

核医学部会誌

Vol. 39 No. 2 (通巻 77) 2018 年 10 月

CONTENTS

- 巻頭言 小田桐 逸人
- お知らせ
- 第 76 回核医学部会プログラム(横浜市) ミニシンポジウム 発表後抄録
「核医学実験の核心に迫る: PET 実験編」
 - 1. PET 実験を始めるための基礎知識 山口大学医学部附属病院 甲谷 理温
 - 2. 性能評価領域での研究法 群馬県立県民健康科学大学 大崎 洋充
 - 3. 脳 PET 領域での研究法 東京都健康長寿医療センター研究所 我妻 慧
 - 4. 腫瘍 PET 領域での研究法 九州大学病院 筒井 悠治
- 第 77 回核医学部会 ミニシンポジウム 発表前抄録
「内用療法を支える核医学技術-がん治療における4本目の柱になるには-」
 - 花岡 宏平, 對間 博之
 - 1. 国際動向調査の概要 金沢大学附属病院 米山 寛人
 - 2. ラジウムを用いた α 線内用療法 がん研有明病院 宮司 典明
 - 3. ルテチウムを用いた α 線内用療法 横浜市立大学附属病院 尾川 松義
 - 4. アスタチンなどの今後期待される製剤 放射線医学総合研究所 前田 貴雅
 - 5. 内用療法におけるイメージングと線量評価 近畿大学医学部附属病院 坂口 健太
- TOPICS 「寝台連続移動による PET 撮像技術 FlowMotion の有用性」
シーメンスヘルスケア株式会社 小田川 哲郎
- 大学・研究室紹介 杏林大学大学院 山本 哲朗
- 第 20 回核医学画像セミナー 報告
- 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.

東北大学病院 小田桐 逸人

皆さんは仙台が杜の都と呼ばれる由来や意味をご存じですか？私は街の中に緑が多いから杜の都と呼ばれていると思っており、なぜ「杜」の漢字が使われているかについては考えたことはありませんでした。樹木が育つ天然の「森」に対して、「杜」とは人が生活を営む上での心のよりどころとして、環境に深く配慮し整備した樹木を意味します。そのまちに暮らす人々が協力し合い、長い年月をかけて育て、整えてきた豊かな街のことです。あえて「杜の都」と表するところに、神社や寺、屋敷のまわりを取り囲んでいる杜、人々が丁寧に手入れをしてきた杜こそが仙台の宝であるという市民の想いが込められているようです。おそらく仙台を訪れる方も、多くの方が、緑が多くきれいな街だな、さすが「杜の都」と感じることでしょう。

また、仙台といえば食材王国としても知られています。牛タン、ずんだ、笹かまぼこ、仙台牛などは特に有名です。実は、冷やし中華も仙台が発祥の地とされています。海も山も近く、新鮮な食材が手に入り、東北の中心として流通も発達した仙台。おいしいものが多く集まるもの食材王国と呼ばれる所以の一つかもしれません。

そんな、仙台の魅力に取りつかれたのか、私も学生時代から仙台に移り住み早 20 年以上経ちました。とても住みよい街だと感じております。大学病院に所属し、核医学に携わる期間が最も長くなりました。昨年、核医学部会委員を拝命いただきましたが、そこでもたくさんの方と知り合うことができ、委員や部会会員の皆様のレベルの高さに驚きながらも、非常にいい経験をさせていただいております。

これまで核医学技術に携わり、発展させて来られた諸先輩方との「つながり」により現在があり、さらに今後発展するためには、施設間や、モダリティー間、職種間などと「つながる」ことが大切で、そのすべての根本は人と人の「つながり」が大切であるという思いを持っております。部会委員として各地域でセミナーや技術研修会を開催しておりますが、皆様の技術や知識の向上はもちろん、人と人とのつながりを大切に取り組んでいきたいと思っています。

平成 30 年 10 月には、仙台市にて第 46 回日本放射線技術学会秋季学術大会が開催されます。実りの秋でもありますので、ぜひ、杜の都仙台の美しいけやき並木とおいしい食材もご堪能していただき、この学会が皆様にとって、人と人のつながりの一助になることを祈っております。会員の皆様のご参加を心よりお待ちしております。

最後になりましたが、この度の西日本豪雨により被害を受けられた皆さまへ謹んでお見舞い申し上げますとともに、一日も早い復興を心よりお祈り申し上げます。

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
(ディ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。

(<http://nm.jsrt.or.jp/index.html>)

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。

文献データベースの活用

核医学研究の核医学技術に関する文献データベースを作成し、核医学部会HPから無料で閲覧・ダウンロードを可能にしています。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。

「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。

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://nm.jsrt.or.jp/db/ronbun_DB_ver4%202010624

会員の研究活動の一助になれば幸いです。

お知らせ

第 23 回核医学技術研修会

ーポジトロン核種を使って実験しよう！ー

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，中国・四国支部

「日本放射線技術学会員の皆様からの熱い要望にお応えしよう！」と，第 23 回核医学技術研修会は，ポジトロン核種を使った PET/CT 実験を中心とした内容で開催します．近年の PET/CT 検査の急増に対応するべく 2 種類のファントムを用いた実験を企画しています．

診療放射線技師になって初めてファントム実験を行う初学者から，ファントム作成で困った経験をお持ちの方，さらに今までに何回か PET 実験を行ってみた経験者の方までどなたでも参加可能です．

第 23 回核医学技術研修会は中国・四国支部および香川大学医学部附属病院のご協力のもと香川県での開催となります．多くの皆様に応募していただくようご案内いたします．

記

日時： 2018 年 11 月 23 日（金・祝） 9：00 ～18：00
24 日（土） 9：00 ～17：00

会場： 香川大学医学部附属病院
〒761-0793 香川県木田郡三木町池戸 1750-1

定員： 25 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いただきますのでご承知ください．）

受講費：会員 12,000 円 （ただし核医学部会会員 10,000 円）
非会員 24,000 円 （テキスト代含む）

内容：
講義

「PET/CT 実験のポイント」	山口大学医学部附属病院	甲谷理温
「腫瘍 PET 診断」	香川大学医学部放射線医学講座	山本由佳
「核医学検査における定量」	香川大学医学部医用物理学講座	久富信之

実験・解析

「全身を対象：NEMA IEC Body ファントム実験」

「脳を対象：ホフマンファントム実験」

グループディスカッション・プレゼンテーション

お知らせ

申込方法：会員専用ページ『RacNe（ラクネ）』にログインしてお申し込みください。

(<http://www.jsrt.or.jp/data/members/>)

非会員でもご利用いただけます。（「学会に入会せずサイトを利用したい方」を押して進んでください。）はじめに、申込の手順

(<http://www.jsrt.or.jp/data/seminar-entry/>) をご一読ください。

※お申し込み後、登録確認メールを受信できない場合はお問い合わせください。

申込期間：2018 年 10 月 1 日（月）正午 ～ 10 月 31 日（水）正午

携帯品：ご自身のノートパソコン（OS：Windows XP 以上，Excel，画像解像度 1024×768 以上）をご用意ください。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ことをお勧めします。

※本研修会では PETquactIE version2.0（ソフトウェア）を使用する予定です。詳細は，技術研修会参加確定後にあらためて連絡します。なお，本ソフトウェアは日本メジフィジックス社への許可申請が必要となります。可能な方は，あらかじめ担当 MR を通じて PETquactIE version2.0 のインストールを行ってください。

問合先：山口大学医学部附属病院 放射線部

甲谷 理温（かんがい よしはる）

E-mail：kangai@yamaguchi-u.ac.jp

その他：宿泊に関してはご自身で確保してください。公共交通機関の関係から高松市内を推奨します。

昼食は，施設内の売店および食堂が利用可能です。

＊本研修会受講の核医学専門技師認定機構の単位認定が 40 ポイントになりました。核医学部会に入会されている方は受講費が 2,000 円割引されます。これを機に核医学部会への入会を併せてよろしくお願い申し上げます。部会入会申し込みページ（<http://www.jsrt.or.jp/data/activity/bunka/>）

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

2019 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 14 回 核医学専門技師認定試験

開催日 2019 年 8 月 3 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 2019 年 3 月 1 日から 2019 年 3 月 31 日まで

2. 第 11 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 12 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 2019 年 5 月 25 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 2019 年 2 月 20 日から定員になり次第締め切る予定。

4. 2019 年度 核医学専門技師認定更新

（対象：第 9 回核医学専門技師認定試験合格者および第 4 回認定更新者）

申込期間 2019 年 6 月 1 日から 2019 年 6 月 30 日まで

*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.umin.ne.jp>）

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

CLICK

核医学部会のFacebookを 要チェック！！



学会公認は
核医学部会が初!!



JSRT 核医学部会

@jsrt.nm



JAPANESE
SOCIETY
OF
RADIOLOGICAL
TECHNOLOGY



核医学部会
NUCLEAR MEDICINE



👉 検索して見つけてください(^^♪

皆様の「フォロー」や「👍 いいね！」を
お待ちしております。

一緒に『核医学の繋がり』を
増やしていきましょう＼(^o^)/＼(^o^)/＼(^o^)/

👉 気軽に見られる情報源♪メリットは...

- 部会誌やホームページよりもいち早く情報をお届け
- 情報交換会や学会会期中の様子など、ここだけの情報も
- 写真や画像での情報提供が盛りだくさん
- 核医学部会に興味があるJSRT会員の方もフォロー可能

お知り合いの方を是非、ご招待ください



PET 実験を始めるための基礎知識

山口大学医学部附属病院 甲谷 理温

PET の研究は、ファントムを用いた実験と臨床データ（ボランティアを含む）を用いた臨床研究の 2 つに大別される。今回は、ファントム実験についての基礎知識を述べた。

近年の PET 装置は高性能化が進み、仕様説明書どおりにスイッチを押せばキレイな PET 画像を得ることができる。しかし本当にそれでよいのだろうか？

PET 画像は、検出器、データ収集方法、被検者の状態、画像再構成法および処理パラメータによって大きく異なる。PET 実験の目的は、装置の性能を熟知し、最適な撮像条件、画像処理条件などを臨床（人体）にフィードバックすることである。そのためにはファントム実験を必ず行うことが必須と思われる。また高精度で変動の少ない定量値を提供するため、常に PET 装置の精度管理を行わなければならない。さらに、新たな撮像技術などは、事前にファントム実験を行った後に臨床使用しなければならない。

PET 実験に必要な知識を、1) 実験計画書、2) 実験者の放射線防護、および 3) 高精度な実験の 3 点にわたって述べた。

1) 実験計画書

PET 実験を行いたいと思っている方は多いと思われる。ではなぜ実験を行うのかは、個人それぞれ理由があると思われる (Fig. 1)。「とりあえず実験をやってみよう！」の考え方は、実験精度が保てないばかりでなく実験者の無用な被ばく増

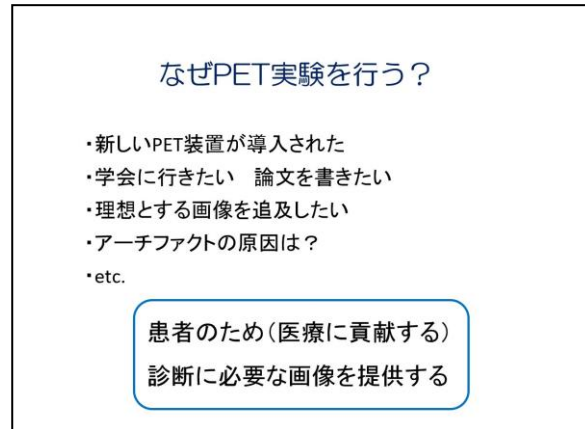


Fig. 1

大に繋がる。PET 実験に限らず高精度の実験を行うためには、必ず実験計画書(手順書)の作成が必要である。実験計画書は、実験の目的、予想される結果、およびその評価方法など図表を交えて必ず書き込んでおく。実験計画書は、何度も書き込みを繰り返し、修正を行うことによって実験内容がより明確化される。これらの計画書は、スライド作成および論文執筆のための重要な資料となる (Fig. 2)。

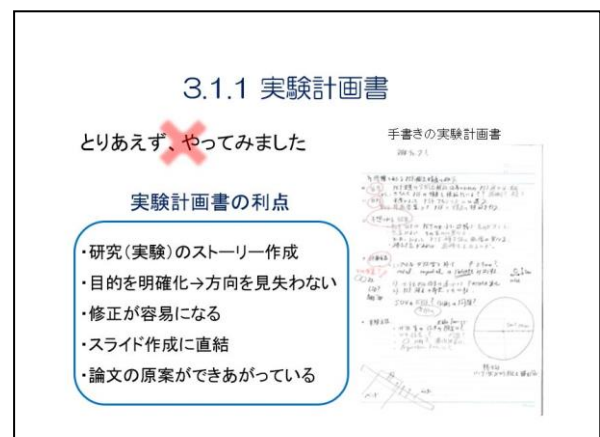


Fig. 2

2) 実験者の放射線防護

放射性同位元素 (radio isotope: RI) 実験において実験者の被ばくは、体内摂取による体内被ばくと体外被ばくとに分けられる。体内被ばくは、細心の注意を払って実験を行うことによって防ぐことが可能である。いっぽう、体外被ばくを防ぐ方法は、「短時間、距離をとる、遮蔽」の放射線防護の 3 原則を基準に考える。

最も RI 汚染が起こる可能性が高いのは、ファントムへの RI 封入時である。ファントム内に気泡を作らない、また半減期を考慮してファントム作成を急がなければならないなど様々な要因が重なるため、RI をこぼさずにファントムに注入することは極めて困難である。必ず RI はこぼれてしまうという想定で RI 汚染を防止する対策をするべきである。私が PET 実験の時に使用する防水紙を Fig. 3 に示す。この防水紙は水滴が垂れると青色に変色するため液体の RI がこぼれた場所を特定することが容易である。

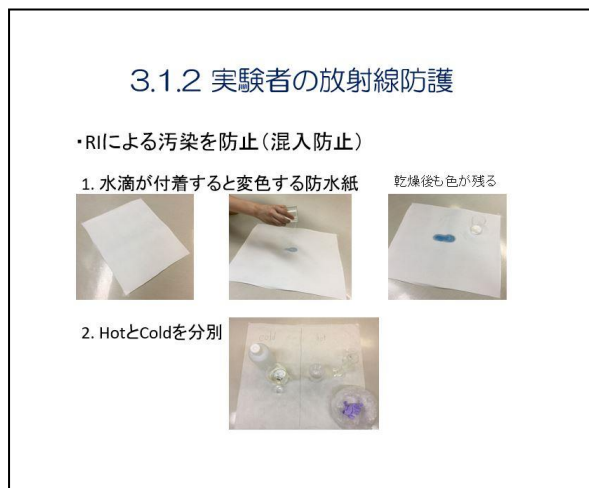


Fig. 3

3) 高精度な実験

PET 実験において、高精度の実験を行うために最も必要なことは、核種や半減期の入力および各実験に使用する装置の時刻を合わせることである。 ^{18}F の半減期を 110 分で計算することは、臨床では全く問題ない。しかしながら高精度の実験を行う上では、陽電子放出核種の半減期はできる限り正確に入力することが望ましい (Fig.4)。

