

次世代の小動物専用PET装置"jPET-RD"の 概念設計と1mm～1.5mm分解能性能を予測

分子イメージング研究において不可欠である実験小動物用の高性能PET装置の実現を目指し、新開発の3次元放射線検出器に基づき、市販装置の5倍感度を達成可能な小動物専用PET装置"jPET-RD"を提案し、計算機シミュレーションによって1mm台の分解能を達成した。

■ 背景

マウスやラットなどの実験用小動物のPETイメージングは、分子イメージング研究を推進する有力な手法として期待されており、病気のメカニズム解明や新薬開発などの世界的な競争において極めて重要である。計測対象の脳や臓器が小さい小動物PETでは、1mm程度の非常に高い分解能が求められる一方、画像の精度を保つためには装置感度を十分に高める必要がある。

これは、画像の画素サイズが小さくなると、1画素あたりのガンマ線のカウン数が減ってしまうためである。透過力の強いガンマ線を十分に検出するためにはセンサーである蛍光体結晶を厚くする必要があるが、従来技術では、検出器を体に近づけて感度を高めようとする斜め方向から入射する放射線の位置を特定する際の精度が劣化してしまうことから、感度と解像度の両立が困難であった。

これに対し我々は、次世代PET装置開発プロジェクトにて、検出器深さ方向の放射線位置(DOI)を計測する3次元放射線検出器を開発している(1月プレス発表)。DOI検出器は、位置検出精度を保持したまま検出器を体に近づけて、感度と解像度の飛躍的な向上を可能とする。さらに6月には、これまでの1/7サイズである1.4mm角の超小型蛍光体結晶を識別する、4層DOI検出器の開発に成功した。本稿では、開発した検出器に基づき、次世代の小動物専用PET装置"jPET-RD"を提案し、計算機シミュレーションによって分解能性能を評価したので報告する。

■ 研究手法と成果

jPET-RDでは、蛍光体結晶を小型化することによって空間解像度を高め、蛍光体結晶を多層に配置すると共に、検出器リング径を小さくし体軸方向に長くすることで、体軸方向の視野角を拡大し装置感度の向上を図る。具体的には、1.4mm角、4.5mm厚の蛍光体結晶(LYSO)を32×32×4層に並べた検出器ブロックを6個×2リングに配置することで、市販小動物用PET装置の約5倍の感度を目指す(図-1)。

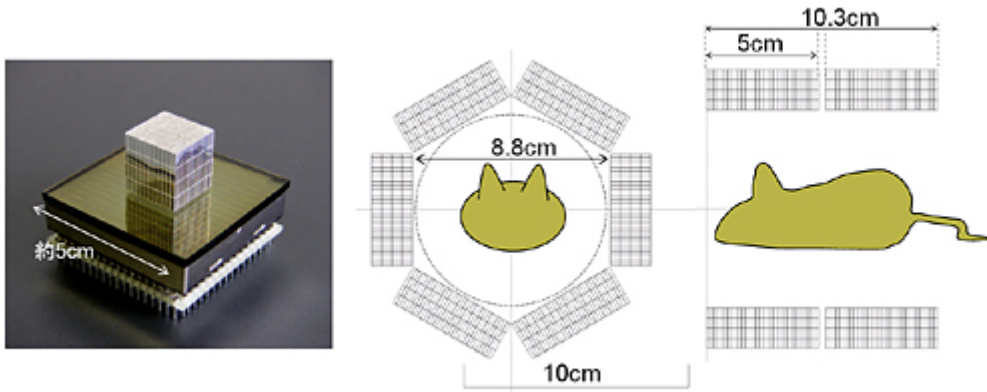


図-1 試作した小動物用4層DOI検出器(左)とjPET-RDの概念設計案(右)。市販装置に比べて、約2倍の結晶素子厚および約1.3倍の体軸方向視野と約半分のリング直径によって、約5倍の感度向上を図る。

この装置設計に従い、蛍光体結晶の幾何学的配置と結晶内のガンマ線の貫通効果を考慮して検出器応答をモデル化し、イメージングシミュレーションを行った。バックグラウンド中にホットスポットを5mm間隔で配置した数値ファントムの再構成画像と、DOI段数による分解能性能の変化を調べた結果を図-2に示す。

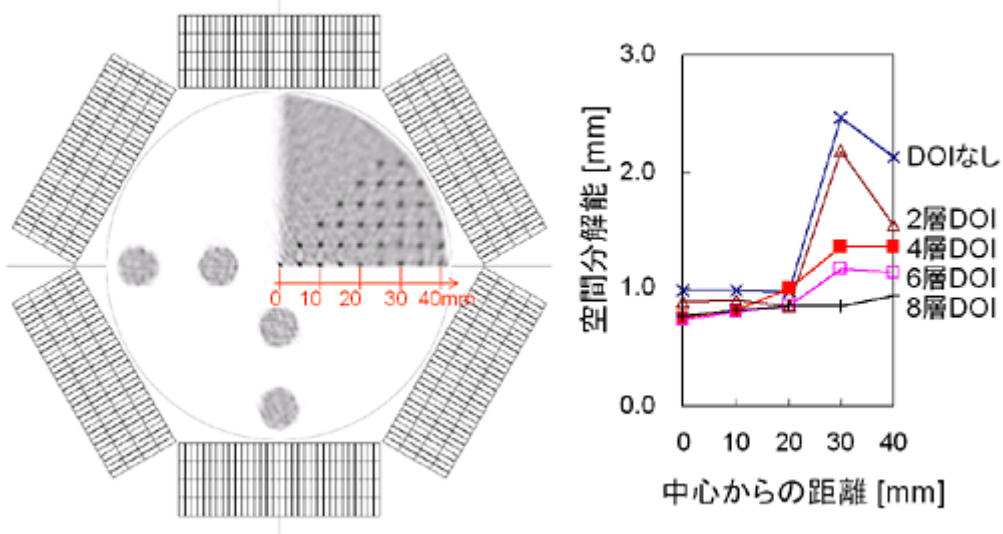


図-2 4層DOIにおける再構成画像の例(左)とDOI段数による分解能性能の変化(右)。4層DOI情報によって分解能の均一性が向上し、検出器リングいっぱいまで画像化できる。また、DOI段数を増やすことによって、1mm均一の分解能が期待できる。

これより、4層DOI情報によって、画像中央だけでなく、検出器直前まで良好な分解能性能が得られることが示された。具体的には、市販装置の分解能が2mm(視野中心)~6mm(視野周辺)であるのに対し、提案装置の予測分解能は、1mm~1.5mm程度と非常に良好である。また、DOI段数を6層、8層と増やすに従い分解能の均一性が向上し、8層DOI弁別が可能であれば1mm均一の分解能が期待できることも分かった。提案装置のコンセプトは、検出器を近づけることによって感度向上を図る一方、視野周辺における分解能の低下をDOI情報で補正するところにある。1mm~1.5mmの分解能が4層DOI情報により得られるという

今回の計算機シミュレーション結果は、このコンセプトを裏づけするものであり、提案装置jPET-RDの実現が期待される。

■ 今後の展開

小動物PETは、分子イメージングにおける需要に加え、人間用商用装置とは異なり研究に特化した装置設計が可能であることから、欧米の大学機関等で数年前から盛んに研究開発されてきた経緯がある。そのうち10種類ほどが既に商品化されようとしているが、まだ研究段階であり分解能と感度を十分に両立できておらず、さらなる技術革新が求められている。

