

# 核医学部会誌

Vol. 40 No. 2 (通巻 79) 2019 年 10 月

## CONTENTS

### ☆巻頭言

飯森 隆志

### ☆部会委員紹介

### ☆お知らせ

#### ☆第 78 回核医学部会シンポジウム発表後抄録 (横浜市)

- ・脳血流統計学的画像解析における技術研究の変遷
- ・脳 PET 定量について

島根大学医学部 山本 泰司  
秋田県立循環器・脳脊髄センター 茨木 正信

#### ☆第 79 回核医学部会ミニシンポジウム抄録 (大阪市)

##### 「核医学領域被ばくの適正管理」

- ・核医学領域における被ばく管理の動向
- ・DRL2020 の進捗
- ・核医学領域の水晶体被ばくについて

国際医療福祉大学成田病院 五十嵐 隆元  
茨城県立医療大学 對間 博之  
がん研究会有明病院 宮司 典明

##### 「核医学における CT 撮影線量と定量値」

- ・SPECT/CT, PET/CT について
- ・CT 撮影における線量測定法および測定精度について
- ・複合機 CT が PET・SPECT の画質と定量性に与える影響

千葉大学医学部附属病院 飯森 隆志  
金沢大学 松原 孝祐  
国際医療福祉大学 三輪 建太

### ☆Topics

- ・Vereos Digital PETCT の紹介

株式会社フィリップス・ジャパン 新山 大樹, 福田 圭助

- ・360 度フルスキャン フルディジタル半導体全身用ガンマカメラ VERITON® の紹介

Spectrum Dynamics Medical Japan 株式会社 宮本 江里子

### ☆大学・研究室紹介：弘前大学大学院保健学研究科 高橋研究室

高橋 康幸

### ☆第 21 回核医学画像セミナー 参加報告

東北大学病院 小田桐 逸人  
兵庫県立がんセンター 石原 克  
秋田大学医学部附属病院 佐藤 七海  
国際医療福祉大学三田病院 鈴江 辰彦  
昭和大学病院 佐々木 武弘  
山口大学医学部附属病院 甲谷 理温

### ☆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。

## 新時代（令和）の到来

千葉大学医学部附属病院 飯森隆志

この度、核医学部会の部会長を拝命致しました。核医学部会は1980年に核医学分科会として発足し、初代分科会長の砂屋敷先生から前部会長の對間先生まで40年に渡り、国内における核医学技術の発展に多く寄与してきました。この歴史ある核医学部会をさらに発展させるために、これから力を尽くして参りますので、お力添えの程よろしくお願い申し上げます。

さて、2019年5月1日、新元号「令和」を迎えました。新元号である「令和」の典拠、いわゆる出典は「万葉集」の梅花の歌、三十二首の序文であり、「時あたかも新春の好き月（よきつき）、空気は美しく風はやわからに、梅は美女の鏡の前に装う白粉（おしろい）のごとく白く咲き、蘭は身を飾った香の如きかおりをただよわせている」という意味になるそうです。会員の皆さんは新元号「令和」に何を感じ、どんな時代になることを願ったのでしょうか。「平成」の時は同じ漢字の地名で脚光を浴びた岐阜県関市の「平成（へなり）地区」は、改元で一躍注目を集め、「元号橋」や「平成自然公園」などの観光スポットも出来たようです。今思い起こせば「平成」という時代は、東西冷戦の終結、バブル崩壊、金融機関の破綻から始まり、阪神・淡路大震災、東日本大震災といった多くの災害が発生するなど、激動の時代でありました。個人的には「令和」という時代は、戦争や災害が起こらず、平穏な時代になって欲しいと願っています。

話は変わり、最近の医療分野に目を向けてみると、我国においてAI技術の進歩は目覚ましいものがあります。特に画像診断支援領域におけるAI開発は、国の政策に合致して強く推進されております。またAI技術は幅広い分野であり、医療関係職種 of 養成施設においてもAIを活用した教育の実施、医療従事者に対するリカレント教育の実施が目標として掲げられております。本学会も産官学とAI開発等の連携研究の強化を推進する必要がある、近々AIに関する専門委員会、または技術班の立ち上げなど、放射線技術学も更に発展するものと思います。

「令和」への改元と新しい時代の幕開けに際し、医療分野におけるAIやICTは今後さらにどのように進展し、どのような変革をもたらすか、それに伴い従来の医療の常識や我々の役割はどう変わっていくのか・・・医療現場のニーズを知り、既存の技術がこの課題をどう解決できるのかを考える一方で、規制や法令についても我々は対応を進めていく事が大切だと思います。最後に、これからも引き続き、核医学部会のご支援、ご協力を賜りますようお願い申し上げます。

## 2019 年度 核医学部会委員紹介



花岡宏平	小田桐逸人	甲谷理温	奥田光一	市川肇
横塚記代	櫻井実	飯森隆志	孫田恵一	宮司典明



### 部会長 飯森 隆志（千葉大学医学部附属病院）

この度、核医学部会の部会長を拝命いたしました。核医学部会は 1980 年に核医学分科会として発足し、初代分科会長の砂屋敷先生から前部会長の對間先生まで 40 年に渡り、国内における核医学技術の発展に多く寄与してきました。この歴史ある核医学部会をさらに発展させるために、これから力を尽くして参りますので、お力添えの程よろしくお願い致します。

近年、著しい生命科学の発展に伴い医療現場が直面する課題も変化する中で、より迅速な病期診断と早期治療の開始が望まれております。核医学領域においても優れた画像診断と効果的な治療を的確に進めていくために、より一層の学術的な研鑽が求められております。さらに診断に限らず、RI 内用療法や放射線管理についての見識も必要となってきたため、継続的な学術研究活動や核医学検査技術に関する啓発活

## お知らせ

動が重要となっていると思われます。

私たち核医学部会委員は核医学領域における学術活動を深化，発展させるために，学術的な視点を基盤に，未来へ向けた学際的研究推進を目的として，核医学検査技術のスキルアップおよび地域の活性化，核医学ならびに他モダリティとの連携の推進，さらに横断的研究や開発を志す人材を育成することを目指していきたいと思っております。

会員の皆様のために，これからも部会委員一丸となり，精一杯頑張っていきますので，引き続き核医学部会の活動にご理解とご協力の程よろしくお願い致します。



### 市川 肇（豊橋市民病院）

2015 年より部会委員を拝命し，三期目になりました．新体制になり，気を引き締めなおして迎える所存です．

私の勤務する施設では各技師が複数のモダリティを担当しており，私自身も現在，核医学以外に一般撮影，放射線治療を担当しております．核医学部会は私と同じようにローテーションで担当されている方からエキスパートの方まで幅広い層の会員で構成されております．微力ではありますが，可能な限り多くの会員の皆さんに満足していただける企画の立案に努めてまいります．

皆さんのお役に立てる核医学部会となりますよう今後一層のご協力を賜れば幸いです．



### 奥田 光一（金沢医科大学）

2017 年 5 月より核医学部会委員を拝命しております．主に教育研究を担当しています．

放射線技術学をはじめ，医学，薬学，看護学などの先生方と協力しながら，会員の皆様の研究および教育の側面からサポートさせて頂きます．

私は工学出身ですので，その立場から核医学の発展に貢献できることを考え，最近では学術班研究を通して，シミュレーション実験を推進するための基盤を整えております．今後ともご指導およびご協力を何卒宜しくお願い申し上げます．



### 小田桐 逸人（東北大学病院）

2017 年 5 月より核医学部会委員を拝命しております。技術研修会やセミナーの企画・開催やチューター養成プログラムを担当しております。

これまで開催した研修会やセミナーで使用したテキストやスライド資料は貴重な財産として受け継いでおります。これからは、この蓄積した資料などを生かし各支部で求められている内容での研修会やセミナーを開催していきたいと考えております。技師間のつながりを大切に、支部と連携しながら地域の活性化と、核医学技術の発展に力を注ぎたいと思います。至らないところもありますが何卒よろしくお願いいたします。



### 甲谷 理温（山口大学医学部附属病院）

2017 年 4 月から核医学部会委員を拝命し、主に部会誌の編集を担当しています。また、日本射線技術学会誌の編集委員も拝命しております。

中国の「史記」には「文事武備：文事と武芸の両方を備えることが大切である」と記されています。学会開催時に合わせて有志によるジョギングも企画していますので、楽しく文武両道を励んでまいりたいと思います。地方病院に勤務している私の責務の一つは、全国の隅々まで会員の声を拾い上げることであると思います。核医学部会に対する要望、ご意見などありましたら遠慮なく申し付けください。微力ながら核医学の発展に貢献できればと思います。

### 櫻井 実（日本医科大学健診医療センター）



本年度より核医学部会委員を拝命しました。

核医学検査は検査装置だけではなく、使用する放射性医薬品や解析ツールなど、非常に多くの技術が複合して成り立つ検査です。一見複雑そうに見えますが、原理を知れば非常に興味深く、また奥深いモダリティでもあります。今まで核医学に携わってきた自分の経験をもとに、核医学技術への興味が膨らむように、若手会員の育成と研究支援に努めたいと考えております。

飯森部会長のもと、微力ながら核医学の発展少しでも寄与できるように活動する所存ですので、今後とも会員の皆様のご指導とご協力をお願いいたします。



### 花岡 宏平（近畿大学高度先端総合医療センター）

2015 年 4 月より核医学部会委員を拝命致しました。

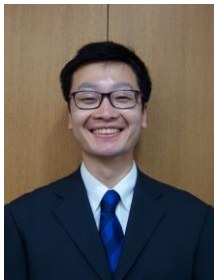
核医学部会では内用療法班を立ち上げ、国内外の最新情報を集約しながら内用療法における放射線技術学の役割について探求しているところです。また学会の国際化に併せた個人の国際化について皆様と自由に協議できればと思っております。会員の皆様方におかれましてはご支援とご協力を賜りたく、よろしくお願い致します。



### 孫田 恵一（北海道大学病院）

2019 年 4 月より核医学部会委員を拝命致しました。

2002 年より北大病院にて長らく核医学検査を担当し、主に PET を使用した診療業務を行ってきました。部会委員を仰せつかって間もないということで右も左もわからない状態ですが、これまで自分が得た経験と知識を皆様に可能な限り還元すべく努力していく所存であります。また、過去に 1 年ほどヨーロッパへの留学経験があります。この留学で学んだ知識や経験も合わせて皆様にお伝えする機会があればと考えています。今後共、ご指導とご協力のほどよろしくお願い致します。



### 宮司 典明（公益財団法人がん研究会有明病院）

2019 年 4 月より核医学部会委員を拝命致しました。主に部会ホームページ・広報を担当させていただきます。私自身の経歴を少しばかりお話させていただきますが、現職で勤務する前は理化学機器メーカーの営業畑で 2 年間過ごしておりました。そこでは要求に対する素早いレスポンスが顧客満足度に直結することを身を以て体験し、相手（顧客）の立場・視点に立って物事を考えることが何

より大事なことだと経験しました。診療放射線技師となった現在もこの培った経験を礎にして、日々診療業務に従事しております。核医学部会員の皆様においては、核医学技術学のさらなる探求、他施設との情報共有や自施設の核医学検査の向上、核医学研究の助力を得るなど様々な理由で入会され、核医学部会の役割に期待を持たれているかと思います。私なりに今まで培った経験を活かし、部会員皆様の目線で多くの声を反映し、迅速なフィードバックができるよう経験豊富な委員の方々と一丸となって満足度の高い企画や情報を発信していきたいと思います。若輩者ではございますが、これからの核医学検査技術学の発展に微力ながら尽力していきますので、どうぞよろしくお願い致します。



**横塚 記代 （帝京大学）**

2016年7月より核医学部会委員を拝命いたしました。主に広報と略語集改訂を担当しております。

核医学部会では、他の部会よりいち早く、学会公式として初となる核医学部会の Facebook を開設しました。時代の進化とともに、常に新しく有益なものを発信し続けていきたいと思っております。

そのためにも、皆様のご意見やご要望などを気軽にお話しいただける、いつも皆様の隣にいるような核医学部会委員を目指しております。

また、女性の核医学従事者や研究者も参加しやすい環境や企画作りにも積極的に取り組み、老若男女問わず、皆さまとともに核医学部会を盛り上げていきたいと思っております。このような機会をいただけたこと、更に核医学部会を通じて多くの人とのご縁をいただけたことに感謝し、少しでも皆さまのお役に立てるよう、微力ではございますが精一杯努めさせていただきます。

## 核医学部会 入会のご案内

核医学部会会長 飯森 隆志(千葉大学医学部附属病院)

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立てるような企画、運営を目指して活動しております。

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>

## 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)  
(ファントムを使った実験、画像処理、評価の実践)

## お知らせ

- 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）
- 核医学チュータ養成講座
- 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）

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紹介

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%20\\_2010624](http://nm.jsrt.or.jp/db/ronbun_DB_ver4%20_2010624)

現在、厳選した 200 編程の論文を掲載しております。初学者から熟練者まで，会員の皆様の研究活動の一助になれば幸いです。

## 第 24 回核医学技術研修会－SPECT を定量する！－

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，九州支部

第 24 回核医学技術研修会は、「九州の地で骨・脳血流 SPECT の定量についてファントム実験から画像解析まで！」をテーマに開催します。骨シンチ評価用（SIMM 型）およびホフマンの 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 SPECT の定量について興味をお持ちの方までどなたでも参加可能です。

第 24 回核医学技術研修会は九州支部および久留米大学病院のご協力のもと福岡県久留米市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。

日時：2019 年 11 月 23 日（土・祝）9：00 ～18：00

24 日（日） 9：00 ～16：00

会場：久留米大学病院 〒830-0011 福岡県久留米市旭町 67

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しますので  
ご承知ください。）

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

内容：講義「骨領域の定量」（仮） 国際医療福祉大学 三輪建太  
講義「脳領域の定量」（仮） 日本メジフィジックス株式会社 成田篤  
講義「その他の定量」（仮） 山口大学医学部附属病院 甲谷理温  
実験・解析「骨を対象：骨シンチ評価用 SIMM 型ファントム実験」  
実験・解析「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

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。

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  
してください。

申込期間：2019 年 9 月 1 日（日）正午 ～ 10 月 31 日（木）正午

## お知らせ

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．

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](mailto: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．

＊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はこちらです．

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

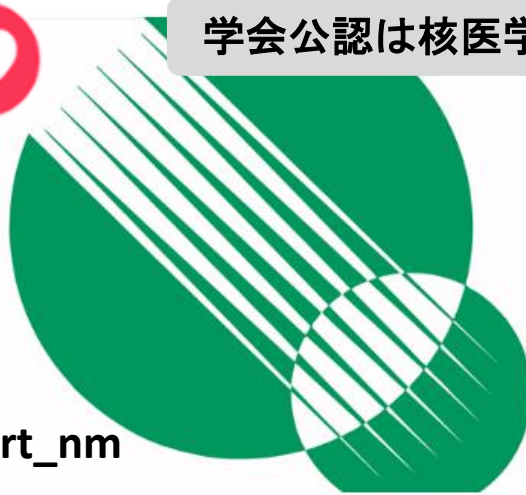
# JSRT核医学部会Facebook



JSRT 核医学部会



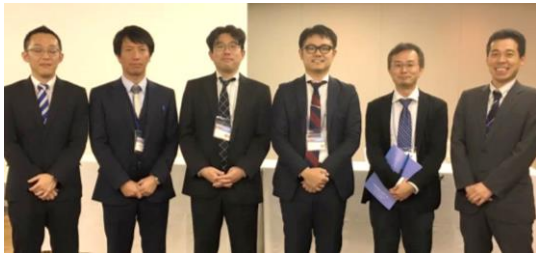
学会公認は核医学部会が**初**!!



