

日本医用画像工学会

2018. 7 e-ニュースレター NO. 30 (通算84)

目 次

「次世代 PET 研究会 2018 特別講演」

核医学物理学の生い立ち

(「次世代 PET 研究会 2018」特別講演より)

田中 栄一(放射線医学総合研究所 名誉研究員)

…1

「MIT 誌アブストラクト紹介」

Medical Imaging Technology(MIT 誌)掲載論文アブストラクト紹介

…10

次世代 PET 研究会 2018 特別講演

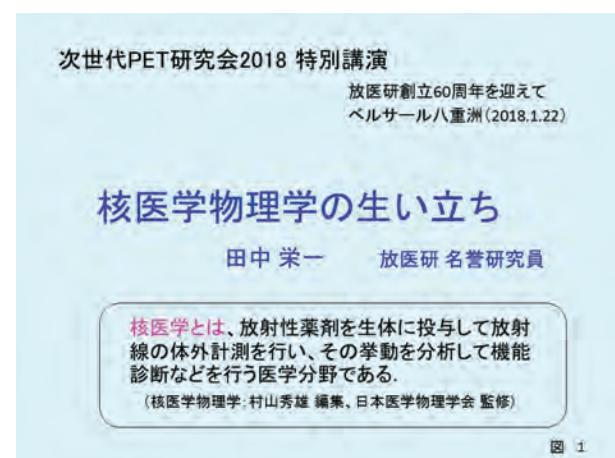
核医学物理学の生い立ち

(「次世代 PET 研究会 2018」特別講演より)

田中 栄一*

このたびは、特別講演の演者としてお招きいただき、大変光栄に存じます。量子科学技術研究開発機構の平野理事長、島田理事、野田放医研所長、ならびに、この研究会を企画されました山谷先生に深く感謝申し上げます。私はしばらく公の場から離れておりますので、うまくお話できるかどうか心配ですが、標題のテーマについて私のかかわった研究の範囲内でお話してみたいと思います(図 1)。

最初に、私と核医学との関係をお話させていただきます(図 2)。核医学の始まりは、1927 年にアメリカの Blumgart という方が、RaC を用いて初めてヒトの両腕間の血液循環時間を測定したこととされています。この年(昭和 2 年)は私の生まれた年でございます。その後終戦の年(1945 年)、広島に原子爆弾が投下されました。このとき私は高等学校の 2 年生で、学徒動員で岡山から広島に出動していたときに原爆に遭遇いたしました。遭遇といつても、爆心地から 6 キロくらいの距離でしたので、それほど大きな身体的被害は受けませんでした。これが、私が最初に放射線とかかわった大きな出来事でございます。1950 年に、日本に初めて人工放射性アイソトープ(RI)が輸入されました。ちょうどその年に私は京都大学の物理学科を卒業したのですが、卒論のテーマが「GM 計数管の試作研究」と、これも放射線測定と関係がありました。その経験が買われて、翌年に工技院電気試験所(産業技術総合研究所の前身)に入所



しまして、放射線測定と放射能標準の確立について研究を行いました。1957 年 7 月に放医研が創立され、昨年創立 60 周年を迎えました。私は 1957 年 12 月に放医研の物理研究部に入りました。人体内の RI の計測と挙動に関する研究を開始いたしました。これが私の核医学物理学研究の始まりでございます。

*放射線医学総合研究所 名誉研究員

つまり私と核医学とは同じ年で、共に 90 歳になります（図 3）。それと放医研と私は同期生、共に 60 年生です。日本は戦争に負けた代わりに原子力の平和利用を手に入れました。原子力の平和利用には、原子力発電によるエネルギー利用と核医学による医学利用に大別されます。私は後者の核医学を選んだわけですが、この選択は、その後の私の生き方に大きな勇気と生き甲斐を与えてくれました。以下、私のかかわった核医学物理関係のお話をさせていただきたいと思います。

当時、世界は原子爆弾の開発に躍起でした。図 4 は、各国の核実験の回数を年次ごとに示したものでございます。ご覧のように、赤色がアメリカ、空色がソビエト、緑がフランスです。これらの国が大部分を占めています。近年問題の北朝鮮の核実験は、当時に比べると（グラフ上）見えないくらい小さな規模であることがわかります。とにかくこの当時は、空からいわゆるフォールアウト（放射性降下物）が降ってきました。地球全体が汚染されたような時代でした。放医研が創立された当時、ホールボディカウンター（全身放射能計測装置）を建設して人体の RI 汚染をモニターするというのが緊急の課題でございました。

私たちが最初に開発したホールボディカウンターには、NaI シンチレータ型とプラスティックシンチレータ型の 2 つがあります（図 5）。まず設計、材料検査（RI で汚染していない材料を使うことが重要）、それから性能評価を行いました。そして出来上がったホールボディカウンターを使って、体内汚染 RI の核種決定と計測、RI の体内挙動の研究といった仕事を分担して行いました。RI の体内挙動の研究を担当してくださった飯沼武先生が丁度この会場にお見えになっております。

その当時、飯沼先生が永井輝夫先生（後の群馬大学教授）のご協力のもとに、大変貴重な仕事をされました。デジタル処理によってシンチスキャナー画像のぼけ修正に成功されたのです。図 6 の左がオリジナルの画像で、右がぼけ修正した画像です。明らかにいろんなパターンが見えています。

