の基礎技術について概説した。CT、MRI、US などと異なり、自身で測定用エネルギーを発生しないため、画像作成には不利な条件を持つのが核医学装置である。

ガンマカメラ (SPECT) は、現在において撮影手法の主流は Anger 方式である。Anger 方式は大サイズのシンチレータと複数本の光電子増倍管の組合せで、入射ガンマ線の位置、エネルギーを測定する。近年、半導体を用いたピクセル型の検出器が登場している。ピクセル型はピクセルサイズが検出器 (固有) 位置分解能とほぼ一致し、Anger 方式より位置分解能の向上が期待できる。特にコリメータが被検体に近接するプラナー収集では、画質向上が期待できる。しかし SPECT 撮影においては注意が必要である。コリメータが被検体から離れると位置分解能はコリメータでほぼ決定され、検出器 (固有) 位置分解能の寄与は少ない。また感度についても、半導体自体が直接に感度向上を実現する訳ではない。半導体による画質向上は、高い自由度の検出器配置により特定臓器 (心臓など) のみに対象視野を絞る (視野を小さくする) 撮影を行うためである。Anger 方式でもファンビームコリメータにより類似した効果を出している。

SPECT の定量測定に関し、20 年程前は

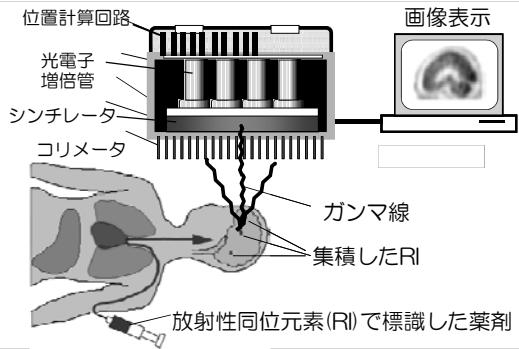
「SPECT による定量測定は不可能」と言われていた。現在は散乱、減弱、位置分解能の補正法が確立し、また SPECT-CT 装置の普及により、定量 SPECT が日常臨床で使われるまでに至っている。しかし、SPECT 定量測定に関わる補正に関し、そのアルゴリズムを正しく理解し、補正精度、過補正のリスクなどを認識した上で使用する必要がある。注意すべきは「逐次近似処理に組み込まれている」とブラックボックス的に補正機能が搭載され、使用者が中身を理解・検証することなく受入れている場合である。SPECT 技術を正しく用いるため、機器メーカーが必要な情報を提供するとともにユーザは理解を深める取組みが必要であると思われる。

PET に関し、その性能はシンチレータによるところが大きい。ガンマ線の阻止能、発光量、発光時間などのシンチレータ性能である。近年は Time-of-Flight (TOF) 機能をもつ装置が登場している。TOF は「投影の線積分データからの画像再構成」との従来からの断層画像作成アルゴリズムと一線を画す手法である。TOF により「投影線上の特定の位置に信号源が存在する」との情報が付加され、その結果、感度向上と同等の効果 (S/N 向上など) があり、また補正データの不完全性 (トランケーション、位置ずれなど) の影響を受け難いことも検証されている。

最後に、JIRA が推奨する装置の性能測定法について紹介した。米国の規格でありながら実質的な世界標準規格である NEMA は 5 年ごと

に改定を行っている。2007 年と 2012 年の違いの中で特筆すべきは「ピクセル型検出器に対する均一性の評価方法」である。JIRA が制定する JESRA は NEMA に準じた内容としている。IEC 規格は NEMA、JESRA と異なる項目が多い。PET と同様の定量性評価を SPECT に求めている。性能評価法については、最新技術を適切に反映できるよう、今後も取組む必要がある。

## ガンマカメラ (SPECT) の測定原理

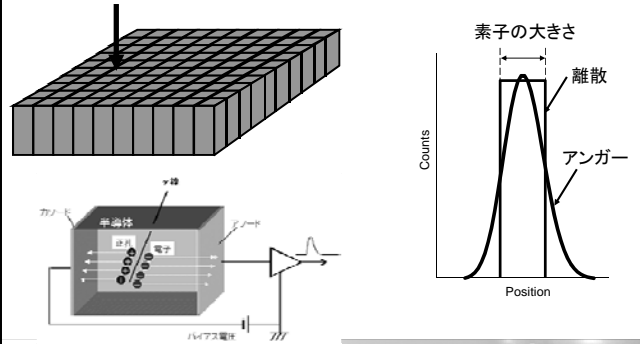


TOSHIBA  
Leading Innovation >>>

TOSHIBA MEDICAL SYSTEMS CORPORATION

## ピクセル型検出器の特長 1 : 固有位置分解能

検出器素子の大きさ = 固有位置分解能

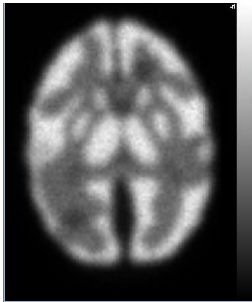


TOSHIBA  
Leading Innovation >>>

TOSHIBA MEDICAL SYSTEMS CORPORATION

## 画像比較 (プレーン画像)

アンガー型



ピクセル型 (1.6mm角)



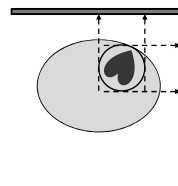
\* 検出器(コリメータ)をファントムに接した位置で撮影したプレーン画像

TOSHIBA  
Leading Innovation >>>

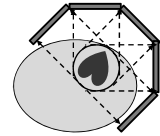
TOSHIBA MEDICAL SYSTEMS CORPORATION

## ピクセル型検出器の特長 2 : 小型化

アンガー型



ピクセル型



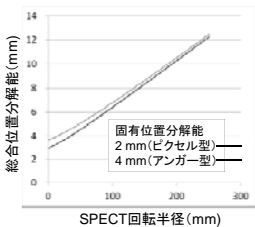
測定対象(視野)を限定した検出器の配置、動きが可能  
⇒ 感度の向上

TOSHIBA  
Leading Innovation >>>

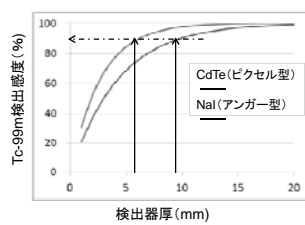
TOSHIBA MEDICAL SYSTEMS CORPORATION

## SPECTシステムとしての性能

位置分解能



感度



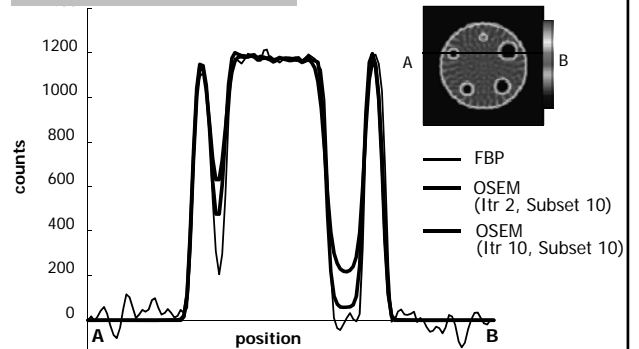
- ・SPECT回転半径では、総合位置分解能の差は小さくなる
- ・検出器の厚さはTc-99mで感度90%に設定され、感度は同じになる
- \* 感度の向上は、小型化(自由な配置)による限定FOVの実現による

TOSHIBA  
Leading Innovation >>>

TOSHIBA MEDICAL SYSTEMS CORPORATION

## 逐次近似法 (EM法) の特徴 1

Cold Spotはコントラストが低下する



TOSHIBA  
Leading Innovation >>>

TOSHIBA MEDICAL SYSTEMS CORPORATION

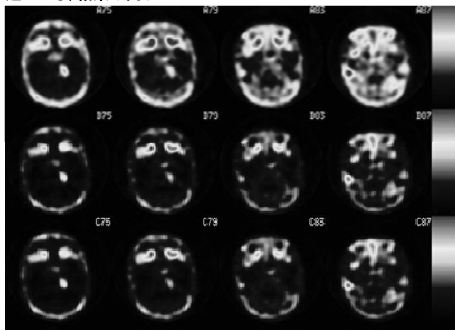
### 散乱線補正

逐次近似の過程で、散乱線の推定成分は固定の場合  
⇒逐次近似に組み込んでも、結果は同じ

散乱線補正なし

散乱線補正後に  
OSEM再構成

OSEM再構成に  
散乱線補正を  
組み込む

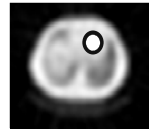


データ提供：国立循環器病研究センター

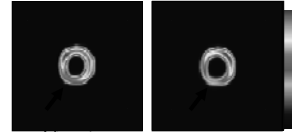
TOSHIBA  
Leading Innovation >>>

TOSHIBA MEDICAL SYSTEMS CORPORATION

### 減弱補正



数値ファントム  
(心筋)



Chang

Iterative  
Chang

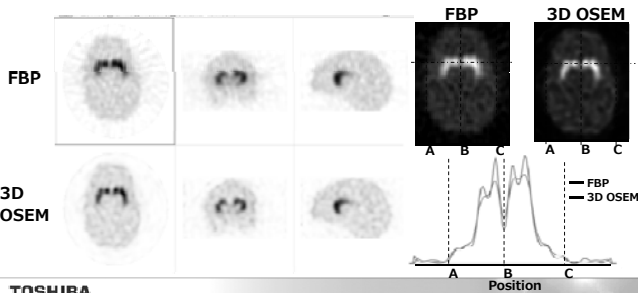
OS-EM

TOSHIBA  
Leading Innovation >>>

TOSHIBA MEDICAL SYSTEMS CORPORATION

### 位置分解能補正

線条体ファントムによる評価

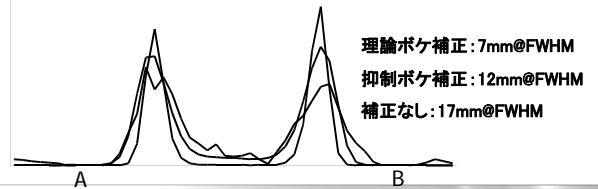
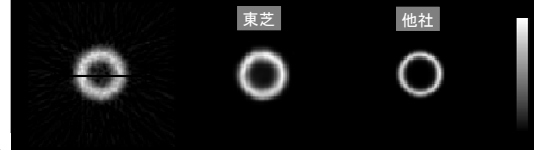


TOSHIBA  
Leading Innovation >>>

TOSHIBA MEDICAL SYSTEMS CORPORATION

### 逐次近似法での注意点：過補正

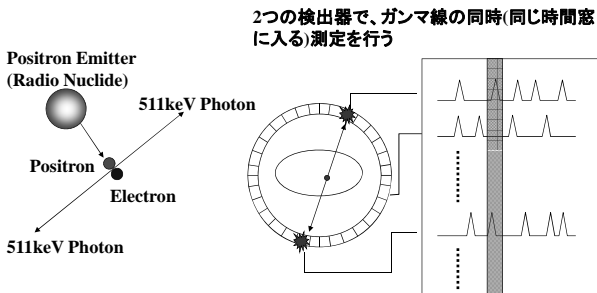
心筋ファントム(心筋部の厚さ=10mm)



TOSHIBA  
Leading Innovation >>>

TOSHIBA MEDICAL SYSTEMS CORPORATION

### PETの測定原理



2つの検出器で、ガンマ線の同時(同じ時間窓に入る)測定を行う

TOSHIBA  
Leading Innovation >>>

TOSHIBA MEDICAL SYSTEMS CORPORATION

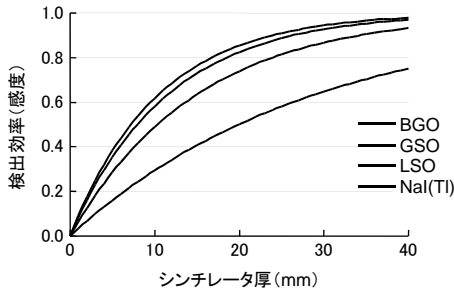
### PET用シンチレータの性能

特性	BGO	GSO	LSO	NaI(Tl)	
感度	密度 (g/cm <sup>3</sup> )	7.13	6.71	7.40	3.67
	実効原子番号	75	59	65	51
	平均飛程 (mm)	10.4	14.9	11.5	28.8
位置分解能	発光量 (光子/MeV)	8200	10000	30000	38000
エネルギー分解能					
時間分解能	計数率				
時間分解能	発光減衰時間 (ns)	300	60	40	230
	潮解性	No	No	No	Yes
	頑丈さ	Yes	No	Yes	No
	発光波長 (nm)	480	430	420	410
	発光反射係数	2.15	1.85	1.82	1.85

TOSHIBA  
Leading Innovation >>>

TOSHIBA MEDICAL SYSTEMS CORPORATION

### 感度：平均飛程から算出した検出効率

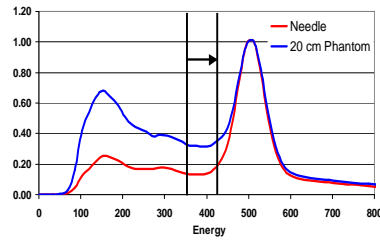


理想的(低計数率で数え落としがない)状況では、感度は平均飛程(阻止能)とシンチレータ厚で決まる

TOSHIBA  
Leading Innovation >>>

TOSHIBA MEDICAL SYSTEMS CORPORATION

### エネルギー分解能：発光量による影響



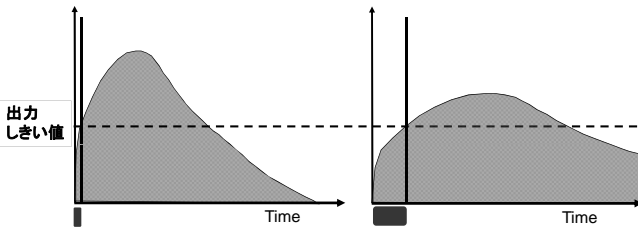
シンチレータ	発光量(光子/MeV)	エネルギー分解能
BGO	8200	9.4%
GSO	10000	8.5%
LSO	30000	4.9%

