

最新CTの2～3倍の撮影範囲を可能にした ボリウムパーフュージョンCTの初期臨床評価

■ 背景

脳卒中や虚血疾患の診断方法として、キセノンCT、PET(positron emission tomography)、SPECT(single-photon emission CT)、MRI(magnetic resonance imaging)をはじめとする様々な方法があるが、これらは設備上の問題から比較的大きな病院以外ではそれほど普及していない。これに対して、頭部ダイナミックCTパーフュージョン(CTP)は、比較的小さな病院でも行うことが可能で、CTPの主な使用目的は、血流障害や腫瘍(脳、腎臓、肝臓)の診断である。このCTPの取得には、造影剤を患者に注入しながら、シネモード(寝台を動かさず連続撮影する方法)で撮影する。また、CTPは、20年前から様々な解析アルゴリズムが開発されており、その結果、現在臨床評価として、脳血流量(cerebral blood flow: CBF) 脳血流量 (cerebral blood volume: CBV)、そして 平均通過時間(mean transit time:MTT)が可能となっている¹⁾。

しかし、従来CTを使用する場合のCTPの限界は、撮影範囲が狭いということである。最新のマルチディテクタCT(multi-detector row CT: MDCT)は、0.5 ～0.625mmのスライス厚が取得可能な検出器を最大64列搭載している。このMDCTは、特に循環器領域において、その威力を発揮している。しかし、最新のCTでさえ、1回転で取得可能な体軸方向への撮影領域は40mmであり、診断領域に制限が出てくる。一般にCTPを行う前に、ヘリカルスキャンにより病的な部分を特定するが、撮影範囲の制限により病的領域を全て撮影できないために、パーフュージョンマッピングに誤差を生じる可能性があった。

CT体軸方向への撮影領域を増やし、上記の誤差を軽減する目的で、256列CTを開発した²⁾。0.5mmのスライス厚でデータ取得可能な検出器を256列並べることで、従来CTの2-3倍以上の約10cmの撮影範囲を1回転で取得することが可能となる。それ故、256列CTは、従来のヘリカルスキャンCTの様々な問題点を解決し、多くの診断情報を提供することが可能となった。我々はすでに心臓領域³⁾、⁴⁾、腹部領域⁵⁾、⁶⁾、四肢関節⁷⁾、そして放射線治療計画⁸⁾、⁹⁾、特にIGRT(image-guided radiotherapy)や4次元放射線治療についてすでに評価を行った。

ここでは、256列CT-1号機により取得したボリウムデータを用いた、パーフュージョンCT(Volumetric CT perfusion: VCTP)の初期評価を行ったので報告する。

■ 256列CT-1号機の構成

VCTPのためには、短時間に3次元画像の取得が必須であり、256列CT²⁾、¹⁰⁾では、MDCTに用いられている検出器と同様のシンチレータとフォトダイオードを採用し、収集速度が900フレーム/秒と高速にデータを収集できる構成にした2次元検出器を搭載した¹¹⁾。フラットパネル検出器では苦手としていたコントラスト分解能と時間分解能に対しても、MDCTと同等の画質並びに時間分解能が得られる。検出素子数は、912個(横断方向)×256個(体軸方向)であり、検出素子サイズは約1mm×1mmである。これは回転中心で0.5mm × 0.5mmに相当し、全体で体軸方向に約10cm幅の画像(3次元画像)が取得できる。この2次元検出器を、商用機である(株)東芝製アクイリオンの機構に取り付けた。CTの回転機構は一回転1.0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500ms相当となる。CT再構成アルゴリズムは、フェルドクンプアルゴリズムを使用し¹²⁾、512 × 512 × 128ボクセルデータが、1秒以下で再構成が可能な構成になっている。

■ VCTPのデータ解析

VCTPは、一般に使用されているデコンボリューション法によりCBF (cerebral blood flow)、CBV (cerebral blood volume),そしてMTT(mean transition time)を使用する。この解析は脳内では造影剤の拡散がないことを前提としている。これにより、組織濃度関数 $C_t(t)$ は次式で表せる。

$$C_t(t) = F \cdot C_a(t) \otimes R(t),$$

\otimes コンボリューション演算子、Fは脳血流、 $C_a(t)$ は造影剤の動脈血中濃度、 $R(t)$ は組織内造影濃度時間曲線を示す。シネスキャンで取得した $C_t(t)$ と $C_a(t)$ はデコンボリューションが行われる。CBFとCBVはから算出される。MTTは次式で示すcentral volume principle [7] により求めることができる。

$$MTT = \frac{CBV}{CBF}.$$

CBF、CBVそしてMTTマップは商用CTに搭載されているソフトウェア(CT Perfusion; (株)東芝メディカルシステムズ)を256列CT用に改良したものを使用した。CTP解析には、造影剤の初期通過時におけるボクセル毎の時間濃度曲線を作成する必要があり、直径4-8mm²のROI(round regions-of-interest)を前大脳動脈と上矢状静脈洞にとり、それぞれの時間濃度曲線を作成した。

■ 撮影方法

本件では、放医研動物倫理委員会承諾のもと、VCTPの初期臨床評価として、2匹の豚(25 kg)を使用した。VCTPデータ取得中の体動は、CTPマップの誤差要因となるため、豚を麻酔下において下大静脈にシースを留置した。撮影位置を決定後、非イオン性造影剤(Iopamiron 370; Nihon Schering, Osaka, Japan)50mlを9.9ml/sで注入し、その1秒後からCT撮影を開始した。通常臨床現場で行われる造影条件よりボラス性を高めているが、これは、256列CTの撮影時間が商用機に比べ制限されているため、短時間で造影剤のwash-inとwash-outを取得する必要があるためである。

