#### 研究成果報告書 科学研究費助成事業



今和 2 年 6 月 1 1 日現在

機関番号: 32607
研究種目: 若手研究(B)
研究期間: 2017 ~ 2019
課題番号: 17K16480
研究課題名(和文)安全な子宮頚癌治療に向けた小線源治療専用の品質管理ツールの開発
研究課題名(英文)Development of a quality assurance tool for high-dose-rate brachytherapy toward safe treatment for cervical cancer
研究代表者
北里大学・医学部・助教
研究者番号:30773501
交付決定額(研究期間全体):(直接経費) 3,100,000円

研究成果の概要(和文):20-30歳代女性の子宮頸癌の発症率が増加している中、高線量率(HDR)小線源治療は 副作用が少なく、集中して高い線量を投与できる優れたがん治療法である。高線量率小線源治療の進歩に伴い、 治療の安全な実施に向け品質保証(QA)の重要性が高まっている。しかし、従来のQA法では時間がかかり、いく つかの異なる測定ツールを使用する必要がある。そこで、新たに放射線の可視化に基づき、HDR小線源治療専用 のシンプルなQAツールを開発し、その性能を評価した。この方法は、線量分布、線源強度、線源位置を同時に測 定できるため、HDR小線源治療の迅速かつ簡単なQA法に適していると考えられる。

#### 研究成果の学術的意義や社会的意義

aaa高線量率小線源治療の品質保証は、従来、時間がかかり、煩雑であったが、迅速かつ簡便に行うことが可能 になった。線源動作エラーを未然に発見することで、さらに安全な子宮頚癌放射線治療の実施に寄与すると期待 される。放射線による発光を、広くがん放射線治療の品質保証法に適用できる可能性が示せ、さらなる応用が期 待される。

研究成果の概要(英文):With advances in high-dose-rate (HDR) brachytherapy, the importance of quality assurance (QA) is increasing to ensure safe delivery of the treatment for cervical cancer. However, conventional QA is time-consuming, involving the use of several different measurement tools. We developed simple QA method for HDR brachytherapy based on the imaging of radiation and evaluated its performance. The method should be highly suitable for quick and easy QA investigations of HDR brachytherapy as it allows measurements of dose distribution, source strength, and source position.

研究分野: 放射線治療

キーワード: 子宮頚癌 小線源治療 品質管理 シンチレーター 人体模擬ファントム

科研費による研究は、研究者の自覚と責任において実施するものです。そのため、研究の実施や研究成果の公表等に ついては、国の要請等に基づくものではなく、その研究成果に関する見解や責任は、研究者個人に帰属されます。

様 式 C-19、F-19-1、Z-19(共通)1.研究開始当初の背景

20-30歳代女性の子宮頸癌の発症率が増加している中、高線量率(HDR)小線源治療は副作用 が少なく、局所に高線量を投与できる優れたがん治療法である。小線源治療の高精度化により、 さらなる治療成績の向上が見込まれている。治療では、米粒大の小さなγ線源をがんへ運び、線 源の止まる位置と止まる時間を制御し線量を投与する。治療の安全な実施に向け、品質保証(QA) の重要性が増しているが、従来の方法は複数の測定器を用いて煩雑であった。治療前の検証で、 線源動作のエラーが目で見て分かりやすい品質保証ツールがあれば便利である。また外部放射 線治療など他の治療法と比べて、簡便かつ専用の品質保証ツールが少ない。そこで、本研究では、 目に見えない放射線を可視化する発光現象に着目し、医学物理研究グループの協力を得ながら、 臨床の立場から使いやすい品質保証ツールの開発を目指し、従来よりも高精度かつ安全な小線 源治療の実施に寄与したい。

