

特集 昭和大学での放射線治療の現状と今後

医学物理の役割

昭和大学医学部放射線医学講座（放射線治療学部門）

宮浦 和徳 豊福 康介 西村 恵美
小 林 玲 新谷 暁史 加藤 正子
小澤由季子 村上 幸三 新城 秀典
師田まどか 伊藤 芳紀 今 井 敦
加賀美芳和

はじめに

医学物理学という学問をご存知だろうか。多くの方は聞きなれない学問かもしれない。放射線は医療に利用されるようになり、100年以上の歴史があり身近なものである。医療で利用される放射線のうち多くはX(γ)線であり、これらは、「粒子」とであると同時に「波」の性質を持つ。この特性は、物理現象で説明することが可能である。つまり医療に放射線が利用され、医学と物理学は密接に関係している。身近な放射線であるが、適正利用が大原則であり、放射線は可視できないからこそ、正しい知識を有して利用する必要がある。

医学物理学とは

医学物理学とは、理工学の知識・成果を医学に応用・活用する学術分野であり、他の物理学の分野と異なり、医学・医療への貢献を通じて、人類の健康に寄与する学問である。詳細な領域として、

- ①診断物理学
- ②核医学物理学
- ③治療物理学
- ④放射線防護・安全管理学
- ⑤上記4項目の基礎として、研究・開発を含む基礎医学物理学

と定義される¹⁾。医学物理学は、医療において放射線を利用した診断・治療の契機となり、これに理工学が多大に貢献することで形成された学問である。医学物理学の医療への貢献は大きく、X線CT

装置、MRI装置、PET装置、光子線治療装置、粒子線治療装置など多くの機器の開発・高精度化に向けた研究に役立っている。

これらの学問を修め、医学物理士認定機構の認定を受けた者が、本邦の医学物理士となる。

医学物理士とは

米国のAAPM (the American Association of Physicists in Medicine) では、「医学物理士は放射線の安全性の保障と研究開発の手助けをすることにより、放射線画像技術を提供し、画像技術の改良を行ってきた。そして、医学物理士は、治療技術の開発にも貢献し、放射線治療計画を立案するために放射線腫瘍医と協力し、がん患者に対して、正確な位置と線量を照射することを保証するために、装置と操作を監督する。」これを医学物理士と定義している。

本邦には、2018年5月現在、1,132名の認定者が存在する。しかし、この数は欧米と比較し極端に少なく、医学物理士一人当たりの国民数は米国の2倍、英国の3倍以上であり、絶対数が不足している。本邦の多くの医学物理士は大学病院やがんセンターなど大規模な医療機関や教育機関に所属している。また、現在のところ機構の認定資格であるため、専従の医学物理士として職務についているものは、認定者の4割程度と推測される²⁾。医学物理士は、国際労働機関 (ILO) の「物理学に関連する科学的知識を医療分野に応用する職業」と定義され、WHOの「Medical physicist」に該当する。諸外国では国家

資格であり、医療へ多大な貢献をしている職種である。著名な医学物理士としては、ラジウムの発見で知られる Dr. Marie Curie や X 線を発見した Dr. Wilhelm Conrad Röntgen があげられる。両氏とも、物理学を医療分野に応用させた先駆者である。本邦では、放射線医学総合研究所の HIMAC の開発者である Dr. Kiyomitsu Kawachi や PET の開発者である Dr. Eiichi Tanaka の両氏は、International Organization for Medical Physics の過去 50 年に医学物理学に顕著な功績を残した世界中の医学物理士 50 名に選ばれており、諸先輩方の活躍は現在の医療を礎となっている。

医学物理士を目指すためには、医学物理士認定機構で認定された医学物理教育コースで教育を受ける必要がある。医学物理教育コースの過程は、①修士課程、②博士課程、③臨床研修過程の 3 種類がある。これらのコースを経て、認定試験に合格し、所定の単位を取得し認定審査に合格したものが医学物理士として認定される³⁾。現在、19 大学の教育コースが認定される⁴⁾。