提案装置jPET-RDは、DOI段数や感度の点で、市販装置の性能を上回っているが、2001年に最初のコンセプトを提案した当初に比べると、競争相手のレベルが高まってきた結果インパクトが弱まりつつあることは否定できない。よって、早急に提案装置を実用化する必要があると痛感している。

本研究の一部は、平成16年度島津科学技術振興財団の助成を受けて行われた。また、研究を進めるにあたり、村山秀雄室長をはじめ次世代PET装置開発関係研究者のご協力を頂いた。厚くお礼申し上げます。また、実用化に向けた一歩として、平成17年度理事長調整費(創成的研究)および平成17年度科学研究費補助金若手研究Bの助成を受け、所内物理研究者・生物研究者・医学研究者および千葉大、東工大、北里大、島津製作所などと共同で、1ペア検出器システムの試作および実証試験に着手している。ご支援に感謝すると共に、期待に応えられるよう努めたい。

(重粒子医科学センター 医学物理部診断システム開発室 任期付研究員 山谷 泰賀)

頭の体操

歳当てカード・・・

次の数字を書いたカ-ドの中に貴方の年齢に等しい数字があれば、印を付けてください。そしてそのカードの先頭の数字を足してみてください。貴方の年齢と等しくなったと思いますかなぜでしょう。

1, 3, 5, 7, 9, 11, 13, 15,
17, 19, 21, 23, 25, 27, 29,
31,
33, 35, 37, 39, 41, 43, 45,
47,
49, 51, 53, 55, 57, 59, 61,
63

4, 5, 6, 7, 12, 13, 14, 15,
20, 21, 22, 23, 28, 29, 30,
31,
36, 37, 38, 39, 44, 45, 46,
47,
52, 53, 54, 55, 60, 61, 62,
63

16, 17, 18, 19, 20, 21, 22, 23,
24, 25, 26, 27, 28, 29, 30,
31,
48, 49, 50, 51, 52, 53, 54,
55,
56, 57, 58, 59, 60, 61, 62,
63

2, 3, 6, 7, 10, 11, 14, 15,
18, 19, 22, 23, 26, 27, 30,
31,
34, 35, 38, 39, 42, 43, 46,
47,
50, 51, 54, 55, 58, 59, 62,
63

8, 9, 10, 11, 12, 13, 14, 15,
24, 25, 26, 27, 28, 29, 30,
31,
40, 41, 42, 43, 44, 45, 46,
47,
56, 57, 58, 59, 60, 61, 62,
63,

32, 33, 34, 35, 36, 37, 38,
39,
40, 41, 42, 43, 44, 45, 46,
47,
48, 49, 50, 51, 52, 53, 54,
55,
56, 57, 58, 59, 60, 61, 62,
63

(加速器物理工学部 藤澤 高志) (答えは[最後のページ](#))

遺伝子発現抑制による放射線感受性遺伝子の迅速かつ簡便な同定法

放射線照射による生体反応に関わる遺伝子をあきらかにするためには、ゲノムワイドな機能スクリーニングも有効なアプローチの一つである。ここでは生存率を指標としたスクリーニング法を紹介する。

■ はじめに

ヒトゲノムプロジェクトが終了し、ヒトでもゲノムワイドな機能解析が本格化してきた。先にゲノム解読が終了した酵母や線虫などでは、遺伝子破壊(ノックアウト)や遺伝子発現抑制(ノックダウン)により、ゲノムワイドな遺伝子機能解析が積極的に行われているが、ヒトを始めとする哺乳動物ではゲノムワイド解析に適したノックアウト法がないことや、RNAiによるノックダウンが機能しないことからランダムノックアウト(ノックダウン)による非効率的なアプローチをとるしかなかった。

2001年にElbashirら(Nature 411,494,2001)が哺乳動物細胞でもsmall RNAi(siRNA)を利用することで遺伝子の発現を効率的にノックダウンすることを発見したことから、ヒトを始めとする哺乳動物でもゲノムワイドな機能解析へ大きな一歩を踏み出した。

2004年には、Bernsら(Nature 428,431,2004)とPaddisonら(Nature 428,427,2004)が約8000遺伝子のベクター型siRNA(shRNA)ライブラリーを構築し、哺乳動物でもゲノムワイドな機能解析が可能であることを実証した。

我々はshRNAを世界で最初に報告し、ヒト全遺伝子のshRNAライブラリー構築計画を進めている東京大学の多比良和誠教授と共同研究することでshRNAの最新技術とライブラリーの提供を公開前に受けることができるようになった。このアドバンテージを活かし、これまでに放射線生物学分野での大規模機能解析を目指していくつかの実験を行ってきた。

今回は、大規模機能解析に利用できるアッセイのひとつとして生存率を指標としたアッセイ法による放射線感受性に関わる遺伝子(放射線感受性遺伝子)の迅速かつ簡便に同定する方法を紹介する(Tsuji et al., Biochem. Biophys. Res. Commun. 333,1370,2005)。