### 2. 研究の目的

高線量率小線源治療の進歩に伴い、治療の安全な実施を確保するための品質保証の重要性が高 まっている。しかし、従来の QA 法では時間がかかり、いくつかの異なる測定ツールを使用する 必要がある。本研究では、目に見えないγ線を可視化するため、人体に組成が近く、身近な水の 発光(チェレンコフ光)に着目した。チェレンコフ光は、荷電粒子が物質中の光速を越えて運動 するときに生じる光である。高線量率小線源治療のγ線から生じた電子が、水中の光速を越えた 際に光が生じ、品質保証ツールへ応用可能ではないかと考えた。本研究では、新たにチェレンコ フ光の可視化に基づき、HDR 小線源治療専用のシンプルな QA ツールを開発し、線量分布・線 源強度・線源位置の測定を行い、その性能を従来法と比べて評価した。

3. 研究の方法

192Ir γ 線源によって照射された純水からの発光を、CCD カメラ (BITRAN 社製) を使用して撮 影し、投影画像を得た(図 1)。カテーテル (チューブ)を専用のホルダーに固定し、水からの発 光のみを撮影する場合は、カテーテルを遮光した。微弱な発光を撮影するため、装置を暗箱で覆 った。散乱線を除去するためにカメラを鉛で遮蔽した。192Ir 線源 (Nucletron mHDR- v2, γ 線の 平均エネルギー 0.355 MeV; 半減期 73.83 日; 大きさ 4.5 mm × 0.9 mm) は、カテーテル内を移 動し、停留位置と時間は、HDR 小線源治療装置 (microSelectron HDR-V3, Nucletron)を用いて制 御した。



図 1. 測定装置の概念図(a)と写真 (b)

線量分布測定; チェレンコフ光の分布は、線源中心から 10 mm の位置で校正曲線を求め、線量 分布へ変換した。線源中心から 10 mm の位置は、臨床上、処方点(reference point)と定義され ているので参考にした。発光プロファイル(測定値)は、シミュレーション計算などと比較した。 チェレンコフ光とエネルギー付与(線量)のシミュレーション計算は、モンテカルロ法(GEANT4) を用いた。また治療計画用ソフトウェア(注1)(Oncentra v4.3, Nucletron)を用いた線量分布計算 とも比較した。発光測定が水の厚み100mm分の投影画像であることを考慮して、線量分布は同 じ水の厚み分を積算した。

線源強度測定;同一の192Irγ線源に対して、日時を変えて発光強度を測定した。得られた発光 強度は、電離箱線量計を用いて測定した線源強度と比較した。

線源位置測定;線源を連続した2点に止めて発光を撮影した。線源間隔の設定値は、40 mm と 2.5 mm の2パターンとした。同様の測定を従来のフィルムを用いて行い、結果を比較した。

4. 研究成果

(1) チェレンコフ光の撮影

192Ir γ線源によって照射された水からの発光を、CCD カメラを使用して撮影し(図 1)、投影画像を得た(図 2)。シミュレーション計算との比較から、観測された光は、主にγ線からのコンプトン散乱(注 2)電子によって生成されたチェレンコフ光であることを確認した(図 3)。



図2.<sup>192</sup>Ir 線源を照射した際に水に生じる発光の画像.(a)水とカテーテルの発光画像(b) 空気中に置いたカテーテルの発光画像(c)水のみの発光画像.スケールバー(白線):5 mm. 観察時間58 秒. 画像は16-bitの輝度で示されている(カラーバー(左)).

(2) 線量分布の測定

チェレンコフ光の分布は、線源近傍をのぞき、治療計画システム (TPS) を使用して計算された 線量分布と一致し、補正を必要としなかった (図 4)。発光分布と線量分布は、線源中心から 7mm より外側では、平均して 5%以内で一致した。従来、MV ビームによるチェレンコフ光の可視化 では、線量分布の測定に補正が必要なことが分かっている。本研究で得られた線量分布との一致 は、<sup>192</sup>Irγ線が等方的な放射であること、低エネルギーのコンプトン電子の飛程が短いことに起 因していると考えられる。

(3) 線源強度の測定

また、発光の強度から線源の強さ(放射能)を測定することができた(図5)。発光による崩壊曲 線は、おおむね電離箱測定による曲線に一致した。発光から求めた半減期は76.8 ± 1.3 日であ り、 文献値より約4%大きくなった。