業務内容としては、放射線を用いた医療が適切に実施されるよう、医学物理学の専門家としての観点から貢献する医療職であり、医師と連携を図り、診療放射線技師や放射線治療品質管理などと協力し、診断装置および診断画像・放射線治療装置の品質管理・保証を実施する。また、医学物理学的研究開発を行う。さらに、患者体内での吸収線量に関する位置の精度と量的精度が臨床上必要な範囲に収まっていることを確認し、医師の処方通り治療が行われていることを担保すると、示されている⁵⁾。特に、放射線治療の領域で活動している場合が多く、

- (ア) 治療計画における照射線量分布の最適化および評価
- (イ) 治療装置・関連機器の受け入れ試験（アクセプタンステスト）・コミッショニングの計画、実施、評価
- (ウ) 治療装置・関連機器の品質管理・保証の計画、実施、評価
- (エ) 治療精度の検証、評価
- (オ) 放射線治療の発展に貢献する研究開発
- (カ) 医学物理学に関する教育
- (キ) 患者への放射線治療に関する医学物理的質問に対する説明

を中心に、臨床現場で活動を行っている。近年、高度先進医療の粒子線治療（陽子線・重粒子線）や中性子線を利用したホウ素中性子捕捉療法（BNCT）などが急速に発展しており、医療における専門的な物理的アプローチの機会は増し、医学物理士の需要が加速している。昭和大学では、4 病院（昭和大学病院・昭和大学藤が丘病院・昭和大学江東豊洲病院・昭和大学横浜市北部病院）に放射線治療装置が導入されており、医学物理士は 1 名で、全ての医学物理業務を担当している。

臨床における医学物理士の役割

放射線治療は、患者を中心に多様な職種が連携し、治療におけるプロセスはキーチェーンのように連鎖的に繋がっており、包括的な品質管理が重要となる。医学物理士は、この包括的な品質管理を担う立場であり、臨床現場では多職種と連携を図っている。また、本学では教育職として、臨床・教育・研究開発の 3 本柱を最適化し、医学物理士業務に就いている。

臨床では、医師と連携し高品質な放射線治療により、副作用が少なく、高い治療効果が得られる高精度放射線治療の計画の立案の実施や、カンファレンスでの照射法や線量のコンサルテーション、放射線治療計画装置や治療装置、関連機器の精度管理・品質保証など品質管理を各プロセス⁶⁻⁹⁾に従い実施している。

昭和大学では毎日、遠隔カンファレンスを 4 病院（昭和大学病院・昭和大学藤が丘病院・昭和大学江東豊洲病院・昭和大学横浜市北部病院）で開催し、新規患者の症例提示や治療戦略の検討、画像による照射位置の確認・承認などを行っている。カンファレンスでは、各病院で提示された高精度放射線治療患者のコンサルテーションを受け、治療計画の作成や、作成した治療計画の提示・承認を受けている。また、各施設における治療装置の精度管理報告を受け、評価・承認を行っている。その他臨床では、照射位置確認用の画像から、治療計画時の患者位置再現性（セットアップエラー）を算出し、標的に付加するマージン（PTV マージン）の算出を行い、これを治療計画にフィードバックし、各患者に適した治療計画が提供できるように携わっている。PTV マージンの算出例を Fig. 1 に示す。論文で示されて

前立腺 VMAT における PTV マージンの見直し

2017/10/3

セットアップマージンの算出

前立腺 VMAT を実施した 20 名よりセットアップマージンの算出を行なった。セットアップエラーは、壁レーザ - 皮膚マーカ合わせでの位置（基準座標）と、CBCT で画像誘導を行なった位置（対象座標）との変位量（基準座標 - 対象座標）として求めた。今回の解析は、External uncertainty(ext)を当院のデータより使用し、Internal uncertainty(int)は文献値を引用し、van Herk が提唱している式をもとにセットアップマージンの算出を行なった。

$$M = 2.5\Sigma_{\text{tot}} + 0.7\sigma_{\text{tot}}$$

$$\Sigma_{\text{tot}} = \sqrt{(\Sigma_{\text{int}}^2 + \Sigma_{\text{ext}}^2)}$$

系統誤差 Σ
Systematic error

→全治療期間における位置変動の平均値

$$\sigma_{\text{tot}} = \sqrt{(\sigma_{\text{int}}^2 + \sigma_{\text{ext}}^2)}$$

偶発誤差 σ
Random error

→全治療期間における位置変動の標準偏差

- $n = 680$ [20 patients · 39 fractions]

| (mm) | | |
|------------|-----------------------|-----------------------|
| M | Σ_{tot} | σ_{tot} |
| 6.1 | 1.3 | 4.0 |

