

医学物理

Japanese Journal of Medical Physics

2024

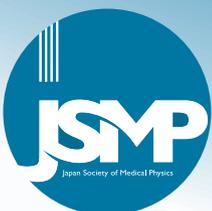
Vol. 44

1

<http://www.jsmp.org/>

JSMP

Japan Society of Medical Physics



令和6年
第44卷 1号



日本医学物理学会機関誌

目 次

研究論文

Event Tree Analysis を用いたマルチイオン治療の安全性解析

田中創大, 中路 拓, 水野秀之, 水島康太,

片桐 健, 笠松幸生, 増田孝充, 稲庭 拓 1

〈連載：教育委員会企画〉

解 説

外部放射線治療における水吸収線量計測の変遷 [第2部]

齋藤秀敏 8

施設紹介

東京都立大学大学院医学物理コースの紹介

張 維珊, 明上山 温, 井上一雅 17

編集後記 20

【複写される方へ】

本誌に掲載された著作物を複写したい方は、(社)日本複写権センターと包括複写許諾契約を締結されている企業の方でない限り、著作権者から複写権等の行使の委託を受けている次の団体から許諾を受けて下さい。

〒107-0052 東京都港区赤坂9-6-41 乃木坂ビル3階 一般社団法人 学術著作権協会
FAX: 03-3475-5619 E-mail: info@jaacc.jp

著作物の転載・翻訳のような、複写以外の許諾は、直接本会へご連絡下さい。

CONTENTS

ORIGINAL CONTRIBUTION

Safety Analysis Using Event Tree Analysis for Multi-Ion Therapy

Sodai TANAKA, Taku NAKAJI, Hideyuki MIZUNO, Kota MIZUSHIMA,
Ken KATAGIRI, Koki KASAMATSU, Takamitsu MASUDA, Taku INANIWA 1

〈Special Issue Series: Educational Committee〉

REVIEW

Transition of Standard Dosimetry of Absorbed Dose to Water in External Beam
Radiotherapy [Part 2]

Hidetoshi SAITOH 8

INTRODUCTION OF RESEARCH FACILITY

Introduction of Medical Physics Course in Tokyo Metropolitan University

Weishan CHANG, Atsushi MYOJOYAMA, Kazumasa INOUE 17

EDITOR'S NOTE 79

研究論文

Event Tree Analysisを用いたマルチイオン治療の安全性解析

田中創大^{*1,2}, 中路 拓², 水野秀之^{1,2}, 水島康太^{1,2}, 片桐 健¹, 笠松幸生¹, 増田孝充¹, 稲庭 拓^{1,2}¹量子科学技術研究開発機構 量子生命・医学部門 量子医科学研究所 物理工学部²量子科学技術研究開発機構 量子生命・医学部門 QST病院 放射線品質管理室

Safety Analysis Using Event Tree Analysis for Multi-Ion Therapy

Sodai TANAKA^{*1,2}, Taku NAKAJI², Hideyuki MIZUNO^{1,2}, Kota MIZUSHIMA^{1,2}, Ken KATAGIRI¹, Koki KASAMATSU¹, Takamitsu MASUDA¹, Taku INANIWA^{1,2}¹Department of Accelerator and Medical Physics, Institute for Quantum Medical Science, Quantum Life and Medical Science Directorate, National Institutes for Quantum Science and Technology²Radiation Quality Control Section, QST Hospital, Quantum Life and Medical Science Directorate, National Institutes for Quantum Science and Technology

(Received October 21, 2023; Accepted February 5, 2024)

At the National Institutes for Quantum Science and Technology (QST), a multi-ion therapy using helium, carbon, oxygen, and neon ions has been studied for charged particle therapy with more optimal biological effects. To make multi-ion therapy clinically feasible, a new treatment system was developed to realize the changes of the ion species in each irradiation using the Heavy Ion Medical Accelerator in Chiba (HIMAC). Since radiation therapy is safety-critical, it is necessary to construct a safety system that includes multiple safety barriers in the new treatment system for multi-ion therapy and to perform a safety analysis for the prevention of serious accidents. In this study, we conducted a safety analysis using event tree analysis (ETA) for newly introduced processes in the treatment planning, accelerator, and irradiation system of the multi-ion therapy. ETA is an optimal method to verify multiple safety barriers that are essential for medical safety and to shorten the time for safety analysis by focusing only on the new processes. Through ETA, we clarified the types of malfunctions and human errors that may lead to serious accidents in the new system for multi-ion therapy, and verified whether safety barriers such as interlock systems and human check procedures are sufficient to prevent such malfunctions and human errors. As a result, 6 initial events which may lead to serious accidents were listed in the treatment planning process, 16 initial events were listed in the accelerator system, and 13 initial events were listed in the irradiation system. Among these 35 initial events, 5 cautionary initial events were identified that could lead to serious final events and they had a probability of occurrence higher than 10^{-4} . Meanwhile, the others were all initial events that do not lead to serious accidents, or the initial events that can lead to serious accidents but were considered to have sufficient safety barriers. The safety analysis using ETA successfully identified the system malfunctions and the human errors that can lead to serious accidents, and the multiple safety barriers against them were systematically analyzed. It became clear that the multiple safety barriers were not sufficient for some initial events. We plan to improve the safety barriers for the five cautionary initial events before the start of the clinical trial. Based on these findings, we achieved our objective to conduct a safety analysis for a new treatment system for multi-ion therapy. The safety analysis procedure using ETA proposed by this study will be effective when new systems for radiotherapy are established at QST and other facilities in the future as well.

Keywords: event tree analysis, safety analysis, multi-ion therapy, charged particle therapy, HIMAC

1. はじめに

陽子線治療や炭素線治療といった粒子線治療は Bragg curve と呼ばれる荷電粒子線特有の深部線量分布を生かして線量集中性の高い放射線治療を実現している。炭素線治療では、その物理学的な特徴に加えて、Bragg peak 領域における高い生物学的効果によって腫瘍への生物学的なダメージの集中性を高めている。さらに、ヘリウム線、炭素線、酸素線、ネオン線を組み合わせて照射することで、線

量分布の最適化だけでなく生物学的効果に強く関わる Linear Energy Transfer (LET) 分布の最適化も同時に行うマルチイオン治療が提案されている¹⁾。

量子科学技術研究開発機構 (QST) では、マルチイオン治療の臨床試験開始を目指し、イオン源から加速器や照射システム、治療計画システムに至るまで開発を行ってきた^{2)~6)}。マルチイオン治療における各イオン種のビームは医療用加速器 HIMAC によって供給される。通常の炭素線治療ではイオン源は炭素供給のみであり、複数の照射間で

* 連絡著者 (corresponding author) 量子科学技術研究開発機構 量子生命・医学部門 量子医科学研究所 物理工学部
[〒263-8555 千葉県千葉市稲毛区穴川4-9-1]

Department of Accelerator and Medical Physics, Institute for Quantum Medical Science, Quantum Life and Medical Science Directorate, National Institutes for Quantum Science and Technology, 4-9-1 Anagawa, Inage-ku, Chiba 263-8555, Japan
E-mail: tanaka.sodai@qst.go.jp

のイオン源および前段直線加速器（入射器）のパラメータ設定変更は生じない。しかし、複数の核種を照射するとき、入射器は照射ごとに照射する核種情報を受け取り、照射核種のパラメータを設定する必要がある。マルチイオン治療を開始するため、通常の炭素線治療の場合は通常制御として入射器のパラメータ設定は固定だが、マルチイオン治療の場合はマルチイオン制御として照射ごとに入射器の設定変更が行われるような2つの制御モードを持つシステムが構築された。また、線量モニター校正のパラメータや電磁石のパラメータ等の加速器やビーム輸送、照射に関する設定について、マルチイオン治療特有のパラメータが設定された。パラメータの設定変更を含めた制御モードの切替は加速器系および照射系の技術スタッフの数十もの操作によって行われ、45分程度の時間を要する。マルチイオン治療の際の運用として、通常治療終了後に通常制御をマルチイオン制御へ変更し、マルチイオン用の Daily QA を実施した後にマルチイオン治療を行い、その後マルチイオン制御から通常制御へ変更するという流れを想定している。治療計画においても、治療計画で核種選択が必要となり、それに関連する設定などマルチイオン治療固有のプロセスが新たに生じた。

以上のようにマルチイオン治療は新しい照射システムや治療計画システムから成る新しい治療システムによって治療が実施される。新規治療法によって治療の質が高くなることは重要であるが、放射線治療は安全が重大な結果に関わるセーフティクリティカルであるため、安全性が最優先の事項である。そのため、従来の放射線治療と同様に、マルチイオン治療の導入においても多重の安全障壁を適用することで安全を担保する必要がある。

また、医療においては、問題が発見された後に安全性を後ろ向きに解析する再発防止ではなく、問題が生じる前に前向きに安全性解析を行う未然防止が求められる。システムティックに安全性解析を行う手法として、故障モード影響解析 (Failure Mode and Effects Analysis, FMEA) や故障の木解析 (Fault Tree Analysis, FTA) がよく知られている。これらは米国医学物理学会 (AAPM) のタスクグループ 100 (TG-100) レポートでも詳しく述べられている^{7), 8)}。FMEAは故障モード (FM) という概念を用いて起こりうる不具合を想定し、その影響度や発生頻度、検出難易度の評価を通じて重要度の高い故障モードを同定し、解決すべき課題を提示する手法である。また、FTAでは重要度の高い故障モードの原因を追求し、安全なシステム構築を行う。FMEAやFTAを用いたリスク解析は放射線治療業界においてもすでに広く用いられており、プロセスマップを用いた故障モードの網羅性を上げるノウハウや多職種連携の重要性が提起されている⁹⁾。

しかし、FMEAを用いた体系的なリスク解析は多大な労力が求められる。また、FMEAとFTAでは主な目的が標

準的作業におけるリスクの高い事象の抽出やその原因解析であり、新たな治療システムの安全性を検証する目的として、特に多重安全障壁の検証のために最も適切な手法とは言えない。そこで、FTAと似た安全性解析手法として事象の木解析 (Event Tree Analysis, ETA) に着目した。ETAは、あるイベントから生じうる様々な展開の可能性を追求することで多様な災害を検証し、医療安全に必要な多重の安全障壁の検証を行うことが可能である。放射線治療業界でのETAを用いた安全性解析は過去の事故解析に限られ¹⁰⁾、新規治療システムの導入時の事前予測に基づく安全性解析の検討に用いられた例はこれまでにない。

本研究ではマルチイオン治療の導入に際した新たなシステムに対する安全性解析のため、放射線治療を対象とするETAを用いた安全性解析手法を提案した。その手法によって、マルチイオン治療で導入された新たなシステムを運用していくうえでどのような誤動作やヒューマンエラーが深刻な事故につながるかを明らかにし、またそれに対するインターロックシステムや人によるチェック機構といった安全障壁が十分であるかを検証した。その結果に基づいて、安全障壁が必要である部分の改善提案を行った。

2. 方 法

2.1 事象の木解析 (Event Tree Analysis, ETA)

ETAは原因となりうる事象から結果を追う手法であり、望ましくない事象からその原因を探るFTAとは逆向きの解析手法である^{11), 12)}。初期事象から起こりうる最終事象に発展するまでを、機能や運用のシーケンスを追って辿ることで樹木の枝分かれ式に解析する。

ETAはEvent Tree (ET) 図を作成することで行う (図1)。災害の原因となりうるミスや誤動作といった初期事象1つに対して、1つのET図を作成する。ET図では、ある初期事象から最終的な災害へ発展する間に起こる中間事象を考えていき、YESとNOで分岐をする。多重化された安全システムにおける安全障壁を中間事象として考えるときは、安全障壁が正常に機能した場合 (YES) と機能しなかった場合 (NO) という形で考えることができる。続いて、分岐後に最終事象として起こるイベントを考える。中間事象の分岐における展開確率を考え、それぞれの中間事象が独立であることを仮定して、初期事象発生時に最終事象まで到達する確率を中間事象における確率の積として見積もることができる。ここで計算される確率は多重安全障壁が機能しない確率を表すと考えることができるが、正確な確率を見積もるためには豊富な経験が必要とされる。