核医学と私は同じ年（共に90歳）
放医研と私は同期生（共に60年）

日本は戦争に負けた代わりに
原子力平和利用を手に入れた。
原子力エネルギー：原子力発電
放射性アイソトープ：核医学利用

以下、私の関わった核医学物理関係のお話を！

図 3

当時、世界は原子爆弾の開発に躍起であった。
下表は各国の核実験回数 1945 ~ 2014

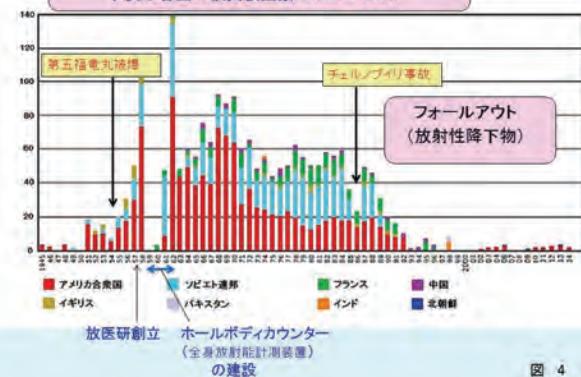


図 4

ホールボディカウンター（全身放射能計測装置）
(放医研第1研究棟の地下室)

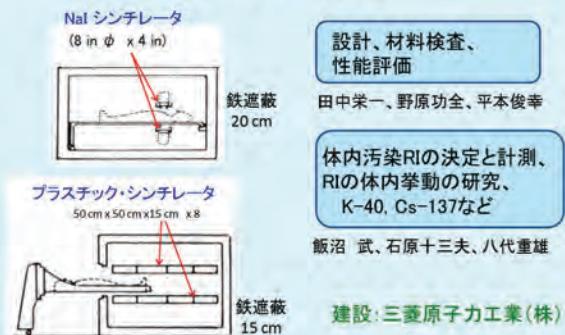


図 5

シンチスキャナー画像デジタル処理
の研究

飯沼 武、永井輝夫
J Nucl Med 1968; 9: 507-516

甲状腺ファントム画像

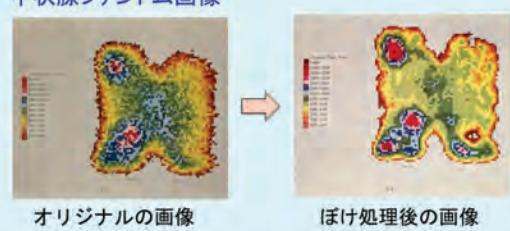


図 6

この研究は、世界で初めて行われた核医学画像のデジタル処理として、大変話題になり、高く評価されました。当時のコンピューターは真空管方式で、非常にお粗末な性能だったことが記憶に残っています。

1960年代は、シンチスキャナーからガンマカメラに移行し、利用される主要 RI もヨウ素 131 からテクネシウム 99m に変わろうとしていた時代で、いろいろなタイプのガンマカメラが開発されていました(図 7)。さて放医研ではどういうタイプを選ぶか、いろいろ検討した結果、アンガーワイドのガンマカメラ、いわゆるアンガーカメラ(Dr. Anger が発明)に焦点を絞り、その調査を始めました。

アンガーカメラでは、図 8 に示すように板状の NaI シンチレータに多数の光電子増倍管(PMT)を配列し、その信号を演算処理して、ガンマ線によるシンチレーションの発光点の位置を示す信号(位置信号)を求めていました。当時のアンガーカメラでは、位置信号を多数の PMT の出力信号から重心演算によって求めています。シミュレーションによって検討したところ、この方式では発光点から遠く離れた PMT 信号の統計雑音が大きく寄与するため、良好な解像力が得られないということがわかつてきました。

そこでどういう計算をして位置信号を出したら最も解像力が高くなるのかについて解析的に計算した結果、 i 番目の PMT 信号の位置信号への寄与率 k_i の最適条件を示す式を見つけました(図 9)。つまり逆問題としての最適解を見つけたわけで、ガンマカメラの性能向上への第一歩でございました。

シミュレーション研究によりますと、従来の重心演算方式では k_i のパターンが図 10 に示しますように右上がりの直線になるのにたいし、理想的な演算方式ではその下のグラフのような(双極性の)パターンになることがわかりました。理想的演算方式では解像力が大幅に向上するだけでなく、シンチレータの面積を大きくしても解像力が劣化しない利点があります。しかし、そのような

ガンマカメラの研究

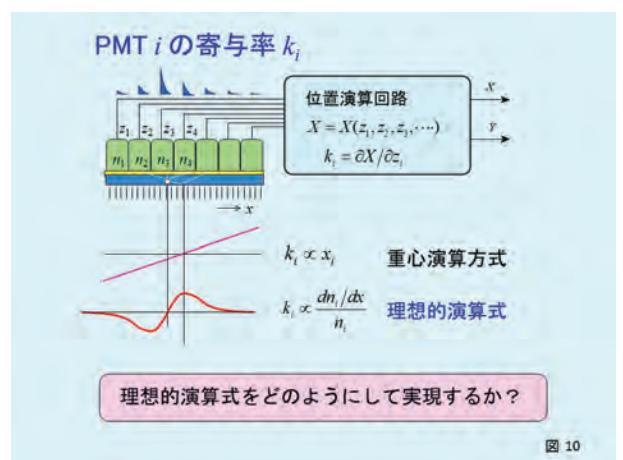
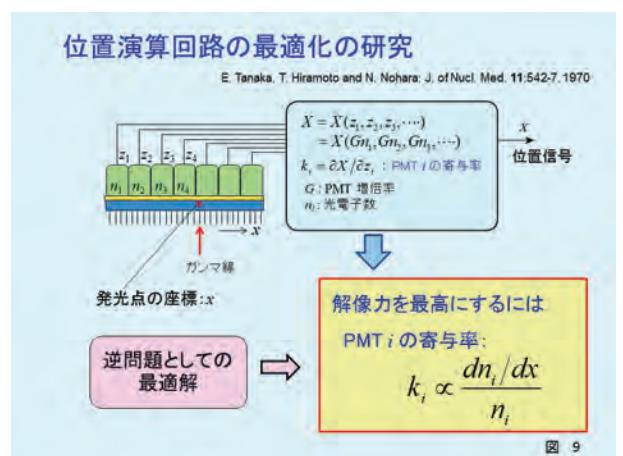
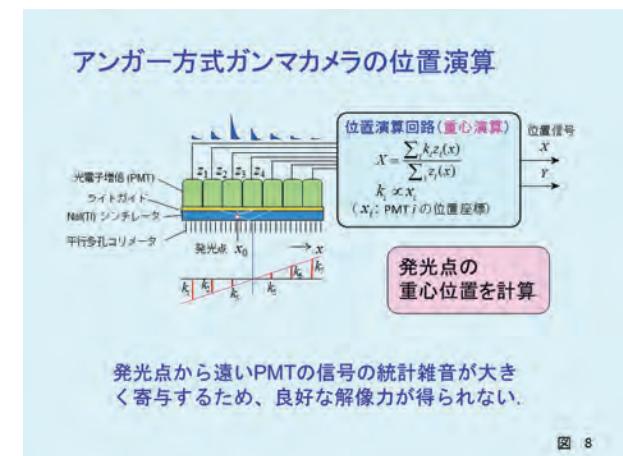
1960年代の核医学:
シンチスキャナー → ガンマカメラ
アイソトープ: U-235 → 99mTc
(99mTc は 1965 年より日本に導入)