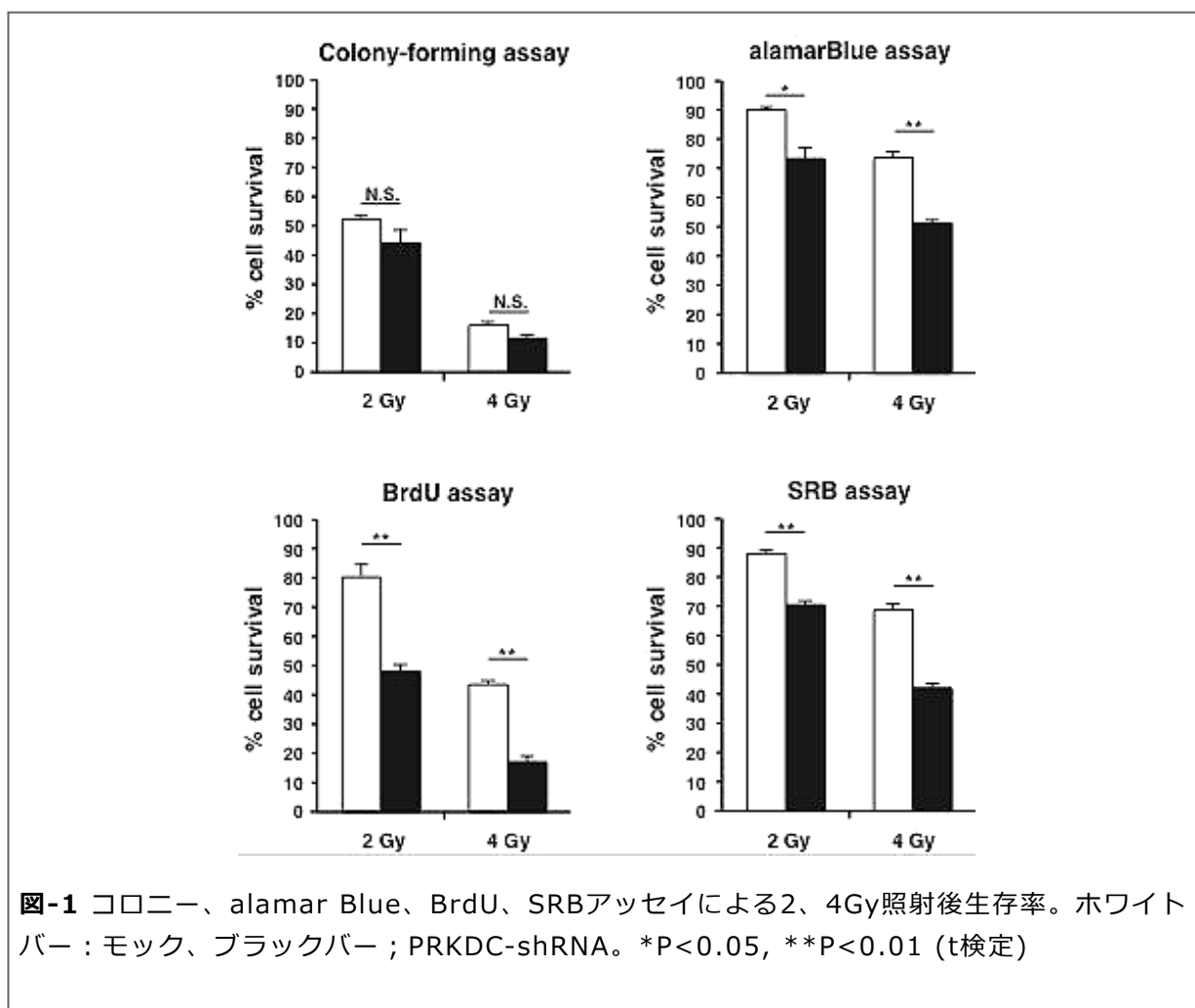
■ 96ウェルフォーマット放射線感受性アッセイの検討

生存率を指標とした放射線感受性アッセイとしては、コロニーアッセイがゴールドスタンダードとなっているが、大規模解析には向いていない。我々は高感受性ラットの放射線感受性遺伝子の同定も進めており(Tsuji et al., Genomics, in press)、その研究の過程でBrdUの取り込みを指標とした細胞増殖アッセイ(BrdUアッセイ)が一過性遺伝子導入実験でコロニーアッセイの代用として利用できることを明らかにしていた。プレ実験ではあるが、ヒト細胞株でも同様の結果を得ていた。このBrdUアッセイに加え、他の研究グループがコロニーアッセイの代用として有用な放射線感受性アッセイとして報告しているSulforhodamine

B(SRB)を利用したアッセイ(Griffon et al., Anticancer Drugs 6] , 115, 1995; Banasiak et al., Radiat. Oncol. Investig. 7, 77 1999)、細胞の alamarBlueの還元能を指標としたアッセイの3種類のアッセイが siRNA(shRNA)による大規模解析に利用できるかどうかを検討することにした。

ポジティブコントロールとして、DNA二重鎖切断修復で重要な役割をしており、放射線感受性にも大きな影響があることが知られているPRKDC(DNA-PKcs)遺伝子のshRNA(PRKDC-shRNA)を使用した。PRKDC-shRNAをHeLa細胞に導入して1~4日間PRKDC遺伝子の発現量を測定したところ、1~3日後までは94~99%抑制されており、4日後では75%抑制と少し抑制効果が弱くなっていた。そこでshRNA導入3日後に照射実験をすることにした。

図-1に2、4Gyを照射したPRKDC-shRNA導入細胞のコロニー、 alamarBlue、BrdU、SRBアッセイの生存率を示した。コロニーアッセイではモックに比べshRNAを導入した細胞の生存率が若干低下したが、統計的有意差はなかった。それに対して、他のアッセイでは2、4Gyともに統計的に有意に生存率が低下した。特にBrdUアッセイでは差がもっとも大きく、感度がもっとも高いことがわかった。しかし、BrdUアッセイは alamarBlueやSRBアッセイに比べ操作が煩雑なことからコストが高いことが大規模解析を行う際のデメリットとなる。また alamarBlueアッセイは試薬を加えるだけと操作はもっとも単純だが、生細胞でアッセイしなければならず、工程を一時的に止めることができないことがデメリットとなる。SRBアッセイは感度はBrdUアッセイに若干劣るもののPRKDC遺伝子に匹敵する影響をもつ遺伝子の同定には十分な感度があることから、最初の選択肢として適当と考え、以下の検討を進めた。



■ 放射線感受性アッセイの半自動化とプレスクリーニング

ここまでの検討では、すべてマニュアルで行ったが、大規模解析には全自動か半自動化が不可欠のため、まずもっとも重要な工程のひとつである細胞の分注を96ウェルフォーマット分注装置で行った。その結果、CV値がマニュアルの場合は最大6.2%であったが、機械の場合、モックでは5%程度だったがPRKDC-shRNA導入細胞でのCV値が目標の10%を大きく越え25.7%だった。しかし、PRKDC遺伝子を同定することは可能だった。そこで我々が放射線感受性が異なる細胞株での大規模発現解析の成果をもとに構築したshRNAライブラリーの一部(28遺伝子)を使ってプレスクリーニングを行った。その結果、CDKN1A(p21)、ATP5G3、CDC20の3遺伝子がPRKDC遺伝子と同程度に放射線照射後の生存率に影響することが示唆された(図-2A)。shRNAに限らずsiRNA実験全般にはオフターゲット効果ではなくオンターゲット効果であることを証明するために、ひとつの遺伝子に対して2ヶ所以上のsiRNAでの実験が推奨されている。そこで、この3遺伝子に対してもうひとつずつshRNAを追加し、確認実験を行った(図-2B)。CDKN1AとATP5G3遺伝子は2つのshRNA導入細胞ともに統計的に有意に生存率が低下した。しかしCDC20遺伝子は追加したshRNAを導入した細胞の生存率は低下しなかった。real-time PCR解析の結果、このshRNAはCDC20遺伝子の発現をまったく下げなかったことから、選択したshRNAが不適切だったことが示唆された。CDC20遺伝子については今後の実験が必要だが、少なくともCDKN1AとATP5G3遺伝子は放射線感受性に関わる機能をもつことが明らかとなった。CDKN1A遺伝子はすでに放射線照射後の細胞周期制御に関与することなどが知られているが、ATP5G3遺伝子はこれまでに放射線照射後生体反応に関連する報告がなく新規放射線感受性遺伝子であった。ATP5G3遺伝子はミトコンドリアATPaseのサブユニットのひとつであり、この遺伝子が放射線照射後の生物反応機構にどのように関与しているかについては、今後の研究が必要である。いずれにせよここで紹介したアッセイ法により、新規放射線感受性遺伝子を同定することができることが明らかとなった。また、コロニーアッセイに比べ期間が半分以下でsiRNA関連コストが10分の1に抑えることもできた。将来的には、ヒト全遺伝子を対象としたsiRNA(shRNA)ライブラリーでの機能的スクリーニングアッセイを行っていきたいと考えている。

