

就任のごあいさつ

名実ともに世界のCOEを目指して



米倉 義晴 新理事長

人類は有史以来さまざまな形で放射線と関わってきました。特に、19世紀末にX線や放射能が発見されてからは、積極的に放射線を利用する取り組みがなされてきました。人々はさまざまな形で放射線や放射能の恩恵を受けることができるようになりましたが、その反面で放射能汚染や放射線被ばくによる健康や環境へのリスクが重要な問題となっています。放射線や放射能の利用は、医療をはじめとする多くの分野でますます重要になっています。このような状況で、安全に放射線の恩恵を享受するためには、常にその負のリスクに対するきちんとした評価を行っていく努力が求められています。

独立行政法人放射線医学総合研究所(放医研)では、放射線と人々の健康に関わる総合的な研究開発に取り組む国内で唯一の機関として、放射線医学に関する科学技術水準の向上をめざして、さまざまな分野の専門家が協力して研究開発業務を遂行しています。特に、2006年度から始まった5年間の第二期中期計画においては、放射線に関するライフサイエンス研究と放射線の安全と緊急被ばく医療研究を二つの柱として、科学技術の振興と国民の健康増進に寄与するための研究を遂行しています。ライフサイエンス研究では、重粒子線によるがん治療の研究、放射線治療に資するための放射線の生体におよぼす影響の研究、生体における分子レベルの異常を画像化する分子イメージング研究を推進しています。これらの研究を進めるための基盤技術を整備し、国内外の研究者との積極的な共同研究を展開するとともに、研究者や技術者の養成を図る人材育成にも力を入れています。

放医研は、1957年の創立以来、医学、生物学、物理学、化学、薬学等の広範な分野の人材と、先端的な研究施設と設備を有する総合的研究機関として活動してきました。2001年からは特定独立行政法人として第一期中期計画に基づいて研究開発業務を行ってきましたが、2006年からの第二期中期計画では非公務員型の非特定独立行政法人として再スタートしました。今後、研究開発業務の一層の活性化と効率化を図るとともに、その透明性を高めて広く開かれた研究機関として活動し、世界における卓越した研究拠点(Center of Excellence: COE)として発展させていきたいと考えています。

TOPICS

放射線医学総合研究所 第2期中期計画がスタート

独立行政法人放射線医学総合研究所は、放射線と人の健康にかかわる総合的な研究開発に取り組む国内で唯一の研究機関として、さらに大きな成果を生み出すべく本年4月から、第2期中期計画(平成18年4月～平成23年3月)をスタートしました。中期計画は、独立行政法人放射線医学総合研究所法に定められている任務を効果的・効率的に遂行するため、文部科学大臣より指示された「中期目標」に基づき定められた期間に実施すべき業務に関する必要事項を定め、目標の計画的達成を図ることを目的に作成されている。

■ 放医研における設置目的と業務内容

【目的】

放射線医学に関する科学技術の水準の向上

【業務】

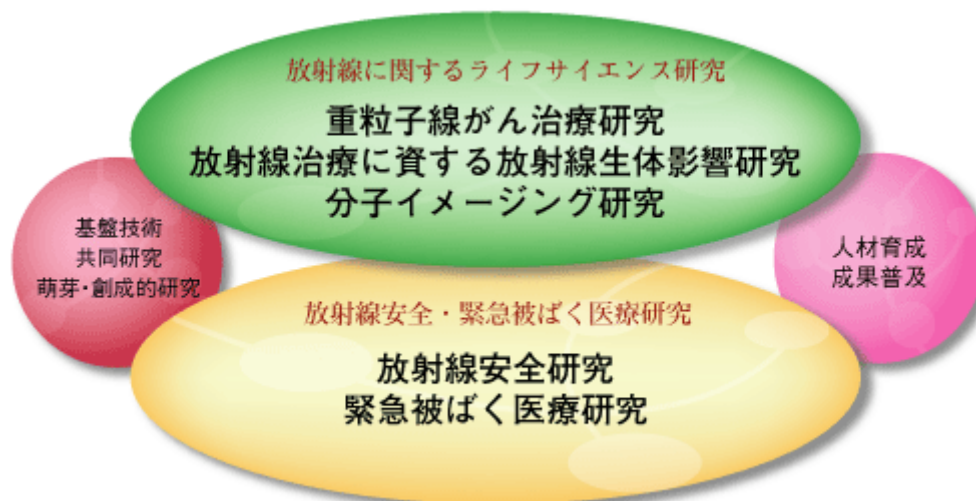
- 放射線の人体への影響に関する研究開発
- 人体の障害の予防、診断及び治療に関する研究開発
- 放射線の医学的利用に関する研究開発
- 成果の普及及び活用促進
- 施設設備の共用
- 研究者・技術者の養成及び資質の向上

■ 第2期中期目標と中期計画の柱

放射線・原子力の利用に関する国民の安全・安心の確保と放射線の医学利用等による国民の健康の増進は、国の重要な政策目的です。

この目的を達成するため、放医研は、放射線に関するライフサイエンス研究および放射線安全・緊急被ばく医療研究が研究の大きな柱として、医学、生物学、物理学、化学、薬学等の広範な分野の人材と先端的な研究施設・設備を有する総合的研究機関として、放射線と医学に関するミッションオリエンテッドな以下の研究開発及び業務の展開を第2期の中期目標としています。