LSOはガンマ線エネルギーと発光量の直線性が弱いため、エネルギー分解能は(発光量の多さ程)良くない。

TOSHIBA  
Leading Innovation >>>

TOSHIBA MEDICAL SYSTEMS CORPORATION

### 時間分解能:発光量、減衰時間による影響



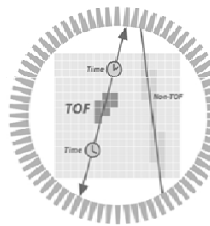
入射時間分解能は、発光量、時間減衰に依存する

TOSHIBA  
Leading Innovation >>>

TOSHIBA MEDICAL SYSTEMS CORPORATION

### TOF(Time-of-Flight)

2つの消滅放射線が検出器に到達する時間差から対消滅が発生した位置を推定する技術



LORごとに時間差を記録したリストモード収集データを使ったML-EM再構成

$$f_i^{k+1} = \frac{f_i^k}{\sum_{j=1}^N H_{ji}} \cdot \sum_{n=1}^N H_{ji(n)} \frac{1}{\sum_{l=1}^N H_{jl(n)} \cdot f_l^k}$$

$n$ : 個々の同時計数に付与した番号

$i$ : 画素 $i$ の値(逐次 $k$ 回目時)

$j(n)$ :  $n$ 番目の同時計数のLOR

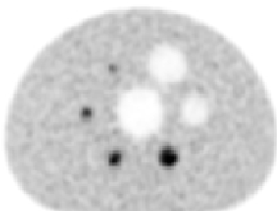
$H_{ij}$ : 画素 $i$ からの対消滅がLOR $j$ で検出される確率

TOSHIBA  
Leading Innovation >>>

TOSHIBA MEDICAL SYSTEMS CORPORATION

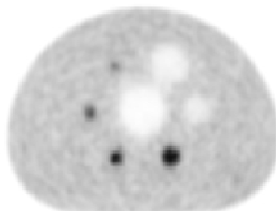
### TOF vs. Non-TOF

収集時間を2.5倍にしてもTOFのほうが高画質  
⇒ 感度だけではなくTOF性能も考慮することが必要



TOF, 120sec/bed

BG;5.30kBq/ml, Hot:BG=4:1  
Iter;3, Sub;10, Gaussian 5mm



Non-TOF, 300sec/bed

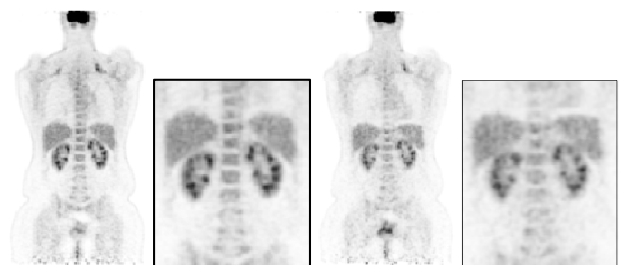
BG;5.30kBq/ml, Hot:BG=4:1  
Iter;2, Sub;20, Gaussian 5mm

TOSHIBA  
Leading Innovation >>>

TOSHIBA MEDICAL SYSTEMS CORPORATION

### TOFによるPET画像の高画質化(protocol)

TOFを用いることでコントラストが向上



TOF

Iter:2, Sub:10, G:6mm

89.5kg, 3.7MBq/kg相当, 120sec/bed相当, SUV 0-5

Non-TOF

Iter:2, Sub:20, G:6mm

データ提供: Steinberg Diagnostic Medical Imaging Centers

TOSHIBA  
Leading Innovation >>>

TOSHIBA MEDICAL SYSTEMS CORPORATION

### CTとPETの撮影位置のズレ

CT部 PET部

CT部 PET部

CT部 PET部

CT部 PET部

天板移動方式:天板ダレにより、CTとPETで撮影位置がずれる

寝台移動方式:天板ダレでも、CTとPETの撮影位置は同じ

TOSHIBA Leading Innovation >>> TOSHIBA MEDICAL SYSTEMS CORPORATION

### PETの自由呼吸と呼気息止め

自由呼吸

呼気息止め

データ提供:横浜市立大学附属病院

TOSHIBA Leading Innovation >>> TOSHIBA MEDICAL SYSTEMS CORPORATION

### NEMA : 2007と2012の違い

- 計数率特性
  - 銅板を使った方法
    - ・ ピクセル (離散) 型検出器など高計数率 (1Mcps以上) 用
- 固有均一性
  - ピクセル (離散) 型検出器用に「不感ピクセル」「不感領域」の概念を導入
- エネルギー分解能
  - エネルギー/チャンネル校正用にCo-57以外の核種が使用可能。但しTI-201はダメ
- ファントムサイズ
  - 小視野、Focusコリメータ対応
    - ・ 専用機 (特に心臓) への対応

TOSHIBA Leading Innovation >>> TOSHIBA MEDICAL SYSTEMS CORPORATION

### IECのみの規格 (NEMA、JESRAとの違い)

- SPECT画質評価
  - PETと同じファントム (現在、審議中の版にて)
- 計数率測定
  - コリメータ付き (散乱体あり) での測定のみ
    - ・ 実施困難で、「散乱体なし」測定法の追加を要請するが、受入れられず。

TOSHIBA Leading Innovation >>> TOSHIBA MEDICAL SYSTEMS CORPORATION

### NEMA NU1 2007と2012の違い

- 固有均一性
  - ピクセル型検出器用に「不感ピクセル」「不感かたまり率」の概念を導入

○ 不感ピクセル数 (Defective pixels)  
動作していないピクセルの数

$$N_{\text{Defect}}$$

○ 不感のかたまり率 (Fraction of defective clusters)  
不感ピクセルを中心に5x5ピクセル範囲を設定  
この範囲内に  
他の不感ピクセルがあれば、Wj=1  
他の不感ピクセルなければ、Wj=0

$$F_{\text{cluster}} = \frac{1}{N_{\text{Defect}}} \times \sum_{j=1}^{N_{\text{Defect}}} W_j$$

TOSHIBA Leading Innovation >>> NEMA NU 1-2012 Performance TOSHIBA MEDICAL SYSTEMS CORPORATION

### IECのみの規格 (NEMA、JESRAとの違い)

- SPECT画質評価
  - PETと同じ評価方法

4.3.6.9.2 Image Quality  
Report the noise coefficient of variation CN for all spheres.  
Report the contrast recovery coefficients CR<sub>i</sub> for all spheres.  
Report the contrast-noise-ratio CNR<sub>i</sub> for all spheres.

4.3.6.9.3 Accuracy of ATTENUATION correction and scatter correction  
Plot the residual error ΔLR<sub>i</sub> for every slice k.

4.3.6.9.4 Accuracy of SPECT and CT Image Registration  
Report the deviation distance in mm between the SPECT and CT centroids for each sphere.

IEC 61675 Ed2.0 (改定中)より引用 (一部改変)

TOSHIBA Leading Innovation >>> TOSHIBA MEDICAL SYSTEMS CORPORATION

## 核医学検査をバイオマーカーとするために求められること

九州大学大学院医学研究院 保健学部門 医用量子線科学分野  
佐々木雅之、三輪建太、赤松剛、松友紀和

### 1. はじめに

核医学検査は機能や代謝が測定できることから機能診断や代謝診断とも呼ばれており、近年は生体の分子機能を反映した画像として分子イメージングの中心的な手法とされている。さらに、得られた結果は診断や治療の目安として利用されるようになり、バイオマーカーとして扱われるようになった。核医学検査は画像が表示できるがゆえに画像診断のひとつとして扱われる一方で、他の画像診断に比して空間分解能や組織分解能が劣るために、画像診断としては低く扱われがちである。つまり、核医学検査は生体の代謝や機能を画像化する検査であることから、他の画像診断とは異なる情報を得ることができるという特徴や有用性が評価されていない場合が少なくない。

核医学検査の中で機能代謝診断としての有用性が高く認められてきた検査に脳血流 SPECT 検査がある。認知症などでは血流が反映する脳機能の評価に用いられるとともに、脳血管障害では脳血流の定量評価が治療方針の決定に用いられている。脳血流 SPECT の定量的評価としての役割は日本の研究者たちの功績によって確立されてきたが、この中で定量化には放射性医薬品と集積原理、使用放射性核種、コリメータ、空間分解能、減弱補正、散乱線補正、などが重要な因子となるこ

とがわかってきた。

一方、腫瘍診療では局所的な治療である外科的治療と放射線治療と全身的な治療である殺細胞的な化学療法が重要な役割を担ってきた(図1)。従来は腫瘍が消失したか、またはいかに小さくなったかなどの形態的变化が治療の効果の目安であった。近年、分子標的薬などの静細胞的な化学療法が登場したことで、治療効果が形態的变化ではとらえることができない場合がでてきた。さらに、殺細胞的な化学療法でも形態的变化が現れる前の治療途中で効果を予測することが求められるようになった。これらの従来の効果判定法では対応できない場合に、代謝的变化が目安として期待されている。特に複数の病巣を有する腫瘍の場合は病巣ごとの評価が必要な場合があり、核医学検査は画像で病巣ごとの代謝の違いを評価ができるバイオマーカーとして注目されている。

核医学検査がバイオマーカーとして確立するには、いつ、どこで、だれが、何のために、どう撮影しても、同様に判定できる結果が得られなければならない。すなわち、生体内の放射能分布を正確に測定する定量性が最も重要となる。本稿では、腫瘍 PET 検査を例に定量性の向上について概説する。

### 2. 定量性に影響する因子

核医学検査の定量性には様々な要因が影響することが知られている(図2)。まず、データを収集するPET装置では、クリスタル、光電子増倍管、電気回路などの違いが影響する。また、収集したデータから画像を再構成するためのソフトウェア、データの劣化を補正するための減弱補正、散乱線補正などのアルゴリズム、近年になって臨床機に導入された飛行時間差情報(time-of-flight)の利用なども影響する。検査の方法でも、投与放射能、データ収集の開始時刻、データ収集時間、投与装置とドーズキャリブレーションやオートウェルカウンタなどの測定装置間のキャリブレーションの精度などが重要である。さらに、被検者側の要因として、前処置の状態、検査時血糖値、糖尿病の有無、呼吸や心拍に起因する移動、体動さらには病状なども影響を与える。

これらの要因を施設ごとに、また施設を超えて統一することで定量性の向上を図る取り組みがなされているが、われわれはこれまでに、腫瘍PET検査の定量性に影響を与える、1)病変検出能と部分容積効果、2)呼吸性移動の制御、3)再現性と繰り返し性、について取り組んできた。また、世界的には検査の標準化と調和化にむけた取り組みが進んでいる。

### 3. 病変検出能と部分容積効果

腫瘍PET検査は多くの場合はバックグラウンド集積の中のホット高集積を検出する。バックグラウンド集積とホット高集積との差がシグナルであり、このシグナルをいかに検出するかが診断能に相当する(図3)。

高いシグナルを得るにはバックグラウンドと病巣の間で大きな集積差があるトレーサを使用しなければならない。しかし、トレーサの種類は限られており、自由にトレーサを変更できるわけではない。

バックグラウンド集積には統計変動がある。シグナルを明瞭に検出するには、シグナルはバックグラウンドの変動よりも大きくなければならない。バックグラウンドの変動は小さければ小さいほどシグナルを検出しやすい。バックグラウンド変動が少ない画像を得るには、十分に大きい計数を得なければならない。現在の装置を使用する場合は収集時間を長くする必要はあるが、臨床の現場では必ずしも容易ではない。このためには、高感度装置を開発すること、装置の時間分解能を向上させることが重要である。

小病変のホット高集積は装置性能やデータ収集法の影響などで過小評価される。装置の空間分解能に依存する過小評価は部分容積効果と呼ばれる(図4)<sup>1)</sup>。対象が小さい場合には、検出器と光子の相互作用の特性によって計数が低くなり、濃度境界が不明瞭になる現象はfinite resolution effectと呼ばれる。また、デジタル表示の画素サイズが濃度境界や濃度範囲と一致しないための計数低下はtissue fraction effectと呼ばれる。核医学画像の部分容積効果補正にはいくつもの試みがなされてきたが、いまだ決定的な補正方法は確立されていない。我々は、対象のサイズ、シグナル、バックグラウンドに応じて部分容積効果を補正する方法を開発した<sup>2)</sup>。この方法を利用することで小病変の良悪性の鑑別能が向上



した。しかし、画像そのものを補正する実用的な方法は確立していない。

#### 4. 呼吸性移動の制御

PET 検査では収集時間が比較的長いいため、データ収集中の被検者の体動、心拍による動き、呼吸による動きによって過小評価が生じる。データ収集中に集積が動くと、集積が広範囲に分散するため集積範囲が広くなるとともに集積程度が低くなる。さらに、CT 画像との位置ズレも生じると各種補正が不適切となるとともに病変部位の誤認も生じうる (図 5)。

高感度装置では比較的短時間でのデータ収集が可能であり、息止め撮像が利用できる。我々は約 20 秒間の息止め撮像を 5 回行い、3 回以上を加算することで読影に十分な画質を得ることが明らかとした<sup>3)</sup>。この結果、自由呼吸下の画像と比較して、集積程度を改善できた。

呼吸同期検査は何らかの方法で呼吸の状態をモニターし、必要と思われる部分の PET データのみを用いて画像を再構成する方法である。各呼吸をそれぞれ一定の位相に分割したのちに特定の位相のデータを加算する方法を位相同期法または時間同期法と呼ぶ。我々はファントムを用いた検討により、PET の呼吸同期には CT も呼吸同期を行い位相をそろえる必要であることを明らかとした<sup>4)</sup>。また、呼吸の振幅を目安として、特定の振幅のデータのみを加算する方法を振幅同期法と呼ぶ。我々はファントムを用いて位相同期と呼吸同期を比較し、規則的な呼吸の場合は両者ともに有効であるが、振幅が変動したり基線が変動するような不規

