

# 教育委員会企画 放射線防護委員会企画



日本医学物理学会機関誌

資	料 2020年医学物理士就労状況アンケート報告 遠山尚紀,岡本裕之,黒岡将彦,木藤哲史,株木重人, 古徳純一,福士政広,大野達也,唐澤久美子
〈連載 解	:放射線防護委員会企画〉
737	加 臨床現場における中性子:BNCT 田中浩基
	中性子の基礎知識:高エネルギー光子線治療に伴う中性子の発生 納冨昭弘
	中性子の基礎知識:粒子線治療に伴う中性子の発生 松本真之介,森 祐太郎 15
〈連載 解	:教育委員会企画〉 説
	福島第一原子力発電所事故後の環境中における 放射性セシウム濃度に関する研究[第4部] 清水秀雄,井上一雅, 寉岡 大, 高畠 賢, 福士政広
解	説 IAEA/RCA RAS6087 プロジェクト "Enhancing Medical Physics Services in Developing Standards, Education and Training through Regional Cooperation (RCA)"の紹介 福田茂一
参加執	6告
	RAS6087プロジェクト参加報告 石原佳知 ····································
施設紹	ት
	群馬県立県民健康科学大学大学院診療放射線学研究科の紹介 下瀬川正幸,佐々木浩二,高田健太,原 孝光, 杉野雅人,川村 拓,丸山 星,津野隼人・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・
連載□	
	ベトナム,カンボジア,ポーランド,アラスカ 土井邦雄······ 18
編集後	記

【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.

# 目 次

# CONTENTS

SCIENTIFIC N	OTE
--------------	-----

Questionnaire Survey of Japanese Medical Physicists on Working Conditions in 2020 Naoki Тонуама, Hiroyuki Окамото, Masahiko Kurooka, Satoshi Kito, Shigeto Kabuki, Jun'ichi Kotoku, Masahiro Fukushi, Tatsuya Онко,	)
Kumiko Karasawa	123
〈Special Issue Series: Radiological Protection Committee〉 REVIEWS	
Neutrons in Clinical Practice: BNCT	
Hiroki TANAKA Basic Knowledge of Neutron: Generation of Neutrons Accompanied with the High-Energy Photon Therapy Akihiro NOHTOMI	14
Basic Knowledge of Neutron: Generation of Neutrons Accompanied with Particle Therapy	17
Shinnosuke Matsumoto, Yutaro Mori	_ 15
〈Special Issue Series: Educational Committee〉 REVIEW	
Study on the Concentration of Radioactive Cesium in the Environment after the Fukushima Daiichi Nuclear Power Plant Accident Hideo Shimizu, Kazumasa INOUE, Hiroshi TSURUOKA, Masaru TAKABATAKE, Masahiro FUKUSHI	16
REVIEW	
Introduction to IAEA/RCA RAS6087 Project "Enhancing Medical Physics Services in Developing Standards, Education and Training through Regional Cooperation (RCA)" Shigekazu FUKUDA	n 17
REPORT	
Report of RAS6087 Yoshitomo Ishihara	17
INTRODUCTION OF RESEARCH FACILITY Introduction of Medical Physics Course in Gunma Prefectural College of Health Sciences Masayuki Shimosegawa, Koji Sasaki, Kenta Takada, Takamitsu Hara, Masato Sugino, Hiraku Kawamura, Sho Maruyama, Hayato Tsuno	17
COLUMN: Chicago Donort	_
Vietnam, Cambodia, Poland and Alaska Kunio Doi	18
EDITOR'S NOTE	- 20

# 資料

# 2020年医学物理士就労状況アンケート報告

遠山尚紀\*<sup>1,2</sup>, 岡本裕之<sup>1,3</sup>, 黒岡将彦<sup>1,4</sup>, 木藤哲史<sup>1,5</sup>, 株木重人<sup>1,6</sup>,

古徳純一<sup>1,7</sup>,福士政広<sup>1,8</sup>,大野達也<sup>1,9</sup>,唐澤久美子<sup>1,10</sup>

1一般財団法人医学物理士認定機構涉外委員会

<sup>2</sup>東京ベイ先端医療・幕張クリニック放射線治療品質管理部医学物理室

<sup>3</sup>国立がん研究センター中央病院放射線品質管理室

4東京医科大学病院放射線治療品質管理室

5がん・感染症センター都立駒込病院放射線科(治療)

"東海大学医学部専門診療学系放射線治療科学

"帝京大学大学院医療技術学研究科診療放射線学専攻

<sup>8</sup>つくば国際大学医療保健学部診療放射線学科

9群馬大学大学院医学系研究科腫瘍放射線学講座

10東京女子医科大学放射線腫瘍学講座

## Questionnaire Survey of Japanese Medical Physicists on Working Conditions in 2020

Naoki TOHYAMA<sup>\*1, 2</sup>, Hiroyuki OKAMOTO<sup>1, 3</sup>, Masahiko KUROOKA<sup>1, 4</sup>, Satoshi KITO<sup>1, 5</sup>, Shigeto KABUKI<sup>1, 6</sup>,

Jun'ichi KOTOKU<sup>1, 7</sup>, Masahiro FUKUSHI<sup>1, 8</sup>, Tatsuya OHNO<sup>1, 9</sup>, Kumiko KARASAWA<sup>1, 10</sup>

<sup>1</sup> Negotiation Committee, Japanese Board for Medical Physicist Qualification

<sup>2</sup> Division of Medical Physics, Tokyo Bay Makuhari Clinic for Advanced Imaging, Cancer Screening, and High-Precision Radiotherapy

<sup>3</sup> Radiation Safety and Quality Assurance Division, National Cancer Center Hospital

<sup>4</sup> Department of Radiation Oncology, Tokyo Medical University Hospital

<sup>5</sup> Department of Radiation Oncology, Tokyo Metropolitan Cancer and Infectious Diseases Center Komagome Hospital

<sup>6</sup> Department of Radiation Oncology, Tokai University

<sup>7</sup> Department of Radiation Oncology, Teikyo University

<sup>8</sup> Department of Radiological Technology, Faculty of Health Sciences, Tsukuba International University

<sup>9</sup> Department of Radiation Oncology, Gunma University

<sup>10</sup> Department of Radiation Oncology, Tokyo Women's Medical University

#### (Received March 7, 2022; Accepted June 28, 2022)

The questionnaire survey was conducted in 2020 to investigate the working conditions of qualified medical physicists in Japan. We developed a web-based system for administering the questionnaire and surveyed 1,228 qualified medical physicists. The number of received responses was 405. We summarized the results of the survey by job category. The obtained results showed that most of the people working as certified medical physicists met the following conditions: (1) position of healthcare occupation, (2) direct supervisor is a medical doctor or a medical physicist, (3) licensed or passed an examination for a Class I Radiation Protection Supervisor, (4) without the license of professional radiotherapy technologist, (5) master's or doctor's degree, (6) being assigned to the section that is different from the radiological technologist section. The average annual salary was approximately 600,000 yen higher for those employed as medical physicists in radiation therapy greatly varies depending on whether the physicist is dedicated to treatment planning and equipment quality control. Alternatively, the proportion of the true duties of medical physicists in charge of radiation therapy, as considered by qualified medical physicists in radiation therapy, was the same regardless of whether they were working full-time or not. The results of this survey updated the working status of certified medical physicists in Japan. We will continue to conduct the survey periodically and update the information to contribute to the improvement of the working conditions of medical physicists and policy recommendations.