- 放射線に関連するライフサイエンス分野において世界を先導する優れた研究成果・技術開発成果を達成し、科学技術の振興と国民の健康の増進に寄与する、
- 放射線安全及び緊急被ばく医療に関する研究及び業務を着実に実施し、国民の安全・安心の確保に資する。
- 放医研の特徴を活かした人材育成の取組みの強化等により、研究者・技術者の養成を図る。



■ 中期目標により実施する重点的研究

放射線の人体への影響、放射線による人体の障害の予防、診断及び治療並びに放射線の医学的利用に関する研究開発等を実施していきます。

(1)放射線に関するライフサイエンス研究

A.重粒子線がん治療研究

重粒子線がん治療法の普及や治療成績のさらなる向上に向け、治療の高度化、対象疾患の拡大、新たな照射法の開発、治療技術の高度化・標準化など以下のような研究を実施します。

- 1) 重粒子線がん治療の高度化に関する臨床試験
- 2) 次世代重粒子線照射システムの開発研究
- 3) 放射線がん治療・診断法の高度化・標準化に関する研究

B.放射線治療に資する放射線生体影響研究

重粒子線を中心とした放射線がん治療法の有効性をさらに高め、安全性の検証を理論的に行うとともに、ゲノムゲノム解析技術等を活用したライフサイエンス研究を行います。

- 1) 放射線治療に資するがん制御遺伝子解析研究
- 2) 放射線治療効果の向上に関する生物学的研究
- 3) 網羅的遺伝子発現解析法の診断・治療への応用に関する研究

C.分子イメージング研究

PET(陽電子放射断層撮像法)基盤技術を基に、腫瘍の性質の評価を含めた早期診断、精神神経疾患の発症前診断・薬効評価等を可能とする分子イメージング研究に関する研究開発を推進します。

- 1) 腫瘍イメージング研究
- 2) 精神・神経疾患イメージング研究
- 3) 分子プローブ・放射薬剤合成技術の研究開発
- 4) 次世代分子イメージング技術の研究開発

(2)放射線安全・緊急被ばく医療研究

A.放射線安全研究

放射影響を受けやすいと考えられている胎児・子どもの放射線感受性に関する研究開発を推進するとともに、放射線規制や安全確保に必要な科学的基盤データを提示し、環境健康影響研究を推進します。

- 1) 放射線安全と放射線防護に関する規制科学研究
- 2) 低線量放射線影響年齢依存性研究
- 3) 放射線規制の根拠となる低線量放射線の生体影響機構研究
- 4) 放射線安全・規制ニーズに対応する環境放射線影響研究

B.緊急被ばく医療研究

原子力防災対策の実効性向上を目的として、緊急時における対応及び治療方針等の判断を的確に行うための線量評価、障害低減化、治療技術に関する研究等の緊急被ばく医療に関する研究を行います。

- 1) 高線量被ばくの診断及び治療に関する研究
- 2) 放射線計測による線量評価に関する研究及びその応用

(3)基盤技術の研究、共同研究、萌芽・創成的研究

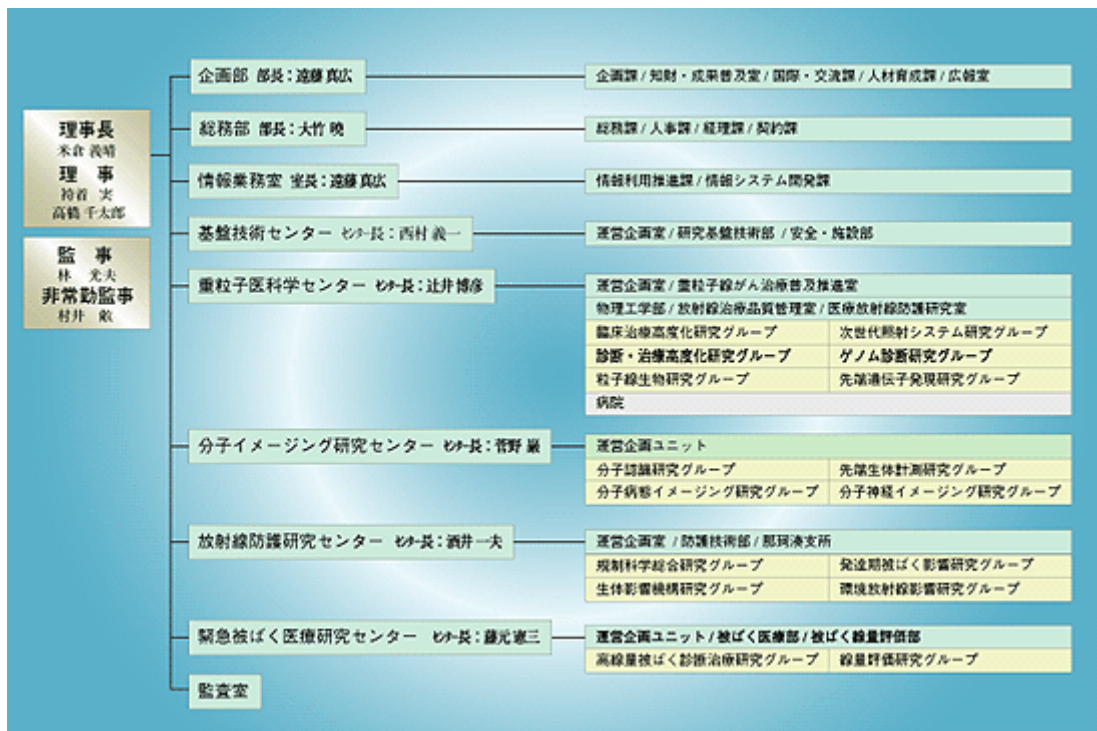
共通的な基盤技術の開発等に関する研究を行い、これらの研究に関する専門的能力を高め、基盤的な技術を提供していきます。