撮影条件は、管電圧120kV,管電流200 mA, スライスコリメーション128 × 1.0mmとし、撮影時間を50秒とした。再構成条件は、ボクセルサイズ 0.47 × 0.47 × 0.47 mm³、0.3秒間隔で再構成した。

■ VCTP画像

豚の頭部血管造影の3次元画像を図-1A、B、そして、造影剤のwash-inからwash-outを図-1C-Fに示した。造影剤注入開始5-10秒後に頸動脈が確認でき(図-1C)、8-16秒後に静脈洞と眼窩下動脈が観察された(図-1D,E)。そして、舌動脈は造影開始25秒で確認できた(図-1F)。造影剤の流れが3次元で観察できることで、詳細な血管まで動脈静脈の鑑別が容易となる。

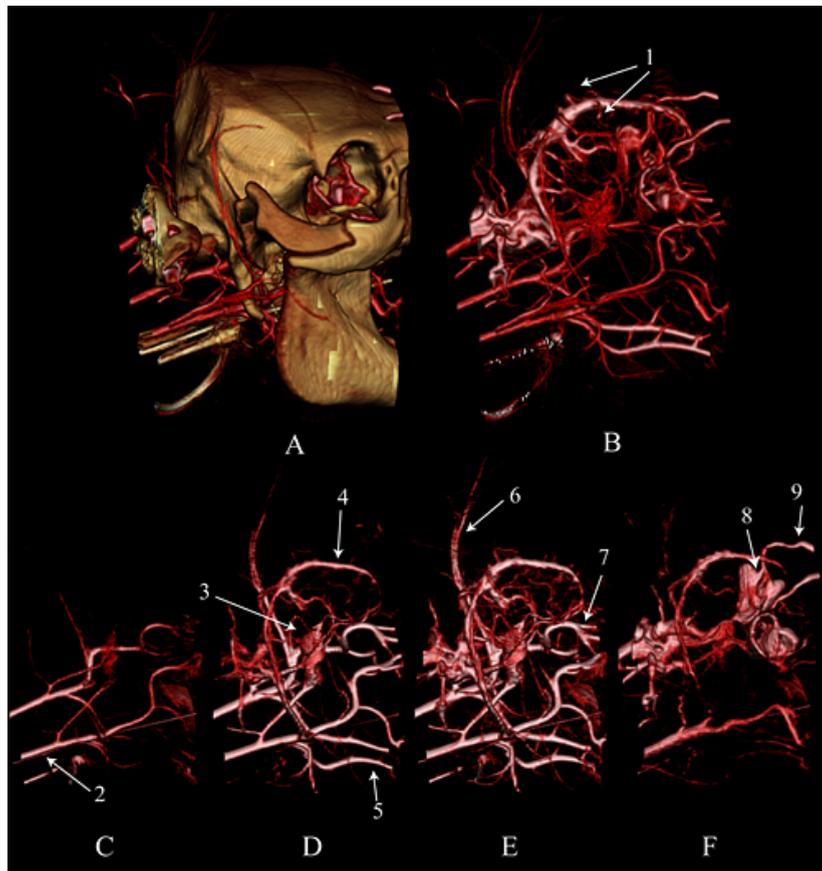


図-1 造影開始15秒後の豚頭部の3次元画像(A-B)と時系列画像(造影開始(C)7秒、(D)12秒(E)16秒、(F)25秒)

CTアンギオグラフィー(CTA)画像取得のために、造影前後のCT画像の差分をとった(図-2B)。このように256列CTでは、任意の断面、任意の時間のCTA画像を作成することも可能である。解剖学的位置を把握しやすくするために、VCTP(CBF、CBVそしてMTT)マップをCT画像に重ね合わせたサジタル断面画像を図-2C-Eに示す。VCTPマップの解像度が低く感じるが、豚の脳はヒトに比べかなり小さいためであり、ヒトに適應した場合には、従来CTPと同様の評価が可能だと考えられる。VCTPは様々な断面のパーフュージョンマップが取得できることから、図-3では斜め断面(水平から40度方向)におけるCTAとVCTPを示した。これらの断面においても、十分パーフュージョンマップが取得できていることがわかる。

