

NUCLEAR MEDICINE IN CLINIC

臨床核医学

2015

Vol.48No.1

1月号 1~16頁

放射線診療研究会

1968年創刊通算223号(奇数月刊行)

<http://www.meteo-intergate.com>(本誌論文検索用)



See Page 5

編集委員長就任の挨拶.....	2
編集委員長退任の挨拶.....	3
[印象記] 第11回世界核医学会(2014年)	5
[リレー講座] 核医学技術の基礎「PET装置による撮像原理」	7

編集委員長 就任の挨拶

百瀬 満
MOMOSE Mitsuru



本年1月より本誌「臨床核医学」の編集委員長に任命されました。光栄であると同時にその責任の重圧も感じております。

本誌は1968年に、現在も続いている東京地区の放射線診療研究会により核医学診療の啓蒙を目的として発行されたと聞いております。以後途絶えることなく発行され、関係の方々に愛読して頂いております。今後は10年来編集委員長の労を取られた小泉潔先生から受け継いだノウハウを踏襲しつつ、私なりに新しい企画、運営を行って参りたいと思います。

私も核医学を学び始めてから早、20年が経過しました。当時は心臓核医学ばかりを勉強しておりましたが、新しいトレーサが次々に国内で認可され、まさにバブリーな時代だったと記憶しております。その後、めざましい進歩がない時期もありましたが、昨今の核医学分野はPET検査需要の拡大によりPET施設が増加し、PET検査を担う専門医や専門技師も増えて参りました。FDG以外のトレーサの開発や普及も徐々に始められると思われまます。一方、機器の進歩により核医学画像のqualityの向上や被ばくの低減に関する進歩も見られます。そうした時代の流れを捉えながら現場の医療者、特に若手の先生方に勉強になる情報の提供や教育ができるような雑誌にしたいと考えております。

本誌を作るのは読者の先生方や関係する専門職の皆様です。私は微力ながらその編集のお手伝いをさせていただきます。皆様の協力あつての本誌ですので今後より一層のご指導、ご協力をよろしくお願いいたします。

編集委員長 退任の挨拶

小泉 潔
KOIZUMI Kiyoshi



このたび、長きにわたり努めさせていただきました臨床核医学編集委員長を退任することになりましたのでご挨拶させていただきます。

前任の編集委員長であった町田喜久雄先生が埼玉医科大学を退任されたのを機に、2004年4月より編集委員長を引き継ぎ、はや10年あまりが経ちました。私自身の定年はまだ数年先ですが、ひと区切りである10年が過ぎたこと、および2015年11月に第55回日本核医学会学術総会を開催させていただくことになっていることより、今この時期に退任の運びとなりました。

この間、本誌を愛読していただいた読者の皆様、お忙しい中を投稿・寄稿していただいた筆者の皆様、本誌発行にいろいろとお手伝いいただいた編集委員の皆様、発行をサポートしていただいた企業の皆様、そして、いかに入稿が遅れても、毎号遅れることなく印刷・発行していただいた大東印刷の皆様など、多くの方々にささえられて責務を全うできたことを心からお礼申し上げます。

編集委員長の退任にあたり、この10年間の編集業務の中で、いくつかの思い出深いことを書かせていただきます。

当初、本誌の画像は白黒でしか掲載していませんでしたが、脳血流や心筋SPECTが一般的な検査となり、また、PET/CTが広く普及することにより、カラー画像の掲載が必須となりました。予算の都合上、当初は表紙のみあるいは限られた頁のみカラーとしていましたが、投稿・寄稿でカ

ラー画像の要望が高まるにつれ、今では頁を限定しないカラー画像の採用となっています。それなりの経費がかかりますが、以前の脳血流SPECT画像やPET/CTのfusion画像が白黒で掲載されていたのと比べ、格段に見やすくなっていると思います。表紙の写真も症例の画像ではなく、カラーの風景写真を掲載したりして、それなりの好評を博した写真もあります。

最近はこの邦文誌でも投稿が少なくなったと聞いていますが、本誌も同様で、以前は全国からの投稿があったものです。原稿が集まらなければ、何か別の記事で頁を埋めなければならず、連載という形で寄稿をお願いしました。パラパラとこれまでの雑誌をみただけでも、「遺伝子と臨床核医学」「分子イメージング」「腫瘍PET-CTの実際」「他人の失敗から学ぶFDGの読影」「教科書ではよくわからない内用療法」などが目にとまり、それぞれ非常に実用的な記事になっていると思います。その後、一個人による連載では負担が多いとの意見もあり、「リレー随想」や「リレー講座」と銘打って統一テーマで複数の筆者に書いていただく企画が出ました。特に「診療に役立つ核医学の基本－専門医試験も見すえ」は編集委員で分担して核医学専門医試験の過去問のすべての分野をカバーして解説するという壮大なもので、2011年3月号から2014年11月号まで続きました。これから核医学専門医試験あるいは放射線科専門医試験を受けようとする方にとって大変好評です。

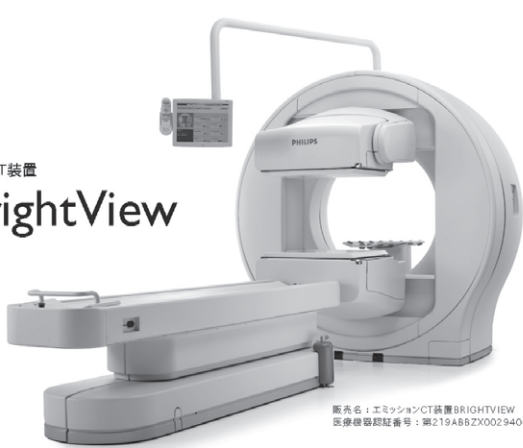
本誌の表紙には毎号「1968年創刊通算〇〇〇号」と記載されています。2008年には創刊40周年とい