また、中核的研究期間として、持てる人材・施設・設備を活用し、大学や他の研究期間との共同研究を行い、わが国における当該研究分野の発展を担っていきます。

さらに、競争的資金による研究助成により、次世代の研究シーズの発見、育成を目的として、研究者の自由な発想により、既存の枠組みを越えた融合振興分野の研究や新しい手法を用いた研究を行います。

そのほか、それぞれの研究分野において、成果の普及及び活用を推進するとともに、積極的な広報活動を行い、放医研の活動や成果を幅広く社会に還元していくこととしています。

さらに、知的財産の権利化への組織的取り組みを強化し、研究成果の特許化、実用化を推進していきます。



粒子線線量分布改善のための、マルチディテクタCTの撮影方法

急速に進みゆくコンピュータハードウェアとソフトウェアの進歩によって、放射線治療計画や線量投与方法などもめざましい変革をした。強度変調放射線治療(intensity modulated radiotherapy: IMRT)を含む新しい定位照射方法により、従来の治療方法よりも正常組織への線量を下げ、腫瘍に集中させた線量投与が可能となった。そこでこの号では、線量分布改善のためのMDCTの撮影方法について報告する。

■ はじめに

高精度照射を行うためには、正確な標的の決定は必須であり、特に肺や肝臓などの呼吸性移動臓器による標的体積の決定誤差を少なくする必要がある。特に、商用CTの撮影領域の制限と取得効率の面から、体軸方向の幾何学的精度には、多くの問題点が残っている。このような不確定要素は、標的体積への正確な線量投与の誤差要因となる。近年、呼吸性移動に関する研究が盛んとなり、それに伴い治療領域に置いても呼吸性移動を考慮した照射方法、治療計画方法が考案されている^{1), 2)}。しかし、これらを評価する前に、静止状態における評価を行うべきであり、放射線治療の基盤となる治療計画CTの評価が必須である。

AAPM TG53³⁾とTG66⁴⁾は、光子線と電子線治療におけるCTの日常QA(quality assurance)に関する勧告を公表している。また、CTスライス厚のアーチファクトへの影響については、KalenderとPolacinら⁵⁾によって、直径20cmの半球ファントムを使用して、シングルスライスCTにより評価が行われている。これは、アキシャルスキャン(寝台を移動しない撮影方法)とヘリカルスキャン(寝台を移動しながら撮影する)による画質評価を行っている。一方、光子線治療計画QAについては、Craig⁶⁾により、複雑な形状をした不均一ファントムを使用して評価が行われ、McCannは3機種の大口径CTを用いた画質評価を行った⁷⁾。しかし、粒子線治療計画に関する報告はほとんどなく、しかもマルチディテクタCT(MDCT)を使用して、線量分布の改善を目的にしたものは、なおさらである。いくつかの施設では、粒子線治療計画で比較的厚いスライス厚でアキシャルスキャンを行っている。そのため、このようにして取得したCT画像が実際にどのように線量分布に影響を与えるかを評価する必要があり、まずは単純な形状をしたファントムを用いて撮影条件並びに撮影方法について評価する必要がある。

ここでは、炭素線の線量分布についてアキシャルスキャン並びにヘリカルスキャンの比較評価を行い、厚いスライス厚でCT画像を取得する場合の、線量分布改善のためのMDCTの撮影方法について報告する。

■ 評価方法並びに結果

直径30mmのアクリル球ファントムを用いて、線量分布の評価を行った。幾何学的精度、体積や水等価厚(water equivalent length: WEL)などのより詳細な物理的評価も行っているが、紙面の都合上、参考文献を参照して頂きたい⁸⁾。ファントムをCTの中心に置き、16列MDCT(LightSpeed16, GE Medical

Systems, Milwaukee, WI)により撮影した。撮影はアキシャルスキャンとヘリカルスキャンの二つの撮影方法を用い、その条件は、120 kV、0.625 mm × 16 スライスコリメーションで取得した0.625mmのCT画像を0.625、2.5、そして5.0 mmスライス厚へとスタック(加算平均)し、それぞれのスライス厚の画像を作成した。ヘリカルスキャンにおいては、ヘリカルピッチ0.562とした。再構成条件は、FOV240mm、コンボリューションカーネルは標準体幹部関数(STANDARD)を使用した。このCTでは、ビームハードニング補正処理がすでに組み込まれている。アキシャルスキャンでは、スライス厚と同様の再構成間隔(0.625、2.5、5.0 mm)とし、ヘリカルスキャンでは0.625 mmとした。このようなヘリカルスキャンの再構成パラメータは、通常の撮影では使用されていないが、いくつかの臨床診断に用いられている(9)、(10)。

