2018 年度 年報

2018 GHMC Physics Division Report

群馬大学 重粒子線医学研究センター 物理学部門

目次

2018 年度年報の発刊に向け
物理学部門メンバー4
臨床
2019 年照射装置ビーム計測系 QA7
GHMC におけるボーラス使用状況について11
炭素線治療の治療計画・QA 測定の現状報告15
重粒子線治療装置の運転統計19
IMRT における患者 QA 測定の現状把握25
装置開発
患者位置決め装置における空間移動量から治療台移動量への変換に関する検討
B 室 CT の運用・研究・開発状況
自動患者位置決め装置の導入42
C 型アームを用いた 3D Compton Imaging
研究
光子計測 X 線 CT 開発のための基礎研究
逐次近似法を用いた微小炭素イオンビームの線量分布再構成60
球標的数値ファントムに対する呼吸性移動積層原体照射の線量分布評価
炭素線拡大ビーム法における照射野効果推定アルゴリズムの検証67
I期肺がんの炭素線治療における日々及び治療中の変化に対する線量分布の予測法70
OS-EM によるコンプトンカメラ画像再構成の高速化76
「過去問で学ぶ医学物理士試験対策」の利用者に対する調査82
博士論文要旨
カーボンビームを用いた定位放射線手術の開発(カーボンナイフ)91
初期ステージ非小細胞肺がんに対する1分割照射炭素線治療の腫瘍制御確率の解析92
炭素イオン線治療において照射毎の動きを考慮した確率線量分布はターゲットのカバーの若
干減少と直腸線量が減少することを示す93
修士論文要旨
Deep Learning を用いた患者位置決め高精度化のための高画質 DRR 画像生成に関する研究97
業績
Appendix: Abstract

2018年度年報の発刊に向け

重粒子線医学センターにおいて重粒子線治療が開始され 9 年が経過した.この間,臨床 的・物理工学的観点から見た治療の安全性は十分に担保されて来たと考えている.物理的 観点からの治療の安全性や正確性の担保は QA と呼ばれる業務として行われる.QA は日々 のルーチン作業が基本となるが,ルーチン作業を基盤にして常に治療に向けた高度化が考 慮されて来た.例えば様々な照射野における線量評価推測技術の開発,患者位置決めの高 精度化とそれを実現するための CT 装置の治療室への導入,様々な計測機器の特性把握と測 定の高信頼・高精度化,ビームスキャニングに向けた基礎研究,治療計画の高精度化に向 けた生物学的研究や CT 情報の定量化など,幅広く行っている.また,臨床を支える最も重 要な要件として,装置全般に亘る安定稼働が挙げられる.我々は長期に亘るビーム調整, 線量管理等を行い,その長期変動や安定性について大量のデータを有している.これらが 重粒子線治療システム全般の安定で信頼性の高い稼働に向けた基盤になっている.事実, 治療照射に向けたビーム供給率は実に 99%に達している.更に,新たな重粒子線治療法の 開発に向けた基礎研究など,将来に向けた投資も行っている.

一方,施設稼働開始から10年目は、いずれの施設でも初期不良から脱し、次に経年劣化 に遭遇し始める時期に当たる.これへの対策は過去のデータに基づくことが困難であり、 他施設との情報交換が必要となる.国内の重粒子線治療施設連携の枠組みであるJ-CROSは 情報交換の上で重要な役割を果たし、物理間での情報交換も日常的に行われている.これ らの情報は、将来に亘る治療の安全で安定な実施のみならず、今後、重粒子線治療のグロ ーバル化に伴い、極めて重要な価値を持つことは想像に難くない.

我々は日常的に行っている様々な活動を可能な限り見えるようにしたいと考え、今回、 重粒子線医学研究センターの物理学部門の年報として出すこととした.毎年度末を目途に 発行し、関係機関でも目を通して戴ければ幸いである.更に、この年報を読んで群馬大学 に入学したいと思って戴ければ望外の喜びであるが、少なくともそのような魅力あるもの としたい.そのためには皆様方にご指導を戴ければ幸甚である.また、寄稿して戴ける方 がおられれば是非ともご一報願う.

平成 31 年 3 月 重粒子線医学研究センター教授 取越 正己

取越正己

3

物理学部門メンバー

教員

教授 取越 正己
准教授 田代 睦
准教授 鳥飼 幸太
助教 遊佐 顕
助教 島田 博文
助教 松村 彰彦
助教 久保田 佳樹
助教 川嶋 基敬
助教 想田 光
助教 酒井 真理
研究員 菊池 美貴子
研究員 Kumar Parajuli

博士課程学生(医科学専攻)

- D4 Mintra Keawsamur
- D4 Athena Evalour Paz
- D4 Daniel Bridges
- D4 石居 隆義
- D3 大崎 晃平
- D1 Yang Li

修士課程学生(生命医科学専攻)

- M2 早山 幸憲
- M1 友 亮人

臨床

2019 年照射装置ビーム計測系 QA

Quality Assurance of irradiation system at 2019

遊佐 顕 Ken Yusa

1. はじめに

通常年1回行われているQA項目のうち2018年末と2019年初めに行ったものについてその報告する.

2. 電離箱校正

通常年 1 回行っているフィールド電離箱(治療用,実験用)についてコバルト場で校正 されたレファレンス電離箱を用いて校正する.炭素線場としては,例年通り BHC,380MeV/n の標準条件(無変調ビーム,散乱体 3.0mm,ワブラー半径 75mm)を採用している.電離箱 は水中に設置し,ファーマ型電離箱で水中 25mm 相当の深さで校正するようにセットアッ プを行う.尚,これまで校正に用いていたレファレンス電離箱 R-FM1-01 について異常な応 答を示したので,予備として用いていた R-FM1-02 をレファレンスとした.

校正の結果,各フィールド電離箱の応答は、レファレンス電離箱と比べて-0.3%~0.25% の差の範囲の中に収まっており異常を示すものは見受けられなかった.各電離箱について 感度の補正を行い,照射制御計算機にそれぞれの校正定数の登録を行い,2019年1月の治 療から適用している.

3. モニター応答の線形性

ビームライン上流にある正副の線量モニターのカウントの値とアイソセンタ上での線量 の値は照射条件が同じであれば比例関係にあるのが理想的である.両者が比例関係にある ことと線量をモニターのカウントで除した校正値(Gy/count)が一定であることは等価であ る.

Fig. 1 は各コースのモニター応答の線形性を示すものである. 横軸はモニターの設定値, 縦軸は校正値(Gy/count)についてモニターの設定値 4000 カウント場合を0となるように 相対化したものである. 測定条件は 380MeV/n の標準条件(無変調ビーム, 散乱体 3.0mm, ワブラー半径 75mm)である. 設定するカウント値は 4000, 10000, 40000counts である. ア イソセンタに電離箱を設置し, プラトー領域の表層で測定している. いずれの結果も±0.5% の基準以内に収まっている.



Fig. 1. 各コースのモニター応答の線形性を示す. 横軸はモニターの設定値, 縦軸は校正値 (Gy/count)についてモニターの設定値4000カウント場合を0となるように規格化してある.(左 上:AHC,右上:BHC,左下:BVC,右下:CVC)

4. モニター応答のビーム強度依存性

線量モニターの応答はビーム強度に依存しないのが理想的であり、定期的にビーム強度 依存性が小さいことを確認する必要がある.方法として加速器から出射されるビーム強度 を変化させ、同一モニターカウント当りの線量の値を計測する.採用するビーム強度とし て 1/1(通常の治療ビーム強度),1/3,1/6,1/9である.測定条件は 380MeV/n の標準条件(無 変調ビーム、散乱体 3.0mm,ワブラー半径 75mm)である.設定モニターカウントは 4000 カ ウントである.

Fig. 2 はその結果である. 横軸は照射時間を表し, 15 秒, 50 秒, 125 秒, 160 秒付近にプロットがあるが,これはそれぞれビーム強度を 1/1, 1/3, 1/6, 1/9 に変化させた場合に対応する. 縦軸は校正値(Gy/count)についてビーム強度 1/1 の場合が0となるように規格化してある. この結果について AHC と BVC の副線量モニター以外は±0.5%以内に収まってい

るが、AHC と BVC の副線量モニターは 1.5%程度のビーム強度依存性が確認できる. この 原因として、モニターの物理的な特性よりはモニターと読み出し回路(IF コンバーター) の微小なリーク電流が影響しているものと考えられる. また、IF コンバーターにはゼロ調 整機能があるが、調整の最小目盛が相対的に荒く、調整しきれないためではないかと考え る. 尚、AHC の正モニターと副モニターの出力を交換するように配線を入れ替えてある. この結果図のように正モニターのビーム強度依存性は小さくなり、患者投与線量への影響 を小さくすることができた.



Fig. 2. 各コースのモニター応答の線形性を示す. 横軸はモニターの設定値, 縦軸は校正値 (Gy/count) についてビーム強度 1/1 の場合が0となるように規格化してある. (左上:AHC, 右上:BHC, 左下:BVC, 右下:CVC)

5. ビーム飛程の再現性確認

治療に用いられるビームの水中飛程(レンジ)を測定から求め当初の飛程を再現することを確認する.具体的には、治療計画に線源データとして登録した深部線量分布と同じ条件で測定し、その結果が誤差の範囲内で再現することを確認する.全ての条件について確

認する

	290MeV/n		380MeV/n		400MeV/n	
測定日	2010-02-09	2019-01-30	2010-01-19	2019-01-30	2010-10-05	2019-01-30
飛程	128 /	128 5	225.2	225.6	244.0	244.0
(mm)	136.4	138.5	223.5	223.0	244.0	244.0

Table 1. 各エネルギーでの水中飛程の比較

ことは困難なので、各エネルギー(290,380,400MeV/n)の無変調ビームの飛程を比較する.測定コースはBHCである.Fig.3は各エネルギーでの無変調ビームのブラッグピークの測定結果、Table1はピークの線量の80%の線量になる深さを飛程と定義した場合、線源データに登録した深部線量分布の飛程と2019年1月に測定した分布の飛程の比較を表す.表を見る限り最大0.3mm程度の差で測定誤差の範囲でありかつ基準値±1mm以下を満たす結果となっている.



Fig. 3. 各エネルギーの無変調ビームのブラッグピーク近傍の深部線量分布. 飛程はピークの 80%線量で定義している. (左上: 290MeV/n,右上: 380MeV/n,下: 400MeV/n)

GHMC におけるボーラス使用状況について

Usage Survey of Range Compensator at Gunma University Heavy Ion Medical Center

松村 彰彦

Akihiko Matsumura

1. 背景·目的

群馬大学重粒子線医学研究センター(GHMC)では、ボーラスと呼ばれる器具を使用し て体内での炭素線の飛程を調整している。ボーラスは、比較的水に密度が近く、加工・取 り扱いが容易な高密度ポリエチレン(HDPE)で製作されている. GHMC では, 固体ボーラ スとタレパンボーラスという2種類のボーラスを使用している.固体ボーラスは、ブロッ ク状の HDPE を切削加工して製作される.外注しているため,発注から納期までは中2営 業日が必要である. タレパンボーラスは, 板状の HDPE ワーク材をパンチング加工し, 重 ね合わせることによって製作される.加工時間が短く,加工装置も群馬大学医学部付属病 院の1階に設置されているため、発注の翌日には納品が可能である. そのため、治療計画 作成から照射までの準備期間が短い症例や、治療中に計画を変更した場合等にタレパンボ ーラスを使用している.ビーム軸方向の加工深さは腫瘍形状によって決定され、その最大 値によって高さが 40 mm, 60 mm, 80 mm, 120 mm, 160 mm, の 5 種類の設計データが治 療計画より出力される. 固体ボーラスでは、この 5 種類の高さで製作可能である. 一方、 タレパンボーラスではワーク材の金型成形に時間を要し、また、小さいワーク材の射出成 形の精度を担保するのが難しいため、高さが160mmと80mmの2種類のワーク材を開発し、 臨床で使用している. つまり, 設計データの高さが 40 mm, 60 mm, 80 mm の場合は 80 mm のワーク材を使用し、設計データの高さが 120 mm, 160 mm, の場合は 160 mm のワーク材 を使用している. Fig.1 にタレパンボーラスの外観写真を示す.

本報告では、2018年のボーラスの使用状況についてまとめる.

11



Fig. 1. タレパンボーラスの外観写真.

2. 方法

統合型放射線治療情報管理支援システム(IRIS)上にある,2018年1月~12月末までに 納品されたボーラスデータを月毎に集計した.この中には,三次元測定機での検査結果が NG であったボーラスや,研究用に作成されて臨床で使用していないボーラスも含まれる. また,固体ボーラスで納品されたものの治療期間中に歪みが確認され,タレパンボーラス で作り直した場合等のように,同一ID で重複するものも区別せず集計した.これらはごく 限られた数であるため,結果に与える影響は少ないと考えられる.

3. 結果·考察

Fig.2 に 2018 年のボーラス納品数の内訳と月毎の納品数を示す. 2018 年に納品されたボ ーラスは計 1,563 個で,内訳は固体ボーラスが 1,285 個 (82.2%) でタレパンボーラスは 278 個 (17.8%) であった.月毎の納品数を見ると,定期点検前後の1月と12月は納品数が減 少するが,それ以外はほぼ横ばいで,月平均の納品数は 130.25 個であった.また,タレパ ンボーラスの月平均の納品数は 23.17 個 (80mm ワーク材:16.25 個/月,160mm ワーク材: 6.92 個/月) であった.

Fig.3 は高さ別のボーラス納品数を示している.ただし、タレパンは使用したワーク材の 高さではなく、設計データの高さを示している.固体ボーラスは前立腺で主に使用される 40mm と 60mm の割合が高く、この2種類で全体のおよそ 3/4 を占めている.一方で、タレ パンは部位によらず、ほぼランダムに使用されているため、絶対数の少ない 160mm 以外は ほぼ同程度の割合となっている.



Fig. 2. 2018年のボーラス納品数の内訳(左図)と月毎の納品数.



Fig. 3. 高さ別のボーラス納品数. タレパンは使用したワーク材の高さではなく,設計データの高さを示している.

4. タレパンボーラス三次元測定機の公差変更

ボーラスは納品後に三次元測定機で外形状と照射野内のおよそ 50 点の深さを測定し,許容値内なら受け入れるという手順を踏んでいる.これまで,タレパンボーラスの外形状検査(いわゆる素材検査)では,固体ボーラスの公差を使用していたため,検査 NG が頻発していた.そこで,タレパンボーラスの設計・製作精度を基に新たに公差を設定し,検査精度を高めることにした.Table 1 に現公差と新公差の値,それぞれの合格率をまとめた.合格率は,2018年に実施したタレパンボーラスの測定結果計 290 件を用いて評価した.ここには,IRIS に登録されていない試験用タレパンボーラス等も含まれている.また,深さに関しては組み立て精度の0.7mmではなく,加工精度の0.5mmを採用した.特に,前後幅と左右幅の合格率が大幅に改善され,より正確な検査が可能となった.今回の変更により,年間 10 個前後の素材検査 NG が発生すると考えらえるが,その際は固体ボーラスと同様にボーラスホルダを用いて設置確認を行い,必要に応じて再作成など行う予定である.また,今回の変更がセットアップエラーに与える影響は小さく,これまで通りの運用で治療計画を作成することが可能である^[1].2018年度定期点検明けより,新公差を用いる予定である.

項目	現公差[mm]	現公差での合格 率[%]	新公差[mm]	新公差での合格 率[%]
前後幅(FA(DIS_1))	$180^{0}_{-0.2}$	48.6	$180^{+0.5}_{-1.0}$	97.6
前後幅(FA(DIS_2))	$180^{0}_{-0.2}$	45.9	$180^{+0.5}_{-1.0}$	97.6
前後幅(FA(DIS_3))	$180^{0}_{-0.2}$	39.3	$180^{+0.5}_{-1.0}$	97.9
左右幅(FA(DIS_4)) (フレーム部)	180 ^{-0.5} 1.0	30.0	$180^{0}_{-1.0}$	100.0
左右幅(FA(DIS_5)) (ワーク部)	$180_{-1.0}^{-0.5}$	42.4	$180^{0}_{-1.0}$	97.9
左右幅(FA(DIS_6)) (フレーム部)	$180_{-1.0}^{-0.5}$	26.2	$180^{0}_{-1.0}$	100.0
キー溝位置(FA(PNT_8))	$0^{+0.2}_{-0.2}$ or $5^{+0.2}_{-0.2}$	93.8	$0^{+0.4}_{-0.4}$ or $5^{+0.4}_{-0.4}$	99.7
深さ(FA(CPT_*))	設計值+0.7	-	設計值+0.5	-

Table 1 タレパンボーラス三次元測定機の現公差と新公差.

5. 結論

2018年のボーラス納品数についてまとめた.2018年は年初より患者数が増加し,ほぼ頭 打ちの状態であったため,ボーラス納品数も月毎の変動は少なかった.また,タレパンボ ーラス三次元測定機の公差を修正し,より精度の高い受入検査を行う予定である.

参考文献

[1] Tashiro M, Ishii T, Koya J, et al. Technical approach to individualized respiratory-gated carbon-ion therapy for mobile organs. *Radiol Phys Technol.* 2013;6:356-366.

炭素線治療の治療計画・QA 測定の現状報告

Treatment Planning and Quality Assurance in Carbon-ion Radiotherapy

久保田 佳樹 Yoshiki Kubota

1. はじめに

本稿では,群馬大学重粒子線医学研究センター(GHMC)で行った 2018 年 1 月から 12 月までの炭素線治療の治療人数,照射ビーム数,治療計画立案数,QA 測定の結果について 報告する.

2. 治療人数

治療人数と治療部位を Fig. 1 に示す. 2018 年は1 年間での治療人数が過去最大となる 574 人であった. 2018 年及び 2019 年も1 月が定期点検期間となっているため、点検後の1 月と 点検前の 12 月は他の月と比較すると治療人数が少ない. また、最大治療人数は 8 月の 69 人であった. 部位別に見ると、最も多いのが泌尿器の 60%で、次いで膵臓・胆管の 10%、 肝臓の 9%であった.



Fig. 1. The number of patients and percentage for sites

3. 治療計画数

治療人数に対する治療計画数,ビーム数,新患者測定数を Table 1 に示す.本施設は固定 ポートのため,垂直(0 度)もしくは水平(90 度)以外のビーム角度を使用する場合には 治療台を roll し,患者体位を傾ける必要がある.それぞれの roll 体位で CT 画像を撮影し, 治療計画を立案している.また,照射を行うためには使用する部屋ごとに新患測定を行う 必要があるため,部屋ごとや患者ごとのスケジュールに合わせて照射できるよう1ビーム を2部屋(AHCとBHC,BVCとCVC)でそれぞれ測定する場合がある.2018年は治療人数 574人に対して治療計画数は794(治療中止患者を除く),使用ビーム数は2322本,新患測 定ビーム数は3212本であった.治療1人あたりの平均治療計画数は1.4,平均ビーム数は 4.0本,平均測定数は5.6本であった.

部位ごとの使用ビーム数に対するビーム方向,照射方法,呼吸同期の割合を Fig. 2 に示す. 使用ビームの内訳は,ビーム方向は垂直 22.6%に対して水平 77.4%であり,26.2%が呼吸同 期照射,10.5%が積層照射という結果であった.

Table 1 Number of treatment plans, ocams, and measurements				
	治療人数	治療計画数	ビーム数	測定数
泌尿器	343	346	1380	2007
肝臓	51	63	131	184
呼吸器	26	55	111	123
頭頸部	22	53	116	166
骨軟部	38	72	180	223
膵・胆	58	130	253	321
直腸術後	10	16	47	52
小児	1	2	4	6
リンパ節再発	20	42	74	102
婦人科	5	15	27	28
合計	574	794	2322	3212

 Table 1 Number of treatment plans, beams, and measurements







Fig. 2. Ratios of beam directions, respiratory-gating, and irradiation methods.

4. 患者 QA 測定

GHMC では、測定対象となった患者の照射終了までに1ビームの患者 QA 測定を行っている.測定対象の選別は、泌尿器症例はランダムで(2018 年実績で12.5%)、他の症例は全例とした.測定は治療用のビームパラメータを用いて、ボーラスを装着した状態で、ピンポイントチェンバー(PTW31014, PTW-Freiburg)を用いて部百分率(percentage depth dose; PDD)と線量プロファイル(off center ratio; OCR)を測定している.各患者 QA でのアイソセンタ上の測定値と計算値の比率のヒストグラムを Fig. 3 に示す.



Fig. 3. Histogram of the measurements for patient QA

アイソセンタ上の比率が許容値(誤差 5%以下)から外れたのは全 273 測定中 16 測定(5.9%) であった.測定誤差が大きいものは主に distal fall off 部分など,線量勾配が急峻な位置での 測定となっており,呼吸器症例,骨軟部症例,リンパ再発症例に多く見られた(それぞれ 11.5%,10.5%,10.5%).これらの症例では SOBP (spread-out bragg peak)内での別点で再測定 を行った結果,全例で許容値内となり,再測定後の比率の平均と標準偏差は 1.007±0.015 となった.

4. まとめ

本稿では、2018年の治療人数、治療計画数、患者 QA 測定結果について述べた.治療人数は574人、治療計画数は794であり、患者 QA 測定の結果は274例中全例が許容値内という結果となった.

謝 辞

本稿をまとめるにあたり,多くのご支援を頂いた加速器エンジニアリングの遠藤貞晴氏, 円谷遼氏,宮部拓氏,大石真史氏に深く感謝申し上げます.

18

重粒子線治療装置の運転統計

Operation Statistics of Heavy Ion Irradiation System

想田 光 Hikaru Souda

1. はじめに

群馬大学重粒子線医学研究センターでは、小型重粒子線治療装置を用いて 2010 年 3 月から治療照射を行っている.本装置は、普及型重粒子線治療装置として初めて製作されたものであり、薬機承認を受けた医療機器であると同時に技術実証機としての一面を持つ.そのため、本装置の稼働に関わる故障率・治療遂行率などの運転統計は重粒子線治療そのものの安定性を示す重要な指標である.

本報告では、治療開始から 2018 年度上半期までの運転統計を報告し、トラブルの傾向と それに対して行った改善策について報告する.