則な呼吸の場合は振幅同期がより有用であることを明らかとした<sup>5)</sup>。

#### 5. 繰り返し性と再現性

Boellaard らは、繰り返し性 repeatability と再現性 reproducibility が定量評価/バイオマーカーとしての根本的な必要事項である、と述べている (図 6)<sup>6)</sup>。さらに彼らは、繰り返し性とは同一被検者に対して同じ装置で複数回撮像した時の一致性であり、test-retest reproducibility と同義であると定義している。また、再現性は同一被検者に対して施設や装置を変えて撮像したときの一致性、と定義している。すなわち、漠然とイメージする再現性(広義の再現性)には繰り返し性と再現性を区別して考える必要がある。これまでに同一被検者を 2-3 週間以内に 2 回検査をした場合の SUV の一致性は多数検討されており、単一施設内での 2 回検査の差は 10-18%、複数施設間での 2 回検査の差は 15-50%とされている (図 7)。

#### 6. 標準化と調和化

これまでに述べたように様々な要因で結果の差異が生じることが知られている。異なる施設間のもとより、装置が異なれば結果が異なり、同一装置であっても撮影方法や画像再構成方法が異なっても結果は異なる。ひとつひとつの要因が、それぞれの程度の変動をもたらすかについてもすでに報告がある (図 8)<sup>7)</sup>。

装置の性能や精度を評価する方法は製造企業などの工業会や各国の学会が取り組んできている。PET 装置の性能評価方

法として広く用いられているのは National Electric Manufacturers Association (NEMA) の nu-2 であり、国内では JESRA の方法が用いられている。また、PET 装置や関連装置の QAQC の指針も出されている。これらを踏まえて、検査結果の繰り返し性と再現性を改善する目的で検査の標準化 standardization の取り組みが世界的になされてきた (図 9)。欧米の核医学会をはじめ日本核医学会でも各種のガイドラインを出してきた。ガイドラインの多くは、被検者に関すること、放射性医薬品と投与方法に関すること、撮像装置の設定とデータ収集プロトコルに関すること、画像再構成と処理に関すること、結果の判定法に関することなどの標準的な方法が記載されており、検査の方法を統一することで同一の結果が出るようにとの指標とされている。すなわち標準化は、ある一定の基準を設定し、得られた結果が基準値に一致するように正確性 accuracy に焦点を当てた考え方である (図 10)。しかし、これまでなされてきた標準化の努力によっても依然として結果が同一とならない状況は続いている。

これらの状況を踏まえて欧米の学会等は、分子イメージングの定量的安定性を確立するために調和化 harmonization と呼ばれる取り組みを始めている。調和化とは異なる施設や装置の測定結果をある柔軟な基準範囲内 upper and lower limits に収まるに合わせこむ取り組みをいう。これは結果の精度 precision に焦点をあてた考え方である。異なるメーカーの異なる性能の装置、異なる世代の

異なる性能の装置、異なるソフトウェアでの画像再構成などの結果を同一基準で判定するために有用である。特に、診療経過の中で異なる施設で検査を受けた場合、同一施設であっても前回と今回で検査装置が異なった場合、治験や臨床研究などで多施設での検査結果を総合して解析しなければならない場合などでは重要である (図 11)。一方で、多くの検査結果を調和させるには、性能の低い装置や施設の結果を包含できる基準を設定する必要があり、最先端技術の活用とは逆行する場合があります。今後の解決すべき問題である。

## 7. おわりに

核医学検査は古くから機能診断・代謝診断と呼ばれてきたにも関わらず、臨床の現場ではその定量的意義は十分に信頼されて活用されてきたとは言い難い。また、分子イメージングやバイオマーカーという呼び方も臨床の現場ではまだ定着していない。核医学検査がバイオマーカーとして確立するには、いつ、どこで、だれが、何のために、どう撮影しても、同様に判定できる結果が得られなければならない。すなわち、生体内の放射能分布を正確に測定する定量性が最も重要となる。

## 8. 引用文献

- 1) Soret M, et al. J Nucl Med 2007; 48: 932-945.
- 2) Sakaguchi Y, et al. Ann Nucl Med 2010; 24: 585-591.
- 3) Mitsumoto K, et al. Nucl Med Commun.

2011; 32: 1148-1154.

4) Sakaguchi Y, et al. Ann Nucl Med  
2010; 24: 585-591.

5) Tsutsui Y, et al. Ann Nucl Med 2014;  
28: 770-779.

6) Boellaard R, et al. Eur J Nucl Med  
Mol Imaging 2015; 42: 328-354.

7) Boellaard R. J Nucl Med 2009; Suppl  
50:11S.

図1 癌の治療と治療効果判定

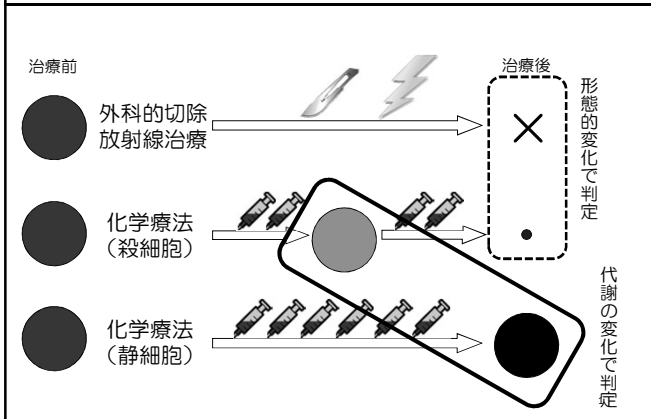


図2 核医学検査の定量性に影響する要因

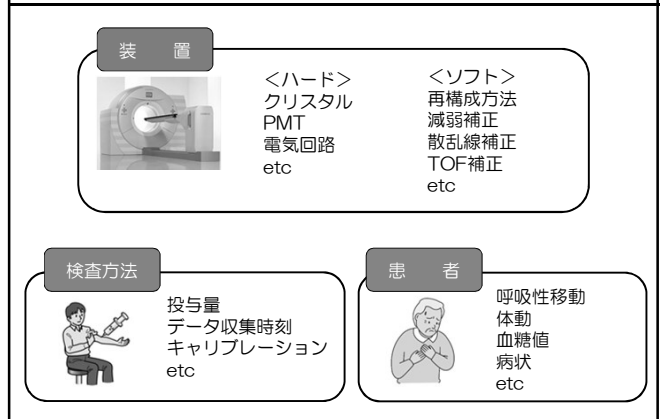


図3 Lesion detectabilityの改善には？

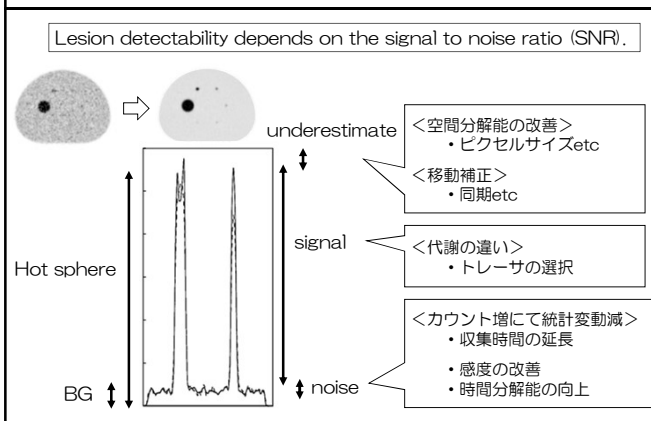


図4 核医学検査の部分容積効果(PVE)

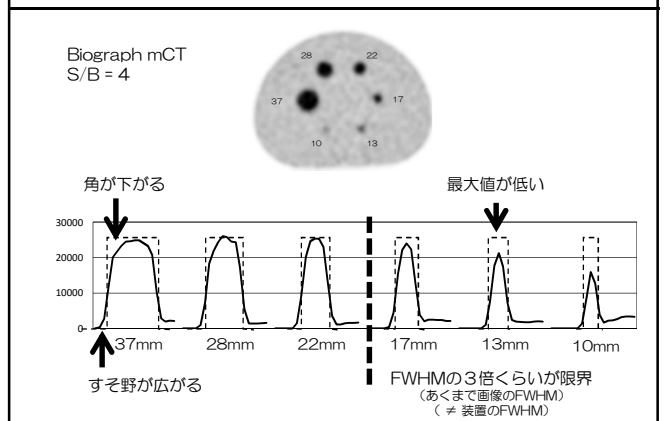


図5 呼吸性移動対策

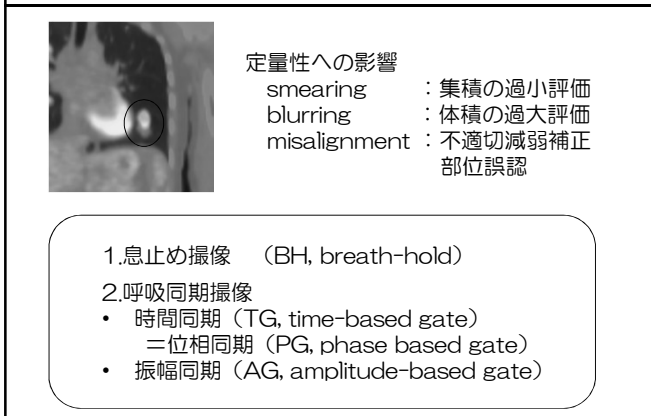


図6 繰り返し性と再現性

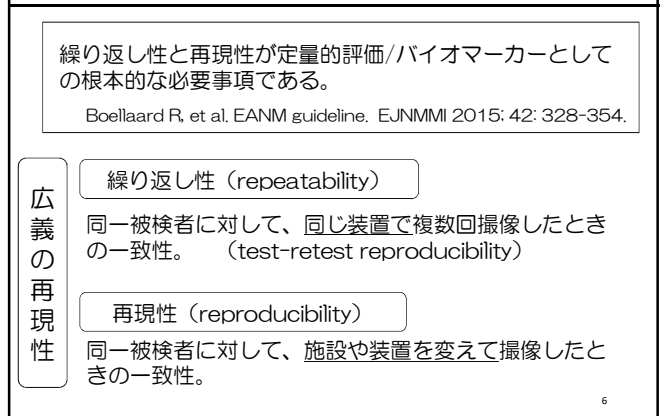


図7 繰り返し性：臨床の検討

test-retest reproducibility

・同一患者を2回検査（2-3週間以内）したときの  
悪性腫瘍SUV<sub>max</sub>のrelative difference (%)

単一施設	10-18%	Minn H, Radiology 1995. Weber WA, J Nucl Med 1999. Valasquez LM, J Nucl Med 2009. Nahmias C, J Nucl Med 2008.
複数施設	15-50%	Valasquez LM, J Nucl Med 2009. Weber WA, J Nucl Med 2015. Kumar V, Clin Nucl Med 2013. Doot RL, Med Phys 2010.

図8 定量に影響する因子とSUVの変動

技術的因子			
Cross-calibration	(10%)		
投与精度（残存放射能など）	(5%)		
時刻設定のずれ	(10%)		
静脈投与テクニック（注射漏れなど）	(50%)		
物理的因子		生物学的因子	
収集条件	(15%)	血糖値	(15%)
再構成条件	(30%)	待機時間（uptake time）	(15%)
造影剤の利用	(10%)	被検者の動きと呼吸	(30%)
ROIの種類と測定方法	(50%)	被検者の状態（心理状態を含む）	(5%)

Boellaard R, J Nucl Med 2009, Suppl. 50: 11S

図9 標準化と調和化

関連装置のQA/QC

PET装置の性能評価

NEMA nu-2 standards JESRA

標準化（standardization） ガイドライン

1998 SNM	2007 日本核医学会
1999 EORTC	2008 Netherland
2005 ACR, SNM, SCBTMR	2010 EANM
2006 SNM, NCI	2014 日本核医学会

それでも揃わない

調和化（harmonization）

図10 標準化と調和化

○ 標準化（standardization）

ある厳格な一定の基準（Lower threshold）を設定する。  
accuracy（正確度）に焦点。

○ 調和化（harmonization）

ある柔軟な基準範囲内（Lower and upper limits）に収める。  
precision（精度）に焦点。

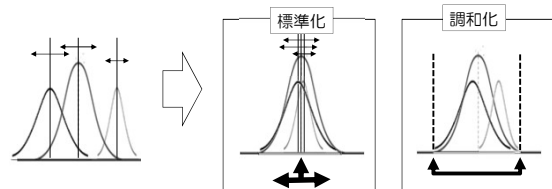


図11 標準化と調和化の取り組み例

標準化：Clinical Practice

- ・ ACR (American College of Radiology) PET/CT Accreditation Program

標準化：Clinical Trial

- ・ UPICT (Universal Protocols for Imaging in Clinical Trials)
- ・ RSNA QIBA (Quantitative Imaging Biomarkers Alliance)
- ・ SNMMI CTN (Clinical Trial Network)

標準化と調和化

- ・ NCI QIN (Quantitative Imaging Network)
- ・ EANM and EORTC initiatives

## 核医学担当業務に必要な知識と技術 腫瘍 PET

社会医療法人 禎心会 セントラル CI クリニック  
越智 伸司

### 1. はじめに

$^{18}\text{F}$ -FDG PET は保険適用と共に普及し、現在では早期胃がん以外の悪性腫瘍に適用拡大され広く用いられる検査となった。診療放射線技師が  $^{18}\text{F}$ -FDG PET 検査に携わるためには、撮影技術に関する基礎的な知識に加え、近年では画像診断における読影補助という大きな役割が与えられ、読影力が求められていることから、放射性薬剤の生体機序を理解し、生理学的な集積と異常集積を区別する知識が必要となってきた。当院は  $^{18}\text{F}$ -FDG PET の保険適用と同時に診断医の読影支援として診療放射線技師による一次読影をこれまで行ってきたため、過去十数年の取り組みと実績についても併せて報告する。

### 2. 放射性薬剤の生体機序

FDG はグルコーストランスポータ (GLUT) を介して腫瘍細胞膜から細胞質へ取り込まれた後、ヘキソキナーゼによりリン酸化されるが FDG はグルコースと異なり FDG-6-リン酸のまま解糖系に進むことなく腫瘍細胞内に留まるため集積として得られる。したがって、GLUT の過剰発現やヘキソキナーゼの活性が亢進すると、より高集積となる。また、脱リン酸化を引き起こすグルコース-6-ホスファターゼの活性が低下することも高集積の要因となる (図 1)。これとは逆に高分化