図-1には、スライス厚0.625、2.5、5.0mmでアキシャルスキャンとヘリカルスキャンで撮影したファントムの coronal 画像を示す。両撮影方法ともスライス厚が薄い方が、正確に球の形状を示していることがわかる。スライス厚が厚くなるほど、ヘリカルスキャンでは、体軸方向のぼけが大きくなり、アキシャルスキャンではステップワイズな形状が顕著となる。このように、正確な形状(真の形状)を反映するには、薄いスライス厚でCT画像の取得が必要であり、この条件下では撮影方法に依存しないことがわかる。

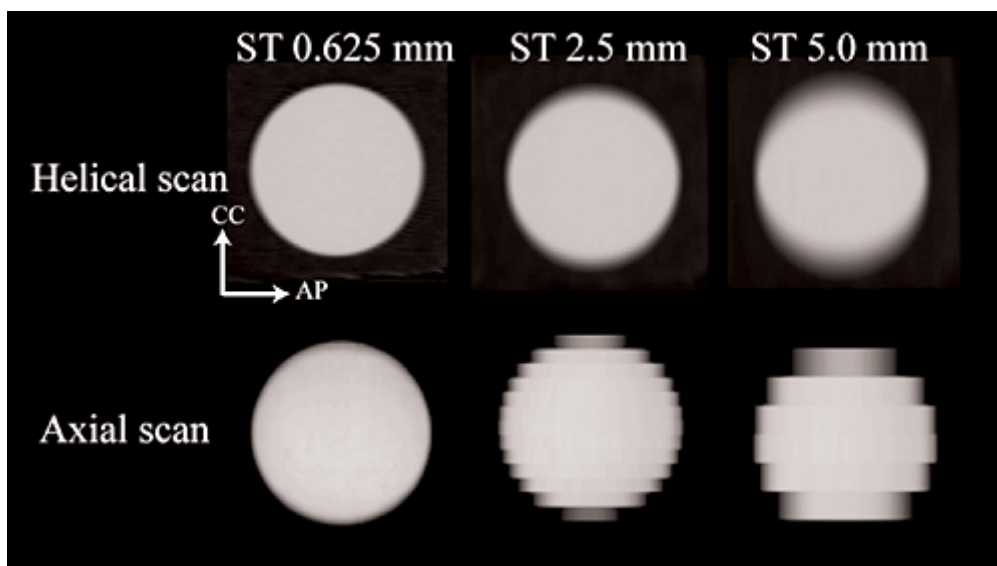


図-1 直径30mm球をヘリカルスキャン(上段)とアキシャルスキャン(下段)で取得した coronal 画像。ヘリカルスキャン画像の取得条件は、スライス厚(ST)は0.625mm、2.5mm、5.0mm、再構成インクリメント(RI)は0.625mm、ヘリカルピッチは0.562とした。アキシャルスキャン画像の取得条件は、STは0.625mm、2.5mm、5.0mm、RIはスライス厚と同じである。

線量分布計算には、両撮影方法とも0.625mmと5.0mmのスライス厚のCT画像を使用し、放医研の重粒子線治療計画装置であるHIPLAN(11)を使用した。

線量分布計算方法は、厚いスライス厚のCT画像で決定したビームパラメータを真の形状を反映している薄いスライス厚のCT画像に当てはめた場合の、線量分布の差が、厚いスライス厚で線量分布計算した誤差となる考え方で評価した。具体的には、次の手順となる。

まず始めに、ファントムを標的体積とし、両撮影方法で取得したスライス厚5.0mmのCT画像に対して、AP(anterior-posterior)方向からの1門照射の場合のビームパラメータ(ボラス形状、ビームフィールドなど)を決定する。このとき、アキシャルスキャンのCT画像に対するビームパラメータをビームパラメータ1、ヘリカルスキャンのそれをビームパラメータ2とした。治療計画装置は、どのような画像を入力されても、それに最適なビームパラメータを出力するため、5.0mmスライス厚のCT画像に対しても、ファントムの左端でビームが止まるように計算される(図-2-(a)、(c))。今回使用した標的体積の形状は球だとすでにわかっているため、真の形状に対してビームパラメータを決定していないことは、すぐにわかる。

そこで、スライス厚0.625mmのCT画像に上記のビームパラメータを当てはめて、線量分布計算をした結果が図-2-(b)、(d)である。アキシャルスキャンの場合、厚いスライス厚で取得したCT画像に対して線量分布計算を行うと、計算上は正確に標的体積に線量を与えられているように見えるが、実際には正確に投与されていないことがわかる。一方、ヘリカルスキャンの場合には、ファントム上下部分でビームが抜けている部分があるが、アキシャルスキャンの場合(図2-(b))と比べると、治療計画システムと実際の線量分布の差が少ないことがわかる。