ETAはシーケンシャルな動作や時系列的な動作に対してET図が視覚的にわかりやすいために適用しやすい。一方でETAの欠点として、最終事象が拡散的で望ましくない事象に絞られてない点や、ET図が大きくなり統制することが難しい場合があるといった点が挙げられる。

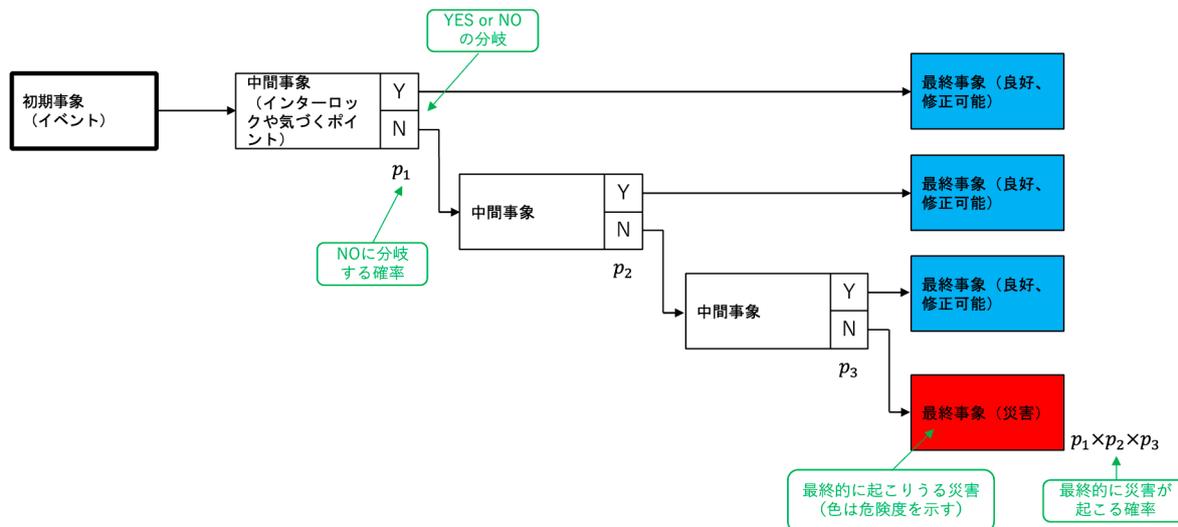


図1 ETA実施のために作成されるET図

2.2 QSTにおけるマルチイオン治療のためのETAを用いた安全性解析

QSTにおいて、新しい治療であるマルチイオン治療に対してETAを用いた安全性解析を行った。ETAを選択した根拠は、どのようなシステムの誤動作やヒューマンエラーが深刻な事故につながるかを明らかにしたいということと、多重の安全障壁として存在するインターロックや人によるチェック機構が十分であるかを検証したいという2つの目的に適しているからであった。特にET図において枝分かれ状に展開する様が、まさに多重な安全障壁が働く多様な展開の状況を表しており、医療安全に必要な不可欠な多重の安全障壁の検証に最適であると考えられる。また、マルチイオン治療のために追加された新しいプロセスのみに着目してETAを適用することで比較的少ない労力で目的とした安全性解析を行うことができることも優位点であった。

本研究でのETAには治療計画に携わる医学物理士や技術スタッフ、加速器分野の研究者や運転を担当する技術スタッフ、加速器制御に携わる研究者や技術スタッフといった様々な専門性をもつ人材が参加した。ETAの具体的な手順は、以下のとおりである。AAPMのTG-100で提示されている放射線治療のプロセスマップをベースに、マルチイオン治療の新規導入に伴う新たなプロセスを洗い出した。そのプロセスについて、誤動作やヒューマンエラーを初期事象として、ETAを展開した。中間事象は、インターロックとなりうるシステムや人によるチェック機構といった安全障壁とし、最終事象は、患者への影響を考えた時に問題となる誤照射等とした。中間事象でNOとなる確率、つまりインターロックやチェックが機能しない確率を考え、ET図に記載した。本研究では人による判断や確認を間違える確率を0.1、機械やシステムの誤動作の確率を0.01として基本的に設定し、その他経験済みの誤動作や

間違え等は起こりうる確率が高いと考えられるため4倍の値を設定した。最終事象について、中間事象の枝分かれの確率の積として、災害となる最終事象の発生確率を算出した。また、災害となる最終事象が患者へ与える影響を危険度として評価し、意図しているものと異なるイオン種やエネルギーでの患者への照射が行われる誤照射といった深刻な事象は“高”，患者への影響がないと思われるが好ましくない事象については“低”，影響がなく無視できる事象は“0”とした。ET図中において、高、低、0をそれぞれ赤色、橙色、青色と色付けをし、視認性を向上させた。ETAの結果として、最終事象が深刻かつ発生確率が 10^{-4} より高いものを要注意初期事象として捉え、優先的に改善すべき対象とした。

3. 結果

マルチイオン治療の新規導入に伴う新たなプロセスに関するシステムの誤動作やヒューマンエラーを洗い出したところ、治療計画系で6件、加速器系で16件、照射系で13件の初期事象が挙がり、計35件それぞれの初期事象についてETAを実施した(表1)。ETAの結果として、多くの初期事象は最終事象としての災害の危険度が低いもの、もしくは災害の危険度は高いとしても災害の発生確率が 10^{-4} 以下のものであった。一方で、5件の初期事象が要注意初期事象として明らかになった(表1)。

要注意初期事象の例として、加速器系制御でのエネルギーや核種に関する制御システムのモード間違いが生じた場合(No. 22)のET図を図2に示す。ETAの結果として、加速器系技術スタッフによるチェックシートを用いたモード変更確認というチェック1つの安全障壁が存在するだけであることがわかった。この事象によって入射器やシンクロトロン下流におけるイオン種判別システム³⁾が全て機能しなくなるため、誤ったイオン種が照射されうる状況に陥

表1 ETAの対象となった初期事象と、それに対する安全障壁の多重度、全ての安全障壁を通過した時の最終事象の発生確率、および災害の危険度。発生確率が 10^{-4} より高く、災害の危険度が高い事象に関して、要注意初期事象とした。

分類	初期事象	安全障壁の多重度	最終事象(災害)の発生確率	災害の危険度	要注意
1	治療計画 治療方針, プロトコルの間違い	3	10^{-3}	低	
2	治療計画 計算エンジンのバージョン間違い	4	10^{-6}	高	
3	治療計画 治療計画装置のバージョン間違い	3	10^{-4}	低	
4	治療計画 治療計画装置のビーム設定における核種間違い	4	10^{-4}	高	
5	治療計画 治療計画装置のビーム設定におけるコース間違い	4	10^{-6}	高	
6	治療計画 治療計画装置のビーム設定におけるリップルフィルタ間違い	4	10^{-6}	高	
7	加速器 マルチイオン用イオン源の準備未完了	3	10^{-5}	0	
8	加速器 マルチイオン用イオン源の出力異常	2	10^{-4}	高	
9	加速器 ガスの物理的な接続ミス	5	10^{-9}	高	
10	加速器 ガスの手動バルブ開け忘れ	3	10^{-2}	0	
11	加速器 ガス制御装置の誤動作	3	10^{-6}	高	
12	加速器 ガスのパルスバルブ時間幅の設定間違い	0	10^0	低	
13	加速器 ガスの制御に関する設定ファイルにおけるガスの種類の設定間違い	3	10^{-6}	高	
14	加速器 加速器に供給するイオン源の選択の間違い	4	10^{-5}	高	
15	加速器 マルチイオン用配線変更間違い	1	10^{-1}	低	
16	加速器 マルチイオン用磁気余効補正法変更間違い	1	10^{-1}	低	
17	加速器 線形加速器の設定間違い	1	10^{-2}	低	
18	加速器 制御システムに関する設定ファイルがない, 壊れている	0	10^0	0	
19	加速器 制御システムに関する設定ファイルの間違い	1	10^{-1}	低	
20	加速器 全体制御システムのモード切替漏れ(通常からマルチイオン)	2	10^{-3}	高	○
21	加速器 全体制御システムのモード切替漏れ(マルチイオンから通常)	3	10^{-3}	高	○
22	加速器 エネルギー・核種切替制御システムのモード間違い	1	10^{-1}	高	○
23	照射 モード切替時, 制御盤交換間違い	3	10^{-5}	高	
24	照射 通常からマルチイオンへのモード切替時, 照射制御システムのモード間違い	3	10^{-5}	高	
25	照射 マルチイオンから通常へのモード切替時, 照射制御システムのモード間違い	3	10^{-4}	高	
26	照射 モード切替時, 照射制御ソフトウェアのモード間違い	3	10^{-5}	高	
27	照射 モード切替時, エネルギーの制御に関する設定値の変更忘れ	2	10^{-2}	低	
28	照射 モード切替時, 電磁石に関するパラメータの設定変更忘れ	3	10^{-3}	低	
29	照射 モード切替時, 入射器に関するパラメータの設定変更忘れ	2	10^{-3}	低	
30	照射 モード切替時, スキャニング制御に関するパラメータの設定変更忘れ	3	4×10^{-2}	低	
31	照射 モード切替時, ビーム形状の制御に関するパラメータの設定変更忘れ	2	10^{-2}	低	
32	照射 マルチイオン治療の照射量を補正する係数が正しくない	2	10^{-2}	高	○
33	照射 QAでの電磁石のパラメータを調整する解析における間違い	1	10^{-1}	低	
34	照射 マルチイオン用イオン源の核種判定装置の不具合	1	10^0	0	
35	照射 前の照射情報が残ったままになる誤動作	2	10^{-2}	高	○

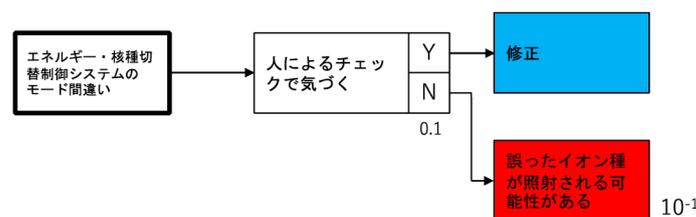


図2 要注意初期事象「エネルギーや核種に関する制御システムのモード間違い」(No. 22)のET図

るといふ深刻な最終事象につながり、0.1と高い発生確率が考えられることから、要注意初期事象として扱った。

安全障壁が十分である初期事象の例として、通常モードからマルチイオンモードへの照射制御システムのモード切替時の間違い、つまり照射制御システムのモードがマルチイオンモードであるべき時に通常モードになっていた場合(No. 24)のET図を図3に示す。1つ目の安全障壁は照射系技術スタッフによるチェックシートを用いたモード変更確認というチェックであり、チェックを失敗する確率を0.1とした。2つ目の安全障壁は照射制御ソフトウェアとの

モードが不一致であるためにマルチイオン用照射制御ソフトウェアが起動できないというインターロックであり、誤動作でソフトウェアが起動できてしまう確率を0.01とした。3つ目の安全障壁は、イオン種情報が含まれていないために、ソフトウェアが照射情報を加速器側へ転送できないことであり、誤動作で照射情報の転送が完了する確率を0.01とした。3つの安全障壁のいずれかが正常に機能した場合は、災害に至らずに修正することができるが、全ての安全障壁を通過した場合に起きる最終事象として本来照射すべきでないイオン種の照射等の深刻な災害が想定され