うことで2008年9月号(通算185号)は記念号として発行しました。それには「臨床核医学」の前身である「ラジオアイソトープによる診療」の第1巻1号および第2号を復刻し掲載しました。これも編集委員長に引き継がれている第1号からのすべての雑誌が手元にあったからできたものです。脳血流シンチグラフィが世の中に出る前の脳シンチグラフィや超音波検査・CT・MRIのなかった頃の膵臓の形態が唯一評価できる膵シンチグラ

フィなどが掲載されており、40年間の時代の変遷がうかがえるものです。

東京女子医科大学 百瀬 満先生に編集委員長をバトンタッチし、若い新たな視点で臨床核医学をさらに進化発展させていただけるものと思っています。

読者の皆様ならびに本誌に関わるすべての皆様、今後とも本誌をどうかよろしくお願いたします。



SPECT装置
BrightView

HITACHI
Inspire the Next

クローズアップテクノロジー
被検者との距離による空間分解能の劣化を低減し、高画質を得られます。

ワークフロー
先進的デジタル技術が、画像処理の高速化と優れた操作性を提供します。

ピンポイントディテクター
大視野・薄型設計と高い基本性能を実現、快適な検査環境を創りだします。

販売名：エミッションCT装置 BRIGHTVIEW
医療機器登録番号：第219A882X00294000号

株式会社日立メディコ
URL www.hitachi-medical.co.jp 〒101-0021 東京都千代田区外神田4-14-1 秋葉原UDX

印象記

第11回世界核医学会(2014年)

三上 隆二 Mikami Ryuji

2014年8月27日～31日にメキシコ・カンクン市において開催された第11回世界核医学会(World Federation of Nuclear Medicine and Biology, WFNMB)に参加した(図1)。今回の学会参加の主たる目的はもちろん研究発表であるが、日本核医学会からの「2022年の第13回を日本で開催すべく、日本から多くの方が参加し、日本のプレゼンスを示すことが必須である」との至上命令(?)を勝手に受け参加した。実は8年前に韓国で開催された第9回世界核医学会に参加および展示発表した際にも本誌に印象記を掲載させていただいた。残念ながら南アフリカで開催された第10回世界核医学会には参加することができなかったが、今回の第11回世界核医学会に参加し研究発表することができた。

メキシコのカンクンは世界有数のリゾート地であり、日本では新婚旅行先としても人気が高い場所である。東京から約15時間で、直行便がないため乗り継ぎが必要である。青い海と白い砂浜には

世界中からの観光客が押し寄せている。また周囲には世界遺産であるチェチェン・イツァやトゥルム遺跡等のマヤ文明の遺跡もあり、古代文明に触れることができることでも有名である(図2)。今回の学会会場はカンクン市のホテルゾーン内にあった。ホテルゾーンはユカタン半島の東海岸沿いに数kmにわたり存在し、100軒を超える高級リゾートホテルが軒を連ねている。会場はさすが



図2 チェチェン・イツァ



図1 会場入口



図3 会場からの景色

東京医科大学 放射線医学分野
〒160-0023 東京都新宿区西新宿 6-7-1
TEL : 03-3342-6111 E-mail : mikami-r@tokyo-med.ac.jp
Department of Radiology, Tokyo Medical University



図4 メイン会場

にビーチ沿いではなかったが、ビーチ沿いのホテルから道一本挟んだところにあり、非常に贅沢なロケーションであった(図3)。

学会には69カ国から1203人が参加したとのことであったが、今回の学会全体を通して感じたことは過去に参加した国際学会に比べ(たいして経験はないのだが)、中・南米や中央・西アジアからの発表が多かったことと、女性の参加者が多かったことである。会場に女性が多く、場所柄か服装もスーツではないファッショナブルなものが多かったため非常に華やかな雰囲気であった(図4)。メイン会場にはマヤ文明の遺跡を模した装飾がなされており、非常に印象的であった。

講演では核医学診断のみならずアイソトープ治療の演題が多々みられ、国際学会であるので当然日本未承認の薬剤の話もいろいろと聞くことができ、世界でのアイソトープ治療のトレンドに触れることができた。特に塩化ラジウムに関しては講演、展示発表、機器展示と多くの場所で見聞きすることとなったため非常に印象に残っている。

展示発表ではPET/CT、アイソトープ治療のほかDATスキャンの演題も目についた印象である(図5)。DATスキャンは日本での承認が最近であったため意識してしまったのかも知れないが、日本以外の国からも多くの展示があった。最終日の学会本部からの報告では約22%がoncologyで、26%がgeneral、8%がneurologyとのことであった。展示会場では夕方になるとなんとテキーラが振舞われていた。これには大変驚いたが、さすがメキシコと思いながら少し頂いてみた。「2022年に日本での開催となったときには、日本酒か焼酎が振舞われるのかなあ」などと考えながらテキーラを飲み干した。PHYSICS WINNERには日本



図5 展示発表会場

からの演題が選ばれており、本邦の核医学界にとって朗報であった。展示初日には未展示部が目立ったのは南米的なご愛嬌であった。

機器展示会場では当然様々な展示がされていたが、GEやPhilips等の世界的企業だけでなく、南米のロコ企業(らしき)の機器展示も多数見受けられた。また、日本核医学会からも2022年のWFNMB誘致活動と、ANM誌プロモーション活動のためのブースが設置されており、様々な人種の多くの参加者が立ち寄っているのが見受けられた。