2. 統計算出方法

2.1.稼働率の定義と算出

装置稼働率 R_{total} の定義は、運転すべき時間に対する実際に運転できた時間の比率である. これは、正常に稼働した時間(稼働時間)を T_{avail} 、運転すべきなのに故障して運転できなかった時間(故障時間)を T_{fail} として、

$$R_{\text{total}} = 1 - \frac{T_{\text{fail}}}{T_{\text{avail}} + T_{\text{fail}}} \tag{1}$$

で表される.ここで,故障時間については,1室以上が正常に使用できなかった時間,およ び使用はできるが異常調査のために本来の目的に使用できなかった時間を含めている.

また、治療に関する稼働率として、治療稼働率 Rtreat を次のように定義する.

$$R_{\text{treat}} = 1 - \frac{T_{\text{delay}}}{T_{\text{treat}} + T_{\text{delay}}}$$
(2)

ここで、治療時間 *T*_{treat} は実際に治療に使用した時間、遅延時間 *T*_{delay} は故障のため治療が 遅延した時間である.故障により特定のコースが使用不可能となったが、コース振替によ り治療を実施できた場合は遅延時間には含めていない.

装置稼働率,治療稼働率の算出にあたっては,2012 年度までは三菱電機より提出された 治療稼働率報告の値であり,2013 年度以降は装置ログノートおよび運転技術員より提出さ れる週報を根拠として稼働時間,故障時間,遅延時間を算出した.ここで,故障・遅延に 関しては 1 分以上のものは全て故障時間として算入したが、線形加速器の単発放電など 1 分以内に復旧し運用に支障がないトラブルは故障時間には含めていない。

3. 運転統計データ

Fig.1に年度別の装置稼働率,治療稼働率を示す.ここで,2018年度は4月から9月まで のデータである.治療稼働率については,治療開始初年度はトラブルの回数が多く稼働率 が92%程度と低かったが、2年目以降は97-98%となり、2015年以降ではおよそ99%となっ ている.一方,装置稼働率については概ね98%で推移している.治療稼働率と装置稼働率 の差は,トラブルが発生したが治療には影響しなかったか,夜間や休日に発生したトラブ ルで点検日などを利用して復旧できたことを示している.この差はおよそ1%程度であるが、 運転への習熟,過去のトラブルの経験蓄積などで治療稼働率を上げることができるのに対 して装置稼働率は予防保全や故障への根本対策を行わなければ悪化していく.治療稼働率 だけでなく装置稼働率を保つことができるよう、今後も対策を講じていく必要がある.



Fig. 1. Total availability and treatment availability. Data of JFY2018 is the availability from 1 April 2018 to 30 September 2018.

2017 年 4 月以降の月別稼働率を Fig. 2 に示す.治療稼働率としては、大きなトラブルがなければ月別で 99%以上の値を保っている.



Fig. 2. Monthly total availability and treatment availability.

3. 重大トラブル一覧

運転開始以降,復旧までに3時間以上を要した重大トラブルの一覧をTable1に示す. 2012年までの運転初期は絶縁不良や湿気による耐圧劣化などによる運転条件によって劣 化が促進されて発生した故障が多く,その都度装置メーカーによる改修や空調による加速 器室内の湿度改善を行った.これらの改修結果は後発の重粒子線治療装置にも適用されて いる.

2013 年以降は劣化による故障が増えるとともに、以前応急処置した箇所の対策が不十分 で発生したトラブルもある(空調機械室の排水口詰まりによる水漏れ,BT 系四重極・ステア リング電源の電圧降下、ウィルス感染駆除後の感染再発). これらは、本格対処を行えなか ったことと故障後の監視体制が十分でなかったことが原因である.重大トラブルから応急 処置で復旧した場合数日間は監視を行っているが、数ヶ月以上経って再発することもある ため、応急処置後は監視を継続しつつ本格対策を実施することが必要である.

2016 年以降は経年劣化による故障が増えており、特に電子回路・基板などの故障が多く なってきている.また、根本原因は初期の製作誤差であるが、AHC のスノートボールねじ の破断という大規模な機械系の故障も発生しており、今後は水漏れや配線の劣化も含めた 機械的な劣化に注意を払っていく必要がある.

最も長く治療が停止したのは IHL-HPA 焼損時の2日であり,2013年以降は全コースが1 日以上停止したことはない.治療開始から約9年間で,故障により治療結果に大きな影響 を与える事態には至っておらず,稼働率の点では安定した運転ができていると言える.

発生日	曜	故障	遅延	原因	故障内容
2010/7/16	金	1日	1日	初期不良	RFQ-HPA 貫通コンデンサ焼損
2010/8/11	水	9 時間	1日	初期不良	イオン源進行波管アンプ出力消失
2011/10/13	木	10 時間	1日	設計不良	アインツェル高圧碍子の絶縁劣化
2012/4/30	月	3日	6 時間	偶発故障	RFQ-HPA 真空管が起動時放電多発
2012/5/15	火	8 時間	1日	偶発故障	シンクロ偏向電源シーケンサ故障
2012/12/7	金	3日	2 日	設計不良	IHL-HPA 中性点短絡焼損
2013/7/30	火	10 時間	7 時間	経年劣化	制御電源の電圧降下で起動不能
2013/8/13	火	6 時間	4 時間	偶発故障	DAR8000 L 側起動せず(ファーム消失)
2014/3/30	日	14 時間	なし	偶発故障	IHL-HPA 真空管入力回路で放電
2014/5/29	木	13 時間	なし	偶発故障	B室X線管フィラメント断線
2014/10/30	木	17 時間	4 時間	偶発故障	LEBT ソレノイド電源 IGBT 過負荷
2015/3/26	木	9 時間	なし	経年劣化	A 室 F 側 FPD 放電
2015/4/20	月	9 時間	なし	経年劣化	C 室 F 側 FPD 放電
2016/5/30	月	2日	なし	経年劣化	空調機械室水漏れによる電源故障
2016/9/26	月	10 時間	なし	経年劣化	SIM1 室 L 側 FPD 故障
2016/10/28	金	4 時間	なし	経年劣化	HEBT VL2 軸ずれで 5%ビームロス
2016/11/28	月	5 時間	なし	経年劣化	L-PEN1 故障
2017/4/26	水	9 時間	1 時間	経年劣化	制御系ウィルス感染
2017/8/24	木	4 時間	2 時間	偶発故障	C 室 L 側 FPD 電源故障
2017/11/7	火	6 時間	6 時間	経年劣化	水漏れによる火災報知器誤作動
2018/3/8	木	3 時間	なし	外来要因	停電復旧後 L-Q1P 故障
2018/5/1	火	1ヶ月	3 時間	経年劣化	AHC スノートボールねじ破断
2018/6/13	水	18 時間	1日	経年劣化	H-VL1-B3P RIO 異常
2018/8/30	木	4 時間	なし	経年劣化	AHC ビームシャッター駆動異常
2018/12/1	土	1.5 日	なし	経年劣化	IHL PLC CPU 故障
2018/12/12	水	7 時間	7 時間	経年劣化	S-SM2P DCCT コントローラ故障

Table 1 Severe Troubles at Gunma University Heavy Ion Medical Center

4. 加速器系改良点

4.1. イオン源テストスタンドでの試験によるイオン源改良

コミッショニングから治療開始当初はイオン源引き出し電極部ベース電流(暗電流)増大 によって寿命が短く、頻繁に開放点検、電極交換を行っていた.これに対して、JST 拠点事 業により整備されたイオン源テストスタンド装置を用いてイオン源の安定化・長寿命化の 開発研究を行い、その結果を治療施設のイオン源に反映して改良を行った^[1]. 主な改良点は、アノード電極の形状変更により、イオン源上流から引き出し電極部への ガス流入を抑えて真空度を向上させることで、アノード電極を多孔型から 3 つ穴型に変更 し、更に 2015 年のテストスタンドでの実験に基づき、穴を完全に塞いだアノードを 2018 年 3 月に治療施設に導入した.当初は引き出しビーム電流を 250µA 程度と多めにしていた ためベース電流の増大ペースは改造前と変わらなかったが、9 月以降ビーム電流を 200µA 以下に保つよう調整した後はベース電流の上昇はこれまでの半分以下に抑えられており、 2019 年度からは半年毎の開放点検を1 年毎にできる予定である.



Fig. 3. Base current of ECR ion source (KeiGM) after maintenance.

4.2. シンクロトロン省エネルギー運転の導入

運用開始当初は、シンクロトロンの温度を安定させビーム軌道を安定化させるために、 治療待機中もシンクロトロンはパターン運転を行っていたが、この間はビームを使用しな いにも関わらず大電力を消費していた.シンクロトロン内及び治療室でのビーム軌道の時 間変化の調査結果から、短時間でのビーム軌道の変化は磁石や冷却水の温度変化ではなく 主にシンクロトロン起動後の時間に依存していることがわかり、磁場測定により初期化後 にパターン運転を繰り返すことでヒステリシスによって徐々に磁場が低下していく効果が 支配的であることがわかった^[2].

上記により待機中はシンクロトロンを停止していても軌道への影響は小さいと考えられたため,2016年6月から照射系ビーム利用後に自動的にシンクロトロンを最小エネルギーである4MeVのフラットベース運転に切り替えるようにした.

この改造前後での,治療時間帯である9時から16時までの電力量の日別変化をFig.4に 示す.治療時間帯の消費電力を約30%削減できている^[3].これにより,2017年度は2015年 度比で消費電力量を16%削減することに成功した.



Fig. 4. Daily change of electric power consumption during treatment operation (9:00-16:00). Flatbase operation started at 7 June. At 14 June, waiting time after beam usage is reduced from 60 s to 1 s.

5. まとめ

群馬大学重粒子線医学センターの重粒子線治療装置は,3年目以降は98%以上の治療稼働 率を達成しており,普及小型重粒子線治療用加速器の技術実証機としての役割を十分に果 たしてきたと言える.近年では経年劣化による故障の割合が増加傾向にあり,今後予防的 な改修・部品交換を行うとともに,運転の現場としてトラブル時の再発防止への取り組み をさらに強化していくことが重要と考えられる.

6. 謝辞

重粒子線治療装置の運転および稼働記録の取得について,日立製作所(元三菱電機)の運転 技術員および加速器エンジニアリング株式会社群馬事業所運転サポートグループの皆様に 多大なご協力をいただきました.

参考文献

- Souda H, Yamada S, Kanai T, et al. Operation status of the electron cyclotron resonance ion source at Gunma University. *Rev Sci Instrum.* 2014;85:02A934.
- [2] Souda H, Yusa K, Tashiro M, et al. Operation-Pattern Related Beam Fluctuation in a Heavy Ion Synchrotron. Jpn. J. Med. Phys. 36,2016: 184
- [3] 想田光. 加速器運転における省電力化の取り組み. 第3回粒子線治療施設運転・維持管理ワークショップ. July, 2016.

IMRT における患者 QA 測定の現状把握

Grasp and Analyze the Current Situation of Patient QA for IMRT

酒井 真理 Makoto Sakai

1. はじめに

群馬大学放射線科では年間 250 件程度の IMRT 治療計画を作成しており,治療前に電離箱 と Delta4 を用いた QA を行っている. 年々治療件数が増加する中で QA の負担も増してお り,マシンタイムの関連などから QA がすぐに行えず,治療開始延期を検討する自体も起き ている. そこで, QA に関する負担軽減を見据え, QA 測定結果の現状について調査した.

2. 方法

2.1. 患者

IMRT 進捗管理シートのデータを元に群馬大学医学部附属病院で2016年4月から2018年 12月までに治療が開始された IMRT の治療計画について評価を行った.

2.2.QA 方法

治療計画は Eclipse で作成し、QA プランも同様に Eclipse を用いて計算した.QA は電離 箱 (Farmer 型 (PTW 30013) または Pinpoint 型 (PTW31014)) および cube phantom (EasyCube, SUN NUCLEAR corp.)を用いた測定と Delta4 Phantom+ (ScandiDos)を用いた測定の2種類を 行った.電離箱の測定点は原則 PTV 内とし,Simultaneous Integrated Boost (SIB) の場合は最 も高線量の部位に置くこととした.また原則として Farmer 型線量計領域内での線量の標準 偏差が処方線量の1%以内の場所で測定を行うこととした.Delta4 での測定では、実測値に Daily Correction での補正を行ったのちに 3%/3 mm の許容でパス率(%)を算出した.

3. 結果

治療部位別に QA が行われた件数を Table 1 に示す部位別に見ると, 頭頸部が最も多く次 いで脳腫瘍が多かった. 月別測定件数を見ると, 変動が大きく, 最大/最小の比は 3.1 とな っていた (Fig. 1).

電離箱測定では計測線量誤差(%Diff = (測定値-計算値)/計算値×100)の全体の平均(± 標準偏差)は-0.46(±0.91)となった.計測線量誤差が±3%を超えた症例は1件(-3.3%)有り, 体幹部に対して照射する計画であった.測定に使用された線量計は96%が Pinpoint線量計で あった.また2018年度は全て Pinpoint線量計による測定のため,これ以降は Farmer 線量計 による測定結果を除外して解析を行った. Fig. 2 に電離箱での計測線量誤差の推移を示す. 検証期間全体で見ると,平均値(±標準偏差)は-0.44(±0.91)となっていた.ただし,Fig2 からも分かる通り,中長期的な変動が見られ,この補正が行えればさらに標準偏差は小さ くなる.



Fig. 1. Number of IMRT plans



Fig.2. Difference between calculated dose and measured dose with ion-chamber (%Diff).

Fig. 3 に Delta4 測定でのパス率 (%) の推移を示す.期間中の中央値(範囲)は 99.3 (93.3-100) であった.電離箱測定の様な中長期的な変動は確認されなかったが,検証期間の初期に比べ後期 ではパス率がやや低下していた.



Fig. 3. Pass rates of γ analysis (assessed with the 3%/3 mm criteria).

次に計画件数の多い, 脳腫瘍と頭頚部について解析を行った.計測線量誤差の平均値(±標準偏差)はそれぞれ-0.54(±0.91),-0.59(±0.81)となっており, 頭頚部の標準偏差は他の部位(前立腺を除く)に比べて優位に小さくなっていた(t検定,有意水準5%).また中長期的な変動がより明確にみられるようになっていた(Fig.4左).中長期的な変動成分を 直線近似によって求め,これを計測線量誤差から補正したものの度数分布を作成したところ,標準偏差0.7の正規分布を示した(Fig.4右).

一方 Delta4 でのパス率を見ると,それぞれの中央値(範囲)は 99.5 (95.2-100), 99.0 (93.3-100) となっており,脳腫瘍では他の部位(前立腺を除く)に比べて優位に高くなっていた(マン・ホイットニーのU検定,有意水準 5%).



Fig. 4. Difference between calculated dose and measured dose with ion-chamber for plans of Head and Neck part. Blue curve expressed the 20 points moving average and Red lines expressed linear approximation of the periods ($\sim 2016/12$, $\sim 2017/08$, $\sim 2017/12$, $\sim 2018/12$). The values in the red boxes expressed the coefficient of correlation of the approximate lines.

4. 考察

本学での IMRT 実施件数は非常に多くなっており、今後も増加が見込まれる. 2018 年度 からは前立腺がんに対する重粒子が保険適応され、前立腺がんへの IMRT は原則実施しない こととなったことから、頭頚部や脳腫瘍の比率が増加した.

従来, 電離箱での測定は Farmer 型または Pinpoint 型で測定することとなっていたが, 実 際には Pinpoint 型で測定することがほとんどであった. Pinpoint 型で測定する場合には漏れ 電流の影響が比較的大きく、線量計の設置位置のずれも測定結果に大きく影響することか ら、一般的には Farmer 型での測定が優先されているものと考えられる.一方で Farmer 型線 量計の測定範囲内で線量分布が急峻に変化する場合には Farmer 型でも設置位置のずれが測 定結果に大きく影響することとなり、計測線量誤差が大きくなるというリスクが生じる. そのため、測定点付近の線量が比較的均一な領域での測定を行う必要が有る.しかし、タ ーゲット形状が複雑な症例の場合には均一な線量分布を示す領域を確保することが困難な 場合も多く、またアイソセンタ以外での測定はヒューマンエラーのもととなることから、 2018 年 9 月より原則アイソセンタでの測定とし, Farmer 型電離箱の領域での線量の標準偏 差が 1%を超える場合には必ず Pinpoint 型で測定する運用へと変更した(ただしアイソセン タがターゲット領域外に有る場合や、標準偏差が3%を超える場合には測定点を再検討する こととしている). 現時点では運用変更後に計測線量誤差が大きくなるなどの変化は見られ ていない.また計測線量誤差と Farmer 型電離箱の領域での線量の標準偏差との間に相関も 見られていない、今後、十分な症例数が得られた時点で改めて検証を行いたいと考えてい る.

電離箱測定による計測線量誤差は中長期的な変動を示していた.この変動は照射装置の 異なる前立腺がんの計画に対する QA 結果では見られていないことから,検出器ではなく照 射装置側の出力変動を表していると考えられる.電離箱測定による計測線量誤差は頭頚部 で特に小さくなっており,中長期的変動もより明確に確認できるようになっていた.この 変動が正しく評価されているかについては,1週間ごとに行われている装置 QA の結果と比 較する必要が有る.

頭頚部計画の QA 測定結果から中長期的変動の影響を近似的に補正すると,ほぼ標準偏差 0.7%の正規分布となっていた.このことから頭頚部の治療計画の場合,中長期的変動を補 正できれば,電離箱測定による計測線量誤差が 3%を超えることは非常に稀(0.01%以下) になると思われる.Dong らは数件の許容できない線量の不一致(最大で 9%)を検出する ために患者個々の線量検証が必要であると結論付けているが,その根拠となるデータでは 標準偏差が 2%となっており,本研究の結果と比して 3 倍程度大きい^[1].Zefkili らの報告で も同様の結論が出されているが,この報告においても標準偏差は 2.5%と大きくなっていた ^[2].ただし,IMRT における患者投与線量の不確かさを増大する因子が非常に多く,「個別の QA/QC をどの程度行えば安全な IMRT を実施できるか」は未だに明らかではない^[3,4].本研 究の結果からは頭頚部の QA 結果が装置の出力変動の推定に利用できることを示している が、これを用いて例えば「直近 20 件の移動平均±2%」といった介入レベルの検討も可能か もしれない.一方、他の部位についても計測線量誤差の平均値は頭頚部のものと大きく変 わっているわけではなかった.このことは計測線量誤差が大きくなる症例と小さくなる症 例が有ることを示しており、ターゲットの大きさや形状など計測線量誤差が大きくなりや すい要因を見つける端緒となるかもしれない.

Delta4 測定でのパス率を見ると,電離箱による測定結果の様な中長期的な変動は見られないものの,検証期間の前半より後半においてパス率が低下している様にも見られる.前半では前立腺がんの比率が高く,後半には体幹部の比率が高いことも要因の一つと考えられるが,2017 年後期頃の前立腺がんでも悪化傾向が見られることから,単純に部位の違いが原因と考えることはできない.測定方法の確認など,より詳細な検証が必要と考えられる.脳腫瘍に対する計画でのパス率は他の部位と比べて優位に高くなっていた.脳腫瘍のターゲットは他の部位に比べて小さいことが多く,また比較的ターゲット形状が円形に近いことも多い.一方,頭頚部やPALN に対する計画では高線領域がH型になることが多く,Delta4の線量測定位置が線量勾配の大きい位置と重なる結果,パス率が低くなりやすい.ターゲット形状や大きさとパス率との相関が確認できれば,パス率が低くなりやすい計画を把握できるかもしれない.

5. まとめ

2年9カ月の間に約700件の治療計画が作成され,約60%が頭頚部の治療計画であった. 頭頚部の治療計画に対する QA について解析を行うと,電離箱の測定では計測線量誤差が小 さく,装置側の出力変動が確認された. さらにこの装置の出力変動の成分を近似的に除去 すると,おおよそ平均値0,標準偏差0.7%のガウス分布を示した.一方 Delta4 を用いた QA の結果からは出力変動の影響は確認できなかったが,全体としてパス率の低下傾向が見ら れた.

参考文献

- Dong L, Antolak J, Salehpour M, et al. Patient-specific point dose measurement for IMRT monitor unit verification. *Int J Radiat Oncol Biol Phys.* 2003;56:867–877.
- [2] Zefkili S, Tomsej M, Aletti P, et al. Recommendations for a head and neck IMRT quality assurance protocol. *Cancer Radiother*. 2004;8:364–379.
- [3] Ezzell GA. Quality Assurance. When and what is enough for IMRT? In: Palta JR and Mackie TReds., AAPM Medical Physics Monograph No. 29, Intensity-Modulated Radiation Therapy, the State of the Art. 613-616, 2003, Medical Physics Publishing, Madison, WI, USA.
- [4] Ahnesjö A, Hårdemark B, Isacsson U, et al. The IMRT information process masteringthe degrees of freedom in external beam therapy. *Phys Med Biol.* 2006;51:381-402.

装置開発

患者位置決め装置における空間移動量から治療台移動量への変換に 関する検討

Consideration of displacement transformation from orthogonal image to treatment couch axes coordinates for patient positioning system

田代 睦

Mutsumi Tashiro

1. はじめに

重粒子線医学研究センター(GHMC)にて現在使用されている患者位置決め装置では,正側 2 方向の X 線画像を参照画像と比較することにより,画像上の空間移動量から治療台各軸の 移動量を算出している.しかし,例えばローテーション (Z 軸周りの回転)角度が 0°や-180° からずれている場合に,画像上の X あるいは Y 方向の移動量に対してそれぞれ変換された ラテラルやロング方向の移動量が回転に対して補正されないという問題がある.これらは 移動量が小さければ無視され得るが,骨合わせからマーカ合わせへの移動や,パッチ照射 でのロング方向の移動のような,大きな移動を伴う場合には無視できい問題となっており, 実運用では手計算による補正を行っている状況である.そこで,移動量の包括的な変換方 法について検討を行った.

ここでは、GHMC 治療台座標の移動量(「治療台移動量」)と、位置決め画像合わせで使用する「空間移動量」との関係を求める.また、本センターにて開発中の自動位置決めソフト(GAPPS)の出力と空間移動量の関係を求める.GAPPS から空間移動量が算出されれば、それらを入力値として既存位置決めシステムにて治療台移動量への変換が可能となる.

2. 治療台移動

アイソセンタ(IC)を原点とした部屋固定座標系で考える.治療台上に固定された物体内の 点(位置ベクトル $p_0 = (x_0, y_0, z_0)$)が,治療台の移動に伴って,点p = (x, y, z)に移動すると する.