JAPANESE  
SOCIETY  
OF  
RADIOLOGICAL  
TECHNOLOGY

核医学部会  
NUCLEAR MEDICINE

@jsrt\_nm



楽しい楽しい『核医学の繋がり』＼(^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



## 脳血流統計学的画像解析における技術的研究の変遷

島根大学医学部放射線医学講座

山本泰司・北垣 一

## 【概要】

3D-SSP や eZIS に代表される統計学的画像解析が臨床現場に登場したのが 2000 年頃であり、18 年以上が経過した。これら解析ソフトは、登場当初から核医学検査に携わる診療放射線技師により解析が行われた関係から多くの技術的研究が報告されてきた。これら報告の成果もあり信頼できる解析データを診療科へ提供できていると確信している。近年では Deep Learning の研究も急速に進み、脳血流分野の解析も変化していくことが予測される。そこで、次の研究ステージに進むためにも、これまで携わってきた統計学的画像解析分野の研究の変遷について改めてまとめ、報告した。

## 【脳血流画像を再考すべき絶好のタイミング】

Deep Learning は本学会でも多くの演題発表があり、ハンズオンセミナーをはじめ多くの企画で衆目を集めていた。図 1 に示す統計解析画像のパターン認識で検討を進めるなかで感じたことがある。図 2 には学習させたデータを元に臨床データ

を解析し放射線レポートや神経内科医の診断結果を正解とした場合のマトリクスを示す。これらの正答率は画像再構成方法や学習データの作り方でも大きく異なり、解析法を理解し、偽信号が判別できる核医学検査に精通した診療放射線技師が取り組むべき最適な研究領域であると

感じた。そこで、統計解析を含めた脳血流画像（核医学検査）の特徴が理解できる自らの研究を振り返る。

今だから、脳画像再考に意味がある！

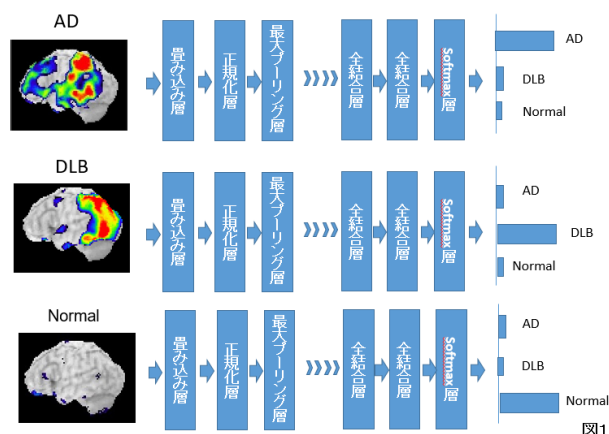


図1

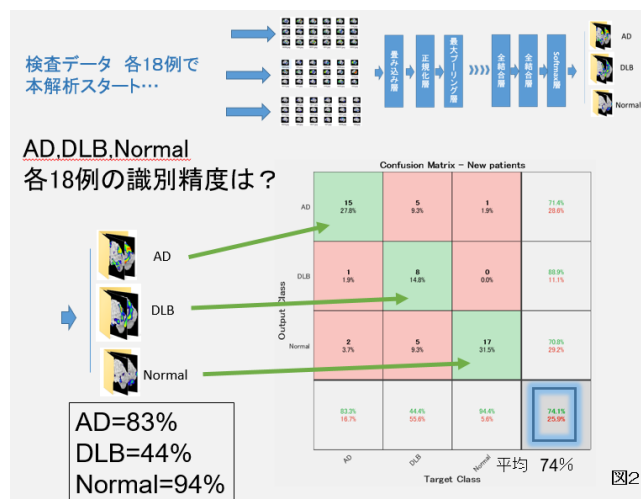


図2

## 【統計学的画像解析を理解する】

核医学の臨床現場で用いられる統計解析には easy Z-score Imaging System(eZIS) と three-dimensional stereotactic surface projections (3D-SSP) があり、両解析法はその解析法の

違いから同じデータでも異なる Z-score map が描出される。まず、最もおおきな違いが解剖学的標準化の部分であり重要で難解な処理過程となる。図 3 に示すように eZIS の解剖学的標準化は、X,Y,Z 方向の回転、平行移動、拡大・縮小、狭義の Affine 変換の線形変換後、曲面的な移動である非線形変換を行い細かな微調整を繰り返しテンプレートにより近い形に合わせていく。非線形変換はテンプレートと標準化処理された画像間で対応する各ボクセルの信号強度の差が評価式 (Bending Energy) で最小と判断された時、変換終了となる。図 4 に示す iSSP の解剖学的標準化は SPECT 画像の正中矢状断面から前頭極、脳梁前部下端、視床下部、後頭極の基準点を検索し傾きの補正をしながらテンプレートの AC-PC ラインに合わせる。次に大きさの補正 (Zoom) を行った後に非線形変換を行うが eZIS の非線形変換とは手法が大きく異なり画像上にランドマークを決定し神経繊維の走行に沿った変形処理が行なわれる。ここで、SPECT 画像から線形、非線形変換の細かな変化を観察するには不向きと考え、高分解能である MRI 画像を用いて視覚的に観察を試みた。図 3 下段は、original 画像 ( $^{99m}\text{Tc}$ -ECD SPECT) と同一被検者の 3D MRI T1 画像の座標合わせ (Co-registration) 後、SPECT 元画像に線形変換、非線形変換を加えた際の標準化パラメータ (座標変換ファイル) を作成し、このファイルを用いて同一被検者の 3D MRI T1 画像を線形、線形+非線形した画像である。線形変換では形態上の左右差が残っているが、非線形変換を加えることで左右差はなくなりテンプレートの形により近づい

た画像であることがわかる。図 4 下段から、iSSP では線形変換の MRI 画像の出力ができなかったが eZIS 同様に非線形変換を加えることで左右差のない画像に変化している。両解析法での解剖学的標準化手法が異なることにより、標準化画像が大きく異なることが分かる。

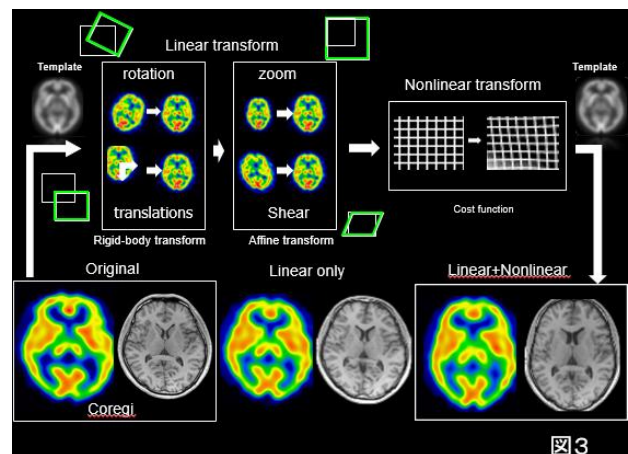


図3

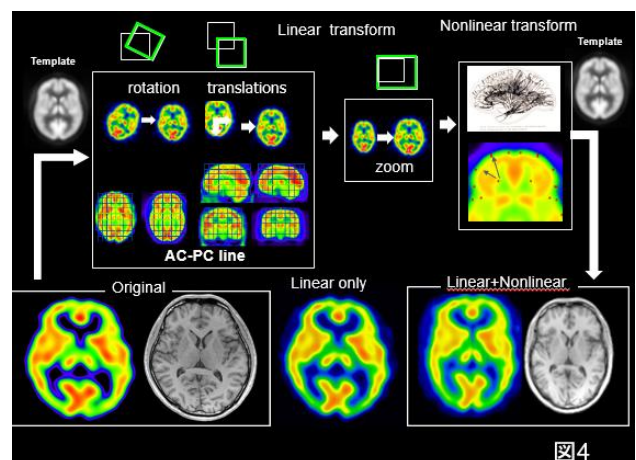
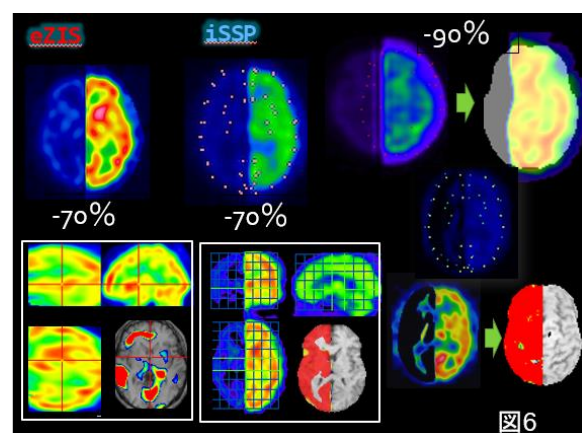
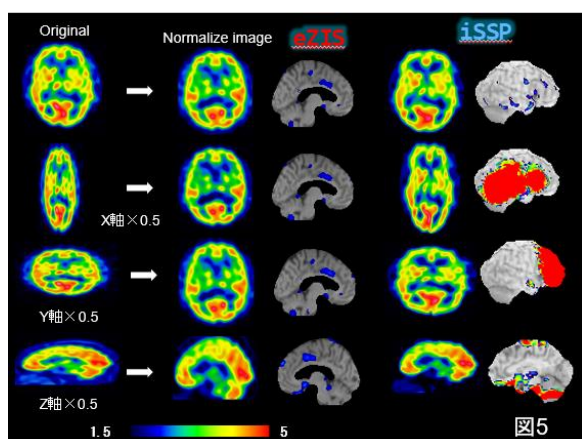


図4

#### 【解剖学的標準化の特徴】

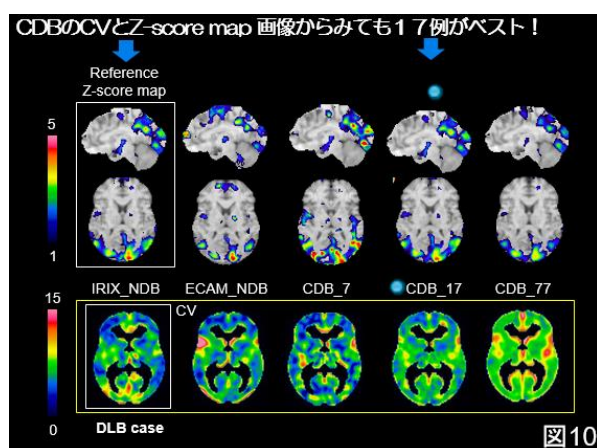
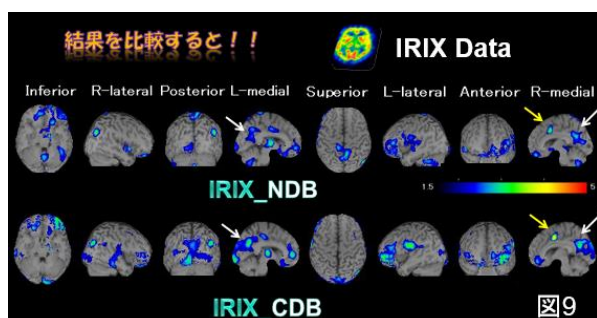
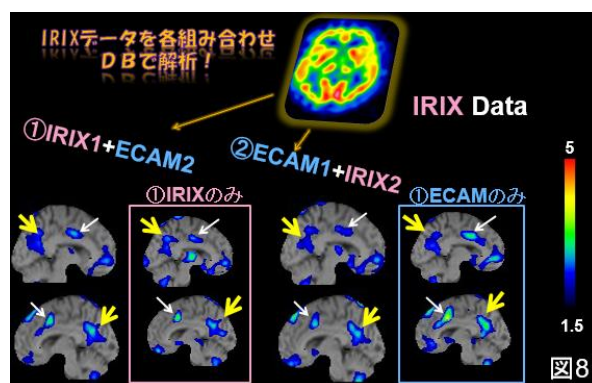
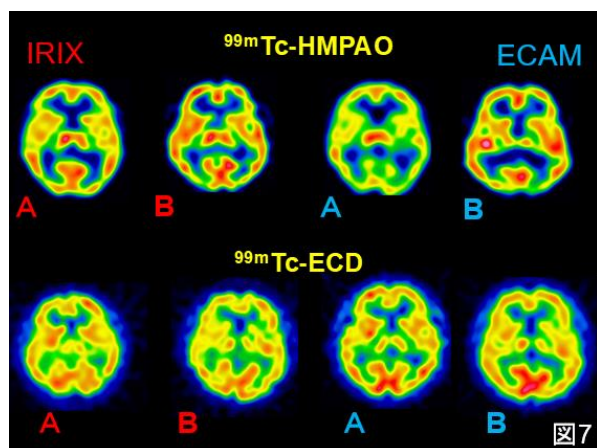
健常者  $^{99m}\text{Tc}$ -ECD (ECD) の画像を用いマトリクスサイズ、ピクセルサイズはそのままで X,Y,Z 軸方向の大きさが半分になるような変形を加えた画像を作成し両解析法にて処理を行った。次に、同じ画像の半球のカウントを 20~100% 低下させた画像を両解析ソフトで処理を行っ

た結果を示す. 図 5 から X, Y, Z 方向に変形を加えた画像は eZIS 解析では正常に標準化が行われ Z-score map もリファレンスと差異無く表示されているが, iSSP では標準化が上手く行われず結果として Z-score map で偽信号を生じた. また, 図 6 から大脳半球を 70%までカウント低下させた欠損画像の eZIS 解析では標準化できなかったが iSSP では可能であった. しかし, 欠損を 90%まで大きくすると標準化できないが, 頭皮カウントを残しランドマークの位置が決定できれば標準化は可能である. これらの標準化の特徴を知ることは偽信号の判別も可能となり, 診療科へ精度の高い情報提供が可能となる<sup>1)</sup>.