型肝細胞癌はグルコース-6-ホスファターゼが豊富なため、脱リン酸化が促進されるために集積となりにくい。このように PET 陰性癌も生体機序を併せて考えると理解しやすい。

FDG の各臓器への取り込みは時間と共に変化する。脳の集積は時間と共に上昇し 1~2 時間でプラトーとなり、肝臓の集積は投与直後に最も高く時間と共に低下する。一般的に正常組織のほとんどは 1 時間以内に取り込みのピークがあるが、悪性腫瘍の集積ピークは 1 時間以降にあり、集積は経時的に増大する事が多いため、待機時間は 60 分前後が推奨されており、一定とすることが望ましい (図 2)。

### 3. 生理的集積

脳や心臓、肝臓などブドウ糖を取り込む臓器は正常でも集積が見られる。また、排泄経路である腎臓、尿管、膀胱などにも生理的集積が見られる。子宮や卵巣では月経開始からの日数により、子宮内膜や卵巣に集積が見られることが知られており、月経から 14~24 日目では卵巣に、5 日目までは子宮内膜に強い集積を示す場合があるため、子宮癌や卵巣癌の診断を目的に行う場合は、この期間での  $^{18}\text{F}$ -FDG PET 検査は避けるべきである (図 3)。また、検査前の問診では最終月経を確認し、集積が見られた場合には問

診内容と照らし合わせて判断することが必要である。大腸へは正常であっても強い集積を示すことがあり、腫瘍との鑑別が難しい場合があるため、必要によっては遅延像の撮像を追加して比較判断することも有用である。

FDG-PET では最低でも 4 時間以上の絶食が必要となるが、絶食の協力が得られない場合には筋肉に著しく多くの FDG が取り込まれて全身分布が乱れてしまうため、腫瘍の描出能も低下し、SUV も低下することが知られている。また、血糖値によっても臓器への集積が変化するため、高血糖の場合には正常値にコントロールした後に検査を施行する方が良い(図 4)。

#### 4. 至適撮像条件と画質評価

PET の画質は主に画像再構成、収集時間、投与量に大きく依存するが、撮像条件の標準化を目的に FDG-PET/CT 撮像法ガイドラインが策定された。したがって、腫瘍検査を目的とする  $^{18}\text{F}$ -FDG PET 検査を行うためには装置に応じた至適撮像条件を決定した上で検査を行うことが望まれる(図 5)。ただし、ファントムによる評価は一定の体格を模擬したものであり、PET の画質は体格による劣化が知られているため、体格に応じた収集時間も検討する必要がある。最近の PET/CT 装置では list mode 収集が行えるため、体格の異なる被験者 Raw data から、収集時間を可変したデータを切り出して画像再構成し、臨床画像として耐え得る画像かどうか評価することもひとつの方法である(図 6)。

#### 5. アーチファクト

PET 画像ではしばしばアーチファクトが見られる。PET/CT 装置の場合は CT 画像と PET 画像の位置ずれによるもの、画像再構成法や装置トラブルにより発生するものがある。位置ずれにおいては、CT 画像と PET 画像の呼吸位相のずれにより、肺の集積消失や肝臓集積が肺野に突出するなど、他病変のように見られることがある。特に横隔膜近傍では注意が必要で、その場合、呼吸同期や呼吸止め収集が有用である。装置によっては CT 値による減弱係数の変換テーブルが異なる場合もあり、その装置の特性を理解しておくことも必要となる。ポジショニングも重要で、長時間の収集に耐え得る体位で検査を行わなければ体動アーチファクトの原因にもなり得る(図 7)。

PET 装置は始業前に外部線源による日常点検を実施する装置があるが、結果の数値やシグナルのみに頼っていると検出器トラブルを見落としてしまうこともあるため、目視的に均一性を評価することも大切である(図 8)。

#### 6. 読影補助への取り組み

診療放射線技師の業務は撮影業務の他に MIP や FUSION の画像作成、CD-R 作成や画像出力など多くの処理を同時に行わなければならない。できる限り読影業務の時間が確保できるようにこれらの処理を簡便かつ正確に行うためのソフトウェアやシステムを導入してきた(図 9)。また、所見を拾い上げるという重要な役割を考慮し、精度管理可能なモニターを導入して読影精度が維持できるよう努め

ている。しかし、画像診断の知識が乏しい診療放射線技師にとって、読影レベルの向上は大きな課題であり、個々のレベルアップにどのように取り組むべきか悩むところでもある。当院ではこれまで読影医とのカンファレンスを通じて用語の統一や所見入力の特標準化を行ってきた(図 10)。また、同一レポートに診断医所見と技師所見の記入を行っているため、空き時間などに報告書確定後の医師所見との比較を行い、個々に読影への理解を深めている。

#### 7. 読影補助の実績

当院は PET 導入当初から診療放射線技師による読影補助業務に取り組んできた。過去 11 年間で行った  $^{18}\text{F}$ -FDG PET 検査は 38,707 例、そのうち 37,693 例(97.4%)の読影補助に携わっている。その詳細として、診療放射線技師による見落としは 2,974 例(7.9%)で過剰な拾い上げは 2,083 例(5.5%)であった。その他には用語違い 200 例(0.5%)、SUV 違い 110 例(0.3%)、左右違い 38 例(0.1%)であった(図 11)。さらに詳細を述べると見落としはリンパ節病変 27.6%、肺病変 9.8%、骨病変 8.5%の順で多く、過剰な拾い上げは腸管 38.2%、リンパ節病変 17.2%、骨病変 5.1%の順が多かった。見落としも過剰な拾い上げもリンパ節病変が多く、生理的集積や反応性リンパ節、病的意義のある所見であるかの判断が難しい(図 12)。

#### 8. まとめ

腫瘍の集積を的確に捉えるためには FDG の体内動態を把握すると共に生理学的な集積と異常集積を区別する知識が求められる。保険適用当初と比べて現在では適応疾患が拡大され早期胃がん以外の悪性腫瘍が対象となり、幅広い腫瘍の知識が求められる。PET 画質はガイドラインにより一定の画質が担保できるよう至適撮像条件を決定し、発生するアーチファクトにおいても発生原因を理解して PET 装置、被験者に合わせた撮像を行う必要がある。読影補助業務においては厚生労働省にて推進しているが、そう簡単に行えるものではない。診断医師が求める所見の入力を行うためには病態生理学的な知識の向上が求められる。そのため読影力向上に向けた取り組みと併せて読影を行うための時間の確保、業務環境を整備する必要がある。



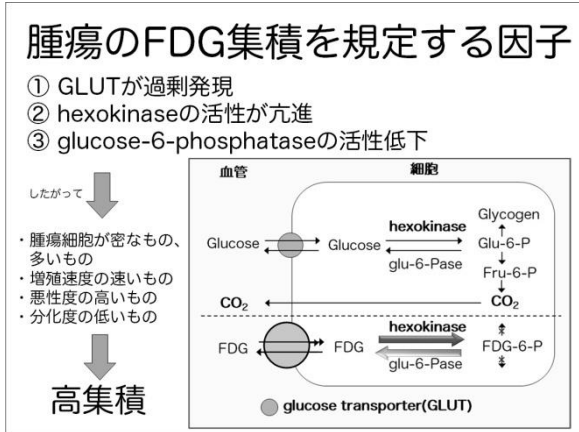


図 1 FDG 集積を規定する因子

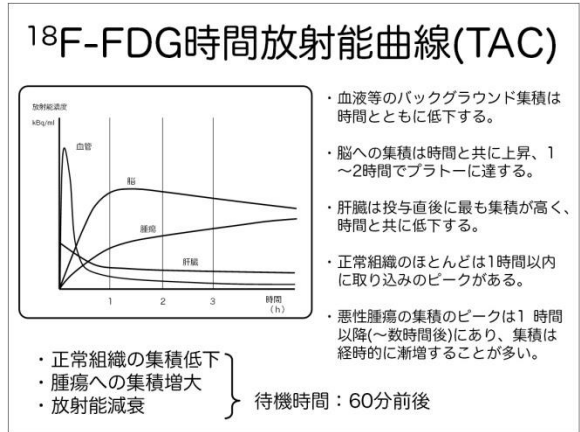


図 2  $^{18}\text{F}$ -FDG 時間放射能曲線

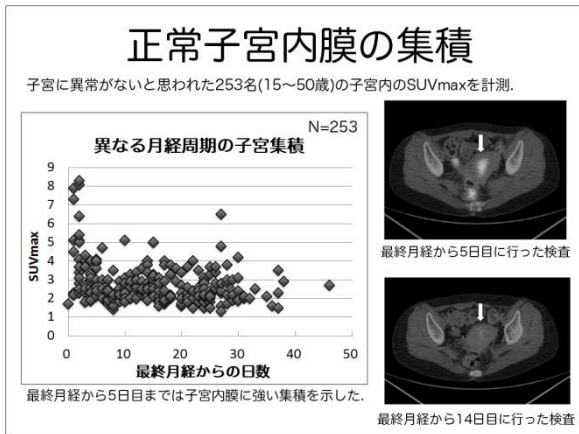


図 3 正常子宮内膜の生理的集積

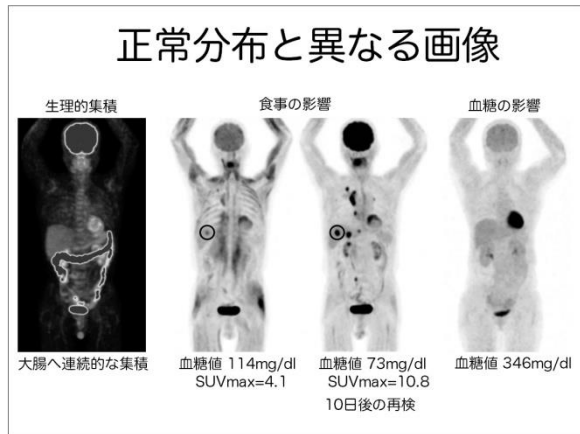


図 4 大腸集積と食事・血糖の影響

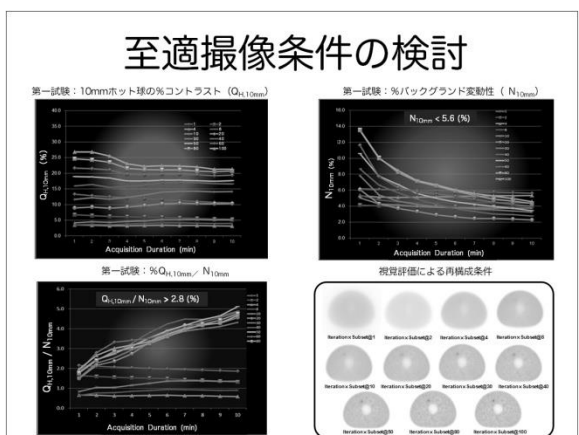


図 5 画像再構成条件の検討

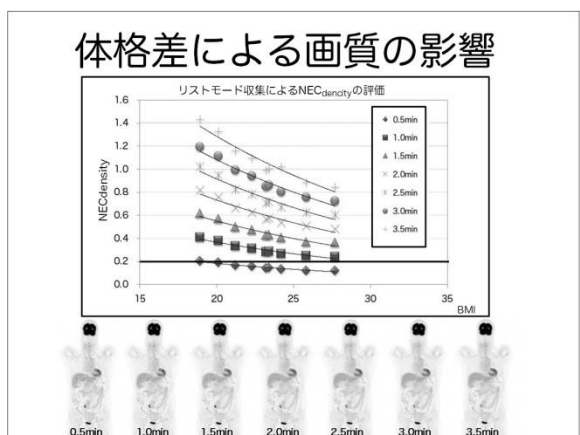


図 6 体格差による画質の検討

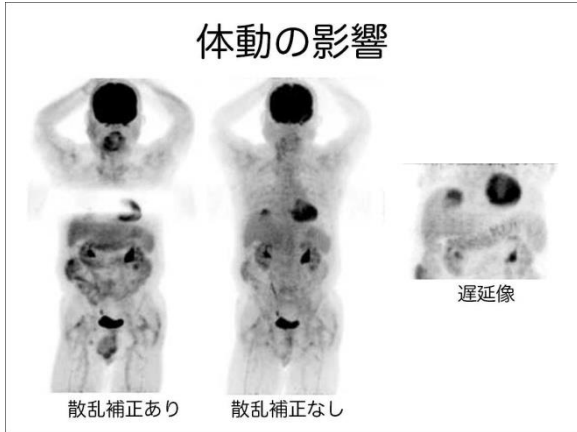


図 7 体動による画像への影響



図 8 始業点検結果の目視評価

### 環境整備

できる限り読影の時間を確保したい！

- 装置から読影端末までの画像の自動転送化。  
画像サーバーへは身長・体重の再入力後に転送。
- 画像参照はメーカー付属のワークステーションからVIEW FUSIONに変更。  
装置メーカーが異なっても操作が統一された。
- 医師と同一のVIEWERを使用することで、SUVの精度が向上。  
また、VOI (球形ROI)を使用することでSUVmaxの計測が簡便。  
使用するVIEWERのSUV精度を確認する必要がある。
- ディスクレプリケーターを導入し、CD-Rのラベル作成、書き込みを半自動化。  
作成精度が向上、書き損じも削減。
- 異常所見の拾い上げは診断医師と同じ。  
JESRA管理グレード2に対応したモニタを導入して読影精度を維持。  
モニタ管理するための手間は増加。