Keywords: medical physicist, working condition, survey

<sup>\*</sup> 連絡著者(corresponding author) 東京ベイ先端医療・幕張クリニック放射線治療品質管理部医学物理室 [〒261–0024千葉市美浜区 豊砂 1–17]

Tokyo Bay Advanced Imaging & Radiation Oncology Makuhari Clinic, 1–17 Toyosuna, Mihama-ku, Chiba-shi, Chiba 261–0024, Japan E-mail: naoki.tohyama@gmail.com

### 1. はじめに

近年の放射線治療の高度化および放射線治療に従事する 医療従事者のたゆまぬ努力により、国民に高精度な放射線 治療を提供する体制が整備されつつある。一方で、2000 年頃に発生したような放射線過誤照射が、2021年になっ て新たに報告され、高度化かつ複雑化した放射線治療を安 全に提供するための医療提供体制の再構築が検討されてい る. 放射線治療を安全かつ高精度に提供するためには、 医 師,診療放射線技師(以下,放射線技師という.)とともに、 医学物理士を医療機関に配置することが必要と考えられて いる. 西尾らは、医学物理士を対象としたアンケートを 2006年に実施した<sup>1)</sup>. その後, 関連団体との連携により 数回のアンケートが実施された.また、2014年に遠山ら によって医学物理士就労状況アンケート<sup>2)</sup>が報告された. これらのデータ分析により国内における放射線治療に関わ る医学物理士の就労状況を把握し、国などへの政策提言や 各医療機関における医学物理士・医学物理士業務を行う放 射線技師の業務状況の改善に役立つ情報を提供してきた.

本報告では、2020年7月~8月に医学物理士認定者を対 象に実施したアンケート結果をまとめたものである.本解 析結果は、職名別(医学物理士,放射線技師,教員)の比 較を中心に解析と考察を実施した.本データは医学物理士 認定者の共有財産であるため、本アンケート結果の詳細情 報が必要な場合、連絡頂ければ対応する.

## 2. 調査対象と調査経過

医学物理士認定者を対象とした本アンケートは2020年 7月1日から8月31日の期間に一般財団法人医学物理士認 定機構渉外委員会が実施した.日本医学物理士会,医学物 理士認定機構,日本医学物理学会のメーリングリスト等を 利用し医学物理士認定機構名で依頼した.本アンケートは 匿名により収集した.アンケート内容は,①医療機関に勤 務し,放射線治療業務に従事する方:86項目,②医療機 関に勤務し,放射線治療業務以外に従事する方:41項目, ③医療機関に勤務しない方:36項目から構成された. Googleドキュメントのフォームを利用し,Web回答によ るアンケートとした.405名の医学物理士認定者より回答

表2 最終学歴

が得られた.回答数は、医学物理士認定者(2020年4月1 日時点1,228名)の33.0%であった. 匿名によるアンケー トのため、回答者に対する回答内容の確認は実施できな い.よって、誤入力と考えられる回答などは、集計から除 外した.

#### 3. アンケートの結果

#### 3.1 回答者に関するアンケート結果

3.1.1 年齢, 最終学歴, 医学物理教育コース修了

表1に回答者の年齢を示す.回答者の平均年齢は39.1歳 であった.職名別では,医学物理士,放射線技師,教員そ れぞれ,37.0歳,39.0歳,41.5歳であった.次に表2に最 終学歴を示す.博士後期(博士)課程修了,博士前期(修 士)課程修了,大学卒業,短期大学卒業,専門学校卒業そ れぞれ,33.6%,33.3%,23.5%,6.4%,3.2%であった. 博士前期(修士)課程修了以上は,全体の66.9%であった. また,医学物理士,放射線技師,教員それぞれの博士前期 (修士)課程修了以上の割合は,83.9%,47.5%,98.6%で あった.表3に医学物理士認定機構が認定する医学物理教 育コース修了者の状況を示す.博士課程医学物理教育コー ス修了者,修士課程医学物理教育コース修了者,臨床研修 課程医学物理教育コース修了者それぞれ,3.7%,13.6%, 0.5%であった.

#### 3.1.2 雇用形態,職種,職名,直属の上司の職種

表4に雇用形態を示す.常勤(任期無し),常勤(任期

表	1	年齢

年齢(歳)	医学物理士	放射線技師	教員	その他	総計
25-29	13	18	5	1	37
30-34	24	64	10	8	106
35-39	25	53	18	7	103
40-44	12	39	19	3	73
45 - 49	10	19	4	2	35
50 - 54	1	13	5	3	22
55 - 59	1	14	1	1	17
60 - 64	1	2	6	1	10
65-70	0	1	1	0	2
総計	87	223	69	26	405
平均年齢(歳)	37.0	39.0	41.5	40.1	39.1

最終学歴	医学物理士	放射線技師	教員	その他	総計	割合 [%]
博士後期(博士)課程修了	37	27	57	15	136	33.6
博士前期(修士)課程修了	36	79	11	9	135	33.3
大学卒業	9	83	1	2	95	23.5
短期大学卒業	0	26	0	0	26	6.4
専門学校卒業	5	8	0	0	13	3.2
総計	87	223	69	26	405	100.0
大学院(前期・後期)修了割合 [%]	83.9	47.5	98.6	92.3	66.9	

## 表3 医学物理士認定機構が認定する医学物理教育コース修了者の状況

教育コース	医学物理士	放射線技師	教員	その他	総計	割合 [%]
博士課程医学物理教育コース修了者	6	5	2	2	15	3.7
修士課程医学物理教育コース修了者	15	29	8	3	55	13.6
臨床研修課程医学物理教育コース修了者	1	0	1	0	2	0.5
修了者ではない	64	189	58	20	331	81.7
その他	1	0	0	1	2	0.5
総計	87	223	69	26	405	100.0
医学物理士認定機構認定教育コース修了者の割合[%]	25.3	15.2	15.9	19.2	17.8	

## 表4 雇用形態

雇用形態	医学物理士	放射線技師	教員	その他	総計	割合 [%]
常勤 (任期無し)	80	217	41	17	355	87.7
常勤(任期有り)	7	5	28	4	44	10.9
非常勤(週4日以上)	0	1	0	2	3	0.7
学生	0	0	0	1	1	0.2
無職	0	0	0	2	2	0.5
総計	87	223	69	26	405	100.0