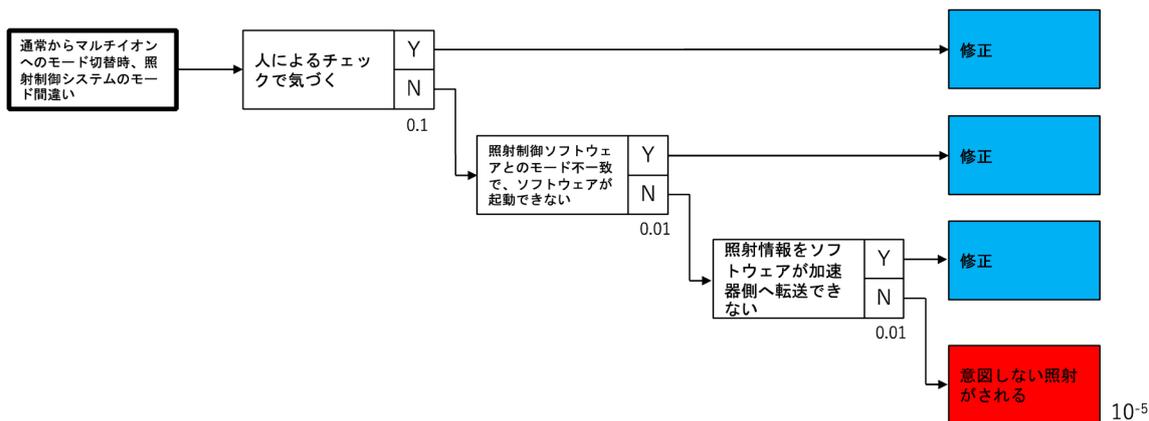


図3 安全障壁が十分である初期事象「通常からマルチイオンへのモード切替時、照射制御システムのモード間違い」(No. 24)のET図

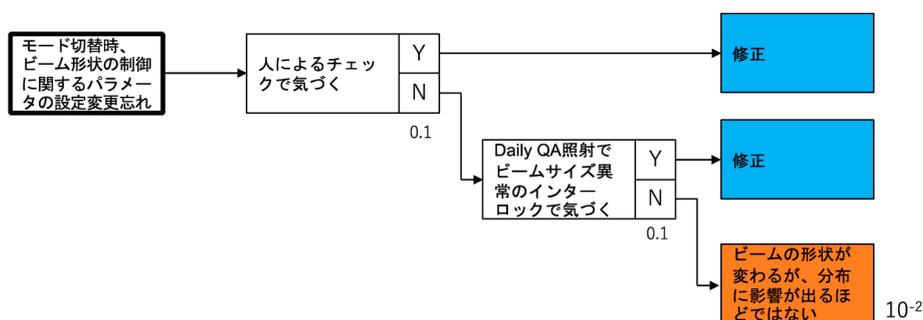


図4 安全障壁が十分とは言えないが起りうる最終事象が深刻でない初期事象「モード切替時、ビーム形状の制御に関するパラメータ設定変更忘れ」(No. 31)のET図

た。しかし、3つの安全障壁を全て通過する確率は 10^{-5} と考えられるため、この初期事象に関しては十分な安全システムが構築されていると判断された。

全ての安全障壁を通過した結果の最終事象が深刻でない場合の例として、照射系制御における通常モードとマルチイオンモード間のモード切替時にビーム形状の制御に関するパラメータの設定変更を忘れた場合(No. 31)のET図を図4に示す。ビーム形状はビームライン上に設置された散乱体の角度を設定することによって制御される^{13), 14)}。1つ目の安全障壁は照射系技術スタッフによるチェックシートを用いた設定変更確認というチェックであり、2つ目はDaily QAにおいてビームサイズ異常のインターロックが作動した場合に気づくというものである。それら2つの安全障壁を通過した場合の最終事象として、核種間での散乱体の角度設定の違いによるビーム形状の変化が考えられるが、その変化量は気中でのアイソセンタにおけるビーム径 σ で0.3mm以下と見積もられ、影響は非常に小さいと考えられた。加えて、ビームサイズの異常の程度が小さすぎて照射中のビームサイズインターロックの閾値以下であれば、装置が許容する誤差範囲内であるとも言える。以上から全ての安全障壁を通過する確率は 10^{-2} と高いが、影響が非常に小さいため、問題ないと考えられた。

4. 考 察

本研究では、ETAを用いた安全性解析によって、マルチイオン治療導入によって新たに必要となったシステムや行為について、深刻な災害につながりうるシステムの誤動作やヒューマンエラーが明らかになった。また、多重安全障壁が十分であるかを体系的に解析でき、その結果としていくつかの初期事象に対する多重安全障壁が十分でなかった。以上の点から、マルチイオン治療導入に際する安全性解析としての目的を達成した。要注意事象については、マルチイオン治療の臨床試験開始までに対応すべきこととして改善を行う予定である。

本研究で用いたETAについてFMEAを用いた場合と比較すると、FMEAでは得られない多重安全障壁の解析結果を得ることができ、マルチイオン治療導入に際しての新しい事象のみを対象としたことにより短期間で目的を達成できたと考えられる。一方で、マルチイオン治療導入で新しく導入された要素は治療計画、加速器、照射系と多岐に渡るため、様々な職種もしくは専門性をもつ人材が参加することは初期事象の網羅性を上げて質の高いETAを実施することにつながり、FMEAと同様に怠ってはいけない点であった。

ETAを実施するうえで、中間事象における分岐の確率の決定が困難であった。本研究では基本的な値として統一

的に人がチェックを行うといった人が関わるものが失敗する確率を0.1, 制御システムに組み込まれているインターロック等の人が関わらないインターロックの誤動作の確率を0.01と仮定し, 発生したことがある失敗や誤動作については4倍の値を設定した。中間事象で安全障壁がうまく機能しない確率の積として災害となる最終事象の確率を考えることができ, それを要注意初期事象であるかを決定する基準とすることができたことから, シンプルな仮定であるが確率の計算は有益であった。より現実に近い解析とするためには, 発生経験があるもののみでなく失敗や誤動作の確率を2, 3通りに分けることが望ましく, 今後の検討課題とした。中間事象における分岐の確率の決定と同様に, 要注意初期事象の判定基準である最終事象の発生確率の閾値の決定も難しい問題であった。本研究では, 機械やシステム等のインターロックの誤動作が二重で起きた場合に相当する 10^{-4} を閾値としたが, その値の設定方法は今後の検討が必要である。

本研究で実施したETAにおいて, 安全障壁が人によるチェックだけである場合も存在した。「治療計画装置のビーム設定における核種間違い」(No. 4)は人のチェックによる安全障壁が4重に存在することで, 最終的な災害の発生確率が 10^{-4} と算出され, 要注意とされなかった。具体的に4重の障壁は, 治療計画の技術スタッフによる医師の指示どおりに治療計画装置で核種設定がされているかのチェック, 医師による指示どおりの核種が治療計画装置で設定されているかのチェック, 医学物理士による医師の指示どおりの核種が治療計画装置で設定されているかのチェック, 技師による医師の指示どおりの核種が照射準備されているかのチェックであった。しかし, 4重の人のチェックを0.1の4乗とすることは4重のチェックの独立性が仮定にあり, 現実には他のチェックに頼って手を抜くことから発生確率は高くなるため¹⁵⁾, その多重安全障壁の改善を考えるべき初期事象であった。同様に, 人によるチェックは, 他のシステムインターロックの存在を認識することでそれに頼って手を抜くため, つまり人のチェックの独立性が低下するため, 失敗確率が高くなると考えられる。以上のことは確率の算出方法と要注意初期事象の基準設定方法に起因する本研究の取り組みの限界であるが, ET図によって視覚的に確認可能であるため, ETAはこのような安全障壁の具体的な内容の確認にも有効であったと言える。

ETAを行ったことにより, 当初の目的以上に得られた点が2点あった。1つ目はそれぞれの現場において災害が起こりうるケースについての話をする機会になったことである。通常, 災害につながる誤動作や行為を考える機会は少なく, 加えて「言わなければ起こらない」神話が災害に関する話をする機会を遠ざけている。今回, 複数人で具体的なヒューマンエラーや誤動作, そしてインターロック等

について話し合うことができた結果, 多数の初期事象とそれに関連する中間事象を挙げることができ, またその話し合いが現場で働く人の未然防止への意識を高めることへつながったと考えられる。2つ目はET図のETA実施後の活用方法である。ET図は視覚的にわかりやすいため, 従事する者の多重安全障壁の理解を促進すると考えられる。なにかシステムの誤動作やヒューマンエラーが起こったときに, 生じる災害の重篤度や関連するインターロックの確認に有用である。ただし, 多重安全障壁の理解は, 先に述べたような人のチェックの独立性の低下による失敗確率の増加の要因となりうる危険性がある。しかしながら, そのリスク以上に, 勝手な思い込みの回避や認識不足で理解していない多重安全障壁の全体理解は重要であると考えられる。そのため, QSTではET図をマルチオン治療に関係する者がアクセスしやすいように共有した。

本研究でのETAの実施における問題点として, 災害につながりうる誤動作やヒューマンエラーつまり初期事象が挙げられていない可能性があるという点があった。FMEAを行ううえでも同様な問題が発生すると考えられる。今回のETAでは, 多職種および多方面の専門知識を持つ人材が話し合うことで網羅性を上げることに努めた。また, 今後マルチオン治療を実施していくうえでまだ考えられていない初期事象が挙げられると思われるため, 随時ETAを行ってET図を更新していくことでETAの網羅性を上げていく予定である。

5. 結 論

マルチオン治療のための新たなシステムの導入に際し, ETAを用いて安全性解析を行った。ETAを実施したことによって, マルチオン治療に関する深刻な災害につながりうるシステムの誤動作やヒューマンエラーが明らかになり, また多重の安全障壁によって安全なシステムが構築されているかの検証ができた。その結果として, いくつかのシステムの誤動作およびヒューマンエラーに対して, 安全障壁の改善が必要であることが明らかになった。本研究によって確立された放射線治療を対象とするETAを用いた安全性解析は, 今後同様に放射線治療に関する新たなシステムが構築された際の安全性解析として, 有効な手法である。

謝辞

加速器エンジニアリング株式会社の白石直浩氏, 三好智広氏, 菊池茜氏, 後藤辰希氏, 古市渉氏とはETAを実施する上で有益な議論をさせていただきました。また, 安全性解析について電気通信大学の田中健次教授には様々な助言をいただきました。感謝申し上げます。

参考文献

- 1) Inaniwa T, Kanematsu N, Noda K, et al.: Treatment planning of intensity modulated composite particle therapy with dose and linear energy transfer optimization. *Phys. Med. Biol.* 62: 5180–5197, 2017
- 2) Mizushima K, Furukawa T, Iwata Y, et al.: Experimental verification of beam switching operation for multiple-ion therapy applications at HIMAC. *Nucl. Inst. Methods Phys. Res. B* 459: 115–119, 2019
- 3) Mizushima K, Iwata Y, Muramatsu M, et al.: Experimental study on monitoring system of clinical beam purity in multiple-ion beam operation for heavy-ion radiotherapy. *Rev. Sci. Instrum.* 91: 023309, 2020
- 4) Inaniwa T, Lee S H, Mizushima K, et al.: Nuclear-interaction correction for patient dose calculations in treatment planning of helium-, carbon-, oxygen-, and neon-ion beams. *Phys. Med. Biol.* 65: 025004, 2020
- 5) Inaniwa T, Suzuki M, Lee S H, et al.: Experimental validation of stochastic microdosimetric kinetic model for multi-ion therapy treatment planning with helium-, carbon-, oxygen-, and neon-ion beams. *Phys. Med. Biol.* 65: 045005, 2020
- 6) Tanaka S, Inaniwa T, Matsuba S: Development of ripple filter composed of metal mesh for charged-particle therapy. *Phys. Med. Biol.* 67: 13NT01, 2022
- 7) Huq MS, Fraass BA, Dunscombe PB, et al.: The report of Task Group 100 of the AAPM: Application of risk analysis methods to radiation therapy quality management. *Med. Phys.* 43: 4209–4262, 2016
- 8) 岡本裕之, 太田誠一, 川守田龍, 他: 米国医学物理学会タスクグループ100レポート「放射線治療の品質マネジメントへのリスク解析法の適用」の概説. *医学物理* 40: 28–34, 2020
- 9) Nishioka S, Okamoto H, Chiba T, et al.: Identifying risk characteristics using failure mode and effect analysis for risk management in online magnetic resonance-guided adaptive radiation therapy. *Phys. Imaging Radiat. Oncol.* 23: 1–7, 2022
- 10) Kim J: Categorizing accident sequences in the external radiotherapy for risk analysis. *Radiat. Oncol. J.* 31: 88–96, 2013
- 11) 小野寺勝重: FTAに関連する信頼性解析手法. 国際標準化時代の実践FTA手法—信頼性, 保全性, 安全性解析と品質保証—. 149–154, 2000, 日科技連出版社, 東京
- 12) 鈴木順二郎, 牧野鉄治, 石坂茂樹: FTAの実施. *FMEA・FTA実施法*. 177–179, 1982, 日科技連出版社, 東京
- 13) Iwata Y, Fujimoto T, Matsuba S, et al.: Beam commissioning of a superconducting rotating-gantry for carbon-ion radiotherapy. *Nucl. Inst. Methods Phys. Res. A* 834: 71–80, 2016
- 14) Furukawa T, Noda K: Compensation of the asymmetric phase-space distribution for a slowly extracted beam from a synchrotron. *Nucl. Inst. Methods Phys. Res. A* 565: 430–438, 2006
- 15) 鳥倉大輔, 田中健次: 人間による防護の多重化の有効性. *品質* 33: 372–380, 2003