※ Σ_{int} , σ_{int} は文献値引用(on-line seeds)

$\Sigma_{\text{int}} = 0 \text{ mm}$; IJROBP 2009; 75:S294

$\sigma_{\text{int}} = 0.1 \text{ mm}$; JACMP 2015; 16; 51-61

皮膚マーカでの位置合わせ後の CBCT による画像誘導における、セットアップマージンは、6.1 mm であった。実際の治療時は、CBCT により画像誘導後に照射を実施しているので、正味のセットアップエラーは、4 mm(1SD)程度に縮小されていると考察できる。

以上より、当院の前立腺 VMAT における PTV マージンは、**6 mm (直腸側 5 mm)** が妥当であると判断される。

文責 宮浦

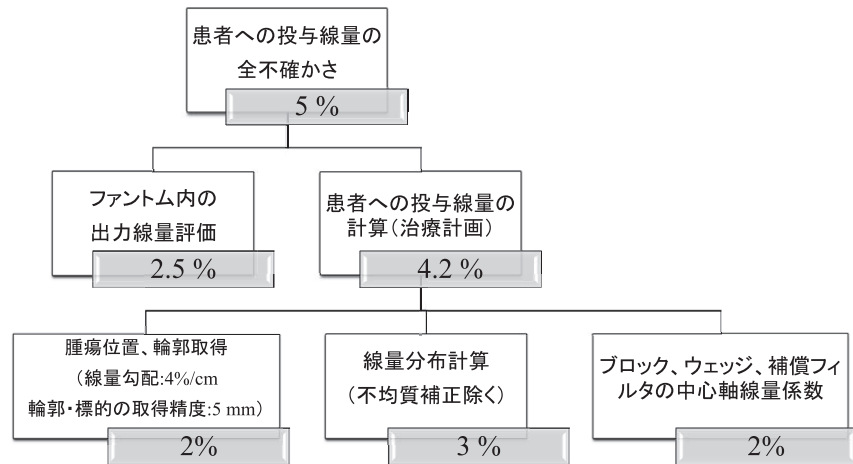
Fig. 1 PTV マージンの算出

いる算出式を参考に、当院におけるセットアップエラーを算出した。これにより、余剰マージンが縮小され、正常組織における被ばく低減を図れた。この値は、患者固定具や照合装置の更新などで、適宜見直しも実施する。

臨床における品質管理の指針として、従来放射線

治療では、患者へ投与させる全不確かさは、5%以内に収めるよう提言されており、全不確かさの内訳を Fig. 2 に示す^{10, 11)}。放射線治療で発生する不確かさは、全不確かさが5%に収まるように管理しなければならない。不確かさとは、ある幅（ばらつき）の範囲内に真値があるかを表したものであり、真値か