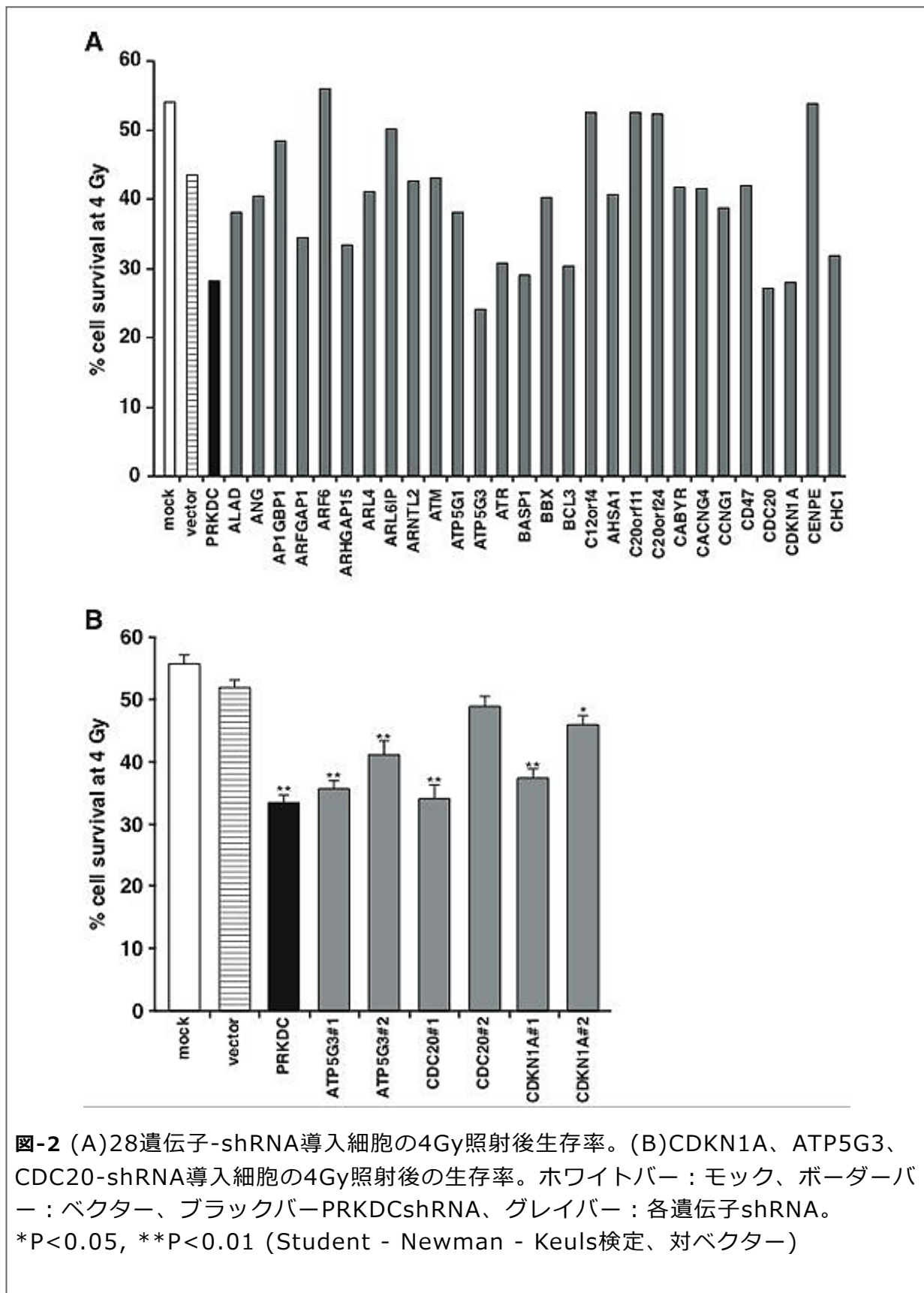


図-2 (A)28遺伝子-shRNA導入細胞の4Gy照射後生存率。(B)CDKN1A、ATP5G3、CDC20-shRNA導入細胞の4Gy照射後の生存率。ホワイトバー：モック、ボーダーバー：ベクター、ブラックバーPRKDCshRNA、グレイバー：各遺伝子shRNA。
*P<0.05, **P<0.01 (Student - Newman - Keuls検定、対ベクター)

■ おわりに

ここでは生存率を指標としたエンドポイントアッセイを紹介したが、放射線照射後の生体反応は多岐にわたっており、DNA損傷修復、細胞周期、細胞死なども重要な機能として知られている。これらのエンドポイントアッセイには大規模解析に対応できるものも多く、siRNAライブラリーと組み合わせて機能解析を行っていくことで、放射線生物学研究に有用な情報を得られると考えている。また、最近ではカイネティックアッセイの開発が世界的に活発に行われており、細胞増

殖、細胞周期解析では実用化されている。これらアッセイを始め、最新の技術を取り込んでいくことで複雑な放射線照射後生体反応全体を理解するシステム生物学的アプローチも可能となってきたと考えている。

(フロンティア研究センター 第2グループ 辻 厚至、須藤 仁美、須堯 綾、原田 良信)

四次元画像取得におけるコーンビームCTの線量評価法の確立

■ 背景

近年、CT装置の技術的革新が大幅に進み、最新のCT装置では64列の検出器を搭載した商用機が現れ、高空間解像度のCT画像が1秒間に100枚以上取得可能となり、3次元画像が容易に作成できるようになった。それに伴い、3次元から4次元へと画像作成が進展し、「4次元CT(4DCT)」という言葉も多くの人々が用いるようになった。しかし、64列CTでさえ、1回転あたり体軸方向に40mm幅しか撮影範囲がなく、いわゆる「動画」は取得できるが、それは真の4次元画像とは断言しがたい。なぜなら、我々が考えている4次元画像の概念とは、「3次元画像(立体画像)」+「1次元(時間軸)」だからである。そこで、放射線医学総合研究所では中期計画の一つとして、体軸方向に0.5mm幅の検出器を256列搭載した4次元CTの研究開発をすすめ[1]、真の4次元画像取得という新たな挑戦に挑んだ[2]。この4次元CTは、1回転で約100mmの範囲の3次元CT画像を取得できる[3]。また、同一部位で連続撮影することで、真の4次元画像取得が可能となる。CTの回転機構は1回転0.5秒の高速回転が可能であり、ハーフスキャン再構成を行うと、実効時間分解能が250ms相当となり、循環器領域、放射線治療領域でその威力を大きく発揮することがわかっている[4~8]。

名目的ビーム幅(スライス厚×スライス数)が最大128mm(通常のCTの)3~4倍で撮影するメリットがある一方[4,5]、被ばく線量については、特に慎重に評価する必要がある[9]。なぜなら、4次元画像取得には、同一部位で連続撮影が必要であり、撮影時間とともに被ばく線量が増加するためである。マルチディテクタCT(MDCT)が出現する前から、CTの被ばく線量評価指標としてComputed Tomography Dose Index (CTDI)[10]が、臨床CT撮影プロトコルで患者が受ける被ばく線量を、よく近似できる指標として受け入れられていた。また、CTDIは10cm長ペンシル型イオンチャンバーを用いて定量的に測定できるため、簡便性も備えていた。我々の知る限り、最も普及していたイオンチャンバーが10cmで便利であるという以外、なぜ10cm($z = \pm 50\text{mm}$)の測定範囲に決まったかの理由はわからない。4次元CTを含めコーンビームCTでは、CTDIの測定範囲10cmでは、散乱線を含めた線量評価を行う場合、もはや十分な測定範囲とはいえない。

ここでは、散乱線を考慮にいた線量測定法を確立するとともに、コーンビームCTの線量評価に必要なファントム長と測定範囲を提案する。

■ 線量プロフィール測定

散乱線を含めた線量評価を行うには、X線ビーム形状を正確に把握し、必要な測定範囲とファントムの長さを決める必要がある。そこで、線量評価ファントム中で、ピンフォトダイオードセンサー(有効感度領域 $2.8 \times 2.8\text{mm}^2$ 、厚さ2.7mm)[11]を1mm間隔で移動させ、線量プロフィール測定を行った。一般に使用されているFDA推奨の線量測定ファントム長は、せいぜい140mmであるが、4次元