図 9 読影環境の整備

### カンファレンスでの決定事項の例

悪性リンパ腫 ステージング目的

項目	1期	2期	3期	4期
1	頸部	頸部	頸部	頸部
2	頸部	頸部	頸部	頸部
3	頸部	頸部	頸部	頸部
4	頸部	頸部	頸部	頸部

現行の所見の記入方法

- 頸部両側に複数の集積を認めます。  
①最大SUV = Max 16.2, Mean 15.5
- 腋窩下から縦隔及び両腋窩に複数の集積を認めます。  
①SUV = Max 7.6, Mean 5.0  
② SUV = Max 15.7, Mean 12.1
- 脾臓に集積を認めます。  
SUV = Max 6.7, Mean 5.6
- 腹部骨盤から両鼠径部にかけて複数の集積を認めます。  
①SUV = Max 12.3, Mean 9.7  
②SUV = Max 13.1, Mean 9.3

その他、明らかな異常集積を認めません。

#### Ann Arbor病期分類

病期	分類	説明
I	1	単独のリンパ節病変のみ
II	2	リンパ節病変が2つ以上のリンパ節病変に由来する病変を伴って、同側のリンパ節病変のみ
III	3	リンパ節病変が2つ以上のリンパ節病変に由来する病変を伴って、同側のリンパ節病変のみ
IV	4	リンパ節病変が2つ以上のリンパ節病変に由来する病変を伴って、同側のリンパ節病変のみ

ステージング評価に合わせる所見記入に変更

図 10 院内カンファでの決定事項

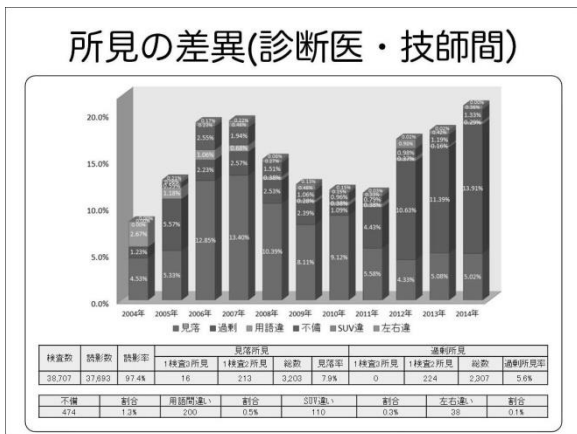


図 11 読影補助の実績とその評価



図 12 リンパ節病変の見落とし例

## 核医学担当業務に必要な知識と技術 神経伝達機能

倉敷中央病院(現 杏林大学保健学部) 松友紀和

### 1. はじめに

パーキンソン病 (Parkinson's disease : PD) やレビー小体型認知症 (dementia with Lewy bodies : DLB) の診断に、 $^{123}\text{I}$ -FP-CIT を用いたドパミントランスポータシンチグラフィ (ダットシンチ) や  $^{123}\text{I}$ -MIBG 心筋シンチグラフィ (MIBG 心筋シンチ) が用いられている。両検査から得られる結果は、PD や DLB の病態に関連した病理学的変化を捉えているため、その臨床的価値は高い。しかし、評価する部位 (機能) が異なるため、日常診療においては使い分けが必要となる。また、両検査から得られる定量的指標は、収集処理条件や解析方法により大きく変化するため注意が必要である。

本稿では、ダットシンチと MIBG 心筋シンチの臨床的意義について解説を行い、両検査をより信頼性の高い検査とするための技術的ポイントについて述べる。

### 2. PD と DLB

PD は、レビー小体の出現を伴う全身疾患 (レビー小体病) に属する疾患で (図 1)、安静時振戦や筋固縮、無動など運動障害を主とする疾患である。一方、DLB は、進行性の認知障害とパーキンソン症状をきたす疾患で、PD と同様にレビー小体病の一表現形とされている<sup>1)</sup>。図 2、3 に PD と DLB それぞれ鑑別を要する疾患を

示す。PD の治療は対症療法が主体となっているが、中脳黒質神経に起こる代謝異常を早期に治療を行うことで機能の可塑性変化が促進されると期待されている。また、DLB は認知機能や注意覚醒レベルの変動が大きく、PD やアルツハイマー病 (Alzheimer's disease : AD) に比較して QOL が低下するため<sup>2)</sup>、疾患を正確に鑑別することが重要となる。

### 3. ダットシンチ

$^{123}\text{I}$ -FP-CIT は、コカインの類似化合物で、黒質線条体ドパミン神経節前末端に存在するドパミントランスポータ (DAT) に特異的に結合する。 $^{123}\text{I}$ -FP-CIT の線条体への集積は、DAT の密度を表しているため、集積の程度を評価することで黒質変性を検出することができる。線条体は、尾状核と被殻から構成され、運動機能や意思決定に関与する働きを持っている。尾状核と被殻はそれぞれ精神系機能と運動系機能に関与しているため、 $^{123}\text{I}$ -FP-CIT の集積は、PD では被殻、DLB では尾状核と被殻の集積が低下する (図 4)。

### 4. MIBG 心筋シンチ

$^{123}\text{I}$ -MIBG はノルエピネフリンと同じ作用を持ち、心臓交感神経終末で取り込まれ、貯蔵・放出される。MIBG 集積は、早

期像で交感神経の分布，後期像で神経活動を反映していると言われている。PD や DLB では，心外膜内の神経線維束が減少するため，MIBG の集積が低下する(図 5)。一方，PD の類縁疾患である進行性核情勢麻痺(PSP)や大脳皮質基底核変性症(CBD)，AD では心交感神経の脱落がないため，MIBG の集積は保持される。

### 5. ダットシンチと MIBG 心筋シンチの意義

ダットシンチと MIBG 心筋シンチは，それぞれ異なる部位の病理学的変化を捉えているため，レビー小体病の診断や病態解明に有用である。黒質変性を評価するダットシンチは，本態性震戦や薬剤性パーキンソン症候群の除外診断や抗 PD 治療対象を選択する際に有用となる。一方，心交感神経変性を評価する MIBG 心筋シンチは，PD と PD 以外のパーキンソン症候群を鑑別する場合に選択される<sup>3,4)</sup>。また，AD と DLB の鑑別診断においては，両検査ともに十分な診断精度を有している<sup>5,6)</sup>。しかし，認知機能障害と運動障害を有する CBD と AD の鑑別ではダットシンチが有用となる。しかし，PSP や CBD と DLB の鑑別診断については，ダットシンチで困難な場合が多く，MIBG 心筋シンチが有効となる。いずれにしてもダットシンチと MIBG 心筋シンチは相補的な役割にあるため，両検査の意義と目的を十分理解しておく必要がある(図 6, 7, 8)。

## 6. 定量解析の現状と問題点

### 6.1 ダットシンチ

ダットシンチの定量解析には線条体の

特異的結合能を表す specific binding ratio (SBR) が広く用いられている。SBR は，後頭葉などドパミントランスポータの密度が低い部位に対する特異的結合能による集積の程度を比として表したもので，SBR による診断能の向上がこれまでに報告されている<sup>7)</sup>。しかし，SBR はコリメータや画像再構成法，減弱・散乱線補正の有無，解析方法の影響を受けることが知られている<sup>8)</sup>。図 9, 10 に画像再構成条件や解析方法が定量解析結果に与える影響を示す。線条体でのトレーサー結合は，加齢性変化で 0.5~2.5%，疾患による変化で 6~13%程度低下すると言われている<sup>9,10)</sup>。しかし，画像再構成条件や解析方法が変わることで SBR は，2~45%程度変化<sup>11)</sup>するため，画像再構成条件や解析方法の妥当性について「数値」のみならず画質や診断能からも十分な検証を行わなければならない。特にダットシンチは微細な集積の有無を評価する必要があるため，脳血流シンチのように均一性(感度)を重視するのではなく，空間分解能を重視した収集処理条件が必要ではないかと筆者は考えている。いずれにしても今後，標準的な評価方法を確立するためにもさまざまな検討が必要である。

### 6.2 MIBG 心筋シンチ

MIBG 心筋シンチでは，定量指標として心縦隔比(heart-to-mediastinum ratio:H/M 比)が用いられている。H/M 比は，心不全患者の予後予測や治療効果判定に加え，前述した PD と DLB の診断にも有用である。しかし，<sup>123</sup>I によるイメ

ージング特有の高エネルギーからの散乱線やコリメータの違いによる画質や定量性の低下が問題となっている。散乱線やコリメータの影響を軽減する方法として、散乱線補正の有用性が古くから提唱されているが、近年ではファントムを用いて装置間（コリメータ間）のキャリブレーション<sup>12)</sup>を行う方法も報告されている。また、定量値の算出を半自動処理<sup>13)</sup>で行う方法などさまざまな研究が検査の標準化に向けて行われている。

#### 7. まとめ

ダットシンチやMIBG心筋シンチの臨床的有用性は高い。しかし、検査の精度や信頼性は、知識や技術によって高くも低くもなりうる。検査を適正に施行するためには、放射性医薬品の集積メカニズムや特徴、臨床的意義を理解しなければならない。また、診断に適した画像や定量指標を得るために収集処理条件の方法論を理解することも重要である。

#### 参考文献

- 1) Langston JW. The Parkinson's complex: parkinsonism is just the tip of the iceberg. *Ann Neurol.* 2006; 59(4): 591-596.
- 2) Hanyu, H., et al. Differences in clinical course between dementia with Lewy bodies and Alzheimer's disease. *European Journal of Neurology* 2009; 16(2): 212-217.
- 3) Cummings JL, et al. The role of dopaminergic imaging in patients with symptoms of dopaminergic system neurodegeneration. *Brain.* 2011; 134: 3146-3166.
- 4) Taki J, et al. Peripheral sympathetic dysfunction in patients with Parkinson's disease without autonomic failure is heart selective and disease specific. *Eur J Nucl Med* 2000; 27(5): 566-573.
- 5) O'Brien JT, et al. Dopamine transporter loss visualized with FP-CIT SPECT in the differential diagnosis of dementia with Lewy bodies. *Arch Neurol.* 2004; 61(6): 919-925.
- 6) Yoshita M, et al. Value of 123I-MIBG radioactivity in the differential diagnosis of DLB from AD. *Neurology.* 2006; 66(12): 1850-1854.
- 7) Booij J, et al. Imaging of dopamine transporters with iodine-123-FP-CIT SPECT in healthy controls and patients with Parkinson's disease. *J Nucl Med.* 1998; 39: 1879-1884.
- 8) Pareto D, et al. Iterative reconstruction with correction of the spatially variant fan-beam collimator response in neurotransmission SPET imaging. *Eur J Nucl Med Mol Imaging.* 2003; 30(10): 1332-1329.
- 9) Benamer HT, et al. Correlation of Parkinson's disease severity and duration with 123I-FP-CIT SPECT

- striatal uptake. *Mov Disord.* 2000; 15: 692-698.
- 10) Lavalaye J, et al. Effect of age and gender on dopamine transporter imaging with [<sup>123</sup>I]FP-CIT SPET in healthy volunteers. *Eur J Nucl Med.* 2000; 27: 867-869
- 11) Matsutomo N, et al. Optimization of iterative reconstruction parameters with 3-dimensional resolution recovery, scatter and attenuation correction in <sup>123</sup>I-FP-CIT SPECT. *Annals of nuclear medicine* 2015; 29(7): 636-642.
- 12) Nakajima K, et al. Standardization of metaiodobenzylguanidine heart to mediastinum ratio using a calibration phantom: effects of correction on normal databases and a multicentre study. *Eur J Nucl Med Mol Imaging* 2012; 39(1): 113-119.
- 13) Okuda K, et al. Semi-automated algorithm for calculating heart-to-mediastinum ratio in cardiac Iodine-123 MIBG imaging. *J Nucl Cardiol* 2011; 18(1): 82-89.

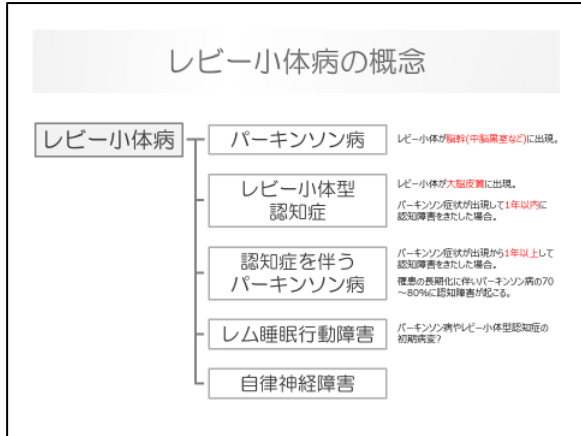


図 1

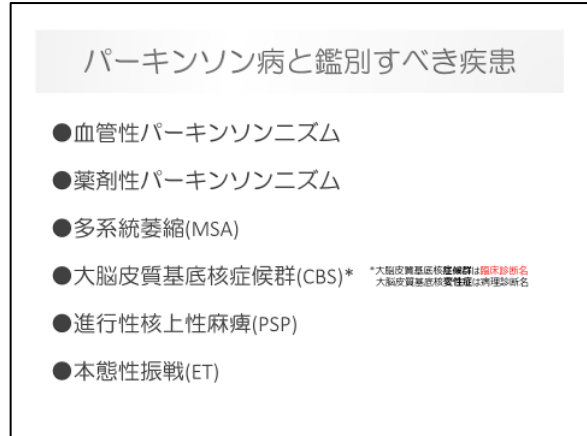


図 2

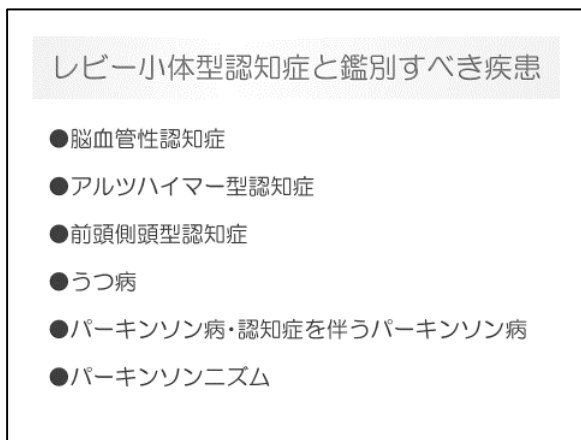


図 3

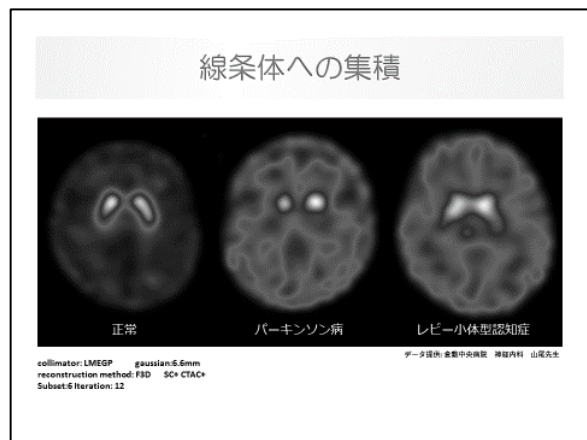


図 4

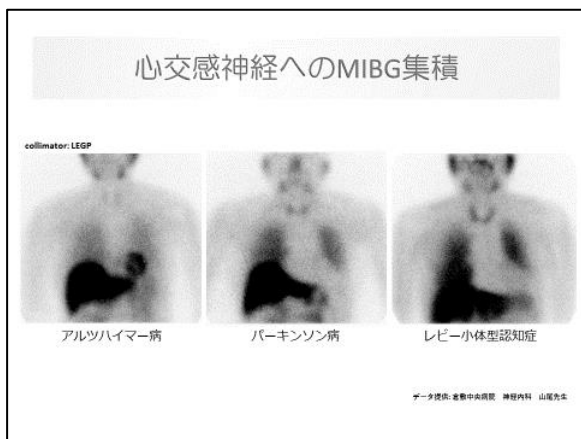


図 5



図 6

### レビー小体型認知症の診断

アルツハイマー病とレビー小体型認知症の鑑別。 ⇒ ダットシンチ  
MIBG心筋シンチ

レビー小体型認知症と認知障害と運動障害を有する疾患\*の鑑別。 ⇒ MIBG心筋シンチ

(\*大脳皮質基底核変性症や進行性核上性マヒなど)