解説

〈連載：教育委員会企画〉

外部放射線治療における水吸収線量計測の変遷 [第2部]

日本医学物理学会 名誉会員

齋藤秀敏*

東京都立大学 名誉教授

Transition of Standard Dosimetry of Absorbed Dose to Water in External Beam Radiotherapy [Part 2]

Honorary Member of JSMP

Hidetoshi SAITOH*

Tokyo Metropolitan University (Professor emeritus)

4. 標準測定法01

諸外国でカロリメータによる水吸収線量標準が開発され、2000年前後にAAPM TG-51²⁵⁾ やIAEA TRS-398²⁶⁾ などのプロトコルが相次ぎ発表された。

これらのプロトコルでは、校正線質 Q_0 による水吸収線量標準 D_{w,Q_0}^{std} (Gy) の場に電離箱を設置、照射して得られる電位計の表示値が M_{Q_0} (rdg) である場合、水吸収線量校正定数 N_{D,w,Q_0} (Gy rdg⁻¹) を次式で評価する。

$$N_{D,w,Q_0} = \frac{D_{w,Q_0}^{std}}{M_{Q_0}} \quad (29)$$

一方、校正線質 Q_0 で電離箱によって電離空洞内の空気の質量当たりの電離電荷 q/m が計測された場合、水吸収線量 D_{w,Q_0}^{std} は次式で求められる。

$$D_{w,Q_0}^{std} = \left[\frac{q}{m} \frac{W_{air}}{e} (\bar{L}/\rho)_{w,air} P \right]_{Q_0} \quad (30)$$

したがって式29と式30から、

$$N_{D,w,Q_0} = \frac{\left[\frac{q}{m} \frac{W_{air}}{e} (\bar{L}/\rho)_{w,air} P \right]_{Q_0}}{M_{Q_0}} \quad (31)$$

となる。ここで P は擾乱補正係数である。

ユーザ線質が Q で校正線質と異なれば W_{air}/e , $(\bar{L}/\rho)_{w,air}$, P も異なり電離箱の応答に変化が生じる。その補正には次式による線質変換係数 k_{Q,Q_0} を導入する。

$$k_{Q,Q_0} = \frac{\left[\frac{W_{air}}{e} (\bar{L}/\rho)_{w,air} P_{wall} P_{cav} P_{dis} P_{cel} \right]_Q}{\left[\frac{W_{air}}{e} (\bar{L}/\rho)_{w,air} P_{wall} P_{cav} P_{dis} P_{cel} \right]_{Q_0}} \quad (32)$$

ここで、 P_{wall} は電離箱壁および防水鞘の水との不等価性、 P_{cav} は電離空洞による電子フルエンスの擾乱、 P_{dis} は電離空洞の中心と測定の実効中心との変位、 P_{cel} は円筒形電離箱の中心電極の空気との不等価性に対する補正係数である。したがって、水吸収線量 D_w は次式で評価することができる。

$$D_w = M N_{D,w,Q_0} k_{Q,Q_0} \quad (33)$$

以上が、水吸収線量校正定数 N_{D,w,Q_0} を導入した場合の一般的なフォーマリズムとなる。以降、⁶⁰Co γ 線を校正線質とする場合は、 N_{D,w,Q_0} および k_{Q,Q_0} の Q_0 を省略して、それぞれ $N_{D,w}$ および k_Q と表記する。

4.1 標準測定法01のフォーマリズム

2002年、図14(a)に示す表紙の日本医学物理学会編「外部放射線治療における吸収線量の標準計測法」(標準計測法01)が発刊された。標準測定法01は用語やデータの新たな採用と見直し、 $N_{D,w}$ による吸収線量計測、定位照射、



(a) 標準測定法01 (b) 標準計測法12
図14 (a) 標準測定法01と標準計測法12の表紙

* 連絡著者 (corresponding author)

E-mail: saitoh@tmu.ac.jp

注) 本稿の第1部は、第43巻第4号、125–135頁に掲載された。

粒子線などへの対応を目的としていたため、大幅な改訂作業となった。当初予定の2001年から1年遅れての発刊となってしまったが、タイトルは01としている。

わが国の一次線量標準機関である電総研は、1980年の筑波研究学園都市に移転に合わせて⁶⁰Co γ線照射装置を更新し、1983年には148 TBqに線源を増強している。また、2001年には産業技術総合研究所（産総研）に統合されている。この間、従来からのグラファイト壁の空洞電離箱を特定標準器とした100 nC kg⁻¹から0.1 C kg⁻¹の範囲の照射線量標準は維持されているが、水吸収線量標準については未整備だった。

したがって、⁶⁰Co γ線による照射線量標準によるコバルト校正定数 N_C (C kg⁻¹ rdg⁻¹)の提供に留まっていることから、標準測定法01では校正定数比と命名された $k_{D,X}$ (Gy C⁻¹ kg)を導入し、 $N_{D,w}$ (Gy rdg⁻¹)を次式による計算で与えることとした。

$$N_{D,w} = N_C k_{D,X} \tag{34}$$

$k_{D,X}$ は⁶⁰Co γ線での吸収線量変換係数 C_Q に相当する変換係数であり、次式で計算によって求めている。

$$k_{D,X} = \frac{N_{D,w}}{N_C} = \left[\frac{W_{air}}{e} k_{att} k_m k_{cel} (\bar{L}/\rho)_{w,air} P_{wall} P_{cav} P_{dis} P_{cel} \right]^{60Co} \tag{35}$$

上式は、おおよそ標準測定法86の式19の継承であり、 k_{att} は A_e 、 k_m は A_w に相当し、新たに円筒形電離箱の中心電極に対する補正係数 k_{cel} を導入した。また、電子に対する乾燥空気の W_{air}/e は、1985年のCCRI合意を受けて、 33.97 ± 0.05 J C⁻¹への見直しが行われている。

電位計の表示値 M_{raw} に対する補正については、標準計測法86の本文、あるいは付録で取り上げられていた補正係数の記号を一新して、温度気圧補正係数 k_{TP} 、イオン再結合補正係数 k_{ion} 、極性効果補正係数 k_{pol} とし、さらに電位計の表示値 (rdg)を電荷 (C)に変換するための電位計校正定数 k_{elec} を新たに導入し、

$$M = M_{raw} k_{TP} k_{ion} k_{pol} k_{elec} \tag{36}$$

と、現在と同じ式となっている。以上から、

$$D_w = M N_{D,w} k_Q = M (N_C k_{D,X}) k_Q \tag{37}$$

によって水吸収線量の評価が行われた。

4.2 光子線吸収線量計測の基準条件

表7に光子線吸収線量計測の基準条件を示す。適応は⁶⁰Co γ線から50 MV X線までと標準測定法86よりさらに広いエネルギー範囲が設定されている。これは図6（第1部、医学物理43(4):129）が示すように、2005年以降は減少に転じるが、2000年には設置台数が26台で増加傾向にあっ

表7 標準測定法01の光子線吸収線量計測の基準条件

項目	基準値あるいは基準条件
線質	$0.53 \leq TPR_{20,10} \leq 0.84$ (⁶⁰ Co γ線から50 MV X線)
ファントム材質	水
電離箱	ファーマ形または円筒形
校正深 d_c	10 g cm^{-2}
電離箱の基準点	電離空洞の幾何学的中心
電離箱の基準点の位置SCD/SSD	校正深 d_c
照射野	80 cm または 100 cm 10 cm × 10 cm

たマイクロトロンに対応する必要があったからである。

光子線の線質指標については議論があり^{28,29)}、AAPM TG-51ではSSD100 cm、照射野10 cm × 10 cmのPDD、 $PDD(10)_x$ 、一方IAEA TRS-398では $TPR_{20,10}$ が採用されていた。標準測定法01では、いずれを線質指標としても $0.56 \leq TPR_{20,10} \leq 0.8$ の範囲で $(\bar{L}/\rho)_{w,air}$ は0.1%以内で一致すること、測定が容易であることから、線質指標として $TPR_{20,10}$ を採用している。このため、 $(\bar{L}/\rho)_{med,air}$ についてはAndreoのデータ³⁰⁾、 $(\bar{\mu}_{en}/\rho)_{w,med}$ についてはIAEA TRS-277のデータ³¹⁾が k_Q の計算に採用されている。

校正深はエネルギーにかかわらず水中10 g cm⁻²としている。推奨される電離箱は大幅に拡充された36種類のファーマ形または円筒形となっている。測定の実効中心は電離空洞の半径を r_{cyl} (mm)として、幾何学的中心から0.6 r_{cyl} 線源側に変更された。基準条件では電離空洞の幾何学的中心を校正深に一致するよう設置するので、次式で P_{dis} を算出している。

$$P_{dis} = 1 + 0.6 r_{cyl} \left(\frac{\log_e TPR_{20,10}}{100} - 0.0016 \right) \tag{38}$$

k_Q を構成するほかの要素、 P_{cav} については1、 P_{cel} についてはプラスチックおよびグラファイトの中心電極に対しては1とし、アルミニウム中心電極については図15に示すMaらのデータ³²⁾が採用されている。

また P_{wall} については、図16に示す電離空洞での全電離

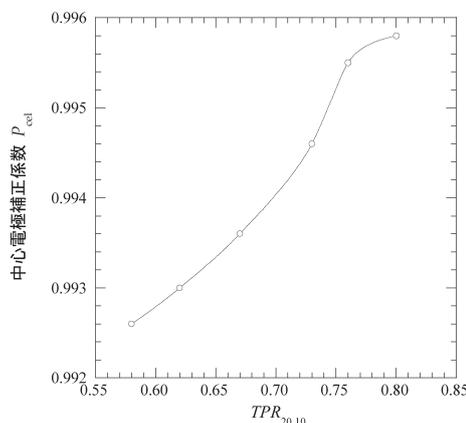


図15 直径1 mmのアルミニウムの中心電極補正係数 P_{cel}

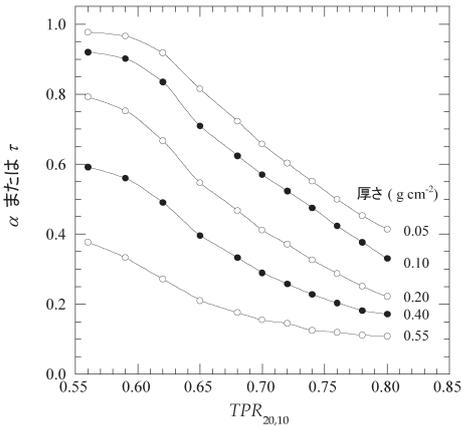


図16 電離空洞での全電離電荷に対する壁および鞘で生じる二次電子の寄与の割合 (α または τ)

表8 標準測定法01の電子線吸収線量計測の基準条件

項目	基準値あるいは基準条件
線質	$1 \text{ g cm}^{-2} \leq R_{50} \leq 20 \text{ g cm}^{-2}$ (3 MeVから50 MeV)
ファントム材質	水
電離箱	平行平板形 ($1 \text{ g cm}^{-2} \leq R_{50} \leq 20 \text{ g cm}^{-2}$) ファーマ形または円筒形 ($4 \text{ g cm}^{-2} \leq R_{50} \leq 20 \text{ g cm}^{-2}$)
校正深 d_c	$0.6 R_{50} - 0.1 \text{ g cm}^{-2}$
電離箱の基準点	平行平板形: 電離空洞内前面の中心 ファーマ形: 電離空洞の中心から $0.5 r_{\text{cyl}}$ 線源側
SSD	100 cm
照射野	$10 \text{ cm} \times 10 \text{ cm}$ ($R_{50} \leq 7 \text{ g cm}^{-2}$) $20 \text{ cm} \times 20 \text{ cm}$ ($R_{50} > 7 \text{ g cm}^{-2}$)