CTのビーム幅が従来のMDCTよりも広いことから、線量評価用ファントムをさらに長くする必要があり、900mm長のファントムを作成した(図-1)。



図-1 体幹部用900mm長線量評価用ファントムと、4次元CTの写真。

このファントムはPMMA(poly-methylmethacrylate)からなり、直径160mm(頭部測定用)と320mm(体幹部測定用)の2種類の組み合わせができる。実ビーム幅(名目的ビーム幅+マージン10mm)を20、42,74,106,138mmとし、1回転照射で測定した。

体幹部用900mm長ファントムの中心位置での線量プロファイルを図-2に示す。

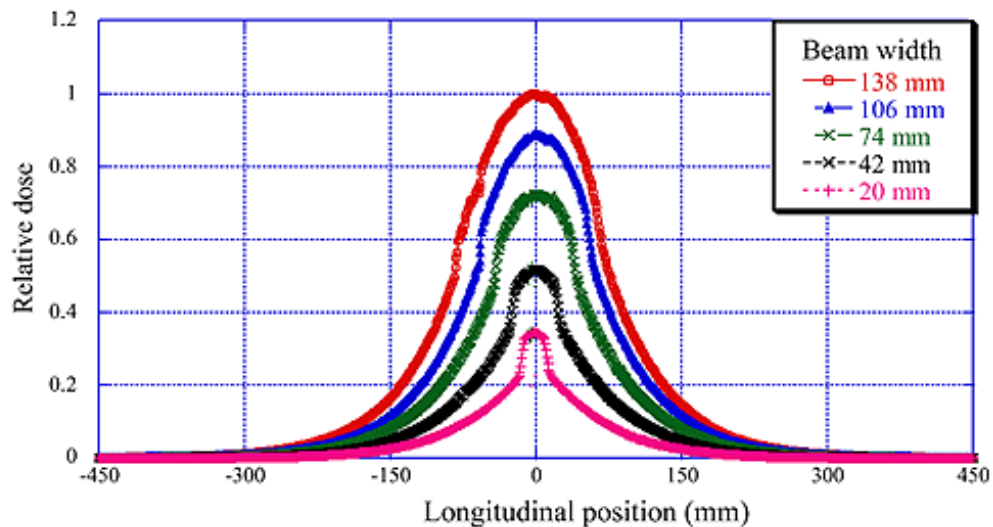


図-2 体幹部用900mm長ファントム中心位置における、線量プロファイル。138mmビーム幅の最大線量で規格化している。

これらはビーム幅138mmの最大線量で規格化している。散乱線の影響で一次線領域から指数関数的に尾(scattered tail)が、広範囲に引いていることがわかる。しかし、測定範囲を300mm($z = \pm 150$ mm)とすることで、総照射線量の90%以上が測定可能であることがわかる。次に、ファントム長の依存性を調べるために、900mm長ファントムと140mm長ファントムを用いて、測定ビーム幅15mmのビームプロファイルで比較した(図-3)。

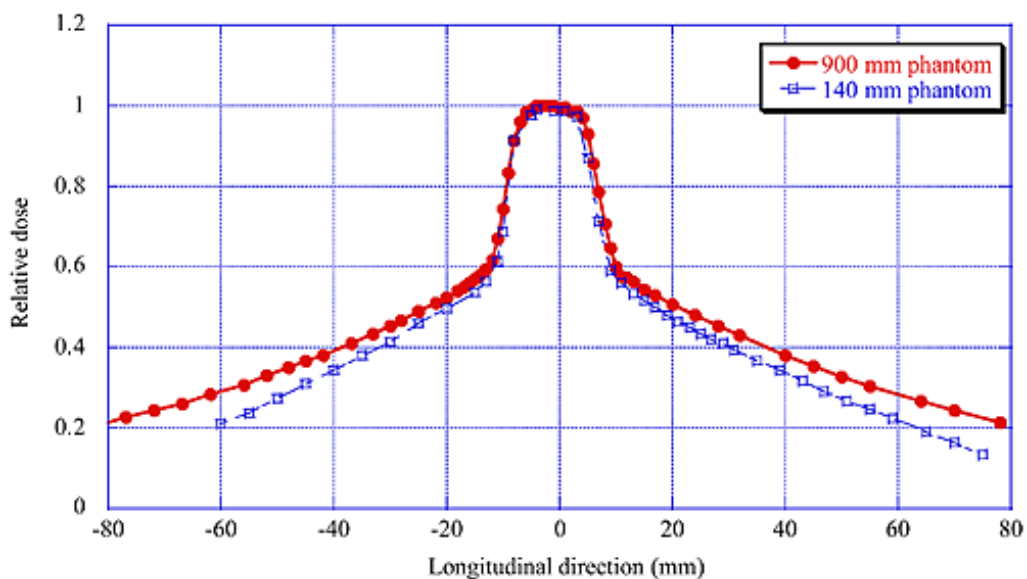


図-3 体幹部用900mm長ファントムと140mm長ファントムの中心位置の線量プロファイル。

一般のCTでも照射可能なビーム幅15mmでも、140mm長ファントムに比べ900mm長ファントムの方が散乱線の発生が大きいことは、重要な事実である。測定範囲100mmにおいて、140mm長ファントム中で測定した積分線量は、900mm長ファントムを用いた場合の84%しか測定できていないこともわかる。

ここで示した様に、ビーム幅が大きくなるほど散乱線の影響が大きくなるため、散乱線を考慮にいたした線量評価が重要となる。また、人間の体を想定すると長いファントムを用いて測定した方が、実際に近い評価ができることも理解できる。これは、コーンビームCTだけに当てはまることではなく、少なくとも15mm以上のビームが照射できるCT全般に該当することである。

■ 積分線量測定

図-2で示した線量プロファイルの面積をすべて加算した値(Dose profileintegral: DPI)は、300mm長ペンシル型イオンチャンバーで測定した積分線量で近似でき、次式で表すことができる。

$$DPI_L(b) = \sum_{z=L/2}^{L/2} d_m(z,b) \times \Delta(z) \quad [\text{mGy}\cdot\text{mm}]$$

ここで、積分範囲L、ビーム幅b、測定間隔 $\Delta(z)$ である位置における線量プロファイル $d_m(z, b)$ を示してある。300mm長イオンチャンバーを用いて、体幹部用と頭部用の900mm長ファントム中心(DPI_{center})と端位置(DPI_{periphery})で測定し、次式を用いて荷重平均をしたDPI_{ave}を算出した。

$$DPI_{L,ave}(b) = \frac{1}{3} DPI_{L,center}(b) + \frac{2}{3} DPI_{L,periphery}(b) \quad [\text{mGy}\cdot\text{mm}]$$