昼間は学会場に詰めるわけだが、講演がなくなり始める15・16時を過ぎても外は十分明るく、まだまだプールや海も楽しめる。今回、開催時期(子供は夏休み中)および場所柄、家族連れで来ている方もいたようであるが、学会参加後でも十分に家族サービスができたであろう。単身で参加された方も、日中のマリナクティビティへの参加は叶わなかったであろうが、美味しいメキシコ料理やテキーラを堪能し、ホテルゾーン内にはナイトスポット(家族同伴でも可)も多数あったため十分にリフレッシュもできたであろう。

最後に、今回の学会に参加した日本人は約30人とのことであるが、本会への参加および研究発表で1/30以上に日本のプレゼンスを示すことの一回になっていれば幸いである。

追記。4年後にメルボルンで開催される第12回世界核医学会にも是非参加したいと思う。

リレー講座

核医学技術の基礎「PET装置による撮像原理」

和田 康弘 WADA Yasuhiro

《はじめに》

近年、PET検査が普及し特に腫瘍の分野で多く用いられている。PET画像は一般的に定量性に優れていると言われ、画像のピクセル値は放射能濃度である Bq/ml の単位であらわされる。これを基に放射能濃度を投与放射能と体重で正規化したSUV (standardized uptake value)が臨床の現場ではよく用いられる。ここではPETにおけるデータ収集(スキャン)、補正、画像再構成に関して簡単に説明をする。

《データ収集から再構成画像を得るまでのデータ処理の流れ》

図1に収集データから再構成画像までの処理の流れを示す。図1中でランダム補正はデータ収集時に行われ補正されたものが収集データとして保存される場合が多い。その他の補正は画像再構成

の処理の際にまとめて行われる場合が多い。PET-CT装置ではCT画像を基に減弱補正を行う。画像再構成には、SPECT装置と同様にFBP (filtered back projection)法とML-EM (maximum likelihood - expectation maximization)法を基にした ordered subset - expectation maximization 法 (OS-EM法: iterative法, 逐次近似法とも呼ばれる)の2つの方法がある。

《データ収集》

PETでは消滅放射線と呼ばれる特殊なガンマ線を同時計測したものが収集データとなる。消滅放射線とはプラスの電荷をもつ電子(陽電子, ポジトロンと呼ぶ)と通常のマイナスの電荷をもつ電子が合わさることにより発生するガンマ線(光子とも呼ぶ)のことである。この光子は約180°対向する方向に放出され、そのエネルギーはそれぞれ511 keV(電子の静止質量エネルギー)である¹⁾。PETでは陽電子放出核種が計測可能であるが、計測されるガンマ線のエネルギーは核種に依存せず、すべて511 keVである。

約180°対向する方向に放射された2つのガンマ線を別々の検出器で同時に検出することにより、2つの検出器を結ぶ直線上に線源があることがわかる。この直線を同時計測線と呼ぶ。1つの検出器に注目すると同時計測をした他方の検出器の方向からガンマ線が飛来したことがわかる。つまり同時計測では単なるカウントではなくガンマ線の飛来方向の情報を含んでいる²⁾。この為にコリメータを使用する必要がなく、検出器に対して斜めの方向からのガンマ線も検出することができ高

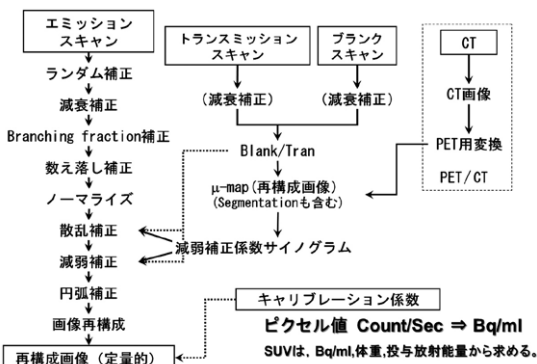


図1 PETにおける収集データから再構成画像までの処理の流れ。収集されたエミッションデータから再構成画像までには多くの補正がかかっている。

理化学研究所 ライフサイエンス技術基盤研究センター 健康・病態科学研究チーム

〒650-0047 兵庫県神戸市中央区港島6-7-3

TEL: 078-304-7111 FAX: 078-304-7112 E-mail: yasuwada@riken.jp

RIKEN Center for Life Science Technologies Pathophysiological and Health Science Team

い感度を得ることができる。

1つの線源から放出された2本のガンマ線を同時計測したカウントを真同時計数と呼び、これが線源分布(画像)の基データとなる。同時計測といっても実際の装置ではある有限の時間以下を同時としている為、同時計測されたカウントには、別々の線源から放射されたガンマ線のそれぞれ1本ずつが同時計測されたものも含まれる。このようなカウントを偶発同時計数(ランダム同時計数)と呼ぶ²⁾。偶発同時計数の同時計測上には実際に線源は存在せず、再構成画像中に虚偽の線源として現れ、画質や定量性劣化の要因になる。偶発同時計数は視野内の放射能2乗に、真同時計数は1乗に比例する(数え落としが無いとすると)。また体軸方向視野外の線源も偶発同時計数の原因になり、無視できない要素である。

多くのPETでは検出器は円周上に配置され検出器リングを形成している。実際には体軸方向に複数の検出器リングを配置しているのでトンネル状に検出器が配置されているがここではわかりやすくするために1つの検出器リングで説明をする。検出器リングの1つの検出器に注目すると同時計測線を定義できる検出器は自分自身を除くすべての検出器となる。図2に示すように平行な同時計測線を方向毎にグループ化し、縦軸に方向(投影角度)横軸に位置(投影位置)としたマトリクスに入れたものがサイノグラムであり、一般的にPETの収集データはこの形式で保存される。