種々のガンマカメラ
スパークチェンバー方式 ガンマカメラ
多結晶方式 ガンマカメラ
イメージインテンシファイア方式 ガンマカメラ
アンガーワイド ガンマカメラ(アンガーカメラ)*

放医研ではアンガーワイドを!
H. O. Anger: Rev. Sci. Instr. 29:27, 1958

Dr. H. O. Anger
カルフォルニア大学
(1995.10.29.撮影)

図 7

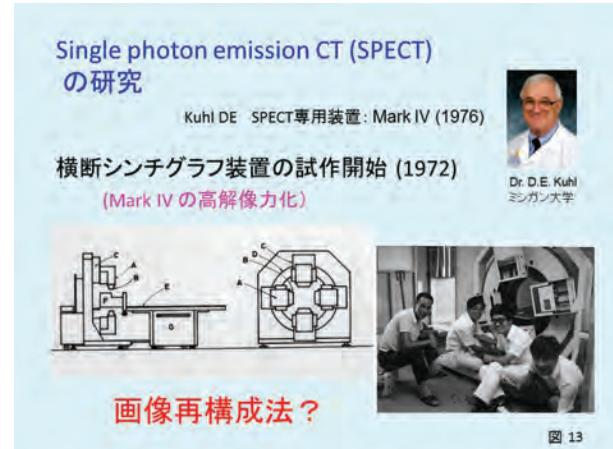
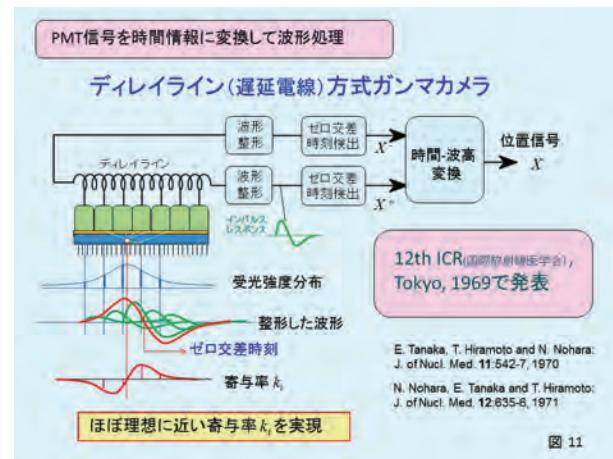


演算式を実際の電子回路でどう実現するかが難しい問題で、その解決に大変苦労いたしました。

最終的に考えついた方法は、各 PMT 信号をディレイライン（遅延電線）によって時間情報に変換し、その波形処理によって適切な情報を取得するという方式です。図 11 に示すように、各 PMT 信号を遅延電線のタップに入力して時間情報に変換し、適当な双極性波形に整形した後、信号がゼロを横切る時刻（いわゆるゼロ交差時刻）を検出し、その遅延時刻を信号に直すと、ほぼ理想的な寄与率 k_i を実現できる事がわかりました。早速、試作実験に取り掛かりました。この理論と実験結果を、1969 年に東京で開かれました第 12 回 ICR（国際放射線医学会）で発表したところ、大変好評をいただきて、私たちの研究が一躍有名になったことを覚えております。

日本でのガンマカメラの生い立ちを図 12 に纏めました。アンガーカメラは 1958 年に論文が発表されてから数年を経て製品化され、日本にも輸入が始まりました。東芝は一時重心演算方式のアンガーカメラを国産化しましたが、1969 年ごろに放医研との共同研究によってディレイラインカメラ（視野直径 25cm）を商品化し、1972 年には、世界で始めて視野直径 35cm の大視野ディレイラインカメラの商品化に成功しました。日立メディコも 1976 年に大視野ディレイラインカメラを開発しました。しかし、ディレイライン方式はかなり回路が複雑で、各イベントの処理時間も比較的に長いですから、その後ディレイライン方式とほぼ等しい性能をもった非直線アンプ方式に改良され、さらに位置演算処理をデジタル的に行うようになって現在に至っています。

体内 RI の 3 次元画像を得るために、今まで SPECT (single photon emission CT) の研究が 1970 年頃からミシガン大学の Dr. Kuhl らによって行われていましたが、1976 年に Mark IV という装置が実用化されました（図 13）。私たちも 1972 年頃から、Mark IV に似た横断シンチグラフ装置、ただし解像力を倍ぐらいに改良した装置の試作を行っていました。しかしその当時、投影データから



画像をどう再構成するかということが大きな問題でございました。

ご存知のように、1972 年に X 線 CT 装置が EMI 社によって商品化されました（図 14）。発明したのは後にノーベル賞を受賞された同社の Hounsfield さんです。日本にもその装置が 1975 年に入ってきた。この出来事は、投影から画像を再構成するという難しい逆問題がコンピューターの進歩によって実用的に解けるようになった