電荷に対する電離箱壁および防浸鞘で生じる二次電子の寄与の割合 α および τ ³³⁾ から、次式で算出している^{34, 35)}。

$$P_{\text{wall}} = \frac{\alpha (\bar{L}/\rho)_{\text{wall, air}} (\bar{\mu}_{\text{en}}/\rho)_{\text{w, wall}} + \tau (\bar{L}/\rho)_{\text{sleeve, air}} (\bar{\mu}_{\text{en}}/\rho)_{\text{w, sleeve}} + (1 - \alpha - \tau) (\bar{L}/\rho)_{\text{w, air}}}{(\bar{L}/\rho)_{\text{w, air}}} \quad (39)$$

当時は防浸性能をもつ電離箱はまだ少なく、防浸鞘をもった水ファントムの使用が想定されたため、標準測定法01では防浸鞘なし、アクリル0.5 mmおよび1 mmの厚さの防浸鞘に対してそれぞれ P_{wall} を算出し、厚さごとに3つの k_Q の表が用意された。

4.3 電子線吸収線量計測の基準条件

表8に電子線吸収線量計測の基準条件を示す。適応は $1 \text{ g cm}^{-2} \leq R_{50} \leq 20 \text{ g cm}^{-2}$ (およそ3 MeVから50 MeV) である。

電子線の線質指標として線量半価深 R_{50} が、校正深 d_c (g cm^{-2}) として、

$$d_c = 0.6 R_{50} - 0.1 \quad (40)$$

が採用されている。これは、異なる24のエネルギーによる電子線照射の忠実なモンテカルロシミュレーションによって、式40で決定される深さを校正深とすると、エネルギーに依存せず線量がほぼ最大、かつ線量勾配が最小となること、また校正深における $(\bar{L}/\rho)_{\text{w, air}}$ を比較的単純な次式でフィッティングできることが示されたからである³⁶⁾。

$$(\bar{L}/\rho)_{\text{w, air}} = 1.2534 - 0.1487(R_{50})^{0.2144} \quad (41)$$

k_Q 算出に必要な擾乱補正とし、平行平板形、円筒形ともに P_{wall} には1を、校正深に電離箱の実効中心を一致させる変位法を採用しているので P_{dis} には1を、円筒形で1 mmのアルミ中心電極をもつ電離箱には0.998、他の材質の中心電極については P_{cel} に1を与えている。 P_{cav} については、保護電極幅が小さい一部の平行平板形を除き1を、電離空洞の半径 r_{cyl} (mm) の円筒形には R_{50} (g cm^{-2}) をパラメータとして次の近似式^{38, 29)} で算出している。

$$P_{\text{cav}} = 1 - 0.0217 r_{\text{cyl}} \exp(-0.153 R_{50}) \quad (42)$$

以上から、標準測定法01では平行平板形8種類、ファーマ形および円筒形33種類の電離箱に電子線に対する k_Q が提供されている。

5. 標準計測法12

1990年台後半になると照射技術の進展に伴い放射線治療の新規患者数が年々増加傾向となった。また、高い中性子束密度で高い比放射能の医療用の放射性同位元素を製造できる原子力施設の数世界的に限られ、⁶⁰Co線源の供給が不安定で、かつ線源交換には高額の費用が必要となった。このことから放射線治療施設ではリニアックへの機器更新が進み、各地区の医療用線量標準センターの⁶⁰Co γ 線照射装置の存続が困難になった。

このような状況から、表9に掲げる2004年時点での各地区の医療用線量標準センターの業務は医用原子力技術研究振興財団 (ANTM) に移管され、放医研の⁶⁰Co γ 線照射装置を借用して校正事業が継続されることとなった。

2009年、ANTMは計量法校正事業者登録制度 (JCSS) での照射線量校正の登録事業者として認可され、以来、国際標準化機構および国際電気標準会議が定めた校正機関に関する基準 (ISO/IEC17025) に適合した品質システムで照射線量による電離箱校正が実施されている。

一方、水吸収線量標準については1995年に制定された科学技術基本法に基づき、2001年度から2010年度までの経済産業省の第1期知的基盤整備計画における計量標準整備に⁶⁰Co γ 線の水吸収線量標準が取り上げられた。これによって水吸収線量標準の整備が進み、東日本大震災の影響によって多少の遅れはあったが、2011年7月15日付の通商産業省告示でグラフアイトカロリメータとグラフアイト壁電離箱を特定標準器として、⁶⁰Co γ 線による0.1 Gyから

表9 2004年業務移行時の医療用線量標準センター名と担当機関

センター名	担当機関名
北海道	北海道大学医学部放射線医学教室
東北北部	岩手医科大学放射線医学講座
東北南部	福島県立医科大学物理学講座
北陸	新潟大学医学部放射線医学教室
関東	放射線医学総合研究所重粒子医科学センター 千葉県がんセンター放射線治療部
東京	癌研究会癌研究所物理部
中部	愛知県がんセンター放射線治療部
関西	京都大学医学部放射線医学教室
中国	広島大学原医研先端医学実験施設
四国	徳島大学医学部保健学科
九州	九州大学医学部保健学科 熊本大学医学部保健学科

220 Gyの範囲の水吸収線量標準による校正体制が産総研に確立された。ANTMにおいても⁶⁰Co γ線による水吸収線量校正定数 $N_{D,w}$ を直接計測で与えるJCSS登録事業者としての電離箱校正の準備が進められた。

以上のような電離箱線量計校正体制の変化に対応し、高エネルギー光子線、電子線だけでなく、稼働数が増加傾向にあった陽子線および炭素線の水吸収線量計測も包括した外部放射線治療における水吸収線量計測の標準的方法を提供できるよう、日本医学物理学会測定委員会の下に執筆委員会を設けて改訂作業を進め、2012年、日本学物理学会編「外部放射線治療における水吸収線量の標準計測法」(標準計測法12)を発刊した。

発刊にあたって、JIS Z8103「計測用語」に準じて、従来使用されていた標準測定法を標準計測法に改めた。JIS用語では、測定は「ある量をそれと同じ種類の量の測定単位と比較して、その量の値を実験的に得るプロセス」としているのに対して、計測は「特定の目的をもって、測定の方法と手段を考究し、実施し、その結果を用いて所期の目的を達成させること」としている。これは電離電荷を測定するための方法、条件や手段を考究し、その測定結果から所期の目的である水吸収線量を評価する標準的方法を提案することが目的であり、計測という用語がより適しているだろうとの理由からである。

5.1 標準計測法12のフォーマリズム

標準計測法12では、標準測定法01がめざした水吸収線量計測の基本的なフォーマリズム、水吸収線量計測の基準条件、線質指標、空気に対する水の平均制限質量衝突阻止能比 $(\bar{L}p)_{w,air}$ 、空気中で1イオン対生成に費やされる平均エネルギー W_{air} などについての修正は加えられていない。

しかし、水吸収線量標準が確立し、水吸収線量校正定数 $N_{D,w}$ は計測によって個々の電離箱に直接与えられる環境が整備された。これは、校正定数比 $k_{D,X}$ では形式ごとに計算で一律に与えられていたビルドアップキャップの吸収と

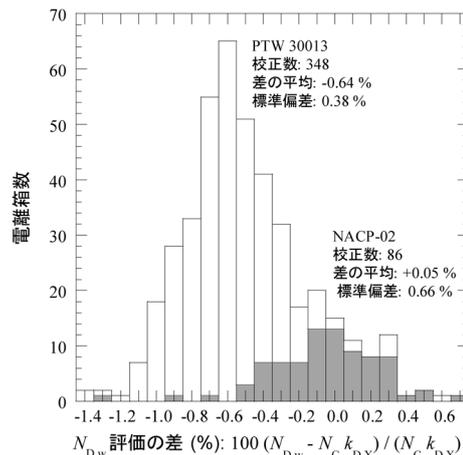


図17 $N_C k_{D,X}$ に対する $N_{D,w}$ の差の分布 (PTW30013およびNACP-02)
(2012年10月から2013年3月まで、医用原子力技術研究振興財団提供)

散乱に対する補正 k_{att} と、空気との不等価性に対する補正係数 k_m を排除できる状況に至ったということである。

図17に2012年10月から2013年3月までの期間で、校正の多数を占めたPTW30013とNACP-02について、直近の校正で与えられた N_C から算出した $N_{D,w} (= N_C k_{D,X})$ に対する水吸収線量標準により直接計測で与えられた $N_{D,w}$ の差のヒストグラムを示す。PTW30013では、差は0.38%の標準偏差で分布し、 $N_C k_{D,X}$ では平均で0.63%過大評価であったことが明らかになった。また、平行平板形であるNACP-02の差は+0.05%であるが、標準偏差は0.66%と円筒形のPTW30013より大きいことが示されている。

表10に電離箱線量計の形式ごとに差の平均と標準偏差をまとめて示す。その差は電離箱の種類によって異なるが、多くは $N_C k_{D,X}$ による計算では $N_{D,w}$ が過大に評価されていた。

以上の結果は、計算で決定される $N_{D,w} (= N_C k_{D,X})$ の標準不確かさ、円筒形に対して1.5%、平行平板形に対して2.0%の範囲内ではあったが、 $N_{D,w}$ 校正が実現したことで水吸収線量評価の不確かさが一段と低減されたことを示している。

5.2 光子線の水吸収線量計測

標準計測法12では標準測定法01以降に報告された新たな知見を取り入れ、 k_Q の再評価を行っている。

P_{dis} については、図18¹⁾に示すように標準測定法01で採用したデータ³⁸⁾が過大評価であることが明らかになり、電離空洞の半径 r_{cyl} (mm)と線質指標 $TPR_{20,10}$ から次式で再評価した³⁹⁾。

$$P_{dis} = 1.0021 - 0.00188 r_{cyl} - 0.0108 TPR_{20,10} - 2.5 \times 10^{-5} r_{cyl}^2 + 0.009(TPR_{20,10})^2 + 0.00169 r_{cyl} TPR_{20,10} \tag{43}$$

表10 $N_c k_{D,x}$ に対する $N_{D,w}$ の差の平均と標準偏差

電離箱	円筒形					平行平板形				
	30013	30001	30010	A12	C-110	NACP-02	PPC40	34045	23343	34001
校正数	348	33	21	13	12	86	75	43	32	28
差の平均 (%)	-0.64	-0.39	-0.28	-0.76	-0.26	0.05	0.08	-0.26	-0.84	0.19
標準偏差 (%)	0.38	0.42	0.26	0.19	0.15	0.66	0.36	0.39	0.21	0.28

(2012年10月から2013年3月まで、医用原子力技術研究振興財団提供)

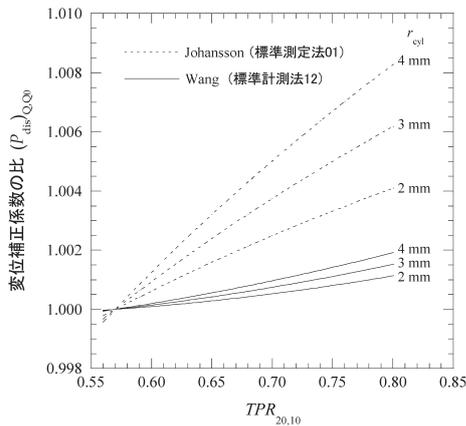


図18 標準測定法01と標準計測法12における変位補正係数比 $(P_{dis})_{Q,Q_0}$ の比較

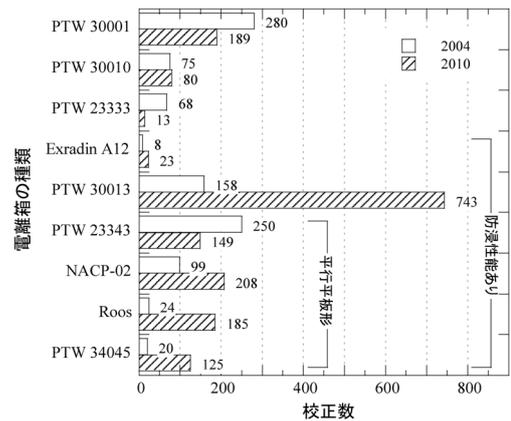


図20 2004年と2010年における主な電離箱の校正数の比較

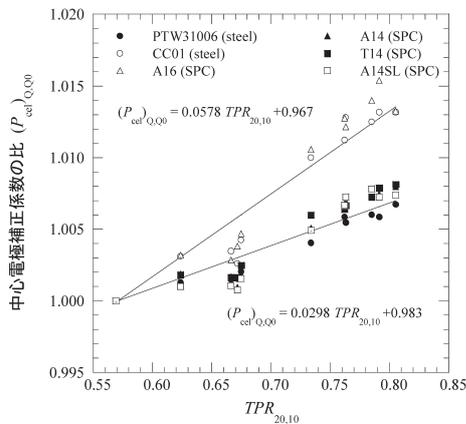


図19 $TPR_{20,10}$ による中心電極補正係数比 $(P_{cel})_{Q,Q_0}$ の変化 (steelとSPC中心電極)