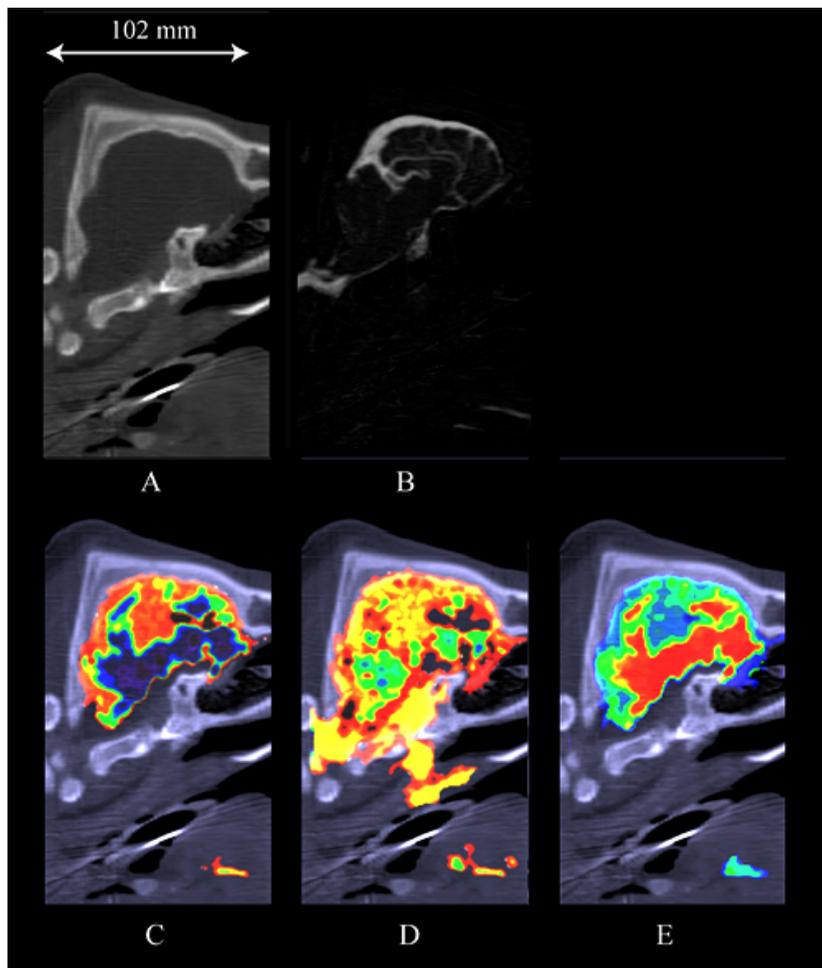


図-2 (A)造影後のサジタル画像。(B)造影14秒後のCTA画像、(C)CBF、(D)CBV、(E)MTT。

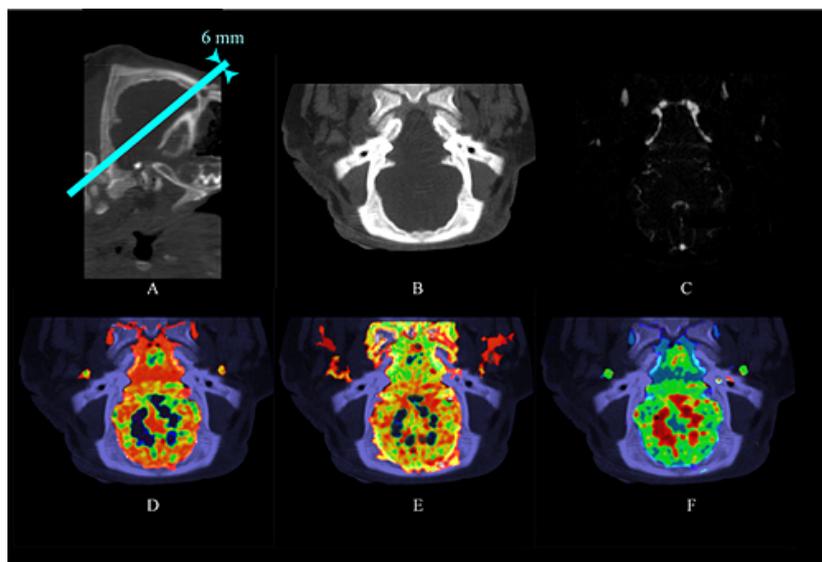


図-3 (A)斜め断面の位置。(B)造影前の斜め画像、(C)造影14秒後のCTA画像、(D)CBF、(E)CBV、(F)MTT。

■ まとめ

本件では、256列CTを使用してVCTPの初期臨床評価を行い、ボリュームデータとして代謝情報と形態情報が同時に取得できることを示した。256列CTでは、従来CTにおける問題点の多くを克服することが可能であることを明らかにした。

はじめに、従来のCTに比べ約10cmという広範囲の撮影領域を高空間分解能で取得できることで、患者の体動により病変部が撮影領域から外れ、測定結果への悪影響を最小限にすることができる。

次に、従来CTでは、病変部特定のために一度CT撮影した後に、CTPをおこなっており、つまりこれが無駄な被ばくであった。256列CTでは、CTP前の撮影は必要ないことから、無駄な被ばくを低減できる。しかし、256列CTは、撮影範囲が広い分、当然被ばく線量は増加する。このため、被ばく低減の一つとして、我々は、ヒール効果補償フィルタ⁷を開発し、画質を損なうことなく最大20%の被ばく低減を可能とした。しかし、さらなる工夫をすることで被ばく低減に努める必要がある。

ここでは、頭部領域におけるVCTPを示したが、胸部や腹部領域、特に肺や肝臓についても十分対応することが可能である。しかし、これらの領域は呼吸性移動の影響を大きく受けるため、呼吸性移動を考慮に入れた呼吸同期VCTP(Respiratory gated volumetric CT perfusion)などの開発も必要であろう。

2005年春に256列CT-2号機が放医研に設置された。1号機よりもSNが向上し、時間分解能も2倍に改善したことで、さらに診断領域そして治療領域への応用が広がった。時系列の形態情報と代謝情報を取得可能な256列CTと、MRIやPETなどのモダリティを融合させることで、新たな診断方法開発の可能性は計り知れない。

● 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。

(森 慎一郎¹)、小島 隆行²)、遠藤 真広³)

1) 医学物理部、2) 画像医学部、3) 研究推進部

<参考文献>

1. Miles KA, Griffiths MR. Perfusion CT: a worthwhile enhancement? Br J Radiol 2003;76:220-231.
2. Endo M, Mori S, Tsunoo T, et al. Development and performance evaluation of the first model of 4D CT-scanner. IEEE Trans. Nucl. Sci 2003;50:1667-1671.
3. Kondo C, Mori S, Endo M, et al. Real-time volumetric imaging of human heart without electrocardiographic gating by 256-detector row computed tomography: initial experience. J Comput Assist Tomogr 2005;29:694- 698.
4. Mori S, Kondo C, Suzuki N, 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 Comput Assist Tomogr 2005; 29:26-30.
5. Mori S, Obata T, Kishimoto R, et al. Clinical potentials for dynamic contrast-enhanced hepatic volumetric cine imaging with the prototype 256-MDCT scanner. AJR Am J Roentgenol 2005;185:253-256.
6. Mori S, Endo M, Obata T, et al. Clinical Potentials of the Prototype 256-Detector Row CT-Scanner. Acad Radiol 2005;12:148-154.
7. Mori S, Endo M, Nishizawa K, et al. Prototype heel effect compensation filter for cone-beam CT. Phys Med Biol 2005;50:N359-370.
8. Mori S, Endo M, Kohno R, et al. Improved Motion Compensation in 3D-CT Using Respiratory-correlated Segment Reconstruction: Diagnostic and Radiotherapy Applications. Br. J. Radiol. in press.