たことを示しています。これは世界中の医学界や医療産業界にとって大きな衝撃でした。

当時私たちも、前述のように横断シンチグラフ装置での画像再構成をどうしようかということを考えていました。その1つの方法が、フィルタ逆投影法 filtered back-projection (FBP)法という方法です。これは図 15 に示すように、測定された投影にあるフィルタ関数を重畳積分して補正された投影を作り、それを逆投影して画像を作るというものです。この時に、どういうフィルタ関数を用いればよいかが未知の問題でした。私たちは、ガウス関数型レスポンス、すなわち出来上がった画像の点応答関数がガウス関数であるようなフィルタを見つけまして、その結果を 1973 年にマドリードで開催された第 13 回 ICR の学会で発表いたしました。しかし、当時の世の中を見てみると、すでにたくさんの数学者が再構成フィルタの研究を進めておりまして大変驚きました（図 16）。最も有名なのは Shepp-Logan filter（1974）です。私たちのガウス関数レスポンスのフィルタ関数は、与えられた解像力にたいし最も統計雑音が少ないという特徴があり、後日 X-CT や PET の理論的計算、あるいは理論的改良をするのに非常に役立ちました。

核医学画像診断のもうひとつの重要な流れは PET (positron emission tomography) です（図 17）。これも古くから研究されていました。画像再構成法も取り込んだ初めての実用的な PET 装置、PETT-III が 1975 年にワシントン大学の Dr. Ter-Pogossian らによって発表されました。PETができると脳機能の画像化ができる、ひとの精神活動が計測できる、ひとの心が読める、このようなフレーズは、私たちに猛烈な刺激と勇気を与えました。「これは早急にやらなきゃいけない」と SPECT の開発研究から全力で切り替えて、後で紹介します Positologica (ポジトロジカ) シリーズの PET 装置を開発してまいりました。この研究には新技術（開発）事業団の多大のご支援をいただきました。

ちょっと話がずれますが、1988 年、この年は私



X-線CTの出現 (1972)

1972.4 EMI 社がX線CT装置を商品化
1975.8 X線CT装置 日本に初輸入
(東京女子医大)

Sir G. Hounsfield
EMI社

**投影からの画像
再構成が可能になつた。**

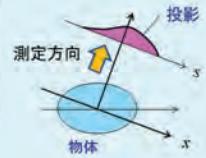
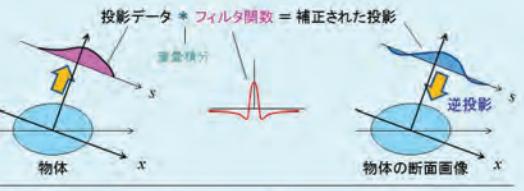


図 14

CT画像(2次元)の再構成法の研究

フィルタ逆投影法
Filtered back-projection (FBP)法



ガウス型レスポンスをもつフィルタ関数を見つけた！

$$g_{\text{Gauss}}(z) = \frac{1}{2\pi\sigma^2} \left[1 - \frac{1}{\sigma^2} \int_0^z \exp\left(-\frac{1}{2\sigma^2}(t^2 - z^2)\right) dt \right]$$

E. Tanaka, T.A. Iinuma, N. Nohara, et al. Proceedings of the XIII International Congress of Radiology, Madrid, 1973, p.314.

図 15

当時のフィルタ関数の研究

G. N. Ramachandran and A. V. Lakshminarayanan (1971) —— Ramp filter	P.F.C. Gilbert (1972)
E. Tanaka, T.A. Iinuma, N. Nohara, et al (1973) ¹⁾	L.A. Shepp and B.F. Logan (1974) —— Shepp-Logan filter
Z.H. Cho, I. Ahn, C. Bohn, et al (1974)	E. Tanaka and T.A. Iinuma (1975) ²⁾ —— Gaussian filter
D.A. Chesler and S.J. Riederer (1975)	

1) E. Tanaka, T.A. Iinuma, N. Nohara, et al. Proceedings of the XIII International Congress of Radiology, Madrid, 1973, p.314.
2) E. Tanaka and T. Iinuma: Phys. Med. Biol. 20:789-798, 1975.

図 16

Positron Emission Tomography (PET)

1975 Ter-Pogossian: PETT-III (ワシントン大学)

脳機能の画像化：心が測定できる！

1979 Positologica I 頭部用 1スライス	1982 Positologica II 全身身用 3スライス*
1983 Positologica III 全身身用 4スライス*	1983 Positologica IV 動物用 1スライス

(* 新技術（開発）事業団のご支援による)

1988 浜松ホトニクス(株) (社長: 江馬輝夫)

脳・神経を研究して世界平和を！

The 1st International Conference: Peace through Mind/Brain Science
第1回 脳・精神科学平和探求国際会議
1988.4.29~5.3 その後、2年ごとに計16回開催

図 17



図 18

が放医研を定年退官して浜松ホトニクスに入った年ですが、同社の当時の社長の塗馬輝夫氏が、奇抜なことというか、大きなことを提案されました。「ひとはなぜ戦争をするのか、PETによる脳の研究を通じて世界の平和を」というわけで、脳・精神科学平和探求国際会議「Peace through Mind/Brain Science」という国際会議の開催を世界に提案されました。その年の4月に浜松において第一回会議が開催され、その後2年ごとに計16回開催されました。

図18は第3回国会議(1990年)の参加者の集合写真です。出席者数は、アメリカから16名、ソビエト5名、イギリス2名、カナダ、スエーデン、ドイツから各1名、日本から101名です。ここに核医学の大御所、ジョンズ・ Hopkins大学のHenry Wagner先生がいらっしゃいます。ソビエト科学アカデミーのN. Bechtereva先生、この方はソビエトの脳研究の第一人者です。イギリスからSydney Brenner先生、この方は生物物理の大家で、2002年にノーベル賞を受賞されています。それからアメリカのBritton Chance先生、スエーデンのB. Langstrom先生、この方はPET薬剤の権威です。鳥塚莞爾先生もここにいらっしゃいます。当時は