(4) 線源位置の測定

さらに、発光画像から線源の止まる位置を測定したところ、従来のフィルム測定と同程度の空間分解能で測定できた(図 6)。線源間隔の設定値 40 mm の場合、発光による測定では、40.2 ±

0.5 mm (平均 ± 標準偏差)、フィルムの測定では 39.8 ± 0.4 mm であった。さらに細かい線 源間隔の設定値 2.5 mm の場合、発光による測定では、2.5 ± 0.1 mm、フィルムの測定では 2.3 ± 0.4 mm であった。

(まとめ)この方法は、一枚の投影画像を使用して、線量分布、線源強度、線源位置を同時に測 定できるため、HDR小線源治療の迅速かつ簡単な QA 法に適していると考得られる。以上の成 果を論文として発表した。

(注1)治療計画用ソフトウェア;医師の指示した処方線量に基づき、治療計画を作成するためのソフトウェア。治療計画では、事前に患者体内を撮影した画像を使用して、線量分布の計算が行われる。また計画した線量分布を達成できるように、線源の動きに変換し、治療機に伝える。

(注 2) コンプトン散乱; y線やX線など高エネルギーの光子が物質と相互作用し、エネルギー を失う過程の一つ。光子が物質中の電子と衝突し、電子をはじき飛ばし、自身は運動の向きを変 える(散乱される)。



**図 3.**<sup>192</sup>Ir 線源を水に照射した際に生じる発光プロファイル (a)水とカテーテル(All), カテーテル のみ, 水のみの発光プロファイル (b)チェレンコフ光の発生を仮定したモンテカルロ(MC) 計算との比較 データは、10 mm の位置で規格化した。



図 4. 発光プロファイルと線量分布の比較 (a) 線源移動軸に直行する方向 と (b) 線源移動軸に沿 う方向 線量は、水の厚み(100 mm)を考慮して積算した線量になっている。線量分布は治療計画装置 (TPS)を用いて計算した。



図 5. 発光から測定した線源強度 <sup>192</sup>Ir の崩壊曲線(半減期 73.83 日)と比較した。また電離箱測定による線源強度と比較した。



図 6. 線源位置の測定 水の発光プロファイルをフィルム測定と比較した。(a)線源間隔の設定値 40mm (b)線源間隔の設定値 2,5 mm (b)では分かりやすいように横軸を拡大した。

#### 5. 主な発表論文等

# 〔雑誌論文〕 計1件(うち査読付論文 1件/うち国際共著 0件/うちオープンアクセス 0件)

1.著者名	4.巻
Watanabe Yusuke、Muraishi Hiroshi、Takei Hideyuki、Hara Hidetake、Terazaki Tsuyoshi、Shuto	63
Nobuaki, Shimo Takahiro, Nozawa Marika, Ishiyama Hiromichi, Hayakawa Kazushige, Gomi Tsutomu	
2.論文標題	5 . 発行年
Automated source tracking with a pinhole imaging system during high-dose-rate brachytherapy	2018年
treatment	
3.雑誌名	6.最初と最後の頁
Physics in Medicine & Biology	145002 ~ 145002
掲載論文のDOI(デジタルオブジェクト識別子)	査読の有無
10.1088/1361-6560/aacdc9	有
オープンアクセス	国際共著
オープンアクセスではない、又はオープンアクセスが困難	-

# 〔学会発表〕 計1件(うち招待講演 0件/うち国際学会 0件) 1.発表者名

Katsunori Yogo, Yuya Tatsuno, Takumi Narusawa, Takahiro Shimo, Marika Nozawa,

2.発表標題

Output characteristics of Cerenkov emission for a quality assurance tool in HDR brachytherapy

# 3 . 学会等名

日本医学物理学会

4 . 発表年 2018年

#### 〔図書〕 計0件

# 〔産業財産権〕

〔その他〕

6.研究組織

	氏名 (ローマ字氏名) (研究者番号)	所属研究機関・部局・職 (機関番号)	備考
--	---------------------------	-----------------------	----