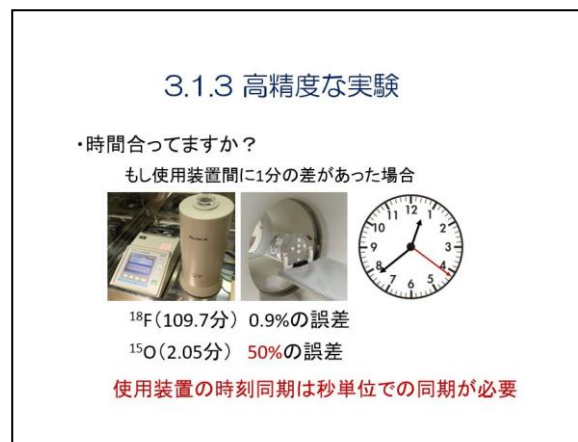


Fig. 4

核医学実験の核心に迫る:PET 実験編

性能評価領域での研究法

群馬県立県民健康科学大学 診療放射線学部 大崎洋充

はじめに

近年、PET を取り巻く環境の大きな変化は、PET 臨床研究のためのガイドラインの策定と施設認証制度の構築であろう。ポスト FDG が本格的に臨床研究として推進され、保険適応になるための環境整備が日本核医学会等により推進されていることは、極めて有意義である。施設認定を受けるためには、PET 装置および周辺機器の保守管理が適切に行われていることが必須である。撮像認証では、施設認定における性能評価の実施の有無は問われておらず（2018 年 9 月時点）、メーカー推奨の点検項目を点検頻度で適切に実施することが重要である。

一方、PET 装置の性能は日々変動し、過去の報告で経年的な性能低下およびオーバーホール的重要性が示唆されている。本邦では、日本画像医療システム工業会（JESRA）が「PET 装置の保守点検基準」¹⁾を策定しており、1) Daily QC、2) ノーマライズおよびクロスキャリブレーション、3) SUV 確認の極めて簡易的な定期的点検項目が推奨されている。本邦で策定された「がん FDG-PET/CT 撮像法ガイドライン第 2 版」²⁾（以下、撮像法ガイドライン）では、1 年ごとの人体を模擬したファントム試験による画質や定量性の確認が推奨されている。これらのガイドラインは、性能評価の定期的な実施を推奨していないが、PET 装置の性能変化が

取り分け年単位の長期にわたって行われる臨床研究に及ぼす影響は未だ十分に議論されておらず、PET 装置の性能変化に関して観察することが望ましいと考えられる。さらに、次世代型の半導体 PET/CT 装置が臨床に用いられるようになり、これらの PET 装置の経時的な安定性および施設間差も十分に明らかとなっておらず、PET 装置の性能評価は、我々診療放射線技師の今後の重要な研究課題となると思われる。

1. PET 装置の性能評価法（図 1）

本邦では、JESRA X-0073*E⁻²⁰¹⁷の性能評価法³⁾が 2017 年に策定されているが、IEC を参考に 2016 年に策定された JIS T 61675-1⁴⁾を参照する形で記載されており、旧来より行われてきた NEMA ベースの性能評価法から IEC ベースの性能評価法に移行しつつある。しかしながら、市販されている多くの PET/CT 装置に付属する解析ソフトウェアおよび日本メジフィジックス株式会社によって開発された PETquact SP（メジひろばの PET ポータルサイトから請求可能）（図 2）は、NEMA NU-2 2012 に準拠しているものと思われ、暫くは NEMA ベースの性能評価法と共存していくものと思われる。本講演では、デファクトスタンダードである NEMA NU-2 2012 の性能評価法を概説した。



図 1. PET 装置の性能評価規格

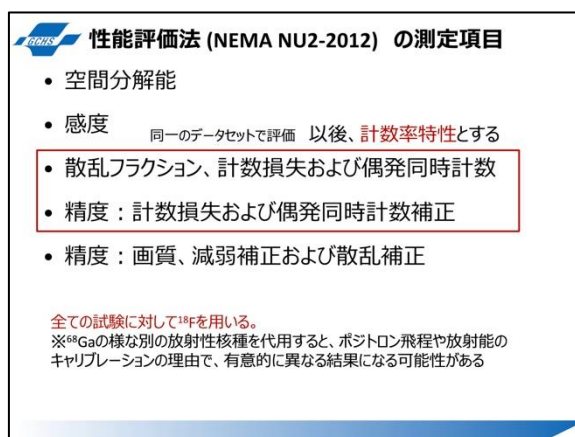


図 3. NEMA 2012 における測定項目

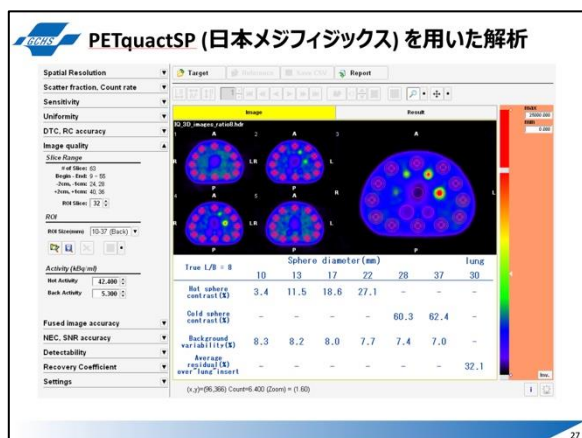


図 2. PETquact SP による性能評価解析

NEMA NU-2 2012 では、大きく分類すると 5 項目の測定項目が規定されている(図 3)。各項目の測定法およびコツは、「叢書(37)初学者のための核医学実験入門」⁵⁾の第 5 章に詳しく記載されているので、ご参照いただきたい。適切な物品の準備が必要であり、また熟練した経験により無駄な放射線被ばくを低下させる必要がある。周到なコールドランの実施も極めて効果的である。

2. PET 装置の性能評価の研究的意义

旧来のアナログのブロック検出器を用いた PET 装置の性能評価を継時的に行った研究は複数の論文にて報告されている⁶⁻⁸⁾。総じて分解能の性能変化に比して、感度の低下が認められる点に留意すべきである。感度の低下は、臨床における計測カウンターの低下を招き、画質の低下のみならず定量値に正のバイアスを増加させる。近年、臨床現場に普及し始めた半導体 PET 装置の継時的な性能変化・性能変動に関する研究が今後必要であろう。撮像ガイドラインにおけるファントム試験で感度低下の影響を検出・予防できるかは、現時点では不明であり、今後の研究報告が期待される。

FDG-PET を用いた悪性リンパ腫の薬効判定や interim-PET の臨床研究は、非常に長期に渡って実施される⁹⁾ ことがあり、PET 装置の性能低下の影響などが無視できない可能性もある。PET の臨床研究における国内外のガイダンスで、これらを如何に担保するか注視する必要がある。

- 1) 一般社団法人日本画像医療システム工業会：日本画像医療システム工業会規格 JESRA TI-0001*B²⁰¹⁷ PET 装置の保守点検基準 2017.
- 2) 日本核医学技術学会：がん FDG-PET/CT 撮像法ガイドライン第 2 版. 核医学技術 2013; 33(4):377-420.
- 3) 一般社団法人日本画像医療システム工業会：日本画像医療システム工業会規格 JESRA X-0073*E²⁰¹⁷ PET 装置の性能評価法 2017.
- 4) 日本工業規格 JIS T 61675-1 診断用核医学装置－特性及び試験条件－第 1 部:PET 装置 2016.
- 5) 核医学部会監修, 日本放射線技術学会出版. 叢書(37)初学者のための核医学実験入門.
- 6) Matheoud R, Goertzen AL, Vigna L, et.al. Five-year experience of quality control for a 3D LSO-based whole-body PET scanner: results and considerations. Phys Med. 2012 Jul;28(3):210-20.
- 7) Watanuki S, Tashiro M, Miyake M, et.al. Long-term performance evaluation of positron emission tomography: analysis and proposal of a maintenance protocol for long-term utilization. Ann Nucl Med. 2010 Jul;24(6):461-8.
- 8) 松本圭一, 山本誠一, 和田康弘, 他. 定量的 PET 測定に用いる測定器の信頼性：電離箱式放射能測定装置, ウェル型シンチレーションカウンタ, 持続動脈血中放射能濃度測定器および PET 装置の評価. 日放技学誌. 2008; 64(10): 1227-1234.
- 9) Daisaki H, Tateishi U, Terauchi T, et.al. Standardization of image quality across multiple centers by optimization of acquisition and reconstruction parameters with interim FDG-PET/CT for evaluating diffuse large B cell lymphoma. Ann Nucl Med. 2013 Apr;27(3):225-32.

核医学実験の核心に迫る: PET 実験編

3. 脳 PET 領域での研究法

東京都健康長寿医療センター研究所 我妻 慧

はじめに

本邦における保険適用となっている脳 positron emission tomography (PET) 検査は ^{18}F -FDG を用いた難治性てんかんの手術前の焦点診断および脳腫瘍の診断, ^{15}O 標識ガス脳循環代謝測定である. 全身の悪性腫瘍の診断を目的とする ^{18}F -FDG 検査より脳 PET 検査の検査数は少なく, あらゆる施設で実施されているとは言えない.

脳 PET 領域のファントム実験法はガイドライン等で明確に定められたものはない. 日本核医学会は「 ^{18}F -FDG とアミロイドイメージング剤を用いた脳 PET 撮像のためのファントム試験手順書」と「 ^{11}C -メチオニンを用いた脳腫瘍 PET 撮像のためのファントム試験手順書」を公表している^{1,2)}. 前者は ^{18}F -FDG を用いた認知症 PET 検査と ^{11}C と ^{18}F を標識したアミロイド PET 検査を, 後者は脳腫瘍のアミノ酸代謝イメージングを対象としている. いずれも多施設臨床研究や先進医療を施行するにあたり, 研究代表者が PET 撮像施設認証を取得する必要があると判断した場合に実施されている. しかし, これらの試験手順書の実験手法や解析法は, 今後診療で実施される可能性のある脳 PET 検査の撮像・画像再構成条件の決定や, 個別の研究等に応用可能である (図 1).

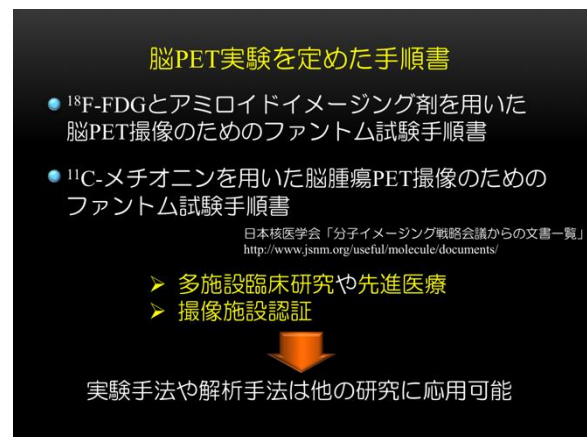


図 1

^{18}F -FDG とアミロイドイメージング剤を用いた脳 PET 撮像のためのファントム試験手順書では Hoffman 3D ファントム (ホフマンファントム) と円筒型ファントムが使用される³⁾. ホフマンファントムは積層されたアクリルプレートの薄板間に入る薬剤の量がヒトの脳血流を模擬しており, 白質: 灰白質: 脳脊髄液 = 1 : 4 : 0 になる (図 2).



図 2

ホフマンファントムの詳細な作成方法は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」を参照いただきたい。 ^{18}F -FDG とアミロイドイメージング剤を用いた脳 PET 撮像のためのファントム試験手順書では、先行研究を参考に 200 MBq の ^{18}F -FDG を投与後 30 分の脳内放射能が投与放射能の 1/10 になることから、撮像開始時に 20 MBq としている⁴⁾。撮像時間はリストモードで 30 分である。本手順書の特徴的な点として、投与放射能や待機時間、収集時間の異なるアミロイド PET 薬剤に対応したフレーム時間の画像データを 30 分の収集データから抽出する点であり、1 回の収集データから複数の薬剤の画像を模擬することが可能である (図 3, 4, 5)。

FDG-PETとアミロイドPETイメージング

薬剤名	投与量 (MBq)	待機時間 (min)	撮像時間 (min)
^{18}F FDG	185	30	30
^{11}C PiB	555	50	20
^{18}F florbetapir	370	50*	20*
^{18}F flutemetamol	185	90*	30*
^{18}F florbetaben	300	90*	20*

* ^{18}F -FDGとアミロイドイメージング剤を用いた脳PET撮像のためのファントム試験手順書 第4版 2017

✓ 各薬剤を模擬したファントム撮像条件を設定

図 3

ファントム撮像条件

- ✓ 撮像開始時に20 MBqになる ^{18}F 溶液を封入¹⁾
- ✓ 30分間リストモード収集
- ✓ 各薬剤に対応したフレーム時間を抽出²⁾

1) Hays MT et al. J Nucl Med. 1999;40(8):1358-66.
2) ^{18}F -FDGとアミロイドイメージング剤を用いた脳PET撮像のためのファントム試験手順書 第4版 2017

薬剤名	投与量 (MBq)	待機時間 (min)	撮像時間 (min)	撮像開始時の推定脳内放射能 (MBq)	抽出時間 (sec)
^{18}F FDG	185	30	30	20	1800
^{11}C PiB	555	50	20	3.0	125-135
^{18}F florbetapir	370	50	10-20	12.0	700-710
^{18}F flutemetamol	185	90	20-30	3.0	245-255
^{18}F florbetaben	300	90	20	6.0	345-355

図 4

収集時間の換算の考え方

- ✓ 撮像開始時の放射能が単位秒あたりのイベント数と仮定
- ✓ 脳内放射能分布が安定しているため、物理減衰のみを仮定
- ✓ 半減期と放出割合は ^{18}F (109.8分、99.8)、 ^{11}C (20.39分、96.7)

例: ^{18}F florbetapirと ^{18}F flutemetamolの場合

経過時間 (sec)	^{18}F FDG 総イベント数 (Mevents)	^{18}F florbetapir 総イベント数 (Mevents)	^{18}F flutemetamol 総イベント数 (Mevents)
1	20	12	3
2	40	24	6
...
250	4,925	2,955	739
702	13,507	8,104	2,26
1200	22,502	13,501	3,375
1800	32,731	-	4,910