### 【ノーマルデータベース (NDB)】

図 7 は IRIX と ECAM で収集した健常者 A,B で基礎実験から同じ分解能が得られる画像再構成条件で画像を作成している.  $^{99m}\text{Tc}$ -HMPAO, ECD とともに同一患者であっても画像が異なることがわかる. 図 8 は,  $^{99m}\text{Tc}$ -ECD 同一健常者 36 名を IRIX と ECAM で収集し, 各装置 18 例×2 グループに分け, 同一健常者群 18 例を装置間に入れ替えて作成したデータベース, IRIX+ECAM, ECAM+IRIX と単独装置でのデータベース IRIX のみ, ECAM のみでの解析結果を比較した結果である. 各 Z-score map すべてで後部帯状回, 楔前部の信号は描出されているが, 装置が混在するとそれぞれの NDB の特徴を半分ずつ捉えたような画像に変化している. 図 9 上段は自施設で構築した NDB を用いて解析した, リファレンスの Z-score map, 下段は臨床患者 120 名の中から全脳 Z-score の小さな症例を集め,  $^{99m}\text{Tc}$ -ECD NDB と同じ N 数で作成したコントロールデータベース (CBD) での解析結果を示す. Z-score も大きくなり臨床的判断を抜きに評価すれば使用可能であることがわかる. 図 10 は, 同じ検討を  $^{99m}\text{Tc}$ -HMPAO 77 例を用い, 全脳 Z-score が大きな画像から 5 例ずつ減らし, 島根大学  $^{99m}\text{Tc}$ -HMPAO NDB と同じ平均値, 変動係数になる N 数を算出し最適 CBD を検討した結果である. 17 例が平均値, 変動係数ともに NDB と同一であり, 画像からも最適と判断できる.



### 【装置間差補正】

脳血流画像には少なからず装置間に差を生じる．eZIS では，装置間差を

Hoffman ファントムを用いて補正し，NDB の共有を推奨している．しかし，Hoffman ファントムには骨構造がないことから他に適した補正法がないかを検討した<sup>2)</sup>．用いたのは骨構造のある 3D-Brain ファントム，シンプルな Pool ファントム，IRIX と ECAM の NDB で作成した Normal SPECT である（図 11）．それぞれの補正法で 2 台の装置の有意差画像（一方装置の減弱補正を施さず大きな有意差画像作成：ECAM IRIX AC-）が各補正処理で解消されるかを示したのが図 12 である．有意差が小さくなり補正効果が証明できるのは実際の脳 SPECT 画像で補正した Normal SPECT 群のみであった．以上からファントムを用いた装置間差には限界があることがわかる．

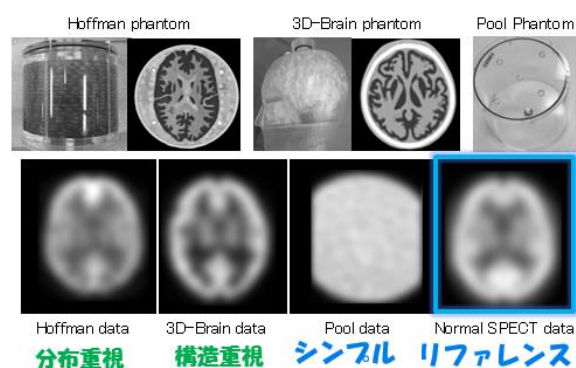


図 11

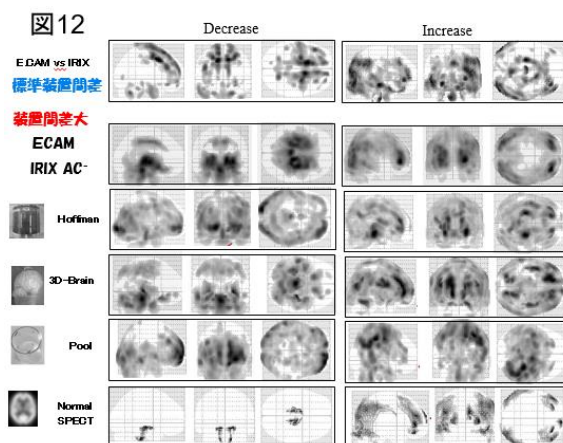
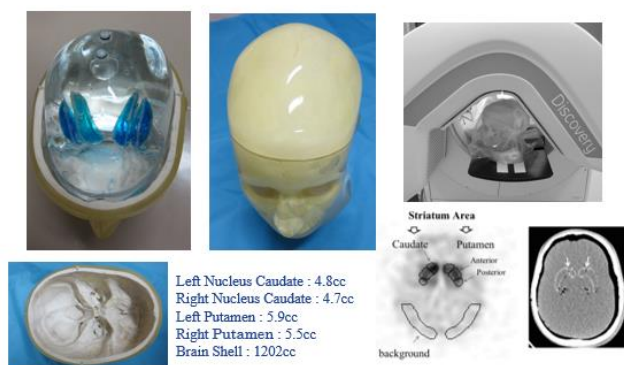


図 12

# 【他の研究への取り組み】

図 13 は Dat スキャンを半導体カメラで撮像を試みた研究の概要を示します。検査時間が 5 分と短く認知症患者へ優しい検査が可能となると考え研究を始めました。図 14 から他の Anger 型カメラより線条体領域のコントラスト，分解能ともに高く，図 15 から定量値も真値の 7.0 に最も近いことからその有用性は証明できたものの，実際の臨床では位置決めの問題等があり，エビデンスが得られない可能性も高くルーチン使用には至らなかったが半導体カメラの将来性を大きく感じた<sup>3)</sup>。

ダットスキャン ⇨ 検査時間5分:半導体SPECTの可能性を広げる！

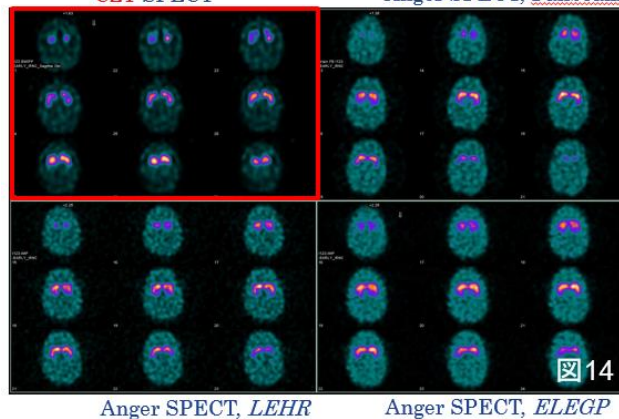


Anthropomorphic Striatal Phantom 図13

## 【PhantomのSPECT画像】

CZT SPECT

Anger SPECT, *Fanbeam*



Anger SPECT, *LEHR*

Anger SPECT, *ELEGP*

図14

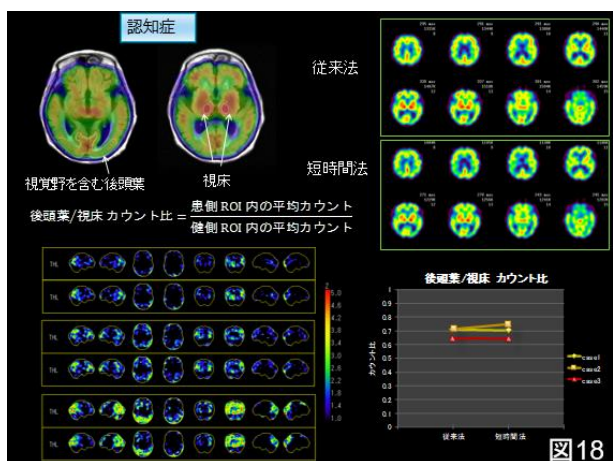
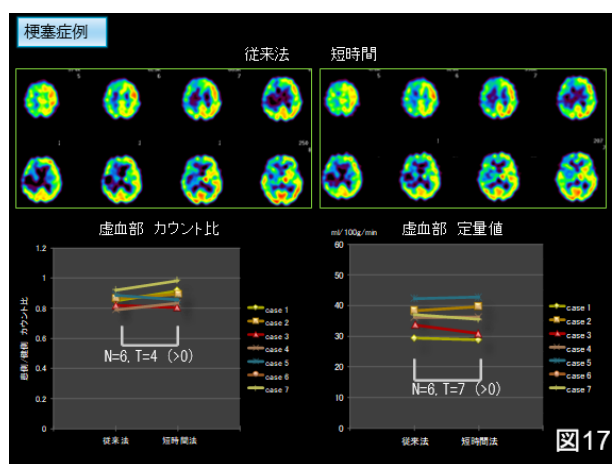
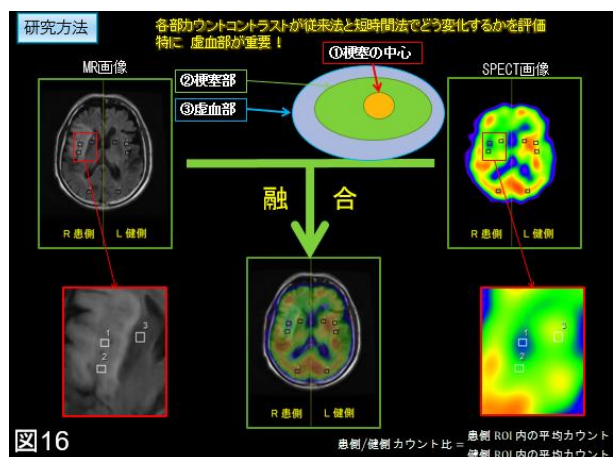
	Striatum		Caudate		Anterior Putamen		Posterior Putamen		Caudate/Posterior Putamen	
	Right	Left	Right	Left	Right	Left	Right	Left	Right	Left
<b>CZT</b>	<b>6.36</b>	<b>5.82</b>	<b>7.01</b>	<b>6.78</b>	<b>6.18</b>	<b>5.62</b>	<b>5.36</b>	<b>4.46</b>	<b>1.31</b>	<b>1.52</b>
FB	2.68	2.55	3.09	2.98	2.6	2.57	1.85	1.67	1.67	1.78
LEHR	2.48	2.35	2.94	2.51	2.34	2.47	1.79	1.75	1.64	1.53
ELEGP	2.23	2.32	2.48	2.48	2.33	2.48	1.33	1.59	1.86	1.56

図15

## 【非採血定量法での短時間検査法の検討】

Graph Plot 法では  $^{123}\text{I}$ -IMP 静注から SPECT 開始までの待ち時間が 25 分あり，この時間を収集に充て短時間で検査を終了する手技についてその妥当性を検証した。図 16 では検証の考え方を示すが，片側性の脳梗塞 6 例を MRI の画像から梗塞のコア，梗塞部，虚血部と対側正常部に ROI をとり，そのカウント比と定量値が短時間法にすることにより変化するかを検討した。図 17 から，短時間法が総カウントでは低下するが，読影に影響を与えるレベルでなく，カウントの比と定量値の変化でも有意差は無い結果となった。図 18 は認知症での検証方法と結果を示す。レビー小体型認知症では比較的血流が保たれる視床と後頭葉のカウント比の変化，統計解析の結果から検証した。梗塞症例と同じく臨床に影響を与える変化はなく，患者への時間的侵襲を減らすべく短時間法をルーチンとして採用している<sup>4)</sup>。

ここまで述べた研究は，診療科へ提供する画像精度をあげるための様々な取り組みであり我々，診療放射線技師の重要な役割の一つでもある。信頼できる脳血流画像を提供できていますか？ 今こそ脳血流画像を再考してください。



## 参考文献

1. 山本泰司. 脳血流 SPECT における統計学的画像解析法 eZIS と iSSP の処理の違いと注意点. 日本核医学技術学会誌 67(6),718-727 : 2011.
2. Yamamoto Y, Onoguchi M, Kawakami K, Haramoto M, Wake R, Kitagaki H, et al. Evaluation of the difference-correction effect of the gamma camera systems used by easy Z-score Imaging System (eZIS) analysis. Ann Nucl Med. 2014 Apr;28(3):263-75.
3. Yamamoto Y, Nishiyama Y, Haramoto M, Sota T, Miyai M, Kitagaki H et al. A Cadmium-zinc-telluride Semiconductor Camera Improved the Quantification of Striatal Tracer Uptake in Single-Photon Emission Computed Tomography With 123I-ioflupane. Shimane Journal of Medical Science. 2017.
4. Yamamoto Y, Onoguchi M, Wada A, Sarada K, Haramoto M, Komatsu A, et al. [Evaluation of shortened protocol of graph plot method with 123I-IMP]. Nihon Hoshasen Gijutsu Gakkai Zasshi. 2011;67(5):524-33.