## 表5 職種

職種	医学物理士	放射線技師	教員	その他	総計	割合 [%]
医療職	69	223	4	7	303	74.8
教育職	2	0	55	0	57	14.1
研究職	6	0	10	7	23	5.7
行政職	4	0	0	2	6	1.5
メーカー	5	0	0	6	11	2.7
その他	1	0	0	4	5	1.2
総計	87	223	69	26	405	100.0
医療職の割合 [%]	79.3	100.0	5.8	26.9	74.8	

表6 職名					
職名	医学物理士	放射線技師	教員	その他	総計
回答数 割合 [%]	$\begin{array}{c} 87\\21.5\end{array}$	$223 \\ 55.1$	$69 \\ 17.0$	26 6.4	405 100.0

## 表7 直属の上司

上司の職名	医学物理士	放射線技師	教員	その他	総計	割合 [%]
放射線技師	19	213	5	2	239	59.0
医師	42	7	27	6	82	20.2
医学物理士	18	1	9	2	30	7.4
その他	8	2	28	16	54	13.3
総計	87	223	69	26	405	100.0
医師の割合 [%]	48.3	3.1	39.1	23.1	20.2	
医師または医学物理士の割合[%]	69.0	3.6	52.2	30.8	27.7	

表8 学会・講習会参加状況 (a) 国内学会等参加状況

回数	医学物理士	放射線技師	教員	その他	総計
0	3	15	1	2	21
1	10	61	13	7	91
2	25	55	15	6	101
3	22	48	14	10	94
4	7	21	9	0	37
<b>5</b>	9	17	5	0	31
6	5	2	7	1	15
7	1	2	0	0	3
8	0	1	2	0	3
9	1	0	0	0	1
10	3	0	3	0	6
12	0	1	0	0	1
14	1	0	0	0	1
総計	87	223	69	26	405
平均回数	3.3	2.4	3.4	2.1	2.7

#### (b) 海外学会等参加状况

回数	医学物理士	放射線技師	教員	その他	総計
0	70	209	33	16	328
1	10	11	23	6	50
2	6	3	11	3	23
3	1	0	1	1	3
5	0	0	1	0	1
総計	87	223	69	26	405
平均回数	0.3	0.1	0.8	0.6	0.3
(。) 講習会	·关加壮况				

回数	医学物理士	放射線技師	教員	その他	総計
0	11	39	21	8	79
1	34	81	28	5	148
2	26	62	11	10	109
3	9	27	7	2	45
4	3	10	0	1	14
<b>5</b>	3	3	1	0	7
6	1	0	1	0	2
8	0	1	0	0	1
総計	87	223	69	26	405
平均回数	1.7	1.6	1.2	1.3	1.5

有り)それぞれ,87.7%,10.9%であった.表5に職種を 示す.医療職,教育職,研究職それぞれ,74.8%,14.1%, 5.7%であった.表6に職名を示す.医学物理士,放射線 技師,教員それぞれ,21.5%,55.1%,17.0%であった. 表7に直属の上司の職種を示す.上司が放射線技師,医師, 医学物理士である割合は,それぞれ59.0%,20.2%,7.4% であった.医学物理士として雇用されている者の直属の上 司は,医師がもっとも多かった.

#### 表9 学会発表・論文発表状況

	医学物理士	放射線技師	教員	その他	総計
学会発表					
筆頭演者	46	75	45	12	178
共同演者	21	41	18	3	83
未発表	20	107	6	11	144
筆頭演者割合[%]	52.9	33.6	65.2	46.2	44.0
論文発表					
筆頭著者	17	19	27	<b>5</b>	68
共著者	22	36	29	6	93
未発表	48	167	13	15	243
その他	0	1	0	0	1
筆頭著者割合[%]	19.5	8.5	39.1	19.2	16.8

#### 3.2 学会・研究に関するアンケート結果

3.2.1 学会·講習会参加回数

表8に学会・講習会参加状況を示す.対象の学会は, 2019年度に国内で開催された全国規模の学会・研究会等 および2019年度に海外で開催された学会・研究会等であ る.また,講習会については,2019年度に医学物理士認 定機構,日本医学物理学会および日本医学物理士会主催の 講習会である.国内学会参加状況は,医学物理士,放射線 技師,教員それぞれ,3.3回,2.4回,3.4回であった.海 外学会参加状況は,医学物理士,放射線技師,教員それぞ れ,0.3回,0.1回,0.8回であった.講習会参加状況は, 医学物理士,放射線技師,教員それぞれ,1.7回,1.6回, 1.2回であった.

### 3.2.2 学会・論文発表および研究者情報

表9に学会発表・論文発表状況を示す. 筆頭演者として の学会発表割合は, 医学物理士, 放射線技師, 教員それぞ れ, 52.9%, 33.6%, 65.2%であった. 筆頭著者としての 論文発表割合は, 同様にそれぞれ19.5%, 8.5%, 39.1%で あった. 表10に研究者番号所有状況, 研究費応募採択状 況を示す. 研究者番号所有割合は医学物理士, 放射線技師, 教員それぞれ, 41.4%, 18.4%, 100.0%であった. 同様に, 研究費応募状況は, それぞれ, 31.0%, 11.2%, 95.7%で あった. また, 2019年度の研究費採択割合(研究代表者 および研究分担者含む) は, それぞれ, 23.0%, 5.8%, 65.2%であった.

#### 3.3 待遇, 資格に関するアンケート結果

表11-aに主に勤務する機関からの給与(世代別税込平 均年収)を示す.平均税込年収は,医学物理士,放射線技 師,教員それぞれ682.0万円,626.0万円,713.2万円で あった.表11-bに給与満足度を示す.医学物理士,放射 線技師,教員それぞれの給与満足度は,25.3%,24.2%, 30.4%であった.

表12に資格取得状況を示す.治療専門医学物理士,第 一種放射線取扱主任者,放射線治療品質管理士,放射線技

	医学物理士	放射線技師	教員	その他	総計
研究者番号所有状況					
持っている	36	41	69	14	160
持っていない	51	182	0	12	245
所有割合 [%]	41.4	18.4	100.0	53.8	39.5
定期的研究費応募状況注)					
応募している	27	25	66	11	129
応募していない	35	131	3	6	175
該当しない	25	67	0	9	101
応募割合 [%]	31.0	11.2	95.7	42.3	31.9
2019年度採択公的研究費状況					
研究代表者として採択	11	7	37	5	60
研究分担者として採択	9	6	8	1	24
採択なし	26	96	23	10	155
該当しない	41	114	1	10	166
採択割合 [%]	23.0	5.8	65.2	23.1	20.7

## 表10 研究者番号所有状况,研究費応募採択状况

注:定期的研究費応募状況とは、回答者の自己申告にて回答頂いた.