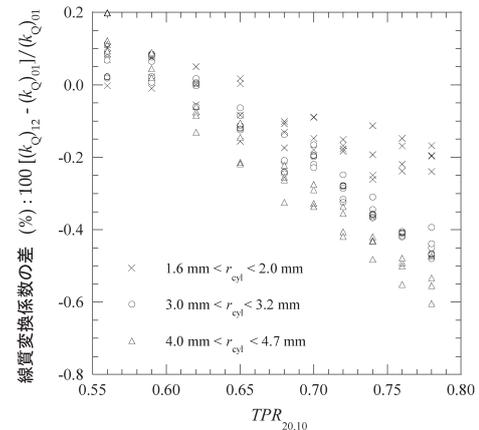


図21 標準測定法01と標準計測法12における光子線に対する k_Q の比較

P_{cel} については、プラスチック、グラファイトおよびAlの中心電極については大きな修正はないが、高原子番号のsteelおよびsilver plate copper covered steel (SPC)中心電極について、図19¹⁾のようなデータ⁴⁰⁾を採用して再評価した。

P_{wall} については、標準測定法01では防浸性能をもつ電離箱が少数だったことから、防浸鞘の長さごとに k_Q が3つの表で提供されていて若干の混乱があった。改訂にあたって標準測定法01発刊後の2004年と2010年における電離箱の校正数⁴¹⁾の調査から、図20に示すように防浸性能をもつ電離箱の普及が進んでいることが確認できた。また、防浸鞘なしと1 mmの計算し、その平均を採用しても0.2%以内で一致することから、防浸鞘の有無にかかわら

ず k_Q を1つの表に集約することとした。

以上 k_Q を再評価した結果、主に変位補正係数 P_{dis} の修正の寄与によって、図21に示すように標準測定法01に対して標準計測法12の k_Q はエネルギーが大きいかほど小さい値となる傾向を示した¹⁾。この差は電離空洞の半径3 mmの円筒形電離箱では $TPR_{20,10} = 0.74$ (10 MV)でおよそ-0.4%となった。

$N_{D,w}$ と k_Q の再評価から、標準測定法01から標準計測法12に移行する際、電離箱、エネルギーによっては光子線の水吸収線量評価で1%程度の差が生じる可能性が示唆された。このことから、日本医学物理学会計測委員会、QA/QC委員会、日本放射線技術学会放射線分科会、日本放射

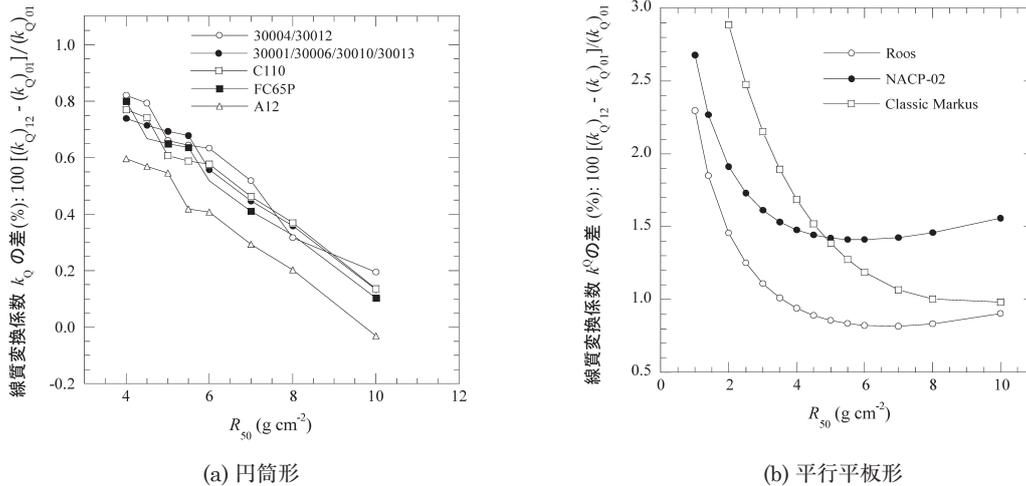


図22 標準測定法01と標準計測法12の電子線に対する k_Q の差

線腫瘍学会QA委員会、ANTM医療放射線監理委員会の連名で、「治療用電離箱線量計の水吸収線量校正と標準計測法12への移行に伴う貴施設における評価線量の変化確認のお願い」を公開し、注意を促した。

(略)

新たな体系で放射線治療装置の出力線量を評価した場合、電離箱線量計、線質、エネルギーによっても異なりますが、従来の評価法と比較して1%程度の差異が生じる可能性があるとして予測されています。さらに看過できない変化が生じる場合も考えられます。

貴施設におきましては、放射線治療を担当する医師と品質管理に携わる医学物理士、放射線治療品質管理士等により、これら変更に伴う自施設の放射線治療線量の変化を評価、確認して頂くとともに、その結果について放射線治療にかかわる全てのスタッフに周知いただきますようお願い申し上げます。

5.3 電子線の水吸収線量計測

円筒形電離箱に対する P_{cav} について見直し、電離空洞の r_{cyl} および R_{50} から次の近似式で再評価した⁴²⁾。

$$P_{cav} = 0.9902 - 0.016 r_{cyl} + 0.01218 \log_e R_{50} + 0.000083 r_{cyl}^2 - 0.0035 (\log_e R_{50})^2 + 0.00593 r_{cyl} \log_e R_{50} \quad (44)$$

この結果 k_Q 評価のための式32において、分子部分の電子線の P_{cav} の修正と、分母部分の校正線質 ^{60}Co γ 線での P_{dis} の修正によって、図22(a)に示すような標準測定法01に対して k_Q の変化が生じた¹⁾。

また平行平板形電離箱については、校正線質 ^{60}Co γ 線に対する十分なデータがあったNACP-02、RoosおよびClassic Markusについてのみ k_Q を提供することとした。これらの電離箱について、式32の分子部分の電子線対

する P_{wall} と $P_{dis} \times P_{cav}$ について修正⁴³⁾していることから、図22(b)に示すように標準測定法01からの k_Q の変化が生じた¹⁾。

$R_{50} \geq 7 \text{ g cm}^{-2}$ ($E_0 \geq 16 \text{ MeV}$) を基準線質 Q_{cross} とし、円筒形電離箱(ref)で評価される水吸収線量と、電位計の表示値 $M_{Q_{cross}}$ から次式で $N_{D,w,Q_{cross}}$ を評価することができる。

$$N_{D,w,Q_{cross}} = \frac{M_{Q_{cross}}^{ref} N_{D,w}^{ref} k_{Q_{cross}}^{ref}}{M_{Q_{cross}}} \quad (45)$$

この場合、 $R_{50} = 7.5 \text{ g cm}^{-2}$ を媒介線質 Q_{int} として用意された $k_{Q,Q_{int}}$ の表から、

$$k_{Q,Q_{cross}} = \frac{k_{Q,Q_{int}}}{k_{Q_{cross},Q_{int}}} \quad (46)$$

によって、 Q_{cross} に対する線質Qでの線質変換係数 $k_{Q,Q_{cross}}$ を評価することができる。

平行平板形電離箱は擾乱補正係数の不確かさが大きいいため、標準計測法12では前述の相互校正を推奨し、校正線質 ^{60}Co γ 線に対する k_Q が提供されていない他の電離箱の使用にも対応している。

5.4 粒子線の水吸収線量計測

図6(第1部、医学物理43(4):129)が示すように、2000年には粒子線の加速装置であるサイクロトロンおよびシンクロトロンは、それぞれ1施設のみであった。標準測定法01では、70 MeVから250 MeVの陽子線、および100 MeV/uから400 MeV/uの炭素線について k_Q 評価法が付録に記載されたが、具体的な基準条件などについては検討が継続された。標準計測法12では2000年以降の粒子線施設の増加に対応するため、陽子線および炭素線についてそれぞれ5章および第6章で基準条件を示している。

表11に基準条件の要約を示す。陽子線に対する W_{air}/e は 34.23 J C^{-1} 、基準深 z_{ref} はSOBP中心をとって、線質指標

表11 標準計測法12の粒子線吸収線量計測の基準条件

項目	基準値あるいは基準条件	
	陽子線	炭素線
線質	$0.25 \text{ g cm}^{-2} \leq R_p \leq 25 \text{ g cm}^{-2}$ (50 MeVから250 MeV)	$2 \text{ g cm}^{-2} \leq R_p \leq 30 \text{ g cm}^{-2}$ (100 MeV/uから450 MeV/u)
線質指標	R_{res}	
ファントム材質	水	水
電離箱		
円筒形または平行平板形	$R_{res} \geq 0.5 \text{ g cm}^{-2}$	SOBP幅 $\leq 2 \text{ g cm}^{-2}$
平行平板形	$R_{res} < 0.5 \text{ g cm}^{-2}$	SOBP幅 $< 2 \text{ g cm}^{-2}$
基準深 z_{ref}	SOBPの中心	SOBPの中心
電離箱の基準点		
円筒形	電離空洞の幾何学的中心	幾何学的中心から0.75 r_{cyl} 線源側
平行平板形	電離空洞内前面の中心	電離空洞内前面の中心
SSD	治療で使用する距離	治療で使用する距離
照射野	10 cm × 10 cm	10 cm × 10 cm

には残余飛程 R_{res} を採用している。 R_{res} は実用飛程 R_p から、

$$R_{res} = R_p - z_{ref} \quad (47)$$

で求め、 $(\bar{L}/\rho)_{w, air}$ は次式で評価する⁴⁴⁾。

$$(\bar{L}/\rho)_{w, air} = 1.137 - 4.265 \times 10^{-5} + \frac{1.84 \times 10^{-3}}{R_{res}} \quad (48)$$

陽子線に対する擾乱補正係数 P_Q については研究成果が十分ではないため1を与え、校正線質 Q_0 を⁶⁰Co γ 線として式32で評価された k_Q の表が提供されている。

また、炭素線では $W_{air/e} = 34.50 \text{ J C}^{-1}$ 、基準深 z_{ref} をSOBP中心をとって、 $(\bar{L}/\rho)_{w, air} = 1.130$ 、 $P_Q = 1$ として k_Q が提供され、粒子線についても統一のフォーマリズムでの水吸収線量計測が可能な基準条件が提供されるようになった。

6. 標準計測法12発刊以降

第2期知的基盤整備計画においてリニアックによる光子線および電子線の水吸収線量標準が計量標準整備に取り上げられた。これによってグラフアイトカロリメータおよびグラフアイト壁空洞電離箱を特定標準器として、リニアックが発生する6, 10, 15 MV X線による0.1 Gyから220 Gyの範囲の水吸収線量標準が2015年に、9 MeV, 12 MeV, 15 MeV, 18 MeV電子線による1 Gyから100 Gyの水吸収線量標準が2022年に公示され、産総研ではこれらを校正線質 Q_0 として N_{D, w, Q_0} を与える電離箱校正が可能となっている。

また2017年、日本医学物理学会編「放射線治療用線量計に用いられる電位計のガイドライン」が発行され、2018年からANTMにおいて5 nCから1000 nCの電荷のJCSS校正が提供されている。一部の電位計のベンダーも電荷校正のJCSS登録事業者となり、電位計校正定数 k_{elec} (nC rdg⁻¹) の提供が始まっている。

さらに、電離箱だけを送付しての校正が可能となり、 N_{D, w, Q_0} がGy nC⁻¹の単位で与えられようになっている。このような分離校正によって、電離箱数 + 電位計数の校正で、多様な照射技術に対応するよう、目的に応じて自在に選択して電離箱数 × 電位計数の組合せでの吸収線量計測が可能になっている。

7. おわりに

本稿では水吸収線量評価のために基準条件や物理データを提供する標準計測法を軸に、背景となる線量の国家標準、電離箱および電位計校正の体系、信頼できる物理データなどの変遷をふり返った。