## 脳 PET 定量について

### Quantitative Brain PET: from Acquisition to Image Analysis

秋田県立循環器・脳脊髄センター 茨木 正信

はじめに

PET では、様々な脳機能、病態が定量的な指標で評価可能である。 $^{15}\text{O}$  標識ガス（および水）や  $^{18}\text{F}$ -FDG による循環・代謝から、アミロイド/タウ集積の評価にまで及ぶ。PET 定量の前提として、吸収・散乱同時計数補正や画像再構成が適切に行われる必要がある。PET 定量の誤差要因として部分容積効果（partial volume effect; PVE）が知られ、大脳皮質のような小構造での集積評価で影響が大きい。

本稿では、これら脳 PET 定量の話題について最新研究のレビューを交え、 $^{15}\text{O}$  PET を題材に議論する。 $^{15}\text{O}$  PET では、脳血流量（CBF）、脳血液量（CBV）、酸素摂取率（OEF）、脳酸素消費量（ $\text{CMRO}_2$ ）の各脳循環パラメータが取得可能である（図 1）。最後に他モダリティとの対比を通し、定量 PET の強みを再確認したい。

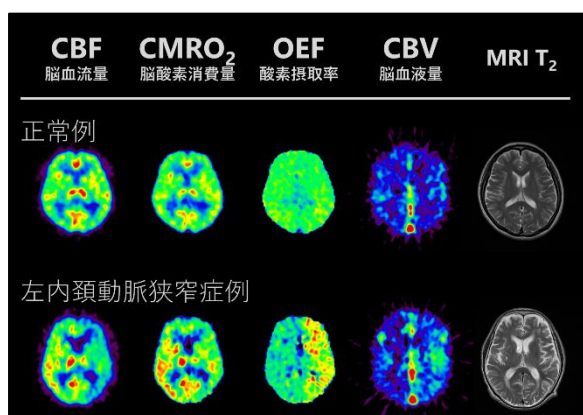


図 1  $^{15}\text{O}$  PET による脳循環酸素代謝検査例：  
正常例および左内頸動脈狭窄症例

#### 1. PET 計測における定量性

PET 定量の前提は、放射能濃度画像化（ $\text{Bq/mL}$ ）の妥当性であり、吸収補正、散乱補正を含む各種処理の精度が重要である。PET/CT 装置での吸収補正は、CT 画像から吸収マップを推定する手法が確立した一方、近年登場した PET/MR 装置では、MR 画像から吸収マップを如何に生成するかが研究テーマとなった。吸収マップ生成法を網羅的に検討した報告によると、各種提案法により現状装置法（Dixon, UTE 等）を上回る精度が得られ<sup>1)</sup>、今後の実装が待たれる。

散乱同時計数は、測定放射能分布の低周波成分を増加させ、散乱補正はこれを除去する働きをする。散乱成分推定に誤差がある場合、再構成画像にはコントラストの変化となって現れる。例えば、散乱成分を過小評価すると、低コントラストの画像が生成される（図 2）。

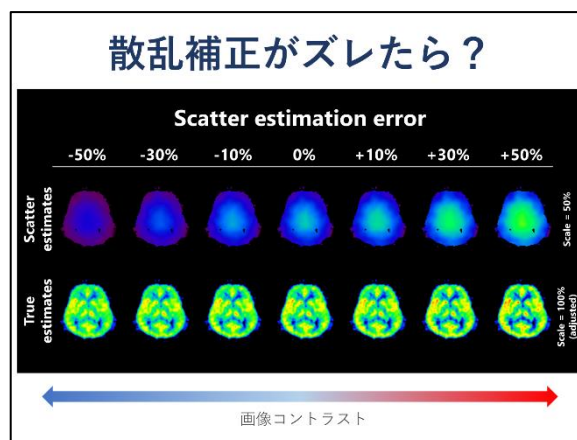


図 2 散乱補正効果のシミュレーション

散乱補正の重要性は、多リング間での同時計数を行う 3D 収集でより大きい (2D 収集に比して). 筆者所属施設では、2D 収集装置 (HEADTOME-V) から 3D 収集装置 (Eminence-G) への移行に伴い、 $^{15}\text{O}$  PET における定量性評価を目的に、同一被検者 (健康人) に対する直接比較を行っている<sup>2)</sup>. 3D 収集装置の散乱補正法は、2 つのエネルギーウィンドウ収集データを用いる hybrid dual-energy window (HDE) 法である. 図 3 に各被検者平均マップ、図 4 に CBF の関心領域 (ROI) 解析結果を示した. 3D 収集装置では散乱補正を行った場合に、2D 収集装置と同等の画像コントラスト、定量値が得られる. 3D 収集装置での散乱補正の重要性を示す一例である.

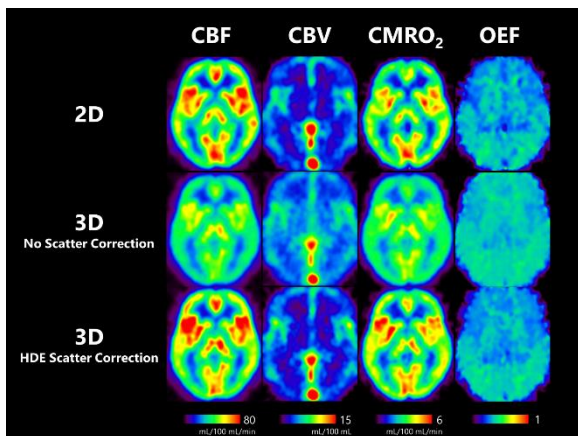


図 3 脳循環酸素代謝マップ (被検者平均;  $n=8$ )

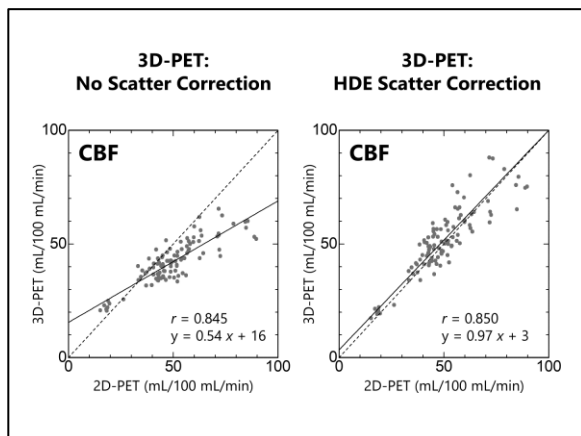


図 4 CBF の相関プロット: 2D 装置 vs 3D 装置

現在の散乱補正法のスタンダードは、single scatter simulation (SSS) 法であり、各社 PET 装置で実装されている. 吸収マップを散乱体分布、エミッション画像 (散乱補正前) を放射能分布初期値とし、一回散乱による同時計数分布を推定する. 実装では、推定散乱成分は被写体外の裾部分 (tail part) で実測データにスケールングされる. このスケールング処理が、 $^{15}\text{O}$  ガス吸入と同時に PET スキャンを行う場合に画像アーチファクトの原因となることが明確に示され、スケールング処理をしない方がより妥当であると指摘された (吸入マスクがガントリ視野内に収まる条件で)<sup>3)</sup>.  $^{15}\text{O}$  PET におけるアーチファクトの問題は、SSS を用いる各社 PET 装置で生じ、その解決策を含め検討されている<sup>4,5)</sup>.

## 2. 画像処理の話題

点広がり関数 (point spread function; PSF) 組み込み画像再構成は、各 PET 装置で近年利用可能となり、FDG 腫瘍イメージング等における小病変検出能に威力を発揮しているが、脳 PET 定量での価値は明確でないのが現状である. PSF 画

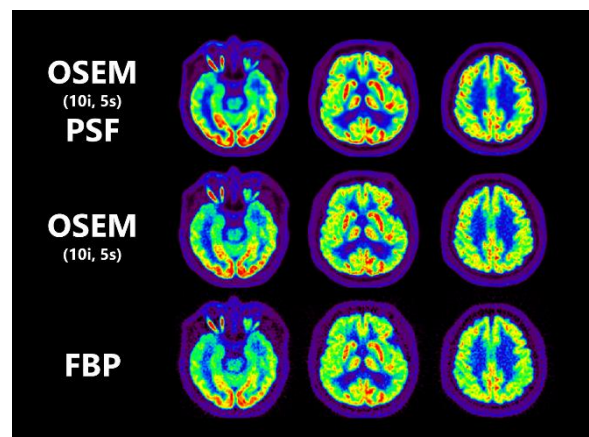


図 5 脳 FDG 画像: OSEM+PSF, OSEM(no PSF), FBP の比較

像再構成ではエッジアーチファクトが生じることが指摘され<sup>6)</sup>，大脳皮質集積評価等に注意を要すると思われる．脳 FDG 画像例 (Biograph Vision) を図 5 に示すが，脳表側で集積が強く出現する部位が見られる．PSF 再構成の価値をどう評価すべきか，今後の検討が待たれる．

最近の話題として，画像ベース入力関数 (image-derived input function; IDIF) がある．PET 定量解析に必要な入力関数を，非採血的に再構成画像から取得する試みである．これまで精力的に研究されてきたが，最新装置における軸方向視野 (axial FOV) 拡大 (~25 cm)，再構成画像の画質向上 (PSF および time-of-flight 再構成) 等により，臨床利用が現実化しつつある．PET/MRI 装置での  $^{15}\text{O}$  PET への応用も報告されている<sup>7,8)</sup>．

本節最後に，PVE を取り上げる．PET で大脳皮質 CBF を測定すると，大幅な過小評価となる．大脳皮質厚さ (~4 mm) に対し，実効的空間分解能 (再構成画像における) が十分でないためである．MR 画像 (T1 強調像のセグメンテーション処理) ベース PVE 補正法 (PVE correction; PVC) が長らく研究されてきたが (図 6)，近年の FreeSurfer 等のツール普及により再び注目を集めている<sup>9,10)</sup>．

MR 画像ベース PVC の  $^{15}\text{O}$  PET への適用例を，図 7 に示した．2 種の PVC 法，1) ROI ベース法 (geometric transfer matrix; GTM)，2) voxel ベース法 (region-based voxel-wise method; RBV) で処理した．健常人 (17 例) に対する解析では，大脳皮質 CBF 値は PVC により 2 倍程度高値となる (図 8)．この値は，古典的に知られてきた値，動態解析ベース PVC による値と同等であり<sup>11)</sup>，

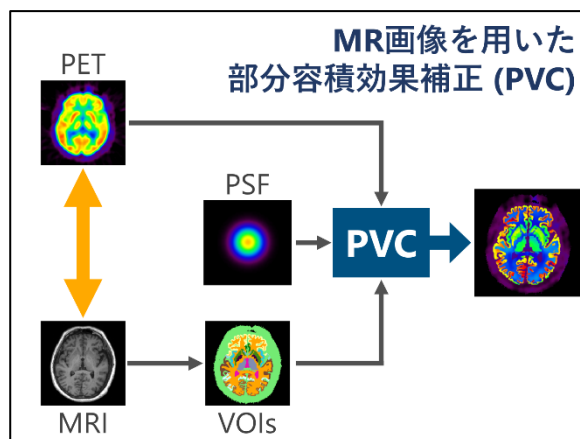


図 6 MR 画像を用いた PVE 補正法 (PVC)

MR 画像ベース PVC の一定の妥当性を示すと考える．しかしながら，放射能分布と MR 画像 (T1 強調像セグメンテーション結果として) の対応が乏しい場合，明らかに問題が生じる．例えば，血管床を表す CBV マップ ( $\text{C}^{15}\text{O}$  測定) に対しては，妥当と思われる結果は得られていない (図 7)．加えて，PET - MR 画像の位置ずれの影響等，さらなる技術的検討が必要である．PSF 画像再構成も一種の PVC であり，比較を含めた PVC の意義再検討が望ましい．

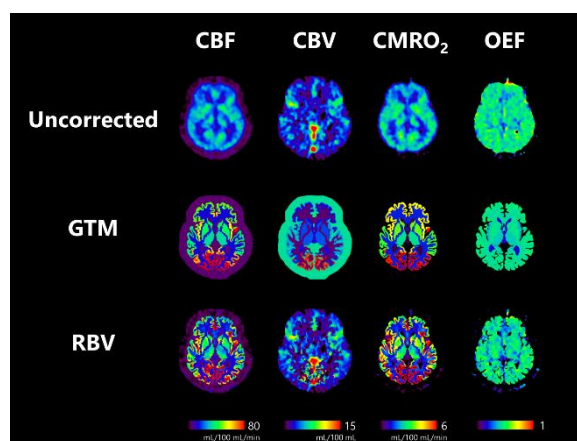


図 7  $^{15}\text{O}$  PET 画像に対する PVC (健常人)；測定は Eminence-G (島津社製)，FBP 画像再構成後に半値幅 6mm Gaussian フィルターを適用

CBF (mL/100 mL/min)	Unc	GTM	RBV
Whole-brain	33.9	48.2	50.1
<b>Cerebral Cortex</b>	<b>35.3</b>	<b>77.5</b>	<b>81.5</b>
White-matter	30.6	20.5	20.5

分配係数;  $p = 1.03$  (mL/mL) [Herscovitch, JCBFM 1985]

図 8  $^{15}\text{O}$  PET による CBF 定量値の ROI 解析結果  
(健常人 17 名の平均値)

### 3. PET の強みを再確認する

$^{15}\text{O}$  PET が脳循環測定のスランダードとして受け入れられる一方、他モダリティによる評価法も研究されてきた。近年普及した動脈血スピンラベル (arterial spin labeling; ASL) MR 法との対比を通し、PET の強みを再確認する。

現在の標準的な pseudo-continuous ASL (pCASL) 測定では<sup>12)</sup>、少なくとも健常人に対しては、核医学イメージングと同程度の画質が得られるが、その CBF 計算では被験者依存パラメータが固定されるのが現状である (図 9)。血液ラベル減衰補正に必要な血液  $T_1$  値は、ヘマトクリット値に強く依存し、また内頸動脈における血液ラベル効率も血流速度、血管配置に依存し、推定 CBF 誤差要因となる<sup>13)</sup>。半減期が正確に既知、すべての供給血管 (動脈) での放射能濃度が同一ということが保証された PET を含む核医学イメージングの強みが理解される。