ここでは、本件で提案した測定範囲300mmの線量評価法で求めた積分線量(DPI_{300,ave}(b))と従来の測定範囲100mmで求めた積分線量(DPI_{100,ave}(b))が、総照射線量(DPI_{900,ave}(b))の何パーセントを測定しているかを評価し、測定範囲900mmのDPIで規格化したDPI(NDPI)で示した。

$$NDPI_{L,ave}(b) = \frac{DPI_{L,ave}(b)}{DPI_{900,ave}(b)}$$

体幹部用と頭部用ファントムについて、2種類の規格化DPI(NDPI_{100,ave}、NDPI_{300,ave})を図-4に示した。体幹部用ファントムでは、NDPI_{100,ave}は20mmビーム幅で76%、138mmビーム幅で60%であった(図-4(a))。これは、ビーム幅が大きくなるにつれ、測定範囲100mmでは過小評価となることを示している。NDPI_{300,ave}については、どのビーム幅についても90%以上であり、実ビーム幅20~138mmにおいてNDPI_{300,ave}が90%以上を示している。頭部用ファントムのNDPIについては、体幹部用ファントムと同様の傾向があり、体幹部用ファントムよりもNDPIがより100%に近かった(図-4(b))。すなわち、ビーム幅20~138mmにおいて300mm以上を測定範囲とすると、十分な線量評価が可能であることを示している[12]。

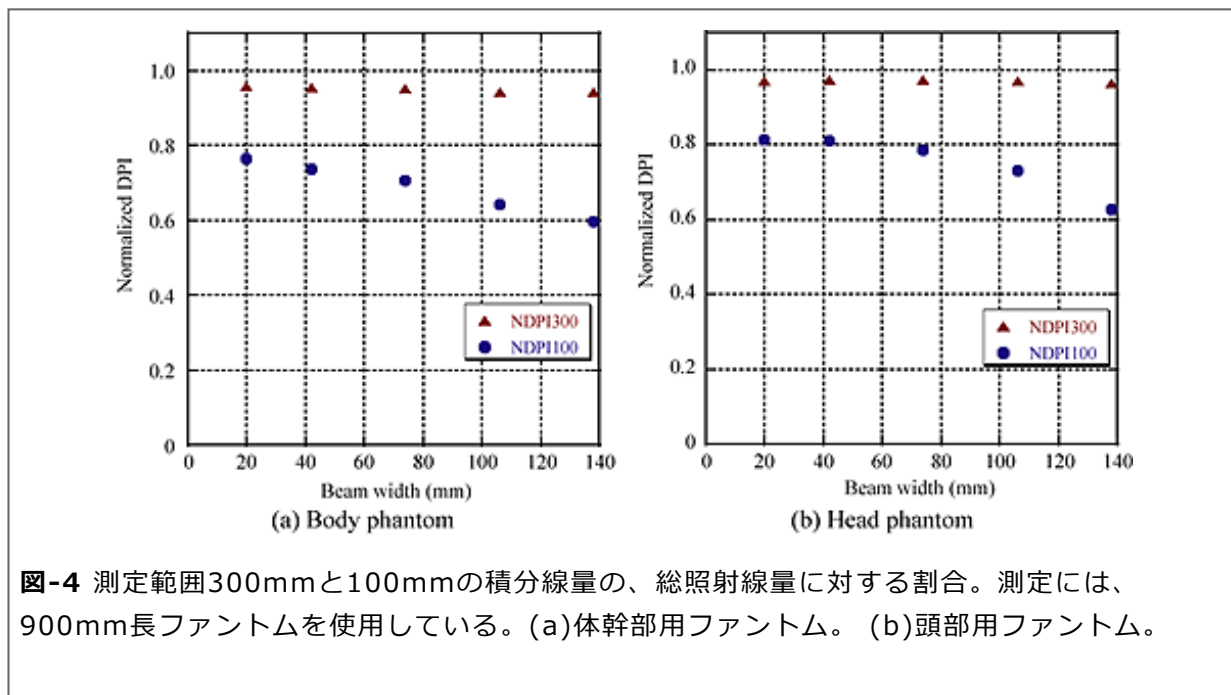


図-4 測定範囲300mmと100mmの積分線量の、総照射線量に対する割合。測定には、900mm長ファントムを使用している。(a)体幹部用ファントム。(b)頭部用ファントム。

■まとめ

散乱線を考慮にいれたコーンビームCTの線量測定法の確立のために、必要なファントム長と測定範囲を検討した。その結果、ビーム幅20mm以上のコーンビームCTの線量評価には、300mm長ファントムと測定範囲300mmとすることで、総照射線量の90%以上が取得できることがわかった。また、140mm長ファントムと測定範囲100mmとする従来の測定方法では、実は約2割の過小評価であることもわかった。

4次元CTと他のCTの散乱線の分布特性は、非常に類似していると考えられるため、一般的なCTについても、ビーム幅が20mm以上であれば上記と同様な議論をすることができる。

また、ここで紹介した体幹部用900mm長ファントムは、重く大きいため日常QA(Quality Assurance)には不向きである。QA目的であれば、経時変化がわかればよく、従来の測定法である140mm長ファントムと100mm長イオンチャンバーでも十分対応することができる。またその際に、300mm長ファントムの測定値へと換算できるビーム幅と管電圧ごとの変換係数があると、線量への汎用性ができ、今後の研究課題である。

●謝辞

本研究は放射線医学総合研究所の関係者、4次元CT研究班、東芝メディカルシステムズとの協力により行われたものであり、関係各位に深く感謝いたします。

(医学物理部：森 慎一郎、西澤 かな枝、研究推進部：遠藤 真広)

<参考文献>

1. Saito Y, Aradate H, Igarashi K, Ide H. Large area 2-dimensional detector for real-time 3-dimensional CT (4D CT). Proc SPIE 2001;4320:775-782.

2. Endo M, Mori S, Tsunoo T, Kandatsu S, Tanada S, Aradate H, et al. Development and performance evaluation of the first model of 4D CT-scanner. IEEE Trans. Nucl. Sci 2003;50:1667-1671.
3. Mori S, Endo M, Tsunoo T, Kandatsu S, Tanada S, Aradatte H, et al. Physical performance evaluation of a 256-slice CT-scanner for four-dimensional imaging. Med Phys 2004;31:1348-1356.
4. Kondo C, Mori S, Endo M, Kusakabe K, Suzuki N, Hattori A, et al. Real-Time Volumetric Imaging of Human Heart Without ECG Gating by 256-Detector Row Computed Tomography: Initial Experience. J Compt Assist Tomogr 2005.
5. Mori S, Endo M, Obata T, Murase K, Fujiwara H, Susumu K, et al. Clinical Potentials of the Prototype 256-Detector Row CT-Scanner. Acad Radiol 2005;12:148-154.
6. Mori S, Kondo C, Suzuki N, Yamashita H, Hattori A, Kusakabe M, et al. Volumetric Cine Imaging for Cardiovascular Circulation Using Prototype 256-Detector Row Computed Tomography Scanner (4-Dimensional Computed Tomography) A Preliminary Study With A Porcine Model. J Compt Assist Tomogr 2005;29:26-30.
7. Mori S, Obata T, Kishimoto R, Kato H, Murase K, Fujiwara H, et al. Clinical Potentials for Dynamic Contrast-Enhanced Hepatic Volumetric Cine Imaging with the Prototype 256-MDCT Scanner. Am J Roentogenol 2005; 185:253- 256.
8. Mori S, Obata T, Nakajima N, Ichihara N, Endo M. Volumetric Perfusion CT Using Prototype 256-Detector Row Computed Tomography Scanner: Preliminary Study With Healthy Porcine Model. Am J Nuroradiol 2005.
9. Mori S, Endo M, Nishizawa K, Murase K, Fujiwara H, Tanada S. Comparison of patient doses in 256-slice CT and 16-slice CT scanners. Br. J. Radiol. 2005.
10. Shope TB, Gagne RM, Johnson GCA. Method for describing the doses delivered by transmission X-ray computed tomography. Med Phys 1981;8: 488-495.
11. Aoyama T, Koyama S, Kawaura C. An in-phantom dosimetry system using pin silicon photodiode radiation sensors for measuring organ doses in x-ray CT and other diagnostic radiology. Med Phys 2002;29(7):1504-10.
12. Mori S, Endo M, Nishizawa K, Tsunoo T, Aoyama T, Fujiwara H, et al. Enlarged longitudinal dose profiles in cone-beam CT and the need for modified dosimetry. Med. Phys. 2005;32:1061-1069.