図 5

^{18}F -FDG の脳 PET やアミロイド PET はいずれも脳にびまん性に分布する集積を示し、機能低下領域や特徴的な集積分布パターンから異常所見を検出する。そのため、局在的な薬剤集積を評価する腫瘍 PET とは異なる評価法が求められる。ホフマンファントムは脳の構造を 3 次元的に模擬しており、PET 画像の分解能を視覚的に評価可能である。また、アミロイド PET の陽性、陰性の判定で重要となる灰白質と白質のコントラストが評価可能である。プールファントムは画像ノイズと視野内均一性を評価できる。薬剤の集積分布を評価するにあたって、画像ノイズや視野内の不均一性は視覚的・統計学的な評価の際に妨げになる (図 6, 7, 8)。解析法の詳細は ^{18}F -FDG とアミロイドイメージング剤を用いた脳 PET 撮像のためのファントム試験手順書を参照いただきたい。

先行研究においてファントム実験とこれらの指標を用いて ^{18}F -FDG とアミロイド PET の撮像条件を設定している⁵⁾。逐次近似法を用いた画像再構成において iteration と subset とガウシアンフィルタの条件をコントラストと画像ノイズのバランスで条件を設定している (図 9)。

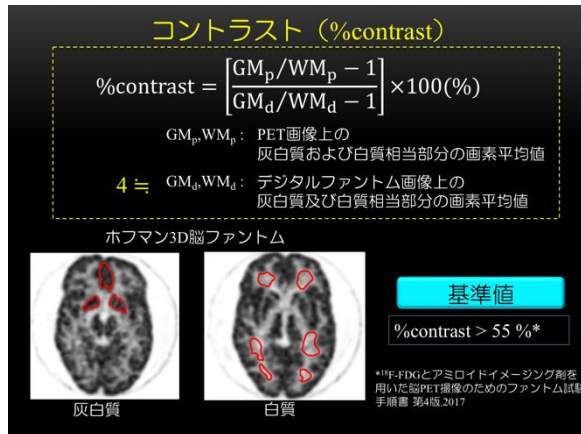


図 6

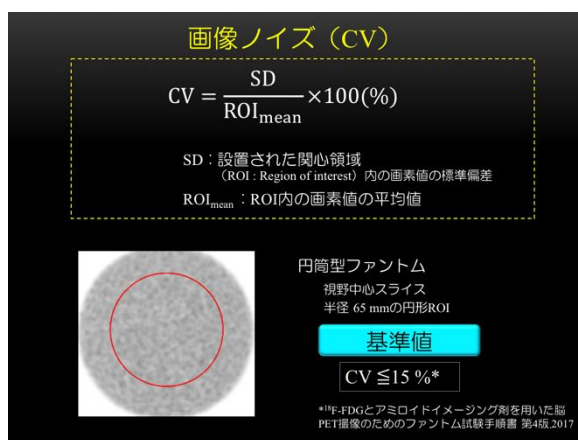


図 7

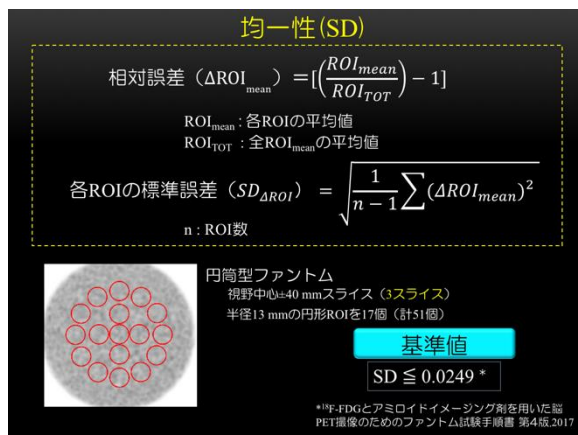


図 8

近年, 逐次近似法の式の中に point-spread-function (PSF) 補正や time-of-flight 補正を組み込むことが可能になり, 画質や定量性の向上が報告されている。しかし, 脳 PET においては注意して使用しなければならず, 特に

PSF 補正は十分な有用性が報告されているとは言えない (図 10) ⁶⁾。

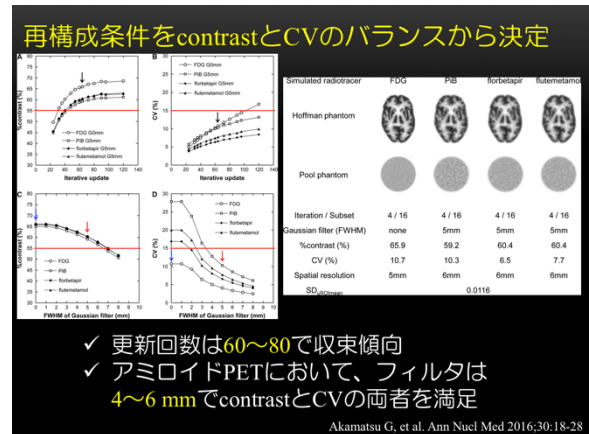


図 9

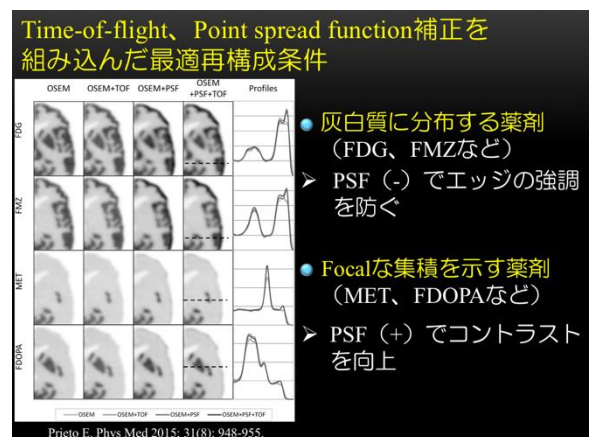


図 10

脳 PET のファントム実験において重要となるのは薬剤毎に異なる脳内放射能を正確に模擬することである。以下にタウ PET 薬剤の ¹⁸F-THK5351 を模擬したファントム実験から当施設における最適な画像再構成条件を設定した研究内容に関して報告する。近年, アルツハイマー型認知症をはじめとするタウオパチーの発症因子の一つとしてタウ蛋白病変が注目されている。タウ PET 薬剤は脳内に沈着したタウ蛋白病変に特異的に結合し, タウ蛋白病変の画像化, 定量化が可能である。タウ PET はタウオパチーの進展・病態診断, 治療方針の決定, 根本治療薬の開発などに貢献できると期待されてい

る。国内外で複数種類のタウ PET 薬剤が開発中であるが、臨床で広く用いるためには標準的な画像再構成条件の設定が必要と考える。(図 11)

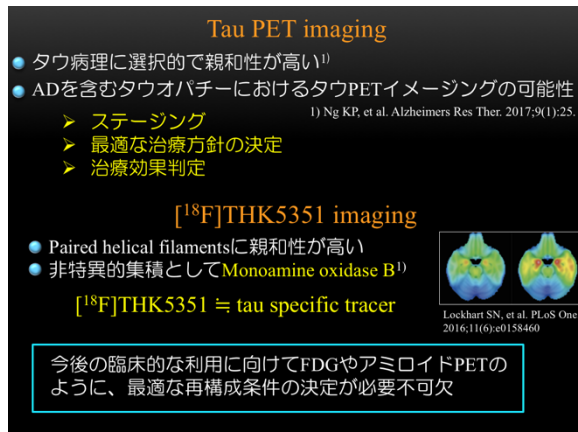


図 11

ファントム実験に必要となる脳内放射能は PET を用いた被ばく線量測定の前研究を参考にした⁷⁾。収集開始時間 40 分の時の投与放射能に対する脳内放射能の割合は% injected dose (%ID) で示され、投与放射能 185 MBq の 0.5% の 0.93 MBq が収集開始時の放射能となる (図 12)。最適な画像再構成条件は前述したコントラスト、均一性、画像ノイズから決定した (図 13)。

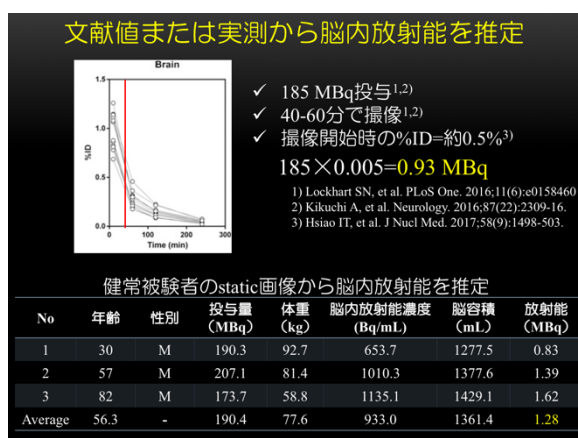


図 12

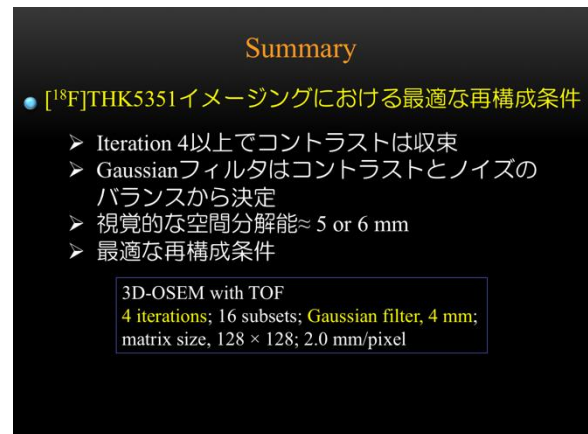


図 13

まとめ

今回は ¹⁸F-FDG を用いた脳 PET およびアミロイド PET を中心に実験手法を記述した。認知症に関する PET 検査は 2018 年 8 月現在で保険収載がされていないが、数年中に保険適用となる可能性がある。使用される PET 装置や薬剤毎に最適な画像再構成条件を設定するためにはファントム実験から決定することを推奨する。また、その他の新規 PET 薬剤に関しても脳内放射能を推定することによって本手法を利用することが可能であると考え、薬剤の特性(対象領域、分布)によってファントムを決定する必要がある。

参考文献

- 1) 日本核医学会. ¹⁸F-FDG とアミロイドイメージング剤を用いた脳 PET 撮像のためのファントム試験手順書 第 4 版.2017.
- 2) 日本核医学会. ¹¹C-メチオニンを用いた脳腫瘍 PET 撮像のためのファントム試験手順書 第 3 版. 2018.
- 3) Hoffman EJ, Cutler PD, Digby WM et al. 3-D phantom to simulate cerebral blood flow and metabolic

- images for PET. IEEE Trans Nucl Sci 1990; 37: 616-620.
- 4) Hays MT, Segall GM. A mathematical model for the distribution of fluorodeoxyglucose in humans. J Nucl Med. 1999; 40(8): 1358-1366.
 - 5) Akamatsu G, Ikari Y, Nishio T, et al. Optimization of image reconstruction conditions with phantoms for brain FDG and amyloid PET imaging. Ann Nucl Med. 2016; 30(1): 18-28.
 - 6) Prieto E, Martí-Climent JM, Morán V, et al. Phys Med 2015; 31(8): 948-955.
 - 7) Hsiao IT, Lin KJ, Huang KL, et al. J Nucl Med. 2017;58(9):1498-1503.

核医学実験の核心にせまる:PET 実験編

4.腫瘍 PET 領域での研究法

九州大学病院 筒井 悠治

はじめに

本邦における PET を用いた腫瘍診断は、2002 年の FDG-PET の保険適応、2005 年の製造承認とデリバリー供給を経て、PET 装置および施設数は増加の一途をたどり、現在は多くの施設で FDG-PET 検査を受ける事ができる。臨床における FDG-PET 検査は、腫瘍の病巣診断として、ステージング、良悪性判定、治療計画、予後予測、治療効果判定や経過観察など幅広く利用されている。

PET を用いた腫瘍診断を高精度に実施するため、我々診療放射線技師は PET 装置の性能を正しく評価し把握しておくことが重要であり、その性能評価方法として、日本核医学会および日本核医学技術学会から「がん FDG-PET/CT 撮像法ガイドライン」「 ^{18}F -FDG を用いた全身 PET 撮像のためにファントム試験手順書」が公開されている。本稿では上記の手順書を参考とした $\pm\alpha$ の実験として、様々な臨床条件を想定し模擬したファントム実験方法について解説する。

1. 異なるコントラストを模擬した実験

前述したガイドラインとファントム試験手順書におけるホット球 - バックグラウンド濃度比 4 : 1 は、画質評価指標の基準として広く普及している。ここでは、バックグラウンド濃度を 2.65kBq/mL に固定し、ホット球 - バックグラウンド濃

度比 4 : 1 を含めた複数の異なる濃度比を模擬した実験について解説する。必要な物品やファントムの取扱いなどはガイドラインをご参照いただき、ここでは大まかな実験手順について述べる。異なる濃度比のファントムを複数作成する場合は減衰を考慮して高濃度比から順に調整することが望ましく、ファントム作成は大きく二通りの手順に分けられる。ホット球の溶液を固定してバックグラウンド領域の放射能を撮影時刻に合わせて補充調整をする方式と、ホット球とバックグラウンドを毎回調整する方式である。前者はホット球の濃度変化は減衰を利用しバックグラウンドのみ調整すればよいので、手順は容易だが減衰に時間がかかる場合がある。後者はホット球とバックグラウンドともに毎回濃度を調整するため、手順は煩雑であるが減衰待ちがないため短時間で実験を進行できる。

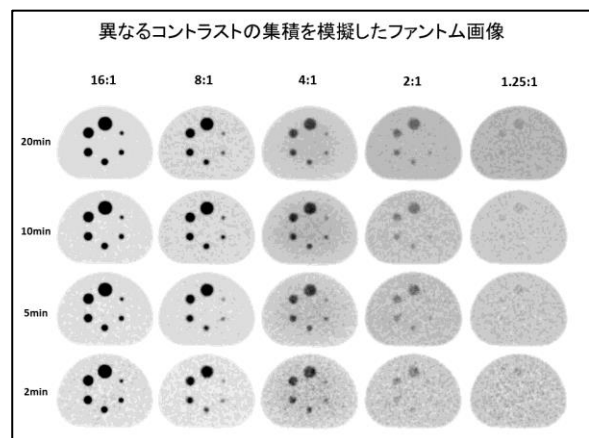


図 1

図 1 に異なる濃度比の集積を模擬したファントム画像を示す．画像再構成 point-spread-function (PSF) 補正による Gibbs アーチファクトの影響を検討した結果，濃度比が高いほど Gibbs アーチファクトの影響が顕著となった¹⁾．また，Bayesian penalized likelihood 法を用いた画像再構成法では，従来の再構成法と比較して，濃度比によらずバックグラウンド変動および肺インサートのカウントが低くなったと報告されている²⁾．