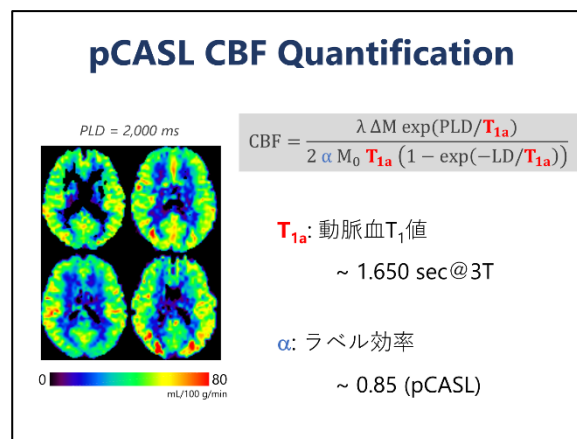


図 9 ASL による CBF 測定例 (健常人 4 例) と CBF 定量計算式

### まとめ

脳 PET 定量は、吸収・散乱補正、画像再構成等が妥当に行われてはじめて可能となる。PSF 再構成、IDIF、PVC 等の画像処理研究が進んでいる。核医学での「当たり前」の前提は、他モダリティにはない PET 定量の強みとも言える。本稿が今後の研究に寄与すれば幸いである。

### 参考文献

- 1) Ladefoged CN, Law I, Anazodo U, et al. A multi-centre evaluation of eleven clinically feasible brain PET/MRI attenuation correction techniques using a large cohort of patients. Neuroimage 2017; 147: 346-359.
- 2) Ibaraki M, Miura S, Shimosegawa E, et al. Quantification of cerebral blood flow and oxygen metabolism with 3-dimensional PET and  $^{15}\text{O}$ : validation by comparison with 2-dimensional PET. J Nucl Med 2008; 49(1): 50-59.
- 3) Hori Y, Hirano Y, Koshino K, et al. Validity of using a 3-dimensional

- PET scanner during inhalation of (15)O-labeled oxygen for quantitative assessment of regional metabolic rate of oxygen in man. *Phys Med Biol* 2014; 59(18): 5593-5609.
- 4) Magota K., Shiga T, Asano Y, et al. Scatter Correction with Combined Single-Scatter Simulation and Monte Carlo Simulation Scaling Improved the Visual Artifacts and Quantification in 3-Dimensional Brain PET/CT Imaging with (15)O-Gas Inhalation. *J Nucl Med* 2017; 58(12): 2020-2025.
  - 5) Wagatsuma K., Oda K, Miwa K, et al. Effects of a novel tungsten-impregnated rubber neck shield on the quality of cerebral images acquired using (15)O-labeled gas. *Radiol Phys Technol* 2017; 10(4): 422-430.
  - 6) Tong S, Alessio AM, Thielemans K, et al. Properties and Mitigation of Edge Artifacts in PSF-Based PET Reconstruction. *IEEE Transactions on Nuclear Science* 2011; 58(5): 2264-2275.
  - 7) Okazawa H, Higashino Y, Tsujikawa T, et al. Noninvasive method for measurement of cerebral blood flow using O-15 water PET/MRI with ASL correlation. *European Journal of Radiology* 2018; 105, 102-109.
  - 8) Khalighi MM, Deller TW, Fan AP, et al. Image-derived input function estimation on a TOF-enabled PET/MR for cerebral blood flow mapping. *J Cereb Blood Flow Metab* 2018; 38(1): 126-135.
  - 9) Erlandsson K, Dickson J, Arridge S, et al. MR Imaging-Guided Partial Volume Correction of PET Data in PET/MR Imaging. *PET Clin* 2016; 11(2): 161-77.
  - 10) Shidahara M, Thomas BA, Okamura N, et al. A comparison of five partial volume correction methods for Tau and Amyloid PET imaging with [18F]THK5351 and [11C]PIB. *Ann Nucl Med* 2017; 31(7): 563-569.
  - 11) Iida H, Law I, Pakkenberg B, et al. Quantitation of regional cerebral blood flow corrected for partial volume effect using O-15 water and PET: I. Theory, error analysis, and stereologic comparison. *J Cereb Blood Flow Metab* 2000; 20(8): 1237-51.
  - 12) Alsop DC, Detre JA, Golay X, et al. Recommended implementation of arterial spin-labeled perfusion MRI for clinical applications: A consensus of the ISMRM perfusion study group and the European consortium for ASL in dementia. *Magn Reson Med* 2015; 73(1): 102-16.
  - 13) van Osch MJ, Teeuwisse WM, Chen Z, et al. Advances in arterial spin labelling MRI methods for measuring perfusion and collateral flow. *J Cereb Blood Flow Metab* 2018; 38(9): 1461-1480.

## 核医学領域における被ばく管理の動向

国際医療福祉大学成田病院 五十嵐隆元

### 1. はじめに

来年度から医療放射線の被ばく管理に関連し大きな改正・改訂が続く。核医学分野においても少なからず影響があるものばかりであるとともに、その対応には今から周到な情報収集や準備が必要と思われる。

### 2. 診断参考レベル

2020 年の改訂を目指しており、JRC2020 会期中に開催される J-RIME 第 12 回総会において、DRLs 2020（案）の承認を目指して、核医学、CT、IVR、一般撮影、マンモ、診断透視、歯科の 7 つのチームが準備を進めている。その後加盟学協会の承認を経てリリースされる。前回の DRLs2015 との間（2017 年）に ICRP より Publication135: Diagnostic Reference Levels in Medical Imaging が出版され、DRL の考え方や設定の仕方に新たなガイドがあった。これらの内容も一部取り入れている。

### 3. 医療法施行規則

（2020 年 4 月 1 日施行）

第 1 条の 11 の管理者が確保すべき安全管理の体制として、従来の院内感染対策、医薬品の安全管理、医療機器の安全管理等と並び、医療放射線の安全管理が加えられることになった。ここでは、安全管理責任者の配置、

安全管理のための指針の策定、職員研修の実施、線量の管理と記録等が義務付けられることになった。

### 4. 電離放射線障害防止規則

（2021 年 4 月 1 日施行予定）

水晶体の白内障に関するしきい線量の引き下げと水晶体の線量限度引き下げに対する ICRP の声明等を受け、放射線審議会や厚労省でこれらの法令取入れが検討されている。現時点では、新たな水晶体等価線量限度（水晶体の等価線量限度を 5 年間の平均で 20mSv/年かついずれの 1 年においても 50mSv を超えないこと）が取り入れられ、「5 年間の平均で 20mSv/年」の起算点を実効線量の 5 年と合わせるため、2021 年 4 月の施行が予想されている。

### 5. おわりに

上記により、使用記録も日常的に行われていた検定量から投与量に変わることになったり、Hybrid 装置の普及による CT の管理など、核医学分野も従来の医療被ばく管理からの変貌の時代を迎えるようである。

## DRL2020 の進捗

茨城県立医療大学 保健医療学部 對間 博之

医療被ばく研究情報ネットワーク (Japan Network for Research and Information on Medical Exposures: J-RIME) により, Diagnostic Reference Level (DRL) は, 国内初の医療被ばくの最適化の指標として 2015 年に公開された (DRLs2015). DRL は「医療被ばくの最適化」のツールであるため, 「最適化」の進展とともに随時, 更新が必要となるため, 現在, 2020 年の公開を目標に新たに DRLs2020 の取りまとめが進んでいる.

DRLs2020 は診断参考レベルワーキンググループ・核医学プロジェクトチームにおいて調査計画が検討され, 2019 年 7 月に実施された検査データから各施設で「標準的な体格の成人の実投与量 (MBq)」の中央値が抽出された. そして, 同 8 月後半から 9 月中旬にかけてウェブサイトにてアンケート調査がなされ, 現在, データを集計しているところである. DRLs2020 は DRLs2015 からの最適化の進展を評価する観点から, 原則, 調査項目の大きな変更は避けることとなった. ただし, DRLs2020 では, 国内における検査の現状を鑑みて, いくつかの変更を行った. 主な変更点は以下の 3 つである.

- 検査項目の追加, 削除
- 検査名称の変更
- 核医学複合装置 (PET/CT, SPECT/CT) における CT 線量の調査追加

まず, 検査項目の追加, 削除については, 新規に保険収載された FDG (血管炎) などに加え, 今後 5 年間に保険収載される可能性の高いアミロイド PET などを追加した. 一方, この 5 年間のうちに供給停止になった  $^{131}\text{Xe}$  ガスや  $^{131}\text{I}$ -MIBG などを使用した検査項目については調査対象から削除した.

次に, 検査名称については, 将来的に線量管理との整合性を図ること考慮して, 「HIS, RIS, PACS, モダリティ間予約, 会計, 照射録 情報連携指針 (JJ1017 指針)」を参考に検査名称を整備した.

最後に, 国内で核医学複合装置 (SPECT-CT, PET-CT) が普及しつつあるなか, ICRP Publication 135 では, 核医学複合装置の CT 線量に関する調査が求められているため, 学術研究班である「核医学複合装置 (SPECT-CT, PET-CT) の CT 撮影線量と定量解析値の精度に関する多施設共同研究 (班長: 飯森隆志)」の結果も踏まえ, 不足データを調査することとなった.

本シンポジウムでは, DRL2020 の進捗を報告するとともに, 今後の医療被ばくの最適化に DRLs2020 をどのように活かすべきか, 改めて考えてみたいと思う.

## 核医学領域の水晶体被ばくについて

がん研究会有明病院 宮司 典明

2011 年の国際放射線防護委員会 (ICRP) 勧告において、水晶体被ばくの等価線量限度は年間 150 mSv から 20 mSv (最大 50 mSv) に引き下げられた。また、2012 年に国際原子力機関からその根拠となる Publication 118 が刊行された。2013 年には、欧州共同体 (EU) から EU Directive 2013/59/Euratom が発令され、欧州各国で水晶体等価線量限度引き下げの導入が進んでいる。

本邦においても大幅な水晶体等価線量限度引き下げによって、放射線診療・業務従事者の被ばく管理方法は大きく舵を切らなければならない。原子力規制委員会の放射線審議会や厚生労働省などで詳細な調査報告がされており、現在具体的な検討が進められている。

職業被ばくは過小評価されると放射線障害の発生が懸念され、過大評価されると従事者に対して不必要な配置転換が必要となる。個人の線量限度が厳しくなるに従って、放射線管理責任者はさらなる被ばくの適正管理が求められる。放射線防護衣を身につけて作業をする従事者は不均等被ばくに該当し、それ以外は均等被ばくの扱いとなる。両者とも個人線量計を特定部位に装着して水晶体等価線量を評価しているが、不均等被ばくと均等被ばくでは評価位置が異なっ

ている。それぞれ眼部と同等の外部被ばくを受けていることを想定しているが、測定信頼性には疑問が残る。

ICRP2011 勧告以降、眼部近傍に装着可能な小型個人線量計が欧州を中心に開発された。本邦でも眼部装着用の小型個人線量計による測定サービスが開始されている。水晶体等価線量である 3 mm 線量当量は 2001 年より測定義務がなくなったが、この個人線量計において算定可能であり、正確な水晶体等価線量を測定できるとして期待されている。

核医学診療は同時に複数エネルギーを放出する SPECT 用核種や高エネルギーの消滅放射線を放出する PET 用核種を取り扱う。また、 $\alpha$ 線や $\beta$ 線を利用した核医学治療などが存在し、水晶体被ばくの線量管理には十分留意する必要がある。本講演では、核医学領域における水晶体被ばくの実際と臨床で使用される個人線量計を中心に概説する。

## SPECT/CT,PET/CT について

千葉大学医学部附属病院 飯森 隆志

### はじめに

医療放射線に関連する学会・団体、および行政から構成される医療被ばく研究情報ネットワーク（Japan Network for Research and Information on Medical Exposures: J-RIME）によって、2015 年 6 月に「最新の国内実態調査に基づく診断参考レベルの設定」（以下、DRLs 2015）<sup>1)</sup>が公表された。米国や欧州においては、医療放射線防護の最適化のツールとして本邦より先に診断参考レベルを取り入れ、運用されてきた。現在、DRLs2015 から 5 年が経過し、診断参考レベルの見直しと SPECT/CT 装置や PET/CT 装置の CT 撮影線量の把握を目的として DRLs2020 に向けて再調査が進められている。今後、DRLs 2020 では、対象モダリティや項目の拡張や実投与量や CT 撮影線量のデータ再取得等によって、診断参考レベルの改定に取り組んでいくと思われる。

### SPECT /CT, PET /CT の撮影線量

核医学検査において、CT 画像と核医学画像の融合は画像診断において重要な役割を担っており、その CT 画像は吸収補正用の  $\mu\text{map}$  としても用いられる。しかし、核医学検査における CT 線量と画質、および定量解析値に

関する総括的な報告は少なく、さらに診断参考レベル DRL2015 にも示されていない。2017、2018 年度、日本放射線技術学会学術調査研究班として、核医学複合装置における CT 撮影線量の現状把握のためにアンケート調査を行なった。SPECT/CT 検査（260 施設）と PET/CT 検査（360 施設）を実施している全施設を対象とし、郵送によるアンケート調査を行なった。調査内容は CT 撮影の使用目的、撮影部位ごとの撮影条件とした。また、線量評価として標準体格時の CTDIvol および DLP を調査した。回答率は SPECT/CT で 61.2%、PET/CT で 59.2%であった。CT 撮影の目的は、SPECT/CT、PET/CT とともに減弱補正+融合画像用が最も多い結果であった。

### 最後に

SPECT /CT, PET /CT の撮影線量におけるアンケート調査結果の詳細は本会にて報告する予定である。

## CT 撮影における線量測定法および測定精度について

金沢大学医薬保健研究域保健学系 松原 孝祐

現在、CT の線量評価において標準的手法となっているのは、CT 用電離箱線量計と 16 および 32 cm 径の亚克力樹脂製円筒型ファントムを用いた CT dose index (CTDI) の測定である。CTDI は空気カーマ (空気衝突カーマ) で表すことになっている。

実用的な値である  $CTDI_{100}$  は、CT 用電離箱線量計が一般的に有する電離長である 100 mm に合わせて線量の積分範囲を 100 mm としているが、2018 年に JIS Z 4751-2-44 が改定され、体軸ビーム幅 40 mm を境に異なる測定法および計算方法を用いることになっている。