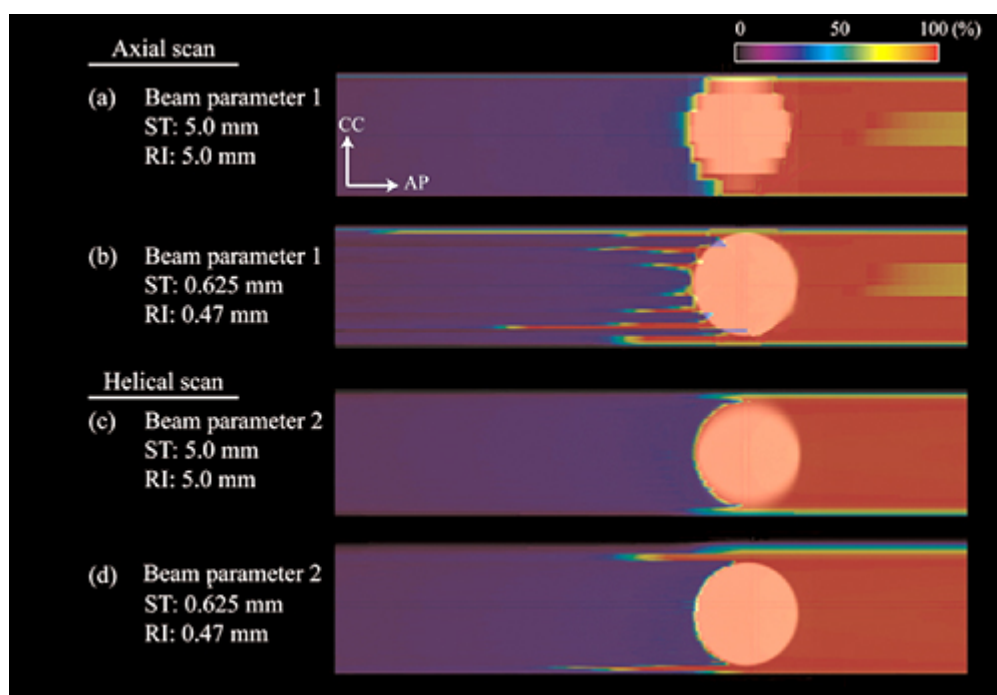


図-2 コロナル断面における線量分布の比較。STとRIはそれぞれ、スライス厚と再構成インクリメントを示す。

(a)アキシャルスキャンCT画像(ST: 5.0mm, RI: 5.0mm)で、治療計画を行った場合の線量分布。このときのビームパラメータをbeam parameter 1とする。

(b)Beam parameter 1を、アキシャルスキャンCT画像(ST: 0.625mm, RI: 0.625mm)に適應させた場合の線量分布。

(c)ヘリカルスキャンCT画像(ST: 5.0mm, RI: 5.0mm)で、治療計画を行った場合の線量分布。このときのビームパラメータをbeam parameter 2とする。

(d)Beam parameter 2を、ヘリカルスキャンCT画像(ST: 0.625mm, RI: 0.625mm)に適應させた場合の線量分布。

■ まとめ

このように、薄いスライス厚でCT画像を取得すると、より正確な幾何学的形状を画像化することが可能であるが、全ての施設でそれが可能であるとは限らない。このような場合には、アキシヤルスキャンでCT画像取得するよりは、ヘリカルスキャンで取得した方が、治療計画システムと実際の線量分布の差を軽減することが可能である。しかし、本件では、治療計画システム上での線量分布計算であり、現状のシステムでは、散乱線などの物理現象を全て考慮に入れていない。それ故、実測を行う必要があり、これは今後進めていく予定である。

ヘリカルスキャンの有用性について結論したが、呼吸性移動を考慮に入れた放射線治療を行う場合、3次元CTデータに加え、時間軸を含めた4次元データを取り扱う必要がある。ヘリカルスキャンの場合、寝台を移動させながら3次元データを取得するため、スライス毎に時相が異なる。よって、呼吸性移動を考慮に入れる場合、アキシヤルスキャンまたはシネスキャン(アキシヤルスキャンを連続で行う)が必要となる。最近では、ヘリカルスキャンによる呼吸性移動を取得できる撮影方法などの研究報告もされている¹²⁾が、取得方法が難しく、今すぐに臨床に適応することは難しい。一方、どこまで薄いスライス厚が必要であるかを評価する必要もある。

放医研では、0.5mmの検出器を256列搭載した4次元CTがすでに臨床評価され¹³⁾、画像診断領域だけでなく放射線治療への評価も進められている¹⁴⁾⁻¹⁷⁾。1回転で128mmの撮影範囲を取得でき、しかも高空間分解能を有するため、本件のような問題を全てクリアできる。特に粒子線を用いた呼吸同期、4次元治療計画に最適であり、今後治療現場への適応を進めていく。

● 謝辞

本研究は放射線医学総合研究所の関係者、医学物理学会課題別研究会:治療計画QAガイドライン タスクグループ01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。

(森 慎一郎¹⁾、遠藤 真広²⁾、浅倉 裕史³⁾、水野 秀之¹⁾)