2. 呼吸移動を模擬した実験

ガイドラインのファントム実験では通常ファントムを静止させてデータを収集するが，臨床における被験者の肺野や肝上縁などの横隔膜付近の領域では呼吸による生理的移動の影響が生じる．呼吸移動による影響を検討し，呼吸移動低減対策の有用性を検討するため，ファントムを用いて呼吸移動を模擬した実験方法³⁾について述べる．

肺内の呼吸移動を模擬するためのファントム設定は，実際の肺内の腫瘍の移動距離を参照するのが望ましい．先行研究では，肺下葉で固定されていない腫瘍は頭尾方向に平均 $12 \pm 6\text{mm}$ ，上葉では $2 \pm 2\text{mm}$ 動いていた．また左右と前後方向の移動量は上下葉によらずそれぞれ $1.2 \pm 0.8\text{mm}$ ， $2.2 \pm 1.9\text{mm}$ であり，呼吸周期は平均 3.6 秒であったと報告されている⁴⁾．移動パターンについては，移動テーブルの機能によるが，正弦波の移動や入力した波形の通りに移動できるものもある．また \cos 関数による数式を用いて生理的な呼吸移動波形を近似した報告⁵⁾や，3 次元的な呼吸移動を模擬するために移動テーブルを傾けて配置した実験に

よる報告もある⁶⁾．

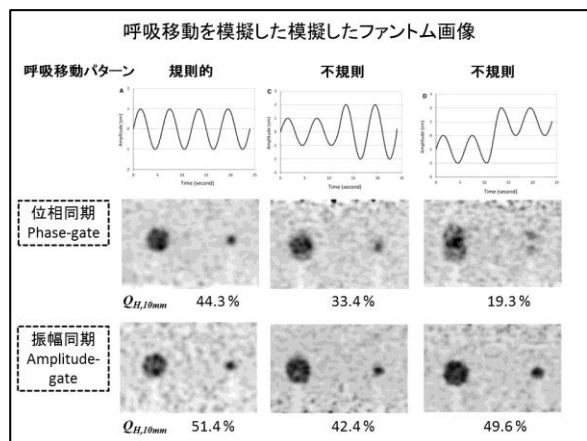


図 2

図 2 に規則的および不規則な呼吸移動に対して，位相分割を用いた呼吸同期法と振幅抽出を用いた呼吸同期法を適応したファントム画像を示す．規則的な移動では両同期法に差は見られなかったが，不規則な移動では振幅同期法が有用であった⁷⁾．また，近年関心を集めている raw data を基に同期を行うデバイスレスな呼吸同期法である data-driven gating では，ファントム実験の raw data を基に得られた波形は実際の移動波形と一致し，同期後の画像は移動の影響を軽減できたと報告されている⁸⁾．

3. 大きな体格の被験者を模擬した実験

PET 検査では体格が大きい被験者では減弱と散乱により画質が劣化する．特に大きな体格の症例においては，time-of-flight (TOF) 補正によるノイズ低減とコントラスト改善効果が有用であると期待されている．ここでは，ガイドラインにおける標準的な体格を模擬したファントムに加えて，体重 100kg 相当の大きな体格を模擬した大口径ファントムを用いた実験について解説する．

大口径ファントム(千代田テクノルお

よび大和樹脂製)は直径 400mm 周囲 1250mm で、内部に NEMA IEC Body ファントムを充填できる構造になっている。外層(内径 390mm, 厚さ 20mm)と内層(内径 350mm)の二重構造となっており、それぞれ皮膚および皮下組織と皮下脂肪を模擬した溶液を封入することができる。図 3 に Body ファントムと大口径ファントムの画像を示す。両ファントムともに TOF および PSF 補正により画質改善が見られ、大きな体格の被験者において有用であることが示唆された⁹⁾。また、撮像法ガイドライン第 2 版においても、NEMA Body ファントムを用いた 3 種類の体格を模擬したファントム、S(長径 30cm), M(長径 33cm), L(長径 36cm)による検討を行っており、体重 60kg を基準とした場合、体重 70kg では 1.3 倍、体重 80kg では 1.7 倍の計数が必要であると推奨している。

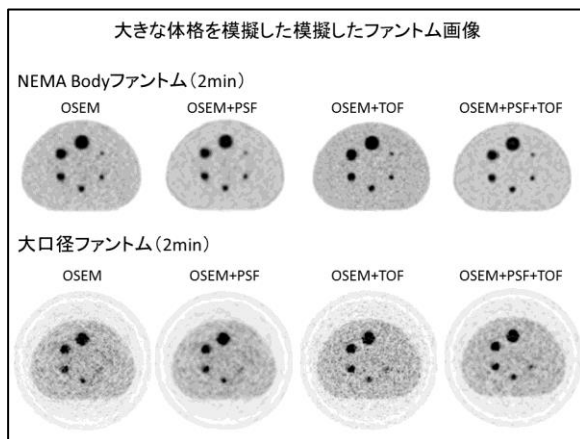


図 3

3. 不均一集積を模擬した実験

近年、PET における FDG 集積の不均一性が注目されている。不均一性を評価する指標として、関心領域の各閾値の SUV の画素の割合の変化で囲まれる面積を用いた Cumulative SUV-volume his

tograms (CSH 曲線)、関心領域の各閾値の残存ピクセル数の対数を用いたフラクタル解析、関心領域の特徴量を算出する行列を用いたテクスチャ解析があり、不均一性の定量評価が期待されている。ここでは、通常ホット球による均一な集積と 2 層構造のホット球による不均一な集積を模擬した実験について述べる。

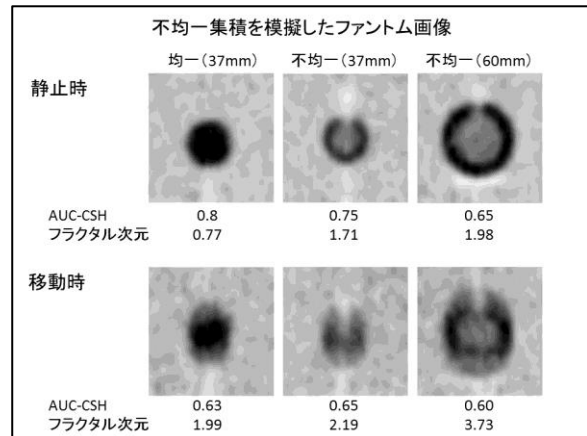


図 4

2 層構造のホット球(Data Spectrum Corporation 社)は、外層直径 37mm 内層直径 22mm の球と、外層直径 60mm 内層直径 37mm の球を使用した。バックグラウンド領域を SUV=1, 不均一球は内層を SUV=2, 外層を SUV=4, 均一球は SUV=4 に設定し Body ファントム内へ装着して同時に収集した。図 4 に不均一集積を模擬したファントム画像と不均一性評価指標を示す。算出された評価指標と生理的移動の有無について検討した結果、生理的移動により集積不均一性の定量値は変化し、移動距離と球のサイズによって影響は異なることが示唆された¹⁰⁾。また、他の実験方法として、チューブに F-18 と C-11 をそれぞれ封入したものを束ね、2 核種の半減期による減衰を利用して、均一な状態と不均一な状態を模擬した実験を用いた報告もある¹¹⁾。

4. 微小集積を模擬した実験

PET 検査では空間分解能が課題となっており，空間分解能が低いと画質の低下や部分容積効果による集積の過小評価による定量性への影響を招く．一方，近年の PET 技術の進歩により 10mm 球以下の微小病変検出への注目が高まってきた．ここでは，10mm 球以下のホット球を用いた微小病変検出を模擬した実験について述べる．

微小球 Micro hollow sphere sets

(4) TM (Data Spectrum Corporation, Durham)は，直径 7.9, 6.2, 5.0, 4.0 mm の球体ファントムで，NEMA Body ファントムに装着することができ，既存の 10~37mm 球と組み合わせて使用することもできる．今回は，上記の微小球 4 種，10mm 球および 37mm 球の計 6 球を用いて，バックグラウンドを 2.65 kBq/mL に固定し，ホット球-バックグラウンド濃度比を 8:1 と 4:1 に設定した．図 5 に微小集積を模擬したファントム画像を示す．微小球の検出能と再構成条件および 4mm と 2mm の voxel size との関係を検討した結果，10mm 球以下の描出には，2mm voxel，TOF 補正が有効であることが示唆された¹²⁾．Whole body ファントムと微小球を用いた検討においても 4 mm と比較して 2mm voxel の方が検出能は良いが，再構成時間やデータ容量が増加すると報告されている¹³⁾．また，微小球を用いて様々な濃度比のファントムを模擬した実験を用いた研究では，球サイズが 12.43 および 15.43mm において濃度比 1.88:1, 4.95 および 6.23mm において濃度比 15:1 で描出可能であったと報告されている¹⁴⁾．

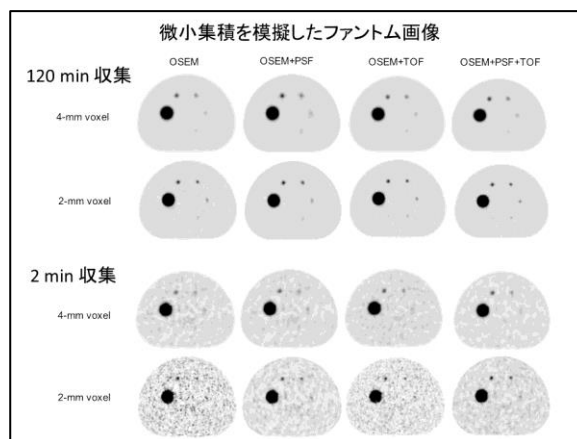


図 5

5. SUV の装置施設間差を模擬した実験

FDG PET 検査により算出される SUV は，撮影装置，撮影条件および処理条件により異なる値を示すことが知られている．そこで，SUV を計測する際に平滑化フィルタを用いて分解能を揃える SUV harmonization という手法により，異なる装置間のリカバリ曲線の差を縮小させることができる．SUV harmonization の基準については，EANM からリカバリの推奨範囲¹⁵⁾が，JSNM から SUV の推奨範囲¹⁶⁾がそれぞれ公開されている．JSNM の SUV 推奨範囲をもとに，NEMA Body ファントムと PET12 機種を用いて，SUV の装置間変動と装置内変動を検討した．異なる装置や施設で収集したデータを用いる場合には，学会のファントム試験手順書などを参考に，実験方法を統一化するための手順書を作成して実施する事が望ましい．今回は，SUV の推奨範囲を参考に，バックグラウンド濃度を 2.65kB/mL，ホット球-バックグラウンド濃度比を 4:1 に設定してファントムを作成した．SUV 計測には汎用ソフトウェアの GI-PET(AZE Virtual Place 隼社)を使用し，3D Gaussian

filter を用いた分解能調整機能を使用した. 30 分収集データを用いて SUV の装置間変動を, 2 分収集データ 15 フレームを用いて SUV の装置内変動を評価した結果, SUV harmonization によりすべての装置が推奨範囲へ収まり, 装置間変動および装置内変動が向上した¹⁷⁾. EANM のリカバリの推奨範囲を用いた先行研究においても, 3 機種 8 種の再構成条件によるファントム実験の結果, 機種間の差が小さくなったと報告されている¹⁸⁾.

まとめ

核医学実験の核心にせまる: PET 実験編と題して, 5 つのファントム実験とその関連文献について解説した. ファントム実験の最大の利点は条件を自由に設定でき, その真値が分かっている点である. ファントム実験により何を知るために何を模擬するかを検討することにより, さまざまな有益なデータを収集することが可能となる. 本稿が新たな研究のきっかけとなれば幸いである.

謝辞

ご指導ご協力いただきました九州大学大学院医学研究院保健学部門 佐々木雅之 教授, J-Hart study group の皆様, 九州大学大学院医学系学府保健学専攻研究室卒業生および大学院生の皆様に心より感謝申し上げます.

参考文献

- 1) Kidera D, Kihara K, Akamatsu G, et al. The edge artifact in the point-spread function-based PET reconstruction at different sphere-to-background ratios of radioactivity. *Ann Nucl Med*. 2016 Feb;30(2):97-103.
- 2) Reynés-Llompart G, Gámez-Cenzano C, Romero-Zayas I, et al. Performance Characteristics of the Whole-Body Discovery IQ PET/CT System. *J Nucl Med*. 2017 Jul;58(7):1155-1161.
- 3) 三輪健太, 赤松剛, 筒井悠治, 他. FDG-PET/CT の呼吸制御に関する研究. *日本放射線技術学会雑誌*. 2014; 70(11): 1344-1352.
- 4) Shirato H, Seppenwoolde Y, Kitamura K, et al. Intrafractional tumor motion: lung and liver. *Semin Radiat Oncol* 2004; 14(1):10-18.
- 5) George R, Vedam SS, Chung TD, et al. The application of the sinusoidal model to lung cancer patient respiratory motion. *Med Phys*. 2005 Sep;32(9):2850-61.
- 6) Chan C, Jin X, Fung EK, et al. Event-by-event respiratory motion correction for PET with 3D internal-1D external motion correlation. *Med Phys*. 2013 Nov;40(11):112507.
- 7) Tsutsui Y, Kidera D, Taniguchi T, et al. Accuracy of amplitude-based respiratory gating for PET/CT in irregular respirations. *Ann Nucl Med*. 2014 Oct;28(8):770-9.
- 8) Walker MD, Bradley KM, McGowan DR, et al. Evaluation of principal component analysis-based data-driven respiratory gating for positron emission tomography.