PETでもSPECTと同様に散乱が生じ散乱同時計数として計測される。これも偶発同時計数と同様に再構成画像中に虚偽の線源として現れ、画質や定量性劣化の要因になる。この他に同時に3つ以上の検出器でガンマ線が検出されることもあるが、このカウントは無視される場合が多い。また、同時計測を判定する前のガンマ線を検出したカウントをシングルス計数と呼ぶ。図3にPETで取り扱うカウントの種類を示す。厳密には同時計測されたものをイベント、シングルス計数のように単にガンマ線を計測したものをカウントと呼ぶが、ここでは両者をカウントと称する。

実際の同時計測のカウントには、真同時計数だけでなく、偶発と散乱同時計数が含まれている。この計数をプロンプト同時計数と呼び、これを画像再構成しても正しい画像は得られない。散乱同時計数は散乱補正によって取り除かれ、偶発同時

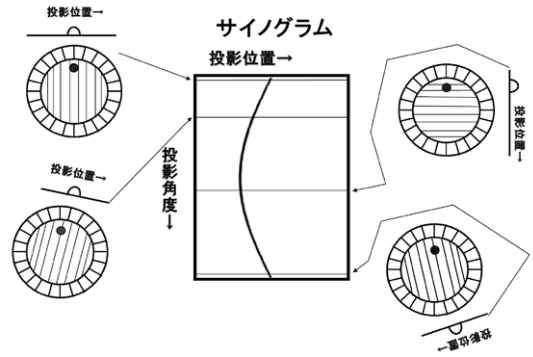


図2 1つの検出器リング内で収集されたデータを同時計測線の投影角度毎にまとめたものがサイノグラムとなる。

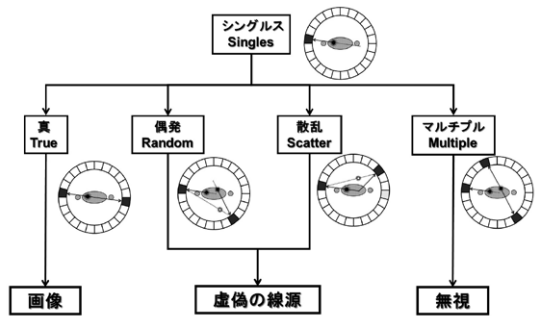


図3 PETにおけるカウントの種類を示す。偶発同時計数、散乱同時計数は再構成画像上に虚偽の線源をもたらし、画質劣化の要因となる。

計数はデータ収集時に補正(《各種補正》の中で述べる)される場合が多い。PETで実際に収集されるデータはプロンプトと偶発同時計数である。それぞれには放射線計測に伴う統計変動が含まれている為に、その差である(散乱を含んだ)真同時計数にはマイナスの値が含まれる。この点はSPECTにおける計測と異なる点である。

《各種補正》

PET画像は定量性が高い、つまり再構成画像中のピクセル値が高い正確度で放射能濃度(Bq/ml)の値として得られると言われている。そのためにはPETでは収集されたデータには図1に示すようにさまざまな補正が必要になる。これらの補正の中で偶発同時計数補正と減弱補正について説明をする。

図4は、PETで実際収集されるカウントの概念を示したものである。検出器①でガンマ線が検出(カウントA)され、ある時間幅 τ 秒内に検出器

②でガンマ線(カウントB)が検出されたとする。この τ 秒を同時計測時間幅 (coincidence timing window または coincidence time window) と呼びこれ以下を同時と定義する。カウント A と B はプロンプト同時計数となる。時間を τ 秒後ろにずらした $\tau \sim 2\tau$ 秒の間に検出器②でカウント C が検出されたとすると、A と C とでの同時計数は、明らかに異なる線源から放出されたガンマ線の組でありこれは偶発同時計数である。 τ は 3 ~ 15 nsec 程度に設定されている PET が多い。実際のスキャンでは τ 秒よりも十分に長い時間データ収集を行い、A-B や A-C のような組み合わせの同時計数を蓄積し、データ収集後に A-B (プロンプト同時計数) から A-C (偶発同時計数) を引き算して、散乱を含んだ真同時計数を求めている。これが一般的な偶発同時計数補正 (ランダム補正) の方法である。この方式を delayed window 方式 (遅延同時計数法) と呼ぶ³⁾、このため偶発同時計数を遅延同時計数と称する場合もある。

PET でも SPECT と同様に減弱の影響を受ける。同時計測では図 5 に示すように 1 つの同時計測線上の線源がうける減弱の影響は線源の位置に依存しないという特性を有する。このため線源が被検者の体外にある場合でも、線源が体内にある場合と同じ減弱の影響を受ける。この特性を利用して事前に密封線源等を用いて PET 内に何も無い状態でスキャン (ブランク) を行い、被検者が PET に入った状態でおなじ密封線源を用いてスキャン (トランスミッション) を行い、同時計測線毎のカウント率の比が減弱の影響となりその逆数が補正の係数となる⁴⁾。減弱補正は同時計測線 (サイングラム上のピクセルに相当) 毎にエミッションデータに補正係数を掛け算することで容易に行える。また CT と同様にトランスミッションとブラ

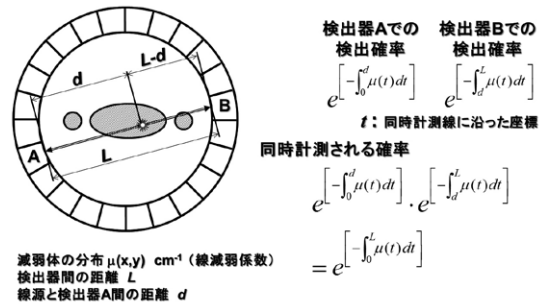


図5 星印で表された線源から検出器A,Bに向けてガンマ線が放射されたとし、検出器A,Bでそれぞれのガンマ線が計測される確率は図中右上の式で表される。同時計測では両方のガンマ線が検出される必要があり、その確率は図中右下の式で表せる。この式の中には線源の位置を表す d は含まれてなく、1つの同時計測線上にある線源は位置に依らず同じ減弱の影響を受ける。