治療台各軸の状態: (Lateral, Long, Vertical, Rotation, Roll, Pitch)=(X, Y, Z, θ , ϕ , ψ) = x

並進軸のみ: 治療台各軸が全て0の状態: 回転中心について: カプセルローリング中心: $q \equiv (X,Y,Z)$ $x_0 = (0,0,0,0,0,0)$ x_0 における回転中心 $a = (a_x,a_y,a_z) = (0,0,a_z)$

$$\boldsymbol{p} = R_z(\theta) [R_x(\psi) \{ R_y(\phi)(\boldsymbol{p}_0 - \boldsymbol{a}) + \boldsymbol{a} - \boldsymbol{b} \} + \boldsymbol{b} + \boldsymbol{q} - \boldsymbol{c}] + \boldsymbol{c}$$
(1)
各軸の状態が**r**-から**r**-に変化したとき、それぞれの**n**₂(**r**₂ = **0**)からの移動け

行軸の状態が
$$x_1$$
がら x_2 に変化したとき、 てんじくんの $p_0(x_0 - 0)$ がらの移動な

移動前: $p_1 = R_z(\theta_1) [R_x(\psi_1) \{R_y(\phi_1)(p_0 - a) + a - b\} + b + q_1 - c] + c$ (1-1) 移動後: $p_2 = R_z(\theta_2) [R_x(\psi_2) \{R_y(\phi_2)(p_0 - a) + a - b\} + b + q_2 - c] + c$ (1-2) 移動量は

$$\Delta x = x_2 - x_1$$

$$\Delta p = p_2(x_2) - p_1(x_1)$$
(2)

ちなみに,式(1)で, $R_z(\theta)c = c$ なので, cの項は無視できる.

3. 空間移動量から治療台移動量への変換

3.1. 空間移動量による点の移動(画像の移動)

 $p_1(x_1)$ の位置で X 線画像が取得され、その画像の移動を考える.治療台各軸は何らかの移動量を持っているが、画像の初期状態は回転も並進もなく、移動量は全て 0 の状態である.

位置決め操作卓の空間移動量: $x_{air} = (X_{air}, Y_{air}, Z_{air}, \theta_{air}, \phi_{air}, \psi_{air})$ 移動先の座標:

$$\boldsymbol{p}_{\text{air}} = R_z(\theta_{\text{air}})R_x(\psi_{\text{air}})R_y(\phi_{\text{air}})\boldsymbol{p}_1 + \boldsymbol{q}_{\text{air}}$$
(3)
$$\boldsymbol{q}_{\text{air}} = (X_{\text{air}}, Y_{\text{air}}, Z_{\text{air}})$$

移動前: $x_{air1} = 0, \ p_{air1} = p_1$ 移動後: $x_{air2} = x_{air}, \ p_{air2} = p_{air}$

移動量は次のようになる.

$$\boldsymbol{p}_{\text{air2}}(\boldsymbol{x}_{\text{air2}}) - \boldsymbol{p}_{\text{air1}}(\boldsymbol{x}_{\text{air1}}) = \boldsymbol{p}_{\text{air}}(\boldsymbol{x}_{\text{air}}) - \boldsymbol{p}_1 \tag{4}$$

3.2. 空間移動量から治療台移動量の算出

式(2)=(4)として,任意の点 p_0 (x, y, z 各成分)の恒等式として,各軸移動量 $\Delta x = x_2 - x_1$ または x_2 を, $x_{air} = (X_{air}, Y_{air}, Z_{air}, \theta_{air}, \psi_{air}), x_1$ で表す. 式(2)=(4)より

$$\boldsymbol{p}_2(\boldsymbol{x}_2) = \boldsymbol{p}_{\mathrm{air}}(\boldsymbol{x}_{\mathrm{air}}) \tag{5}$$

式(5)に(1-2)と(3)と(1-1)を代入し、 p_0 の係数部分を比較すると $R_z(\theta_2)R_x(\psi_2)R_y(\phi_2) = R_z(\theta_{air})R_x(\psi_{air})R_y(\phi_{air})R_z(\theta_1)R_x(\psi_1)R_y(\phi_1)$

ここで、各回転行列は次のように表される.

$$R_{z}(\theta) = \begin{pmatrix} \cos \theta & -\sin \theta & 0\\ \sin \theta & \cos \theta & 0\\ 0 & 0 & 1 \end{pmatrix}, R_{x}(\psi) = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0\\ 0 & \cos \psi & -\sin \psi\\ 0 & \sin \psi & \cos \psi \end{pmatrix}, R_{y}(\phi) = \begin{pmatrix} \cos \phi & 0 & \sin \phi\\ 0 & 1 & 0\\ -\sin \phi & 0 & \cos \phi \end{pmatrix}$$

$$(\overline{\text{EU}}) = R_{z}(\theta_{2})R_{x}(\psi_{2})R_{y}(\phi_{2})$$

$$= \begin{pmatrix} \cos[\theta_{2}]\cos[\phi_{2}] - \sin[\theta_{2}]\sin[\phi_{2}]\sin[\psi_{2}] & -\cos[\psi_{2}]\sin[\theta_{2}] & \cos[\theta_{2}]\sin[\phi_{2}] + \cos[\phi_{2}]\sin[\theta_{2}]\sin[\psi_{2}] \\ \cos[\phi_{2}]\sin[\theta_{2}] + \cos[\theta_{2}]\sin[\phi_{2}]\sin[\psi_{2}] & \cos[\theta_{2}]\cos[\psi_{2}] & \sin[\theta_{2}]\sin[\phi_{2}] - \cos[\theta_{2}]\sin[\phi_{2}]\sin[\psi_{2}] \\ -\cos[\psi_{2}]\sin[\phi_{2}] & \sin[\psi_{2}] & \cos[\phi_{2}]\cos[\psi_{2}] & \sin[\theta_{2}]\sin[\phi_{2}] - \cos[\phi_{2}]\cos[\phi_{2}]\sin[\psi_{2}] \\ -\cos[\psi_{2}]\sin[\phi_{2}] & \sin[\psi_{2}] & \cos[\phi_{2}]\cos[\psi_{2}] & \cos[\phi_{2}]\cos[\phi_{2}]\cos[\psi_{2}] & \cos[\phi_{2}]\cos[\phi_{2}]\cos[\psi_{2}]\cos[\phi_{2}]\cos[\phi_{2}]\cos[\psi_{2}] & \cos[\phi_{2}]\cos[\phi_$$

3行2列目より

 $\sin\psi_2 = A_{32} = \cos[\varphi a]\cos[\psi a]\sin[\psi 1] + \cos[\psi 1](\cos[\psi a]\sin[\theta 1]\sin[\varphi a] + \cos[\theta 1]\sin[\psi a])$ (6) $\psi_2 = \arcsin A_{32}$

$$\cos\psi_2 = \sqrt{1 - \sin^2\psi_2}$$
 ($\psi_2 \sim 0^\circ$ 付近)

1行2列目より

 $-\text{Cos}[\psi 2]\text{Sin}[\theta 2] = A_{12} = \text{Sin}[\psi 1](\text{Cos}[\theta a]\text{Sin}[\varphi a] + \text{Cos}[\varphi a]\text{Sin}[\theta a]\text{Sin}[\psi a]) +$ $Cos[\psi 1](-Cos[\theta 1]Cos[\psi a]Sin[\theta a] - Sin[\theta 1](Cos[\theta a]Cos[\varphi a] - Sin[\theta a]Sin[\varphi a]Sin[\psi a]))$ $\sin\theta_2 = -A_{12}/\cos\psi_2$

$$\theta_{2} = \begin{cases} \arcsin(-A_{12}/\cos\psi_{2}) & (\cos\theta_{1} \ge 0 \ (\theta_{1} \sim 0^{\circ} \text{ft} \pounds)) \\ 180^{\circ} - \arcsin(-A_{12}/\cos\psi_{2}) & (\cos\theta_{1} < 0 \ (\theta_{1} \sim 180^{\circ} \text{ft} \pounds)) \end{cases}$$
(7)

$$\cos\theta_2 = \begin{cases} \sqrt{1 - \sin^2\theta_2} & (\theta_2 \sim 0^\circ \text{付近}, -90^\circ \le \theta_2 \le 90^\circ) \\ -\sqrt{1 - \sin^2\theta_2} & (\theta_2 \sim 180^\circ \text{付近}, 90^\circ < \theta_2 < 270^\circ) \end{cases}$$

3行1列目より

 $-\cos[\psi 2]\sin[\varphi 2] = A_{31} = \cos[\varphi 1](-\cos[\theta 1]\cos[\psi a]\sin[\varphi a] + \sin[\theta 1]\sin[\psi a]) - \cos[\psi 2]\sin[\varphi 2] = \cos[\varphi 1](-\cos[\theta 1]\cos[\psi 2]\sin[\varphi 2] + \sin[\theta 1]\sin[\psi 2]) - \cos[\varphi 1]\cos[\varphi 1]$ $Sin[\phi1](Cos[\phia]Cos[\psi1]Cos[\psia] - Sin[\psi1](Cos[\psia]Sin[\theta1]Sin[\phia] + Cos[\theta1]Sin[\psia]))$

$$sin\phi_2 = -A_{31}/\cos\psi_2$$

$$\phi_2 = \arcsin(-A_{31}/\cos\psi_2)$$

$$= \sqrt{1 - \sin^2\phi_2} \quad (\phi_2 \sim 0^{\circ} \text{付近})$$
(8)

$$\cos\phi_2 = \sqrt{1 - \sin^2\phi_2} \qquad (\phi_2 \sim 0^\circ \text{fr})$$

式(5)で**p**0の係数以外の部分を比較すると

 $R_z(\theta_2) \big[R_x(\psi_2) \big\{ R_y(\phi_2)(-\boldsymbol{a}) + \boldsymbol{a} - \boldsymbol{b} \big\} + \boldsymbol{b} + \boldsymbol{q}_2 \big] =$ $R_z(\theta_{\rm air})R_x(\psi_{\rm air})R_y(\phi_{\rm air})\left[R_z(\theta_1)\left[R_x(\psi_1)\left\{R_y(\phi_1)(-\boldsymbol{a})+\boldsymbol{a}-\boldsymbol{b}\right\}+\boldsymbol{b}+\boldsymbol{q_1}\right]\right]+\boldsymbol{q}_{\rm air}$ したがって、並進軸の座標は次の式で計算できる. $q_{2} = -R_{x}(\psi_{2})\{R_{y}(\phi_{2})(-a) + a - b\} - b + b$
$R_{z}(-\theta_{2})\left\{R_{z}(\theta_{air})R_{x}(\psi_{air})R_{y}(\phi_{air})\left[R_{z}(\theta_{1})\left[R_{x}(\psi_{1})\left\{R_{y}(\phi_{1})(-a)+a-b\right\}+b+q_{1}\right]\right]+q_{air}\right\} (9)$ 式(6)~(9) より移動後の治療台座標が求められる.

3. GAPPS から空間移動量への変換

3.1. GAPPS

GAPPS (GHMC Automatic Patient Positioning System)では,治療計画 CT ボリュームを 3 次元的に動かして DRR を生成し,正側 DR (FPD 画像) に合わせる. そのときの CT ボリュームの変位量が算出される.計画用 CT ボリュームは,並進を含めた 4×4 の行列を用いて次の式で移動される.

	$CT_{ini} = H_z(\theta_{rot})H_x(\theta_{pit})H_y(\theta_{rol})CT_0$	
	$CT_1 = Align^{-1}H_TH_tH_xH_zH_yH_T^{-1}CT_{ini}$	(10)
<i>CT</i> ₀ :	撮影された CT ボリューム	
$ heta_{rot}, heta_{pit}, heta_{rol}$:	治療計画時に設定される回転角	
CT _{ini} :	マッチング計算開始時の CT ボリューム	
H_x, H_z, H_y :	各軸周りの回転	
H _t :並進	$\boldsymbol{t}_{\mathbf{m}} = \left(t_{mx}, t_{my}, t_{mz}\right)$	
$H_T: 回転中心への並進$	$T = (T_x, T_y, T_z)$ アイソセンタ中心の場合 $T = 0$	
Align:アライメント補正	(これは GAPPS 内で補正されるため,以後無視する.)	
CT_1 :	マッチング(移動)後の CT ボリューム	
式(10)を本資料の形式(3月	成分ベクトル)に書き直すと	
	$(\mathbf{D}(\mathbf{A}) \mathbf{D}(\mathbf{A})) (\mathbf{a} \mathbf{T}) + \mathbf{T} + \mathbf{A}$	

$$\boldsymbol{p}_1 = \{R_x(\psi_m)R_z(\theta_m)R_y(\phi_m)(\boldsymbol{p}_{ini} - \boldsymbol{T})\} + \boldsymbol{T} + \boldsymbol{t}_m$$

このとき、実際の治療台(FPD 画像側)の動きは、逆にp1からpiniへの移動となるので、

$$\boldsymbol{p}_{ini} = R_y(-\phi_m)R_z(-\theta_m)R_x(-\psi_m)(\boldsymbol{p}_1 - \boldsymbol{T} - \boldsymbol{t}_m) + \boldsymbol{T}$$
(11)

と書き直される. 添字m付きの値はマッチング結果の移動量 x_m を表す.

3.2. GAPPS から空間移動量の算出

式(3)=(11)としたとき、任意の p_1 に対して成り立つ恒等式として、空間移動量 x_{air} をマッチング結果の移動量 x_m で表す.

式(3)=(11)としたとき

 $R_{z}(\theta_{\text{air}})R_{x}(\psi_{\text{air}})R_{y}(\phi_{\text{air}})\boldsymbol{p}_{1} + \boldsymbol{q}_{\text{air}} = R_{y}(-\phi_{\text{m}})R_{z}(-\theta_{\text{m}})R_{x}(-\psi_{\text{m}})(\boldsymbol{p}_{1} - \boldsymbol{T} - \boldsymbol{t}_{m}) + \boldsymbol{T}$ (12) \boldsymbol{p}_{1} の係数を比べると

$$R_z(\theta_{\rm air})R_x(\psi_{\rm air})R_y(\phi_{\rm air}) = R_y(-\phi_{\rm m})R_z(-\theta_{\rm m})R_x(-\psi_{\rm m})$$

(左辺) = $R_z(\theta_{air})R_x(\psi_{air})R_y(\phi_{air})$

	/Cos[θa]Cos[φa] – Sin[θa]Sin[φa]Sin[ψa]	–Cos[ψa]Sin[θa]	$Cos[\theta a]Sin[\phi a] + Cos[\phi a]Sin[\theta a]Sin[\psi a]$	١
=	$Cos[\phi a]Sin[\theta a] + Cos[\theta a]Sin[\phi a]Sin[\psi a]$	Cos[θa]Cos[ψa]	Sin[θa]Sin[φa] – Cos[θa]Cos[φa]Sin[ψa]	
1	_Cos[ψa]Sin[φa]	Sin[ψa]	Cos[фa]Cos[ψa]	ļ

(右辺) = $R_y(-\phi_m)R_z(-\theta_m)R_x(-\psi_m)$ = $\begin{pmatrix} \cos[\theta_m]\cos[\phi_m] & \cos[\phi_m]\cos[\psi_m]\sin[\theta_m] + \sin[\phi_m]\sin[\psi_m] & -\cos[\psi_m]\sin[\phi_m] + \cos[\phi_m]\sin[\theta_m]\sin[\psi_m] \\ -\sin[\theta_m] & \cos[\theta_m]\cos[\psi_m] & \cos[\theta_m]\sin[\psi_m] \\ \cos[\theta_m]\sin[\phi_m] & \cos[\psi_m]\sin[\theta_m]\sin[\phi_m] - \cos[\phi_m]\sin[\psi_m] & \cos[\phi_m]\cos[\psi_m] + \sin[\theta_m]\sin[\phi_m]\sin[\psi_m] \\ 3 行 2 列目より \end{cases}$

$$\sin\psi_{air} = \cos[\psi m] \sin[\theta m] \sin[\phi m] - \cos[\phi m] \sin[\psi m] \equiv B_{32}$$

$$\psi_{air} = \arcsin B_{32}$$
(13)

$$\cos\psi_{air} = \sqrt{1 - \sin^2\psi_{air}}$$
 ($\psi_{air} \sim 0^{\circ}$ 付近)

1行2列目より

$$-\cos[\psi_{a}]\sin[\theta_{a}] = \cos[\phi_{m}]\cos[\psi_{m}]\sin[\theta_{m}] + \sin[\phi_{m}]\sin[\psi_{m}] \equiv B_{12}$$

$$\sin\theta_{air} = -B_{12}/\cos\psi_{air}$$

$$\theta_{air} = \arcsin(-B_{12}/\cos\psi_{air})$$
(14)

$$\cos\theta_{air} = \begin{cases} \sqrt{1 - \sin^{2}\theta_{air}} & (\theta_{air} \sim 0^{\circ} \text{ ft}), -90^{\circ} \leq \theta_{air} \leq 90^{\circ}) \\ -\sqrt{1 - \sin^{2}\theta_{air}} & (\theta_{air} \sim 180^{\circ} \text{ ft}), 90^{\circ} < \theta_{air} < 270^{\circ}) \end{cases}$$

3行1列目より

$$-\cos[\psi_{a}]Sin[\varphi_{a}] = Cos[\theta_{m}]Sin[\varphi_{m}] \equiv B_{31}$$

$$sin\varphi_{air} = -B_{31}/cos\psi_{air}$$

$$\varphi_{air} = \arcsin(-B_{31}/cos\psi_{air})$$
(15)

$$\cos\phi_{air} = \sqrt{1 - \sin^2\phi_{air}}$$
 ($\phi_{air} \sim 0^{\circ}$ 付近)

式(12)でp1以外の部分の係数を比べると次式が得られる.

$$\boldsymbol{q}_{air} = R_y(-\phi_m)R_z(-\theta_m)R_x(-\psi_m)(-\boldsymbol{T}-\boldsymbol{t}_m) + \boldsymbol{T}$$
(16)

式(13)~(16)より GAPPS の算出結果から空間移動量が求められる.

4. まとめ

位置決めシステムで具備すべき空間移動量から治療台移動量の変換および, GAPPS 出力 から空間移動量への変換方法を示した. 今後,実際の装置にて本変換方法の検証を行い, 装置の改修を行っていく予定である.

参考文献

[1] Akagi T, Mabuchi H. Compensating patient displacement by couch movements in patient positioning system. *Igaku Butsuri*. 2001;21:245-254.

B室CTの運用・研究・開発状況

Operation, research and development status for CT system in treatment room B

久保田 佳樹 Yoshiki Kubota

1. はじめに

炭素線治療の患者位置決めには、群馬大学重粒子線医学センターを始め、放射線医学総 合研究所や兵庫県立医療センター、九州国際重粒子線がん治療センターなど、多くの施設 で2方向からのX線画像が使用されている.これには飛程を持つ炭素線は上流物の変化に 対してセンシティブなため、骨照合によって照射することが良いというように考えらえて きたということや、機器干渉が起こるためCTが導入できないなどの理由があった.しかし 近年の研究では、肺がんや肝臓がんなど呼吸によって動く腫瘍は日々の変化として腫瘍位 置が大きく変化しており、結果として骨照合ではターゲットカバレージが大幅に低下する ということが明らかとなっている^[1-3].

我々は日々の腫瘍位置変化や腫瘍までの上流構造の再現性の確認をするために,治療室B に CT 装置を導入し,2017年4月1日より運用を開始した.本稿では,2018年のB室運用・ 開発・研究状況について報告する.

2. 現在の使用状況

2018 年度の B 室 CT の使用状況を Fig. 1 に示す. 2018 年 1 月 1 日から 2018 年 12 月 28 日 までに 297 件使用されており,最大使用数は 12 月の 57 件であった.年間での故障は 22 件 発生し,その内 7 件で患者への影響(撮影中止,撮影遅延)があった.撮影目的としては, 主に肺がん・肝臓がん・膵臓がん患者での腫瘍位置やリピオドール位置の確認のための照 射前の撮影や,臨床研究のための撮影,患者状態が大きく変化している場合の確認のため の撮影がある.

38





3. 現在の運用・開発状況

現状のB室CT運用の腫瘍・リピオドール等での照合の流れをFig.2に示す.現状では, 撮影したCT画像の確認や治療計画時の画像のレジストレーションはMIM maestro (MIM software)を用いて行っている.しかしMIMと治療台制御は接続されていないため,MIM上 でレジストレーションした位置に自動で治療台を移動させることはできない.X線画像撮影 位置とCT画像撮影位置は別であり,CT画像上の座標系と部屋座標系は別となっているた め,腫瘍照合等で位置決めする場合には,CT画像上での骨照合から腫瘍照合までの移動量 をX線画像上での骨照合位置に加算することで治療台移動量を計算する.これらの治療台 移動量は,エクセルにて作成したROT補正治療台移動計算シートを用いて運用しており, 骨照合時の治療台回転量を考慮して治療台の移動量を計算している.

また, 撮影された CT 画像上でオンラインでの線量計算を行うシステムは開発されていない.

2018 年度には、治療台の制御を改修した. これまでの制御としては、ローテーション 180 度位置から CT 撮影位置に移動する場合、治療台はローテーション 225 度まで回転させた 後、CT ローテーション (ターンテーブルローテーションとは別軸の治療台の回転)を行っ ていた. しかしこの制御では、一部の子宮がん患者など、足側に治療台を延長する場合に 延長部分が水平のボーラスホルダに干渉する場合があった. そこで、CT 撮影位置に移動す る場合に、治療台をローテーション 270 度まで移動させた後、CT ローテーションを行うよ うに制御を変更した. また、CT 位置に移動する際の患者とボーラスホルダの空間を十分に 確保するため、ローテーションする前の挙動としてバーティカル-240mm 位置まで移動する 様に変更した. こちらの変更はローテーション 0 度、180 度位置どちらからの移動に関して も変更した.

39



Fig. 2. Flowchart of operating in room B CT.

4. 現在の研究状況

B 室 CT を用いた臨床研究としては、肺がん及び肝臓がん患者を対象とした、「炭素線治療における患者の日ごとの体内変動および照射線量評価の研究 1」、前立腺がん、膵臓がん、 子宮がんを対象とした「炭素線治療における患者の日ごとの体内変動および照射線量評価 の研究 2」を開始した.これらは、各部位の腫瘍や体内状態の日々の変化を調べ、治療中の 期間で照射された線量の合算を求める研究である.現状(2019年1月21日現在)では、肝 臓 10 件、肺がん 10 件、前立腺がん 7 件、膵臓がん 7 件、子宮がん 0 件の撮影が完了して いる.