第52回 米国核医学会(SNM)総会において Young Investigators Awardに選出される



重粒子医科学センター 医学物理部 吉田 英治

平成17年6月にカナダのトロントで開催された第52回米国核医学会(SNM)総会において口頭発表した演題「Transaxial Resolution Uniformity of the jPET-D4 with a Robust DOI Detector Calibration」が、Computer and Instrumentation部門において Young Investigators Awardに選ばれました。

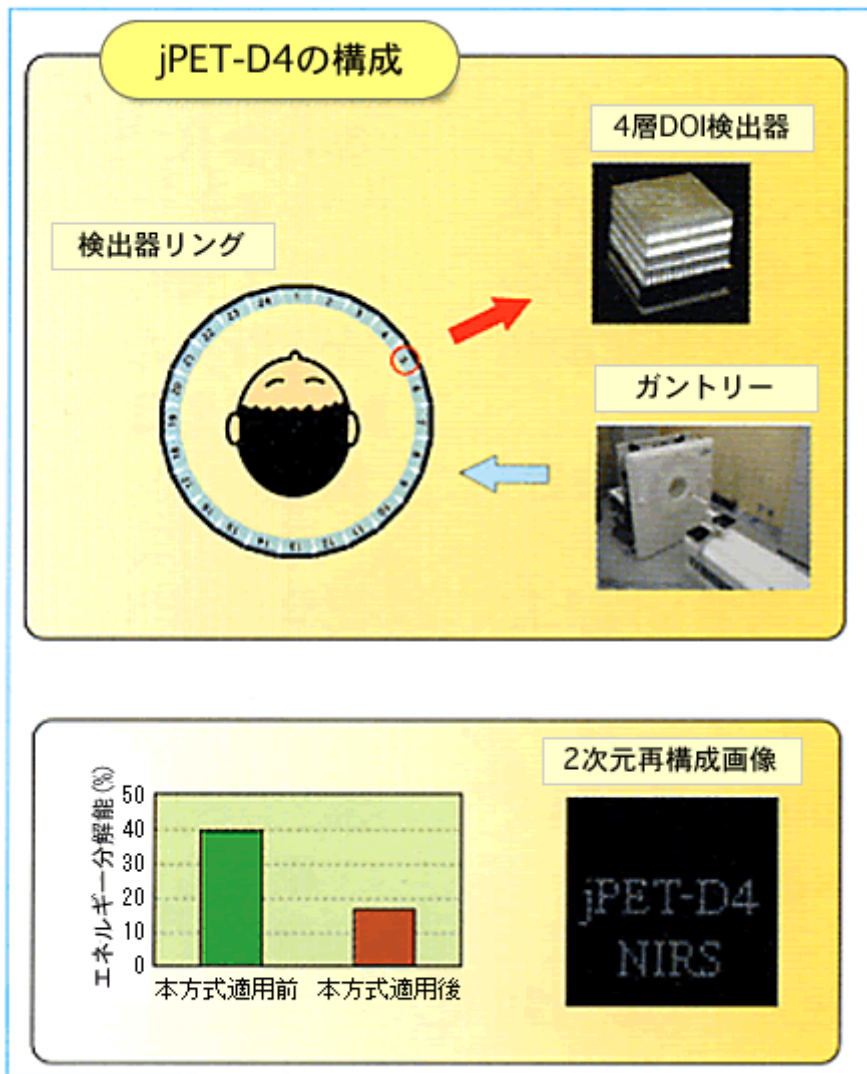
本演題は次世代PET装置開発プロジェクトの研究成果であります。これまでのPET装置では感度と空間分解能は相反するものでしたが、検出素子内においてガンマ線と相互作用した深さ情報(Depth-of-Interaction, DOI)を利用すると感度と空間分解能を両立可能であることを世界で初めて実証することができました。本プロジェクトで開発した世界初の4層DOI検出器を24個配置した検出器リングを構築し、検出素子のばらつきを揃える方法を開発したことで、有効視野において約3mmの様な空間分解能を実験的に立証しました。

我々のDOI検出器は1,024個の検出素子を4層に積み上げ256個の受光素子を持つ位置弁別型光電子増倍管に光学結合します。4層の識別は2種類の検出素子を利用することおよび受光した光の経路を光学反射材で制御することで行われます。DOI検出器は装置全体で12万個以上の検出素子を用いており、それぞれの素子で検出可能な光量は素子の個性、結合した受光素子の増幅率、検出素子の深さ位置によって異なります。そこで我々が新たに開発した統計的手法を用いて、高精度の位置弁別手法および検出素子のエネルギー特性を向上する手法を実現しました。本研究ではこれらの手法を実装することにより、良好な空間およびエネルギー分解能特性を得ることを実証しました。現在、次世代PET装置(jPET-D4)は120個すべてのDOI検出器を実装し終わり、今後は性能評価実験を行っていく予定です。

今年のSNMではPET/CTのみならず、CT以外の他のイメージング装置との連携がますます加速していることに驚かされました。他の研究者との議論の中、マンモグラフィ等部位別PET装置に我々のDOI検出器を利用したいとの声も聞くことができました。特に近年分子イメージングで注目されている小動物用PET装置においてDOI検出は必須の技術となっていますが、現状での取得される深さ情報は2層に留まり、かつ十分な感度は得られておりません。本受賞を励

みとしまして、臨床用次世代PET装置のみならず高性能小動物PET装置を目標としてDOI技術の更なる発展に貢献したいと思います。

最後に本プロジェクトのリーダーである村山秀雄室長をはじめとする関係者各位に感謝いたします。



jPET-D4の構成と性能評価実験

jPET-D4の構成と性能評価実験

紹介コーナー

緊急被ばく医療研究センターの研究・業務

▼ 7月8日(金)「平成17年度第1回地域緊急被ばく医療連携協議会(青森県)打ち合わせ」を開催

青森県にて放医研が開催した上記協議会において、青森県の二次被ばく医療機関間の連携、役割分担及び放医研との連携についてお互いの現状確認及び、今後の進め方を協議した。

▼ 7月20日(水)～22日(金)「第2回緊急被ばく医療放射線計測セミナー」を開催

7月20日(水)～22日(金)「第2回緊急被ばく医療放射線計測セミナー」を開催放医研が開催した上記セミナーにおいて、当センター職員が地域被ばく医療機関の放射線技師に対し、放射線防護、放射線線量評価に関する講義及び実習を行った。

▼ 7月22日(金)「東京消防庁消防学校における講演」に講師として参加

日本原子力文化振興財団が東京消防庁消防学校にて開催した上記講演に当センター職員が「放射線の人体への影響(自然界の放射線から放射線被ばくまで)と東海村臨界事故などの事故事例を踏まえ、原子力防災について」の講義を東京消防庁職員(消防署80カ所)約600名に対し行った。