- Br J Radiol. 2018 May;91(1085):20170793.
- 9) Taniguchi T, Akamatsu G, Kasahara Y, et al. Improvement in PET/CT image quality in overweight patients with PSF and TOF. Ann Nucl Med. 2015 Jan;29(1):71-7.
 - 10) Takeshita T, Morita K, Tsutsui, et al. The influence of respiratory motion on the cumulative SUV-volume histogram and fractal analyses of intratumoral heterogeneity in PET/CT imaging. Ann Nucl Med. 2016 Jul;30(6):393-9.
 - 11) Forgacs A, Pall Jonsson H, Dahlbom M, et al. A Study on the Basic Criteria for Selecting Heterogeneity Parameters of F18-FDG PET Images. PLoS One. 2016 Oct 13;11(10).
 - 12) Hashimoto N, Morita K, Tsutsui Y, Time-of-flight information improved the detectability of sub-centimeter sphere using clinical positron emission tomography/computed tomography scanner. J Nucl Med Technol. 2018 Mar 29.
 - 13) Morey AM, Noo F, Kadrmas DJ, et al. Effect of Using 2mm Voxels on Observer Performance for PET Lesion Detection. IEEE Trans Nucl Sci. 2016 Jun;63(3):1359-1366.
 - 14) Adler S, Seidel J, Choyke P, et al. Minimum lesion detectability as a measure of PET system performance. EJNMMI Phys. 2017 Dec;4(1):13.
 - 15) New EANM FDG PET/CT accreditation specifications for SUV recovery coefficients. http://earl.eanm.org/cms/website.php?id=en/project/s/fdg_pet_ct_accreditation/accreditation_specifications.htm Accessed 28 Aug 2018.
 - 16) Japanese Society of Nuclear Medicine. Standard PET imaging protocols and phantom test procedures and criteria: executive summary. http://jsnm.sakura.ne.jp/wp_jsnm/wp-content/themes/theme_jsnm/doc/StandardPETProtocolPhantom20170201.pdf Accessed 28 Aug 2018.
 - 17) Tsutsui Y, Daisaki H, Akamatsu G, et al. Multicentre analysis of PET SUV using vendor-neutral software: the Japanese Harmonization Technology (J-Hart) study. EJNMMI Res. 2018 Aug 20;8(1):83.
 - 18) Quak E, Le Roux PY, Hofman MS, et al. Harmonizing FDG PET quantification while maintaining optimal lesion detection: prospective multicentre validation in 517 oncology patients. Eur J Nucl Med Mol Imaging. 2015 Dec;42(13):2072-82.

「内用療法を支える核医学技術 —がん治療における四本目の柱になるには—」

座長：近畿大学高度先端総合医療センター 花岡 宏平
茨城県立医療大学 對間 博之

内用療法は、広範囲に分布する多発病変に選択的に放射性核種を取り込ませる全身治療でありながら、その集積部位から放出される放射線により治療効果を発揮することが可能である。内用療法は腫瘍や腫瘍周囲の生物学的性質を利用して放射性同位元素を局所に集積させ照射することが特徴であり外科的治療、化学療法、放射線治療とは異なった特徴を持つ。

現在、国内で行われている内用療法として、甲状腺機能亢進症または分化型甲状腺癌に対する放射性ヨウ素治療、B細胞性ホジキンリンパ腫に対するイットリウムによる標識抗体療法、有痛性骨転移の疼痛緩和に対する塩化ストロンチウム治療、去勢抵抗性前立腺癌骨転移に対する塩化ラジウム治療の4核種が保険

収載されている。

一方で欧米では数多くの RI 内用療法の薬剤が承認されており、欧州核医学会や米国核医学会などの国際学会でも同分野の学術発表が増加してきている。今後の日本においても、RI 内用療法の使用・管理および体外計測による画像化について研究発表が増えることが予想されている。

日本放射線技術学会は、平成 28 年 4 月に核医学部会 RI 内用療法班を設立し活動を行ってきた。これらの活動を通じて得られた学術情報を共有するために本シンポジウムを企画した。RI 内用療法の現状と今後の展開に関してともに学び、RI 内用療法ががん治療の重要な柱となるための診療放射線技師の役割についてともに審議していただきたい。

内用療法を支える核医学技術 ーがん治療における 4 本目の柱になるにはー

1. 国際動向調査の概要

金沢大学附属病院 放射線部 米山 寛人

アイソトープ内用療法とは放射性同位元素を静脈あるいは経口投与し、腫瘍に取り込ませることにより体内で放射線を照射する治療である。近年、体内の臓器や腫瘍の吸収線量(Gy)を測定する線量評価(dosimetry)を行うことにより治療効果や副作用を事前に予測する報告が海外で多くなされているが、日本においてはこの線量評価はほとんど行われていない。また、アイソトープ内用療法の認知度も国際状況と比べて低い状況にあり、海外では実施可能な治療が日本では行うことができない状態にある。そこで、アイソトープ内用療法の国内外の状況の現状を整理し、国際学会で行われている学術活動を把握することを目的とする。

2016 年に行われた米国核医学会(SNMMI)1652 演題、ヨーロッパ核医学会(EANM)1963 演題、日本核医学会(JSNM)341 演題、日本核医学技術学会(JSNMT)149 演題、日本放射線技術学会(JSRT)・総会、日本放射線技術学会(JSRT)・秋季大会の核医学関連の演題 57、37 演題の各抄録文書を参考にアイソトープ内用療法に関する演題のみを選択し、下記の項目に関して検討を行

った。①分類(薬剤合成、シミュレーション、小動物実験、臨床、その他)、②使用した画像(PET、SPECT、CT、MRI、その他)、③吸収線量測定を行っているか(行っている、行っていない)、④使用放射性核種について(I-131、Ra-223、Y-90、Sr-89、Lu-177、At-221、その他)、⑤筆頭研究者が在籍する施設の国名。

2016 年に開催された日本の主要な核医学関連学会における内用療法関連の演題は日本核医学会(JSNM)の総演題数 341 演題に対して 17 演題で割合は 5%であった。また日本核医学技術学会(JSNMT)の総演題数 149 演題に対して 2 演題で割合は 1.3%であった。日本放射線技術学会(JSRT)・総会および秋季大会の核医学関連の総演題数 94 演題に対して 3 演題で割合は 3.2%であった。米国核医学会(SNMMI)の総演題数は 1652 演題でそのうちアイソトープ内用療法関連の演題は 183 演題で割合は 11.1%であった。また、ヨーロッパ核医学会(EANM)の総演題数は 1963 演題でそのうちアイソトープ内用療法関連の演題は 249 演題で割合は 12.7%であった。

内用療法を支える核医学技術 -がん治療における 4 本目の柱になるには- ラジウムを用いた α 線内用療法

がん研究会有明病院 宮司 典明

近年、個別化医療の高まりとともに治療と診断が融合した「Theranostics」という概念が登場し、がん治療におけるアイソトープ内用療法（以下、内用療法）の立ち位置が大きく変化しつつある。特に注目すべきは、2013 年に世界初の α 線内用療法として薬事承認されたラジウム ($^{223}\text{RaCl}_2$) を用いた骨転移を有する去勢抵抗性前立腺癌の放射性医薬品「ゾーフィゴ®」である。本邦では 2016 年に販売が開始され、現在甲状腺癌治療に次ぐ国内第 2 位の実施数を誇っている。

ラジウムはアルカリ土類金属に属し、体内でカルシウムと同様の挙動を示す。 $^{223}\text{RaCl}_2$ の集積機序には未だ不明な点があるものの、現在のところ骨代謝の盛んなところでカルシウムの代わりに取り込まれることから、造骨性の骨転移部に多く集積すると考えられている。また、 $^{223}\text{RaCl}_2$ から放出される α 線は高 LET 放射線であるため殺細胞効果が高く、飛程も $100\ \mu\text{m}$ 以下と短い。そのため、 $^{223}\text{RaCl}_2$ により骨転移部に的確な α 線照射を行うことで、骨髄などの正常組織への放射線被ばくを抑えつつ、高い抗腫瘍効果が期待できる。

ストロンチウムなどの β 線放出核種

は骨転移の疼痛緩和治療を目的としているのに対して、 $^{223}\text{RaCl}_2$ は骨関連事象や全生存期間の延長などが認められている唯一の放射性医薬品となっている。しかし、上述した治療効果を得るためには 4 週間隔、全 6 回の投与を完遂する必要性が報告されている。そのため、当該治療を中止することなく完遂できる患者を選択し、治療効果を予測するための確認手段が重要となる。

^{223}Ra は α 線だけでなく γ 線も放出するため、 $^{223}\text{RaCl}_2$ で直接的にイメージングすることが可能である。しかし、収集エネルギーウィンドウやコリメータの選択、撮像日など最適なイメージング方法が議論されている。また、本邦では $^{223}\text{RaCl}_2$ による集積分布を反映しているとして骨シンチグラフィが利用され、定性評価のみならず Bone Scan Index や SUV などの定量指標が治療効果判定などに使用されている。さらに近年では、SUV に骨転移体積を乗じた総骨腫瘍量を治療効果判定に利用する方法も提案されている。

本講演では、 $^{223}\text{RaCl}_2$ の実際と臨床で使用される撮像法と解析法を中心に概説する。

内用療法を支える核医学技術-がん治療における 4 本目の柱になるには- ルテチウムを用いた β 線内用療法

横浜市立大学附属病院 尾川 松義

はじめに

Ra-223 を用いた放射性医薬品が発売され α 線放出核種が注目されているが、内用療法で用いられている多くは β 線放出核種である。 α 線ほどではないが、 β 線も飛程が短い。 そのため、病変に選択的に放射性医薬品を集積させることで、全身の病変周囲を限局的に治療できる。 腫瘍への投与線量を増大できる点や副作用の発現を低減できる治療法である。

β 線内用療法

β 線放出の代表核種としては、 I-131 があげられる。 放射性ヨウ化ナトリウムカプセルを用いた甲状腺アブレーションは、国内においては 1952 年頃より ^{131}NaI の十分な供給が可能となり、甲状腺疾患の治療に用いられたと報告されている。 放射線治療病室への入院が必要であるため、治療可能施設が限られている。 そのため、投与量を 1110MBq までとした外来アブレーションも認められ実施されている。 その他に β 線を放出する核種として Sr-89 や Y-90 が内用療法に用いられ、骨転移の緩和療法や低悪性度 B 細胞性非ホジキンリンパ腫等に対して外来で治療が行われている。 このように β 線放出核種は内用療法において重要な役割を担っている。

ルテチウムを用いた内用療法

国内の内用療法は I-131 を用いた治療が多い。 一方、海外に目を向けてみると I-131 とともに、ルテチウム 177 (Lu-177) を用いた治療が多く報告されている。 国内においても Lu-177 標識ソマトスタチンアナログ (Lu-177-DOTA-TATE) を用いた神経内分泌腫瘍に対する治験が開始されている。 7.4GBq を 4 回 (約 8 週間隔) 投与し、特別な措置を講じた病室に入院し治療が行われる。 Lu-177 は、Y-90 と同様に金属元素に属している。 Y-90 よりもエネルギーは低く、半減期が長い特徴が内用療法に有効であり注目されている。 また、I-131 よりも γ 線のエネルギーは低く、ガンマカメラを用いてイメージングを行うことが可能である。 良質な画像のもとで Dosimetry が実施できるため、リスク臓器の評価や腫瘍への投与線量評価が期待できる。 今後、Lu-177 を用いた内用療法が増加する事が予測され注目されている核種の一つである。

アスタチンなどの今後期待される製剤

量子科学技術研究開発機構 放射線医学総合研究所 前田 貴雅

1. はじめに

放射性核種の製造技術やドラッグデリバリーシステムの進歩に伴い、欧米を中心に多種多様な製剤を用いた新しい内用療法が臨床利用されている。従来の内用療法と比較して標的に選択的に集積させる事が可能なため、標的アイソトープ治療とも呼ばれている。一方、日本は諸外国に比べて内用療法の開発や導入が遅れている。本講演では、諸外国で利用されている製剤や国内導入の可能性のある製剤について紹介する。

2. ^{225}Ac -PSMA

近年最も注目されているのは、前立腺特異的膜抗原(PSMA)を標的とした診断および治療用製剤である。PSMA は前立腺がんを高発現しており、 ^{68}Ga -PSMA を用いた PET/CT による前立腺がんのイメージングや ^{177}Lu -PSMA を用いた β 線内用療法の有用性について多数報告されている。また、 α 線放出核種である ^{225}Ac (アクチニウム)で標識した ^{225}Ac -PSMA を用いた α 線内用療法は、多臓器転移した去勢抵抗性前立腺がんの寛解例がドイツより報告されており、非常に期待されている。

3. ^{211}At -MABG

高い治療効果を期待して α 線を用いた内用療法が国内外で注目されているが、国内では特に ^{211}At (アスタチン)を用いた治療用製剤の研究開発が進められている。 ^{211}At は核燃料物質由来ではなく、加速器で製造可能な α 線放出核種のため国内導入が期待されている。現在、悪性褐色細胞腫に対する ^{131}I -MIBG を用いた内用療法が先進医療で行われているが、 ^{131}I -MIBG を応用した ^{211}At -MABG の臨床応用が計画されている。

4. ^{64}Cu -ATSM

^{64}Cu -ATSM は、低酸素下のがん細胞に高集積する PET イメージング用製剤として開発されたが、 ^{64}Cu は β^- 線やオージェ電子も放出するため、治療用製剤としても応用可能である。1つの製剤で Theranostics(診断と治療の融合)を実現できる。現在、標準治療後に再発した悪性脳腫瘍を対象に、第 I 層臨床試験が国内で進められている。悪性脳腫瘍は有効な治療法が少なく新規治療法の開発が望まれているため、 ^{64}Cu -ATSM は日本発の治療用製剤として期待が寄せられている。

内用療法におけるイメージングと線量評価

近畿大学医学部附属病院 坂口健太

近年、核医学分野では放射性同位元素を用いた内用療法が大きな注目を集めている。腫瘍にだけ集積する放射性化合物が開発されれば、外部放射線治療のように正常組織へのリスクを考えることなく、腫瘍にだけ十分な線量を照射することが可能な理想的な治療方法である。しかし、「腫瘍にだけ集積する」放射性化合物は実現不可能であり、「腫瘍に高い集積を示す」放射性化合物によって内用療法を行うためには正常臓器及び腫瘍への線量評価をする必要がある。特に患者への安全を確保するためにも正常臓器への線量評価は非常に重要である。

現時点において内用療法における線量評価は MIRD 法を用いた方法が主流であり、MIRD 法には線量評価を行いたい対象臓器の累積放射能($\text{Bq}\cdot\text{s}$)をガンマ

カメラや PET のイメージングから求める必要がある。しかし、残念ながら Partial Volume Effect などの影響により累積放射エネルギーを定量的に求めることが困難な場合もあり、過去の報告ではファントム実験においても 30%程度の誤差が確認されるなど、必ずしも定量精度が高いとは言えない現状がある。

今回の私の担当範囲では過去にどのような線量評価が行われてきたのか、またその精度はどの程度なのかについてまとめ、我々診療放射線技師がイメージングの定量精度を向上させることが今後の内用療法の発展に必要な要因であることを述べさせていただきます。

PET/CT 装置における寝台連続撮像技術の有用性

シーメンスヘルスケア株式会社 MI 事業部 小田川 哲郎

1. はじめに

現在販売されている PET/CT 装置は、全て 3D-PET 収集専用機であり、全身検査等を目的としたマルチベッド撮影では、1 ベッドの収集後に寝台を移動させて次のベッド撮影を行うステップ&シュート収集が一般的である。3D-PET 収集における感度分布は体軸方向視野中心の感度が高く、辺縁に向かって感度が低下する三角形の感度分布となるため、マルチベッド収集時にはこの辺縁部の感度低下による信号雑音比の低下を防ぐためにオーバーラップを行いながらステップ&シュート収集を行っている。

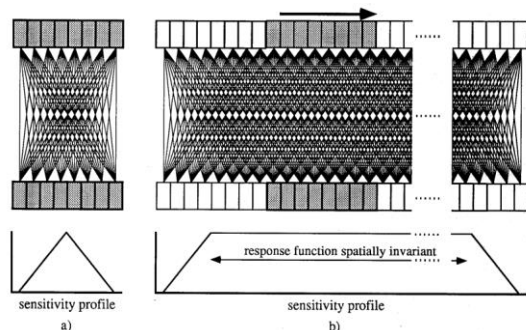


図 1. Line of Response and Axial Sensitivity for a) Single Position and b) 'Continuous' 3D Data Collection ¹⁾

オーバーラップ量は 3D-PET 収集時のアクセプタンスアングルに依存し、最大限の検出感度を得る場合には 50% 近くのオーバーラップとなり、全身撮影時のベッド数が増加する。これを避ける為に

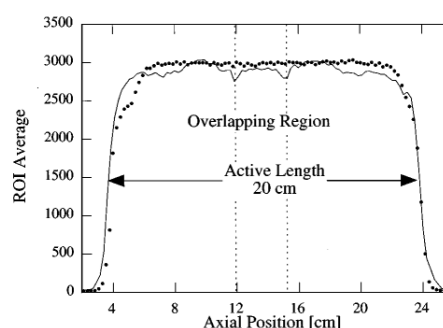


図 2. Axial Count Profile of 3-D Cylinder in a 15-cm-diameter ROI placed at the Center of the Reconstructed Image.