当時の資料を手繰ると、水吸収線量評価の不確かさ低減を目的として線量標準と校正体系の構築、標準計測法編纂にかかわった学会会員のみならず各研究機関、関連団体の多くの研究者の多大なる努力と連携によって現在の環境があることに気づかされる。あらためて敬意を表したい。

日本医学物理学会編として発刊してきた標準測定法72以降の標準計測法は教育機関における放射線治療の教材としても利用され、毎年1,000を超える部数が納入され、版を重ねている。

標準計測法12の発刊から10年以上が経過して線量標準、電荷標準、校正体系も進展し、物理データについても新たな知見が報告されている。また、放射線治療技術の進展もあり、従来の基準を満たさない照射野、磁場内での水吸収線量計測など新たなニーズも生じている。

ますます高度化する放射線治療に対応し、水吸収線量評価の確かさ向上のためには長期で安定した線量、電荷校正体系の提供、新たなニーズに対応した標準計測法の編纂が不可欠である。今後も関係者の密接な連携と研究活動に期待していきたい。

付記

参考文献は、第1部（第43巻第4号、125–135頁）と共通である。

参考文献

- 1) 日本医学物理学会：第1章 水吸収線量校正と標準計測法 12, 外部放射線治療における水吸収線量の標準計測法, 25–27, 2012, 通商産業研究社
- 2) 日本医学放射線学会物理部会：(会告) 医療用線量標準センター設置のお知らせ, 日医学放射線学会雑誌 31(6): 5, 1971
- 3) 日本医学放射線学会物理部会：(資料) ^{60}Co ガンマ線および高エネルギー X 線の吸収線量の標準測定法, 日本医学放射線学会雑誌 31: 723–734, 1971
- 4) 日本医学放射線学会物理部会編：放射線治療における ^{60}Co ガンマ線および高エネルギー X 線の吸収線量の標準測定法, 1972, 通商産業研究社, 東京
- 5) 国際度量衡局：国際単位系(SI) 国際文書第8版日本語版(産業技術総合研究所計量標準総合センター約・監修), 48–86, 2006
- 6) International Commission on Radiological Units and Measurements (ICRU): Radiation Quantities and Units (ICRU Report 10a, National Bureau of Standards Handbook 84), 1962, NBS
- 7) Hospital Physicists' Association (HPA): A code of practice for the dosimetry of 2 to 8 MV X-ray and Caesium-137 and Cobalt-60 γ -ray beams. Phys. Med. Biol. 9: 457–463, 1964
- 8) Hospital Physicists' Association (HPA): A code of practice for the dosimetry of 2 to 35 MV X-ray and Caesium-137 and Cobalt-60 γ -ray beams. Phys. Med. Biol. 14: 1–8, 1969
- 9) International Commission on Radiological Units and Measurements (ICRU): Radiation Dosimetry: X rays and Gamma rays with maximum photon energies between 0.6 and 50 MeV (ICRU Report 14), 1969, ICRU
- 10) Greene D, Massey JB: The use of the Farmer-Baldwin and Victrometer ionization chambers for dosimetry of high energy X-radiation. Phys. Med. Biol. 11: 569–575, 1966
- 11) Greene D, Massey JB: Correspondence for "The use of the Farmer-Baldwin and Victrometer ionization chambers for dosimetry of high energy X-radiation". Phys. Med. Biol. 13: 287–288, 1968
- 12) 日本アイソトープ協会：放射線利用統計, 2001, 2005, 2010, 2015, 2019, 日本アイソトープ協会
- 13) 日本画像医療システム工業会：放射線治療-医用画像電子博物館—JIRA Virtual Museum—. https://www.jira-net.or.jp/vm/chronology_radiantrays.html
- 14) Sub-committee on radiation dosimetry (SCRAD) of AAPM: Protocol for the dosimetry of high energy electrons. Phys. Med. Biol. 11: 505–520, 1966
- 15) 日本医学放射線学会物理部会編：放射線治療における高エネルギー電子線の吸収線量の標準測定法, 1974, 通商産業研究社, 東京
- 16) Kessaris ND: Absorbed dose and cavity ionization for high-energy electron beams. Radiat. Res. 43: 288–301, 1970
- 17) International Commission on Radiological Units and Measurements (ICRU): Radiation dosimetry: Electrons with initial energies between 1 and 50 MeV (ICRU Report 21), 1921, ICRU
- 18) Harder D: Einfluß der vielfachstreuung von Electronen auf die Ionisation in gasgefüllten Hohlräumen, Biophysik 5: 157–164, 1968
- 19) 日本医学放射線学会物理部会編：放射線治療における高エネルギー X 線および電子線の吸収線量の標準測定法, 1986, 通商産業研究社, 東京
- 20) International Commission on Radiological Units and Measurements (ICRU): Average energy required to produce an ion pair (ICRU Report 31), 1979, ICRU Publications, Washington DC
- 21) Cunningham JR, Schulz RJ: On the selection of stopping-power and mass energy-absorption coefficient ratios for high-energy x-ray dosimetry. Med. Phys. 11: 618–623, 1984
- 22) AAPM Task Group 21: A protocol for the determination of absorbed dose from high-energy photon and electron beams. Med. Phys. 10: 741–771, 1983
- 23) International Commission on Radiological Units and Measurements (ICRU): Radiation dosimetry: Electron beams with energies between 1 and 50 MeV (ICRU Report 35), 9–10, 1984, ICRU Publications, Maryland
- 24) Berger MJ, Seltzer SM: Stopping Power and Ranges of Electrons and Positrons (NBSIR 82–2550), 1982, National Bureau of Standards, Washington D.C.
- 25) Almond PR, Biggs PJ, Coursey BM, et al.: AAPM's TG-51 protocol for clinical reference dosimetry of high-energy photon and electron beams. Med. Phys. 26: 1847–1879, 1999
- 26) Andreo P, Burns BT, Hohlfeld K, et al.: Absorbed dose determination in external beam radiotherapy: An international Code of Practice for Dosimetry based on Standards of Absorbed Dose to Water (TRS-398), 2000, IAEA, Vienna
- 27) 日本医学物理学会編：外部放射線治療における吸収線量の標準測定法, 2002, 通商産業研究社, 東京
- 28) Andreo P: On the beam quality specification of high-energy photons for radiotherapy dosimetry. Med. Phys. 27: 434–440, 2000
- 29) Rogers DWO: Comment on "On the beam quality specification of high-energy photons for radiotherapy dosimetry". Med. Phys. 27: 441–444, 2000
- 30) Andreo P: Improved calculations of stopping power ratios and their correlation with the quality of therapeutic photon beams. Proc. Symp. IAEA-SM-330/62, 335–359, 1993, IAEA, Vienna
- 31) IAEA: Absorbed Dose Determination in Photon and Electron Beams (TRS-277), 1987, IAEA, Vienna
- 32) Ma CM, Nahum AE: Effect of size and composition of central electrode on the response of cylindrical ionisation chamber in high-energy photon and electron beams. Phys. Med. Biol. 38: 267–290, 1993
- 33) Lempert GD, Math R, Schulz RJ: Fraction of ionization from electrons arising in the wall of an ionization chamber. Med. Phys. 10: 1–3, 1983
- 34) Gillin MT, Kline RW, Niroomand-Rad A, et al.: The effect of thickness of the waterproofing sheath on the calibration of photon and electron beams. Med. Phys. 12: 234–236, 1985
- 35) Hanson WF, Tinoco JA: Effects of plastic protective caps on the calibration of therapy beam in water. Med. Phys. 12: 243–248, 1985
- 36) Ding GX, Rogers DWO, Mackie TR: Calculation of stopping-power ratios using realistic clinical electron beams.

- Med. Phys. 22: 489–501, 1995
- 37) Burns DT, Ding GX, Rogers DWO: R50 as a beam quality specifier for selecting stopping-power ratios and reference depths for electron dosimetry. Med. Phys. 23: 383–388, 1996
- 38) IAEA: The use of plane-parallel ionization chambers in high-energy electron and photon beams, An international code of practice for dosimetry (TRS-381), 1995, IAEA, Vienna
- 39) Wang LLW, Rogers DWO: The replacement correction factors for cylindrical chambers in high-energy photon beams. Phys. Med. Biol. 54: 1609–1620, 2009
- 40) Muir BR, Rogers DWO: The central electrode correction factor for high-Z electrodes in small ionization chambers. Med. Phys. 38: 1081–1088, 2011
- 41) 佐方周防：資料2 平成22年度治療用線量計校正実績，線量校正センターニュース1（創刊号），28–32，医用原子力技術研究振興財団，2011
- 42) Wang LLW, Rogers DWO: Replacement correction factors for cylindrical ion chambers in electron beams. Med. Phys. 36: 4600–4608, 2009
- 43) Araki F: Monte Carlo calculations of correction factors for plane-parallel ionization chambers in clinical electron dosimetry. Med. Phys. 35: 4033–4040, 2008
- 44) International Commission on Radiological Units and Measurements (ICRU): Stopping power and ranges for protons and alpha particles (ICRU Report 49), 1993, ICRU, Bethesda MD

著者紹介

齋藤 秀敏（さいとう・ひでとし）

（現職名）東京都立大学 名誉教授

（専門分野）主に放射線治療のための医学物理学，放射線計測学に関する研究と教育に従事。標準測定法01執筆委員，標準計測法12執筆委員会では委員長を務めた。

施設紹介**東京都立大学大学院医学物理コースの紹介**

張 維珊*, 明上山 温, 井上一雅

東京都立大学大学院人間健康科学研究科

Introduction of Medical Physics Course in Tokyo Metropolitan UniversityWeishan CHANG*, Atsushi MYOJOYAMA, Kazumasa INOUE
Graduate School of Human Health Sciences, Tokyo Metropolitan University**1. 施設概要**

東京都立大学は東京都に設置された四つの大学および短期大学（東京都立大学、東京都立科学技術大学、東京都立保健科学大学、東京都立短期大学）から構成された中規模の総合大学である。本稿執筆時点では、学部生と大学院生合わせた学生数は10,000人弱である。筆者が所属する人間健康科学研究科は荒川区にキャンパスを設置している。当研究科は、本学の大学院の三つの重点課題「都市環境の向上」「ダイナミックな産業構造を持つ高度な知的社会の構築」「活力ある長寿社会の実現」に対応するため、大都市で生活する人々の「健康」をテーマとし、その研究・教育を通じて「健康」に寄与し、活力ある長寿社会の実現を目指している。

人間健康科学研究科は東京都立大学の前身となる東京都立保健科学大学に2002年に創設された保健科学研究科が発祥となる。放射線科学域は東京都内の国公立大学の中で唯一の放射線科学分野の大学院であり、2008年に医学物理士コースが設置された。医学物理士には様々な専門領域の知識・技能が必要であるため、放射線科学域では七つの専攻分野を設定し、放射線科学に関する広範な教育、研究体制をとっており、診断、治療、核医学それぞれの領域に医学物理士コースが設けられている。博士前期課程の医学物理教育コース認定は2012年から取得しており、2016年から分野区分なしのコースとして認定された。博士前期課程の定員は21名で、毎年5名程度が医学物理士養成コースを選択している。荒川キャンパスでは社会人の就学支援の趣旨から昼夜にわたる開講を採用している。さらに勤務しながらでも通いやすいように、学生が仕事などの事情により、大学院学則が定める標準修業年限（博士前期課程は2年、博士後期課程は3年）内での修行が困難と大学が認めるもので一定の期間にわたる計画的な履修計画をもつものに対し、その計画的な履修を認める長期履修制度がある。社会人が勤務を継続しながら研究できる環境を提供しているため、これまで実際に多くの社会人学生が在籍している。

医学物理士コースでは、学部の教育内容を踏まえて高度

な医用放射線技術の専門職を養成するとともに、医学物理士となり得る基本的能力を養う。さらに学習だけでなく高度医療機関における臨床実習を設定し、実践能力修得を目的としたカリキュラムを提供している。保健科学系だけではなく理学、工学系の学部卒業生および大学院修了者の入学を可能としている。また、東京都の事業として国際性豊かな放射線医療における実践者、教育者、研究者などの育成を目指している。