▼ 7月22日(金)「原子力施設等防災専門部会 第11回会合」に委員として出席

内閣府原子力安全委員会が東京都千代田区で開催した上記会合に当センター職員が委員として出席し、原子力緊急事態の解除の条件等について検討を行った。

▼ 7月26日(火)「平成17年度原子力総合防災訓練に係る第2回調整会議」に出席

原子力安全・保安院が原子力安全基盤機構にて開催した上記会議に当センター職員が出席し、平成17年度原子力総合防災訓練全般について調整を行った。

▼ 7月26日(火)「第18回救護所活動実務講座」に講師として参加

原子力安全技術センターが宮城県石巻市にて開催した上記講座に当センター職員が講師として参加、「救護所活動の事例(講義)」「放射線の人体への影響(講義)」「救護所活動(講義)」「救護所の設置(机上演習)」「救護所活動(実習)」を行った。

▼ 7月27日(水)「原子力体験セミナー」に講師として参加

放射線利用振興協会が群馬県高崎市にて開催した上記セミナーに当センター職員が講師として参加し、小学校、中学校及び高等学校の教職員を対象に「放射線の人体への影響と防護」に関する講義を行った。

▼ 7月28日(木)「緊急時医療講習会」に講師として参加

新潟県が開催した上記講習会に当センター職員が講師として参加し、「放射線障害と緊急時医療対策」について新潟県緊急時スクリーニング班員等に対し講義を行った。

▼ 7月28日(木)「平成17年度第2期原子力防災専門官基礎研修」に講師として参加

原子力安全・保安院が東京都東村山にて開催した上記研修に当センター職員が講師として参加し、原子力防災専門官に対し「緊急時の医療」について講演を行った。

▼ 7月28日(木)～8月1日(月)「2005 Radiation Emergency Medical CareWorkshop」に講師として参加

台湾の台北市において開催された上記ワークショップに招かれ、当センター職員が緊急被ばく医療、三次被ばく医療体制、JCO事故に関する講演を行った。

▼ 7月29日(金)「平成17年度緊急被ばく医療全国拡大フォーラムパネル討論打ち合わせ会」に参加

原子力安全研究協会が東京都港区で開催した上記打ち合わせ会において、当センター職員が座長を務める平成17年度緊急被ばく医療全国拡大フォーラムパネル討論会の進め方について協議を行った。

▼ 8月1日(月)「地域緊急被ばく医療の二次被ばく医療機関と放医研の打ち合わせ(神奈川県)」を開催

神奈川県二次被ばく医療機関である北里大学病院と同病院にて上記打ち合わせを開催し北里大学病院と放医研における緊急被ばく医療の連携について協議を行った。

▼ 8月1日(月)「平成17年度緊急被ばく医療関連情報連絡会幹事会」に出席

茨城県にて開催された上記連絡会幹事会に当センター職員が出席し、初期被ばく医療機関における訓練実施(案)等について協議を行った。

▼ 8月2日(火)「千葉県原子爆弾被爆者健康管理手当等認定委員会」に委員として出席

千葉県にて開催された上記委員会に当センター職員が委員として出席し、原子爆弾被爆者に対する健康管理手当等の審査を行った。

▼ 8月2日(火)「第19回救護所活動実務講座」に講師として参加

原子力安全技術センターが静岡県御前崎市にて開催した上記講座に当センター職員が講師として参加し、「放射線の人体への影響(講義)」、「救護所活動(講

義)」を行った。

▼ 8月3日(水)「第19回救護所活動実務講座」に講師として参加

原子力安全技術センターが静岡県御前崎市にて開催した上記講座に当センター職員が講師として参加し、「救護所の設置(机上演習)」及び「救護所活動(実習)」を行った。

▼ 8月4日(木)「地域緊急被ばく医療の二次被ばく医療機関と放医研の打ち合わせ(新潟県)」を開催

新潟県の二次被ばく医療機関である新潟県立がんセンター新潟病院と同病院にて上記打ち合わせを開催し新潟県立がんセンター新潟病院と放医研における緊急被ばく医療の連携について協議を行った。

▼ 8月9日(火)「第17回医療支援構築委員会」に委員として出席

原子力安全研究協会が東京都で開催した上記委員会に当センター職員が出席し中部電力浜岡地区での活動報告及び中国電力松江地区の活動計画等を検討した。

▼ 8月9日(火)「地域緊急被ばく医療連携協議会(新潟県)打ち合わせ」を開催

新潟県にて開催した上記打ち合わせにおいて「放医研における患者受入の基本方針」の実際の運用の進め方について協議を行った。

▼ 8月9日(火)「平成17年度原子力総合防災訓練に関する打ち合わせ」を開催

新潟県にて開催した上記打ち合わせにおいて緊急被ばく医療対策訓練に関するシナリオの検討を行った。

▼ 8月10日(水)「原子力体験セミナー」に講師として参加

放射線利用振興協会が放医研にて開催した上記セミナーに当センター職員が講師として参加し、小学校、中学校及び高等学校の教職員を対象に「放射線の人体への影響と防護」に関する講義を行った。

▼ 8月10日(水)「地域緊急被ばく医療連携協議会(宮城県)打ち合わせ」を開催

宮城県にて開催した上記打ち合わせにおいて「放医研における患者受入の基本方針」の実際の運用の進め方について協議を行った。

(緊急被ばく医療研究センター 調整管理室)

エッセイ・ぱるす NO.45 「NIRSボンバーズ」と云うクラブ

月日が経つのがとても早く感じます。放医研にきてちょうど10年になります。そして仕事と同時に続けてきたことがバスケットボールです。中学からバスケットボールをしています。仕事に就いてからも続けられるとは思っていませんでした。

当時私が参加したときには10名程度だったでしょうか。経験者も少なく、週1回の軽い運動でした。一時はものすごく人が少なくなり、練習人数が毎週3~4人という時期もありました。その時はどうなるのだろうかと思いましたが、今では毎週10名以上集まるようになり、楽しく運動しています。

しかし、このバスケットボール部は全然厳しくありません。良いのかどうか分かりませんが、バスケットボール部なのにバスケットではありません。私が体育館に行くと、なぜか、準備運動がてらに卓球をしています。

あと、イベントとして毎年秋に1泊2日で合宿を行っています。1日目はバスケットボールをしますが、その夜は懇親会という名のハードな飲み会、そして2日目はテニスをしています。なぜだか分からないのですが、バスケットをせずにテニスなのです。そういうクラブなのです。

飲み会も年に数回行いますが、飲み会だけ参加という人もいます。私は病院で働いていますので、普段は病院と重粒子棟だけしか行きません。しかし、バスケットボール部にいると所属先が違う人が多くいますので、いろいろな話が聞けて面白いです。

毎週水曜日午後7時~9時の間、轟中学校体育館で練習しています。体育館も昨年4月から新しくなりました。素人が殆どで今のところ試合は難しそうですが、その分楽しめるクラブだと思います。興味のある方は、ぜひ1度来てみてください。ホームページがありますので、ご覧ください。

<http://ikenet.ddo.jp/>



NIRSメンバーの皆さん

(診療放射線技師 黒岩 俊隆)

◆ 答え ◆

先頭の数2、4、8、16、32と言う数は2進法の桁上がりの数です。従って、4未満の正の整数は、1、2、のどれか、またはその足し算で表せます。同様に8未満(7以下)は、1、2、4の組み合わせで表せます。64未満は1、2、4、8、16、32の組み合わせで1意的に表せます。すなわち各カードは2進法のビットに対応します。

出典：私が小学校6年の時このカードを友人に見せられました。