加重平均線量である weighted CTDI ( $CTDI_w$ ) を求める際には、 $CTDI_{100}$  を亚克力樹脂製円筒型ファントムの中心部および周辺部 4 箇所 (ファントム表面より 1 cm 内側の 12 時方向、3 時方向、6 時方向、9 時方向) で測定し、加重平均を行う。その後、ヘリカルスキャンの場合は  $CTDI_w$  をピッチファクタで除することによって、ノンヘリカルスキャンの場合は  $CTDI_w$  に「スライス厚/スキャン間の寝台移動量」を乗じることによって、volume CTDI ( $CTDI_{vol}$ ) として中心スキャン部分における加重平均線量を表すことができる。一連のスキャンの開始前には、選択したプロトコル要素を反映した  $CTDI_{vol}$  が制御盤上に mGy 単位で表示されること、および  $CTDI_{vol}$  値の基となるファントムの直径を表示することが規

定されている。 $CTDI$  と患者の吸収線量は異なるものではあるが、一連の撮影開始前に制御盤上に表示されることから、非常に実用性が高い線量値であるといえる。

一方、dose-length product (DLP) は  $CTDI_{vol}$  とスキャン長との積を特性とする指標として定義されており、 $CTDI_{vol}$  と同様に、一連のスキャンの開始前には、選択したプロトコル要素を反映した DLP が制御盤上に mGy・cm 単位で表示されることが規定されている。

線量測定の際の不確かさを引き起こす要因としては、測定器・測定対象・環境・測定者などが挙げられる。特に CTDI の測定の際には、X 線照射開始位置の違いが測定値に大きく影響を及ぼすことを認識しておく必要があり、それぞれの測定箇所装置に過度の負荷がかからない程度に複数回測定を行うことにより、得られる平均値の標準不確かさを小さくすることが求められる。

## 複合機 CT が PET・SPECT の画質と定量性に与える影響

国際医療福祉大学 保健医療学部 放射線・情報科学科 三輪建太

体内に分布した放射性同位元素から放出される放射線は、人体の様々な組織との相互作用によって減弱され検出器に到達する。核医学検査では体内から発生した放射線の減弱を考慮して測定・画像化する必要がある、特に定量値の算出には減弱補正が必須である。減弱補正は体内で減弱したカウントを上昇させるため画質と定量性を大幅に改善する。PET/CT や SPECT/CT の複合機の普及により CT 画像を利用した核医学画像の減弱補正 (CTAC) が一般的となった。CTAC では CT 画像の CT 値を Bilinear 法などを用いて放射線のエネルギーに対応した線減弱係数に変換した線減弱係数マップ (減弱マップ) を用いることで補正が行われる。よって正確な減弱マップを得ることが、減弱補正の精度に直結し、高い核医学画像の画質と定量性を担保する。

減弱補正の精度に影響を与える因子がいくつかある。一つは核医学画像と CT 画像の位置の精度である。心臓・肺・横隔膜付近の腹部臓器は呼吸性移動により、核医学画像と CT 画像が不一致となり減弱補正の効果に誤差を生じる。CT 撮影時の呼吸管理が重要であり、PET では通常呼吸時もしくは浅く緩慢な自由呼吸が推奨されている。呼吸性移動の影響を QC ソフトによる確認と手動による再調整により改善できるとの報告もある。その他、減弱補正の精度に影響を与える因子として、減弱マップを作成する

際の精度が挙げられる。CT 画像から PET・SPECT で使用された放射性核種のエネルギーへの変換精度である。変換テーブルや変換方式はメーカや装置によって異なる。また、CT 画像の画質 (ノイズやアーチファクト) による影響も考慮する必要がある。CT 値の正確性や再現性が重要であり、CT 撮影条件が CT 値と線減弱係数に与える影響を装置ごとに把握する必要がある。基本的には、CT 画像は減弱マップを作成する際に核医学画像に合わせるためにダウンサンプリングされるため、CT 画像の多少のノイズは減弱マップに影響を及ぼさない。しかし、金属インプラントや造影剤が注入された CT 画像を用いた場合は減弱マップに影響を及ぼすことが報告されている。また複合機 CT の利用目的によっても CT 撮影条件が異なるために、減弱マップへの影響を考慮する必要がある。CT 画像を減弱補正目的のみで利用する場合は、被ばく低減の観点から低線量条件 (低管電流または低管電圧) に設定することが一般的であるが、減弱マップに影響を及ぼさない撮影条件で撮影する必要がある。診断目的の CT 画像として利用する場合は、ノイズやビームハードニングなどによる画質劣化を防ぐためにも一定以上の撮影線量が必要である。

本講演では JSRT 学術研究班での検討結果や文献的考察も交えながら、複合機 CT が核医学画像の画質と定量性に与える影響について概説する。

## Vereos Digital PETCT の紹介

株式会社フィリップス・ジャパン      新山 大樹, 福田 圭助

### 1. はじめに

現在普及している PET 装置の多くは、シンチレータ光を電気信号に変換・検出するために光電子増倍管 (PMT) を採用している。しかしながら、最近 PMT を半導体検出器に置き換えた PET 装置が新たに普及し始めてきた。フィリップスから発売されている Vereos PETCT は、光センサーとしての半導体検出器に Digital Silicon Photo-Multiplier (D-SiPM) を実装したデジタル PET 装置である。



図 1. Vereos PETCT と Digital SiPM

### 2. D-SiPM によるデジタルフォトンカウンティング (DPC)

一般的な PMT や SiPM と異なり、Vereos の検出器に実装されている D-SiPM は検出器そのものでシンチレータの光を 1 パルスのデジタル値としてカウントする。その後タイムスタンプ情報と位置情報を有するデジタル値と共に読み出し回路や AD 変換を介さず直接出力することにより、電気的ノイズの回避及び処理速度の高速化を試みている。

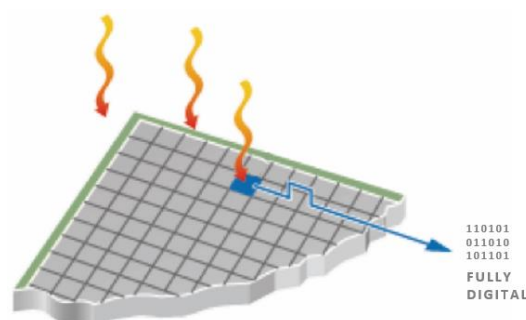


図 2. Digital Photon Counting (DPC)

### 3. D-SiPM とシンチレータを 1 : 1 に組み合わせた検出器 (1:1 Coupling)

一般的な PET 装置は 1 つの検出器に複数のシンチレータが配置され、シンチレーション光の位置同定に重心計算 (Anger Logic) を必要としていた。Vereos は検出器にシンチレータと D-SiPM を 1:1 の組み合わせで配置することで歪みと分解能を改善し、Anger Logic を必要としない高速処理を実現した。

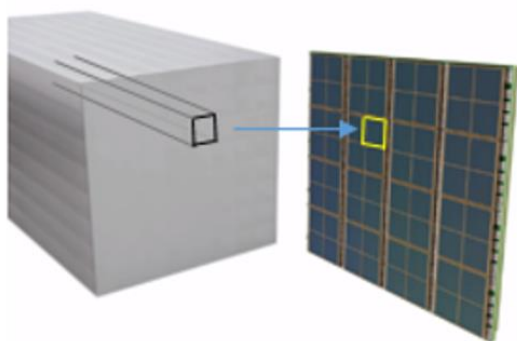


図 3. 1:1 Coupling

#### 4. DPC と 1:1 Coupling のもたらす効果

Vereos は DPC と 1:1 Coupling によってもたらされた処理速度の高速化によって計数率直線性が向上する。つまり、高い放射能濃度における定量精度を改善することができる。加えて、時間分解能の改善により Time-Of-Flight (TOF) 技術の向上が可能となり、実効感度の改善が期待できる。

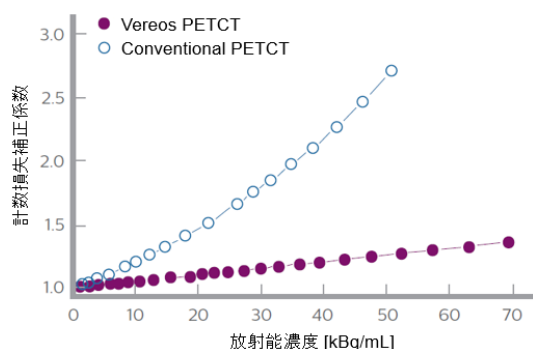


図 4. Vereos の計数率直線性

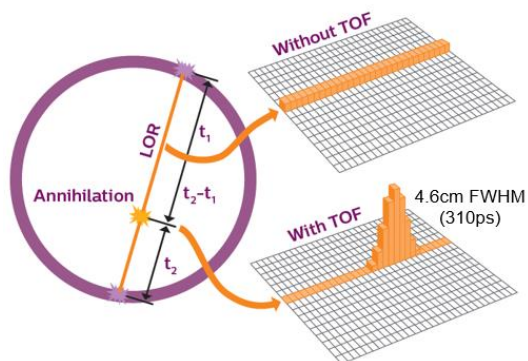


図 5. Vereos TOF

#### 5. 臨床への応用

FDG-PET において病変の検出感度や解剖学的情報を向上させるために、空間分解能の高い画像を活かすことは有用である。また、部分容積効果の改善は定量精度を向上させることができる。

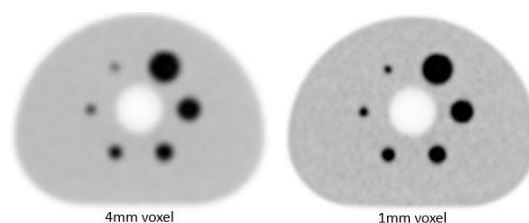


図 6. Vereos ファントム画像例

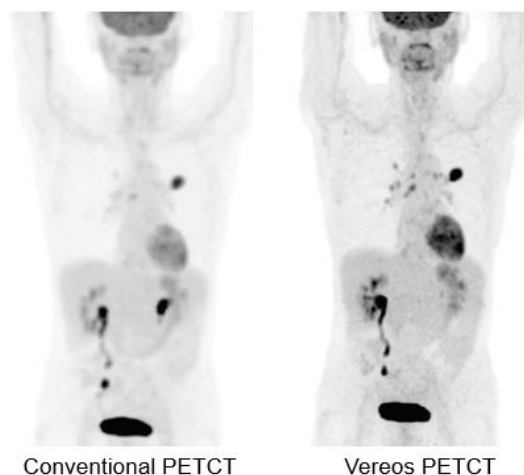


図 7. Vereos 臨床画像例

#### 6. さいごに

PET 装置は、画像診断機器としてのクオリティとともに、放射線計測器として高い精度が求められている。Vereos は従来装置と比較して画質と定量精度の改善が期待できる技術を有しており、PET 検査の向上に貢献できると思われる。

X 線 CT 組合せ型ポジトロン CT 装置 : Vereos

医療機器認証番号 : 29ACBZX00021000

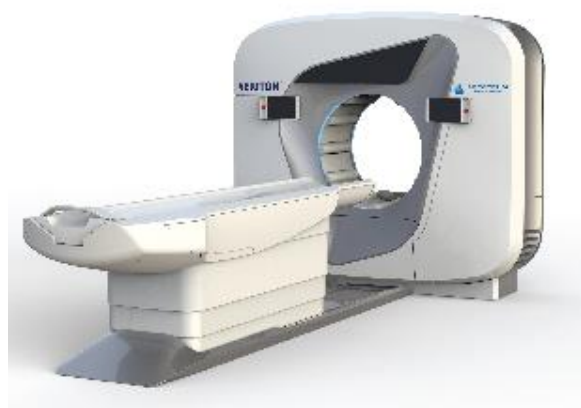
## 360 度フルスキャン フルデジタル半導体全身用ガンマカメラ VERITON® の紹介

Spectrum Dynamics Medical Japan 株式会社  
マーケティング部 宮本 江理子

### 1. はじめに

フルデジタル半導体全身用ガンマカメラ VERITON (図 1) は CZT 検出器を搭載した全身用 SPECT 装置で、2019 年 4 月に Spectrum Dynamics Medical Japan 株式会社より発売されました。Spectrum Dynamics Medical Japan 株式会社は以前より D-SPECT カーディアックスキャナーシステムを供給している日本バイオセンサーズ株式会社 スペクトビジネス開発部がスピンオフし、Spectrum Dynamics Medical 社 (本社: スイス, 製造開発: イスラエル <http://www.spectrum-dynamics.com>) の 100% 子会社現地法人として 2019 年 1 月に設立されました。

図 1. VERITON

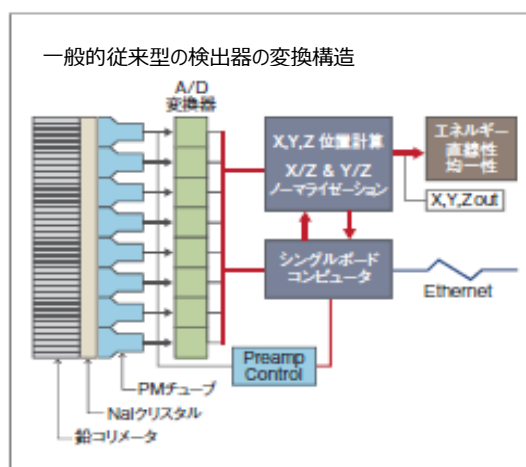


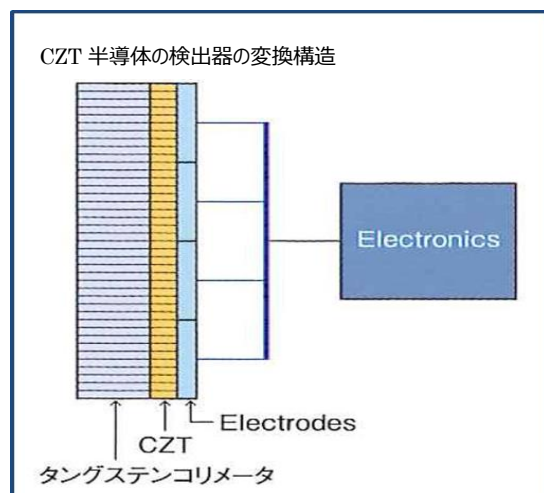
### 2. CZT 半導体検出器による感度, エネルギー分解能, 空間分解能の飛躍的向上