The Solid Line was acquired using the Standard Step-and-Shoot Acquisition, the Circles using Continuous Acquisition. ²⁾

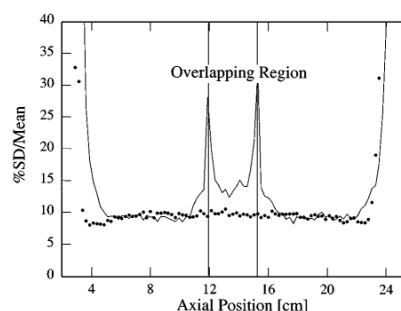


図 3. Percentage Standard Deviation/Mean of the 3-D Cylinder in a 15-cm-diameter ROI placed at the center of the reconstructed image. The solid line was acquired using the Standard Step-and-Shoot Acquisition, the Circles using Continuous Acquisition. ²⁾

オーバーラップ量を減らして全身撮影時のベッド数を減らすと、感度むらが生じてしまい、撮影場所によって小さい病変の検出能が変化してしまう。また、十分なオーバーラップ量を確保しても、最も感度の高い視野中心部を比較した場合に画質が低下してしまう。

これらの3D-PET収集の問題点を解決する手段が寝台連続的移動撮像技術である。

2. 寝台連続移動撮像技術

3D-PET 収集において寝台連続移動収集が理想的であるが、点広がり関数を組み込んだが画像再構成や Time-of-Flight を代表とする近年の PET 技術に対応するためには非常に高精度な寝台位置制御が必要となる。また、一連の全身検査内に収集時間を延ばした呼吸同期などのリストモード収集に対応するには、高精度な速度制御も求められる。Siemens Healthineers 社製の Biograph シリーズでは、このリストモード収集による速度可変型寝台連続移動に対応するため、リ

ニアモータ駆動の寝台を採用している。従来のステップ&シュート収集と比較し、空間分解能の劣化なく高分解能撮像が可能で、全ての収集データに対しオンライン画像再構成を行うことを実現している。

この寝台連続移動撮像により、撮影部位における感度や信号雑音比の変動がなくなるため、小さい集積部の検出能の変動を抑えることができ、早期像と後期像、治療前後の PET 画像比較において定量値の再現性を維持する事が可能となる。

PET 撮像の際、CT の位置決め画像上で最大4つのゾーンを設定し、各ゾーンでの寝台移動速度、および同期収集の設定が可能である。ゾーン領域の設定はマウス操作で設定できるため、被験者の体型に合わせた調整が容易に行える。

これにより、頭頸部領域では寝台移動速度を抑えて信号検出量を増やし、より高分解能条件で画像再構成を行ったり、下肢領域は移動速度を上げて足先までの短時間で撮像したりするなど、検査目

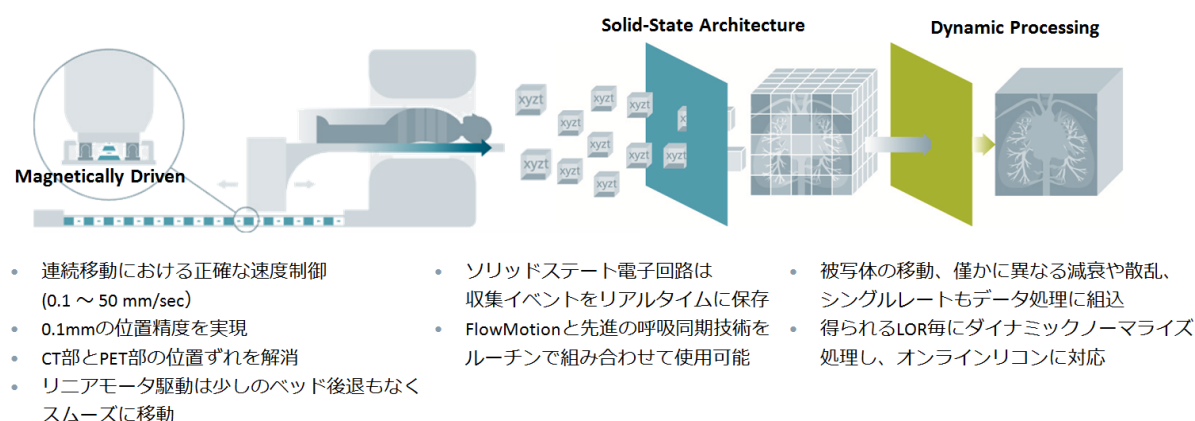
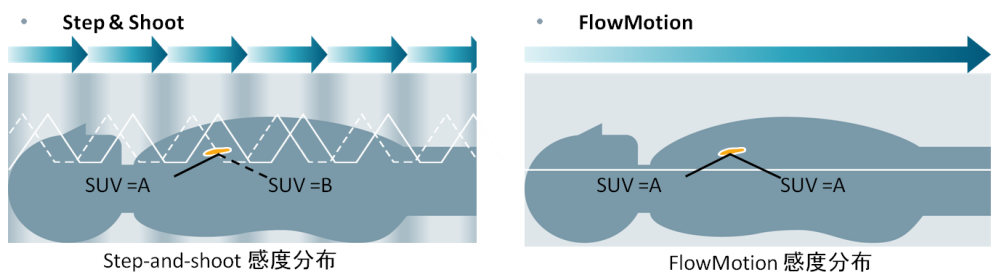


図 3. 速度可変型寝台連続撮像技術 FlowMotion

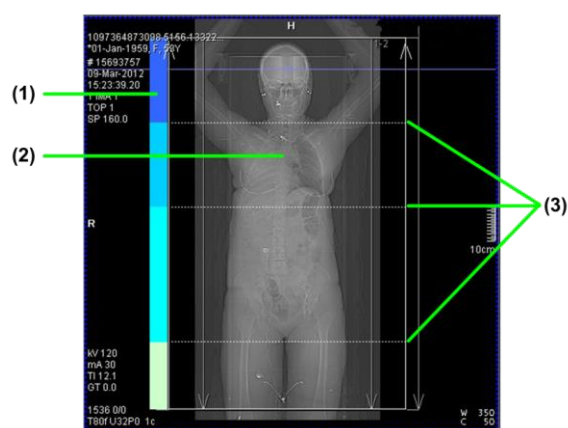
TOPICS



- PET検出器は、体軸方向視野の中心から端に向かって、感度が低下
- 不十分なオーバーラップでは、体軸方向のノイズプロファイルが変動
- 遅延像やフォローアップにて、再現性が低下

- 等しい感度分布によって定量性がさらに向上、体軸方向の均一性も改善。ベッドのオーバーラップ部の問題解決
- 再現性向上により、遅延像やフォローアップ等、経過のモニタリングに寄与

図 5. ステップ&シュートと寝台連続移動方式の比較



- (1) Scan Range Reference Bar
- (2) Topogram(Scout)
- (3) Scan Range Reference Lines

図 6. 全身撮像におけるゾーン設定

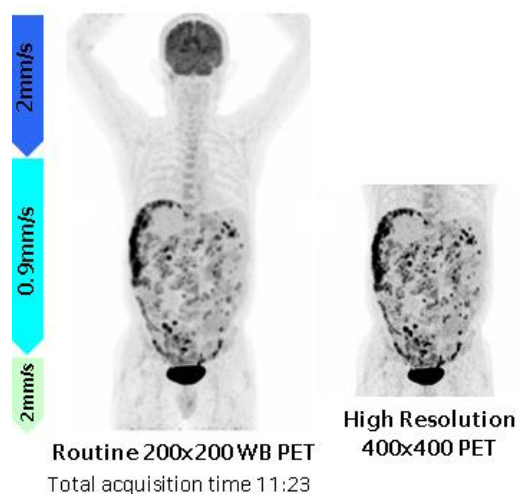


図 7. 多発性腹膜播種。高マトリクスで細かな病変が描出（慶應義塾大学提供症例）

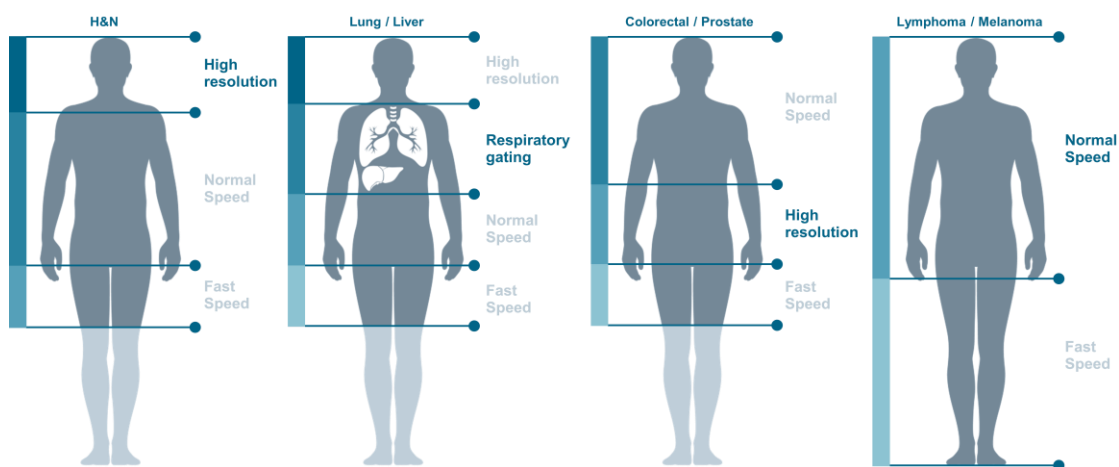


図 8. 被検者の体型、検査目的に応じた撮像プロトコル

的に対し被検者の体型からゾーン設定を容易に行う事が可能となる。

ステップ&シュートと連続移動撮像において、定量評価への影響を検討した報告によると、視覚的印象による視野の均一性評価で差は見られず、また、ステップ&シュートと連続移動収集を連続撮像した症例から測定された SUVmax, SUVmean の値では、撮像の順番にかかわらず差はみられなかった^{3,5)}。また、物理的な評価による視野の辺縁でのノイズ特性は寝台連続移動収集で改善しており、また読影医による定性的な評価では、寝台連続移動収集の画像が有意に好まれる結果となった²⁾。さらに両者の収集法での検査を経験した被検者の主観的印象を調査した結果では、寝台連続移動では急な動きがなく、より静かでリラックスでき、ステップ&シュートに比べて好ましいと答えた回答が有意に高かったと報告されている³⁾。

3. 寝台連続移動撮像の新たな応用

従来は PET における Dynamic 収集は 1 ベッドでしか行えないものであった。しかし寝台連続移動収集機能は、全身領域収集を短時間で繰り返し撮影する Whole-Body Dynamic 収集を実現する。数分の全身撮影を何度も繰り返すことにより、比較的ゆっくりな薬剤動態を画像化することで、シネ表示により被検者の体動確認、腸管部の集積変化等の視覚的評価が容易に可能となる。Whole-Body Dynamic のデータは Raw データで加算し再構成することが可能であり、通常の全身 PET 画像も出力される。既に国内ではこの技術を応用し、長時間寝台に横になれない被検者に対し、短時間の全身撮影を繰り返し、安静に撮影できたデータの加算画像での画像診断が始まっている。そして海外では実測もしくは標準入力関数を用いた全身領域でのコンパートメント解析の試