## 表11 世代別年収および給与満足度

(a) 主に勤務する機関からの給与(世代別税込平均年収)

<b>左北 (上)</b>	年収 (万円)							
平町 (成)	医学物理士	放射線技師	教員	その他	総計			
25-29	522.3	463.9	522.0	120.0	483.0			
30-34	613.5	522.8	586.6	457.5	544.4			
35-39	706.8	611.3	633.3	527.1	632.6			
40-44	754.2	693.4	685.8	1301.0	726.4			
45 - 49	840.0	744.7	1039.0	825.0	810.2			
50 - 54	750.0	805.0	960.0	876.7	847.5			
55 - 59	900.0	862.8	600.0	1300.0	875.2			
60-64	1050.0	675.0	1055.0	900.0	963.0			
65 - 70		300.0	420.0		360.0			
平均	682.0	626.0	713.2	686.7	656.8			
標準偏差	204.0	167.8	243.0	403.4	213.5			
平均年齢(歳)	37.0	41.5	39.0	40.1	39.1			

(b) 給与満足度

満足度	医学物理士	放射線技師	教員	その他	総計
満足	16	18	14	6	54
やや満足	6	36	7	5	54
普通	23	60	19	11	113
やや不満	20	62	20	4	106
不満	22	47	9	0	78
総計	87	223	69	26	405
満足割合 [%]	25.3	24.2	30.4	42.3	26.7
不満割合 [%]	48.3	48.9	42.0	15.4	45.4

満足割合:全体に対する「満足」、「やや満足」を選択した割合.

不満割合:全体に対する「不満」、「やや不満」を選択した割合.

## 表12 資格取得状況

資格 (状況)	医学物理士	放射線技師	教員	その他	総計	割合 [%]
治療専門医学物理士						
あり	11	18	4	1	34	8.4
なし(取得予定あり)	23	32	10	2	67	16.5
なし(取得予定なし)	25	79	42	14	160	39.5
なし(取得予定未定)	28	94	13	9	144	35.6
総計	87	223	69	26	405	100.0
第一種放射線取扱主任者						
免許取得済	41	128	28	11	208	51.4
試験合格済	22	42	20	4	88	21.7
なし(取得予定あり)	3	7	3	1	14	3.5
なし(取得予定なし)	16	30	13	8	67	16.5
なし(取得予定未定)	5	16	5	2	28	6.9
総計	87	223	69	26	405	100.0
放射線治療品質管理士						
あり	25	120	11	5	161	39.8
なし(取得予定あり)	6	23	2	2	33	8.1
なし(取得予定なし)	47	51	51	17	166	41.0
なし(取得予定未定)	9	29	5	2	45	11.1
総計	87	223	69	26	405	100.0
放射線技師						
あり	60	223	42	13	338	83.5
なし(取得予定なし)	27	0	27	11	65	16.0
なし(取得予定未定)	0	0	0	2	2	0.5
総計	87	223	69	26	405	100.0
放射線治療専門放射線技師						
あり	10	112	5	2	129	31.9
なし(取得予定あり)	8	21	0	3	32	7.9
なし(取得予定なし)	63	52	59	19	193	47.7
なし(取得予定未定)	6	38	5	2	51	12.6
総計	87	223	69	26	405	100.0

## 表13 主に従事する業務分野

業務分野	回答数	割合 [%]
治療 診断 核医学 防護 放射線生物学	$350 \\ 26 \\ 11 \\ 3 \\ 1$	86.4 6.4 2.7 0.7 0.2
教育・研究 行政,事業運営,大学管理業務 その他	7 4 3	1.7 1.0 0.7
総計	405	100.0

## 表14 医療機関での業務

医療機関の業務	医学物理士	放射線技師	教員	その他	総計	割合 [%]
担当する	81	222	40	11	354	87.4
担当しない	6	1	29	15	51	12.6
総計	87	223	69	26	405	100.0
担当する割合 [%]	93.1	99.6	58.0	42.3	87.4	

#### 表15 医療機関に勤務する者の待遇

	医学物理士	放射線技師	教員	その他	総計
当直・宿直業務の担当					
ある	0	82	1	4	87
ない	81	140	39	7	267
ある割合 [%]	0.0	36.9	2.5	36.4	24.6
医学物理士手当					
ある	22	24	5	1	52
ない	59	198	35	10	302
ある割合 [%]	27.2	10.8	12.5	9.1	14.7
医学物理士給与表					
ある	22	6	2	1	31
ない	59	216	38	10	323
ある割合 [%]	27.2	2.7	5.0	9.1	8.8
医学物理士昇給制度					
ある	36	14	6	3	59
ない	45	208	34	8	295
ある割合 [%]	44.4	6.3	15.0	27.3	16.7

#### 表16 医療機関勤務者の放射線治療業務従事状況

	医学物理士	放射線技師	教員	その他	総計
従事している 従事していない	78 3	204 18	33 7	10 1	325 29
総計	81	222	40	11	354
従事している割合 [%]	96.3	91.9	82.5	90.9	91.8

師, 放射線治療専門放射線技師の資格所有者は, それぞれ 8.4%, 51.4%, 39.8%, 83.5%, 31.9%であった.

## 3.4 主に従事する業務分野, 医療機関での業務の従事に 関するアンケート結果

表13に主に従事する業務分野を示す.治療分野 86.4%, 診断分野 6.4%,核医学分野 2.7%,防護分野 0.7%,放射線 生物学分野 0.2%であった.表14に医療機関での業務を示 す.回答者 405 名のうち 354 名 (87.4%)が何らかの形で医 療機関での業務を担当していた.医学物理士,放射線技師, 教員それぞれ,93.1%,99.6%,58.0%が医療機関での業 務を担当していた.

#### 3.5 医療機関に勤務する者の待遇に関するアンケート結果

表15に医療機関に勤務する者の待遇を示す.24.6%が 当直・宿直業務を担当していた.医学物理士,放射線技師, 教員それぞれ,0.0%,36.9%,2.5%が当直・宿直業務を 担当していた.医学物理士手当は,回答者全体,医学物理 士,放射線技師,教員それぞれ,14.7%,27.2%,10.8%, 12.5%が支給されていた.回答者全体,医学物理士,放射 線技師,教員それぞれ,8.8%,27.2%,2.7%,5.0%の回 答者が, 医学物理士給与表があると回答した. 最後に, 医 学物理士昇給制度については, 回答者全体, 医学物理士, 放射線技師, 教員それぞれ, 16.7%, 44.4%, 6.3%, 15.0%が, 昇給制度があると回答した.

## 3.6 医療機関勤務者における放射線治療業務従事に関す るアンケート結果

表16に医療機関勤務者の放射線治療業務従事状況を示 す. 医療機関勤務者354名のうち,325名(91.8%)が放射 線治療業務に従事していた. 職名別では,医学物理士,放 射線技師,教員それぞれ,96.3%,91.9%,82.5%の回答 者が,放射線治療業務に従事していた.