9. Mori S, Endo M, Kohno R, et al. Respiratory gated segment reconstruction algorithm for radiation treatment planning using 256- detector row CT-scanner during free breathing. Proc SPIE 2005;5368: 711-721.
10. Mori S, Endo M, Tsunoo T, et al. Physical performance evaluation of a 256-slice CT-scanner for four-dimensional imaging. Med Phys 2004; 31:1348-1356.
11. Saito Y, Aradate H, Igarashi K, et al. Large area 2-dimensional detector for real-time 3-dimensional CT (4D CT). Proc SPIE 2001;4320:775-782.
12. Feldkamp LA, Davis LC, Kress JW. Practical cone-beam algorithm. J Opt Soc Am 1984;1:612-619.

三つ巴戦

最近の大相撲は外国人力士の活躍が目立ち、日本人力士の活躍が少ないのは多少寂しい気もします。

ところで、近頃ほとんど見ることがないのですが、3人の力士が同じ勝率で千秋楽を迎えた場合、三つ巴戦が行われます。そのルールは最初に二人が相撲をとり、勝った方が残った一人と次に相撲をとります。そして最初に勝った方が、続けて残った一人に勝った場合その人が優勝します。もし残った方が勝った場合は、続けて最初に負けた相手と相撲をとります。ここで続けて勝てばその力士が優勝しますが、このようにして続けて2回勝つまでは永遠に勝負が行われません。

さて、この場合最初に相撲をとる二人と、あとからとる力士とではどちらが優勝する確率が高いでしょうか。ただしそれぞれの力士の力は全く同じで、一回の相撲で勝つ確率は常に $\frac{1}{2}$ とします。

(加速器物理工学部 藤澤 高志) (答えは[最終ページ](#))

小柴昌俊先生を迎えて特別講演会を開催

ノーベル物理学賞受賞者、小柴昌俊東京大学特別荣誉教授の特別講演を去る2月7日(火)午後3時から放医研研究会・放医研共催で行った。当日は230人を超える多くの放医研関係者が重粒子推進棟の大会議室(主会場)、セミナー室等を集まり、多くの反響を呼んだ。

小柴先生講演のきっかけは、放医研の食堂でのランチ仲間、田ノ岡先生から「小柴先生とは個人的な友人であり、もし放医研研究会で招くつもりがあるなら、何とか力を貸しましょうか」というような本当に小さな会話から始まった。最初はやや非現実的な感じがして本気で考えなかったのですが、その話は数週間立ち消えになっていたが、小柴先生のことは私の頭から離れず、どうしたら現実的になるか、田ノ岡先生にコンタクト方法をチェックしていただいた、というのが事の始まりであった。

そこで、小柴先生のイベントについては東大の広報課の方が窓口になっていることがわかり、東大広報課へ放医研ご招待への趣意書を書くことから始まった。簡単なものであったが、その趣意書に「演題はお任せするが、夢のあるような講義をして欲しい」と正直に書いた。それから幾日かして東大広報課からメールがあり、本年2月の初旬ではどうかと連絡があった。文面からして、これはと瞬時に思った。このような過程が進む中、田ノ岡先生は個人的に小柴先生に電話でお話して下さっていたのである。その後、話は結構スムーズに進みご講演は2月7日(火)の午後ということに決まった。ノーベル賞学者となると普段はセミナー等に出席しない人々も多く来るはずである。ためしに自分のいる宇宙プロジェクトの人にざっと聞いてみると、パートタイムの人々を含めて30人弱という数字が出てきた。これから推定しただけで、確実に大会議室では収容しきれないため、研究会幹事の方々が時間と労力を割いていろいろ準備、今回の受賞者講演になった次第である。

私は当日、先生をお出迎えに行きはじめてお会いした瞬間から、先生のファンになってしまった。なんともいえない謙虚さ、よくお気づきになるお人柄、そしてプレゼンテーションの的確さ、人をしっかり惹きつける魅力、本当に苦労してご招待した価値があると思った。講演会場で小柴先生のお話を聞くうち、医学生物研究をやっている私までが、もう一度素粒子物理学をやってみたいような錯覚まで覚えた。これはすごいことである。講義が終わった後も、その深い印象はいまだに消え去らない。

この講演に当たり、放医研の多くの皆様に大変お世話になった。また研究推進課の方々には細かいところまでサポートしていただき、そして特に最後の段階で会場設定等すべてしてくれた放医研研究会の幹事の方々、また始めから終わりまで面倒見ていただいた田ノ岡先生に心から感謝したいと思う。今の私の真摯な願いと祈りは、小柴先生のお話を聞いた放医研の若い人々が、その影響を受けて将来のノーベル賞受賞者になること。ノーベル賞とまではいかなくとも、それに近い仕事をしてくれること。そんなことを夢に見て日々がんばりたいと考えている。

(放医研研究会会長、宇宙放射線防護プロジェクト 岡安 隆一)