クのデータを用いて画像再構成を行うと線源弱減弱係数の分布 (μ -map) 画像が得られる。この μ -map から減弱補正データを求めることができる。PET/CT では、CT 画像のピクセル値 (HU 値) を 511 keV の μ 値に変換して減弱補正を行っている⁵⁾⁶⁾。PET/MRI 装置でも同様の方法を用いているが MRI では骨が写らない為に 511 keV の μ -map を求める際にいろいろな工夫⁷⁾⁸⁾がされている。

減弱とは、放射線が物体内を通過する際に受ける吸収 (光電効果やコンプトン電子) とコンプトン散乱により、本来到達すべき検出器に到達せずに検出されない現象を示し⁹⁾、散乱と関連している。散乱補正では減弱体による散乱をシミュレーションで求める方法もありその際に減弱補正データを減弱体のデータとして用いている。

《画像再構成》

PET における画像再構成も SPECT と同様に解析学を基とした filtered back projection (FBP) 法と統計的に最も尤もらしい線源の分布を求める maximum likelihood - expectation maximization (ML-EM) 法を基にした ordered subset - expectation maximization (OS-EM) 方等がある。統計的な方法は解を得るには繰り返し計算が必要になるために iterative 法とも呼ばれている。それぞれの方法の内容は多くの文献等¹⁰⁾¹¹⁾¹²⁾に記載されているのでここでは省略する。

FBP 法ではフィルタとカットオフを設定する。

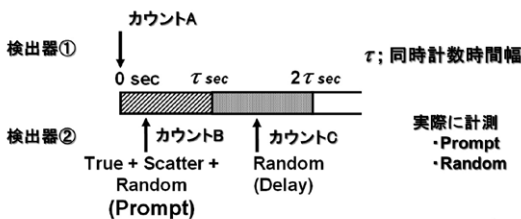


図4 PET で収集される同時計数の概念図を示す。実際に同時計測されるカウントはカウント A-B 間のプロンプト同時計数 (真、散乱、ランダムが含まれる) と A-C のランダム同時計数の 1 種類である。

これらの設定によって再構成画像の空間分解能が主に影響を受ける。また収集データに含まれる統計変動の影響を再構成画像は強く受ける。再構成画像が低い空間分解能になるような設定では統計変動は少なくなるが部分容積効果により画像の値は低くなる。画像上の統計変動によるノイズは空間分解能と収集データの雑音等価計数(真, 散乱, ランダム同時計数を考慮したカウント)に影響を受けるため, フィルタとカットオフの選択にはこれらを考慮する。

OS-EM法ではiterationとsubsetの数を指定する。複雑な線源分布の画像(高い空間周波数の成分が多い画像)であるほど正しいピクセルの値になるには多くのiteration数が必要となる傾向があり, 定量性のある画像を得るためには線源分布を考慮してiteration数やsubset数を決める必要がある。FDGの腫瘍検査での画像再構成条件は, 日本核医学技術学会から発行されている「がんFDG-PET/CT撮像法ガイドラインファントム試験マニュアル」¹³⁾に沿って決定していることが多い。しかし, このファントムはFDGの腫瘍検査を模したもので, このガイドラインで決めた再構成条件は「がん」「FDG」以外には適応できるとは限らないので注意が必要である。

FBP法やOS-EM法では再構成画像にスムージングをpost filterとして加える場合もある。

近年のtime of flight (TOF)を考慮に入れた画像再構成が実用化されてきている¹⁴⁾。TOFは同時計測で2つの検出器で計測される時間差の情報を画像再構成で考慮するものである。TOFを用いない場合には同時計測線路上に同じ確率で線源が存在するとするが, TOFでは線源の存在確率が時間差に応じた位置を中心に広がるとして画像再構成を行う。この方法により線源を中心とした統計ノイズの拡がりや抑えられる。大きな体の被検者程その効果は大きいと考えられる。

OS-EM法にはノーマライズ(同時計測線毎の感度補正), 減弱補正, 散乱補正, point spread function (PSF)補正等を組み入れることが可能であり, 実用化されてきている。しかし, この画像再構成¹⁵⁾ではエッジ部分の強調や, 小さな線源の値が実際よりも大きくなる等の問題もあり定量性には注意をはらう必要がある。しかしながら, あくまでも個人的な意見であるが, PSF補正を含めた再構成画像では小さな異常集積を発見しやすく

なることも考えられ, FDG腫瘍検査の転移巣発見という観点からは利点もあると思われる。

《おわりに》

PET装置による撮像原理としてデータ収集, 補正, 画像再構成に関して概要といくつかのトピックスについて説明した。PETは定量性が高いといわれているが, それは補正や画像再構成を含めたデータ処理が適正に行われた場合のみである。このことを理解して使用することが大切である。