これらの撮影された CT 画像を用いた解析結果については国内学会で3題,国際会議2題 を発表済みであり^[48],それぞれ論文投稿中及び論文執筆中である.

5. 今後の課題

2018年のB室CTは22件故障が発生し、7件で患者への影響があった.ビームを用いた 試験などで故障の原因を究明中であるが、現状では原因は明らかとなっていない.早急に 故障の原因を解明し、臨床に影響が内容に装置の改善が必要である. また,現状ではレジストレーションを行う MIM と治療台の制御装置が接続されていない ため,手動での操作が必要である.これはヒューマンエラーが起こりうる原因となり,ス ループットが低下することが懸念される.そのため,これらの装置の自動化が必要である. さらに,撮影された CT 画像でのオンライン線量計算はできないため,治療計画時の線量分 布の再現を確認できない.より安全な治療を実現するために線量分布を確認するシステム の開発が必要である.

前向き臨床試験に関しては順調に撮影・解析が進んでいる. 今後更に進めていく予定である.

謝辞

本稿を執筆するにあたり,多くのご助言を頂いた群馬大学医学物附属病院診療放射線技 師の津田和寿氏に深く感謝申し上げます.

参考文献

- Irie D, Saitoh J, Shirai K, et al. Verification of dose distribution in carbon ion radiotherapy for stage I lung cancer. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2016;96(5):1117-1123.
- [2] Abe S, Kubota Y, Shibuya K, et al. Fiducial marker matching versus vertebral body matching: dosimetric impact of patient positioning in carbon ion radiotherapy for primary hepatic cancer. *Phys Med* 2017;33:114-120.
- [3] Sakai M, Kubota Y, Saitoh J, et al. Robustness of patient positioning for inter-fractional error in carbon ion radiotherapy for stage I lung cancer: bone matching versus tumor matching. *Radiother Oncol* 2018;129:95-100.
- [4] 横山絢香,久保田佳樹,安部聖,他.前立腺がんの炭素線治療における日々の変化に対する垂直ビームと水平ビームの直腸照射体積の評価.第15回日本粒子線治療臨床研究会.Oct. 2018.
- [5] 久保田佳樹,加藤弘之,渋谷圭,他. Inter/intra-fractional anatomical changes on the accumulated dose in CIRT for primary hepatic cancer. 日本放射線腫瘍学会第31回学術大会. Oct. 2018.
- [6] 湯浅大智,久保田佳樹,加藤弘之,他. Patient positioning for inter/intra-fractional tumor motion in CIRT for primary hepatic cancer. 日本放射線腫瘍学会第 31 回学術大会. Oct. 2018.
- [7] Kubota Y, Katoh H, Shibuya K, et al. Accumulated Dose for Inter-fractional Anatomical Change in CIRT for Primary Hepatic Cancer. ISIT 2018. Nov. 2018.
- [8] Li Y, Kubota Y, Mizukami T, et al. Accumulated Dose for Inter-fractional Anatomical Change in CIRT for Stage I Lung Cancer. ISIT 2018. Nov. 2018.

自動患者位置決め装置の導入

Introduction of automatic patient positioning system in GHMC

久保田 佳樹 Yoshiki Kubota

1. はじめに

群馬大学重粒子線医学研究センターでは、炭素線治療の患者位置決めには、治療室にて 撮影した 2 方向からの X 線画像と治療計画 CT 画像から再構成して作成した Digitally Reconstructed. Radiograph (DRR)を用いて、放射線技師が手動で行っている. 十分に経験のあ る放射線技師が行ったファントムでの位置照合精度の評価では、その誤差は 0.23±0.05mm と、高精度な結果を示している^[1]. しかし、これらのファントムでの試験とは異なり、患者 に対して手動で位置決めを行うことは、放射線技師ごとの精度のばらつきが大きく起こる 原因となり、時間を多く要するということが課題となっている. そのため、患者位置決め の自動化が必要とされている.

我々は患者位置決め自動化のための患者位置ずれ量計算装置(GHMC Automatic Patient Positioning System; GAPPS, Penguin System Co. Ltd.)を開発した^[2,3].本稿では、患者位置ずれ 量計算装置の概要,精度評価の結果, GAPPS の臨床運用のための装置改造について述べる.

2. GAPPS の概要

2.1. アルゴリズム

GAPPS の最適化アルゴリズムとしては、勾配法の一手法である最急降下法と黄金分割を 用いた^[3]. 最適化のパラメータは **Fig. 1** で示す並進 3 軸(lateral; x, longitudinal; y, vertical; z) とそれぞれの軸に対する回転 3 軸の計 6 軸である. 評価関数は DRR と X 線画像の一致に良 好である Zero-means Normalized Cross-Correlation (ZNCC)を用いた^[1,4].

2.2. 画面概要

GAPPSの画面を Fig. 2 に示す.操作の手順は以下の通りである.

- 1. 患者 ID 入力
- 2. ビーム ID の選択
- 3. X線画像の送信(DAR-8000f)
- 4. 最適化パラメータプリセットの選択(Fig. 2(a))
- 5. 計算 ROI, マスクの設定(Fig. 2(b))

- 6. 計算開始
- 7. ずれ量の確認(チェッカーボード, X 線画像と DRR 画像の切り替えなど)(Fig. 2(c))



Fig. 1. Irradiation devices and each axis in treatment room at GHMC. (文献[2]の Fig. 1 より転載)



Fig. 2. Screen of GAPPS. (a) Preset of optimization parameter every sites. (b) Setting of calculation ROI and mask. (c) Calculation result of the patient displacements and checker boards between DRR and X-ray images.

2.3. 自動位置決めのための装置改造

GAPPS の計算を行うためには治療計画時の CT 画像, RTPlan 及び, 治療直前に撮影した X 線画像が必要である. 2018 年度は運用版の GAPPS の開発及びそれぞれのデータ送信のた めの各装置・ネットワークの改造を行った. 接続図を Fig. 3 に示す. CT 画像, RTPlan は GAPPS をサーバ, DICOM ION サーバをクライアントとして接続し, DICOM 通信にて取得 する. X 線画像は DAR8000f をサーバ, GAPPS をクライアントとして DAR8000f 側よりデ ータ送信する.



Fig. 3. Network diagram of GAPPS

3. 精度評価

GAPPS の精度評価のために, 頭頚部ファントムを用いた評価と患者画像を用いた評価を 行った.

頭頚部ファントムを用いた評価では、リファレンス位置から治療台を 6 軸方向にそれぞれ 0~2mm, 0~2°動かした時のファントム位置を撮影し、それぞれの位置に対して治療台移動量と位置ずれ計算量の差より、並進方向と回転方向でそれぞれ正解と計算値との差の Root mean square error (RMSE)を求めた.結果は、は並進で 0.17±0.05mm、回転で 0.17±0.07°であった.

患者画像を用いた評価では、前立腺がん、肺がん、頭頚部がん、肝臓がん、膵臓がん患 者それぞれ 10 人の 1 日分の位置決め後の画像を用いて、放射線技師の照合位置と GAPPS での計算結果との差を求めた.本研究は群馬大学医学部附属病院の人を倫理審査委員会に

て承認されている(試験番号: 2018-135). GAPPS で計算を行う際には、初期ずれ量を加味 して評価するため、5mm、0.5°それぞれの方向にずらして計算した.評価には、並進方向 と回転方向でそれぞれ放射線技師の照合位置と GAPPS 計算値との差の RMSE を求めた. 結 果を Table 1 に示す.本評価は研究版の GAPPS を用いて行っており,それぞれの計算時間 はおよそ 25 秒であった.本年度に開発した運用版 GAPPS では計算時間はおよそ 10 秒であ った.これは運用版では研究版で行っていた余分な計算を省いたことや、研究版から最適 化方法を変更した(5 パラメータと roll 角度を分けて最適化していたのに対し, 6 パラメータ を同時に最適化)ことが要因である.最適化パラメータを変更時にも精度が担保されること は確認済みである^[3,5].

Table I RMSEs for five sites				
	並進 [mm]	回転 [degree]		
前立腺	0.32 ± 0.21	$0.37 {\pm} 0.18$		
肺	0.99 ± 0.37	0.56 ± 0.30		
頭頸部	0.49 ± 0.22	0.28 ± 0.14		
肝臓	1.79 ± 1.47	1.22 ± 0.51		
膵臓	3.22 ± 2.61	1.34 ± 0.92		

前立腺,頭頚部に関しては 1mm, 1degree 以下の誤差となった.これらの部位は放射線技 師が行う位置と比較すると多少の誤差はあるものの、我々の施設で設定しているセットア ップトレランス 2mm^[6]と比較すると十分小さいため、自動位置決めの運用について問題な いと考えられる.今回の評価では, Fig.3のように計算 ROI を設定している.位置決め時の 患者位置は例えば前立腺であれば大腿骨頭位置が一致しないなど、完全に一致することは ないため、これらの領域は計算精度を低下させる原因となっている.運用版 GAPPS にはマ スクによって計算領域から除外する機能が含まれているため、今後それらの機能を使用す ることで更なる精度の向上が期待できるだろう.

一方, 肝臓, 膵臓については誤差が 1mm 以上と, 非常に大きいものとなった. これは Fig. 4のように、横隔膜領域やガス領域が骨照合を行う上での精度低下の原因となっていると考 えられる.これらの領域についてもマスクを用いることで精度の向上が期待できるため, 更なる検証が必要であろう.

45



Fig. 3. Examples of each ROI size on the X-ray image. (a) The vertical image. (b) The horizontal image. The yellow box shows the ROI. (文献[2]の **Fig. 4** より転載)



Fig. 4. Calculation result images in one case of pancreatic cancer. (a) X-ray image (b) DRR image at the position of calculation result. (c) DRR at reference position. The red box indicates one vertebra on the X-ray image; the red line indicates the diaphragm position. The blue boxes indicate the position of the same vertebra, and the blue lines indicate the position of the diaphragm. (文献[2]の **Fig. 7**より転載)

4. 今後の課題

現状の自動位置決めには、下記の手動入力部分が残っている.

- ・ GAPPS: 患者 ID の入力, ビームの選択, 計算移動量の日立装置への入力
- データの送信:患者ずれ量から治療台移動量への変換、治療台移動量の日立端末への入力

これらはヒューマンエラーを招く可能性があり,さらにスループットが悪化する原因となる.そのため,これらの自動化が必要である.

また,肝臓や膵臓がん患者など,いくつか精度が悪い例がある.それらの精度を向上さ せることが必要である.

現状(2019年1月21日現在)は運用版 GAPPS を導入し,前立腺がん患者を対象として 試験運用を行っている状態である.上記の問題を解決し,早急に臨床運用を開始すること を目指す.

5. 謝辞

本研究及び装置開発を推進するにあたり,多くのご支援を頂いた群馬大学医学物附属病 院診療放射線技師の安部聖氏,想田沙紀氏,岡田良介氏に深く感謝申し上げます.

参考文献

- [1] Kubota Y, Tashiro M, Shinohara A, et al. Development of an automatic evaluation method for patient positioning error. *J Appl Clin Med Phys.* 2015;16(4):100–111.
- [2] Kubota Y, Hayashi H, Abe S, et al. Evaluation of the accuracy and clinical practicality of a calculation system for patient positional displacement in carbon ion radiotherapy at five sites. J Appl Clin Med Phys. 2018;19:144-153.
- [3] 林隼人. 重粒子線治療における高精度自動位置決めソフトウェアの開発と評価. 平成 28 年度修士学位論文. 2017.
- [4] Mori S, Kumagai M, Miki K, Fukuhara R, Haneishi H. Development of fast patient position verification software using 2D-3D image registration and its clinical experience. *J Radiat Res.* 2015;56:818-829.
- [5] Hayashi H, Kubota Y, Abe S, et al. Evaluation of High-Precision Automatic Patient Positioning System in Carbon Ion Radiotherapy: Patient study of 5 sites. GUMI&AMDE 2016.
- [6] Tashiro M, Ishii T, Koya J, et al. Technical approach to individualized respiratory-gated carbon-ion therapy for mobile organs. *Radiol Phys Technol.* 2013;6:356-366.

C型アームを用いた 3D Compton Imaging

Three Dimensional Compton Imaging using C-shaped arm

パラジュリ ラジュ クマル, 菊地 美貴子, 鳥飼 幸太, 酒井 真理 Raj Kumar Parajuli, Mikiko Kikuchi, Kota Torikai, Makoto Sakai

1. Introduction

Nuclear imaging techniques such as positron emission tomography (PET) and single photon emission computed tomography (SPECT) is widely used for imaging the spatial distribution of an isotope. However, they possess relatively low spatial resolution than computed tomography (CT) and magnetic resonance (MR) imaging and also requires longer execution time. On the other hand, due to low poor energy resolution, simultaneous imaging of two or more radioisotopes (RI) is difficult using PET/SPECT. Consequently to optimize nuclear imaging, the development of a newer imaging device with higher energy resolution is needed.

Compton camera has been recently studied for wide range of medical applications, which were initially developed in the field of gamma-ray astronomy to reconstruct gamma-ray-emitting source distributions. Compton camera possesses sophisticated ability to detect the position of single-photon-emitting sources without the need for mechanical collimation. Moreover, it could detect the wide energy range (one hundred kiloelectronvolts to several meghaelectronvolts) of gamma rays based purely on Compton kinematics.

Owing the advantages of Compton camera, Gunma University is developing semiconductor-based Compton cameras for multi-RI medical imaging. We have successfully demonstrated the simultaneous imaging ability of multiple RI (141 keV ^{99m}Tc and 511 keV ¹⁸F) using our Compton camera ^[1]. The obtained results were consistent with the PET images. In our studies, we used a Compton camera based on the silicon and cadmium telluride (Si/CdTe) semiconductors.

To reveal the best use of the Compton camera in real-time medical imaging system aimed for human imaging, it should equally be proficient in three-dimensional (3D) imaging. Therefore, it is necessary to assemble our Compton camera with a precise rotating framework to conduct imaging at various angles such as in PET/SPECT. For this reason, Gunma University in conjunction with Kuramae Industries Co. Ltd. Japan has developed a high precision C-arm framework to mount our Compton camera for 3D imaging. The purpose of this study is to evaluate the preliminary 3D imaging ability of our Compton camera installed on the C-arm. Imaging experiments were performed on the Na-22 radioisotopes.

2. Compton Camera

In this study, we used commercial Si/CdTe Compton camera (ASTROCAM 7000HS) bought from Mitsubishi Heavy Industries Ltd. Japan^[2] owing to its portability to be mounted in C-arm framework. Our Compton camera consists of a silicon (Si) detector as a scatterer and cadmium telluride (CdTe) detector as an absorber. Fig. 1 shows the photograph of the Si/CdTe based Compton camera. The Compton camera comprised eight layers of Si detectors in the scattering layer and four layers of CdTe in the absorbing layer. The Si detectors have a thickness of 0.75 mm and were spaced 7.2 mm from each other. The CdTe detectors have a thickness of 0.75 mm and were spaced 7.8 mm from each other. While, the distance between the final layer of the Si detector and the initial layer of the CdTe detector was 40 mm. The energy resolution of the Compton camera was 2.2% with respect to 662-keV gamma rays at full width half maximum (FWHM). The angular resolution was 5.4° (FWHM) in angular resolution measure (ARM). The deposited energy and the position of the gamma ray interactions can be obtained from the Compton camera. These values, which we call the Compton events, are then processed to generate Compton images. We selected events in which energy depositions were detected in the Si detector and one of the CdTe detectors simultaneously. Coincident events two CdTe detectors (CdTe-CdTe events) were not used for Compton events. We used list-mode maximum-likelihood expectation-maximization (LM-ML-EM) imaging method for image reconstruction.



Fig. 1. Photograph of Si/CdTe based Compton camera (ASTROCAM 7000HS)

3. C-arm

A high precision C-arm framework has been developed by Gunma University in conjunction with

Kuramae Industries Co. Ltd. Japan, aimed for mounting Compton camera to develop Compton camera based 3D nuclear medical imaging system. Figure 2 shows the schematic illustration of the developed C-arm with Compton camera mounted on it. Two holders were installed on the C-arm framework to attach maximum of two Compton cameras. The two holders are separated by 55° and could be moved simultaneously or individually along the rail of the C-arm. The former holder could rotate from -27.5° to +152.5°, while the following holder could rotate from +27.5° to +207.5°. The two holders could also be moved up to 100 mm in z-direction (towards/away) to the center of the C-arm. The holder in the z-direction could be precisely moved by few millimeters manually or automatically as required. The basement of the C-arm could be moved in two dimensions. In both the x- and y-direction, the C-arm could be shifted up to 100 mm. The basement could also be precisely moved in x- and y-direction by few millimeters, manually or automatically as required.

4. Experiment Set-up

To conduct 3D imaging, we loaded our Compton camera on the first-holder of the C-arm as shown in Figure 2. The second-holder was kept unloaded and was positioned at 207.5° of the C-arm rail.



Fig. 2. Schematic illustration of Compton camera mounted on the first holder of the C-arm.

We have selected Na-22 (0.8 MBq; SKR8252, Eckert & Ziegler) RI as gamma ray emitter point sources for Compton imaging. Two point sources of Na-22 having diameter of 2 mm each were aligned in x-direction at the isocenter of the C-arm. The isocenter of the C-arm was set to 300 mm far from the Compton camera (460 mm far from the first layer of the Si detector). Imaging was

performed by rotating the Compton camera within the C-arm from -20° to 140° with angular interval of 20°. Experiments were conducted by adjusting the separation distance between the two point sources at \pm 20 mm and \pm 25 mm from the isocenter of the C-arm in x-direction. The measurement time of the Compton camera was set to 10 minutes for each position. Hence, the total measurement time from -20° to 140° with angular interval of 20° was 90 minutes.

5. Results

Fig. 3 shows the reconstructed images of two point sources of Na-22 kept at a distance of \pm 20 mm (left figure) and \pm 25 mm (right figure) respectively from the isocenter of the C-arm in the x-direction. The numbers of iterations adopted to reconstruct the images were 20. The number of Compton events measured by the Compton camera when the two point sources of Na-22 kept at a distance of \pm 20 mm and \pm 25 mm was 10696 and 10024 respectively. When the separation distance between the two point sources was 40 mm, it was difficult to distinguish the position of the two point sources in the reconstructed images. But, the positions of the two point sources were clearly distinguished in the reconstructed images, when the two point sources were separated by 50 mm.



Fig. 3. Reconstructed Compton images of two point sources of Na-22 with a separation distance of 40 mm (left figure) and 50 mm (right figure)

6. Discussions and Conclusions

We have successfully demonstrated the 3D imaging ability of our Compton camera mounted on C-arm framework. Compton images were reconstructed for two point sources of Na-22 by rotating the Compton camera from -20° to 140° at an interval of 20° each. The two point sources separated by 50 mm distance at the isocenter of the C-arm was distinctly visible in the reconstructed Compton

images, whereas it was difficult to distinctly visible when the separation distance was 40 mm. With respect to the specification of our Compton camera, the angular resolution at 662-keV gamma rays at full width half maximum (FWHM) is 5.4°, which means the spatial resolution should be less than 40 mm. However, the experimental results show that the spatial resolution lies between 40 mm and 50 mm and hence the spatial resolution was deteriorated in practice. The factors affecting the spatial resolution could be due to lagging in the precise positioning of the point sources at the isocenter of the C-arm and the position accuracy of the C-arm installed.

On the other hand, huge amount of noise was experienced in the Compton camera when the C-arm was powered on and during the shifting of camera holders along the C-arm rail. Due to such noise, the detection efficiency of the Compton camera has been decreased noticeably. In order to minimize such noises, we conducted each experiments by switching off the power supply of the C-arm after positioning the Compton camera at the desired position of the C-arm. Once the experiment was finished, the C-arm was switched on again and the Compton camera was shifted to the next desired position. Finally, the power supply of the C-arm was switched off to operate the Compton camera for measurement. The adopted measurement technique was time consuming and is not suitable for measuring nuclides of short half-lives used in nuclear medicine. Therefore, some sorts of noise reduction technique should be adopted to realize full advantage of Compton camera mounted on C-arm aimed for 3D imaging.

6. Conclusions

We have successfully developed 3D imaging of the two point sources of Na-22 by using our Compton camera mounted on C-arm framework. The spatial resolution lies between 40 mm and 50 mm and could be further improved by noise reduction generated on the Compton camera due to C-arm. The preliminary results show the possibility of enhancing the current research up to human phantom experiments and animal experiments using the currently developed 3D imaging system.

References

- Sakai M, Yamaguchi M, Nagao Y, et al. In vivo simultaneous imaging with 99mTc and 18F using a Compton camera. *Phys Med Biol.* 2018;63(20):205006.
- [2] Matsuura D, Genba K, Kuroda Y, et al. "ASTROCAM 7000HS" Radioactive Substance Visualization Camera. Mitsubishi Heavy Industries Technical Review. 2014;51(1):68-75.

2018 GHMC Physics Division Report

研究

2018 GHMC Physics Division Report

光子計測 X線 CT 開発のための基礎研究

Preceding Study for Development of Photon Counting CT

取越 正己,星 和志,大野 由美子,小林 結貴,阿久津 和音,原澤 陽介, 森本 一成,櫻井 浩

Masami Torikoshi, Kazushi Hoshi, Yumiko Ohno, Yuki Kobayashi, Kazune Akutsu, Yosuke Harasawa, Kazunari Morimoto, Hiroshi Sakurai

1. はじめに

放射線治療では放射線を照射する位置や線量を決定するための治療計画が,治療の良し 悪しを決定する重要な手順である.治療計画では放射線が通過する組織の電子密度分布が 重要となる.これは,放射線(X線や荷電粒子)が物質内でエネルギーを損失する主なメカ ニズムが電磁相互作用であることによる.つまり,体内での放射線の経路に沿った物質内 の電子と相互作用してエネルギーを散逸し,このため電子が多い組織ではエネルギー損失 が大きく,結果として大きな線量を付与する.このことから組織内の電子密度の情報が治 療計画に重要であることが分かる.

以前より生体の電子密度分布と実効原子番号を得る試みとして、2つのエネルギーのX線を用いた CT スキャンが提唱されてきた.これは最近の Dual-Energy X-ray CT (DXCT) スキャナーを用いて可能な状況にある.この方法を更に敷衍すれば、CT スキャンにおいてX線光子一つ一つのエネルギーを識別することにより、電子密度や実効原子番号を定量的に求めることが可能である^[1].近年 Photon Counting CT (PCCT)または Spectral CT と呼ばれる装置が医療現場に展開されつつあり、それを実現できる素地が整えられつつある.