2. 教育活動

施設概要で紹介したように、本学では、医学物理士コースを拡充し、従来の放射線治療物理学分野に加えて、放射線診断物理学分野、核医学物理学分野を設定しており、現代の日進月歩の医療に対応できるよう、高度医療専門病院での先端医療の臨床実習を必修科目として組み込み、実践能力重視の教育を行っている。近年の放射線治療の技術高度化により、治療の照射装置の他に、MRなども導入されることがある。近年では、放射線博士前期と後期課程において、医療人材育成特別企画として、「放射線医療技術とAI」をテーマとして、各分野の第一線で活躍する研究者を招き、全7回の特別講義を企画している。

学内のコースのほか、対外教育活動も積極的に行っている。2015年から本学の医学物理士コースは日本応用物理学会と共同で放射線物理の医療応用について情報交換することを目的とした医療放射線技術研究会を年1回（本稿執筆時点で年2回に変更）開催してきた（図1）。この研究会では、新技術の発展に伴い生じた医療現場のニーズとそれを解決する放射線検出器の研究シーズに対して様々なテーマを設定し、シーズとニーズのマッチングを促進するために尽力してきた。

荒川キャンパスには学生研究および教育のために、デジタルマンモグラフィ、一般X線撮影装置のほか、リニアック（1台）（図2）、治療計画装置（7台）、SPECT-CT（1台）、3T MRI（1台）（図3）、CT（2台：診断用1台、治療用1台）が設置されている。特にリニアックは加速器以外に様々な

* 連絡著者 (corresponding author) 東京都立大学大学院人間健康科学研究科 [〒116-8551 東京都荒川区東尾久7-2-10]
Graduate School of Human Health Sciences, Tokyo Metropolitan University, 7-2-10, Higashiogu, Arakawa-ku, Tokyo 116-8551, Japan
E-mail: weishan.c@tmu.ac.jp



図1 2023年度第二回医療放射線技術研究会の開催風景



図2 本学のリニアック装置。加速器だけでなく周辺の位置照合装置も完備されている



図3 本学の3T MRI

患者位置照合装置も完備している。学部生や大学院生が演習にてその原理や操作方法を実践的に学ぶことが可能である。このように医学物理にかかわる三つの分野の実機が設置される大学は国内でもかなり稀で、これらの装置を活かして現場で活躍できる医学物理分野の人材を多く輩出することが本学の最大の特徴である。

3. 研究活動

本学の放射線科学域では、七つの専攻分野が設定されており、そのうち医学物理に関連する分野は、放射線治療物理学分野、医用放射線計測学分野、核医学物理学・保健物理学分野、放射線診断物理学分野、医用画像情報学分野と画像診断システム学分野の6分野である。以下は本学の各分野の紹介で、進学にご興味を持たれたら、是非一度お問い合わせいただきたい。

・放射線治療物理学分野（明上山・張）

放射線治療に関する物理学、治療計画に関する理論と方法論を教授し、放射線治療の高精度化を目指した放射線治療物理学に関する研究を行う。

・医用放射線計測学分野（眞正・松本）

放射線計測の理論と方法論について教授し、医療現場のニーズに対応した放射線計測学に関する研究を行う。

・核医学物理学・保健物理学分野（井上・高島）

核医学に関する検査技術学、物理学、RI管理学に関する理論と方法論について教授し、各医学画像の定量化を目指した各医学検査技術の研究と環境RIを含めた放射線影響に関する研究を行う。

・放射線診断物理学分野（沼野・畑）

放射線診療における撮影・撮像技術論の基礎および応用に関する知識を教授し、撮影・撮像技術の新たな展開を目的とした研究を行う。また、撮像描画に関連するバイオマテリアルやファントム材料あるいは造影剤などの基礎的材料特性について教授する。

・医用画像情報学分野（関根・乳井）

医療情報学研究の今後の動向を展望し、医用情報学の基礎理論研究のプロセスと各段階における実践能力を養い、医療画像等への導入を図る研究を行う。

・画像診断システム学分野（妹尾・根岸）

画像診断領域における医用画像診断機器システムに関して、先端医療画像機器のシステム、性能について教授し、評価、改善方法および応用について研究を行う。

学内では研究を行う他、本学は東京都長寿医療センター、東京都医学総合研究所、国立がん研究センターおよび量子科学技術開発機構と教育研究協力に関する協定（連携大学院協定）を締結している。大学院生はこれらの研究機関の研究員である客員教員から研究指導を受けられる体制を構築している。放射線治療物理学分野では明上山准教授と筆者が担当している。明上山研究室では、MV-CBCTの高画質画像再構成、電磁石を用いた電子線の変更による画像取得装置の開発やwebカメラを用いた線量計測に関する研究を行っている。筆者が運営する研究室では、国立がん研究センター中央病院でMR画像誘導放射線治療装置¹⁾やホウ素中性子捕捉療法に関する研究²⁾を行っており、量子科

学技術開発機構で重粒子線の水吸収線量計測に必要な線質変換係数³⁾について研究する学生もいる。また、近年個別化医療などの推進により、標的アイソトープ治療が注目されてきた状況に対応して、本学の核医学分野において「標的アイソトープ治療薬の個別化治療の実現に向けた投与量の最適化を検討するために必要な臓器線量の算出」や「アルファ線用スペクトロサーベイメータをAc 225製造現場へ適用するための研究」を実施している。

4. その他

本学大学院への入学を検討する方に本学の人間健康科学研究科放射線科学域の入試概要と状況について紹介する。博士前期課程の試験科目は、筆記試験（英語・専門）と口述試験となっており、放射線科学に関する基礎および専門知識が問われる。なお、英語の試験では、2025年度入試より外部英語検定（TOEFL iBT）を利用した入学試験に変更されることが決定されている。博士後期課程の試験科目は、筆記試験（英語、専門）と口述試験（プレゼンテーション）になっている。入試状況について、東京都公立大学法人事業概要によれば、直近3年間の志願倍率は博士前期課程で1.24～1.48倍（入学定員21名）、博士後期課程で0.67～0.83倍（入学定員6名）であるが、このなかに秋季入学者（外国人留学生）は含まれておらず、実質的には定員を充足している。また、2024年度より博士後期課程に進学する日本人学生に対しての経済的支援プログラムが開始される予定である。加えて、学部および大学院前期課程

の学生を対象に新たな授業料減免制度が実施される。（一定の世帯年収制限を設けて授業料実質無償化となる。詳細は下記のリンクにてご確認いただきたい。<https://www.houjin-tmu.ac.jp/topics/topics13247/>）大学全体を通して、各研究分野で魅力ある教育研究体制を整備しているため、東京都立大学大学院進学を是非ご検討いただきたい。

5. 医学物理を志す者へ一言

医学物理学は物理工学の知識・成果を医学に応用・活用する学術分野である。東京都立大学は附属病院を所有していないが、連携大学院の活用によって、臨床はもちろんのこと、研究所にいる様々な分野の研究者と交流を深め、自由に幅広く研究を行うことが可能である。興味を持たれた方は遠慮なくご連絡ください。

参考文献

- 1) Nakayama H, Okamoto H, Nakamura S, et al.: Film measurement and analytical approach for assessing treatment accuracy and latency in a magnetic resonance-guided radiotherapy system. *J. Appl. Clin. Med. Phys.* 24(5): e13915, 2023
- 2) Takemori M, Nakamura S, Sofue T, et al.: Failure modes and effects analysis study for accelerator-based boron neutron capture therapy. *Med. Phys.* 50: 424–439, 2022
- 3) Urago Y, Sakama M, Sakata D, et al.: Monte Carlo-calculated beam quality and perturbation correction factors validated against experiments for Farmer and Markus type ionization chambers in therapeutic carbon-ion beams. *Phys. Med. Biol.* 68: 185013–185013, 2023

編集後記

今号では前号に続き、教育委員会企画として、齋藤秀敏先生の「外部放射線治療における水吸収線量計測の変遷」の「第2部」を掲載しています。この回の最後の部分では、標準計測法12の発刊後に起こった進歩が取り上げられており、リニアックによる光子線および電子線の水吸収線量標準について触れられています。折しもこの3月に、「医療用リニアック装置によって校正された放射線治療用線量計による水吸収線量の標準計測法」(リニアック標準計測法24)という新しい水吸収線量計測法が本学会から発刊されました。医療用リニアック装置で校正された放射線治療用線量計で水吸収線量計測する際の不確かさは、標準計測法12で想定される不確かさよりも小さくなるそうです。この成果は齋藤先生を含めた先達の不断の貢献の上に成り立っています。この企画が貴重な歴史に触れることを通して、新しい知見を切り開く契機になることを願っています。

(編集委員 杉本 聡)

Japanese Journal of Medical Physics

Editorial Board

T. Hasegawa (Chief)
Y. Anetai
F. Araki
R. Kohno
T. Sakae
S. Sato
S. Sugimoto
Y. Takahashi
A. Nohtomi
M. Hashimoto
T. Fujisaki
T. Magome
N. Matsufuji
Y. Mori
T. Yamada
H. Watabe

JSMP Secretariat:

c/o International Academic Publishing, Co., Ltd., 358-5
Yamabukicho, Shinjuku-ku, Tokyo 162-0801, Japan
TEL: 03-6824-9384 FAX: 03-5227-8631

JSMP Editorial Office:

c/o International Academic Publishing, Co., Ltd., 332-6
Yamabuki-cho, Shinjuku-ku, Tokyo 162-0801, Japan
TEL: 03-6824-9363 FAX: 03-5206-5332

ISSN: 1345-5354

Japanese Journal of Medical Physics [JJMP] is published four times per annual volume by the Japan Society of Medical Physics.

JJMP is indexed in Index Medicus and MEDLINE on the MEDLARS system.

医学物理

編集委員長

長谷川智之 (北里大学)

編集委員

姉帯 優介 (関西医科大学)
荒木 不次男
河野 良介 (国際医療福祉大学)
榮 武二 (筑波大学)
佐藤 清香 (エレクトラ)
杉本 聡 (理化学研究所)
高橋 豊 (医薬品医療機器総合機構)
納富 昭弘 (九州大学)
橋本 成世 (北里大学)
藤崎 達也 (茨城県立医療大学)
馬込 大貴 (駒澤大学)
松藤 成弘 (量子科学技術研究開発機構)
森 祐太郎 (筑波大学)
山田 崇裕 (近畿大学)
渡部 浩司 (東北大学)

公益社団法人日本医学物理学会事務局:

〒162-0801 東京都新宿区山吹町358-5
(株)国際文献社内
TEL: 03-6824-9384 FAX: 03-5227-8631

公益社団法人日本医学物理学会編集事務局:

〒162-0801 東京都新宿区山吹町332-6
(株)国際文献社内
TEL: 03-6824-9363 FAX: 03-5206-5332

ISSN: 1345-5354

本誌は年1巻とし、1号、2号、3号及び4号として発行します。

本誌の研究論文、資料、特集のレポート等はMEDLINEで検索できます。

賛助会員名

エレクトラ株式会社	東洋メディック株式会社
株式会社応用技研	長瀬ランダウア株式会社
加速器エンジニアリング株式会社	ユーロメディテック株式会社
住友重機械工業株式会社	公益社団法人 日本生体医工学会
株式会社千代田テクノ	RTQM システム株式会社
株式会社通商産業研究社	株式会社日立製作所

目 次

研究論文

Event Tree Analysis を用いたマルチイオン治療の安全性解析

田中創大, 中路 拓, 水野秀之, 水島康太,
片桐 健, 笠松幸生, 増田孝充, 稲庭 拓 1

〈連載：教育委員会企画〉

解 説

外部放射線治療における水吸収線量計測の変遷 [第2部]

齋藤秀敏 8

施設紹介

東京都立大学大学院医学物理コースの紹介

張 維珊, 明上山 温, 井上一雅 17

編集後記 20

【複写される方へ】

本誌に掲載された著作物を複写したい方は、(社)日本複写権センターと包括複写許諾契約を締結されている企業の方でない限り、著作権者から複写権等の行使の委託を受けている次の団体から許諾を受けて下さい。

〒107-0052 東京都港区赤坂9-6-41 乃木坂ビル3階 一般社団法人 学術著作権協会
FAX: 03-3475-5619 E-mail: info@jaacc.jp

著作物の転載・翻訳のような、複写以外の許諾は、直接本会へご連絡下さい。