投与線量の不確かさの例



線量の不確かさの例

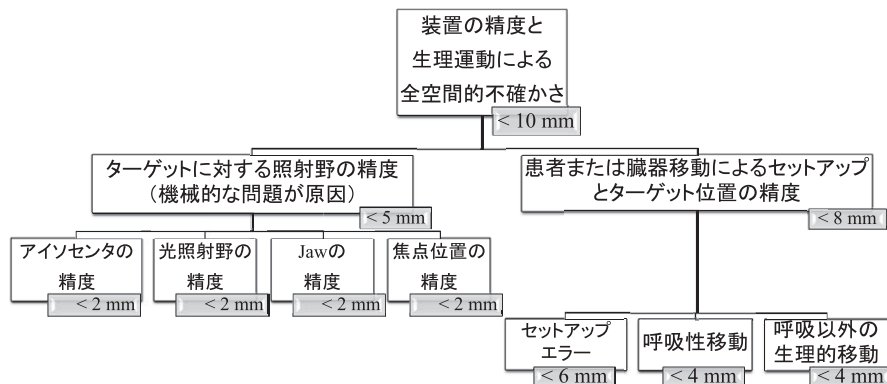


Fig. 2 放射線治療における投与線量の全不確かさと内訳

らのずれの範囲を示したものである誤差とは異なる。不確かさの内訳として、統計を用いた不確かさの推定である A タイプと、A タイプ以外のすべての不確かさの推定である B タイプで評価される。これらを平方根の 2 乗和したもので、合成不確かが見積もられる。ここで算出した合成不確かさには、包含係数が添えられ、信頼水準が付加される。不確かさ

の具体例として、治療装置の出力線量や幾何学的精度、治療計画装置の計算精度、医師のターゲット・リスク臓器の設定などがあげられ、これら放射線治療のすべてのプロセスにおいて不確かさが生じる。上記に掲げた医学物理士の業務が、各プロセスにおける不確かさを低減させ、高品質な放射線治療を患者へ提供することが可能となる。

| Prostate (local) DVHシート | | | | | | | | | |
|-------------------------|--|-------|-------------------------|--------|------------|------|------------|--|--|
| 黄色のセルのみ入力 | | | | | | | | | |
| プラン名 | C1P1 | | | | | | | | |
| 処方 (Gy) | 78 | | | | | | | | |
| 回数 | 39 | | | | | | | | |
| 照射技法 | VMAT | | | | | | | | |
| CTV→PTVマージン (mm) | S=6mm, I=6mm, R=6mm, L=6mm, A=6mm, P=5mm | | | | | | | | |
| 各ROIの線量指標値 | | | | | | | | | |
| プロトコルで定義されているROI名称 | 体積 (cc) | 指標 | 数値 | 単位 | 自動判定 (○、×) | 許容範囲 | | | |
| 計画標的体積 | PTV | 10.00 | D50% | 78 | Gy | ○ | > =処方線量 | | |
| | | | 最大線量 (D _{2%}) | 80 | Gy | | | | |
| | | | (%は自動計算) | 101.92 | % | ○ | < = 110% | | |
| | | | V90% | 99.90 | % | ○ | > = 98% | | |
| | | | D95% | 98.80 | % | ○ | > = 95% | | |
| PTV外側にHot spotがないようにする | Body | | Dmax | 108.00 | % | ○ | < = 110% | | |
| 直腸 | RectumWall | - | V78 Gy | 0.00 | % | ○ | < = 0% | | |
| | | | V70 Gy | 0.20 | % | ○ | < = 15% | | |
| | | | V60 Gy | 28.00 | % | ○ | < = 30% | | |
| | | | V40 Gy | 39.90 | % | ○ | < = 40% | | |
| 膀胱 | BladderWall | - | V70 Gy | 35.00 | % | × | < = 30% | | |
| | | | V60 Gy | 50.00 | % | × | < = 40% | | |
| 大腿骨頭 | FemoralHead_R | - | Dmax | 48.00 | Gy | ○ | < =50 Gy | | |
| | FemoralHead_L | - | Dmax | 48.00 | Gy | ○ | < =50 Gy | | |
| 大腸 | Colon | - | V60 Gy | 0.50 | cm3 | ○ | < =1.0 cm3 | | |
| 小腸 | SmallBowel | - | V50 Gy | 0.10 | cm3 | ○ | < =1.0 cm3 | | |
| その他の臓器 | | - | V Gy | | | ○ | | | |
| | | - | Dmax | | | ○ | | | |
| プラン作成者 | 宮浦 | | | 日付 | | | | | |

Fig. 3 治療計画チェックシートの1例

治療計画については、高精度放射線治療である強度変調放射線治療 (IMRT) や定位放射線治療 (SRT)・体幹部定位放射線治療 (SBRT) は標的に的確に放射線を投与し、かつ正常組織の被ばくを低減させる技術であり、従来と比べ高度な治療計画が必要となる¹²⁾。この治療計画は、ワークステーションで数学的手法を用いた最適化計算アルゴリズムを用いるため、複雑かつ高度な知識が必要とされる。計算された結果が理論的に正しいものか判断し、安全で安心な治療計画を作成している¹³⁾。可能な限り矛盾のない最適化パラメータを設定することで、適切な解を導き出すことが可能となる。