福井医科大の学長さんでした。司会の米倉先生(当時は京都大学)もここに写っておられます。前段右端が塗馬輝夫氏。その他、放医研から山崎統四郎先生、館野之男先生、当時の京都大学の小西淳二先生、浜松ホトニクスの山下貴司さん(私の浜松での第一の研究仲間)らが写っています。

さて、図19、図20は先ほど紹介しましたポジトロジカ-シリーズのPET装置です。たびたびお聞きになっているかと思いますが、特徴は検出器を円周上に不均等間隔で配列して連続回転するところです。このテクニックを、「ポジトロン」と「トポロジー」を合わせて、「ポジトロジー」と呼んでいます。この原理を使ったPET装置には

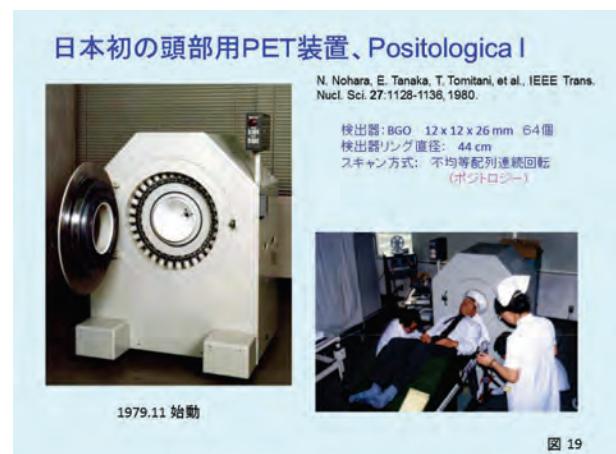


図 19

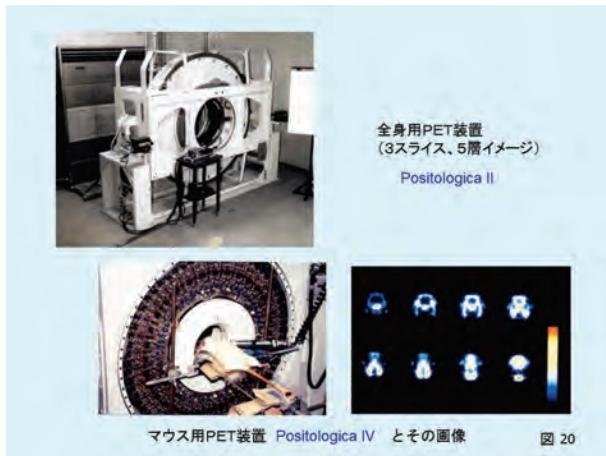


図 20

「ポジトロジカ」という名前を付けました。第Ⅰ号機は頭部用、第Ⅱ、Ⅲ号機は全身用、第Ⅳ号機はマウスなどの小動物用です。小動物用PETはこの装置が世界で初めてでございます。

図21は初期の頃のPETの解像力の推移を示したもので、Ter-PogossianらのPETTⅢや、それを商品化したECATなどの解像力が示されていますが、ポジトロジカⅠは、その当時、世界で最も解像力がよかつたということが自慢です。Headtomeという名前の付いたものは、島津製作所で開発されたシリーズで、SHRと付いたシリーズは浜松ホトニクスの装置です。

このようにPET装置の開発が進んできたのですが、およそ1990年前後、つまり昭和から平成の時代に移るころ、2D(2次元)-PETから3D(3次元)-PETに移行していきます(図22)。3D-PETというのは、身体の断面(スライス面)にたいして大きな傾斜角の同時計数もデータ収集して、検出効率を上げるようにしたものです。私事で恐縮ですが、私の放医研時代はほぼ2D-PET、浜松ホトニクスに移ってからはほぼ3D-PETの研究をしていましたことになります。3D-PETへの移行に伴って画像の再構成も3次元的に行う必要があります。3D-PETでは2D-PETと比較してデータ量が極めて膨大なため、3次元化されたFBP法では画像再構成に長時間を要することが問題でした。この問題につきまして特筆すべきこととして、1995年に、ベルギーのDr. Defriseがフーリエリビニング法という非常に巧妙な方法を発表されました。