ダットシンチとMIBG心筋シンチが異なる意義を呈するのかが検討が必要

図 7

### ダットシンチの限界


- ドパミン神経→正常
  - 本態性振戦
  - 薬剤性・脳血管性パーキンソンニズム
  - SWEDDs(scan without evidence of dopaminergic deficits)
- ドパミン神経→減少
  - パーキンソン病
  - レビー小体型認知症
  - 進行性核上性麻痺
  - 多系統萎縮症
  - 大脳皮質基底核変性症

ダットシンチでの鑑別は難しい

図 8


### 補正は必要?不必要?

コリメータ開口補正 (LMEGP)



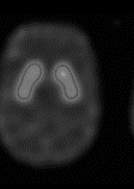
5.93

コリメータ開口補正 減弱補正 (Chang)



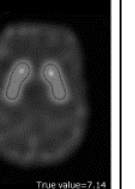
8.24

コリメータ開口補正 散乱補正 減弱補正 (Chang)



10.01

コリメータ開口補正 散乱補正 減弱補正 CT減弱補正



7.92

True value=7.14

SBR (Tossci-Bolt法)

図 9

### 定量解析の問題

線条体でのトレーサー結合

⇒

加齢性変化: 0.5~2.5%  
 PDによる変化: 6~13%

\*%変化

	条件	SBRの変化
Tossci-Bolt法	Threshold (0~50%)	15~28%
	Inward (0~30mm)	2.5~25%
画像再構成条件	逐次近似法・コリメータ開口補正 散乱補正・減弱補正	7~35%*
	更新回数 (SI:6~180)	8~45%**
	フィルタ条件 (ガウシアン3.3~9.9mm)	2~8%**

図 9



## 骨 SPECT/CT 定量解析ソフトウェア GI-BONE の紹介

日本メジフィジックス株式会社 画像情報センター  
大崎 洋充

### 1. はじめに

核医学は、定量評価の能力に長けるため、多施設共同研究を推進しやすく、エビデンスの構築が得意である。骨転移診断における骨シンチの役割は、造骨性病変の高い検出能から、他のモダリティにない優位性を有する。しかし、長い間、医師の経験則に基づく定性的な評価が主体であったため、脳血流や心筋血流評価などの他の核医学診断に比してエビデンスの構築に遅れをとってきた。

他方、近年では SPECT/CT の普及が進んでおり、本邦では 2016 年 1 月時点で、298 台導入されている<sup>1)</sup> (図 1)。それらの SPECT/CT 装置を用いることで、減弱・散乱補正を行うことが可能となり、定量性の向上が期待される。最近の報告<sup>2)</sup>では、膀胱内の放射能濃度を高い精度で評価できることが示唆されており、市販されている SPECT/CT 装置の高い補正精度が示されたと言って良い。これからは、SPECT/CT 装置の活用が、定量評価の新たな幕明けをもたらすことと思われる。

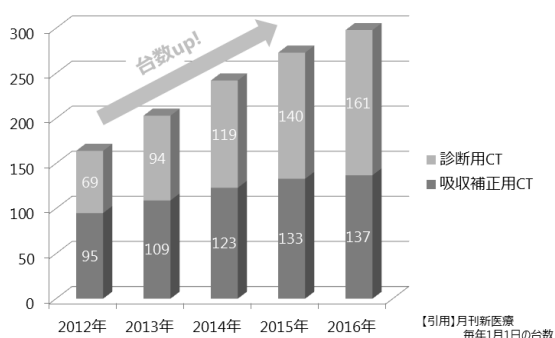


図 1 SPECT/CT 装置の国内台数

### 2. GI-BONE の特徴

GI-BONE は、日本メジフィジックス社が独自に開発した骨 SPECT/CT 画像を用いたベンダーフリーな骨シンチの SUV 定量ソフトウェアである。AZE 社により、AZE Virtual Place 準 (薬事認証番号：22000BZX00379000) として単体ソフトウェア販売されており、GI-BONE は腫瘍解析パッケージに含まれる 1 アプリケーションである。近年、SUV 解析が可能な SPECT/CT 装置が販売されているが、多くの SPECT/CT 装置は、SUV 解析を行うことが不可能である。

GI-BONE は、SPECT 画像をカウントスケールから PET と同様の放射能濃度スケールに変換する BCF (Becquerel Calibration Factor) を算出するツールを有しており、既知の放射能濃度の円柱ファントムをスキャンして BCF を求める。BCF は臨床データにも適用され、臨床の SPECT 画像は、カウントスケールから、PET と同様の放射能濃度を有する画像に変換される。放射能濃度の SPECT 画像は、主に投与量と体重で正規化された SUV に変換することが可能であり、集積強度を定量することが可能となる。

#### 2-1. BCF の設定

BCF は、30-100MBq 程度の <sup>99m</sup>Tc 溶液を封入した円柱ファントムをスキャンして算出する。シリンジ (点線源様) でも BCF

は算出可能であるが、円柱ファントムの方が、人体に近い散乱線分布を示すことやカウントオーバーフローのリスクを考慮すると、円柱ファントムの方が安定した定量を可能とする(図2、図3)。BCFは、導入時に必須で設定する必要がある。経時的なBCFの変動は未知な部分が多いので、定期的な測定(例えば、1年に1度)を推奨する。



図2 BCF スキャンの様子

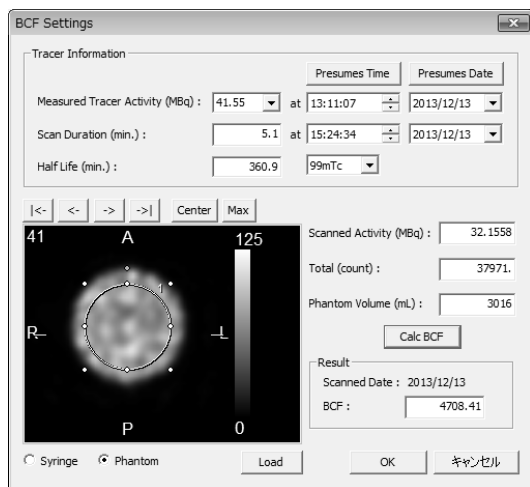


図3 BCF 算出ツール

## 2-2. SUV 化の概要と有用性

SUV 変換は、BCF を乗算した SPECT 画像に Volume of Interest (VOI) をとったのち、VOI 計測値を、“撮像開始時の投与量 (Bq) ÷ 体重 (g)” で除することで行われる。したがって、体重や投与量と投与

時刻(もしくは検定放射能量と検定時刻)と撮像開始時間、撮像時間 (min/bed) などの情報が必要となる。撮像開始時間と撮像時間は、DICOM ヘッダーから自動で入力される SPECT/CT 装置が多い。

SUV 化された SPECT 画像は表示濃度が自動で正規化されるため、例外的な症例を除き、予め適切な SUV 上限値を表示濃度に設定しておけば患者の膀胱内トレーサ量や体重、投与量に依存する濃度調整が不要となり、客観的な比較が可能となる(図4)

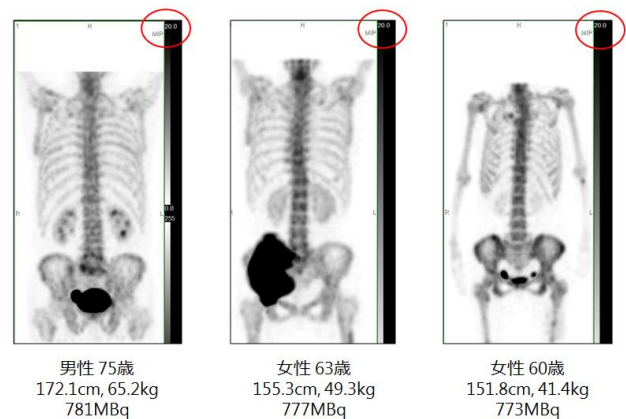


図4 SUV スケールの MIP 画像 (SUV 上限=20 に設定)

従来、骨 SPECT 画像の集積強度は、VOI を用いて“カウント”で計測した場合、投与量や体重などに依存するため、正確な比較評価が困難であった。しかし、SUV 化された SPECT 画像は、それらを加味した集積強度を示す数値指標となり、同一被検者の経時的な集積強度比較や患者間の比較が可能となる。図5は、治療前後の SPECT/CT 撮像を行った症例である。上段の治療前の MIP 画像と下段の治療後の MIP 画像を定性的に比較しても、集積強度の変化を捉えるのは困難である。しか

し、SUV で評価すると、治療前が SUVmax=19.9 であるのに対し、治療後に SUVmax=13.6 となっており、骨代謝が減少している状況を捉えることができる。

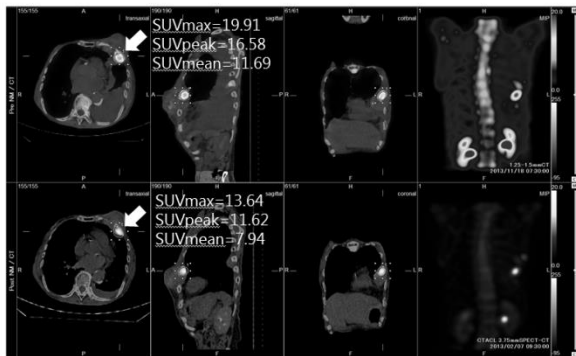


図5 定量的な骨代謝量の比較例

### 2-3. オリジナルの SUV 解析ツール

正確な定量評価、特に Inter-observer Variability の少ない定量評価を行うことは、エビデンスの構築にとって、重要である。GI-BONE は、骨の評価にとって、“ノイズ”となる生理的集積を除外するための生理的集積をマスクする機能（日本メジフィジックス特許技術）を搭載している。これは、CT 画像を用いて骨領域を特定することが可能である過去の論文報告を応用した技術である。また、評価病変を半自動で抽出する機能を有している。具体的には、例えば「SUVpeak が高い5つの病変の VOI を取る」などの処理を、ある程度自動に行うことが可能である（もちろん、最終的には読影医による確認が必要であるが）。

### 2-4. 多種の SUV 指標

GI-BONE は、最も一般的な体重で正規化した SUV に加えて、PET の治療効果判定で推奨されている除脂肪体重で正規化

した SUL、体表面積で正規化した SUVbsa、日本人に最適な除脂肪体重の近似式を用いた SULj、日本人骨ミネラル量で正規化した SUVbmc などを搭載している。また、統計ノイズの影響を受けやすい最大値を用いた SUVmax に加えて、Peak 値や% threshold (Max 値の任意の%領域を抽出する機能) を用いた SUV などを提供している。今後、臨床的有用性の検証が研究的に行われることを期待している。

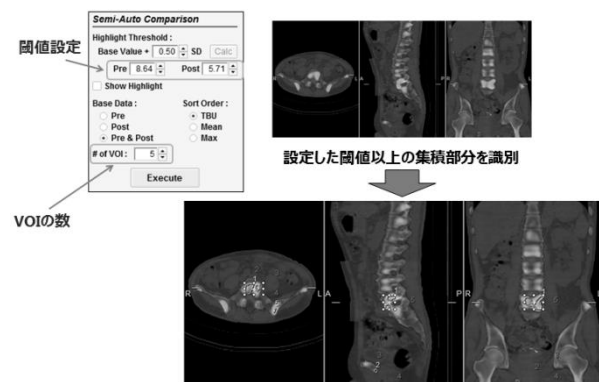


図6 オリジナル SUV 解析ツール群

### 3. 骨 SPECT における SUV の臨床的可能性

近年、臨床において骨転移の治療法の多様化が進んでいる。特に、前立腺がんにおける骨修飾薬（ゾレドロン酸やデノスマブなど）や  $^{223}\text{Ra}$  を用いた  $\alpha$  線内用療法などは注目されている。多様性は、患者に次なる治療法の選択肢を提供し、引いては QOL の向上や生命予後の延長が期待される。

一方、診療科の医師や骨転移を評価する放射線科医は、治療法の変更や継続を判断するための情報を得なければならない。長い間、骨シンチは Planar 画像を用いた 2 次元的な評価が主体であったが、SPECT/CT 装置が普及してきた本邦の環

境において、今後は3次元的に、かつCTなどの形態情報も加味した診断を提供することがインフラの有効活用に繋がることと思われる。過去のReview論文においても骨転移診断は、SPECT/CT（≡NaF-PET/CT）>SPECT>Planarであると報告されている<sup>3)</sup>。また、補正技術の向上は、SPECTに定量化という新しい可能性を提供した。今後は、SUVを用いた定量評価が治療法および治療薬の選択にとって有用な情報を提供することが個別化医療への道を開くものと期待している。

#### 4. 参考文献

1) 月刊新医療 2016年3月号

2) Zeintl J1, Vija AH, Yahil A, et al. Quantitative accuracy of clinical <sup>99m</sup>Tc SPECT/CT using ordered-subset expectation maximization with 3-dimensional resolution recovery, attenuation, and scatter correction. J Nucl Med 2010; 51:921-928.