1. 医学物理部、2. 研究推進部、3. AEC加速器エンジニアリング株式会社)

参考文献

1. Kini V, Keall P, Vedam S, Arthur D, Kavanagh B, Cardinale R, et al. Preliminary results from a study of a respiratory motion tracking system: Underestimation of target volume with conventional CT simulation. Int J Radiat Oncol Biol Phys 2000;48:164.
2. Mageras GS, Yorke E, Rosenzweig K, Braban L, Keatley E, Ford E, et al. Fluoroscopic evaluation of diaphragmatic motion reduction with a respiratory gated radiotherapy system. J Appl Clin Med Phys 2001;2(4):191-200.
3. Fraass B, Doppke K, Hunt M, Kutcher G, Starkschall G, Stern R, et al. American Association of Physicists in Medicine Radiation Therapy Committee Task Group 53: quality assurance for clinical radiotherapy treatment planning. Med Phys 1998;25(10):1773-829.

4. Mutic S, Palta JR, Butker EK, Das IJ, Huq MS, Loo LN, et al. Quality assurance for computed-tomography simulators and the computed-tomography-simulation process: report of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No. 66. *Med Phys* 2003;30(10):2762-92.
5. Kalender WA, Polacin A. Physical performance characteristics of spiral CT scanning. *Med Phys* 1991;18(5):910-5.
6. Craig T, Brochu D, Van Dyk J. A quality assurance phantom for three-dimensional radiation treatment planning. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1999;44(4):955-966.
7. McCann C, H. A. Comparative evaluation of image quality from three CT simulation scanners. *J Appl Clin Med Phys* 2004;5:55-70.
8. Mori S, Kohno R, Nishio T, Mizuno H, Yamashita H, Abe Y, et al. Physical evaluation of multidetector-row computed tomography (MDCT) scan methods and conditions for improvement of carbon beam distribution. *Nippon Hoshasen Gijutsu Gakkai Zasshi* 2005;61(12):1609-15.
9. Jinzaki M, McTavish JD, Zou KH, Judy PF, Silverman SG. Evaluation of small (≤ 3 cm) renal masses with MDCT: benefits of thin overlapping reconstructions. *AJR Am J Roentgenol* 2004;183(1):223-8.
10. Abdulla C, Kalra MK, Saini S, Maher MM, Ahmad A, Halpern E, et al. Pseudoenhancement of simulated renal cysts in a phantom using different multidetector CT scanners. *AJR Am J Roentgenol* 2002;179(6):1473-6.
11. Endo M, Koyama-Ito H, Minohara S, Miyahara N, Tomura H, Kanai T, et al. HIPLAN-a heavy ion treatment planning system at HIMAC. *J Jpn Soc Ther Radiol Oncol* 1996;8(3):231-238.
12. Keall PJ, Starkschall G, Shukla H, Forster KM, Ortiz V, Stevens CW, et al. Acquiring 4D thoracic CT scans using a multislice helical method. *Phys Med Biol* 2004;49(10):2053-67.
13. 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.
14. 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.
15. 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.
16. Mori S, Endo M, Kohno R, Minohara S. Improved Motion Compensation in 3D-CT Using Respiratory-correlated Segment Reconstruction: Diagnostic and Radiotherapy Applications. *Br. J. Radiol.* in press.
17. Mori S, Endo M, Kohno R, Minohara S, Kenya M, Fujiwara H. Respiratory gated segment reconstruction algorithm for radiation treatment planning using 256-detector row CT-scanner during free breathing. *Proc SPIE* 2005;5368:711-721.



<白> 米「スノーパール」

新学期、新社会人、新入生。何かと新しいことが始まる今日この頃。今回から新しく放射線の利用ということで、放射線育種を利用した品種について一つずつ、紹介していくことになりました。今回は、放射線育種の利用の仕方から話したいと思います。

一人暮らしを始めたり、子供が学校や幼稚園に入ったりということで、お弁当を作り始めた人もいらっしゃるのではないのでしょうか?お弁当で便利なのが冷凍食品。「私はそんな手抜きはしない」という人もいらっしゃるでしょうけど、最近の種類も豊富で冷えても美味しいものが増えています。チルド米飯として近年注目を浴びたのが低アミロース米です。

米のデンプンにはアミロースとアミロペクチンがあるのですが、アミロースは冷えると固くなり、不味くなる性質があります。その対応として、再加熱(例:トースト)、水分を除く(例:せんべい)、砂糖を混ぜる(例:羽二重餅)等が行われていましたが、今回アミロースを減らすことでこの問題を解決しました。低アミロース米の一つであるスノーパールは「74wx2N-1」と「レイメイ」を掛け合わせた品種です。「74wx2N-1」の低アミロース米を作る能力と、「レイメイ」の耐冷性を利用しているのです。東北地方で育てることができます。「レイメイ」は御存知のように、放射線を当ててできた品種です(直接利用)。それを更に掛け合わせ、「レイメイ」の特性を生かした品種「スノーパール」は間接利用と呼ばれます。

(環境放射線影響研究グループ 坂内 忠明)