上記の定量測定の基礎は、X線に対する物質(被写体)の減弱係数を定量性良く測定する ことにある. 医療現場で使われている DXCT や PCCT はエネルギー分解能の点から言えば 減弱係数測定の定量性が良いとは言い難い. これは画像診断では定量性を必要としないた めであり、市場の DXCT や PCCT では放射線治療、特に粒子線治療で要求する 1%程度の電 子密度の定量性を得ることは極めて困難な状況にあると考えられる.

我々は PCCT の原理を用いて電子密度を直接測定することを目指した開発研究を行って いるが、それに先立ち、連続エネルギースペクトルを持つ X 線でどの程度の精度で X 線減 弱係数を求めることが可能かの先行研究を行った.これが PCCT 開発の最も基礎であり、 この結果の概略を報告する.研究は医工連携を背景に、重粒子線医学研究センター医学物 理分野、理工学府電子情報部門櫻井研究室並びに県民健康科学大学大学院診療放射線学研 究科との共同研究として進めている.実際の実験は桐生キャンパスの医理工共用研究棟で 行った.

2. 方法

2.1. 考え方

定量的な Photon Counting CT の検証実験を行うために,以下に示すような装置構成により X 線減弱の計測システムを構築した. 装置の概略を説明すると,最上流にある X 線管球で X 線を発生させ,それを試料に照射し,試料中で減弱された透過 X 線を下流の検出器で検出する,極めて単純な系である.歴史的には様々な RI からの単色ガンマ線等を用いた測定が主であったが,我々は CT への応用を念頭に通常の X 線管球からの連続エネルギースペクトルを持つ X 線を用いて,減弱係数の測定を試みた.

減弱係数の測定の重要なポイントは,散乱線の除去である.基本的には前方散乱であっても理論的な扱いは散乱となるため,可能な限り前方方向ならびに周囲からの散乱線を除 去することに留意した.

2.2. 測定

まず,装置構成を Fig.1 により説明する.最上流に X 線管球を置き,その出口を 1mm 厚の Al 板を設置して低エネルギーX 線を除いた.管球出口から約 20 cmの所に試料を置き,その下流 30cm に検出器を置いた.検出器直前には φ 0.1mm のタングステン (W) (厚さ 2mm)のコリメータを置いた.



Fig. 1. Layout of Attenuation Coefficient Measurement System

X 線管球は L-PhD 大学院教育の一環で整備された浜ホト製(マイクロフォーカス X 線源 L12121-07)を用いた. X 線検出器として比較的手頃で使い易い CdTe 結晶を用いた. 検出器 は Amptek の(XR-100T-CdTe)であり, CdTe 検出器はピエゾ素子により冷却される. 同検出 器は前置増幅器,主増幅器並びに ADC 内蔵型であり,出力信号を PC に取り込んでそのま ま,同社の MCA (DppMCA Ver.1.0.0.21)によりエネルギースペクトルを測定できる. 検出器 全体は壁厚 5mm 程度の鉄製の筐体に入っているが,更に周囲を厚さ 2mm の鉛で遮蔽した. CdTe 検出器のエネルギー校正として RI の Am-241 を線源として用い,管球からの W の 特性 X 線を補助的に用いた.

管球の運転条件は150kVp,25µAとした.測定条件の決定に際して,出来る限り高電圧, 高管電流に留意したが,入射光子数が増えるに従い測定時のパイルアップの影響が顕著に なる.この条件を探すため,管電流とその時の全計測値を足し合わせた値が線形関係を維 持する最大の管電流値とした.

減弱係数測定対象である試料として炭素 C, 窒化ボロン (BN), Al, Ti を用いた. 窒化ボ ロン並びに Ti 試料はアルキメデス法により密度測定した. 炭素試料は炭素粉末を焼結した ものでありグラファイトとは異なるため,密度も製造過程による. そのため,炭素試料の 密度は外形寸法と重量を計測し,それら実測値を基に求めた. それぞれの密度を Table 1 に まとめた.

Sample	С	BN	Al	Ti
Density	1 9 1 1)	1 9 1 2)	260^{3}	4 5 1 2)
(g/cm^3)	1.01 /	1.01-/	2.09	4.51 /

Table 1 Density of various samples

1) 寸法並びに重量計測による

2) アルキメデス法による

3) 理科年表(2016年版,丸善) p.385 による

CdTe 検出器により測定されたエネルギースペクトルは松本等の方法^[2]により補正した.

3. 結果

(1) エネルギー校正

エネルギー校正結果を Fig. 2 に示す. エネルギースペクトル測定のチャンネル当たりのエ ネルギーを 0.2keV 固定とした. この時, エネルギー校正のために, エネルギー値とチャン ネルを直線で近似すると, 傾きは 0.2keV であり, 0 チャンネルでの切片は-0.22keV となり, 極めて良い直線性を示すことが分かる.



Fig. 2. A CdTe-detector energy calibration curve for this measurement. The side figure is showing an energy spectrum of gamma-rays emitted from ²⁴¹Am. The energy of the highest peak is 59.536keV.

(2) エネルギースペクトル測定結果

エネルギースペクトルエネルギー例を Fig. 3 に示す. これは試料として厚さ 3mm, 5mm, 10mm の Al 試料並びに試料の無いデータ (I_0) を示す. いずれも補正された結果である.



Fig. 3. Energy spectra of transmitted x-rays through no sample and aluminum samples with thickness of 3mm, 5mm and 10mm. The results are indicated by (a), (b), (c), and (d), respectively. The x-ray tube was operated by 150kVp and 25 μ A.

(3) 減弱係数測定結果

上記に示した AI に対する減弱係数の結果を図4に示す.それぞれの厚さの試料で測定された線減弱係数を密度で割り質量減弱係数として表した.質量減弱係数はエネルギー約 20keV 以上のエネルギーの関数として示されている.X線は最大エネルギーが150keV であ り、100keV 以上では光子数が著しく少ないため、ばらつきが大きい.図中の滑らかな曲線 は NIST の XCOM^[3]で計算した質量減弱係数の理論値を示す.



Fig. 4. Mass attenuation coefficients of aluminum samples are shown. The orange lines in figures show theoretical values calculated with XCOM database^[3] provided by NIST in U.S.

4. 考察とまとめ

結果(3)に示す様に測定結果と理論値よく一致することが分かる.ばらつきの大きい

高エネルギーの領域を避けて 20~80keV の領域に限定して [測定値÷理論値] を計算する と平均は 96±8%となり,数値的にも高い一致を示すことが分かった. 但し系統的に測定値 の減弱係数が低い傾向を示す. これは実際の測定では被写体がより "透明度"が高い,す なわち検出される X 線が多いことを表している. これは微小角散乱線が通過して入ってく る場合を含め,散乱線の影響と考えて矛盾はない. 今後は散乱線の影響を限りなく小さく するなど,この不一致のメカニズムの解明が必要である. しかし,測定だけでは限界があ りシミュレーションによる原因究明が近道と考えている.

また, 今回の解析では CdTe 検出器に不可避の Cd や Te による散乱の効果を松本等の方法 に従って補正した. その結果から定量的な議論をする上では, スペクトルの補正が不可欠 であることが分かった.

CT スキャンにおいても基本的に同じ考え方による測定を実施することで定量性の高いデータが得られると期待できる. Fig. 1 に示した測定系を用いて第1世代 CT 装置を構築しており,既に CT 測定の結果が出つつある. その一部は H30 年度修了の博士前期課程の学生のテーマとしてまとめられている.

また CT 結果から被写体の物質同定を行う取り組み,シミュレーションコード Phits を活 用して,バックグランド(散乱線)対策やデータの定量化に向けた取り組みも行っている.

参考文献

- [1] Ohno Y, Torikoshi M, Tsunoo T, et al. Dual-Energy X-ray CT with CdTe Array and its extension. *Nucl Instrum Meth.* 2005;A548:72-77.
- [2] Matsumoto M, Honda I, Taniguchi A, et al. Direct measurement of mammographic x-ray spectra using CdZnTe detector. *Med Phys.* 2000;27:1490-1502.
- [3] https://physics.nist.gov/PhysRefData/Xcom/html/xcom1.html

逐次近似法を用いた微小炭素イオンビームの線量分布再構成

Dose distribution reconstruction of fine carbon-ion beams using iterative approximation

田代 睦, 想田 光, 取越 正己 Mutsumi Tashiro, Hikaru Souda, Masami Torikoshi

1. はじめに

カーボンナイフは炭素イオン線のシャープな線量分布と高 LET から頭蓋内微小疾患等に 対する治療法として期待され、これまで数~10 mm 程度の照射野形成試験が行われてきた^[1]. 我々は更に 1 mm サイズの微小炭素イオンビームの形成試験を行っている.実利用のために は、微小ビームのラテラル面に対して線量計サイズ以下の空間分解能で線量の定量が必要 となる.校正可能な線量計を用いて微小サイズの線量分布を得るために、逐次近似法を用 いた線量分布再構成法を提案し、線量の定量を試みた.

2. 方法

140 MeV/u の炭素イオン線を $\phi 1$ mm のコリメータに通し, PMMA の厚みにより打ち込み 深さを調節し,表面およびブラッグピーク付近の測定を行った.ダイオード線量計(PTW 60020,有感領域 1 mm²)を有感体積円盤面がビーム軸と垂直になるよう XY ステージ(COMS PM80B-200XY-LMS)に固定し, ± 2 mm のラテラル平面内を 0.1 mm ステップで計測した.円 筒形の線量計の中心位置(X,Y)での計測値を線量計の有感領域の Dose-Area-Product (*DAP*(*X*,*Y*))とすると,これは有感領域内各位置の線量 *D* の面積分であるので,次のように表 される.

$$DAP(X,Y) = \iint_{-\infty}^{+\infty} D(x,y) s(x-X,y-Y) \, dx \, dy \tag{1}$$

ここで, *s*(*x*, *y*)*dx dy*は位置(*x*, *y*)での面積素片*dx dy*に占める有感領域の面積である.式(1) を順投影とみなすと,逆投影による線量は同領域内の DAP からの寄与の平均として,次式 で表される.

$$D(x,y) = \frac{1}{S} \iint_{-\infty}^{+\infty} \frac{DAP(X,Y)}{S} s(x - X, y - Y) \, dX \, dY$$
(2)

ここで、Sは検出器の有感領域の半径をraとすると

$$S = \iint_{-\infty}^{+\infty} s(x, y) \, dx \, dy = \pi r_d^2 \tag{3}$$

である.これらの関係から乗算型の同時逐次近似再構成を適用すると次の漸化式が得られる.

$$D(x,y)^{(k+1)} = D(x,y)^{(k)} \frac{1}{S} \iint_{-\infty}^{+\infty} \left\{ \frac{DAP_0(X,Y)}{\iint_{-\infty}^{+\infty}} D(x',y')^{(k)} s(x'-X,y'-Y) \, dx' \, dy' \right\}$$
(4)
$$s(x-X,y-Y) \, dX \, dY$$



Fig. 1. Measured DAP distributions at surface (a) and near Bragg peak (b).



Fig. 2. Reconstructed dose distributions at surface (a) and near Bragg peak (b).



Fig. 3. Dose distributions at surface (a) and near Bragg peak (b) obtained by Monte Carlo simulations (PHITS).

ここで, *DAP*₀は測定値, *D*(*x*, *y*)^(*k*)は繰り返し*k*回目の線量である. 式(4)を逐次的に計算し, 収束した線量分布を得た. 測定誤差を低減するため,測定値にローパスフィルタ処理を行 ったものを *DAP*₀として用いた. 得られた 2 次元線量分布形状について,モンテカルロシミ ュレーション(PHITS 3.02)との比較を行った.

3. 結果·考察

Fig.1 は表面およびブラッグピーク近傍で測定された DAP 分布, Fig.2 はそれぞれの DAP より再構成された線量分布, Fig.3 は PHITS による対応する深さの線量分布を示す.フィル タ処理された DAP も Fig.1 とほぼ同じ分布を示したが,スキャン測定による列間のバラツ キ等の誤差が低減しており,これによりバラツキがある程度低減された再構成線量分布が 得られている.表面付近の線量分布では急峻なペナンブラ(P₈₀₋₂₀~0.2 mm)が得られた.ブラ ッグピーク付近では,中心軸の線量率として~54 Gy/s が得られた.これは Advanced Markus (PTW 34045)による測定およびシンチレータによるプロファイルから算出されたビーム中 心軸の線量率とほぼ一致した.また,線量ベースのビームサイズとして~1.1 mm が得られた. 各深さでの分布形状は PHITS の結果と同様であることが確認できた.これらのことは,本 手法による線量定量化の妥当性を示すものである.スキャン測定のバラツキの低減やフィ ルタ処理の検討等による線量精度の更なる向上が今後の課題である.

4. 結論

提案した線量再構成法により,校正された線量計を用いて,検出器サイズより小さい空間分解能で線量分布を定量することができた.

謝辞

測定に協力して頂いた加速器エンジニアリング(株)の加納洋介氏,大石真史氏に感謝 致します.

本報告の内容は学術集会等^[2,3]にて発表済である.

参考文献

- [1] Keawsamur M, Matsumura A, Souda H, et al. Development of stereotactic radiosurgery using carbon beams (carbon-knife). *Phys Med Biol*. 2018;63:045024.
- [2] Tashiro M, Souda H, Torikoshi M, et al. Dose distribution reconstruction of fine carbon-ion beams for carbon-knife. 57th Annual Conference of the Particle Therapy Co-operative Group (PTCOG57). May. 2018.
- [3] Tashiro M, Souda H, Torikoshi M. Dose distribution reconstruction of fine carbon-ion beams using iterative approximation. Jpn J Med Phys 38, Sup. 2018.

球標的数値ファントムに対する呼吸性移動積層原体照射の線量分布 評価

Evaluation of dose distributions for layer-stacking carbon-ion irradiation with respiratory motion in numerical phantom with spherical target

田代 睦, 横山 耕平, 取越 正己

Mutsumi Tashiro, Kohei Yokoyama, Masami Torikoshi

1. はじめに

呼吸性移動を伴う標的に対する炭素線積層原体照射は、線量均一性を満たす条件が明確 でなく、現在のところ臨床応用されていない.標的内の線量均一性を満たすべき条件を求 めるため、これまでビーム軸を含む 2 次元平面上にて物理線量分布測定による評価が行わ れてきた^[1].ここでは、3 次元数値ファントムにて様々な条件で動きを考慮した臨床線量分 布を計算し、標的線量均一性の評価を行った.また、線量均一性の悪化はビーム打ち込み 深さの変化に伴う各層線量積算の不整合によることから、標的内の飛程変化を表す指標を 導入し、線量均一性との関係を調べた.

2. 方法

数値ファントムで水中に直径 90 mm の球標的(CTV)を設定し、ビーム軸方向および横方向 (それぞれ最大 5 mm と 20 mm)の2次元平面上を周期運動させ、照射(同期)中の動き量

CTV sphere diameter / depth	$\phi 90 \text{ mm}$ / 75 mm at center		
Lateral motion amount	0-20 mm		
Longitudinal (beam axis) motion amount	0-5 mm		
Cycle of respiration	3.5 s (sinusoid)		
Phase difference b/w motion directions	$\pi/4$		
Bolus smearing	Yes / No		
Respiratory gating	Yes (30% of lateral motion) / No		
Delay time b/w motion & gate signal	0.06 s		
Range shifter switching time	1 s		
Beam extraction time / synchrotron cycle	0.9 s / 3.0 s		
Prescribed dose / dose rate	10 Gy(RBE) / 5 Gy(RBE)/s		
No. of phases for dose accumulation	20 per motion cycle		
Layer thickness	2.5 mm		
Distal margin / Leaf margin	2 mm / 6 mm		
Dose calculation method	Broad beam algorithm		

Table 1 Conditions for dose distribution calculation.



Fig. 1. Dose distributions for layer-stacking irradiation with (right) and without (left) respiratory motion.

を内部マージンとして PTV を設定し,各 PTV に対して治療計画装置(XiO-N)にて得られた パラメータを用いて,動きを考慮した積層照射の線量分布計算を行った.動き量の他,ス メアリングの有無,呼吸同期の有無の条件で行った.計算条件を Table 1 に示す.治療計画 におけるマージンやボーラススメアリング設定は,現行の方法と同一とした^[2].ただし数値 ファントムであることから,セットアップマージンや動き量に更に付加する内部マージン は 0 とした.線量均一性の指標として CTV に対して処方線量の±5%が照射される体積の割 合(Conformity Index; CI=V95-V105(%))を求めた.標的内各ボクセルに対して動きに伴う水等 価深さ変化(飛程変化(Range Difference; RD))の絶対値の最大値を飛程変化分布として,飛 程変化体積ヒストグラムから CTV の 50%体積を占める飛程変化 RD50を求め, CI との関係 を求めた.

3. 結果・考察

計算された線量分布の例を Fig. 1 に示す. 各計算条件に対する線量分布から得られた CI を Fig. 2 に示す. 動きが無い場合(PTV=CTV)に CI~98%であったことから, その 5%の変化 を許容することとし, CI≧93%を基準として, 呼吸同期やスメアリングの有無により横・軸 方向の移動量制限値を求めた(Table 2). 非同期の場合, スメアリング無しと有りを比べると, 制限値は横方向 3 mm から 20 mm (本試験の最大値) となったが, 軸方向はほぼ不変であっ



Fig. 2. Conformity Indices (CIs) derived for various conditions.

Table 2. Maximum motion satisfying CI \geq 93% for various conditions. The motion amounts with gating indicate those during the gating window (~30% of lateral motion amplitude). (Lat. = Lateral, Long. = Longitudinal)

			Smearing		
			No	Yes	
		No	Lat. 3 mm & Long. 0 mm	Lat. 7 mm & Long. 1 mm	
	Gating		or Lat. 0 mm & Long. 2 mm	or Lat. 20 mm & Long. 0 mm	
	Yes	Lat. 20 mm & Long. 5 mm (at least)			

た.これは、スメアリングが標的の横方向移動による飛程変化のみを抑制することに起因 すると考えられる.呼吸同期有りでは、無しの場合に満たされなかったいずれの条件でも 線量均一性が満たされた.すなわち、照射中の動き量が同じでも、同期することにより線 量均一性が向上することが示された.

Fig. 2 を RD₅₀ に対する CI の関係にプロットし直したものを Fig. 3 に示す. Fig. 3 を見る と,動き量,スメアリングの有無やその大きさによらず,同期有無の大きく 2 つの傾向に 集約された.均一性を満たす条件として呼吸同期無しではおよそ RD₅₀ \leq 2 mm となった.同 期有りでは RD₅₀が増加しても CI>93%となり,少なくとも試行した全条件で均一性を満た した.同期有りの場合,標的位置の確率分布が最呼気位置に集中することがその要因と考



Fig. 3. Relationships between RD_{50} and CI with and without gating. Dashed lines show the trends of the respective data sets.

えられる.ある程度の大きさの球であることから様々な飛程変化を持つ標的に対して,飛 程変化の中央値である RD50 が線量均一性に対して一定の傾向を示すことは,実臨床におい て有用な指標となることが期待される.その実証のため今後実臨床データに対して調べて いく必要がある.

4. 結論

標的内の飛程変化分布から得られる RD₅₀が線量均一性を評価する指標となり得ることが 示唆された.

本報告の内容は学術集会^[3]にて発表済である.

参考文献

- Tajiri S, Tashiro M, Mizukami T, et al. Margin estimation and disturbances of irradiation field in layer-stacking carbon-ion beams for respiratory moving targets. *J Radiat Res.* 2017;58: 840-848.
- [2] Tashiro M, Ishii T, Koya J, et al. Technical approach to individualized respiratory-gated carbon-ion therapy for mobile organs. *Radiol Phys Technol.* 2013;6:356-366.
- [3] Tashiro M, Yokoyama K, Torikoshi M. Evaluation of dose distributions for layer-stacking carbon-ion irradiation with respiratory motion in numerical phantom with spherical target. Jpn J Med Phys 38, Sup. 2018.

炭素線拡大ビーム法における照射野効果推定アルゴリズムの検証

Verification of Field Size Effect Estimation Algorithm for Broad Beam Method with Carbon Beam

松村 彰彦, 遊佐 顕, 取越 正己 Akihiko Matsumura, Ken Yusa, Masami Torikoshi

1. 背景·目的

群馬大学重粒子線医学研究センター(GHMC)では拡大ビーム法を用いてがん治療を行っている.モニター校正定数は予めビーム毎に測定を行い決定しているが,簡略化のために計算により校正定数を推定するアルゴリズムを開発してきた^[1,2].ここでは,照射野効果は double Gaussian のプロファイルを仮定したペンシルビーム法を用いて算出している.近年,スキャニング法においては, triple Gaussian を仮定した線量分布計算法が採用されている^[3].そこで,本研究では拡大ビーム法においても, triple Gaussian を用いた照射野効果の評価の精度について検証を行った.

2. 方法

測定は GHMC 治療室 B において, ピンポイント電離箱(PTW31014)と水ファントムで行っ た.電離箱はアイソセンタに設置し,拡大ブラッグピーク(SOBP)中心の深さになるよう 水深を調整した.これは臨床業務で行っている測定と同じセットアップである.今回は, 380 MeV/n, SOBP 幅 70 mm,照射野サイズ直径 110 mm の照射条件を用いた.スノート位 置と多葉コリメータの開口を変化させて照射野効果を測定した.ビームプロファイルは double Gaussian と triple Gaussian を仮定し,さらにスノート位置依存性の有無を考慮して 計 4 通りの計算方法で照射野効果のフィッティングパラメータを決定した.また,レンジ シフタ依存性も加味して,実際に測定された校正定数と比較した.

3. 結果・考察

Fig. 1 に得られた測定点と計算結果を示す.計算条件は,(A) triple Gaussian+スノート依存無,(B) double Gaussian+スノート依存無,(C) triple Gaussian+スノート依存有,(D) double Gaussian+スノート依存有,である. double Gaussian に比べ, triple Gaussian の方が照射野効果をより正確に再現できていることがわかる. さらに,共通のレンジシフタ依存性を用いて校正定数を算出し,同じ照射条件で実測されていた 259 件の測定結果との残差(計算結

果から測定結果を引いたもの)分布を求めた(Tab.1). Triple Gaussian と double Gaussian を 比較すると,前者の方が標準偏差(SD)が小さくなっている一方で,わずかながら平均値 のオフセットが大きくなった.これはフィッティングパラメータが増えたことにより,オ ーバーフィッティングとなり,真のプロファイルとの乖離が生じた可能性が示唆される. また,スノート位置依存性を考慮した方が最小値側のはずれ値が改善され,SDが若干改善 されたことが分かった.