また治療計画作成時におけるエラーを防止するプロセスを構築している。具体的には、チェックシートを作成し、各パラメータなど確認している。チェックシートは、治療計画装置が計算した標的や臓器の

線量を入力することで、この計画が目標とする線量制約を達成しているか、端的に評価できるように工夫を行った。その1例を Fig. 3 に示す。目標とする線量制約を満たしていれば「○」、達成できなかった場合は「×」が表示され、チェックシートの機能と簡易的な計画レビューできる仕様となっている。

装置を利用して放射線を体内へ照射する際は、計画の位置に放射線を投与するため、装置の精度管理が必須であり¹⁴⁾、国家標準に紐づくトレーサブルな出力線量の調整や装置の幾何学的精度の担保などを治療業務終了後に行っている。十分な精度を担保し、かつ効率的に精度管理を実施するため、プログラム遂行のための最適化を行い、PDCA サイクルの利用や、装置の劣化による故障などを未然に防ぐための FMEA の活用¹⁵⁾ などを行っている。当院で実施している精度管理結果の1例を Fig. 4 に示す。

★Linac

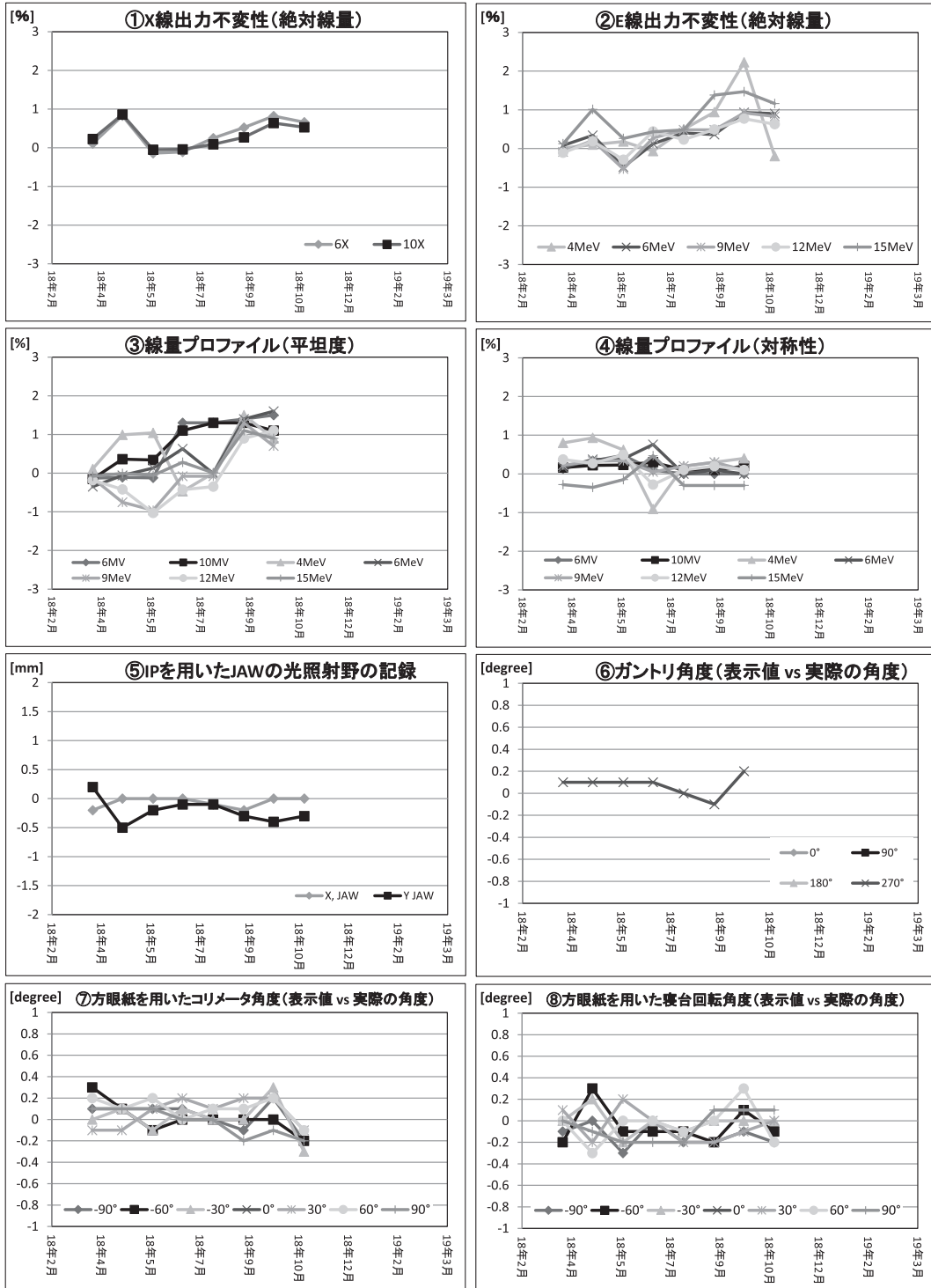


Fig. 4 昭和大学病院のQA データの1例

データは、継時的解析が可能なグラフを含み、不変性試験を中心に許容値に収まっているかを判断可能な仕様とした。また放射線源である ^{192}Ir を用いた

高線量率小線源治療 (RALS) の精度管理も必須である。RALSでは標的近傍に線源を配置し、外部照射に比べ線量勾配が急峻であるため、計画された位

置に線源が配置させる必要がある。このため、専用の検証ツールを作成し、線源の停止位置精度や停留時間精度、線源強度の精度などの品質保証を行っている。