今回の内容が読者の皆様の理解の一助となれば幸いである。

《参考文献》

- 1) Phelps ME. PET Physics, Instrumentation, and Scanners. PET Molecular Imaging and Its Biological Applications. Springer, New York 2003; 5-8.
- 2) 和田康弘. 第4章PET(PET/CT)装置, 核医学技術総論. 日本核医学技術学会編, 山代印刷, 京都2008; 111-114.
- 3) 水田哲郎. 第2章PET, 補正法, 核医学画像処理. 日本核医学技術学会編, 山代印刷, 京都2010; 237-238.
- 4) Cherry SR, Sorenson JA, Phelps ME. Positron Emission Tomography. Physics in Nuclear Medicine, Fourth Edition. ELSEVIER SAUNDERS, Philadelphia USA 2012; 338-339.
- 5) Burger C, Goerres G, Schoenes S, et al. PET attenuation coefficients from CT images: experimental evaluation of the transformation of CT into PET 511-keV attenuation coefficients. Eur J Nucl Med 2002; 29; 922-927.
- 6) 四月朔日聖一. PETとPET/CTにおける減弱補正法の基礎と有用性. 日本放射線技術学会誌 2006; 62; 797-803.
- 7) Disselhorst JA, Bezrukov I, Kolb A, et al. Principles of PET/MR imaging. J Nucl Med 2014; 55: 2s-10s.
- 8) Hofmann M, Steinke F, Scheel V et al. MRI-based attenuation correction for PET/MRI: A novel approach combining pattern recognition and atlas registration. J Nucl

Med 2008; 49: 1875-1883.

- 9) 仁井田秀治. 第1章SPECT, 補正法, 核医学画像処理. 日本核医学技術学会編, 山代印刷, 京都2010; 170-171.
- 10) 竹中賢一. 第2章画像再構成, フィルタ補正逆投影法, 核医学画像処理. 日本核医学技術学会編, 山代印刷, 京都2010; 32-37.
- 11) 高橋康幸. 第2章画像再構成, 逐次近似法, 核医学画像処理. 日本核医学技術学会編, 山代印刷, 京都2010; 37-45.
- 12) 尾川浩一. SPECTにおける画像劣化とその補正(5)画像再構成. 映像情報 medical 2002; 34: 1014-1018.
- 13) 福喜多博義, 林万寿夫, 鈴木一史, 他. がんFDG-PET/CT撮像法ガイドライン. 核医学技術 2009; 別冊.
- 14) Karp JS, Surti S, Daube-Witherspoon ME, et al. Benefit of time-of-flight in PET: Experimental and clinical results. J Nucl Med 2008; 49: 492-470.
- 15) Tong A, Alessio AM, Thielemans K, et al. Properties and mitigation of edge artifacts in PSF-based PET reconstruction. IEEE Trans Nucl Sci 2011; 58: 2264-2275.

for one more smile



遺伝子組換えヒト型甲状腺刺激ホルモン製剤 薬価基準収載

タイロゲン® 筋注用0.9mg

ヒトチロトロピン アルファ(遺伝子組換え)筋注用凍結乾燥製剤
生物由来製品/処方せん医薬品注)

注) 注意—医師等の処方せんにより使用すること

効能・効果、用法・用量、禁忌を含む使用上の注意等については、添付文書をご参照ください。




【製造販売元・資料請求先】
genzyme ジェンザイム・ジャパン株式会社 ぐすり相談室
 A SANOFI COMPANY 〒163-1488 東京都新宿区西新宿三丁目20番2号
 TEL:0120-255-011 FAX:03-6301-4045 <http://www.genzyme.co.jp/>

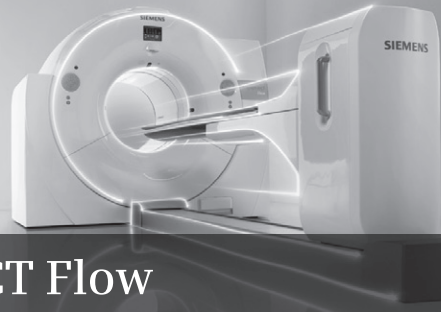
2013年9月作成

臨床核医学投稿要領

本誌は関東地区の有志による放射線診療研究会が核医学診療の啓蒙を目的として発行している雑誌です。内容は核医学に関する原著や症例報告の他、総説や教育的記事、施設の紹介、学会印象記、留学記、随想なども扱っています。

1. 原稿の表紙には、題名、著者氏名、所属、所属住所、電話番号、ファックス番号、電子メールアドレス、英文氏名、英文所属を記載してください。原著や症例報告では英文題名、英文key words(3個)も記載してください。
2. 原稿はワードにて「表紙」「本文」「文献」「図の説明」の順で作成してください。図(写真や画像)はカラーおよび白黒のいずれも可能で、解像度は横幅で約1000pixel、ないし横幅8cmにて約300dpiを目安にしてください。図はワード本文にはめ込まず、JPEGやTIFFなどの形式で別に提出して下さい。
3. 本文の文字数や図表の枚数には特に制限はありませんが、1編あたり本文約4000字、図表5枚前後を目安にしてください。極端に長い場合、前編・後編に分けて掲載させていただくことがあります。
4. 原稿の送付は、電子メールの添付による送信を原則としますが、CDRの郵送でも受け付けます。写真や画像をメールの添付で送るときには容量が過大にならないよう注意し、著者校正の段階で画質を十分チェックしてください。
5. シンチグラフィは装置名、放射性薬剤名、投与量、撮像条件を記載してください。
6. 参考文献は必要最小限にとどめ、著者は3名までとし、それ以上は「他」または「et al」としてください。書き方は以下の例にならってください。
 - 1) 安河内 浩, 木下文雄, 鈴木 豊, 他. 食道癌における肝シンチグラムの有用性. 核医学 1977; 14: 769-774.
 - 2) Machida K, Kubo A, Koizumi K, et al. Three-dimensional stereotactic surface projection of brain perfusion SPECT. Ann Nucl Med 2003; 17: 641-648.
7. 体裁上、多少手を入れさせていただくことがありますので、ご承知おきください。
8. 別刷30部を筆頭著者にお送りいたします。
9. 原稿の送付先：
〒162-8666 東京都新宿区河田町8-1
東京女子医科大学 画像診断学・核医学講座
百瀬 満 宛
TEL : 03-3353-8111 FAX : 03-5269-9247
E-mail: momose.mitsuru@twmu.ac.jp
10. なお、本誌のバックナンバーは(株)メテオインターゲートのホームページ <http://www.meteo-intergate.com> から有料でダウンロードでき、そこと契約している大学図書館を経由し「メディカルオンライン」を利用しても閲覧・ダウンロードできます。





Biograph mCT Flow

PET・CT

Answers for life.