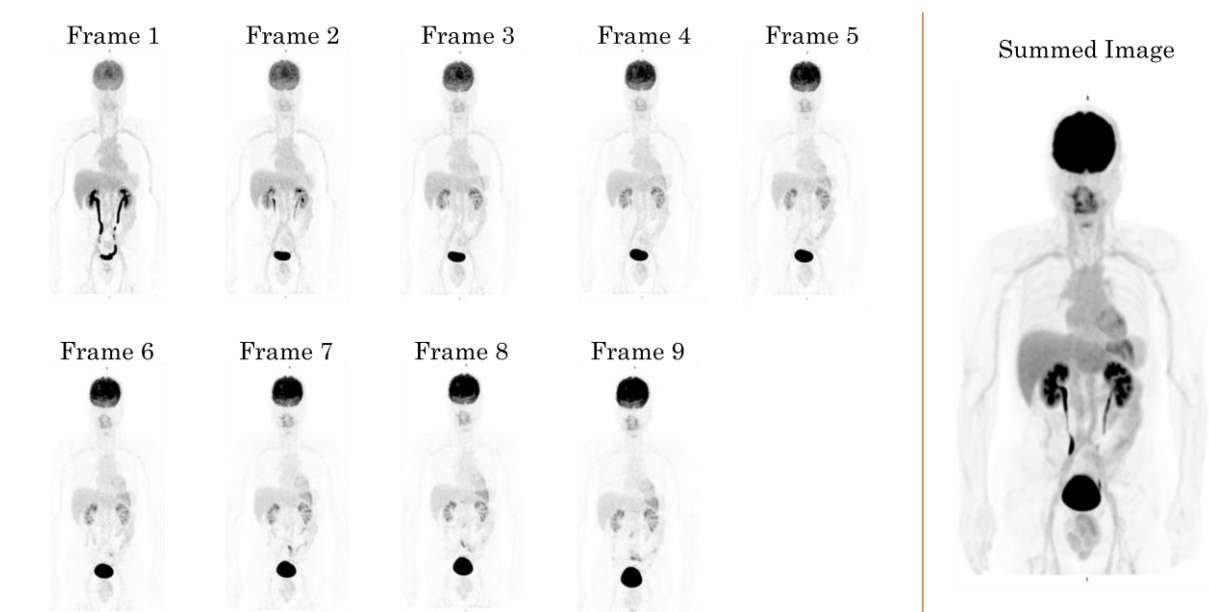


図 9. Whole-Body Dynamic 画像

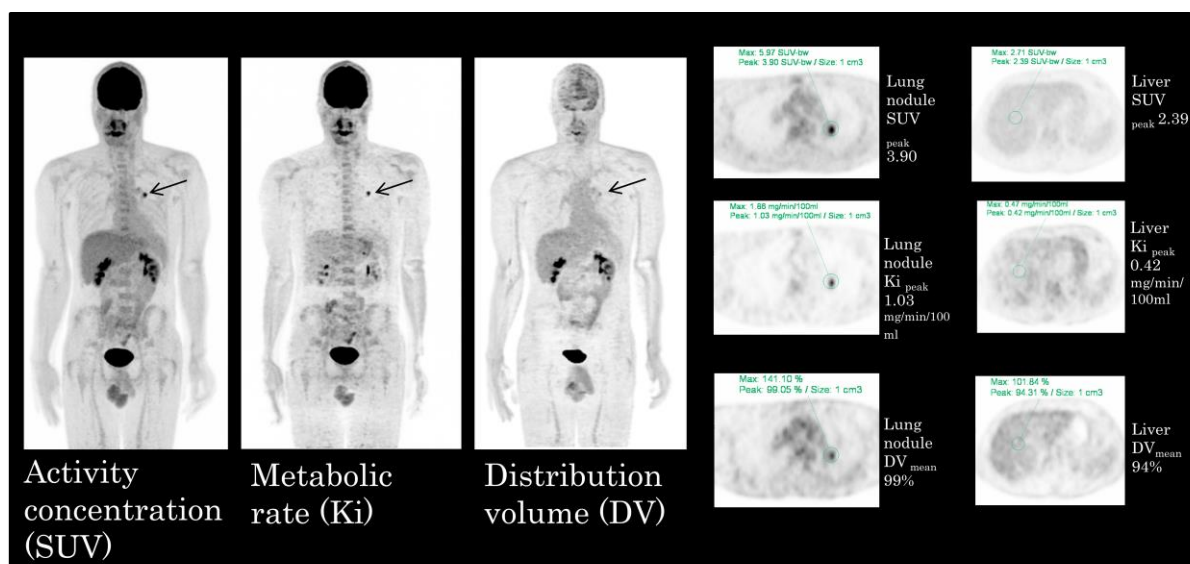


図 10.悪性肺結節および正常肝における SUV, Ki および DV の評価
(Yale University 提供症例)

みが行われており、寝台連続撮像技術の
応用範囲が拡大している。

4. さいごに

寝台連続移動撮像技術は、3D-PET 収集の問題を解決する手段である。また、速度可変でリストモード収集にも対応する事から、検査目的部位の高分解能撮像や呼吸同期、頭部・心臓領域に特化した収集・再構成条件設定を全身検査の撮像プロトコル内に組み込めることができ、検査の効率、再現性を大きく向上することが可能である。今後この技術が広く普及し、日常診療に大きく貢献できることに期待したい。



図 11. 寝台連続移動撮影対応 Biograph
(上段:mCT,中斷:Horizon,下段: Vision)

5. 参考文献

- 1) Simon R. Cherry et al. High Sensitivity, Total Body PET Scanning Using 3D Data Acquisition and Reconstruction. IEEE Trans Nucl Sci., Vol.39, No.4, 1992
- 2) Magnus et al. Implementation of True Continuous Bed Motion in 2-D and 3-D Whole-Body PET Scanning. IEEE Trans Nucl Sci., Vol.48, No. 4 August, 2001
- 3) Rausch et al. Performance evaluation of the Biograph mCT Flow PET/CT system according to the NEMA NU2-2012 standard. EJNMMI Phys, 2(1), 26, 2015
- 4) Osborne, D., et al. Quantitative and qualitative comparison of continuous bed motion and traditional step and shoot PET/CT. Am J Nucl Med Mol Imaging 5(1), 56-64, 2015
- 5) Schatka et al. A randomized, double-blind, crossover comparison of novel continuous bed motion versus traditional bed position whole-body PET/CT imaging. Eur J Nucl Med Mol Imaging. 2015 Nov 6.

杏林大学大学院保健学研究科保健学専攻 診療放射線学分野

杏林大学大学院保健学研究科 山本 智朗

杏林大学大学院保健学研究科は建学の精神である「真・善・美」を理念として、研究者の養成、高度専門職業人の養成、大学教員の養成、および高度な知識能力を持った人材の育成を目的としています。博士前期課程（修士）と博士後期課程（博士）はともに保健学専攻が6分野、看護学専攻が2分野で構成されています。

杏林大学は1966年、杏林学園短期大学として開設され、臨床検査系の短期大学が学園としてのスタートでした。1970年には杏林大学医学部が開設されました。保健学部は1979年に臨床検査技術学科と保健学科（現 健康福祉学科）として開設され、大学院は1984年、1986年にそれぞれ修士課程および博士課程が開設されました。その後文系学部や保健学部の様々な学科が開設され、診療放射線技術学科は2013年に、保健学専攻診療放射線学分野は2017年に博士前期課程および博士後期課程が同時開設されました。

杏林という名前は中国に伝わる一つの故事に由来しています^{1,2)}。その昔、中国の廬山に、董奉（とうほう）という医師がいました。彼は人に尽くすために治療を行ってあえて治療代を受け取らず、その代わりに病気が治った人には、杏の苗を植えてもらいました。そうして、いつ

しか10万余株の杏の木がうっそうと茂る大きな林ができあがったといわれています。この故事から後世良医のことを杏林と呼ぶようになったそうです。

また杏林大学のシンボルマークは、建学の精神「真善美の探究」の三つの要素が相互に関連していることを三角形で表しています（図1）。双方から同じ力に支えられ、安定した不変の角が「真」を表し、豊かな曲線に囲まれた角は「善」、美しい曲線を描いて天空に伸びる角は「美」を、そして、「杏林」が意味している「社会への貢献」を進めていく新しい風を表しています。私たちは教育および研究に関して勉学だけでなく、医療関わる人材育成のため、建学の精神をバランスよく教育環境に反映させて、社会貢献ができる人材育成に心がけています。



図1 杏林大学のシンボルマーク

杏林大学の保健学系はこれまで八王子

キャンパスにあり、駅からも遠く大変不便でした。しかし 2016 年 4 月に井の頭キャンパスに移転し、三鷹キャンパスとの距離も 700m 程度と非常に近くなり、医学部との連携が大変良くなりました。中央線や京王線からバスのアクセスも良く、社会人大学院生にとっても通いやすくなったと思います。

診療放射線学専攻ですが、開設が 2016 年 4 月ということでまだ修了生がいません。現在は修士 1 年生・2 年生のみが在籍している状況です。2 年生は杏林大学の学部卒業生として 3 名が入学し、1 年生は同じく学部卒業生が 4 名、社会人大学院生が 2 名の合計 9 名が在籍しています。研究分野は主に 5 つの研究グループに分けられ、①MRI データ収集法と画像再構成に関する研究、②IVR のに関する device の開発や画像診断に関する研究、③CT、MRI や核医学の画像再構成に関する研究、④核医学全般に関する研究、⑤放射線検出器の開発に関する研究で構成されています。

全ての院生は年 2 回の学内研究発表会に参加しなければならず、研究経過の報告をしてもらいます。この研究発表会は保健学専攻の他分野の院生や教員も参加しますので、独りよがりの発表では成立しません。そのため各研究グループで抄読会や勉強会を始め、個別に研究指導を受けながら進捗状況を他分野の方々にも目的とその解決法である方法論を理解してもらえそうな発表テクニックが必要

になります。学部 4 年生の卒業研究は 3 年生の後期の前に研究グループ配属をし、毎週 1 回の抄読会を行っています。社会人院生以外はこの抄読会に参加してもらっています。社会人の方々には毎週日中は難しいので、月 1 位のペースで参加してもらっています。私の研究グループで行われる抄読会では、英語の論文は日本語で、日本語の論文は英語で解説することを義務としています。国際学会への参加のハードルが低くなればと思い始めたことですが、はじめは上手に説明できない英語での解説も、回を追うごとにかなりスムーズにかつわかりやすくなるようになっていきます。

まだ修了生がいない状況ではありますが、2 年生は今年度の修了を目指して、3 名の院生が日々実験を繰り返しています。彼らの研究タイトルは、「Dual energy CT 技術の臨床応用に関する基礎的検討」、「3DMRI の高速撮像における圧縮センシング技術の応用」および「FSBB を用いた脂肪含有組織における微小石灰化の検出能に関する検討」です。既に学会で発表したり技術報告をしたりしています。副論文としての論文投稿も行っているようですので、1 期生 3 名が無事に修了できることを願うばかりです。1 年生については、MRI に関する研究、画像再構成に関する研究、核医学に関する研究について実験やシミュレーションを繰り返しています。

本学では、大学院生の研究にも使える

ようにと、3T-MRI 装置や、Hybrid 型 SPECT/CT 装置が設置されています(図 2、3)。MRI では江戸期の木工品の解析などにも利用され、ユニークな研究を行なう教員もいます。SPECT/CT ではコリメータが 9 種類あり、面白いデータが取れたりします。アイデア次第では興味ある研究に発展するのではと期待しています。



図 2 3T-MRI (Titan 3T; TOSHIBA)



図 3 SPECT/CT (Infinia 8 Hawkeye 4; GE)

近年、圧縮センシングに関する研究が増えてきており、本学でも研究を進めています³⁾。MRI や PET、SPECT の短時

間収集法に有効であると院生と一緒に研究しています。また、低線量被ばくに関する研究について、LNT 仮説を元にした論文が正しい・正しくないといった論争も盛んに行われています。我々の研究グループでも、放射性同位元素が細胞レベルで与える被ばくにおいて、DNA の継時的変化を詳細に調べようという計画がありますので、形になるように準備を計画的に進めていきたいと思っています。

最後に、杏林大学大学院の入試について概要を説明します。保健学専攻は Semester 制ですので、春入学と秋入学を選択できます。そのため入試も 8 月と 2 月の 2 回実施されます。8 月の試験に合格すると、秋入学または春入学を選択できます。学科試験としては英語と専門試験があり、その後に面接試験（口頭試問）があります。特に英語の点数が低いと無条件に不合格になる可能性がありますので、事前に情報収集と練習をされたほうが良いと思います。

院生も積極的に国際学会での発表を行うため日々準備と練習をしています。杏林大学大学院に興味をもって頂き、診療放射線学分野で共に研究し、学位取得を目指したい方は是非、お気軽にご連絡いただければと思います。よろしくお願いいたします。

問合せ先

山本 智朗

杏林大学大学院保健学研究科保健学専攻

診療放射線学分野

〒181-8612

東京都三鷹市下連雀 5-4-1

電話 ; 0422-47-8000 (代表)

FAX ; 0422-47-8077 (代表)

内線 ; 2415

E-mail ;

tyamamoto アットマーク ks.kyorin-u.ac.jp

参考文献

1. デジタル大辞泉、小学館
2. 杏林大学ホームページ
3. Kawamura R, Yamamoto T, Hashimoto T, et al, An Advanced Image Reconstruction Method and Quantitative Method for Single-Photon Emission Computed Tomography: Compressed Sensing, Int J Radiol Med Imag (3). 2017. 122

第20回 核医学画像セミナーを終えて

東北大学病院 小田桐 逸人
金沢医科大学 奥田 光一

平成30年6月16日(土)および17日(日)にわたり、第20回 核医学画像セミナーが東北大学病院にて開催されました。本セミナーは日本放射線技術学会核医学部会、および、東北支部の共催で行われました。今回は20名の受講者に参加頂き、座学、実習、そして、結果の発表と中身の濃い二日間となりました。また、核医学部会委員3名、東北大学病院のスタッフ3名の合計6名でセミナーを実施しました。本セミナーを開催するにあたり運営等につきましては、東北大学病院の小田桐逸人核医学部会員はじめ、スタッフの方々に多大なご協力を頂きました。誠に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、Prominence Processorを使用したデジタルファントム作成、データ収集、画像処理、画像解析とい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」、「収集カウントとパワー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4名ずつのグループ5つに分け、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。前回から始まった企画『核医学研究サポート-あなたの疑問にお答えします-』では、事前に寄せられた質問に対し講師や受講者どうし意見を交換する場面もあり、講師の先生方のおかげで的確なアドバイスにより日頃の疑問を解決できる場を提供することができました。

2日目の演習後に行われた、結果報告と総括では、発表グループ全員が前に座り、代表者が発表を行いました。作成されたプレゼンテーションは、演習で用意されたデジタルファントムではなくオリジナルで新たに作成したものを使って、演習で学んだ解析や評価を行っているグループが多く、受講生の意識の高さと、積極性を感じる発表討論会となりました。今回のセミナーは、講師、サポーター、受講者

のご協力のもと非常に意義のあるセミナーを実現することが出来ました。仙台開催の2日間最後まで意見交換が尽きない盛況なセミナーとなり、主催者側として受講者の皆様に心より感謝いたします。本当にありがとうございました。

アンケートを実施したところ(回収率 100%), セミナーの難易度およびボリュームは適切であったとの回答が 80-90%を占めていました。また、セミナーの達成度や臨床業務の参考となる知識が得られたかといった設問

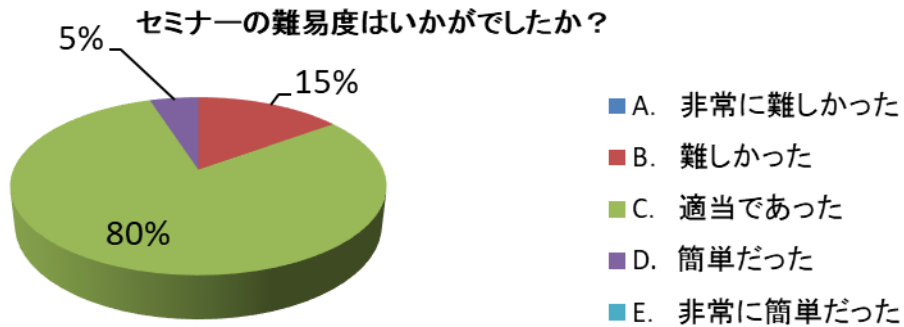
に関しては、90-95%の方から良好な意見が得られています。アンケート結果を以下の図に示す。

今回の第 20 回 核医学画像セミナーにて、デジタルファントムを使用した本セミナー内容は一旦終了となります。第 21 回からは、セミナー内容を刷新する予定です。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、是非ご参加下さい。