# 3.7 放射線治療業務従事者の業務に関するアンケート結果3.7.1 現在の業務割合

表17に医療機関で放射線治療業務に従事する者の業務 割合を示す.治療計画業務,機器の品質管理業務に専ら従 事(就業時間の少なくとも8割以上従事)する者(以下, 専従者という)として配置されている者,配置されていな い者それぞれの治療計画業務,品質管理業務,患者照射撮 影業務の割合は,配置されている者(33.6%, 31.3%,

## 表17 放射線治療業務に従事する者の業務割合

(a) 総数

割合 [%]	治療計画	品質管理	研究	教育	患者照射撮影	その他治療	治療以外
0	64	16	170	192	149	179	158
10	55	64	88	104	44	105	102
20	55	105	33	14	32	31	36
30	50	74	23	12	21	6	17
40	33	25	6	2	24	1	5
50	32	19	5	1	24	2	1
60	15	5	0	0	9	1	2
70	14	8	0	0	13	0	3
80	6	5	0	0	5	0	1
90	1	3	0	0	3	0	0
100	0	1	0	0	1	0	0
平均割合 [%]	26.2	26.3	8.4	5.6	18.7	6.3	9.0

## (b) 専ら従事する者として配置されている者

割合 [%]	治療計画	品質管理	研究	教育	患者照射撮影	その他治療	治療以外
0	21	2	88	114	116	109	105
10	19	26	58	64	33	61	57
20	28	59	26	6	17	16	15
30	38	42	13	5	6	3	9
40	25	24	2	0	6	0	3
50	27	16	2	0	5	0	0
60	13	5	0	0	1	0	0
70	12	8	0	0	3	0	0
80	5	4	0	0	1	0	0
90	0	2	0	0	1	0	0
100	0	1	0	0	0	0	0
平均割合「%]	33.6	31.3	8.8	4.8	9.4	5.4	6.7

## (c) 専ら従事する者として配置されていない者

割合 [%]	治療計画	品質管理	研究	教育	患者照射撮影	その他治療	治療以外
0	37	11	75	68	22	61	44
10	32	30	22	35	10	39	38
20	22	39	5	6	15	10	19
30	10	30	8	5	15	3	6
40	5	1	4	1	15	1	2
50	5	3	1	0	14	1	1
60	1	0	0	0	8	0	1
70	2	0	0	0	10	0	3
80	1	1	0	0	4	0	1
90	0	0	0	0	1	0	0
100	0	0	0	0	1	0	0
平均割合 [%]	15.6	19.6	6.7	5.7	33.4	6.7	12.3

## (d) 専ら従事する者に該当しない者

割合 [%]	治療計画	品質管理	研究	教育	患者照射撮影	その他治療	治療以外
0	6	3	7	10	11	9	9
10	4	8	8	5	1	<b>5</b>	7
20	5	7	2	2	0	<b>5</b>	2
30	2	2	2	2	0	0	2
40	3	0	0	1	3	0	0
50	0	0	2	1	5	1	0
60	1	0	0	0	0	1	1
70	0	0	0	0	0	0	0
80	0	0	0	0	0	0	0
90	0	1	0	0	1	0	0
100	0	0	0	0	0	0	0
平均割合 [%]	18.1	17.6	13.3	11.4	22.4	12.4	11.0

専ら従事する者:治療計画業務,機器の品質管理業務に専ら従事(就業時間の少なくとも8割以上従事)する者をいう.

表18 超過勤務手当の支給

	医学物理士	放射線技師	教員	その他	総計
支給あり	63	191	12	6	272
支給なし	15	13	21	4	53
総計	78	204	33	10	325
割合 [%]	80.8	93.6	36.4	60.0	83.7

表19 月平均超過勤務時間

時間	(時間)	医学物理士	放射線技師	教員	その他	計
	0	4	4	4	1	13
1	$\sim 4$	2	11	1	2	16
$5^{\circ}$	$\sim 9$	7	10	3	1	21
10	$\sim 14$	6	36	4	0	46
15	$\sim 19$	3	19	1	0	23
20	$\sim 24$	6	36	3	2	47
25	$\sim 29$	8	12	1	1	22
30	$\sim 34$	15	44	1	1	61
35	$\sim 39$	3	3	0	2	8
40	$\sim 44$	10	20	4	0	34
45	$\sim 49$	2	5	1	0	8
$50^{\circ}$	$\sim 54$	3	3	2	0	8
55	$\sim 59$	0	1	0	0	1
60	$\sim 64$	3	0	4	0	7
65	$\sim 69$	0	0	0	0	0
$70^{\circ}$	$\sim 74$	1	0	0	0	1
75	$\sim 79$	0	0	0	0	0
80	$\sim 84$	2	0	3	0	<b>5</b>
85	以上	3	0	1	0	4
総	計	78	204	33	10	325
平均(現	9時間 5間)	30.3	21.7	32.7	17.7	24.7

9.4%), 配置されていない者(15.6%, 19.6%, 33.4%)であった.

### 3.7.2 超過勤務手当, 超過勤務時間

表18に医療機関で放射線治療業務に従事する者の超過 勤務手当の支給について示す.超過勤務手当が支給されて いたのは83.7%であった.医学物理士,放射線技師,教員 それぞれ,80.8%,93.6%,36.4%が超過勤務手当を支給 されていた.表19に月平均超過勤務時間を示す.医学物 理士,放射線技師,教員それぞれ,30.3時間,21.7時間, 32.7時間を月平均の超過勤務時間として勤務していた.

3.7.3 放射線治療を担当する医学物理士としての本来の業 務割合

表20に放射線治療を担当する医学物理士が考える本来 理想と考える業務割合を示す.現在,専従者,非専従者と して勤務する者が考える本来の放射線治療担当医学物理士 の業務割合の平均は,治療計画業務,品質管理業務,患者 照射撮影業務それぞれ,専従者(35.0%, 31.3%, 1.6%), 非専従者(32.3%, 32.3%, 3.1%)であった.

## 3.7.4 医療機関で勤務する放射線治療を担当する医学物理 士の業務

表21に放射線治療を担当する医学物理士の業務と考え る割合を示す. 放射線治療装置・関連機器の品質管理・品 質保証業務99.1%, 放射線治療計画の立案補助業務 97.8%, 放射線治療計画の確認業務99.1%, 放射線治療全 般の医療安全・リスクマネジメント業務90.2%, RI規制 法, 医療法等, 法律52.9%, 研究85.5%, 教育85.8% であっ た.

#### 3.8 所属医療機関に関するアンケート結果

3.8.1 所属医療機関の分類

表22に所属医療機関の分類(設置母体,がん診療連携 拠点病院)を示す.がんセンター,国公立病院,大学病院, 民間の医療機関に勤務する医学物理士は,それぞれ 10.2%,23.1%,32.3%,30.5%であった.