Fig. 1. Estimated field size effects is shown as a function of the field size. Estimated conditions are (A) triple Gaussian w/o snout position dependence, (B) double Gaussian w/o snout position dependence, (C) triple Gaussian w/ snout position dependence, and (D) double Gaussian w/ snout position dependence.

 Table 1 Parameters of residual distribution between the estimated beam monitor calibration factor and measured one.

Condition	Mean [%]	SD [%]	Min [%]	Max [%]
(A)	0.32	0.42	-1.30	1.30
(B)	0.25	0.46	-1.53	1.24
(C)	0.39	0.40	-0.66	1.28
(D)	0.23	0.41	-0.84	1.15

4. 結論

重粒子線の拡大ビーム法における照射野効果の推定方法について、ビームプロファイルの形状やスノート位置を変化させた場合の影響を評価した.理論的には double Gaussian より triple Gaussian の方が実際のプロファイルに近いと考えられるが、後者を仮定した場合にオフセットがやや大きくなった.本研究では位置によらず同一のプロファイルを仮定して

いるが,拡大ビーム法においてはフルエンスやフラグメントの量が位置によって変化する ことが想定される.そのため,解析的なモデルやモンテカルロシミュレーション等で制約 条件をきちんと決定する必要があると考えられる.

5. 謝辞

本研究を推進するにあたり、多くのご支援を頂いた GHMC スタッフおよび加速器運転員 に深く感謝申し上げます.

参考文献

- Matsumura A, Kanai T, Ken Y: Evaluation of the snout position effect on monitor output for the carbon ion therapy. The proceedings of 7th Korea-Japan Joint Meeting on Medical Physics, 66. 2014.
- [2] Matsumura A, Yusa K, Kanai T, et al. Evaluation of an empirical monitor output estimation in carbon ion radiotherapy. *Med Phys.* 2015;42:5188-5194.
- [3] Inaniwa T, Kanematsu N. A trichrome beam model for biological dose calculation in scanned carbon-ion radiotherapy treatment planning. *Phys Med Biol.* 2015;60:437-451.

I期肺がんの炭素線治療における日々及び治療中の変化に対する線 量分布の予測法

Predicting dose distribution with replacing stopping power ratio for inter- and intra-fractional motion during carbon ion radiotherapy with passive irradiation method for stage I lung cancer

> 久保田 佳樹 Yoshiki Kubota

1. はじめに

粒子線,特に炭素線はブラッグピークのシャープなペナンブラの特徴により,正常組織 の線量を下げつつターゲットに線量を集中することが可能である.しかし,シャープな線 量分布はセンシティブであるため,腫瘍位置やその上流組織が変化した場合にはターゲッ トに対して十分な線量を投与できない場合がある.肺がんや肝臓がんなどは大きく腫瘍位 置が変化し^[1,2],それらの変化は線量分布に大きく影響を与える.そのため,安全に治療を 行うためには腫瘍位置の変化や上流組織の変化を確認すると必要がある.

腫瘍位置を確認するためには CT 画像撮影が必要であるが,治療室に CT が導入されてい る炭素線治療施設は少なく,CBCT では線量計算するには画質が十分でないという問題もあ る.

腫瘍位置を確認する方法としては金属マーカを使う方法や^[3,4],近年ではマーカレストラ ッキング法^[5,6]によってそれらの位置を確認することが可能となった.これらの位置の確認 は X 線画像上で行えるという利点があるが,CT 画像を用いていないため,線量計算は行う ことができない.

そこで我々は日々の変化や治療中の変化に対して腫瘍位置変動が分かっている時に線量 分布を予測する方法を提案する.本稿では,線量分布予測法のアルゴリズムと精度評価結 果について述べる.

2. 方法

2.1. 患者データ

評価に用いた患者は 2012 年から 2016 年に GHMC で I 期肺がんの炭素線治療を受けた 10 人の患者である.患者の詳細を Table 1 に示す.本研究は群馬大学医学部附属病院倫理審査

委員会で承認を得ている(番号: 15-111).

Tumor HU Lung HU Patient number Sex Age Patient position Tumor volume (ml) Mean SD Tumor SPR Mean SD Lung SPR 10.40 -257.6 282.0 -803.20.19 1 Μ 58 PR 0.78 178.2 240.2 F -113.6 0.94 -656.3185.1 0.34 2 56 SP 14.76 3 Μ 72 SP 9.76 -232.5305.2 0.81 -819.9207.5 0.18 M -204.7 231.2 0.84 -734.3 211.2 0.26 4 82 PR 1.71 5 F 48 -325.7299.3 0.69 -742.6 185.8 0.25 SP 11.18 6 Μ 89 PR 5.57 -534.3219.9 0.47 -751.3205.8 0.25 F 7 82 PR 5.35 -178.8233.8 0.88 -781.5220.9 0.21 8 М 68 SP 5.78 -313.2 293.4 0.71 -800.9 192.7 0.20 9 -702.972 PR 18.64 -51.0173.6 202.8 0.29 M 0.98 10 F 57 -214.8258.3 0.83 -673.8 0.32 PR 12.40 217.3 Median 70 10.08 -223.7249.3 0.82 -747.0204.3 0.25

Table 1 Patient characteristics and tumor and lung CT values. (文献[1]の Table 1 から転載)

HU, Hounsfield unit; PR, prone position; SD, standard deviation; SP, supine position; SPR, stopping power ratio.

2.2. 予測方法のアルゴリズム

本予測方法には治療計画 CT 画像と腫瘍位置移動量を用いる. アルゴリズムの流れを Fig. 1 に示す.予測線量分布(predict dose distribution; PDD)は腫瘍輪郭位置を肺の平均阻止能比で, 腫瘍移動先輪郭位置を平均腫瘍で置換し,線量計算を行うことで計算する. 平均阻止能比 は MIM maestro (MIM software)上でそれぞれの輪郭の平均 CT 値を求め,その CT 値から CT-SP Table により阻止能比に変換することで求める. それぞれの平均阻止能比は Table 1 に 示す.本提案法の評価を行うために, actual dose distribution (ADD)を計算する. ADD には, 別日に撮影された CT 画像や 4DCT 画像上で線量計算することにより求まる.

2.3. 評価方法

本提案手法の評価には、PDD と ADD の DVH パラメータを用いた.使用した DVH パラ メータは PTV と CTV の V95 である.ターゲットのカバレージを評価する際には,通常 CTV を用いるが、今回はより大きな変化を評価するため、PTV も合わせて使用した.評価に使 用した CT 画像は、4DCT 画像の Gate-in, Exhalation, Gate-out, Inhalation 及び別日に撮影し た確認 CT である.確認 CT 上では骨照合時と腫瘍照合時についてそれぞれ計算した.また、 ターゲットカバレージ低下と本提案手法の誤差の相関、腫瘍移動量と本提案手法の誤差の 相関を評価するため、それぞれの相関係数 R を計算した.腫瘍変位量はΔD、ターゲットカ バレージは下記の式(1)を用いた.

$$\Delta C = 100 - V_{95}$$

(1)


Fig. 1. Flowchart of the proposed prediction method and sample imaging. (a-d) Treatment planning computed tomography (TPCT). (e) Four-dimensional computed tomography. (b) Prediction dose distribution of the treatment plan. (d) PDD of the inhalation phase. (e) Actual dose distribution (ADD) of the inhalation phase. (文献[1]の **Fig. 1** から転載)

3. 結果

DVH パラメータの結果を Table 1 に示す. 4DCT のゲーティング内(Gate-in, Exhalation, Gate-out)の PTV/CTV V95 の最大平均誤差は-0.43%, Inhalation phase を含むと-0.63%であり, 有意な差は見られなかった. 日々の変化を含むと骨照合で平均 2.9%の誤差があったが, 有意な差は見られなかった. 腫瘍照合では平均で 0.37%の誤差であった. 腫瘍変位量, ターゲットカバレージと提案手法の誤差の相関グラフを Fig. 2 に示す.

	V ₉₅			
	PDD (%)	ADD (%)	Error (%)	P-value
PTV				
Treatment plan	96.75 ± 3.79	96.70 ± 4.00	0.19 ± 0.69	0.778
Intra-motion				
Gate-in	93.74 ± 4.74	93.79 ± 5.53	0.12 ± 1.04	0.901
Exhalation	95.13 ± 4.76	95.09 ± 4.90	0.55 ± 1.59	0.903
Gate-out	91.83 ± 6.65	92.25 ± 6.70	-1.23 ± 2.98	0.541
Inhalation	80.51 ± 11.65	81.15 ± 12.68	-1.13 ± 4.08	0.571
Inter-motion				
BM	87.31 ± 12.06	85.10 ± 18.85	2.80 ± 7.33	0.387
TM	94.94 ± 4.33	94.78 ± 5.08	0.37 ± 3.63	0.886
CTV				
Treatment plan	99.97 ± 0.08	99.95 ± 0.16	0.02 ± 0.08	0.327
Intra-motion				
Gate-in	99.87 ± 0.41	99.80 ± 0.64	0.07 ± 0.23	0.327
Exhalation	99.96 ± 0.10	99.97 ± 0.08	0.00 ± 0.10	0.500
Gate-out	99.79 ± 0.60	99.66 ± 1.09	-0.39 ± 1.78	0.500
Inhalation	93.96 ± 7.69	93.88 ± 9.90	-0.50 ± 4.46	0.297
Inter-motion				
BM	94.54 ± 9.35	91.65 ± 16.40	2.97 ± 7.17	0.155
TM	99.82 ± 0.40	99.36 ± 1.57	0.46 ± 1.19	0.173

Table 2 Dose volume histogram parameters of the predicted and actual dose distributions for intra-fractional motion and inter-fractional motion. The numbers in the PDD and ADD show average ± standard deviation in 10 patients. (文献[1]の **Table 4**の V95の結果を転載)

PTV, planning target volume; CTV, clinical target volume; V95, more than 95% of the prescribed dose; PDD, predicted dose distribution; ADD, actual dose distribution; BM, bone structural matching; TM tumor structural matching.

None of the DVH parameters showed significant differences between the PDD and ADD.



Fig. 2. Graphs of the correlations between (a) tumor coverage index and the errors, (b) tumor displacement and the errors, (c) tumor displacement and tumor coverage index. The circles show intra-motion points and the squares show inter-motion points. (文献[1]の **Fig. 2**(a-c)を転載)

4. 考察

本稿では日々の変化、治療中の変化を考慮した線量分布予測法を提案し、評価した.4DCT のゲーティング内の PTV V95 の最大平均誤差は-0.43%であったように、ゲーティング内で の線量予測精度は高い. 呼吸性の変化によりろっ骨などの位置は多少動いたとしても水等 価距離の変化は小さいため、線量分布に与える影響は小さいためだと考えられる.また、 Table 1 より、肺の阻止能比は低いことから、それらの変化が線量分布に与える影響は小さ いため予測精度が高かったと考えられる.これらの結果と比較して、日々の変化を考慮し た画像上の PTV V95 の線量予測平均誤差は、骨照合で 2.2%であり、最大誤差 22.6%であっ た(Fig. 2 参照). 誤差が大きい原因は二つ考えられる.まず一つ目に、日々の変化によって 腫瘍上流部分の水等価距離が大きく変化したためであると考えられる.呼吸性移動ではせ いぜい肋骨の小さな移動のみであるが、日々の変化では、例えば上流の筋肉部分などの厚 さが変化することによって水等価距離が大きく変化し、結果として線量分布に大きな影響 を与える.二つ目に、誤差が大きい結果となった症例はもともと腫瘍変位量が大きく、カ バレージが低い部分であったためだと考えられる.カバレージが低い部分は線量分布の急 峻な部分となっているため、誤差は大きくなりやすい部位であることが言える.

本方法では、肺と腫瘍領域をそれぞれの平均阻止能比で置換している. Table 1 より、患 者ごとの肺の阻止能比は 0.18 から 0.34 の範囲と、森氏の報告である 0.23 から 0.34 に近い 結果となっている^[5].実際の肺や腫瘍は不均質であるが、今回の結果より、線量計算上はそ れらの領域を均質なものであると考えて問題ないだろう.ただし、患者ごとの腫瘍の阻止 能比の範囲は 0.47 から 0.98 と大きな差があるので、腫瘍阻止能比の置換に関しては患者ご とに測定した値を使用する必要があるだろう.

Fig.2より、本提案方法はカバレージが低いほど、腫瘍移動量が大きいほど予測精度は低下している.カバレージが低い症例や腫瘍移動量が大きい症例で本方法を使用する場合は

注意が必要である.

今回の解析はあくまで10症例肺がん患者のデータを使用した結果であるので、全ての症 例で本結果が適応できるとは考えにくい、そのため、本提案方法の精度を更に高めるため には更なる解析が必要であろう.

5. まとめ

我々はI期肺がんの炭素線治療において、日々の変化や治療中の変化を考慮した線量分布 の予測法を提案し、その精度を評価した.精度は5種類のCTデータセットを用いて行い、 提案手法は線量分布を予測することが可能であることが示された.今後は肝臓がんなど、 他の部位で本方法を評価したい.

謝 辞

本研究を推進するにあたり,多くのご支援を頂いた加速器エンジニアリングの円谷遼氏, 宮部拓氏,塚本篤氏,遠藤貞晴氏に深く感謝申し上げます.

参考文献

- Kubota Y, Sakai M, Tashiro M, et al. Technical Note: Predicting dose distribution with replacing stopping power ratio for inter-fractional motion and intra-fractional motion during carbon ion radiothrapy for I lung cancer. *Med Phys.* 2018;45:3435-3441.
- [2] Irie D, Saitoh JI, Shirai K, et al. Verification of dose distribution in carbon ion radiation therapy for stage I lung cancer. *Int J Radiat Oncol Biol Phys.* 2016;96:1117–1123.
- [3] Sakai M, Kubota Y, Saitoh JI, et al. Robustness of patient positioning for interfractional error in carbon ion radiotherapy for stage I lung cancer: bone matching versus tumor matching. *Radiother Oncol.* 2018;129:95-100.
- [4] Abe S, Kubota Y, Shibuya K, et al. Fiducial marker matching versus vertebral body matching. Dosimetric impact of patient positioning in carbon ion radiotherapy for primary hepatic cancer. *Phys Med.* 2017;33:114–120.
- [5] Mori S, Lu HM, Wolfgang JA, et al. Effects of interfractional anatomical changes on water-equivalent path length in charged-particle radiotherapy of lung cancer. J Radiat Res. 2009;50:513–519.

OS-EM によるコンプトンカメラ画像再構成の高速化

Speed up Compton Imaging with OS-EM

酒井 真理 Makoto Sakai

1. はじめに

群馬大学ではコンプトンカメラを医療応用すべく開発を進めてきた^[1]. コンプトンカメラ の技術は宇宙観測の分野で発展し,震災以降は環境測定用としても応用が進められてきた. 医療分野ではこれらの利用と異なり,測定対象がカメラ近傍に有り放射能も高いことから より多くのコンプトンイベントを画像再構成に用いることができる.また医療画像には高 い空間分解能の画像を求められることから,必然的に再構成画像は高画素数となる.

コンプトンカメラの画像再構成には List Mode Maximum Likelihood Expectation Maximization (LM-ML-EM)法が主に使用されている^[2]. ML-EM は最も一般的な統計的逐次 近似画像再構成法の1つである.逐次近似手法には代数的な手法と統計的な手法があるが, 医療用画像では被曝低減や撮影時観覧祝などのために,比較的統計的大きな誤差を残した データ取得となることが多く,統計的な逐次近似方が適しているとされている. そのため, PET や SPECT などの核医学分野で実用されている.

LM-ML-EM 法では下記の式を用いて繰り返し画像を更新し, 適切な画像を得ようとする.

$$\lambda_j^{k+1} = \frac{\lambda_j^k}{S_j} \sum_{i=1}^l \frac{t_{ij}}{\sum_m t_{im} \lambda_m^k}$$

ここで、 λ_j^k はk番目の画像に於ける画素jの画素値、 S_j は画素jの位置にある線源の検出効率、 t_{ij} はi番目のコンプトンイベントが画素jに有る線源から得られる確率を示している. 式(1)からも分かる通り、LM-ML-EM 法は計算量が多くイベント数や画素数の増加に伴い、 急速に計算時間が増加してしまう.

Ordered Subsets Expectation Maximization (OS-EM 法)では画像再構成に用いるデータをい くつかの subset 群に分割することにより再構成にかかる時間を短縮できる手法で有る^[3,4]. ML-EM 法では全てのデータを式(1)に代入し画像を更新するが, OS-EM 法では subset ごと に画像を更新させるため, ML-EM に比べ必要な繰り返し回数が減少し, 再構成にかかる時 間を大幅に短縮することができる. しかし, subset 数が増加すると, 1 つの subset 内のデー タ量が減少するために統計的な誤差が増加することになり, 画質を悪化させる可能性もあ る. そこで,本研究では List Mode Maximum Ordered Subsets Maximization (LM-OS-EM)法を 実装し, コンプトンイメージングに与える影響について,モンテカルロシミュレーション を用いて評価した.

2. 方法

2.1. コンプトンカメラ

コンプトンカメラは本学で研究開発に使用している Si/CdTe 半導体コンプトンカメラを モデル化したものを用いた(Fig. 1).1枚のSi検出器と4枚のCdTe検出器で構成されてお り、511 keVγ線に対する角度分解能は約4°である.その他の詳細は小高・武田・酒井ら の先行研究に記載されている^[1,2,3].コンプトンイベントとしてSiとCdTe1枚での相互作用 を起こしたデータを取得した(Si-CdTeイベント).2枚のCdTeでのコンプトンイベントや3 枚以上の検出器での相互作用が測定されたイベントは本研究では使用していない.



Fig. 1. Schematic image of the Compton camera.

2.2. 線源データ

本研究では2種類の線源データを用いた.1つ目は2つの点線源からなり,2つの線源の 距離を4,5,6,7 mm と変えることにより,空間分解能(2点分解能)の評価に使用した.イ ベント数は2点の合計で15603 イベントとした.2つ目は1つの Hot spot (HS)と2つの Cold spots (CS)を持つ楕円ファントムである(Fig.2). Hot spot (黄色)の線源強度はバックグラ ウンド領域(BG)(水色)の3.5 倍であり,そのほかの部分(cold spot を含む)は線源強度が 0とした.全体のイベント数は23648 とした.



Fig. 2. Digital elliptic phantom (activity distribution of the 2nd source). The activity of hot spot (yellow region) is 3.5 times larger than that of the background (cyan region). The activity of the other are (white regions) was zero. The broken circles expressed the regions which were calculated the average and standard deviation.

2.3.OS-EM

LM-ML-EM の画像再構成プログラムを元に LM-OS-EM アルゴリズムを実装した. 簡単に は UEP 法によりシステムマトリックスを計算し,イベントリストのイベント番号を元にイ ベントを 1~8 の subsets に分類した.

2.4. 画質評価手法

画質評価の指標として、空間分解能(2点分解能),RSS,ZNCC,定量性、均一性を用いた.空間分解能の評価には点線源の画像を用いた.空間分解能は2点の点線源位置を通る線上のプロファイルを取得し、二つのピークが確認できる最小距離とした.楕円ファントムを用いて残渣平方和(residual sum of squares, RSS),零平均正規化相互相関(Zero means Normalized Cross Correlation, ZNCC),定量性、均一性を評価した.RSSとZNCCの計算式は下記の通りである.

$$RSS = \sum (f_T - f_R)^2$$
$$ZNCC = \frac{\sum \sum (f_T \times f_R)}{\sqrt{\sum \sum ((f_T - \overline{f_T})^2) \times \sum \sum ((f_R - \overline{f_R})^2)}}$$

ここで、 f_{T} は正解画像の画素値、 f_{R} は再構成画像の画素値、 \overline{f}_{T} 、 \overline{f}_{R} はそれぞれ f_{T} 、 f_{R} の平均 値を示す.ただし、これらの評価を行う前に、画素値合計が1となるようにそれぞれの画 像を正規化してから評価を行った.定量性、均一性の評価には、それぞれHS,CS,BGの領 域内(Fig.2 における破線内)の画素値の平均、標準偏差を用いた.

3. 結果

Fig. 3 に点線源の再構成画像を示す. Subset 数に関わらず,いずれの画像においても2点 分解能は 5~6 mm となった.

Fig. 4 は楕円ファントムの再構成画像, **Fig. 5** はイタレーション回数ごとの計算時間, RSS および ZNCC, **Fig. 6** は HS, CS および BG 領域の平均値と標準偏差(STD)を表している.



Fig. 3. Reconstructed images of two point sources with 5 (upper) or 6 mm (lower) distance.



Fig. 4. Reconstructed image of the ellipsoid phantom with 1, 3, 10, or 30 iterations.



Fig. 5. Calculation time, RSS, or ZNCC of reconstructed images with 1, 2, 4, or 8 subsets were expressed against the number of iterations.



Fig. 5. Calculation time, RSS, or ZNCC of reconstructed images with 1, 2, 4, or 8 subsets were expressed against the number of iterations.

4. 考察

本研究の結果,空間分解能に対する OS-EM の subset 数の影響は確認されなかった. subset 数が増えるにつれ,1回あたりの繰り返しに要する時間は僅かに増加するものの,その増加 率は非常に僅かであり,問題とならないレベルである.

再構成された画像は繰り返し回数の増加と共に画素値が線源領域内に集約されていくが, 適切な繰り返し回数を超えると、ランダムノイズを強調するようになり、返って画質が低 下する.これはLM-ML-EM 法でも見られた傾向であり、LM-OS-EM 法ではこれが顕著に見 られた.この傾向を定量的に評価するため、RSS、ZNCC を評価した.繰り返し回数に対す る RSS や ZNCC の変化は、subset 数に応じて変化が早くなるもの、形状はほぼ同様の変化 を示していた.また、これら定量指標からも画質が一旦上昇したのちに低下に転じる傾向 が見られ、最適な繰り返し回数の存在が示された.最適値を示す繰り返し回数は RSS と ZNCC で異なり、RSS の方が小さくなっていた.RSS が低い画像は全体的な定量性が良く、 ZNCC が高い画像はより線源領域の形状を正確に表している.そのため、どのような目的で 画像を使用するかによって、最適な繰り返し回数が変わると考えられる.核医学において は注目領域の定量性が問題となることがある.そこで定量性および均一性の評価を行った. 正解画像における HS, CS, BG の値はそれぞれ 1.4×10⁴, 0, 4.8×10⁻⁵ である.HS の画素値平 均は RSS と同様の傾向が見られ、いったん正解画像に近づいたものの、その後低下した. 一方で、CS や BG は今回の計算範囲内では正しい値に単調に近づいて行っていた.均一性 を見ると、CS 領域では繰り返し回数の増加によって減少が見られたものの、平均値の低下 速度の方が早くなっていた.標準偏差/平均値をばらつきと考えると,全ての領域で増加傾向にあり,このことからも OS-EM がランダムノイズを強調する傾向が確認された.