魅力ある感動深い講演会を聞き入る聴衆

お知らせ

海外からの来所者

平成18年1月～3月

来所期間/用務	所属	国籍
● 小型リングにおける高品質ビームに関する共同研究を行う		
1月14日～ 2月12日	ロシア原子核研究機構	ロシア
● 次世代PET研究会、放医研研究会での講演、および 研究打合せ/ 開発に関する研究		
1月17日～ 24日	米国スタンフォード大学 米国ワシントン大学	米国
● HIMAC棟,画像診断棟他の見学		
1月20日	川崎医科大医療短大	中国 (日本)
● HIMACを用いた原子核反応の精密測定		
1月29日～ 2月15日	米国ローレンスバーク研究所	米国
● 共同研究実験		
1月29日～ 2月11日	イタリア Via Bas 161-2710 Pavia 米国 ヒューストン大学	イタリア 米国
～2月7日	米国ヒューストン大学	米国
～2月14日	米国ローレンスバークレー研究所	米国
1月30日～ 2月10日		
1月31日～ 2月10日	米国NASAマーシャル宇宙飛行センター	米国
● 普及型がん治療装置用小型ECRイオン源の性能向上を行う		
1月28日～ 2月11日	オランダグローニンゲン州立大学 (退職)	オランダ
● 高エネルギー重粒子線の核破砕片の運動量分布の測定		
1月29日～ 2月15日	米国ヒューストン大学 米国アラバマ大学	米国
● 重粒子線治療に関する施設見学および関係者との会合		
1月30日～ 31日	ロシア Budker Institute of Nuclear ロシア Chanty-Mansyisk Institute of Onformatics ロシア Budker Institute of Nuclear ロシア Khanty-Mansi Public Health Minister	ロシア
● 重粒子線治療と高視線治療の線量分布の差異を検討する		
1月31日～ 3月31日	タイ マヒドール大学	タイ
● 微量元素等を用い大気中の物質循環を明らかにする		
1月30日～ 31日	オーストリア イテルベルグ大学	オーストリア

お知らせ

平成18年度 科学技術週間「施設公開」

- 公開日：平成18年4月23日（日）
- 公開時間：10:00～17:00

静電加速器棟「施設公開」

- ★ 静電加速器棟の微量多元素同時分析装置を公開します。
- ★ 小型の加速器の利用方法、PIXE分析方法を紹介します。

緊急被ばく医療施設「施設公開」

- ★ 緊急被ばく医療施設を公開します。
- ★ ホールボディカウンタによる、体内放射能測定やビデオの放映も行います。
- ★ 体験コーナーでは、放射線測定の実験を体験できます。
- ★ 放射線の安全管理とは何かをパネルで紹介します。
- ★ 緊急時に活躍するモニタリングカーを展示公開します。

重粒子線棟「施設公開と医療相談」

- ★ 重粒子線がん治療装置(HIMAC)を公開します。イオン源室、主加速器室、治療室などの施設を見ることができます。
- ★ 医師によるがんの放射線医療に関する相談を行います。
- ★ 病院の概要、重粒子線治療についてパネルで紹介します。

画像診断棟「ようこそ!分子イメージングの世界へ!」
「放射線治療の品質管理について」

- ★ 新しい研究分野である分子イメージング、および研究センターの紹介をします。
- ★ 次世代PETやPET・CT装置の見学ができます。
- ★ がんや脳神経疾患の画像診断法の概要をパネルやパソコンで紹介します。
- ★ 放射線治療の品質管理についてパネルで紹介します

サイクロトロン棟「施設公開と重粒子線治療普及のための研究」

- ★ サイクロトロンの主加速器を公開します。
- ★ 重粒子線がん治療の普及に向けて開発した小型加速器の試作機を公開します。

研修棟

- ★ 放射線測定、化学実験教室などの体験コーナーがあります。
- ★ 放医研の研修コースについてパネルで紹介します。
- ★ 小中学生のための理科実験コーナー

研修棟「放医研の国際活動と研究推進」

- ★ 国際的研究活動及び協力事業をビデオや展示で紹介します。
- ★ 産官学連携と研究推進の活動をパネルや展示物で紹介します。

講堂「放射線とのかかわり-ヒト、生物、環境-」

- ★ 実験動物の展示
- ★ ミニミニ実験室
- ★ 環境放射線の実演
- ★ 缶バッジ制作

平成18年度 科学技術週間

一般公開

ミクロから宇宙まで！放射線の世界

平成18年4月23日(日)
午前10時から午後5時00分まで

- 放射線公開 重粒子線機・サイクロトロン機
- 講演会
- 午会(10時～11時) 重粒子線によるがんの治療—その原理と展望—
- 午会(2時～3時) 放射線によるがん予防と遺伝子の修復
- がんの放射線治療 (無料)
- 放射線と食料の関わりをテーマに

※会場：放射線医学総合研究所 放射線公開会場

放射線医学総合研究所
〒113-8533 東京都文京区湯島4-2-1
TEL: 03-3822-8111 FAX: 03-3822-8112
E-MAIL: info@nirs.go.jp