3.8.2 患者数,装置台数,各種治療患者数

表23に年間新患者数を示す. 医学物理士, 放射線技師, 教員それぞれ, 平均671.8名, 568.1名, 850.0名であった. 表24に外部放射線治療装置台数を示す. 医学物理士, 放 射線技師, 教員それぞれ, 平均2.5台, 2.0台, 2.9台であっ た. 表25に年間強度変調放射線治療患者数を示す. 医学 物理士, 放射線技師, 教員それぞれ, 平均183.3名, 148.0名, 238.6名であった. 表26に年間定位放射線治療 患者数を示す. 医学物理士, 放射線技師, 教員それぞれ, 平均56.4名, 45.8名, 69.8名であった. 表27に年間小線 源治療患者数を示す. 医学物理士, 放射線技師, 教員それ ぞれ, 平均21.0名, 21.4名, 39.8名であった. 表28に年 間粒子線治療患者数を示す. 医学物理士, 放射線技師, 教 員それぞれ, 平均114.1名, 64.2名, 137.9名であった. 3.8.3 独立部署への配置, 独立部署名, 院内委員会への参画

表29に医師または放射線技師と独立した部署への配属 状況を示す.医学物理士,放射線技師,教員それぞれ, 50.0%,8.3%,36.4%が独立部署へ配属されていた.また, 全体では22.2%が独立部署に配置されていた.表30に独 立部署配置者の部署名を示す.最も多い部署名は,医学物 理(科,課,士室,室,部,グループ)20回答であった. 次に多い部署名は,放射線治療(品質管理室,品質保証室) 18回答であった.表31に院内委員会への参画状況を示す. 医学物理士,放射線技師,教員それぞれ,50.0%,6.4%, 42.4%が院内委員会へ医学物理士として参画していた. 3.8.4 専従配置状況,配置希望状況

表32に本アンケート回答者自身の専従者配置状況を示 す. 医学物理士,放射線技師,教員それぞれ,94.9%, 47.1%,45.5%が専従者として配置されていた.表33に 回答者施設の専従者配置状況を示す. 医学物理士,放射線 技師,教員それぞれ,97.4%,72.1%,81.8%の施設にお いて専従者が配置されていた.表34に専従者の配置また

## 表20 放射線治療を担当する医学物理士が考える本来理想と考える業務割合 (a) 総数

割合 [%]	治療計画	品質管理	研究	教育	患者照射撮影	その他治療	治療以外
0	6	1	41	78	274	206	257
10	8	16	117	194	33	100	63
20	57	64	98	50	18	17	5
30	130	139	56	3	0	2	0
40	62	69	8	0	0	0	0
50	38	29	4	0	0	0	0
60	18	3	1	0	0	0	0
70	4	3	0	0	0	0	0
80	2	0	0	0	0	0	0
90	0	1	0	0	0	0	0
100	0	0	0	0	0	0	0
平均割合 [%]	33.9	31.7	16.6	9.3	2.1	4.3	2.2

## (b) 専ら従事する者として配置されている者

割合 [%]	治療計画	品質管理	研究	教育	患者照射撮影	その他治療	治療以外
0	2	0	26	46	166	131	148
10	3	9	65	116	15	45	38
20	33	43	55	27	8	12	3
30	76	76	35	0	0	1	0
40	35	41	5	0	0	0	0
50	23	16	3	0	0	0	0
60	12	3	0	0	0	0	0
70	3	1	0	0	0	0	0
80	2	0	0	0	0	0	0
90	0	0	0	0	0	0	0
100	0	0	0	0	0	0	0
平均割合 [%]	35.0	31.3	16.7	9.0	1.6	3.8	2.3

## (c) 専ら従事する者として配置されていない者

割合 [%]	治療計画	品質管理	研究	教育	患者照射撮影	その他治療	治療以外
0	3	0	15	27	89	63	90
10	5	6	46	67	16	48	23
20	20	19	36	18	10	4	2
30	45	51	15	3	0	0	0
40	23	25	3	0	0	0	0
50	15	12	0	0	0	0	0
60	3	0	0	0	0	0	0
70	1	2	0	0	0	0	0
80	0	0	0	0	0	0	0
90	0	0	0	0	0	0	0
100	0	0	0	0	0	0	0
平均割合 [%]	32.3	32.3	15.2	9.7	3.1	4.9	2.3

## (d) 専ら従事する者に該当しない者

割合 [%]	治療計画	品質管理	研究	教育	患者照射撮影	その他治療	治療以外
0	1	1	0	5	19	12	19
10	0	1	6	11	2	7	2
20	4	2	7	5	0	1	0
30	9	12	6	0	0	1	0
40	4	3	0	0	0	0	0
50	0	1	1	0	0	0	0
60	3	0	1	0	0	0	0
70	0	0	0	0	0	0	0
80	0	0	0	0	0	0	0
90	0	0	0	0	0	0	0
100	0	0	0	0	0	0	0
平均割合 [%]	32.9	29.0	23.3	10.0	1.0	5.7	1.0

表21 放射線治療を担当する医学物理士の業務と考える割合

	医学物理士	放射線技師	教員	その他	総計
放射線治療装置・関連機器の品質管理・品質保証					
業務と考える	78	202	32	10	322
業務と考えない	0	2	1	0	3
業務と考える割合 [%]	100.0	99.0	97.0	100.0	99.1
放射線治療計画の立案補助					
業務と考える	77	201	31	9	318
業務と考えない	1	3	2	1	7
業務と考える割合 [%]	98.7	98.5	93.9	90.0	97.8
放射線治療計画の確認					
業務と考える	78	202	32	10	322
業務と考えない	0	2	1	0	3
業務と考える割合 [%]	100.0	99.0	97.0	100.0	99.1
放射線治療全般の医療安全・リスクマネジメント					
業務と考える	71	183	29	10	293
業務と考えない	7	21	4	0	32
業務と考える割合 [%]	91.0	89.7	87.9	100.0	90.2
RI規制法, 医療法等, 法律					
業務と考える	44	100	20	8	172
業務と考えない	34	104	13	2	153
業務と考える割合 [%]	56.4	49.0	60.6	80.0	52.9
研究					
業務と考える	74	162	32	10	278
業務と考えない	4	42	1	0	47
業務と考える割合 [%]	94.9	79.4	97.0	100.0	85.5
教育					
業務と考える	74	167	31	7	279
業務と考えない	4	37	2	3	46
業務と考える割合 [%]	94.9	81.9	93.9	70.0	85.8

は増員の希望状況を示す.医学物理士,放射線技師,教員 それぞれ,56.4%,70.1%,66.7%の施設において専従者 の配置または増員を希望していた.表35に専従者の配置 人数と治療装置台数の関係を示す.また,表36に希望す る専従者の配置人数と治療装置台数の関係を示す.治療装 置あたりの専従者平均配置状況と平均配置希望人数の関係 は,治療装置1台(現状1.1名,希望1.8名),治療装置2 台(現状1.8名,希望2.8名),装置3台(現状2.2名,希 望3.7名)であった.