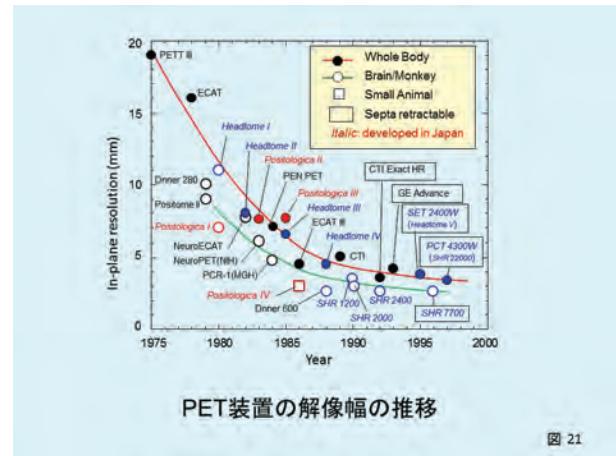


図 21

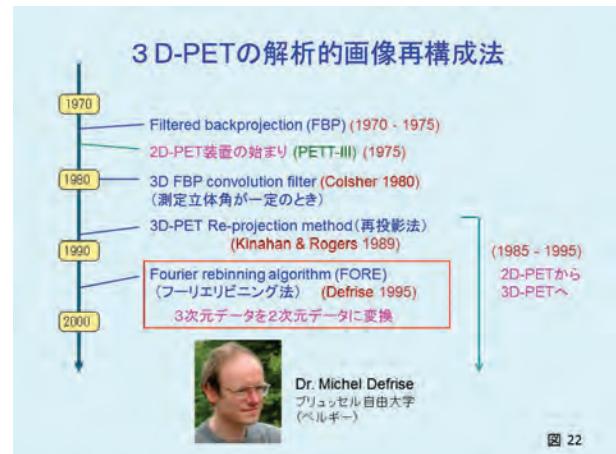


図 22

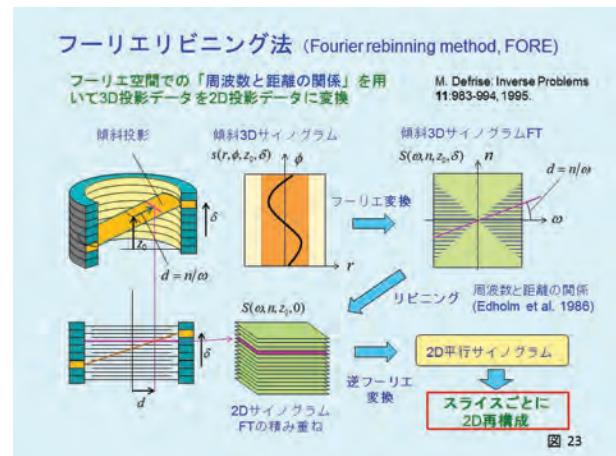


図 23

図23にその原理を示しています。複雑でするので詳しい説明は省きますが、要するにフーリエ空間を利用して、巧妙な方法で3次元の投影データを2次元データに変換し、画像再構成はスライスごとに2D再構成を行うことによって計算時間を大幅に短縮する方法です。

PETの画像再構成のもうひとつの流れは、統計

的の画像再構成法です（図 24）。その典型的な方法が、maximum likelihood, いわゆる最尤推定法、統計的に最も確からしい答えを求めるという逐次近似法です。この方法では、雑音あるいは不合理な投影データに対しても再構成画像に負の値を生じないという性質のために、画像が非常に綺麗になり、誤差も少ないという特徴があります。この方法の原理が提案されたのは1976年ごろです。これを計算機用にアルゴリズム化した ML-EM algorithm が1982年に発表されました。しかし、必要な近似回数が猛烈に多いため、計算に長時間を要し、実用化しませんでした。そこでこの収束速度を高速化するために多くの人々が努力を重ねました。1994年に投影データを部分集合ごとに処理して高速化する OS-EM 法が提案され、さらに 1996 年に緩和係数を導入して高速化する RAMLA 法が発表されました。この頃から統計的画像再構成法が実際の PET に使用されるようになりました。

私たちは筑波大学の工藤博幸先生のご指導をいただきて、2003年に緩和係数を動的に変化させた dynamic RAMLA（略して DRAMA）を開発し

てさらに高速化を進め、2010年には、データ数の多い3D-PETに適した one-pass reconstruction を目指したアルゴリズム、3D-DRAMA を発表しました。One-pass reconstruction というのは、各投影データを1回ずつ使用して再構成を完成するという意味です。

図 25 は今までの話題を時間的に纏めたものです。緑色が装置関係、橙色が解析的画像再構成、赤が統計的画像再構成、黄色がその他の出来事です。X線-CT の発明が1974年、日本で最初のPET装置が1979年、PETの3次元化が1990年前後から始まっています。最近の話題として放医研で開

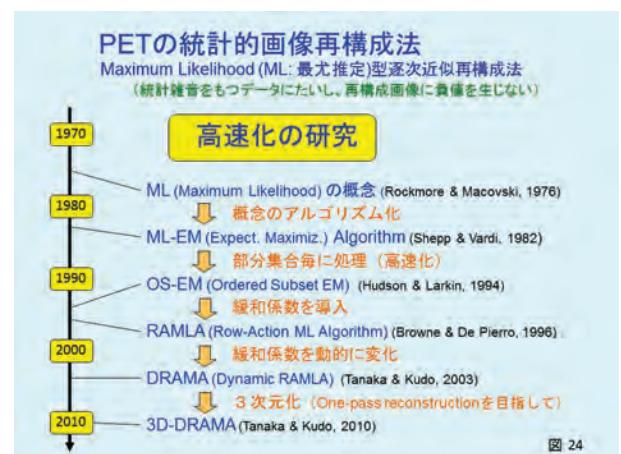


図 24

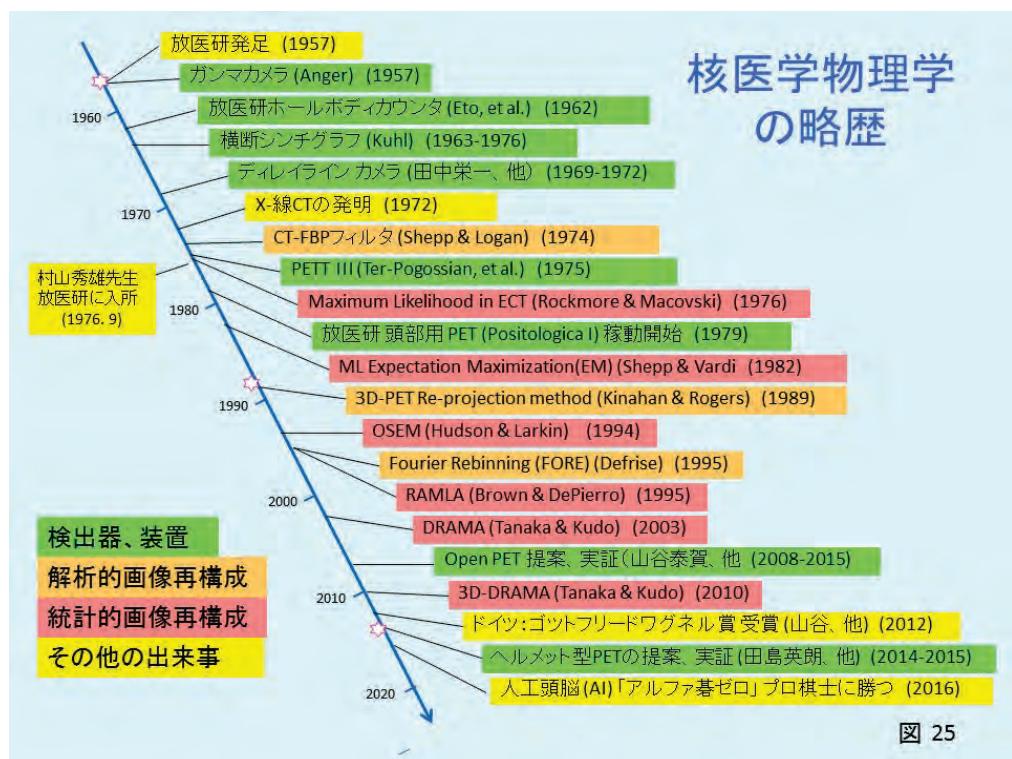


図 25

発された OpenPET やヘルメット PET のことが記載されています。最後に囲碁の人工頭脳（AI）がプロ棋士に勝ったという出来事も入れておきました。村山秀雄先生が放医研に入られたのは 1976 年です。時間軸上の星印は私が放医研に入所した年、定年退職して浜松ホトニクスに移った年、退職した年を示しています。