頭の体操

速算術

私が高校生の頃、学校へは自転車で通っていました。ある日の下校の途中、学校近くの街頭で、大学生らしい感じの男が小さい黒板を立てて何か数字を書いているのを見かけました。その周りには人だかりがしており私ものぞいて見ました。するとそれは算数の計算を早くする方法の説明でした。そばには小さいノートが置いてあり、そのノートには「速算術」が書かれているらしく、それを売るのが彼のアルバイトでした。彼の説明はほとんど覚えていませんが、今でも一つだけ次のような計算方法を説明していたのを記憶しています。

$$35 \times 35 = 30 \times 40 + 5 \times 5 = 1225、$$

すなわち二桁目の数字に1を足した物をその数字に掛け、その結果を100倍し、それに25を足せば良いと言うものでした。これは45×45など一桁目が5であるすべての二桁の数で成り立ちます。試してみてください。またその理由はなんでしょうか。

(加速器物理工学部 藤澤 高志) (答えは[最後のページ](#))

分子イメージング研究シンポジウム 2006開催報告

分子イメージング研究の現状と今後の展望について、平成18年3月13日に、経団連会館・経団連ホールにおいて理化学研究所と共催で開催した本シンポジウムでは、日本学術会議会長の黒川清氏や、米国NIHのロバート・イニス教授らを講師に迎えて、研究への取り組みの講演や、パネルディスカッションを行い、400名を越す参加者がありました。

分子イメージング技術は、生体内の分子の働きを生きたまま画像化できる技術であり、疾患診断や新薬候補物質の効果を視覚的に可能にすることが期待されています。このため国家戦略としてポストゲノム時代における生命の統合理解を目的に「分子イメージング研究プロジェクト」を放射線医学総合研究所と理化学研究所を研究拠点として平成17年度よりスタートし、その研究取り組みを本シンポジウムで発表しました。

パネルディスカッション「分子イメージング研究の将来展望-創薬・疾患診断の革新を目指して」では専門の研究者による発表、分子イメージング研究の果たす役割、現況把握、日本の創薬・疾患診断への活用方策、産官学連携によるシナジー効果等が議論されました。

本シンポジウムにより、分子イメージング研究の推進・発展のための相互啓発、相互理解、国際交流、産学官連携の環境を醸成する機会ができ、研究成果の社会還元がおおいに期待されました。



熱心に聞き入る多数の参加者たち

TOPICS

**放医研「第1期 中期計画 成果発表会」開催
—3月17日・東京国際フォーラムで—**

独立行政法人として進めてきた放射線医学総合研究所の第1期中期計画は、本年3月をもって終了した。この間、放医研の研究開発事業は計画通りに進捗し、多くの成果を上げた。研究開発の主軸である重粒子線がん治療が、厚生労働省により高度先進医療に承認されたことをはじめとして、国際原子力機関によるIAEA協力センター認定、中央防災会議による三次被ばく医療機関指定など、国内外で社会に貢献する役割を付託された重要な研究所としての役割を果たしてきた。

今回の中期計画成果発表会では、5年間にわたる研究開発事業の成果を取りまとめて紹介。46件におよぶポスター発表とともに、午前は専門家向けの口頭発表が行われた。午後の部は市民を対象とした一般講演会として開催。早田勇放射線安全研究センター長による「低線量放射線の健康リスク」、明石真言緊急被ばく医療部長による「放射線の身体への影響」、辻井博彦重粒子医科学センター長による「ここまできた重粒子線がん治療」と放医研の取り組んできた代表的な研究テーマの成果が紹介された。

また、特別講演の国立がんセンター総長 垣添忠生先生による「がん治療の新たな展望」も興味深いお話で会場からは熱心な質問が寄せられた。会場の東京国際フォーラムは、ウィークデイの開催にもかかわらず満員の盛況となり、放医研に向けられた市民の期待の大きさを窺わせる5年間を取りまとめるに相応しい充実した講演会となった。



挨拶をする佐々木 康人 前理事長

紹介コーナー

緊急被ばく医療研究センターの研究・業務

- ▼ 3月7日(火)～11日(土) シンガポールで開催されたIAEA/RCA放射線防護分野のコーディネータ会合に出席し、緊急被ばく医療トレーニングコース開催の提案を行った。
- ▼ 3月14日(火) 原子力安全委員会が開催した原子力施設等防災専門部会に委員として出席し、原子力災害対策特別措置法に係る施行状況について検討を行った。
- ▼ 3月14日(火) 青森県で環境科学技術研究所が主催した講演会で「放射線事故被ばく時の医療の現状と線量評価の重要性」について講演を行った。
- ▼ 3月14日(火) 「平成17年度(第2回)成田国際空港におけるテロ対策合同訓練」に参加し、各機関間の連携体制の確認を行った。
- ▼ 3月15日(水) 原子力安全技術センターが主催した「平成17年度原子力防災研修事業原子力防災研修講座講師連絡会」に出席し、意見交換を行った。
- ▼ 3月16日(木) 原子力安全研究協会が主催した「第2回新潟地区緊急被ばく医療ネットワーク情報交換会」に委員として出席し、「新潟県緊急被ばく医療マニュアル(素案)」について検討を行った。
- ▼ 3月16日(木) 宮城県で「地域緊急被ばく医療連携協議会に関する打ち合わせ」を開催し、宮城県と放医研の連携に関する打合せを行った。
- ▼ 3月16日(木) 宮城県が主催した「原子力防災緊急時医療活動マニュアル研究会」に出席し、「宮城県の原子力防災緊急時医療活動マニュアル(素案)」について検討を行った。
- ▼ 3月17日(金) 東京国際フォーラムで放医研が主催した「第1期中期計画成果発表会」で5年間の研究開発成果の発表と「放射線の人体影響」について講演を行った。
- ▼ 3月20日(月) 泊原子力発電所の視察及び事業者との意見交換を行った。
- ▼ 3月23日(木)～3月24日(金) WHOと共催で「WHO-REMPAN Regional Workshop on Radiation Emergency Medical Preparedness and Response in the Western Pacific Asia」を開催、参加した東南アジア諸機関と「緊急被ばく医療の国際的な協力体制の構築にむけた情報共有、教育・研修のあり方」について検討を行った。