3.8.5 治療装置および治療計画装置のQA/QC実施率

表37に治療装置および治療計画装置のQA/QC実施率を 示す.医学物理士,放射線技師,教員それぞれのQA/QC 実施率は,平均73.4%,65.1%,77.4%であった. 3.8.6 医学物理士雇用状況

表38に過去5年の専従医学物理士の雇用の有無を示す. 医学物理士,放射線技師,教員それぞれ,74.4%,14.7%, 54.5%の割合で専従医学物理士を医学物理士という職名で の雇用があった.表39に今後5年の医学物理士雇用予定 を示す. 医学物理士, 放射線技師, 教員それぞれ, 33.3%, 10.3%, 24.2%の割合で医学物理士の雇用予定が あると回答した. 表40に医学物理士の新規雇用または増 員希望を示す. 医学物理士, 放射線技師, 教員それぞれ, 69.2%, 77.0%, 75.8%の割合で医学物理士の新規雇用ま たは増員を希望していた. 表41に医学物理士の医学物理 士の新規雇用または増員を希望する理由を示す. 理由の上 位3つは, マンパワー不足 (53回答), 専門知識技能を有 する職種が必要 (27回答), 治療計画業務が多い (24回答) であった. また, 後継者養成のため (9回答), 退職・転 勤対応 (8回答), 休暇の取得が難しい (4回答) などの意 見もあった.

#### 3.8.7 医学物理部門の組織化

表42に医学物理部門の組織化で重要と考える事項を示 す. 上位3つは, 医学物理士業務の啓蒙(39回答), 放射 線技師部門からの独立(25回答), 医師その他の職種の理 解(18回答)であった.

## 表22 所属医療機関の分類

設置母体	医学物理士	放射線技師	教員	その他	総計	割合 [%]
がんセンター	18	14	0	1	33	10.2
国指定都道府県がん診療連携拠点病院	(14)	(13)	(0)	(1)	(28)	(8.6)
国指定地域がん診療連携拠点病院	(4)	(1)	(0)	(0)	(5)	(1.5)
国公立病院(がんセンター以外)	14	58	2	1	75	23.1
国指定都道府県がん診療連携拠点病院	(5)	(5)	(0)	(0)	(10)	(3.1)
国指定地域がん診療連携拠点病院	(6)	(46)	(1)	(0)	(53)	(16.3)
それ以外の医療機関	(3)	(7)	(1)	(1)	(12)	(3.7)
	10	62	31	2	105	32.3
国指定都道府県がん診療連携拠点病院	(1)	(36)	(15)	(1)	(53)	(16.3)
国指定地域がん診療連携拠点病院	(8)	(23)	(12)	(1)	(44)	(13.5)
国指定地域がん診療病院	(0)	(1)	(0)	(0)	(1)	(0.3)
それ以外の医療機関	(1)	(2)	(4)	(0)	(7)	(2.2)
民間の医療機関	34	62	0	3	99	30.5
国指定都道府県がん診療連携拠点病院	(3)	(4)	(0)	(1)	(8)	(2.5)
国指定地域がん診療連携拠点病院	(7)	(39)	(0)	(1)	(47)	(14.5)
国指定地域がん診療病院	(1)	(1)	(0)		(2)	(0.6)
それ以外の医療機関	(23)	(18)	(0)	(1)	(42)	(12.9)
その他	2	8	0	3	13	4.0
国指定都道府県がん診療連携拠点病院	(0)	(0)	(0)	(1)	(1)	(0.3)
国指定地域がん診療連携拠点病院	(0)	(4)	(0)	(0)	(4)	(1.2)
それ以外の医療機関	(2)	(4)	(0)	(2)	(8)	(2.5)
総計	78	204	33	10	325	100.0

注:表中の括弧書きの数値は、各数値の上記記載の数値の内数であることを示す.

## 表23 年間新患者数

患者数[人]	医学物理士	放射線技師	教員	その他	総計
0–99	3	5	1	0	9
100–199	9	16	1	1	27
200–299	11	38	0	1	50
300–399	13	30	1	0	44
400-499	3	33	0	0	36
500 - 599	6	18	2	0	26
600–699	9	15	9	0	33
700–799	6	12	2	2	22
800-899	4	10	4	2	20
900–999	0	4	1	1	6
1000-1099	0	4	5	1	10
1100–1199	1	2	2	0	5
1200–1299	0	3	0	0	3
1300-1399	0	0	3	0	3
1400–1499	0	0	0	0	0
1500 - 1599	3	1	2	0	6
1600 - 1699	1	0	0	0	1
1700 - 1799	0	2	0	1	3
1800–1899	2	1	0	0	3
1900-2000	3	2	0	0	5
>2000	4	8	0	1	13
総計	78	204	33	10	325
平均患者数*	671.8	568.1	850.0	940.0	633.1
年間新患者数500人以上の割合 [%]	50.0	40.2	90.9	80.0	48.9

\*0-99名は50名とし(以下同様)平均患者数を算出.

#### 3.9 診療報酬に関するアンケート結果

#### 3.9.1 施設基準届出状況

表43に施設基準届出状況を示す.診療報酬「外来放射 線照射診療料」において技術者としての登録状況を示す. 医学物理士認定者の24.3%が技術者として登録されてい た.職名別では,医学物理士,放射線技師,教員それぞれ, 21.8%,28.4%,12.1%が技術者として登録されていた. 診療報酬「医療機器安全管理料2」において技術者として の登録状況を示す.医学物理士認定者の30.8%が技術者として の登録状況を示す.医学物理士認定者の30.8%が技術者として の登録されていた.職名別では,医学物理士,放射線技 師,教員それぞれ,29.5%,35.8%,12.1%が技術者とし て登録されていた.診療報酬「強度変調放射線治療」にお いて技術者としての登録状況を示す.医学物理士認定者の 35.7%が技術者として登録されていた.職名別では,医学 物理士,放射線技師,教員それぞれ,42.3%,36.3%,

表24 外部放射線治療装置台数

台数	医学物理士	放射線技師	教員	その他	総計
1	28	83	3	2	116
2	22	82	9	3	116
3	12	24	13	0	49
4	5	5	6	4	20
5	2	1	1	1	5
6	7	7	1	0	15
7	2	1	0	0	3
8	0	1	0	0	1
総計	78	204	33	10	325
平均台数	2.5	2.0	2.9	2.9	2.2