また、臨床開始前に治療装置や治療計画装置の導入におけるコミッショニングも重要な業務である。昨今、放射線治療計画装置による医療過誤が頻発し、チェック体制や安全管理について厚生労働省の課長通知より提言がなされている¹⁶⁾。導入時に登録した値に過誤が生じると、治療患者全体へ波及するため過誤の影響は重大である。このため、コミッショニングの期間に導入における安全体制の構築や臨床受入試験が必須となり、専門知識による質の担保を行っている。藤が丘病院は、2016年に放射線治療装置の入替を行い、そのコミッショニングを担当し、安全に臨床開始ができるよう検証、評価、判定を実施した。また、昭和大学病院の新規、放射線治療計画装置の受入・データ取得・モデリング・コミッショニングも担当している。

教育は、医学生や研修医、診療放射線技師を目指す実習生に実習などを通して放射線治療の魅力を伝え、放射線への正しい知識を提供できるように励んでいる。今後、本学で医学物理士を目指す学生を受入れる体制が構築できれば幸いである。

研究開発は、日常臨床におけるクリニカルクエッションを解決するための研究^{17, 18)}や機器の開発¹⁹⁾、治療計画データの解析などを行っている。また、装置のインターロック発生頻度や故障項目・頻度、メンテナンス頻度などのデータベース化を行い、多変量解析から装置の故障に対する予防保全の構築に向けた研究などを実施している。また、他施設共同試験への参画や医学物理ワーキンググループへの参画などの機会も頂いている。

結 び

本稿では医学物理の役割の一部を示した。医学物理士の業務は患者から直接見えることは少ない。だからこそEBMや安全文化の醸成を取入れ、正しい知識に基づいた丁寧な仕事を心がけている。医療の進歩は目覚ましく、特に放射線医学の発展は凄まじい速さである。オーダーメイドによる治療の提供は必然であり、人工知能やIoTの活用により、今後より飛躍的に発展する。これに対応できる専門職の

正しい知識・技量が必須であり、その人材育成が必要である。患者本位の医療が提供できるよう、医療従事者として、安全安心かつ高品質な放射線治療を提供したいと日々邁進する。

謝辞 日頃より医学物理士へのご指導・ご協力を賜り、皆様に感謝申し上げます。また、貴重な機会を与えていただき、放射線治療学部門 加賀美芳和教授はじめ、医局の先生方、各位にお礼申し上げます。