3) Evangelista L, Bertoldo F, Boccardo F, et al. Diagnostic imaging to detect and evaluate response to therapy in bone metastases from prostate cancer: current modalities and new horizons. Eur J Nucl Med Mol Imaging. 2016 Jul;43(8):1546-62.

## 岐阜医療科学大学／大学院 分子イメージング研究室

岐阜医療科学大学 保健科学部 放射線技術学科  
同大学院保健医療学研究科 医療連携展開学分野  
片渕 哲朗

### 1. 岐阜医療科学大学 保健科学部

本大学は昭和 48 年に国際医学総合技術学院として、臨床検査技師科から発足し、翌年の昭和 49 年に放射線技師科が誕生しました。その後、昭和 58 年岐阜医療短期大学に改変したのち、平成 20 年に 4 年制大学に移行し、岐阜医療科学大学として新しくスタートを切りました。(図 1) 保健科学部は放射線技術学科，臨床検査学科，看護学科から成り、別に専攻科として助産学専攻があり、学生数 1200 名程度の比較的こじんまりとした大学です。今年 3 月に第 7 期生が卒業しましたが、大学院を含めた次の将来構想が新たに始まりました。

岐阜医療科学大学では 3 つの教育理念を掲げています。第一は『人間性』を高めること。これは「技術者たる前に良き人間たれ」を建学精神とする、短期大学時代からの本学のよき伝統でもあります。第二は『国際性』を身につけること。

グローバル化する社会の中で、外国人の患者さんやスタッフとコミュニケーションをとり、外国語の資料を読解するために不可欠な能力です。

第三は『学際性』を培うこと。専門外の技術知識にまで理解を広めることで自己の能力を高め、かつチーム医療という環境のもと相互理解を深めるために必要となります。高度化・情報化・国際化する社会と医療の現状、そこに主体的に取り組める人材を望む医療現場からのニーズが、3 つの理念の背景にあります。

### 2. 放射線技術学科

放射線技術学科の学部生は 400 名ほど在籍しており、現在の教員数は教授 7 名，准教授 8 名，講師 4 名，助教 1 名，の計 20 名で構成されています。教員は専門分野，専門基礎分野，基礎分野の各部門に所属し、それぞれ 12 名，4 名，4 名に分かれて教育ならびに研究に従事して



図 1 大学全景 一番手前が放射線技術学科棟

放射線技術学科における教育理念は、豊かな人間性と幅広い教養の上に放射線に関する知識・技術を身につけること。そして、医学の発展に伴う専門化・細分化された医療における診療放射線技師の役割に対応でき、適切な判断力を有する人材を育成することです。そのために、科学的思考力と問題解決能力を養成することで、自学自習に基づき生涯にわたって学習する能力を高めることを目標としています。しかし、なかなか理想どおりにはいかないのが現状で、大学生の低年齢化や学力の低下傾向をみると、大学教員もますます大変な時代に入ったと痛感しています。

本大学は付属病院が併設されていないため、病院実習には大変な苦勞があります。文科省指定の実習病院は59施設もあり、岐阜県はもちろんのこと愛知、三重、静岡の東海地区、北陸3県、長野県や滋賀県にまたがって実習をお願いしています。そのため、学内実習のため大学にはMRやCT、X線TV、フラットパネル、マンモ装置等ほとんど全ての装置がそろっています。核医学もガンマカメラ(e-cam)が3年目から設置され、研究にも気兼ねなく使用できます。病院の実機であれば、翌日の臨床のため故障等の問題があっても、なかなか学生の研究や実習には使いづらいのですが、ここではそのようなことはありません。

放射線技術学科の研究は様々ですが、技術学会で多くの発表が見られているマンモや超音波装置に付属するモニタの評価などタイムリーな研究もなされています。

### 3. 大学院保健医療学研究科

本年(平成28年)から大学院も開設されました。本学では「放射線技術学分野」「看護学分野」のような、従来の大学院に設置されている分野ではなく、我が国の保健医療政策において大きな課題である「在宅」「母子」「高齢者」並びに「医療連携」の4つに焦点を置いています。それぞれの専門分野を横断的に捉え、在宅における放射線技術のあり方や、放射線技師と多職種の医療連携などを研究テーマに据え、その職種の専門性を高めるとともに、他の医療専門職の技術や課題を理解しチーム医療における実践力を養います。

私が所属する医療連携展開学分野は、診療放射線技師、看護師、臨床検査技師という医療専門職が、チーム医療の立場から各専門分野の課題について共有し、その基礎の上で、医療連携における各専門課題の研究を行っています。それぞれの高い専門性をチーム医療により発揮できる実践的リーダーを育成するのが目的です。従って本院は放射線に関するだけでなく、看護や臨床検査の一部についても学習し、核医学における研究は専門性を高める手段として用いることで医療の視野を広げます。

### 4. 分子イメージング(片渕)研究室

本研究室は8年目を迎え、核医学に関することを中心にして、岐阜県内の多くの施設の協力を得て研究を進めています。これまで40名近くの研究生が巣立っていき、様々なテーマで研究をしてきました。

た。以下に代表的な研究のテーマを記します。

- PET 検査における CAD に向けての基礎研究
- 人体細胞における放射線ホルミシス効果に関する研究
- 核医学画像における立体視に関する基礎研究
- タングステン機能紙を用いた基礎研究～ダンボール構造による遮蔽率の評価～
- 放射線核種の吸収線量に関する研究～ルミノール反応による検討～
- 模擬微小重力環境曝露の心筋交感神経に関する研究
- Si-PIN フォトダイオードを用いた簡易的携帯型 $\gamma$ 線検出器の開発
- 新種微細藻類(バイノス)による放射能除去に関する基礎研究
- 半導体検出器(D-SPECT)における基礎検討～ $^{201}\text{Tl}$ を用いた性能評価～
- 脳血流検査における定量測定のための頭部血流ファントムの開発

この中で主要な研究としては、PET 検査の CAD (computer aided diagnosis) 構築、RI 照射によるホルミシス等の細胞反応、核医学画像におけるステレオ撮像、RI の吸収線量測定や被ばく防止などについて行っています。

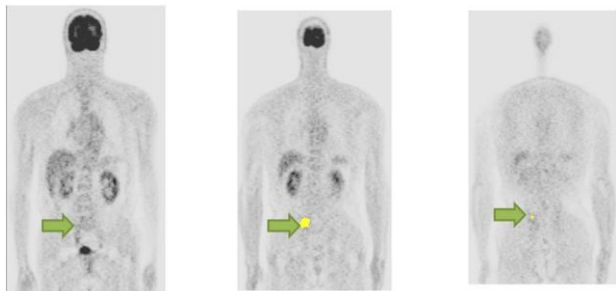


図2 FDG 集積部位の抽出  
異なるスライスで異常集積を検出する

PET 画像による CAD は岐阜大学との共同研究で、FDG 画像における CAD システムの開発として、臨床症例の異常集積部位について分析し、その値を解析することで臓器別の疾患群の特徴について検討しています。(図2)

また、ホルミシス効果については、 $^{99\text{m}}\text{Tc}$  を用いて間葉系幹細胞に照射し、細胞の変化を調べています。核医学でのステレオ撮像は 30 年ほど前に行われていましたが、新たなアプローチの仕方です核医学画像の分解能を補うべく認識率の向上を目指しています。これらについては、報告ができる日が近いと思います。

これまでの研究を行ってきた学生諸君は技師免許を取得して、皆さんの病院や企業等で活躍しています。また、大学院はできたのですが本研究室にはまだ院生がおられませんので、核医学関係で修士を取得したい方は、是非本学でチャレンジしてください。研究室としてはまだまだ日も浅く、新たな歴史を学生と共に作っている途上でもあります。自然溢れる豊かな里山(言い換えれば田舎?)で、研究室全員がタッグを組み協力しあって地道に進みますので、これからもよろしくをお願いします。



図3 現在の研究室メンバー

## 第 16 回核医学画像セミナーを終えて

山木 範泰（日本メジフィジックス株式会社）

平成 28 年 6 月 25 日（土）、第 16 回核医学画像セミナーが日本放射線技術学会核医学部会および九州支部の共催で九州大学病院において開催されました。九州地区では地震や大雨の心配がありましたが、当日は大きく天候が崩れることなく、多くの先生か方にご参加頂きました。ありがとうございました。

今回のセミナーでは前回に引き続き、第 14 回までの内容をリニューアルし、これまで学んできた知識と技術をデジタルファントム作成から、データ収集、画像処理、画像解析と言った一連の流れを全て受講者自らの手で行うハンズオン形式として実施いたしました。はじめに、基礎講義として「デジタルファントムの基礎、データ収集から画像処理・評価の基礎」を行い、その後、「デジタルファントム作成から画像再構成」、「収集カウントとバターワースフィルタの関係」、「空間分解能と対象物サイズとの関係」について 3 つの演習を行いました。演習は受講者を 5 名ずつのグループに分け、グループ内でのディスカッションを促すとともに、チューターを配置しスムーズに受講できる環境を作っていました。事前に Prominence Processor や解析用エクセルファイルの準備をお願いしておりましたが、受講者全員がしっかりと対応して頂き、スムーズに演習を行う事が出来ました。演習後には、各グループの代表者から結果報告と総括が行われ、疑問点についての活発な討論も行われました。大きなトラブルもなく、最後まで意見交換が尽きない盛況なセミナーとなりました。





第 16 回核医学画像セミナー報告

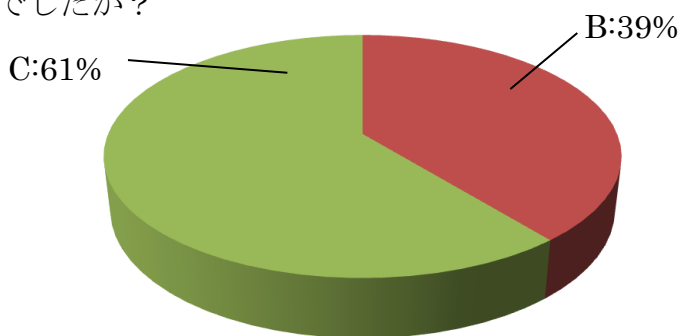


第 16 回核医学画像セミナー講習風景

16 回核医学画像セミナーアンケート結果

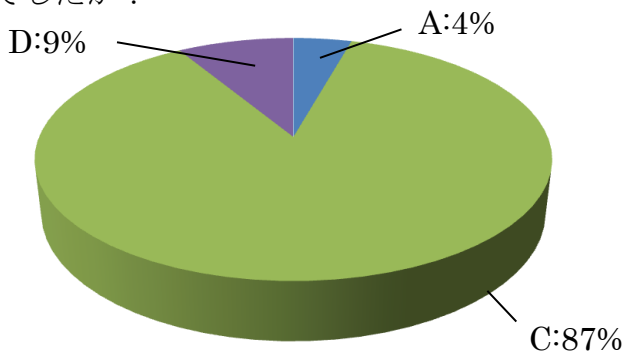
1. セミナーの難易度はいかがでしたか？

A: 非常に難しかった	0%
B: 難しかった	39%
C: 適当であった	61%
D: 簡単だった	0%
E: 非常に簡単だった	0%



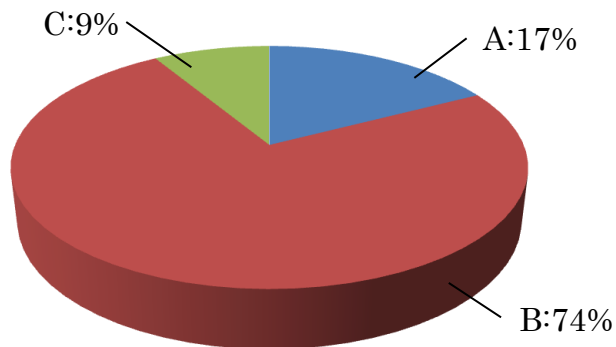
2. セミナーのボリュームはいかがでしたか？

A: 非常に多かった	4%
B: 多かった	0%
C: 適当であった	87%
D: 少なかった	9%
E: 非常に少なかった	0%



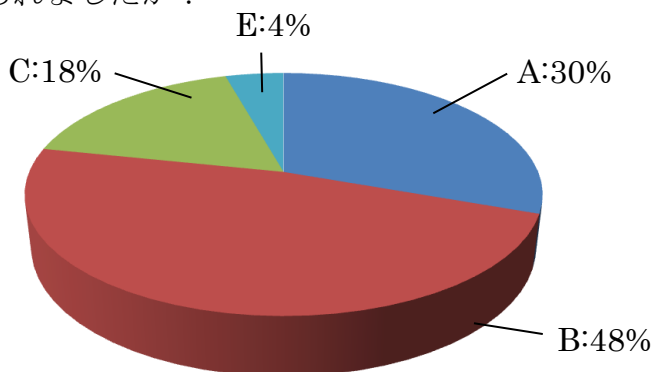
3. セミナーを受講されて、ご自身の達成度はいかがでしたか？

A: 十分達成できた	17%
B: ほぼ達成できた	74%
C: どちらとも言えない	9%
D: やや不十分であった	0%
E: 不十分であった	0%



4. 臨床業務の参考になる知識がえられましたか？

A: 非常に参考になる	30%
B: 十分参考になる	48%
C: 一部, 参考になる	18%
D: やや物足りない	0%
E: 全く参考にならない	4%



## 第 16 回核医学画像セミナー報告

本セミナーを開催するにあたり、運営等につきましては、九州大学大学院医学研究院保健学部門の藤淵俊王先生、九州大学病院の氷室和彦先生、栗元伸一先生、筒井悠治先生、会場をご提供頂きました九州大学病院様にお礼申し上げます。誠にありがとうございました。