最後に「まとめ」（図 26）でございますが、今までの経験を顧みて、科学の進歩には多くの人々の努力と長い歴史があり、グループの結束、他分野との協力、温故知新が非常に大切であるということを実感しました。それから、私のかかわったテーマのほとんどが逆問題をどう処理するかの問題です。ガンマカメラの最適化、画像再構成、画像診断や医学診断などもすべて逆問題です。逆問題を解くのに解析的手法がありますが、これは解析数学的な根拠に基づいて逆問題を順問題に変換する方法だと思います。一方、統計的手法では逐次近似法が利用されますが、その場合は収束に関する統計数学的な根拠が重要です。最近では人工頭脳（AI）を利用して、画像再構成や画像診断を含むいろいろな逆問題を解くことが話題になっているようです。今後どう発展するか私にはわかりませんが、例えば根拠が不明瞭とか、いろんな問題があるような気がします。とにかく平成の次の時代は AI 全盛の時代になるのではないかと想像されます。

最後に一言（図 27）、私の好きな言葉は「ひらめきは考え続ける者だけにやってくる」 - レオナルド・ダ・ヴィンチ - です。この席を借りまして、ご協力、ご支援、ご指導いただいた多くの方々に心から謝意を表します。ご清聴ありがとうございました。

本稿は、2018 年 1 月 22 日にベルサール八重洲（東京）にて開催された「次世代 PET 研究会 2018」（量子科学技術研究開発機構 放射線医学総合研究所 主催）での特別講演を、ほぼそのままの形で紙面に再現したものです。核医学を物理面からリードし続け

まとめ

1. 科学の進歩には多くの人々の努力と長い歴史がある。
グループの結束、他分野との協力、温故知新
2. 多くのテーマは逆問題である。
ガンマカメラの最適化（PMT信号 → 発光位置）
CT 画像再構成（投影 → 画像）
画像診断（画像 → 病巣）
医学診断（症状 → 病因）
3. 逆問題の解法：
解析的手法（逆問題 → 順問題 解析数学的根拠）
統計的手法（逐次近似法の利用 統計数学的根拠）
人工頭脳（AI）（…根拠が不明瞭？ ……）
4. 人工頭脳（AI）の利用に期待！

図 26

ひらめきは考え続ける者だけにやってくる
レオナルド・ダ・ヴィンチ

ご協力、ご支援、ご指導頂いた多くの方々に深甚の謝意を表します。

ご静聴ありがとうございました。

図 27



てきた田中先生のご講演は、核医学を担っている現役世代だけでなく、これから核医学を勉強しようとする若手世代にとっても大変貴重であると思います。田中先生、ご講演ありがとうございました。

（編集担当：放射線医学総合研究所 田中真澄、田島英朗、山谷泰賀）

MIT 誌アブストラクト紹介

Medical Imaging Technology(MIT 誌) 掲載論文アブストラクト紹介

JAMIT 会員の方の全文アクセス方法

JAMIT 会員の方は、(各論文アブストラクトの上にある) J-STAGE のリンクから全文を無料で閲読することができます。閲読するために必要なユーザ ID とパスワードは、jamit-announce メーリングリストにて年に一度お知らせしていますが、お忘れになった場合は JAMIT 事務局 (jamit@may-pro.net) にメールでお問い合わせください。

非会員の方の全文アクセス方法

公開から 2 年以上が経過した MIT 誌論文は、上記の (会員向けと同じ) J-STAGE のリンクから無料で全文にアクセスすることができます。一方、公開から 2 年未満の論文は 2014 年 12 月まで非会員の方が全文を閲読する手段は冊子体を探していただくしかありませんでしたが、問い合わせが多いのと、より多くの方に MIT 誌の論文を読んでいただくため、株式会社メテオが運営している Medical Online を通じて有料で論文を販売する枠組みを整備して 2015 年 1 月から正式運用を開始しました。非会員の方は、(各論文アブストラクトの上にある) MO のリンクをクリックしていただければ、有料で Medical Online にて論文単位で希望の論文を購入することができます。

=====
Medical Imaging Technology Vol. 36 No. 3 (2018 年 5 月号)
特集／マイクロ解剖学のための微細解剖構造イメージング

＜特集論文＞

屈折コントラスト X 線 CT 撮像法と病理サンプルの三次元構造解析

砂口尚輝、島雄大介、市原 周、川崎朋範、森 健策、湯浅哲也、安藤正海

【J-STAGE】 【MO】

本論文では、生体軟組織の三次元構造を高感度に描出できる X 線暗視野法 (XDFI) に基づく屈折コントラスト X 線 CT について解説する。XDFI は 2002 年に提案されて以来、高分解能化・高感度化に結びつくさまざまな技術が開発され、現在は病理診断の分野への応用が進められている。ここで、近年の成果を中心に、XDFI の撮像原理、CT 再構成アルゴリズム、生体軟組織の撮像結果について紹介する。
キーワード：X 線暗視野法、CT、生体画像計測