緊急被ばく医療研究センターの研究・業務

- ▼ 1月13日(金) 原子力安全基盤機構主催の平成17年度防災専門官等広域支援現地研修に講師として参加。
- ▼ 1月17日(火) 宮城県主催の原子力防災緊急時医療活動マニュアル研究会に出席。
- ▼ 1月17日(火)～18日(水) 六ヶ所村再処理施設を視察して意見交換。
- ▼ 1月18日(水) 平成17年度文部科学省原子力防災訓練事前説明会に原子力災害対策本部医療班専門家として出席。
- ▼ 1月18日(水)～20日(金) 焼津市立総合病院において平成17年度ビキニ被災者実態調査に係る健康診断を実施。
- ▼ 1月20日(金) 平成17年度文部科学省原子力防災訓練に原子力災害対策本部医療班専門家として参加。
- ▼ 1月24日(火) 文部科学省主催の研究炉等安全規制検討会(第22回)に委員として出席。
- ▼ 1月27日(金) 日本原子力研究開発機構主催の「第32回原子力入門講座」に講師として参加し、放射線の人体への影響に関して講義。
- ▼ 1月27日(金) 原子力安全技術センター主催の第2回「原子力艦による原子力災害に伴う緊急時モニタリング実施手順検討委員会」に委員として出席。
- ▼ 1月27日(金) 原子力安全技術センター主催の平成17年度「原子力防災研修事業」第3回共通基礎講座教材検討サブグループに委員として出席。
- ▼ 1月27日(金) 原子力安全・保安院主催の平成17年度原子力総合防災訓練「第4回調整会議」に出席。
- ▼ 1月30日(月)～2月3日(金) 放医研主催の第58回緊急被ばく救護セミナーを開催し受講生29名に講義。
- ▼ 1月30日(月) 茨城県主催の茨城県患者搬送シミュレーション打合せに出席。
- ▼ 1月30日(月) 放医研へ来訪した文部科学省防災環境対策室員に対し、緊急被ばく医療の概要説明を行った。
- ▼ 1月31日(火) 原子力安全研究協会が新潟県で開催した第1回 新潟地区「緊急被ばく医療ネットワーク情報交換会」に出席。
- ▼ 1月31日(火) 日本原子力文化振興財団より依頼を受け、放射性物質等災害の防災対策に関する講義を宮城県内消防職員及び市町村職員約70名に行った。
- ▼ 2月3日(金) 地域緊急被ばく医療連携協議会を開催し、茨城県緊急被ばく医療機関と放医研における連携等について協議。

- ▼ 2月6日(月) 原子力安全技術センター主催の平成17年度「原子力防災研修事業」第3回救護所活動講座テキスト検討サブグループに委員として出席。
- ▼ 2月7日(火) 静岡県主催の静岡県原子力行政職員研修会に原子力対策アドバイザーとして出席。
- ▼ 2月8日(水) 文部科学省主催の「第4回原子力防災検討会」に委員として出席。
- ▼ 2月8日(水) 原子力安全技術センターが大阪で主催した第25回救護所活動講座で講義。
- ▼ 2月8日(水) 茨城県主催の平成17年度第2回JOC事故対応健康管理委員会で事故関連周辺住民等の健康診断の実施について検討。
- ▼ 2月9日(木) 国立病院機構東京医療センター主催の平成17年度放射線防護研修会で「緊急被ばくへの対応」について講義。
- ▼ 2月8日(水)～9日(木) 国立病院機構大阪医療センターにおいてホールボディカウンタ(WBC)の線量評価精度管理調査を実施。
- ▼ 2月10日(金) 平成17年度「地域緊急被ばく医療連携協議会全体会議」を東京で開催し、原子力立地・隣接19道府県及び専門家を招聘し、全国的な緊急被ばく医療ネットワーク構築を図るための情報共有と意見交換を行った。

(緊急被ばく医療研究センター 調整管理室)

ML法を適用したシミュレーションで 入射核破碎反応を利用した照射野を推定

■ はじめに

現在、放医研で行われている重粒子線を用いたがん治療では、体深部の腫瘍を覆うようにビーム軸方向にブラッグピークを広げた幅広ビームが用いられています。入射粒子と患者体内の原子核の相互作用を利用した、幅広ビームの前端部および後端部の位置を推定する方法を提案し、シミュレーションによりその有用性を示しました。

■ 背景

重粒子線がん治療は、ビーム停止位置(飛程)付近でのブラッグピークと呼ばれる高い線量集中性および高い生物学的効果比により、周辺の正常組織への影響を最小限度にとどめ腫瘍を狙い撃ちできる特性を持っています。この特性を最大限に活かすためには、患者体内での照射野および線量分布が確認できることが重要です。

治療では、様々な飛程を持つビームを生成した後、それを重ね合わせることで、体深部の腫瘍を覆うようにブラッグピークをビーム軸方向に広げた幅広ビームが使用されており、治療の高精度化のためには、この前端部および後端部の位置を確認することが求められます。入射粒子と患者体内の原子核との衝突による入射核破碎反応を用い、これらの位置を推定する方法を提案し、コンピュータシミュレーションによりその有用性を示したので報告します。

■ 導出の原理

治療において、患者体内に入射した荷電粒子は、主に体内の電子との衝突によりエネルギーを失いながら進み、飛程付近で大きなエネルギーを与え停止します。一方、入射粒子の一部は、患者体内の原子核との衝突により破碎反応を起こし陽電子放出核が生成されます。生成した陽電子放出核は、体内を飛行しその生成位置で決まる飛程の周りに停止し、 β^+ 崩壊することで陽電子が放出されます。陽電子は体内の電子と対消滅し180度対向方向に消滅 γ 線対が放出されます。この消滅 γ 線対を外側から同時計測することにより消滅 γ 線分布が検出できます。検出した消滅 γ 線分布が入射粒子の停止位置や線量分布と特有の相関を持っていることを利用し、目に見ることのできないそれらの物理量を、外部から(可視化できる消滅 γ 線分布から)推定できると考えられます。

治療で用いられる幅広ビームでは、照射野を規定する重要な物理量はその前端部 R_p と後端部 R_d となります。我々は、外部から検出可能な消滅 γ 線分布からこれらの置を導出する手法として、Maximum Likelihood Estimation法(MLE法)を適用することを提案し、シミュレーションによりその有用性を示しました。