前回に引き続き、リニューアル後、間もない内容での開催となり、テキスト、プレゼン資料等まだまだ至らないところがあったにも関わらず、講師、チューターの先生方、そして受講者のご協力のもと非常に良いセミナーを開催することが出来たと思います。次回以降についても継続して本セミナーを実施していく予定です。全国の核医学に従事する先生方のお役にたてるようなセミナーとなるよう、関係者一同より一層の努力をしていこうと考えております。お近くで開催される場合には、是非ご参加頂きますようよろしくお願いいたします。

## 第16回 核医学画像セミナーin九州に参加して

福岡大学病院 放射線部  
小島章吾



第16回核医学画像セミナーin九州に参加させていただきました。前日まで3日間、千葉県にある放射線医学総合研究所にて「原子力災害時医療中核人材研修」に参加しており、連日の講習で疲れのピークを迎えていた状態での参加となりました。このセミナーのサブタイトルにあります「デジタルファントムを使いこなす」という言葉に反応してしまい参加を決めたのですが、セミナーの参加申し込みを行った次の日に放射線医学総合研究所での研修の参加許可通知が来て、体力的な不安を覚えたのはいうまでもありません。また、予習として Prominence Processor の取扱い説明書をダウンロードし、印刷して勉強しようとしたのは良いのですが、あまりにも多いページ数に目を通す気力を奪われてしまいました。今後、じっくり時間をかけて熟読していきたいと思っています。

セミナーの内容はデジタルファントムの基礎、データ収集から画像処理・評価の基礎、再構成、収集カウントとバッテリーフィルタの関係、空間分解能と対象物サイズとの関係といった、Prominence Processor を使用した基礎的

な操作方法、利用方法等でしたが、何分、勉強不足な私にとって、有意義に勉強させていただきました。確認を怠りやすい性格もあって、誤操作を繰り返してしまい何度も同じ操作を行わなければならない、図らずも徐々に操作に慣れた次第です。前日までの私は Prominence Processor という言葉は認識していたものの、どういうソフトで、どんなことができ、そのデータをどう使ったら良いかということが全く分からない状態であったことを考えると、ほんの少しだけでも成長できたように思えます。

最後の議論では NMSE と視覚評価についての活発な意見が飛び交っていましたが、知識経験が無い私はここで意見できるわけもなく、ただ耳を傾けているだけでした。こういう場で意見を言えるように精進していこうと思えたセミナーでした。この経験を自施設に持ち帰り、今後の臨床、研究に生かしていけたらと思います。

最後にこのセミナーを運営して頂いた理事の皆様、講演いただいた先生方、全ての関係者の方々に感謝申し上げます。ありがとうございました。

## 第 16 回 核医学画像セミナーに参加して

福岡徳洲会病院 放射線科  
北 純一

九州大学病院にて開催された第 16 回核医学画像セミナーに参加させて頂きました。当日は梅雨の合間で天気もぐずつき、絶好の座学日和でした。

まず、『デジタルファントムの基礎、データ収集から画像処理・評価の基礎』というテーマで、今回 PC で行う処理について概要を講義して頂きました。

次からは実際に自分の PC でソフト『Prominence Processor』を用いて処理を行って行きました。

演習 1 では『デジタルファントム作成から画像再構成』をテーマに、実際にデジタルファントム作成→投影データ作成→画像再構成という順で、ソフトの基本的な使い方について実習しました。

演習 2、3 では、『収集カウントとバターワースフィルターの関係』、『空間分解能と対象物サイズとの関係』をテーマに、目的に沿った投影データを作成し画像再構成を行い、画像解析まで行いました。

最後に、演習結果を各班で検討・発表し、ディスカッションが行われました。

今回のセミナーは、デジタルファントムを自分で作成し、様々なパラメーターを変え処理していき得られたデータを考察していくという、とても内容が濃いものでした。ソフトで解析を行う際も、疑問点が生じた場合、講師の先生方にその

場で教えて頂けたので、スムーズに理解できました。自分の PC で処理するのですが、私の PC のスペックが低かったため少々処理に時間がかかった解析がありました。

医用画像を得る際、例えば MRI では TR、TE、TI、FA など照射するパルスシーケンスを変化させることにより画像が変化しますが、核医学は患者に投与された RI から放出された放射線をシンチレーターで収集する、という MRI や CT とは違ったプロセスで画像を得ています。私は今まで MRI、CT 部門が長く、核医学部門に配属されて日が浅いため、今回の実習に大変興味がありました。

今後臨床を行う上で何かしらの疑問点が生じた場合、このソフトが活かせるよう、解析法をさらに理解していきたいと考えています。

講師の先生方、ありがとうございました。

## 第 16 回 核医学画像セミナーに参加して

純真学園大学 保健医療学部 放射線技術科学科  
小林龍徳



私は、核医学の画像処理と画像再構成に関する研究・教育に **Prominence Processor** を使っています。

**Prominence Processor** は、パラメータ設定の自由度が高く、パラメータの画像への影響について、詳細に検討・研究できます。また、学生が座学で学んだ画像再構成や画像処理の内容を実際に行えるため、学生の学習内容の理解を深めるための教育にも有用です。

今回のセミナーに参加した理由は、テーマが「デジタルファントムをつかこなす」だったからです。実は、私の研究で、**Prominence Processor** で利用する自作デジタルファントムの作成が必要になりました。セミナー内容と調べていた内容が同じでしたので、今回のセミナーに直ぐに申し込ませていただきました。

今回のセミナーでは、1 班 5 名程度に分かれて、下記の内容の講義・演習を受けました。最後に、班ごとに演習内容の結果報告をしました。

講義 1：デジタルファントムの基礎

演習 1：デジタルファントム作成

から画像再構成

演習 2：収集カウントとバターワースフィルタの関係

演習 3：空間分解能と対象物サイズとの関係

講義 1 では、デジタルファントムの基礎から、モンテカルロシミュレーション等の応用について講義を受けました。演習 1 から 3 は、講師の先生方の説明を受けながら、実際に処理を行うハンズオン形式で進められました。演習は、難しい内容もありましたが、分かりやすいテキストと、チューターの方々が丁寧にサポートしてくださったおかげで、全体の進捗に遅れることなく演習を進められました。

最後の結果報告では、各班が演習の結果についての考察を発表しました。セミナー参加者は、各班の発表内容について、質問やコメントをしました。この、結果報告は、とても白熱した、興味深い議論が展開されました。研究・臨床経験が浅い私にとって、臨床・研究経験が豊富な先輩方のハイレベルな知見を聞くことができ、とても貴重な機会になりました。

今回のセミナーに参加して、あらためて、核医学領域の奥深さと、おもしろさを再認識できました。セミナーで得た知識と経験を、今後の研究・教育に活かしていきたいと考えています。

最後に、このような貴重な機会を企画していただきました核医学部会の先生方、チューターの方々に心より感謝申し上げます。

## 第 16 回 核医学画像セミナーに参加して

熊本大学医学部附属病院 中央放射線部  
金縄貴之



第 16 回核医学画像セミナーに参加させていただいた。

このセミナーは 2 回目の参加であり、前回は PROMINENCE PROCESSOR を用いて、SPECT の再構成法など基本的な扱いを習得した。

今回のセミナーでは、PROMINENCE PROCESSOR を用いてデジタルファントムを作成し、TOMO 画像から SPECT 画像に再構成するまでの方法を習得し、SPECT 画像の①収集カウントと Butterworth Filter の関係、②空間分解能と対象サイズとの関係の 2 項目について検討した。

第 1 の検討では、円柱ファントムの中に円形の Hot ロッドと Cold ロッドを設置したデジタルファントムを用いて、3 種類の統計的変動を加えた Tomo 画像を作成し、Butterworth Filter のカットオフ周波数を変更させ SPECT 再構成した。検討として作成した SPECT 画像とリファレンス画像との NMSE を算出した。

第 2 の検討では円柱ファントムの中に直径サイズを変えた Hot ロッドを設置したデジタルファントムを用いて、Rotation Radius をそれぞれ変更した SPECT 画像を作成した。検討として、

それぞれの Hot Spot に ROI を設置し、信号強度を算出し、それぞれの距離においてロッド径と信号強度（最大値）との関係を考察した。

これらの検討の結果に対して、班分けされた参加者の皆と考察を行い、最後に発表を行った。

今回のセミナーに参加して新たに PROMINENCE PROCESSOR の使い方を学び、現場へのフィードバックに生かせることが見つかった。また多施設の RI 検査に従事している参加者の皆様と貴重な意見交換も行え、非常に有意義なセミナーであった。

最後に、デジタルファントムの作成例で某有名キャラクターの顔を精巧に作り上げたファントムがセミナーで最も印象に残ったことである。

今後もまたこのようなセミナーが開催されればぜひとも参加したと思う。



## 第 16 回 核医学画像セミナーに参加して

九州大学病院 医療技術部 放射線部門  
寶部真也



第 16 回核医学画像セミナーに参加させて頂きました。核医学の臨床経験は少ないのですが、以前から興味のある分野でしたので、知識を深めたいと思い、参加を決意しました。セミナーは 5, 6 人を 1 グループとして行う形式でしたが、最初に各グループで自己紹介をする時間を下さいましたので和気藹々とセミナーを受講できたと思います。セミナーの内容はデジタルファントムに関する基礎的な講義に加えて実際に Prominence Processor Ver. 3.1 を使用して行う演習、そして最後に各グループの代表が結果報告を行い、全員でディスカッションするというものでした。

最初の講義では、デジタルファントムのメリットや注意点、Prominence Processor Ver. 3.1 の仕様について詳しく勉強させて頂きました。デジタルファントムは PC 上で作成するファントムであるため、ラジオアイソトープが不要であること、実際には困難な造形が可能であること、自由な条件で投影データを作成できるなどのメリットがある一方で、作成したデジタルファントム対して妥当性が担保されているかといった注意点が

あることを学びました。

演習は各グループ内の受講生と相談したり、チューターの方に質問したりして進めていく形式でした。デジタルファントムの作成やデータの解析を行うのは初めてでしたが、講師の先生方やテキストの説明が非常に分かりやすく、加えて会場の雰囲気も良かったので私も含めて、受講生の皆様も滞りなく演習を進めることができたと思います。実際に、Prominence Processor Ver. 3.1 を扱うことで、ファントム作成からデータ解析までの過程を一つ一つ実感することができ、自分の頭でしっかりと理解できたと思います。

最後の結果報告とディスカッションでは各グループの報告に対して、会場全体がとても盛り上がり、核医学を専門とされている方々の知識と熱意に圧倒されてしまいました。ところどころ、私の知識不足を痛感する場面もありましたが、今後核医学を勉強するモチベーションにもなりました。

今回のセミナーを通して、核医学を身近に感じることができ、より一層興味を持つことができました。

## 編集後記

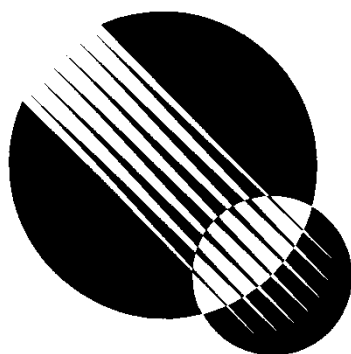
この度、7月より核医学部会委員を拝命いたしました横塚記代（よこつか のりよ）と申します。部会では主に本誌の編集を担当することになりましたので、この場をお借りしてご挨拶申し上げます。知識や経験の浅い私ではございますが、部会員の皆様のご助言、ご協力をあおぎ、努めて参る所存でございます。

これまで、私は核医学部会企画のシンポジウムや講演などを「受ける側」でした。病院勤務の1年目という新人で核医学に従事した頃から、大学教員となり臨床現場を離れた現在に至るまで、基礎から最新技術や情報を得ることができ、とてもお世話になってきました。何より、核医学部会委員にお招きくださった対間部会長をはじめ、多くの方々にご面識を得ることができ、まさに私にとっては知識や人脈ともに繋がりを得られる貴重な場となっています。

今後は核医学部会委員として、少しでも核医学部会の皆さまのお役に立てるよう、微力ではございますが、更には核医学の発展に寄与できるよう尽力してまいります。そして、皆さまとともに繋がりを増やしていき、核医学部会を一緒に盛り上げていきたいと思っておりますので、何卒よろしくお願い申し上げます。

最後になりましたが、お忙しい中ご執筆いただきました先生方には、厚く御礼を申し上げます。

（文責 横塚 記代）



JAPANESE  
SOCIETY  
OF  
RADIOLOGICAL  
TECHNOLOGY

**日本放射線技術学会 核医学部会**

部会長	對間 博之	茨城県立医療大学
委員	飯森 隆志	千葉大学医学部附属病院
	市川 肇	豊橋市民病院
	小野口 昌久	金沢大学
	近藤 正司	(株)日立製作所
	長木 昭男	倉敷中央病院
	花岡 宏平	近畿大学高度先端総合医療センター
	三輪 建太	国際医療福祉大学
	山木 範泰	日本メジフィックス(株)
	横塚 記代	帝京大学

核医学部会誌 通巻第73号

発行日 2016年10月1日

発行所 公益社団法人日本放射線技術学会  
〒600-8107 京都市下京区五条通新町東入東鋸屋町167  
ビューフォート五条烏丸3階

TEL 075 - 354 - 8989 FAX 075 - 352 - 2556

E-mail : office@jsrt.or.jp

URL : http://www.jsrt.or.jp

発行者 公益社団法人日本放射線技術学会核医学部会

E-mail : scnm-editor@umin.ac.jp

URL : http://nm.jsrt.or.jp

部会長 對間 博之

編集委員 花岡 宏平、横塚 記代