一般的に最適な繰り返し回数は再構成に用いられるイベント数や画像の複雑さに依存す るが,正解が分からないデータにおいて,その最適値を推測することは非常に困難である. 今回評価を行った指標はいずれも subset 数にかかわらず同様の変化傾向を示し, subset 数の 増加に伴って変化の速度が速くなっていた. subset 数の増加によって画像再構成に要する時 間の短縮を図る事ができるものの,1回の繰り返し回数の差が大きな画質の差を生み,最適 な繰り返し回数が不明な状態ではどの画像を評価に用いるのかの判断を難しくするものと 考えられる.ランダムノイズの強調を抑制しながら画像を更新するようなフィルターを加 える必要が有ると考えられる.

5. まとめ

LM-OS-EM によるコンプトン画像再構成を実装し,画質の評価を行った. OS-EM アルゴ リズムを用いることにより,画像再構成に要する時間を大幅に短縮できることが確認され た.一方,OS-EM アルゴリズムでは1回の繰り返しに伴う画質の変化が大きく,ランダム ノイズの強調も早くなることから,最適な繰り返し回数を画像から推察することも困難に なっていた. 今後はランダムノイズを抑えるフィルターを加えた画像再構成を検討する予 定である.

参考文献

- Sakai M, Yamaguchi M, Nagao Y, et al. In vivo simultaneous imaging with 99mTc and 18F using a Compton camera. *Phys Med Biol.* 2018;63(20):205006.
- [2] Wilderman SJ, Clinthorne NH, Fessler JA, et al. List-mode maximum likelihood reconstruction of Compton scatter camera images in nuclear medicine. IEEE Nuclear Science Symp. Conf. 1998:1082-3654
- [3] Hudson HM, Larkin RS. Accelerated image reconstruction using ordered subsets of projection data. *IEEE Trans Med Imaging*. 1994;13(4):601-9.
- [4] Odaka H, Ichinohe Y, Takeda S, et al. High-resolution Compton cameras based on Si/CdTe double-sided strip detectors. NIM-A. 2012;695(11):179-183
- [5] Takeda S, Aono H, Okuyama S, et al. Experimental Results of the Gamma-Ray Imaging Capability With a Si/CdTe Semiconductor Compton Camera. *IEEE TNS*. 2009;56(3):783-790

「過去問で学ぶ医学物理士試験対策」の利用者に対する調査

Analysis of the Users of the Test-Preparation Web-Site for Medical Physicist

酒井 真理 Makoto Sakai

1. はじめに

本邦において医学物理士となるためには医学物理士認定機構の試験に合格する必要がある.認定試験は内容が物理学・生物学・医学と広範に及び,臨床的な知識も要求される. 一方で,その教科書とできるものが少なく,試験全体をカバーできる講習会も東京での開 催に限られている.

群馬県及び群馬大学は「群馬がん治療技術地域活性化総合特区」の中で医学物理士の養成を掲げており,独自の勉強会も開催してきた.より簡便でユビキタスな学習の機会が必要と考え,2017年7月1日,認定試験過去問を使用した学習用WEBサイト「過去問で学ぶ医学物理士試験対策」(http://sakai-m.showa.gunma-u.ac.jp/)を作成・公開した.

本WEBページでの過去問および解答解説案の公開については医学物理士認定機構との間 で利用許諾契約書を交わして本年度の公開を承諾いただき、サイトの利用については登録 制とした.

今後のWEBページ運用を継続する必要性やその際の課題についての基礎資料とするため、 登録情報やアンケート、アクセス解析の結果をもとに利用者情報や利用状況について調査 した.

2. 調査方法

本サイトの利用登録時に伺っている所属機関や職種,および google analytics を用いたア クセス解析の結果を集計した. さらに,2017 年度の試験前日までに利用者登録した 285 名 に対して,2/14 にメールにてアンケート依頼文を送付した. WEB 上での回答を基本として 依頼し,PDF での回答も受け付けた. ID 記名式で下記項目のアンケートを行った. 締め切 りは2週間後の2/28 とした.

・ID (必須)・アカウントの継続希望 (必須)・職種・取得済み関連資格

- ・勉強環境・受験の有無・合否・サイトを知ったきっかけ・主なアクセス方法
- ・利用頻度・満足度・改善点/要望等

アンケートは168名から回答をいただいた.登録 ID と利用継続の希望のみを必須とした が、回答いただいた全ての方が他の項目についても回答を下さった.ただし、一部に未記 入の項目もあり,項目ごとに回答数は若干の違いがある.

3. 結果

3.1. 利用登録情報の集計結果

3.1.1. 利用登録人数

利用登録人数の推移を Fig. 1 に示す. 7/6 に利用契約が締結され, 7/7 に WEB ページを公開した. その後,重粒子線医学研究センターの WEB ページ等で告知した. 7/24 に医学物理 学会の会員向けメーリングリスト「Jsmp-hiroba」を用いて告知したところ,多くの利用申請 が有った. 2017 年度医学物理士認定試験の試験日(10/7)までの登録者数は 285 名となっ た. その後も 5 人/週程度のペースで利用登録者数が増加し, 2018/9/13 時点で 533 人の方が 利用登録されていた.



Fig. 1. Number of the users

3.1.2. 職種

登録時の情報をもとに、利用者の職種を医療職・学生・教員/研究職・民間企業の4項目 に分類した。利用者からの申請時には職種を自由に記載いただいているため、当方で適宜 分類した(例えば医療職には診療放射線技師や医師、医学物理士が含まれている). 医療職 が最も多く、またその多くは診療放射線技師であった.ついで学生が多く約2割に達した. ただし、Kadoya らの報告^[1,2]を考慮すると、学生の多くも診療放射線技師資格者の可能性が 高い.一方、教員/研究職の割合は6%にとどまっていた



Fig. 2. 利用者の職種

3.2. アクセス解析結果

3.2.1. アクセス数

8/15 に Google Analytics に登録し, アクセス解析を開始した.登録以降の週別アクセス数(セッション数)の推移を Fig. 3 に示す. 試験日前日まではアクセス数が徐々に増加した. 試験後のアクセス数は試験前に比べると大幅に減少していたが,1日に数十件のアクセスが続いていた. また曜日/時間別のアクセス数を Fig. 4 に示す. 曜日・時間別にみると平日の出勤時刻や昼休憩,退勤後にあたる様な時間にアクセスが多くなっていた. (Fig. 4).



Fig. 3. アクセス数の週別推移



Fig. 4. 曜日/時間別クセス数

3.2.2. 利用端末

アクセス端末は PC と mobile が同程度であった(Fig. 5 左) . アクセス元の地域別割合 を見ると都市部からのアクセスが多くなっていた(Fig. 5 右) .



Fig. 5. 利用端末(左)とアクセス地域(右)

3.3.アンケート解析結果

3.3.1.試験の合否及び利用継続の希望

112 名の方が認定試験を受験しており,合格者は 38 名であった(合格率 34%).本 WEB サイト利用者の合格率は全体の合格率と同程度であった.回答者の内 155/168 名が継続を希 望すると回答した.ただし,継続を希望しないとした 13 名は全て今年度の試験で合格して いた.

3.3.2.取得済み資格

取得済みの資格について,複数回答可で伺ったところ,145名の方が診療放射線技師資格 を有していた(Table 1).また半数以上の方が主任者1種資格を取得され,また6割以上の 方が(診療放射線技師以外の)何らかの資格を有していた.

Qualification	No
Radiological technologist	145
Professional Radiotherapy technologist	14
Senior radiation protection supervisor	89
Junior radiation protection supervisor	5
Radiotherapy quality manger	9
Medical physicist	7
Other	6

Table 1 Acquired qualification

3.3.3.満足度

満足度については総合的な満足度,操作性・使いやすさ(操作性)・読みやすさ(可読性)・ 解説の質・解説の量の5項目について満足(5点)から不満(1点)までの5段階で評価を いただいた.総合的には高い満足度(4.5)となっているが,解説の質(3.8)や解説の量(3.6) には十分と言えない面があると思われる.



Fig. 6. Satisfaction level

4. 考察

利用登録者数は医学物理学会 ML での広報を行った直後に大幅に増加した. 医学物理学 会の会員の中に多くの受験者がいることが示唆される. また試験後にも登録者の増加が見 られ,次年度の受験に向けた利用も有るものと考えられる. 曜日/時間別のアクセス数をみ ると平日の出勤時刻や昼休憩,退勤後にあたる様な時間にアクセスが多くなっていた. (Fig 4).通勤時や休憩時等の隙間時間に利用いただいている可能性が高いと考えられるが,ア クセス端末としては PC の比率も高いことから,勤務先での利用も多いものと思われる. ア クセス地域は都市部で多くなっていた. これは診療施設数や人口が多いことが要因と思わ れるが, IP アドレス等の所在地登録が主に都市部となっているため,実態よりも都市部を 過大評価している可能性が有る.

複数回答可で取得済みの資格について伺ったところ,145名の方が診療放射線技師資格を 有しており,これは先行研究の結果に近い値となっていた^[3,4] (Table 1).6割以上の方が (診療放射線技師以外の)何らかの資格を有しており,資格取得に積極的な方が多いと考 えられた.しかし勉強環境について自由記述で伺ったところ,身近に医学物理士(有資格 者)がいると回答した方66名,受験仲間や勉強会仲間などがいると答えた方19名に対し, 指導者や仲間がいないと答えた方も55名に上っており,試験勉強の環境が整っていない方 も多い実態が確認された.

満足度についてのアンケート結果からはおおむね良好な返答をいただけているが, ID の みとはいえ記名式のアンケートである点や,比較的満足度の高い方ほどアンケート回答率 が高くなると考えられることから,解釈には注意が必要である.

本結果は単年度のデータ解析であり、受験者や合格者の傾向を十分に把握するには至っ ていない.しかし、受験者の多くが診療放射線技師であることや、医学物理について学ぶ 環境が整っていない方も多いことなどが確認された.通勤時等に利用されている可能性も あり、スマートフォンから利用できる様にしているメリットが生かされているものと思われる. 想定以上に多くの方に利用いただけているものの、アンケートの結果からは解説の 質・量ともに増強していく必要性が示されている.より多くの方からのフィードバックを お願いし、改善に繋げていきたいと考えている.

5. まとめ

想定以上に多くの方に利用いただけているものの,アンケートの結果からは解説の質・ 量ともに増強していく必要性が示されている.

謝辞

本 WEB サイトの公開には,医学物理士認定機構から過去問の掲載の許可をいただきました. ご厚意に感謝いたします.またアンケートにご回答いただいた皆様,サイト上のミスをご指摘い ただいた皆様に,この場を借りてお礼申し上げます.

参考文献

- Kadoya N, Karasawa K, Sumida I, et al. The current status of education and career paths of students after completion of medical physicist programs in Japan: a survey by the Japanese Board for Medical Physicist Qualification. *Radiol Phys Technol* 2015;8:278–85.
- [2] Kadoya N, Karasawa K, Sumida I, et al. Educational outcomes of a medical physicist program over the past 10 years in Japan. J Radiat Res. 2017;58(5):669–674.
- [3] Kron T, Cheung KY, Dai J, et al. Medical physics aspects of cancer care in the Asia Pacific region. *Biomed Imaging Interv J.* 2008;4(3):e33.
- [4] Kron T, Azhari HA, Voon EO, et al. Medical physics aspects of cancer care in the Asia Pacific region: 2011 survey results. *Biomed Imaging Interv J*. 2012;8(2):e10.

博士論文要旨

カーボンビームを用いた定位放射線手術の開発(カーボンナイフ)

Development of Stereotactic Radiosurgery Using Carbon Beams (Carbon-Knife)

Mintra Keawsamur

炭素線治療は、これまで大きなターゲットに対する治療に向けて技術開発されてきた. 一方で、小さい患部を鋭い線量分布で治療する考えもあり、重粒子線医学研究センターに おける開発の柱の一つとなっている.本研究はその一環として、細い炭素線を用いて小さ い照射野を形成して、ガンマナイフの様な定位放射線手術を可能とするための基礎研究で ある.研究では核子当たり 290MeV の半値幅 5.3mm の細い炭素線ビームを走査して、3 mm ×3 mm、5 mm×5 mm、10 mm×10 mmの照射野を形成した.その際のビームの広がり等の特性を 詳細に調査し、定位炭素線治療として使用可能なビーム形成を試みた.

炭素線ビームの特徴は、物質内の深部で線量を集中する事であり、その線量の集中を ブラッグピークと呼んでいる.また,患部の大きさに合わせてブラッグピークを深さ方向 に広げた線量集中領域をスプレッドアウトブラッグピーク(SOBP)と呼んでいる.また, 炭素線ビームは X 線や陽子線に比べて物質を通過する際に散乱されにくく、ビームの広が り(ペナンブラ)を小さく抑えることが出来る.これにより患部の周辺の正常組織への不 要な線量を下げることが可能となる.本研究では,SOBPを形成すると共にペナンブラを小 さくするために、現実的な方法としてそれぞれリッジフィルターとコリメータをビーム経 路中に挿入した. しかしリッジフィルターとコリメータの挿入はペナンブラや SOBP の線 量分布形状に強く影響することが予想された.研究では大きさ10mm以下の照射野の線量分 布を定量的に精密に測ることを基本として、様々な厚さのリッジフィルターがペナンブラ に与える影響, SOBP とペナンブラの相関を定量的に評価した. その際に既存の線量計によ り、線量分布を精密・正確に測定する方法を考案した.これらの測定から、標的上流にあ る物質(吸収体)の厚さと標的におけるビームのペナンブラとの相関を定量的に求めた. また、生体等価物質を用いて体内でのペナンブラの変化は小さいことを明らかにした、コ リメータは不要なビームを削ることが役割であるが、コリメータ中での散乱は避けること が出来ない.これに対して厚い(真鍮製 8cm 厚)コリメータを用いることにより,SOBP 領域における線量の一様性が保たれることを確認した.

従来,炭素線治療は大きな病巣を治療することに特化して技術開発が行われてきた. しかし,脳の神経病変を代表とするような微小な病変への炭素線の適用は,従来のがん治療と同様に,効果的で良好な治療効果を持つと考えられる.

[1] Keawsamur M, Matsumura A, Souda H, et al. Development of stereotactic radiosurgery using carbon beams (carbon-knife). *Phys Med Biol*. 2018;63(4):045024.

初期ステージ非小細胞肺がんに対する1分割照射炭素線治療の腫瘍 制御確率の解析

Tumor control probability analysis for single fraction carbon ion radiotherapy or early-stage non-small cell lung cancer

Athena Evalour Simbahon Paz

重粒子線がん治療は、線量分布の限局性が良いことや治療効果が X 線治療に比べて高い ことから、標的周辺の正常組織への線量を抑えて腫瘍細胞にのみ集中的に線量を投与でき、 副作用を低減ができる、また X 線治療で問題となる酸素濃度による治療効果への影響が小 さく、大きな放射線抵抗性のがんにも有効に治療が可能である等、様々な特徴を持つ.ま たこのような特徴から、治療分割回数を減らすことが可能であり、本学では肺や肝臓がん では4回治療が実施されている.

今後,重粒子線治療では様々ながん治療が保険適用されることが予想され、より多くの 患者に対応する必要が生ずると共に、短期治療・早期社会復帰が強く求められると考えら れる.このような状況に対して、小分割治療の重要性がより増してくるものと思われる.

現在の治療線量確定に向けたシステムは,重粒子線の生物学的効果比(RBE)は SOBP 中心の深さと線量にのみ依存すると想定されており,分割回数には依存しないことが前提 である.しかし,放射線医学総合研究所の第1期の非小細胞肺がん(NSCLC)に対する治 療では,1回分割治療の局所制御率が他のより多分割治療に比較して低いことが分かってい た.

今回の研究では、放医研の第1期NSCLCの重粒子線がん治療結果データに対して、従来のLinear-Quadratic (LQ) モデルに対してUniversal Survival Cureve (USC) モデルを新たに用いた TCP 解析を行い、一回分割の短期治療における処方線量をより正確に予想することを可能とした. USC モデルは X 線治療で大線量領域に対応できるように LQ モデルを改良したものであり、放医研の18分割、9分割、4分割、1分割治療のデータに対して両モデルを用いた精緻な TPC 解析を行った. その結果、短期治療になる程、LQ モデルと USC モデルによる予想線量に差が大きくなることを見出した. 特に、1分割治療が他分割治療に比べて低い治療成績であることが、LQ モデルを用いた場合のモデル予想線量が低いことと矛盾しないことを見出した. 同時に USC モデルによる予想線量は LQ モデルに比べ 1.4 倍高い線量となっており、その結果は線量増加試験結果と矛盾しないものであった.

 Paz AE, Yamamoto N, Sakama M, et al. Tumor Control Probability Analysis for Single-Fraction Carbon-Ion Radiation Therapy of Early-Stage Non-small Cell Lung Cancer. Int J Radiat Oncol Biol Phys. 2018;S0360-3016(18)33466-7.

炭素イオン線治療において照射毎の動きを考慮した確率線量分布は ターゲットのカバーの若干減少と直腸線量が減少することを示す

Probabilistic dose distribution from interfractional motion in carbon ion radiation therapy for prostate cancer shows rectum sparing with moderate target coverage degradation

Daniel Bridges

炭素線による前立腺治療は、X線治療に比べて直腸障害が少なく、腫瘍制御率も高い結果 が得られており、これからの治療法の一つであることが期待されている. 群馬大学では、 炭素線治療は16回(現在は12回)の分割照射で治療が行われており、毎回の位置合わせ は、骨を治療計画時と合わせること(骨合わせ)で行われている. 治療計画では、臓器の 動きは考慮していない. 一方で、前立腺は分割照射間で様々な条件により移動しているこ とが多数報告されている. このように、照射毎に骨合わせを行ったとしても前立腺やリス ク臓器(OAR)である直腸は動いていることが予想される. しかし、実績として炭素線治 療は直腸障害が少なく腫瘍も消失している確率が高い治療法になっている.

なぜ前立腺が(最大 10mm も)動いても障害が少なく腫瘍が消失する治療法になってい るのかの解析がこの論文の目的である. 群馬大学病院の前立腺の X 線治療では、骨合わせ による位置決めの後, コーンビーム CT によって前立腺合わせをしている. 両者の位置決め 結果の差が前立腺の移動量を示していると考えて良い. そこで, このX線のデータを基に, 前立腺の同様の動きが炭素線の治療時にも起きていると仮定した.前立腺の動きはガウス 分布で近似した確率分布を用いて推測した.炭素線治療では骨合わせによる位置決めをし ているので、ビームが骨を通過する位置は前立腺が動いたとしても再現していると考えら れる. すなわち, 軟組織中の線量分布は治療計画時に想定していた治療線量分布が再現し, 前立腺は軟組織中で動いていると考えてよい。前立腺周囲の治療線量分布の評価に当たっ ては、前立腺を動かすのではなく、動きを考慮しない炭素線の固定線量分布を確率分布に 従って逆に動かした. このように得られた線量分布を「ぼかされた線量分布 (blurred dose)」 として,改めて PTV,CTV,直腸 OAR の DVH を計算した.動きを考慮した確率的線量分布 では, DVH は PTV, CTV ともに固定線量分布より低く, また, 直腸に対して低い値を示し, 直腸障害が少ないことを裏付けるものと考えることが出来る.これらの結果から,腫瘍の 領域はもっと小さい可能性があること,また,より少数分割では16分割で行った統計的処 理が難しくなり, in-room CT 等の治療時の正確な位置決めが必要となるとの結論を得た.

 Bridges D, Kawamura H, Kanai T. Probabilistic dose distribution from interfractional motion in carbon ion radiation therapy for prostate cancer shows rectum sparing with moderate target coverage degradation. *PLoS One*. 2018;13(8):e0203289.

修士論文要旨

Deep Learning を用いた患者位置決め高精度化のための高画質 DRR 画像生成に関する研究

Development of generating high-quality images for patient positioning in carbon-ion radiotherapy

早山 幸憲 (Yukinori Hayama)

1. 研究目的

重粒子線治療における患者位置合わせとは、照射直前に患者をビーム照射位置に合わせ る作業である.この作業には治療計画時の CT 画像からシミュレートして生成された画像 (DRR 画像)と、照射直前に撮影された DR 画像を用いる.しかし、DRR 画像は DR 画像と 比較すると低画質かつ低鮮鋭度であるため DR 画像と見え方が異なる場合があり、患者位置 合わせは難易度の高い作業となっている.現在は放射線技師の手動調整によって対応して いるが、技術や経験の差から人による精度のばらつきが生じる原因となる.そこで本研究 では患者位置合わせの精度向上に向け、Deep Learning の技術によって従来の DRR 画像から 高精度化した画像を作成することを目的とした.

2. 研究方法

画像の学習と生成を行うモデルは Deep Learning による画像生成モデルのフレームワーク として知られている「pix2pix」を基に作成した.モデルは入力画像を教師画像に近づけて 出力するような学習を行うため、本研究では教師画像を DR 画像,入力画像を DRR 画像と した.画像は過去の重粒子線治療で使用した患者データから収集して使用した.モデルの 学習後は、新たな入力による出力画像-教師画像間の類似度から生成画像の精度を評価し た.この際,類似度指標として差分二乗和(SSD)と相互相関(ZNCC)を用いた.

3. 結果と考察

学習画像 560 枚, テスト画像 40 枚として学習を行った結果, 生成画像-DR 画像間の SSD と ZNCC(平均値±標準偏差)はそれぞれ 40.24±17.47 と 0.920±0.023 であった. 学習前の DRR 画像-DR 画像間ではそれぞれ 3569±1120 と 0.916±0.022 であったことから,従来の DRR 画像よりも高精度化した画像が生成可能であることが明らかとなった. また,学習画 像枚数を増加させるにつれて精度が高くなるという検証結果が得られているため,より多 くの画像を収集し学習させることによってさらなる精度向上が見込まれる.