シミュレーションでは、人体を模擬したポリエチレンターゲットに対して [図-1](#) (a)に示したビーム軸方向に50mm(R_p 100.0, R_d =150.0 mm)広げた炭素線の幅広ビームを照射すると仮定し、消滅 γ 線対はポジトロンカメラにより照射終了後500秒の間に検出するとしました。検出される崩壊イベント分布は、ポアソン乱数を用いて模擬し、[図-1](#) (b)に黒点として示しました。

この分布に対しMLE法を適用することで R_p および R_d を決定します。この方法では、求めるべき物理量 R_p , R_d を変数として、各変数に対し検出される消滅 γ 線分布を計算予測し、[図-2](#)に黒点で示す分布との類似性を求めていきます。この類似性が最大となる時の変数 R_p , R_d が求めるべき幅広ビームの前端部および後端部となります。類似性が最大となる条件は、以下の2式を同時に満たすことと等価です。

$$f_p(R_d, R_p) = \frac{\partial \log L}{\partial R_p} = 0$$

$$f_d(R_d, R_p) = \frac{\partial \log L}{\partial R_d} = 0$$

つまり、関数 $f_p(R_d, R_p)$, $f_d(R_d, R_p)$ を標的内の深さの関数としてプロットした時、それらがゼロと交わる点が求めるべき幅広ビームの前端部および後端部の位置となります。

■ R_p, R_d の決定

図-1 (b)に示した消滅 γ 線分布に対してMLE法を適用し幅広ビームの R_p, R_d を決定しました。変数 R_p, R_d を様々に変化させた時に計算される関数 $f_p(R_d, R_p)$, $f_d(R_d, R_p)$ の分布を 図-1(c)に示しました。これらがゼロと交わる点は、すなわちターゲットに入射した幅広ビームの R_p, R_d はそれぞれ100.1, 149.8 mmとなりました。シミュレーションにおいて仮定した幅広ビームの前端部、後端部が100.0, 150.0 mmでしたが、この情報を一切使わずに 図-1 (b)に黒点で示した分布から R_p, R_d を0.2 mm以内の精度で導出できました。幅広ビームの前端部および後端部決定に対してMLE法が適用可能であることが判明しました。

今回は、コンピュータシミュレーションにより、幅広ビームの前端部および後端部の推定にMLE法が適用可能であることを示しましたが、HIMACにて $^{12}\text{C}, ^{16}\text{O}$ の幅広ビームを用いた照射実験を行い、その前端部、後端部の推定を行っています。

(重粒子医科学センター 共同利用研究員 稲庭 拓)