弊社のガンマカメラはその心臓部とも言える検出器に CZT 半導体を搭載しています。CZT 半導体検出器は患者の体内から放出される放射線を直接電気信号に変換する為 (図 2), 高分解能, 高検出効率, 高エネルギー分解能を実現しました。

CZT 半導体の高エネルギー分解能により散乱線が抑えられ, 低レベルの放射線でも正確に計測することができ, 雑音の少ない画像の構築が可能です。 (図 3)

図 2. 一般的な従来型検出器と CZT 半導体検出器の変換構造





従来必要としていたシンチレーションや光電子増倍管（PMT）などを省きシンプルな構成でプロセスの短縮を実現。CZT 半導体が放射線を直接電気信号に変換することにより、変換効率が飛躍的に向上しました。

図 3. VERITON 性能テスト

Test Name	Description	VERITON
エネルギー分解能	Tc99m (140keV)	5.2%
検出器感度	システム感度	192 cps /MB q
検出器均一性	積分均一性	1.80 %
	微分均一性	0.46%
カウントレートパフォーマンス	最大 カウントレート	2988 kcps
SPECT 空間分解能	Radial FWHM	3.7mm
	Tangential FWHM	3.2mm
	Central FWHM	4.3mm
総合容積感度	VSAC※ [cps/MBq/cm <sup>2</sup> ]	43K

※JESRA X-0051\*C-2017 参照

### 3. 360 度フルスキャンと超近接撮像

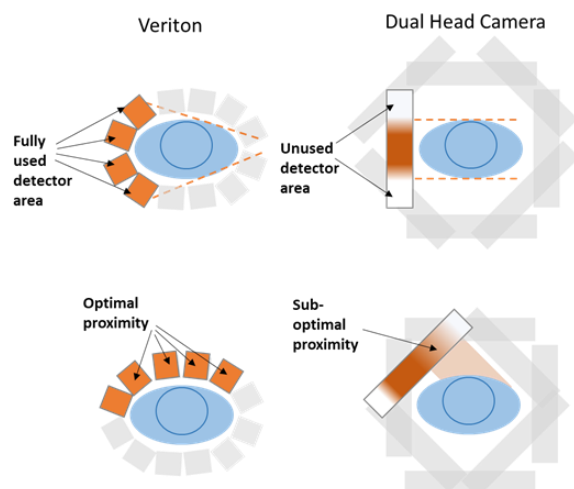
新製品 VERITON にはガントリ内に 12 個の CZT 半導体検出器が内蔵されており、360 度フルスキャン撮像が可能です。3 次元人体形状を念頭に設計されており、12 個の独立した検出器が患者様の検査部位を取り囲むことにより光子検出が最大化され、従来のガンマカメラに比べより優れた画質を提供することが可能になりました。（図 4、図 5）

図 4. VERITON の 12 個の独立検出器



患者様の検査部位を取り囲む 12 個の独立した検出器。高速スキャンにより、検査時間の短縮、被ばく量低減が可能です。

図 5. 2 検出器型から 360 度フルスキャン撮像へ



VERITON は最適化近接センサを搭載しており、検出器と身体わずか数ミリメートルまで近接できます。これにより、従来の 2 検出器型スキャナの 3 倍の容積感度を提供可能です。

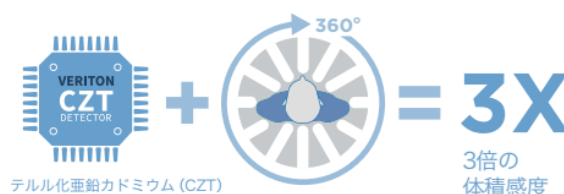
VERITON は一般的な従来のガンマカメラに比べ卓越した高感度・高分解能によって、精度の高い臨床画像の構築、検査時間の短縮によるスループットの向上、薬剤投与量の低減による被ばく量の減少に寄与します。

#### 4. VERITON の利点

前述のような特徴をもつ VERITON は、日常診療業務における大きな役割を担う画像診断部門の業務効率化を実現し、患者様にも優しい診療サービス提供に寄与します。

- ・ガンマ線を直接電気信号に変換することによる画質の向上

- ・最適化近接スキャンおよび分解能向上を実現した検出器デザイン
- ・優れた空間分解能により正確な病変部位の検出が可能に
- ・従来のカメラと比較し検査時間の短縮および放射線被ばく量の低減を実現
- ・高感度、高画質を提供するオーガニフォーカススキャンモード
- ・フル 3D SPECT 全身撮像
- ・患者様の快適性の向上によりモーションアーチファクトを低減
- ・研究分野の拡大



#### 5. おわりに

Spectrum Dynamics Medical 社は核医学分野での技術的革新を常に目指しており、Spectrum Dynamics Medical Japan においても診断イメージングにおける臨床やワークフローの向上に貢献できるよう、日々尽力しております。

全身用ガンマカメラ VERITON についての詳細は、弊社までお気軽にお問い合わせください。

Spectrum Dynamics Medical Japan 株式会社

東京都千代田区内神田 1-5-13

内神田 TKビル 6 階南

TEL: 03-4572-0231

Email: infojp@spectrum-dynamics.com

フルデジタル半導体全身用ガンマカメラ

VERITON

医療機器認証番号： 230ADBZX00111000

認証年月：平成 30 年 11 月

製造販売元：日本バイオセンサース株式会社

販売元：Spectrum Dynamics Medical

Japan 株式会社

## 弘前大学大学院保健学研究科 高橋研究室

弘前大学大学院保健学研究科放射線技術科学領域 高橋康幸

国立大学法人弘前大学医学部保健学科（5 専攻（看護学専攻，放射線技術科学専攻，検査技術科学専攻，理学療法学専攻，作業療法学専攻）のうち診療放射線技師学校養成所については，昭和 44（1969）年に国立弘前大学附属診療放射線技師学校が設置され，昭和 50（1975）年に国立弘前大学医療技術短期大学部診療放射線技術学科に移行し，平成 12（2000）年 10 月に設立されました。また，国立大学法人弘前大学大学院保健学研究科（4 領域（看護学領域，放射線技術科学領域，生体検査科学領域，総合リハビリテーション学領域））は，平成 17 年（2005）に医学系研究科保健学専攻（修士課程）として，また平成 19（2007）年に保健学研究科（博士課程）として設置されました（なお，同時に既設の修士課程が博士前期課程に改組されます）。なお，本学は今年で創立 70 周年を迎え，令和 2（2020）年に，心理支援科学科（公認心理士）の新設が予定されています。

さて，高橋研究室は，私が群馬県立県民健康科学大学から平成 28（2016）年 9 月に着任して始まりました。先の大学では，大学院生 2 名と学部生 37 名の卒業研究に携わり，本校では，これまで学部生 10 名と研究させていただきました。今年は学部生（4 年生）6 名と博士前期課程 1 年 1 名，博士後期課程 2 年 1 名が在籍しています。また，核医学検査技術分野としては，細川翔太助教の支援をいただき，さらに学部生（4 年生）2 名を

兼任しています。

大学院生 2 名は関東で働いており，講義は Web 会議システム Live On（P1）を利用した双方通信方式（インターネット回線による PC やスマートフォン・タブレット端末による運用）による遠隔授業を行っており，自宅のみならず職場や通勤自家用車内（停車時に限る）のどこでも受講ができます（公共交通機関内は音声応答が迷惑になるので向かない）。



P1. Web 会議システム Live On にて

➡ は東京から出席している学生が映し出されており，職場の病院から受講されています。

本学は地の利が悪く，大学院開設時より遠隔授業が積極的に実施されており，遠く九州や京阪神の大学院生もいるようです。なお，遠方の学生は，保健学研究セミナー，研究経過報告会や学位審査会など在学习中に年に 1 回以上は来学の必要があります。

研究室の目標として，卒業研究の成果を，専攻内の発表会とは別に全員が放射線技術関連学会でも発表することを掲げ

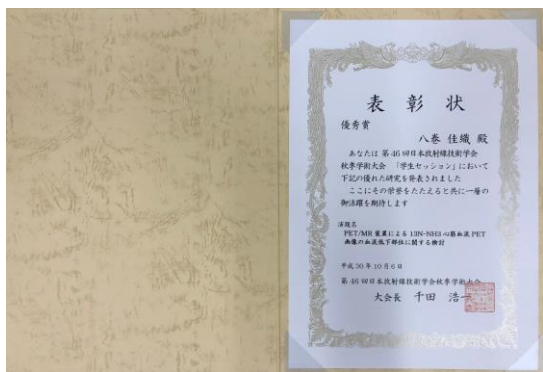
ています。先の7月6日には、青森県核医学研究会（P2）でその一部を報告しました。



P2. 青森県核医学研究会にて

本年度の学部生、卒業生の小野寺技師（前列左）、細川助教（後列右）と著者

また、この数年では、日本放射線技術学会総会学術大会・秋季学術大会、日本核医学技術学会総会学術大会や東北放射線医療技術学術大会で報告し、第46回日本放射線技術学会秋季学術大会（仙台）「学生セッション」では優秀賞（P3）に選ばれました。



P3. 第46回日本放射線技術学会秋季学術大会「学生セッション」にて

演題名：PET/MR装置による $^{13}\text{N-NH}_3$ 心筋血流PET画像の血流低下部位に関する検討

なお、この演題は前任地の卒業生で福島県立医科大学先端臨床研究センターにお勤めの根本彩香技師様にご協力をいただ

いたものです。当研究室では、県内外の関係者に大変ご支援をいただいております。根本技師様をはじめ、本学附属病院・白川浩二技師様やつがる総合病院・岡元智也技師様には、この場をお借りして、厚く御礼を申し上げます。

さて、今年の学部生の研究テーマは以下のとおりで、それぞれ第35回日本診療放射線技師学術大会（大宮）と第9回東北放射線医療技術学術大会（仙台）にて発表を予定しています。

- ・ $^{123}\text{I}$ -IMP 脳血流 SPECT における視野外集積が定量評価に及ぼす影響について
- ・ $^{99\text{m}}\text{Tc}$ -MDP 骨 SPECT による信号位置と検出感度について
- ・ $^{99\text{m}}\text{Tc}$ -MIBI 小児心筋血流 SPECT における収集条件に関する検討
- ・ $^{99\text{m}}\text{Tc}$ -HMDP 骨 SPECT における皮下脂肪と信号検出感度について
- ・ $^{67}\text{Ga}$  シンチグラフィにおけるウィンド幅の見直しに関する研究
- ・骨 SPECT 評価用胸部ファントムを用いた収集条件の基礎的検討

また、細川助教らも、第9回東北放射線医療技術学術大会（仙台）にて次の発表を予定しています。

- ・SPECT 画像における顕著性を用いた信号の視認性および描出形状の評価
  - simulation study—
- ・SPECT 画像における顕著性を用いた信号の視認性および描出形状の評価
  - phantom study—

一方、大学院生も学会発表，論文投稿や研修（P4）へ積極的に参加するなど活躍の場を広げています。

・ The Influence of Attenuation and Scatter Corrections on Quantitative Analysis of  $^{123}\text{I}$ -FP-CIT SPECT Brain Imaging.

(KMJ, 2019)

平成 22（2010）年には，大学内に被ばく医療総合研究所が設置されました。研究所では，被ばくに関する研究（放射線生物学部門，放射線物理学部門，放射線化学部門，被ばく医療学部門）がなされており，核医学検査に従事する作業者の被ばく線量の低減について，共同研究を行っています。

・ External exposure dose of F-18 FDG PET assessed by using a semiconductor personnel dosimeter to protect workers from radiation. (ISRRT, 2018)



P4. 県外からの大学院生

東京都の職場における渡辺技師（M1：左上）と群馬県の勘崎技師（D2：写真は弘前大学グローバル人材育成事業によるミネソタ大学での研修にて：前列左）

最後に，弘前市は人口 17 万のこぢんまりとした東北屈指の学園都市で，保健科学研究発表会など他校との交流が行われています。また，夏は涼しく，日本を代表する弘前城のさくらやねふた祭り，秋の紅葉（桜まつりに劣らず人気があります），岩木山周辺でのスキーなど，四季折々の自然や行事を楽しむことができます。

このような環境で，核医学・PET 検査技術に関して，ぜひ共に研究を行いませんか。本県のみならず，Web 会議システム Live On を利用して他県や遠方の方々も対応可能です。ぜひお気軽にご連絡ください。お待ちしております。

問合せ先

高橋康幸

弘前大学大学院保健学研究科

放射線技術科学領域

〒036-8564

青森県弘前市本町 66-1

TEL : 0172-39-5917

E-mail : ytaka3@hirosaki-u.ac.jp

参考文献

弘前大学医学部医学科・医学部保健学科  
パンフレット

## 第 21 回核医学画像セミナーを終えて

小田桐 逸人（東北大学病院）

令和元年 6 月 15 日（土）、16 日（日）第 21 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関東支部の共催で千葉大学医学部附属病院において開催されました。

今回のセミナーは、ファントムの取り扱い知識と画像解析技術の理解・習得を目的に、第 20 回までとは内容を変更した新シリーズとして企画されました。ファントム作成から画像解析までの一連の流れを全て受講者が体験できるセミナーとなっております。はじめに、ファントム作成の基礎講義を行い、その後 4 班に分かれ、実際にファントムを作成する実習を行いました。ファントムに触れたことがなかった受講生も多く、グループ内で相談しながらポイントをつかんでいく様子が見受けられ、今後の研究や実験に役立つ情報を提供できたと感じました。グループごとの結果報告および総括の発表では、自分たちの結果に対し疑問に思う事や改善策など多くの意見があり、自施設における研究に対する興味が生まれている印象を受けました。また、スタッフや受講者どうし意見を交換する場面もあり、疑問を解決できる場を提供することができました。派遣した部会委員と、現地スタッフ、講師の先生の協力により最

後までトラブルなくセミナーを終えることができました。特に、講師をお願いした江村先生と若林先生は、昨年の核医学チューター養成プログラムを受講した先生方で、今回のセミナーでは講師として進行の中心となっていたいただいた。部会としても核医学チューター養成プログラムの成果が得ることができました。