4. 結論

Deep Learning の技術を応用することにより従来の DRR 画像よりも高画質化し、見え方が DR 画像に近い画像を生成することが可能となる.これにより、画像間の見え方の違いによって患者位置合わせの精度のばらつきが生じるという問題を解消し、患者位置合わせ及び 重粒子線治療の精度向上が期待できる.

業績

論文

- Kubota Y, Sakai M, Tashiro M, Saitoh JI, Abe T, Ohno T, Nakano T. Technical Note: Predicting dose distribution with replacing stopping power ratio for inter-fractional motion and intra-fractional motion during carbon ion radiotherapy for I lung cancer. *Med Phys.* 2018;45:3435-3441.
- Bridges D, Kawamura H, Kanai T. Probabilistic dose distribution from interfractional motion in carbon ion radiation therapy for prostate cancer shows rectum sparing with moderate target coverage degradation. *PLoS One*. 2018;13(8):e0203289.
- Paz AE, Yamamoto N, Sakama M, Matsufuji N, Kanai T. Tumor Control Probability Analysis for Single-Fraction Carbon-Ion Radiation Therapy of Early-Stage Non-small Cell Lung Cancer. *Int J Radiat Oncol Biol Phys.* 2018;S0360-3016(18)33466-7.
- Sakai M, Kubota Y, Saitoh J, Irie D, Shirai K, Okada R, Torikoshi M, Ohno T, Nakano T. Robustness of patient positioning for inter-fractional error in carbon ion radiotherapy for stage I lung cancer: bone matching versus tumor matching. *Radiother Oncol.* 2018;129:95-100.
- Sakai M, Yamaguchi M, Nagao Y, Kawachi N, Kikuchi M, Torikai K, Kamiya T, Takeda S, Watanabe S, Takahashi T, Arakawa K, Nakano T. In vivo simultaneous imaging with 99mTc and 18F using a Compton camera. *Phys Med Biol.* 2018;63(20):205006.
- Sakai M, Parajuli RK, Kikuchi M, Yamaguchi M, Nagao Y, Kawachi N, Arakawa K, Nakano T. Effect of number of views on cross-sectional Compton imaging: A fundamental study with backprojection. *Phys Med.* 2018;56:1–9.
- Hirano Y, Kodaira S, Souda H, Matsumura A, Torikoshi M. Linear energy transfer (LET) spectra and survival fraction distribution based on the CR-39 plastic charged-particle detector in a spread-out Bragg peak irradiation by a 12C beam. *Phys Med Biol.* 2018;63:185006.
- Hada M, Ikeda H, Rhone JR, Beitman AJ, Plante I, Souda H, Yoshida Y, Held KD, Fujiwara K, Saganti PB, Takahashi A. Increased Chromosome Aberrations in Cells Exposed Simultaneously to Simulated Microgravity and Radiation. *Int J Mol Sci.* 2018;20:E43.
- Mizuno H, Fukumura A, Kanematsu N, Yonai S, Shirai T, Yusa K, Yanou T, Suga M, Mizota M, Minohara S, Kanai T, Kamada T. External dosimetry audit for quality assurance of carbon-ion radiation therapy clinical trials. *J Appl Clin Med Phys.* 2019;20(1):31-36.
- Parajuli RK, Sakai M, Kada W, Torikai K, Kikuchi M, Arakawa K, Torikoshi M, Nakano T. Annihilation gamma imaging for carbon ion beam range monitoring using Si/CdTe Compton camera. *Phys Med Biol.* 2019. In press.

- Nagao A, Yamazaki T, Torikoshi M, Sunaguchi N, Kanai T, Hayashi T, Suzuki K, Hoshi K, Sakurai H. Electron Density Measurement Using Multi-Energy X-Rays from a Conventional Laboratory X-Ray Source. *Applied Mechanics and Materials* 2019;888:83-88.
- 12. Li Y, Kubota Y, Tashiro M, Ohno T. Value of Three-Dimensional Imaging Systems for Image-guided Carbon Ion Radiotherapy. *Cancers*. 2019. In press.

学会発表

- 1. 酒井真理, Raj Kumar Parajuli, 菊地美貴子, 荒川和夫, 取越正己. Three-dimensional Y90 imaging with a commercial Compton camera. 第 117 回医学物理学会学術大会. Apr. 2018.
- Tashiro M, Souda H, Torikoshi M, Ohno T, Nakano T. Dose distribution reconstruction of fine carbon-ion beams for carbon-knife. 57th Annual Conference of the Particle Therapy Co-operative Group (PTCOG57). May. 2018.
- Yusa K, Ohno T, Okada N, Mizuno H, Minohara S, Kusano Y, Okimoto T, Suga M, Shioayama Y, Mizota M. A multi-institutional study of carbon-ion therapy for liver cancer in Japan: A dry run of treatment planning. 57th Annual Conference of the Particle Therapy Co-operative Group (PTCOG57). May. 2018.
- 想田光,友亮人,遊佐顕,田代睦,島田博文,松村彰彦,久保田佳樹,金井達明,取越正
 群馬大学重粒子線医学センターの現状報告.第15回日本加速器学会年会. Aug.
 2018.
- 5. 田代睦,横山耕平,取越正己. 球標的数値ファントムに対する呼吸性移動積層原体照射の線量分布評価,第116回日本医学物理学会学術大会. Sep. 2018.
- 6. 田代睦, 想田光, 取越正己. 逐次近似法を用いた微小炭素イオンビームの線量分布再構成, 第116回日本医学物理学会学術大会. Sep. 2018.
- 松村彰彦, 遊佐顕, 取越正己. Verification of Field Size Effect Estimation Algorithm for Broad Beam Method with Carbon Beam. 第116回日本医学物理学会学術大会. Sep. 2018.
- 8. 酒井真理, 取越正己. WEB ページ 「過去問で学ぶ医学物理士試験対策」の運用について. 第116回日本医学物理学会学術大会. Sep. 2018.
- 9. 酒井真理,久保田佳樹,河村英将,武者篤,水上達治,久保亘輝,岡崎祥平,宮坂勇 平,大野達也,中野隆史.肺がん重粒子線治療における位置決め手法の比較.第15回 日本粒子線治療臨床研究会.Oct. 2018.
- 10. 久保田佳樹, 加藤弘之, 渋谷圭, 柴慎太郎, 安部聖, 酒井真理, 湯浅大智, 津田和寿, 小 鹿野智昭, 大野達也, 中野隆史. 原発性肝臓がん炭素線治療における日ごと・治療中の

変化に対する合算線量の評価.日本放射線腫瘍学会第31回学術大会.Oct. 2018.

- Kubota Y, Katoh H, Shibuya K, Shiba S, Abe S, Sakai M, Yuasa D, Tsuda K, Ohno T, Nakano T. Accumulated Dose for Inter-fractional Anatomical Change in CIRT for Primary Hepatic Cancer. ISIT 2018. Nov. 2018.
- Li Yang, Y Kubota Y, Mizukami T, Saitho JI, Ohashi Y, Tsuda K, Ohno T, Nakano T. Accumulated Dose for Inter-fractional Anatomical Change in CIRT for Stage I Lung Cancer. ISIT 2018. Nov. 2018.
- Hayama Y, Kubota Y, Abe S, Souda S, Kawamura H, Torikoshi M, Ohno T, Nakano T. Development of Generating High-Quality Images for Patient Positioning in Carbon-Ion Radiotherapy. 2018. Nov. 2018.
- RK Parajuli, M Sakai, W Kada, K Torikai, M Kikuchi, K Arakawa, M Torikoshi, T Nakano. Annihilation Gamma Imaging for Carbon Ion Beam Range Monitoring using Si/CdTe Compton Camera. IEEE NSS/MIC. Nov. 2018.
- 15. 想田光,田代睦,姜裕錫,東郷春輝,緒方祐貴,齊藤優樹,小林毅範,前山拓哉,石川顕一,取越正己.ゲル線量計の重粒子線照射における LET 依存性. 第7回3次元ゲル線量計研究会. Nov. 2018.
- 16. 想田光. 医療用加速器施設における個人線量と火災・避難対策. 第6回加速器施設 安全シンポジウム. Jan. 2019 (シンポジウム).

研究費

- 田代睦. 複数体積分割照合法を用いた位置決め患者の治療照射影響評価に関する研究.
 科学研究費補助金 基盤 C. 研究代表者. 2018 年度~2020 年度.
- 2. 遊佐顕. モンテカルロ法を用いた炭素線治療シミュレーションシステムの開発. 科学 研究費補助金 基盤 C. 研究代表者. 2016 年度~2018 年度.
- 3. 松村彰彦, がん治療用炭素線の線質測定用半導体検出器の開発, 科学研究費補助金 若手研究, 研究代表者, 2018 年度~2021 年度
- 久保田佳樹, 酒井真理, 大野達也, 山口充孝. 炭素線治療における解剖学的変化に応じ たリアルタイム照射ビーム生成法の研究. 科学研究費補助金 基盤 C. 研究代表者. 2017 年度~2019 年度.
- 5. 酒井真理, コンプトンカメラを用いた体内 Y-90 の 3 次元イメージング, 科学研究費補助金 若手 B, 研究代表者, 2017 年度~2018 年度.
- ・鹿園直哉,酒井真理.炭素線治療における解剖学的変化に応じたリアルタイム照射ビ ーム生成法の研究.科学研究費補助金 挑戦的萌芽研究.研究分担者.2017 年度~2019 年度.
- 加田渉,酒井真理.放射線診断ならびに治療環境で利用可能な不均等被ばく向け線量 計素子・デバイスの開発.群馬大学(医理工生命医科学融合医療イノベーションプロジ ェクト).研究分担者.2018年度.
- 8. 早山幸憲. 平成 30 年度研究活動活性化プログラム. 2018 年度.

*業績は2018年4月1日から2019年2月28日までのものである

Appendix: Abstract

Clinical

Quality Assurance of irradiation system at 2019

Ken Yusa

Some annual quality assurance (QA) programs for the beam delivery system were conducted during the period from the end of 2018 to the beginning of 2019.

Usage Survey of Range Compensator at Gunma University Heavy Ion Medical Center

Akihiko Matsumura

The range compensator (RC) made of high density polyethylene (HDPE) is used to adjust the range of carbon ions to the target in patient body at Gunma University Heavy Ion Medical Center (GHMC). There are two types of RCs. One is fabricated by drilling the HDPE block and the other is fabricated by punching HDPE plates and stacking them. The latter one can be prepared in a relatively short period of time. Some kinds of heights of RC can be used to fit the target size in clinical practice. In this report, the result of usage survey of RC at GHMC in 2018 is summarized.

Treatment Planning and Quality Assurance in Carbon-ion Radiotherapy

Yoshiki Kubota

15

7

11

In 2018, 574 patients were treated at Gunma University Heavy Ion Medical Center (GHMC), and maximum patient number for one month was 69 in August. Total numbers of generated treatment plans, beams, and measurements were 794, 2322, and 3212, respectively. 273 of quality assurance measurements were performed using a pinpoint chamber and a water phantom, and 16 cases (5.9%) were exceeded tolerance (within 5% in spread-out bragg peak (SOBP)). All of the 16 cases were within the tolerance when the cases were measured again on the other point in the SOBP. The mean±standard deviation of ratio (measurement per calculation) was 1.007±0.015.

Operation Statistics of Heavy Ion Irradiation System

Hikaru Souda

19

Gunma University Heavy Ion Medical Center has operated a heavy ion treatment system consists of an ion source, linear accelerators, a synchrotron and irradiation systems for 9 years. Machine availability is around 99% for treatment operation after 2015, and around 98% for overall operation including experiments. Longest continuous downtime is 2 days caused by breakdown of tetrode amplifier. Downtimes more than 1 day has not been occurred since 2013. After 2016, most troubles are related to aging degradation and need more preventive maintenance. ECR ion source has been improved based on the result of experiments of test stand of ion source. Synchrotron operation was improved to save electric power consumption by using stand-by mode automatically.

Grasp and Analyze the Current Situation of Patient QA for IMRT

Makoto Sakai

25

In Gunma university hospital, about 250 treatment-plans were made for Intensity Modulated Radiation Therapy every year. Before the treatment, dosimetry assessment for patient specific quality assurance (QA) is conducted using ionization chamber and Delta4. The number of patients is increasing every year and the burden of QA is also increasing. It leads a risk of postponement. Thus, existing circumstances of QA measurement were investigated aiming for liability relief. In the last 33 months, about 700 treatment plans were made and 60% of them were plans for head and neck cancer. The error of ionization chamber measurements was small, and after the approximate correction of the output fluctuation, the average (\pm standard) deviation of the error were 0.0 (\pm 0.7). On the other hand, the results of the QA with Delta4, the effect of the output fluctuation was not observed, but the pass-rate was on a declining trend.

Development

Consideration of displacement transformation from orthogonal image to treatment couch axes coordinates for patient positioning system

Mutsumi Tashiro

33

At present patient positioning system in GHMC, displacement values of the treatment couch are obtained by the conversion from the displacements on orthogonal 2D X-ray images. However,

translations along the lateral and long directions are not corrected for the rotation angle. This becomes a problem in case of long translation distance with rotation angle such as displacement from bony structure to marker matching or patient couch shift for patch irradiation. In this repot, comprehensive 3D displacement transformation from orthogonal image to treatment couch axes coordinates is considered. In addition, conversion from the output of GHMC automatic patient positioning system (GAPPS) to orthogonal image coordinate is also described. GAPPS output is supposed to be converted and input into the upgraded patient positioning system where the couch displacement can be controlled from the GAPPS output values.

Operation, research and development status for CT system in treatment room B

Yoshiki Kubota

At Gunma University Heavy Ion Medical Center (GHMC), CT system in treatment room B started to operate from 1 April 2017. The CT system was used 297 times between 1 January and 28 December at 2018, and maximum number in one month was 57 in December. There were 22 failures of the CT system, and 7 times affected the treatment (stopped or delayed CT acquisition). Main purposes of the CT system were to confirm tumor position in liver or lung cancer case before the irradiation, to confirm inside of the patient when the patient condition changes largely, and to acquire for a clinical study (confirming reproducibilities of tumor position and dose distribution on daily CT images). For the clinical study, total 34 cases were finished to acquire daily CT images (21 January, 2019).

Introduction of automatic patient positioning system in GHMC

Yoshiki Kubota

42

38

At Gunma University Heavy Ion Medical Center (GHMC), patient positioning is manually performed by radiology technologists. To automate patient positioning, we have developed a system for calculating the patient displacement (GHMC Automatic Patient Positioning System; GAPPS). Our previous study showed that the GAPPS had an accuracy within 1mm for prostate cancer cases (mean and standard deviation of the error was 0.32 ± 0.21 mm), and head and neck cancer cases (0.49 ± 0.22 mm). In 2018, data transmission system between the GAPPS and the irradiation devices was developed. In the future, we start trials of the GAPPS from prostate cancer cases for the operation of automatic patient positioning.

Three Dimensional Compton Imaging using C-shaped arm

Raj Kumar Parajuli

48

Compton camera has wide range of medical applications because of its simultaneous imaging ability of multi-radionuclides within a wide energy range with high efficiency. Owing to the advantages of Compton camera, Gunma University is developing semiconductor-based Compton camera and various studies has been made to evaluate its performance in-terms of 2D and preliminary 3D imaging abilities. To revel the best use of Compton camera in real-time nuclear medical imaging system as such PET/SPECT, we have developed a high-precision C-arm that could hold Compton cameras and could rotate from -27.5° to 207.5° to develop sophisticated 3D images. 3D imaging performed on point sources using Compton camera mounted in C-arm demonstrated high usability of this system for in-vitro and in-vivo experiments. At this stage, our research team is fostering our immense effort to bring up this system efficient for in-vivo imaging in terms of performance and image resolution.

Research

Preceding Study for Development of Photon Counting CT

Masami Torikoshi

55

Quantitative photon counting CT has been developed under collaboration of Graduate School of Science and Technology, Heavy Ion Medical Research Center and Gunma Prefecture College of Heath Science. The final goal is to realize a CT system which quantitatively measures an electron density distribution of target at medical sites such as hospital and so on. The purpose of this development is to establish a method in which photon attenuation coefficient of several materials can be prove how quantitatively measured. The prototype of scanner is belonging to the first generation CT scanner, a CdTe crystal detector chilled with a Peltier device is used. A target is exposed on x-rays from a tungsten target X-ray tube of max 150kVp. The experiment is carried out in "Medicine, Science and Technology collaborating Laboratory" of Kiryu-Campus.

Dose distribution reconstruction of fine carbon-ion beams using iterative approximation Mutsumi Tashiro

60

Carbon-Knife with fine carbon-ion beams is expected to be an efficacious treatment for intracranial

cancerous and/or non-cancerous diseases with mm sizes, because of its physical advantages such as high LET Bragg peak and sharper lateral penumbra with extremely high dose rate. We have constructed a test port for fine carbon-ion beams with a 1 mm collimator at a scanning beam course in GHMC, and examined the beam formation. For application of such fine beams, dosimetry is quite essential but difficult because of the smaller beam size than the detectors. We propose a lateral dose derivation method for fine beams using iterative reconstruction. Dose-Area-Products were measured at a certain depth by scanning the diode detector on the lateral plane by 0.1 mm step. DAP is considered as projection data and lateral dose distribution is reconstructed from the DAP data. Reconstructed dose distributions approximately agreed with the Monte-Carlo simulations (PHITS).

Evaluation of dose distributions for layer-stacking carbon-ion irradiation with respiratory motion in numerical phantom with spherical target

Mutsumi Tashiro

63

For carbon-ion beam layer-stacking conformal irradiation with respiratory motion, the tolerances of the conditions to fulfill dose uniformity in a target are still not clear. Thus, it has not been applied to clinical practice at present. 2D physical dose measurement evaluations have been done in the past in our group. Here, clinical dose distribution evaluations were conducted for numerical phantom with various motion and planning conditions. The degradation of dose uniformity was considered to be due to the mismatch of the dose accumulation between layers. Therefore, a new metric indicating the variation of beam range in the target was proposed and examined its relationship with the dose uniformity. For the various conditions, the metric "range difference of 50% of CTV (RD50)" converged into two trends with and without gating. In cases without gating, RD50 < 2 mm (water equivalent) fulfilled the dose uniformity within 5% variation from the static condition.

Verification of Field Size Effect Estimation Algorithm for Broad Beam Method with

Carbon Beam

Akihiko Matsumura

67

A conventional broad beam method is applied to carbon ion radiotherapy at Gunma University Heavy Ion Medical Center. The physical dose per monitor output at the isocenter is determined by a measurement in clinical practice. An empirical method to estimate the physical dose using beam line parameters was developed to treat more patients efficiently. In this method, a field size effect is evaluated by the pencil-like beam algorithm under the assumption of the double Gaussian beam
profile. The accuracy of a field size effect estimation was evaluated by introducing the triple Gaussian beam profile in this report. It was found that the fitting result was slightly improved. On the other hand, the accuracy of the physical dose estimation was getting worse due to a possible overfitting.

Predicting dose distribution with replacing stopping power ratio for inter- and intrafractional motion during carbon ion radiotherapy with passive irradiation method for stage I lung cancer

Yoshiki Kubota

70

We developed and evaluated a simple method for predicting the effects of intra-fractional and/or inter-fractional motion on dose distribution during carbon ion radiotherapy (CIRT) for solitary-lesion stage I lung cancer. The proposed method uses computed tomography (CT) images from treatment planning and intra-tumoral and/or inter-tumoral displacement. The predicted dose distribution (PDD) was calculated by replacing the current tumor region with the stopping power ratio (SPR) of the lung and replacing the moved tumor region with the SPR of the tumor. Ten patients with solitary-lesion stage I lung cancer were retrospectively studied to evaluate the prediction method's accuracy. The maximum average errors for PTV V95 were –0.63% and 2.2% for intra- and inter-fractional motions, respectively. There were no significant differences for these parameters. It is feasible to use the proposed method to predict dose distribution with respect to intra- and/or inter-fractional motions in CIRT for solitary-lesion stage I lung cancer.

Speed up Compton Imaging with OS-EM

Makoto Sakai

76

A Compton camera is an imaging device of radio-source distribution without a mechanical collimator and Maximum-Likelihood Expectation-Maximization (ML-EM) are widely used to reconstruct Compton images. Unfortunately, ML-EM requires quite a long time in computation. Ordered-Subset Expectation-Maximization (OS-EM) algorithm has been proposed to speed up the reconstruction. Thus, the OS-EM algorithm for Compton imaging was implemented and evaluate the imaging ability. In this study, two mathematical phantoms were simulated. The first consisted of two point sources of 511 keV gamma rays placed in line with various distance. The reconstructed images were used to evaluate the spatial resolution. The other was an ellipsoidal phantom. For the imaging of the ellipsoidal phantom, the degree of coincidence with the original source distribution,

quantitative, and uniformity performance were evaluated. As a result, OS-EM can reconstruct Compton images without a noticeable loss in image quality and the computation time.

Analysis of the Users of the Test-Preparation Web-Site for Medical Physicist

Makoto Sakai

82

In Japan, becoming a medical physicist requires passing the examination of Japanese Board for Medical Physicist Qualification. The scope of the accreditation exam covers physics, biology, and medicine. Clinical expertise is also required. However, there is few textbooks to learn the coverage and the lecture class is unfortunately held only in Tokyo. Gunma prefecture and Gunma University raise cultivation of medical physicists in Regional Revitalization General Specific Zone of Cancer Treatment Technique in Gunma. And we have conducted a study session. To provide a ubiquitous system to study about the coverage, I launched a website "Test-preparation for Accreditation Exam of Medical Physics using Past Exams". To assess the need and the improvement of the website, the information of user and utilization situation were studied using registration information, questionnaire, and access data analytics.

2018 年度 群馬大学重粒子線医学研究センター 物理学部門 年報

2018 GHMC Physics Division Report

2019 年 3 月 22 日発刊 (Publication on March 22, 2019)

- 編集 久保田 佳樹 (Yoshiki Kubota) y_kubota@gunma-u.ac.jp
- 発刊 群馬大学重粒子線医学研究センター

Gunma University Heavy Ion Medical Center

住所 〒371-8511 群馬県前橋市昭和町 3-39-22

© 2019 Gunma University Heavy Ion Medical Center