- ▼ 3月28日 (火) 千葉県主催の「千葉県総合健康安全対策ネットワーク会議」に参加し、各機関における(健康)危機管理の取り組み等」について意見交換を行った。
- ▼ 3月28日 (火) 文部科学省主催の「第5回原子力防災検討会」に委員として出席し、「原子力災害対策特別措置法の施行状況について(案)」の報告書について検討を行った。
- ▼ 3月29日 (水) 原子力安全委員会が開催した原子力施設等防災専門部会防災指針検討ワーキンググループに委員として出席し、防災指針について検討を行った。
- ▼ 3月29日 (水) ~ 30日 (木) 韓国の緊急被ばく医療機関から来所した医師と懇談、緊急被ばく医療に関連する内容の議論を行った。
- ▼ 3月30日 (木) 成田NBCテロリズム対策研究会が主催の「平成17年度成田国際空港におけるテロ対策合同訓練評価会議」に出席し、「平成17年度(第2回)成田国際空港におけるテロ対策合同訓練」の評価を行った。
- ▼ 4月8日 (土)~4月9日 (日) 茨城県主催の「平成18年度JCO事故関連周辺住民等の健康診断」に参加し、周辺住民等を対象に診断を行った。

(緊急被ばく医療研究センター 調整管理室)

エッセイ・ばるす NO.53 " よさこいを撮る "

写真が趣味といっても風景とか、花とか、ジャンルはいろいろありますが、その中でも簡単そうでなかなか難しいのが街中のスナップ写真といえそうです。相手に気づかれないように撮ってこそ自然な表情で撮れるのですが、昨今は肖像権がうるさく、盗撮に近いものはますます撮りにくくなってきました。

それに引き替え、祭りのようなスナップ写真は、自分の気に入ったポーズを多くの人に見て貰いたい、より綺麗に写真に撮って欲しいと思われる場合が多く、撮りやすいといえます。

こうした祭りの中でも、"よさこい祭り"は撮影者を楽しくしてくれるお祭りです。よさこいはもともと高知の祭りで、鳴子を持って賑やかに踊れば良いという簡単なルールですから、最近では東京の近くでも"よさこい祭り"が多くか催されるようになりました。

よさこいは、衣装の華麗さに踊りの躍動感が加わり、素晴らしい被写体です。ところが動きが速くて一瞬のチャンスを捉えることはなかなか難しいものです。決定的瞬間を捉えるには相手の動きを予測し、その少し前にシャッターを切るわけですが、それはどんな機材にもタイムラグがあるからです。シャッターを押してカメラが作動するまでの時間、つまりカメラが動き出してからほんの少しの、タイムラグがあるわけです。

よさこいのように動きの激しいものをファインダーで覗いてみれば実感できます。このタイムラグがいかにか長いものか。普段から自分のカメラがどのくらいのタイミングで写真を撮り終わるかをチェックしておくことが大切です。

それだけに、決定的瞬間(1日粘ってもなかなか撮れませんが)に成功した時の喜びは、言葉では表せない感激です。思わず踊り子に向かって「ありがとう!」と言う言葉に代えて、ガッツポーズをしてしまったなんてこともあります。踊り子も笑顔で答えてくれたりしてちょっとした心の触れ合いのようなぬくもりを感じることも出来ます。この一瞬の出会いを求めて、日頃からカメラを触って腕を磨いている凝りようです。

(広報室 進士 賀一)



スーパーよさこい2005

◆**答え(説明)**◆

今一桁目が5である二桁の数を $X5$ とあらわすとすると、その値は

$10 \cdot X + 5$ とすることになります。ここで $(a+b)^2 = a^2 + 2ab + b^2$ という公式より

$$(10 \cdot X + 5)^2 = 100 \cdot X^2 + 2 \cdot 5 \cdot 10 \cdot X + 5^2 = 100 \cdot X \cdot (X+1) + 25$$

となり問題の計算方法が導かれます。なおこの方法は350とか3.5の様に桁が変わっても応用することができます。ある数の二乗の大ざっぱな値を知りたい時などに役にたちました。特に 5×5 が全体に比べ小さい時は $100 \cdot X \cdot (X+1)$ で、かなり良い近似になります。