文 献

- 1) 日本医学物理学会. 医学物理学とはどのような学問であるか. 平成 22 年. (2018 年 11 月 30 日アクセス) <http://www.jsmp.org/intro/attention.pdf>
- 2) Tohyama N, Okamoto H, Nishio T. Questionnaire survey of Japanese medical physicists for working conditions in 2014. *Jpn J Med Phys.* 2016;36:2-17. (in Japanese).
- 3) 日本医学物理士会. 医学物理士になろう. (2018 年 11 月 30 日アクセス) jcmp.or.jp/wp-content/uploads/pamph_mp_index.html
- 4) 医学物理士認定機構. (2018 年 11 月 30 日アクセス) jbmp.org
- 5) 日本医学物理学会. 日本医学物理学会が考える医学物理・医学物理士について. (2018 年 11 月 30 日アクセス) <http://www.jsmp.org/intro/medical.pdf>
- 6) Kutcher J, Coia L, Gillin M, *et al.* Comprehensive QA for radiation oncology: report of AAPM Radiation Therapy Committee task group 40. *Med Phys.* 1994;21:581-618.
- 7) Miller D, Bloch P, Cunningham J, *et al.* Radiation treatment planning dosimetry verification. College Park: American Institute of Physics; 1995. (AAPM Report; 55).
- 8) Fraass B, Doppeke K, Hunt M, *et al.* American Association of Physicists in Medicine Radiation Therapy Committee Task Group 53: quality assurance for clinical radiotherapy treatment planning. *Med Phys.* 1998;25:1773-1829.
- 9) Determination of absorbed dose in a patient irradiated by beams of X or gamma rays in radiotherapy procedures. Washington: International Commission on Radiation Units and Measurements; 1976. (ICRU report; 24).
- 10) AAPM Radiation Therapy Committee Task Group 24. Physical aspects of quality assurance in radiation therapy. New York: The American Association of Physicists in Medicine. by the American Institute of Physics; 1984. (AAPM

- report; 13).
- 11) Meyer JL. IMRT, IGRT, SBRT: advances in the treatment planning and delivery of radiotherapy 2nd, rev and extended ed. Basel: Karger; 2011. (Frontiers of radiation therapy and oncology; 43).
- 12) The International Commission on Radiation Units and Measurements. Prescribing, recording, and reporting photon-beam intensity-modulated radiation therapy (IMRT). Oxford: Oxford University Press; 2010. (ICRU report; 83).
- 13) 黒岡将彦, 宮浦和徳, 脇田明尚, ほか. 詳説放射線治療の精度管理と測定技術 高精度放射線治療に対応した実践 Q&A. 東京: 中外医学社; 2012.
- 14) 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.* 2016; 43:4209-4262.
- 15) 厚生労働省医政局指導課長. 診療用放射線の過剰照射の防止等の徹底について. 医政指発第 0409001 号. 平成 16 年 4 月 9 日. (2018 年 11 月 30 日アクセス) [https://www.wam.go.jp/wamappl/bb11GS20.nsf/0/d76516eac104195b4925710000262f93/\\$FILE/siryou16~20.pdf](https://www.wam.go.jp/wamappl/bb11GS20.nsf/0/d76516eac104195b4925710000262f93/$FILE/siryou16~20.pdf)
- 16) Tamaki T, Miyaaura K, Murakami T, *et al.* The use of trans-applicator intracavitary ultrasonography in brachytherapy for cervical cancer: phantom study of a novel approach to 3D image-guided brachytherapy. *Contemp Brachytherapy.* 2017;9:151-157.
- 17) Miyaaura K, Kumazaki Y, Fukushima C, *et al.* Construction of a patient observation system using KINECT (TM). *J Phys Conf Ser.* 2014; 489:012036. (2018 年 11 月 30 日アクセス) <http://iopscience.iop.org/article/10.1088/1742-6596/489/1/012036/pdf>
- 18) 熊崎 祐, 宮浦和徳. アールテック有限会社. 放射線治療装置における放射線照射野と光照射野との誤差分析方法. 特許第 5969447 号. 2015 年 05 月 07 日.