X線CT組合わせ型ポジトロンCT装置 バイオグラフ mCT
 認証番号: 221AD8ZX00015000





放射性医薬品 /
 骨疾患診断薬・脳腫瘍及び脳血管障害診断薬
 処方せん医薬品 注意—医師等の処方せんにより使用すること

テクネ[®] MDP 注射液/キット

放薬基: メチレンジホスホン酸テクネチウム (^{99m}Tc) 注射液 / 注射液 調製用 薬価基準収載

※「効能又は効果」、「用法及び用量」、「使用上の注意」
 等については添付文書をご参照下さい。

製造販売元
富士フイルム RIファーマ株式会社
 資料請求先: 〒104-0031 東京都中央区京橋2-14-1 兼松ビル TEL.03(5250)2620
 ホームページ: <http://ri.fujifilm.co.jp>

2013年1月作成



Excellence in Science



リサーチからスクリーニングまで 拡がる臨床価値

国産最高峰のPETに、64列128スライスCTを搭載したEminence STARGATE。
 完全分離型ガントリを採用し、PET定量検査を要求される最先端の研究施設からオンコロジー
 検査が主体の短時間検査が必要な臨床施設まで、多様な検査に柔軟に対応します。
 また、カーディアックパッケージを搭載することにより、がん診断・治療を中心としたPET/CTの
 利用が、さらに循環器領域へも拡がります。





64

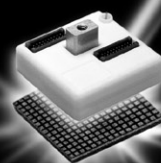
High flexible PET/CT System

製造販売認証番号: 219008ZX00784000
株式会社 島津製作所 医用機器事業部
 604-8511 京都市中京区西ノ京桑原町1 TEL (075) 823-1271 www.med.shimadzu.co.jp

アンガー型検出器の登場から半世紀。
いま、核医学検査に新たな足跡が刻まれます。

NEXT STEP

半導体検出器。それは未来への、刻印。



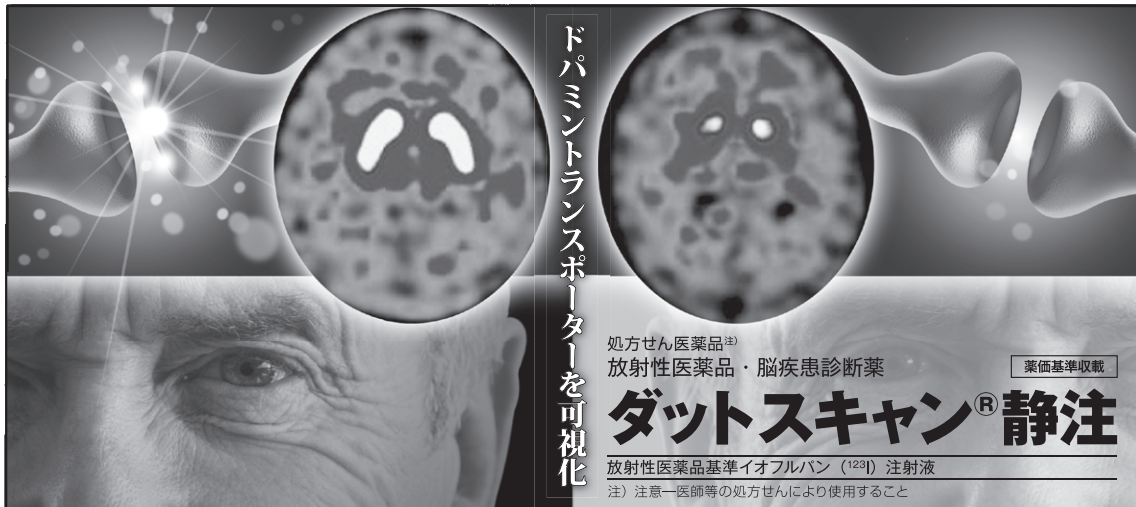
Discovery NM 530c

私たち人類に大きな衝撃を投げかけた足跡。
約半世紀という長い時の流れを超え、いま、核医学検査に歴史的な一歩が刻まれます。Discovery NM 530c。

人体から出る微弱な放射線を、直接電気信号に変える半導体検出器を搭載。しかも、この半導体検出器の特長を生かすため数々の技術をここに集約しました。検出器を回転させることなくボリュームスキャンを可能とするデータ収集、感度と分解能のバランスを効率的に追求した集束コリメーション技術、最適な画質を得るための3D逐次近似画像再構成技術。GEは「Alcyone Technology」と名付けたこれらの技術を、余すことなくDiscovery NM 530cにつぎ込みました。

これこそ極めて革新的なニュースとして語り継がれる未来への刻印です。





ドパミントランスポーターを可視化

処方せん医薬品^{※1}
放射性医薬品・脳疾患診断薬

薬価基準収載

ダットスキャン® 静注

放射性医薬品基準イオフルバン (123I) 注射液

注) 注意—医師等の処方せんにより使用すること

(症例提供: 順天堂大学医学部附属順天堂医院)

禁忌 (次の患者には投与しないこと)