* * *

<特集論文>

X 線位相情報を用いた CT 技術の最近の進展

百生 敦

【J-STAGE】 【MO】

X 線の位相情報を用いた CT, すなわち物体の屈折率分布で三次元画像を形成する技術は, 1990 年代前半に筆者が発明し, その後複数の X 線位相コントラスト法のもとで実現されている. 物体による X 線の位相シフトや屈折 (位相シフトの微分) を検出する方法, あるいは, X 線伝搬からの位相回復などがその具体的なアプローチである. 最近は, 解像できない程度の細かい散乱体が物体中にあるときに生じる位相コントラストの減退を信号として処理し, 散乱体の分布を三次元再構成する CT 技術も派生してきている. また, シンクロトロン放射光が位相コントラスト生成に欠かせないと考えられた時代は過ぎ, 実験室 X 線源を用いた X 線位相 CT も可能となってきた. これは, X 線 Talbot 干渉計, あるいは, X 線 Talbot-Lau 干渉計とよばれる X 線透過格子を用いて X 線の屈折や散乱を検出する方法に基づいており, 産業界からの期待も膨らんでいる. 本稿では, 特にこれにまつわる最近の進展を紹介する.

キーワード : 位相, 干渉計, 散乱, 格子, 実験室 X 線源

* * *

<特集論文>

光コヒーレンストモグラフィー

西澤典彦, 山中真仁

【J-STAGE】 【MO】

光コヒーレンストモグラフィー, 通称 OCT は, 広帯域光と光干渉計を用いてマイクロメーターの分解能で生体の内部構造を非破壊で計測する技術である. OCT の技術も進化し, イメージング速度の高速化も進み, 眼科を中心にさまざまな医療分野で応用が試みられている. 筆者らは, 超短パルス光を用いたスーパーコンティニューム光源を開発し, それを用いた超高分解能 OCT の研究を進めている. OCT イメージングの特性は波長に依存する. 波長 $0.8\mu\text{m}$ 帯では高精細なイメージングが可能であるが, 最近, 散乱が小さく水の吸収の極小がある波長 $1.7\mu\text{m}$ 帯が, 高侵入イメージングの視点から注目を集めている. 本稿では, OCT の基礎から最近の状況まで, 筆者らの成果を中心に概説する.

キーワード : 光コヒーレンストモグラフィー (OCT), 非破壊計測, スーパーコンティニューム, 光コヒーレンス顕微鏡 (OCM)

* * *

<特集論文>

デスクトップ型マイクロ CT による微細解剖構造イメージング

森 健策, 中村彰太, 秋田利明, 小田紘久, ホルガー ロス, 小田昌宏

【J-STAGE】 【MO】

本稿では、デスクトップ型マイクロ CT を用いた微細構造イメージングについて述べる。臨床の場で利用される X 線 CT 装置は、その解像度がおよそ 1 ボクセルあたり 0.5mm から 1mm 程度である。このようなイメージング装置を用いて得ることができる画像は、このボクセル解像度に準じた解剖構造を得ることができる。一方、マイクロ CT 装置を用いれば、 $1\mu\text{m}$ から $50\mu\text{m}$ 程度の解像度で撮影できる。本稿では、マイクロ CT によって撮影された肺標本ならびに心臓標本を示し、その可能性について述べる。

キーワード：マイクロ CT, 微細解剖構造, 可視化, イメージング

* * *

<研究論文>

Airway Segmentation from 3D Chest CT Volumes Based on Volume of Interest Using Gradient Vector Flow

Qier MENG, Takayuki KITASAKA, Masahiro ODA, Junji UENO, Kensaku MORI

【J-STAGE】 【MO】

In this paper, we propose a new airway segmentation algorithm from 3D chest CT volumes based on the volume of interest (VOI). The algorithm segments each bronchial branch by recognizing the airway regions from the trachea using the VOIs to segment each branch. A VOI is placed to envelop the branch currently being processed. Then a cavity enhancement filter is performed only inside the current VOI so that each branch is extracted. At the same time, we perform a leakage detection scheme to avoid any leakage regions inside the VOI. Next the gradient vector flow magnitude map and a tubular-likeness function are computed in each VOI. This assists the predictions of both the position and direction of the next child VOIs to detect the next child branches to continue the tracking algorithm. Finally, we unify all of the extracted airway regions to form a complete airway tree. We used a dataset that includes 50 standard-dose human chest CT volumes to evaluate our proposed algorithm. The average extraction rate was approximately 78.1% with a significantly decreased false positive rate compared to the previous method.

キーワード：Airway segmentation, Cavity enhancement filter, Volume of interest, Leakage removal, Gradient vector flow

* * *

<講座：第 2 回>

臓器統計モデリングのための形状表現と位置合わせ（2）

レベルセットを用いた形状表現とその統計モデリング

斎藤 篤

【J-STAGE】 【MO】

臓器形状の統計モデル (SSM) は、臓器セグメンテーションや形態異常の定量化など、医用画像解析

において重要な役割を果たしてきた。SSM の構築方法はその形状表現によって分類することができ、そのうち、特によく用いられるモデルはレベルセット分布モデル (LSDM) と点分布モデル (PDM) である。しかしながら、両者の違いについてはあまり議論されていない。そこで、本論文ではまず LSDM について解説し、その次に LSDM と PDM と比較した場合の両者のメリットおよびデメリットを、複数の観点から考察する。

キーワード：統計形状モデル， レベルセット， 点分布モデル， セグメンテーション

* * *

JAMIT e-News Letter No. 30(通算 84 号)

発行日 平成 30 年 7 月 15 日

編集兼発行人 山谷 泰賀

発行所 JAMIT 日本医用画像工学会

The Japanese Society of Medical Imaging Technology

<http://www.jamit.jp/>

〒103-0025 中央区日本橋茅場町 1-6-17 十字屋ビル 5F

株式会社 メイ プロジェクト内 日本医用画像工学会事務局

TEL: 03(6264)9071 FAX: 03(6264)8344 E-mail: jamit@may-pro.net

※本誌の前身であるCADM News Letterからの通算号数です。