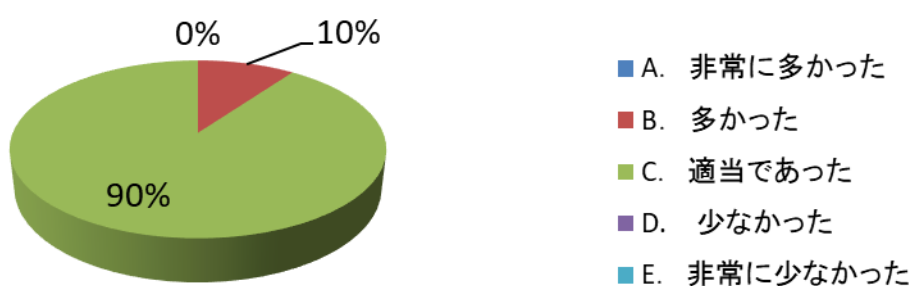
第 20 回 核医学画像セミナー報告

第 20 回核医学画像セミナーアンケート結果

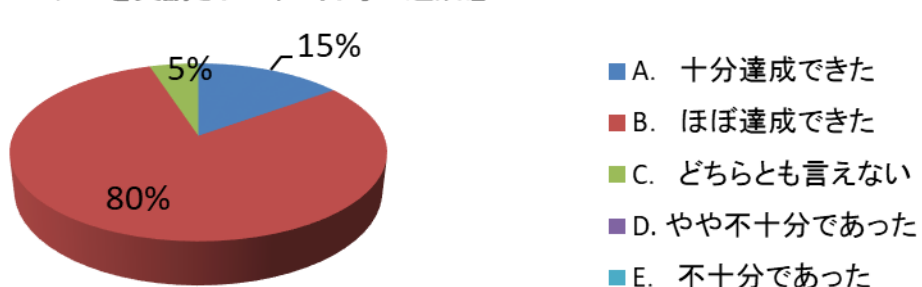
セミナーの難易度はいかがでしたか？



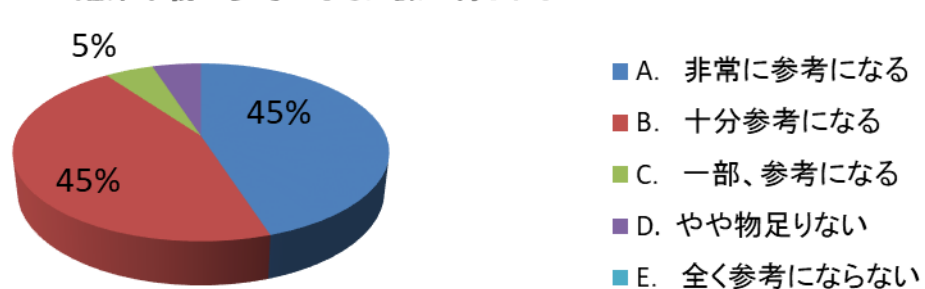
セミナーのボリュームはいかがでしたか？



セミナーを受講されて、ご自身の達成感はいかがでしたか？

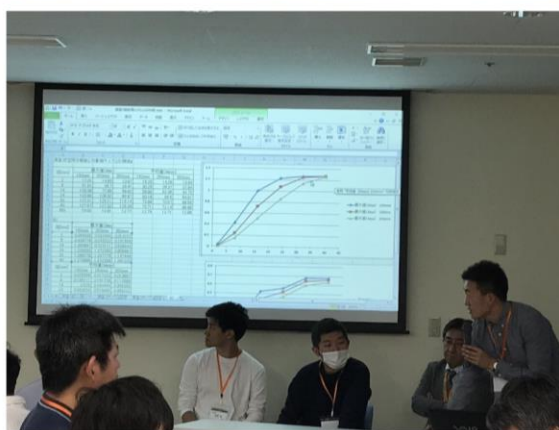


臨床業務の参考になる知識が得られましたか？



第 20 回 核医学画像セミナー報告

第 20 回核医学画像セミナー講習風景



「デジタルファントムを使いこなす」に参加して

神奈川県立がんセンター 長瀬智明

平成 30 年 6 月 16 日(土)から 17 日(日)に宮城県仙台市で行われた第 20 回核医学画像セミナーに参加いたしました。セミナーの趣旨は Prominence Processor を用いてのデジタルファントム作成、再構成、解析でした。日々の業務をこなしていく中、撮像機器に登録されている撮像条件の根拠も理解したいと思い、今回参加いたしました。

講義の内容は、実習での予備知識やそれに付随する知識の学習でした。ボケやネタ?等を織り交ぜた、聴講者が硬くならないような、眠くならないような配慮が大変ありがたかったです。

実習の形態は、4~5 人の班に分けられましたが、基本的には一人で作業を行いました。二日目の最後の工程にセミナーで学んだことのプレゼンがありました。テーマや考察を班員と協力ながら考えます。他班員の施設での経験等も聞けるので、参考になります。

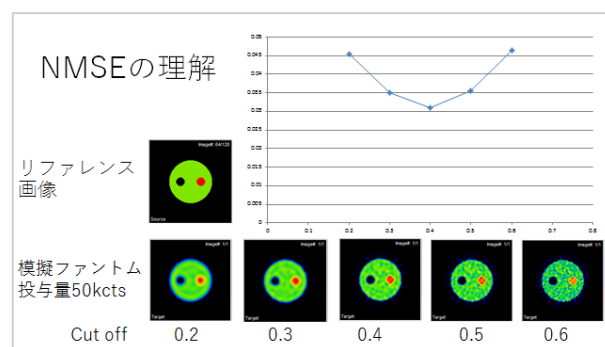
実習の難易度は、私はほんの少数回 Prominence~を使用した経験があったので、簡単過ぎず難しすぎず、でした。セミナーでの配布資料がとても丁寧に記されているので、復習しやすいと思いました。参加者は約 20 人でしたが、誰かがつまづいても実習担当の先生は先

に進めるようなことはせず、全員が出来たら先に進める感じでした。

講師の先生、実行委員やスタッフの方は、暖かい方達ばかりでした。お菓子や飲み物も用意されており、大変心地良く過ごさせていただきました。震災時に救護に行った医師のお話で、逆におもてなしを受けたというエピソードを聞いていたので、本当に東北(?)の方は優しい方達ばかりだと思いました。

参加費や開催場所云々で悩んでいる方や Prominence~未経験で実習についていけるか心配である方、少しでも興味が湧いた演目のセミナーならば、ぜひ参加すべきだと思います。参加費以上に得るものがあると思います。参加による小さな一歩が業務における大きな自信につながるのではないかと思います。

今回の実習で NMSE を理解することができました。大変勉強になりました。以下スライドは今セミナーの目的です。



「第 20 回核医学画像セミナー in 宮城」 に参加して

弘前大学医学部附属病院 清野 守央



清野と申します。参加させていただきましてありがとうございます。核医学歴足掛け 6 年です。昨年、某社の技術セミナー（天王洲アイル）の講義で Prominence Processor を用いているのを見て、便利なものがあるなあと、可能であれば使ってみたいと思っていました。このセミナーを知り、知りたいたいと思い、申し込みました。自腹です。調子こいて、ディズニーストアで娘に T シャツ購入、自腹です。帰り新幹線が動きませんでした。レンタカーで帰りました。自腹です。更に、行きの新幹線で持ち込み PC が死んでしまいました。エアー Prominence Processor を覚悟していたのですが、主催者の東北大、小田桐さんが自分の PC を 2 日間貸してくれました。感謝です。ちょっと出遅れたのですが、周りの皆さんが使いこなしているのを見て、追いつこう、負けられない、と思い頑張りましたが…

講義の締めくくりのグループ毎のプレゼンで、更に複雑な形状のファントムをいつの間にか作成し、プレゼンに盛り込んでいるチームもあり、素晴らしいことです。帰ってから、使いこなそうと思ったのですが、まずは PC の復旧だ。同

じグループの皆さんにも気を使わせて、すいませんでした。

さて、本題です。部会長の講義の後、奥田先生による使用方法の講義、非常にわかりやすく、少し出遅れた私でも、進めることができました。核医学が他の検査と違うところの一つに、画像再構成条件を必要によって変更させ、画像を作り上げるところだと思います、適正な画像であるか、臨床上、自分の目による判断を要するところだと思います。そのことをデジタルファントムで改めて認識でき、その有用性を知ることができました。適切な収集条件でない場合の画像も認識させていただきました。

懇親会（飲み）の設定もありがとうございました。「飲み放」&「食べ放」の面白い店でした。北大から東北大に人事交流中の方が、非常に熱い心をお持ちの印象を受けました。すばらしい。女性です。

開催していただきありがとうございます。

纏まりなく、すいません。以上です。

第 20 回核医学画像セミナーに参加して

自衛隊中央病院 放射線技術課 西山 水思



～デジタルファントムを使いこなす～というテーマが気になっていました。今回の講義内容は、5 回目となり次回から講義内容が変わるということでしたので、今回行くしかないと思い、東北大学病院で開催されました第 20 回核医学画像セミナーに参加しました。

1 日目は、午後から始まり、基礎講座「デジタルファントムの基礎」で、デジタルファントムの概要や演習の概要を学び、各自の PC で Prominence Processor Ver.3.1 を操作し演習をしました。

演習 1 「デジタルファントム作成から画像再構成」では、デジタル空間内に任意の容器を作成し、それぞれの空間を任意に設定したカウントで満たすデジタルファントムを作成しました。その後、回転半径などの収集条件を設定し、プロジェクションデータを取得し、再構成条件を設定し、SPECT 画像にしました。私は、既存のデジタルファントムがあるのだと思い込んでいましたので、自分で容易にデジタルファントムが作れる事に驚きました。演習 2 「収集カウントとバターワースフィルタの関係」では、演習 1 で作成したデジタルファントムを収集カウント毎にバターワースフィルタのカットオフ周波数を変化させ、SPECT 画像を作成し、リファレンス画像と比較

するため、NMSE を算出し最適カットオフ周波数を検討しました。演習中の PC 操作は、分かりやすいテキストと進行のおかげで、困ることもありませんでした。また、分からなくなっても講師やチューターの方々が、気軽に聞ける雰囲気ですぐにサポート対応して頂きました。おかげで、自分だけ遅れるかもしれないという不安をもつことなく演習に取り組みました。また、1 日目の夜には懇親会も開催して頂き楽しく過ごさせていただきました。核医学話も盛り上がり、各施設の方々と、どのように検査しているかなど、知りたくてもなかなか聞く機会がない貴重な情報やヒントも教えて頂き、大変有意義でした。翌日の演習 3 「空間分解能と対象物サイズの関係」では、回転半径の違いと対象物サイズによる空間分解能の低下について演習し、教科書通りであることを確認しました。最後は、班ごとに演習結果を考察し討論することで、総復習ができました。

今後は、自施設でも今回学んだことを活用し、臨床に活かせるよう実際のファントム実験に挑戦してみようと考えています。最後になりましたが、本セミナーを開催して頂きました皆様方に厚く感謝申し上げます。本当にありがとうございました。

第 20 回核医学画像セミナーに参加して

大崎市民病院 放射線部 柴田 隼弥



今回のセミナーへは **Prominence Processor** の使い方を学ぶことを目的に参加させていただきました。きっかけとなったのは、ここ数年で、当院での核医学検査が若い技師を中心に行われるようになってきたため、教育も兼ねて、撮影条件の見直しや、画質評価を行ってみようと考え、**Prominence Processor** を使用し始めたことでした。そのため後輩 3 名も一緒に参加させていただきました。

今回のセミナーでは、はじめに講義があり、デジタルファントムのメリットや使用するにあたっての注意点、今回の演習で必要となる基礎知識を学ぶことができました。基礎から学ぶことができたことは演習での理解力を高めるのにとっても役に立ちました。

Prominence Processor を実際に使用しての演習では、デジタルファントムの作成、投影データの作成、画像再構成の方法を学びながら、収集条件や画像処理による画像への影響を確認していきましました。また、デジタルファントムのメリットとして、ラジオアイソトープを使用せずに実験が行える、手軽に様々な条件でデータをとることができる、長時間撮影が必要なデータも短時間で作成する

ことができるなどがあり、今後のファントム実験を行う前のシミュレーションに活かしてみようと思いました。

1 日目最後に行われた「核医学研究サポート」では日頃から疑問に思っていることに対して分かり易い回答があり、2 日目最後に行われた、「結果報告」では各グループの報告に対して白熱した議論が展開されました。臨床につながる興味深い内容も多く、職場に戻ってからどのように臨床に反映させていくか考えさせられる場面もありました。

今回はハンズオン形式のセミナーでしたが、全体の進捗に遅れないよう、要所でサポートしていただくことができ、それぞれが持っている疑問点を解決しながら学ぶことができました。また、セミナーで知り合った方々と情報交換も行いうことができ、とても有意義な時間を過ごさせていただきました。ありがとうございました。

最後になりましたが、本セミナーの開催にあたりご尽力くださった関係者の方々に深く感謝申し上げます。

編集後記

今年の夏は世界的猛暑が続き、国内でも過去最高気温が更新され、熱中症が原因とされる死者も過去最高となった。さらに西日本豪雨被害では、台風以外では過去に例を見ない甚大な被害が日本を襲った。私は3月まで倉敷市に在住していたこともあり、豪雨被害の真備町の友人宅に3日間だけであったが災害復興のお手伝いをしてきた。

編集後記を書き終えた数日後に台風21号が猛威を振るい、関西国際空港が閉鎖になった。さらに北海道南西部の胆振（いぶり）地方を震源とする最大震度7の地震が発生した。この場をお借りして、亡くなられた方々のご冥福をお祈りし、被災されたすべての地域の日も早い復興と、すべての方々のご健康をお祈りいたします。

部会誌が発刊されるまでの短期間の間に想定外の天災が各地で発生し、原稿を数回書き換えている。医療の分野でも想定外の事態に対処できる本当の意味での医療安全を考え直す時期がきているのではないだろうかと考えさせられている。災害に対するハード面での対策は確実に行わなければならないが、今年の災害をとおして「人と人とのつながりほど強いものはない」ことも実感した。

さて、部会誌が発行されるころには涼しくなり、秋季学術大会が仙台で開催される。部会員の皆様も、今年の秋こそ〇〇しよう！とプランを立てていることと思われる。秋といえば、読書の秋、食欲の秋、スポーツの秋と何でも集中してできる気がしてくる。私も、研究の秋、走る秋、読書の秋、食欲をガマンする秋、と計画中であるが全部は不可能な気がする。どれを優先すべきかアレコレ考えることがさらに楽しい。確定しているプランは、秋季学術大会（仙台）にて青葉城RUNのみ。おそらく初日の早朝からRUNしているはず……。見かけた方は一緒に楽しみませんか？

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申し上げます。

（文責 甲谷 理温）