開催後のアンケート結果からも多くの参加者が満足度の高い回答が得られ、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。新規の内容での開催となり、テキストや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、関東支部のご協力で千葉大学医学部附属病院の施設を利用させていただき、澤田先生、梅澤先生、村田先生、江村先生、若林先生にサポートして頂いたおかげで円滑に本セミナーを無事に終了することができました。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。

最後に参加いただいた受講者の皆様、講師の先生方、部会委員の方々に心より感謝いたします。誠にありがとうございました。

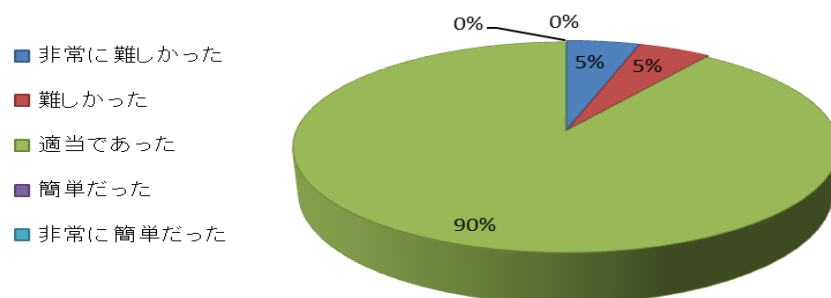
## 第 21 回核医学画像セミナー報告

### 第 21 回核医学画像セミナー 講習風景

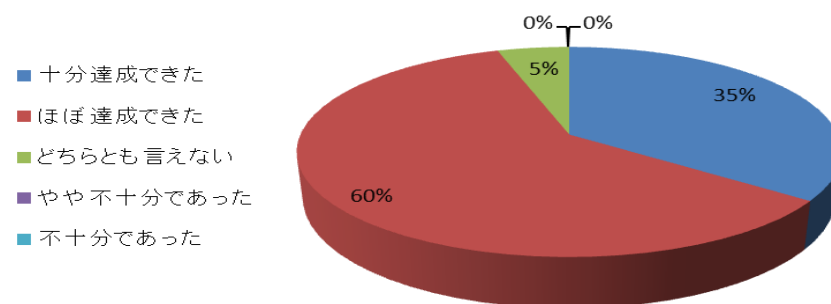


第 21 回核医学画像セミナーアンケート結果

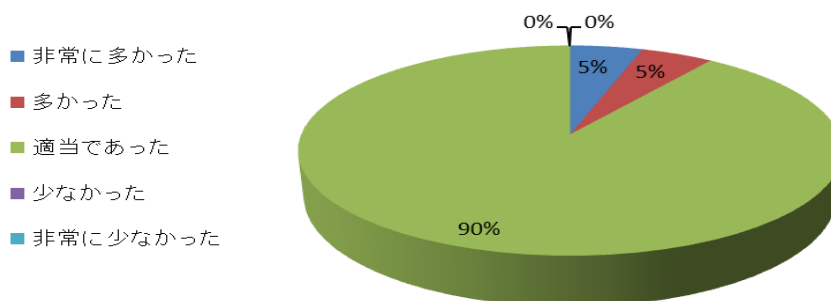
セミナーの難易度はいかがでしたか？



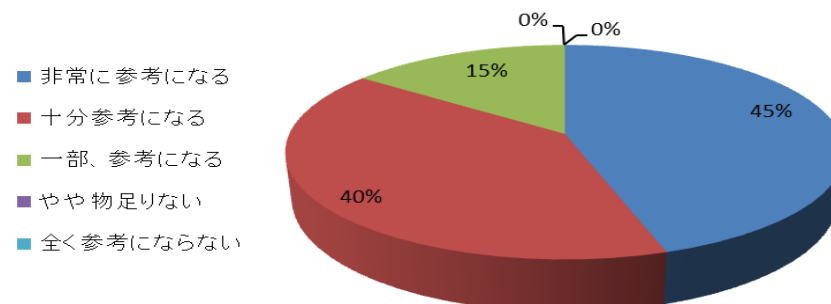
セミナーを受講されて、ご自身の達成感はいかがでしたか？



セミナーのボリュームはいかがでしたか？



臨床業務の参考になる知識が得られましたか？



## 第 21 回核医学画像セミナー報告

核医学部会では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 21 回核医学画像セミナー  
受講者&スタッフ 集合写真

## 『第 21 回核医学画像セミナー in 千葉』参加報告

兵庫県立がんセンター 石原 克



令和元年 6 月 15 日と 16 日に、千葉大学医学部附属病院で行われた第 21 回核医学画像セミナーに参加させていただきました。セミナーの内容は、NEMA IEC ボディファントムと Hoffman 3D 脳ファントムに関する基礎講義、作成実習、画像解析、グループディスカッション・質問コーナー、結果報告・統括でした。私は PET 検査に従事してまだ日が浅かったため、今回のセミナー内容に興味を持ち参加させていただきました。

基礎講義では、ファントムの作成手順や注意点などを詳細に解説していただきました。作成実習では、それぞれのファントムを cold run（コールドラン）にて班別（5 人/班）で作成しました。ファントム作成後は CT 撮影を行い、air の混入程度やファントムの位置合わせ確認を行いました。画像解析では、Prominence Processor ソフトウェアを使用し、ご用意いただいた画像データにて解析演習を行いました。グループディスカッション・質問コーナーと結果報告・統括では、各個人で行った解析データに関して班内でディスカッションを行い、結果・考察を班の代表者が発表し

ました。発表後は、会場全体での質問やコメントを交えたディスカッションを行いました。ディスカッションでは、リカバリ係数、partial volume effect, Gibbs アーチファクト、%コントラスト、解析者間の ROI データ解析のばらつきなどに関する議論が熱く語られました。

2 日間という短い期間でしたが、内容の濃いセミナーで大変勉強になりました。今回の作成実習を行ったファントムは SPECT でもよく用いられるファントムであり、PET を有していない施設の受講者にとっても有意義なセミナーであったと思います。今後は、自施設にて放射性医薬品による hot run（ホットラン）でファントム作成と画像解析を行い、日常臨床に役立てていきたいと考えます。

最後に、本セミナーを運営していただいた公益社団法人日本放射線技術学会核医学部会、教育委員会、関東支部の皆様、ご講演いただいた先生方、親身にお世話をしていただいた千葉大学医学部附属病院放射線部スタッフの方々に心より感謝申し上げます。

## 第 21 回核医学画像セミナー in 千葉 に参加して

秋田大学医学部附属病院 佐藤 七海

千葉大学医学部附属病院で行われた、『第 21 回核医学画像セミナー in 千葉』に参加させていただきました。私はこのセミナーに参加する時点で核医学のローテーションに入ってからまだ 3 ヶ月弱でしたが、核医学のファントム実験に興味があり、セミナーの対象も初級者やローターの方とのことだったので思い切って参加させていただくことにしました。

一日目は、はじめに基礎講義でファントムの作成方法を学びました。その後、班に分かれて実際にファントムの作成実習を行いました。実際にやってみると、気泡が入らないようにファントムを作成するのが想像していたよりも非常に難しく、かなり苦戦しました。班の皆で協力し合い、なんとか時間内に作成することが出来ました。今回の作成実習では放射性薬剤を用いみませんでしたが、実際に実験をする際には被ばくや放射性薬剤の減衰があるので、時間管理が大切であることを、身をもって感じました。

二日目は、Prominence Processor を用いて画像の解析方法を学びました。はじめて使うソフトでしたが、画像の読み込み方や ROI の設定の仕方など基礎的な使い方を教えていただき、画像解析を行うことができました。その後、解析結果の報告を班ごとに行いました。決められた時間内で意見を出し合い、結果報告を行うことができました。班によっていろいろな考察があり、大変勉強になりました。講師の方々からの鋭い質問もあり、自分の知識不足も痛感しましたが、今後核医学を勉強するモチベーションになりました。

今回のセミナーは私のような初級者にも分かりやすく、核医学のファントム実験に関して実践的に学ぶことができ、非常に勉強になりました。今後も機会があればこのようなセミナーに積極的に参加していきたいと思いました。

最後に、このセミナーを企画・運営していただいた核医学部会の先生方に心より感謝申し上げます。

## 第 21 回核医学画像セミナーに参加して

国際医療福祉大学三田病院 放射線室 鈴江 辰彦

千葉大学医学部付属病院にて令和元年 6 月 15, 16 日に開催された第 21 回核医学画像セミナーに参加させていただきました。今回は 2 日間のセミナーで、参加者 20 名程を 4 班に分けて行われました。

1 日目は、NEMA IEC ボディファントム及び Hoffman 3D 脳ファントムの作成実習と作成したファントムの CT 撮影を行いました。まず、それぞれのファントムについて講義を受け、その後ファントム作成実習を行いました。作成時のコツや注意点を講師に教わりながら、班員と協力して最初からファントムを作成しました。完成したファントムを CT 撮影すると、想像よりも気泡が残留しており、均一なファントム作成にはより慎重な気泡除去が必要だと感じました。実際のファントム作成ではホットを取り扱うため、事前にコールドランを行い、効率良く短時間で操作ができるように準備する必要があると思いました。

2 日目は、Prominence Processor を使用した画像解析演習と、解析結果のグループディスカッション及び結果報告を行いました。画像解析演習では、参加者が各々の PC に Prominence Processor

と演習用データをインストールし、講師と同時進行で解析をしました。班毎に解析結果についてディスカッションし、班で纏めた内容を簡易的なプレゼン形式で全体に報告しました。ROI の取り方に解析者間で相違があるために算出結果にバラツキが出る事や、扱うデータ量によっても結果に影響が出る事を学びました。

今回のセミナーは、核医学初学者の私にとって分からない事をすぐに聞ける環境で実験や解析ができ、大変貴重な経験となりました。何よりも自分の手を動かすハンズオン形式のセミナーであり、テキストの書面だけでは得られない知識を習得することが出来ました。今後、セミナーで得た経験を臨床や自施設の実験に活かしていきたいと考えています。

最後になりましたが、セミナーを開催していただいた核医学部会の講師、委員の皆様に感謝申し上げます。ありがとうございました。

## 第 21 回核医学画像セミナーに参加して

昭和大学病院 放射線技術部

佐々木 武弘



2019 年 6 月 15 日、16 日に千葉大学医学部附属病院にて開催された第 21 回核医学画像セミナーに参加させて頂きました。

本セミナーは核医学画像を取り扱う知識と技術の理解・習得を目的に、「演習・実習」を主とした内容でした。そのため、データ収集、画像処理、画像解析の一連の流れを **Prominence Processor** を使用し、受講者が自らの手で行うハンズオン形式で行われました。このセミナーは、これまでのセミナーで寄せられた感想や意見をもとに、臨床の現場で活かせるような実践的な内容でファントムの作成や解析方法を学びながら、日常の検査に対する疑問を解決するために企画されたとお聞きしました。私は核医学検査に携わることになり約 1 年半の経験となります。今までメーカーの方とデータベース取得のためにファントム作成を行うことがありましたが、自分の行っていたファントム作成方法は正しいのか、教科書だけでは解らないこともあり、今回、本セミナーで確認したいと思っていました。

セミナーの一日目はファントムを作

成し、それを撮影、二日目は撮影した画像の解析を行いました。前述しましたが、ファントム作成は、以前にメーカーの方と共に作成を行った経験があり、その時の記憶を思い出しながら作成すれば良いと思いました。しかし、実際はファントム自体を脱気水に浸した状態で空気を抜く作業を行うことや、スポイトのようなもので一枚一枚空気を抜くなど、以前ファントムを作成したものとは異なっており衝撃を受けました。次に撮影した画像の解析では、グループ毎に個人個人で計測を行い、それを比較すると計測値に違いが生じていました。そのため、計測する場所や **ROI** の大きさなど計測者間で共有する必要があることを再認識しました。また、撮影したファントムには空気が混入すると計測結果に影響することも再認識でき、ファントム作成の重要性が十分理解できました。

今回の研修会では実際に演習・実習を行うことができ大変貴重な経験ができました。初めて参加させて頂きましたが、親切にご指導いただき、大変勉強になりました。ありがとうございました。

## 編集後記

執筆中の現在、台風 15 号の甚大な被害で千葉では停電や断水が続いております。被災された方々が健康で、一日も早く復旧が進むよう心からお見舞い申し上げます。また、お忙しい中にもかかわらず執筆していただいた先生方に厚く御礼申し上げます。

私は、健康維持のためにトレイルランニングを楽しんでいる。今年は支えられる側から支える側で大会を楽しもうと、大学院でお世話になった広島県三原市で開催された「三原・白竜湖トレイルランレース」にボランティアとして 2 日間参加してきた。三原市も昨年の豪雨災害で甚大な被害を受けた地域であり昨年の大会は中止、さらに一昨年も大雨のため大会が中止され、3 年ぶりの大会開催となった。大会会場のスポーツ公園と体育館にも土砂が流れ込み、土砂が取り除かれて以降、初のスポーツ大会の開催であった。コースの途中も生々しい土砂崩れの爪痕を残した場所が何か所もあった。

初日は設営で汗を流し、大会当日は、コース上の給水ポイントでランナー達に給水しながら応援した。疲れたランナー達との会話も弾み、楽しい時間を過ごせた。ボランティアを通して最も楽しかったことは、人との交流であった。地元の人、ボランティアの人、運営会社スタッフ、招待選手らと楽しく食事と談笑し、同じ部屋で宿泊した。

大会は地元の人をはじめとする、関係するすべての人々の熱き情熱と行動によって無事故で終了することができた。最後は、74 歳の最年長かつ最終ランナーの制限時間 6 時間ギリギリでの感動のゴールシーンで締めくくられた。

われわれ核医学部会委員も、人と人との交流を中心に、「会員に喜んでいただく」、「有益な情報を提供しよう」と常にアンテナを張りめぐらせ活動（ボランティア）を行っています。核医学に携わる方々から、「部会に入会して良かった」、「部会の企画は楽しい」と言っただけのような運営を行ってまいりたいと思います。部会に対する、ご意見、感想、要望などありましたら部会員の誰でもかまいませんので気軽に声を掛けてください。

文責：山口大学医学部附属病院 甲谷理温