本剤及び本剤の成分に対し過敏症の既往歴のある患者

効能又は効果

以下の疾患の診断におけるドパミントランスポーターシンチグラフィ
・パーキンソン症候群 ・レビー小体型認知症

用法及び用量

通常、成人には本剤1バイアル(111~185MBq)を静脈内投与し、投与後3~6時間に頭部のシンチグラムを得る。

使用上の注意

1. 慎重投与 (次の患者には慎重に投与すること)

- (1) 重篤な肝機能障害のある患者 [血中に滞留することがある (「薬物動態」の項参照)。]
- (2) 重篤な腎機能障害のある患者 [血中に滞留することがある (「薬物動態」の項参照)。]
- (3) 飲酒に対し強い反応を示す患者 [本剤はエタノールを5%含有するため、アルコールの中枢神経系への影響が強くなるおそれがあるため、本剤を投与する場合には問診により適切かどうか判断すること。]
- (4) 排尿障害のある患者 [膀胱部の被曝が増加することがある (「吸収線量」の項参照)。]

2. 重要な基本的注意

- (1) 診断は他の関連する検査結果や臨床症状等を併せた根拠に基づいて総合的に判断すること。
- (2) 診断上の有益性が被曝による不利益を上回ると判断される場合にのみ投与することとし、投与量は最少限度にとどめること。
- (3) 本剤の投与により過敏症反応を示すことがある。投与に際しては必ず救急処置の準備を行うこと。

3. 相互作用

併用注意 (併用に注意すること)

薬剤名等	臨床症状・措置方法	機序・危険因子
選択的セロトニン再取り込み阻害薬 —フルボキサミンマレイン酸塩 —パロキセチン塩酸塩水和物 —塩酸セルトラリン	線条体と背景組織における本剤の集積比が上昇する可能性がある。画像を評価する際に留意すること。	本剤は背景組織で発現するセロトニントランスポーターにも結合するため、背景組織における本剤の集積が低下する可能性がある。
中枢神経刺激薬—メチルフェニデート塩酸塩 三環系抗うつ剤—アモキシピリン 食欲抑制剤—マシドロール コカイン系製剤—コカイン塩酸塩 中枢興奮剤—メタンフェタミン塩酸塩	線条体における本剤の集積低下の原因となる可能性がある。画像を評価する際に留意すること。	線条体における本剤の特異的結合を競合的に阻害する可能性がある。

4. 副作用

<国内臨床試験>

国内第Ⅲ相試験 (全42例) において、副作用は認められなかった。

<海外臨床試験及び海外市販後データ>

海外臨床試験 (全1064例) において、40例 (3.8%) に副作用 (臨床検査値の異常を含む) が認められた。主な副作用は、頭痛15例 (1.4%) 及び悪心8例 (0.8%) であった。

(1) 重大な副作用

過敏症: 投与後局所反応 (0.1%)、そう痒及び紅斑 (頻度不明) 等の過敏症があらわれることがあるので、投与後も観察を十分にを行い、異常が認められた場合には適切な処置を行うこと。

(2) その他の副作用

	1%以上	1%未満	頻度不明*
過敏症	—	—	過敏症反応
精神・神経系	頭痛	浮動性めまい、蟻走感	—
感覚器	—	回転性めまい	—
消化器	—	悪心、空腹、口内乾燥	—
その他	—	味覚異常、血腫、注射部位血腫	注射部位疼痛

* 海外の市販後における報告のため頻度不明

5. 高齢者への投与

一般に高齢者では生理機能が低下しているため、患者の状態を十分に観察しながら慎重に投与すること。

6. 妊婦、産婦、授乳婦等への投与

妊婦又は妊娠している可能性のある婦人及び授乳中の婦人には、原則として投与しないことが望ましいが、診断上の有益性が被曝による不利益を上回ると判断される場合にのみ投与すること。

7. 小児等への投与

小児等に対する安全性は確立していない (現在までのところ、使用経験がない)。

8. 適用上の注意

(1) 投与速度: 投与時に注射部位疼痛の起こる可能性を抑えるため、少なくとも15秒以上かけて本剤を静脈内に投与すること。

(2) 撮像前後: 膀胱部の被曝を軽減させるため、撮像前後にできるだけ患者に水分を摂取させ、排尿させること。

9. その他の注意

本剤は、医療法その他の放射線防護に関する法令、関連する告示及び通知等を遵守し、適正に使用すること。

包装

167MBq (2.25mL) / シリンジ 1本

* その他の項目については添付文書をご参照ください。

®: 登録商標

資料請求先



日本メジフィジクス株式会社

〒136-0075 東京都江東区新砂3丁目4番10号 <http://www.nmp.co.jp/>

製品に関するお問い合わせ先

☎0120-07-6941

2014年5月改訂

TOSHIBA
Leading Innovation >>>

GCA-9300R™ 登場。

To meet your demand for the highest quality.

最高のSPECT画像を『GCA-9300R』で。



東芝メディカルシステムズ株式会社

本社 〒324-8550 栃木県大田原市下石上1385番地
<http://www.toshiba-medical.co.jp>

デジタルガンマカメラ GCA-9300R
認証番号：225ADBZX00120000

放射線診療研究会会長 小須田 茂 研究会事務 林 克己
〒359-8513 埼玉県所沢市並木3-2 防衛医科大学校 放射線医学講座
臨床核医学編集委員長 百瀬 満 (発行者, 投稿先)
〒162-8666 新宿区河田町8-1 東京女子医科大学 画像診断学・核医学講座
TEL. 03-3353-8111 FAX. 03-5269-9247 E-mail: momose.mitsuru@twmu.ac.jp
臨床核医学編集委員 汲田伸一郎, 小泉 潔, 小須田 茂, 戸川貴史, 本田憲業, 百瀬敏光

2015年1月20日発行