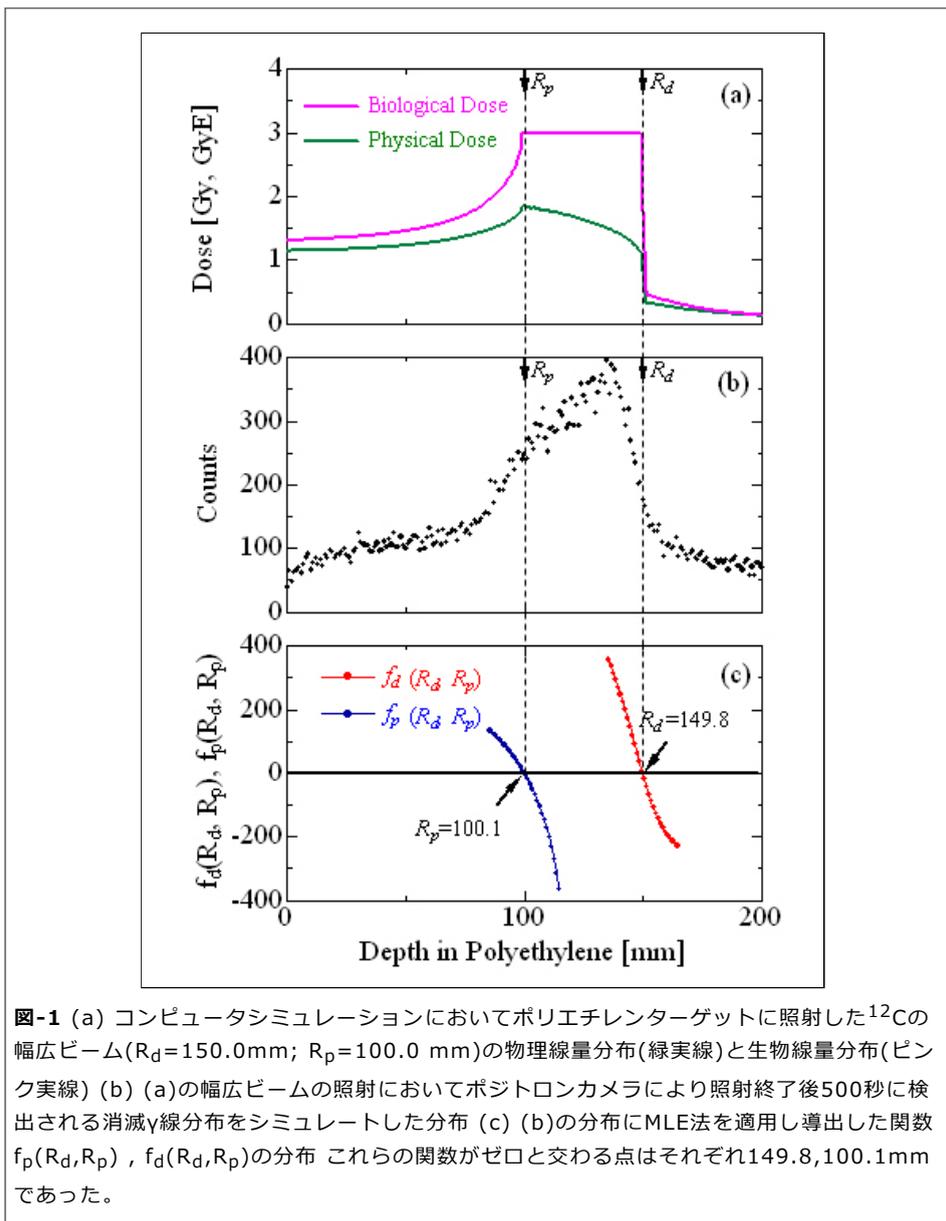


図-1 (a) コンピュータシミュレーションにおいてポリエチレンターゲットに照射した ^{12}C の幅広ビーム($R_d=150.0\text{mm}$; $R_p=100.0\text{ mm}$)の物理線量分布(緑実線)と生物線量分布(ピンク実線) (b) (a)の幅広ビームの照射においてポジトロンカメラにより照射終了後500秒に検出される消滅 γ 線分布をシミュレートした分布 (c) (b)の分布にMLE法を適用し導出した関数 $f_p(R_d, R_p)$, $f_d(R_d, R_p)$ の分布 これらの関数がゼロと交わる点はそれぞれ149.8, 100.1mmであった。

エッセイ・ぱるす NO.51 最近"感じていること"2題

●…『ケヤキの樹勢』

元日に、付近の神社にお参りに行った際、参道脇のケヤキ(推定樹齢500年、根回り17m、高さ15m)が目にとまった(写真)。



推定樹齢500年のケヤキ

人間の寿命がせいぜい100年として、その5倍を生き抜いてきたことになる。500年前というのは、戦国時代である。樹勢は極めて旺盛で、まだあと500年位は生きられる感じを受けた。動物と違って植物は生存場所は自分では動かせないが、生命力という点においては、動物をはるかにしのぐ。樹皮は500年の年輪を刻んだだけあって、非常に固く、岩のようであった。この固さなら何物に攻撃されても大丈夫だろう。フルマラソンの一流ランナーの脚のフクラハギもこんな感じで非常に固い。「老いは脚から」と言われるが、人間も長生きしたかったら、まず脚を鍛えることが大切であることを痛感した。ケヤキから生きる力、元気を得たような気がする。

●…『マラソンを通じて得たこと』

私は、中学時代に校内マラソン大会に出場して全校生300人中5位になり、駅伝大会の選手に選ばれたことがある。社会に出ても各地のマラソン大会の主に10km競技に出場し、6位以内に入賞してメダルを獲得したことも数回ある。

早く走るということは難しい。呼吸と脚の運びが合わないと途中でペースダウンするし、ペース配分を誤り前半に飛ばしすぎると後半に失速する。

放射線医学総合研究所に来る前までは、筑波研究学園都市に長かったため、毎日昼休みに筑波大学周辺約5kmのコースを約20年間ジョギングし続けて来た。おかげでストレスは解消出来たし、肥満防止にもなった。また、筑波大学構内にはまだ森林が残っていたので森の中の散歩も楽しめた。那珂湊支所に来てからは、時々海の潮風を感じながら散歩をしているが、海岸を歩いて潮風を受けているとすべてを忘れられるような感じがすることがある。ジョギングは一時に沢山の酸素を吸い、体内の古いガスを外に出すため、気分転換にはうってつけだ。また、ジョギングは靴とトレーニングウエアーさえ揃えれば誰でも気軽に出来るというメリットがある。

人生において最後に物をいうのは「体力」であるから、健康を維持するためにもジョギングとか散歩を継続して続けることをお勧めしたい。

(那珂湊支所 齋藤 政敏)

◆ 答え ◆

最初に相撲をとった力士が優勝する確率はそれぞれ $\frac{5}{14}$ であり、後からとる力士の優勝する確率は $\frac{4}{14}$ である。すなわち先に相撲をとった方が $\frac{1}{14}$ だけ確率が高い。

説明：今3人の力士をa,b,cとします。そして最初にaとbが相撲をとりaが勝ったとします(bでも同じ)。その後aが優勝する場合を以下に並べてみます。ただし各記号は左から見ていって勝った力士のみを示します。

場合1:aa, 場合2:acbaa, 場合3:acbacbaa,場合4:acbacbacbaa以下同様にaaとなるまでacbが繰り返します。

勝つも負けるも確率なので各場合の確率をすべて足せばこの場合のaが優勝する確率が計算できます。すなわち、順番に並べて見るとaが優勝する確率(Paa)は

$$\begin{aligned} P a a &= \left(\frac{1}{2}\right)^n \times \{1 + \frac{1}{8} + \left(\frac{1}{8}\right)^2 + \left(\frac{1}{8}\right)^3 + \dots + \left(\frac{1}{8}\right)^n + \dots\} \\ &= \left(\frac{1}{4}\right) \times \{1 / (1 - \frac{1}{8})\} = \frac{2}{7} \end{aligned}$$

となります。

次に最初にaが負けたにもかかわらずaが優勝する場合を同様に並べると

bcaa, bcabcaa, bcabcbcaa, …

となり優勝する確率(Pba)は

$$\begin{aligned} P b a &= \left(\frac{1}{16}\right) \times \{1 + \frac{1}{8} + \left(\frac{1}{8}\right)^2 + \left(\frac{1}{8}\right)^3 + \dots + \left(\frac{1}{8}\right)^n + \dots\} \\ &= \left(\frac{1}{16}\right) \times \{1 / (1 - \frac{1}{8})\} = \frac{1}{14} \end{aligned}$$

すなわちaの優勝する確率は両方をたして $\frac{5}{14}$ 、同様にbも $\frac{5}{14}$ 、これに対しcの優勝する確率は最初に負けると優勝できないので $\frac{4}{14}$ となります。

注) 無限等比級数の和は数学公式を参照してください。

出典：ラジオの放送大学の講義。