表25	年間強	度変調	放射線	治療	患者	数
-----	-----	-----	-----	----	----	---

21.2%が技術者として登録されていた.診療報酬「画像誘 導放射線治療加算」において技術者としての登録状況を示 す. 医学物理士認定者の41.2%が技術者として登録されて いた. 職名別では, 医学物理士, 放射線技師, 教員それぞ れ、41.0%、46.6%、12.1%が技術者として登録されてい た.診療報酬「体外照射呼吸性移動対策加算」において技 術者としての登録状況を示す。医学物理士認定者の27.1% が技術者として登録されていた. 職名別では, 医学物理士, 放射線技師, 教員それぞれ, 26.9%, 31.4%, 9.1%が技術 者として登録されていた.診療報酬「定位放射線治療」に おいて技術者としての登録状況を示す. 医学物理士認定者 の36.9%が技術者として登録されていた.職名別では、医 学物理士, 放射線技師, 教員それぞれ, 42.3%, 39.7%, 12.1%が技術者として登録されていた.診療報酬「定位放 射線治療呼吸性移動対策加算」において技術者としての登 録状況を示す. 医学物理士認定者の27.7%が技術者として 登録されていた. 職名別では, 医学物理士, 放射線技師, 教員それぞれ、21.8%、32.8%、15.2%が技術者として登 録されていた.診療報酬「粒子線治療」において技術者と しての登録状況を示す. 医学物理士認定者の5.2%が技術 者として登録されていた. 職名別では, 医学物理士, 放射 線技師、教員それぞれ、14.1%、1.5%、6.1%が技術者と して登録されていた.診療報酬「粒子線治療医学管理加算」 において技術者としての登録状況を示す. 医学物理士認定 者の3.7%が技術者として登録されていた。職名別では、 医学物理士, 放射線技師, 教員それぞれ, 10.3%, 0.5%, 6.1%が技術者として登録されていた.診療報酬「画像誘

患者数 [人]	医学物理士	放射線技師	教員	その他	総計
0-49	19	66	2	4	91
50-99	15	30	2	2	49
100-149	11	37	6	0	54
150 - 199	12	24	2	0	38
200-249	3	10	10	1	24
250-299	5	10	2	1	18
300-349	2	12	5	1	20
350–399	0	0	0	0	0
400 - 449	2	3	2	0	7
450 - 499	1	1	0	0	2
500 - 549	1	4	0	0	5
550 - 599	1	3	1	1	6
600–649	3	1	0	0	4
650 - 699	1	0	0	0	1
700 - 749	1	0	1	0	2
750 - 800	0	2	0	0	2
>800	1	1	0	0	2
総計	78	204	33	10	325
平均患者数*	183.3	148.0	238.6	165.0	166.2
平均患者数(0-49除く)	234.3	206.9	252.4	258.3	221.2

\*0-49名は25名とし(以下同様)平均患者数を算出.

## 表26 年間定位放射線治療患者数

患者数〔人〕	医学物理士	放射線技師	教員	その他	総計
0–9	19	49	3	5	76
10–19	8	33	3	1	45
20-29	6	18	2	1	27
30–39	8	21	4	0	33
40-49	4	8	3	1	16
50 - 59	4	23	6	1	34
60–69	3	8	1	0	12
70–79	6	7	0	0	13
80-89	2	2	0	0	4
90–99	0	5	0	0	5
100-109	3	5	3	1	12
110-119	0	4	0	0	4
120-129	1	2	0	0	3
130-139	2	2	0	0	4
140 - 150	3	3	3	0	9
>150	9	14	5	0	28
総計	78	204	33	10	325
平均患者数*	56.4	45.8	69.8	27.0	50.2
平均患者数(0-9除く)	73.0	58.7	76.3	49.0	64.0

\*0--9名は5名とし(以下同様)平均患者数を算出.

## 表27 年間小線源治療患者数

患者数[人]	医学物理士	放射線技師	教員	その他	総計
0–9	48	116	4	3	171
10-19	5	21	4	2	32
20-29	10	14	5	0	29
30–39	3	12	7	1	23
40-49	2	9	3	0	14
50 - 59	1	17	5	2	25
60–69	2	2	1	0	5
70–79	0	1	0	2	3
80-89	1	4	0	0	5
90-100	2	2	3	0	7
>100	4	6	1	0	11
総計	78	204	33	10	325
平均患者数*	21.0	21.4	39.8	34.0	23.6
平均患者数(0-9除く)	46.7	43.1	44.7	46.4	44.2

\*0-9名は5名とし(以下同様)平均患者数を算出.

#### 表28 年間粒子線治療患者数

患者数 [人]	医学物理士	放射線技師	教員	その他	総計
0–99	64	195	25	5	289
100-199	4	4	3	0	11
200-299	0	0	1	0	1
300-399	1	0	0	0	1
400-499	4	1	0	1	6
500-599	3	3	0	0	6
600–699	2	1	4	0	7
700-799	0	0	0	1	1
800-900	0	0	0	2	2
>900	0	0	0	1	1
総計	78	204	33	10	325
平均患者数*	114.1	64.2	137.9	410.0	94.3
平均患者数(0-99除く)	407.1	372.2	412.5	770.0	450.0

\*0-99名は50名とし(以下同様)平均患者数を算出.

表29 医師・放射線技師と独立した部署への配属状況

## 表30 独立部署配置者の部署名

回答	医学物理士	放射線技師	教員	その他	総計	
配属	39	17	12	4	72	
未配属	39	183	20	6	248	
その他	0	4	1	0	<b>5</b>	
総計	78	204	33	10	325	
配属割合 [%]	50.0	8.3	36.4	40.0	22.2	

部署名	回答数
医学物理(科,課,士室,室,部,グループ)	20
放射線治療(品質管理室,品質保証室)	18
放射線品質管理室	8
物理(室,部)	4
物理工学科	3
放射線物理(科,部)	2
放射線腫瘍科	2
陽子線治療物理科	2
その他	5
	64

## 表31 院内委員会への参画状況

回答	医学物理士	放射線技師	教員	その他	総計
医学物理士として参画	39	13	14	4	70
医学物理士以外の職種として参画	1	80	2	2	85
参画していない	38	111	17	4	170
総計	78	204	33	10	325
物理士としての参画割合 [%]	50.0	6.4	42.4	40.0	21.5

#### 表32 回答者自身の専従者配置状況

回答	医学物理士	放射線技師	教員	その他	総計
配置されている	74	96	15	4	189
配置されていない	2	95	12	6	115
該当しない	2	13	6	0	21
総計	78	204	33	10	325
配置割合 [%]	94.9	47.1	45.5	40.0	58.2

## 表33 施設の専従者配置状況

回答	医学物理士	放射線技師	教員	その他	総計
配置済	76	147	27	9	259
未配置	1	52	4	1	58
該当しない	1	5	2	0	8
総計	78	204	33	10	325
配置割合 [%]	97.4	72.1	81.8	90.0	79.7

#### 表34 専従者の配置または増員の希望

回答	医学物理士	放射線技師	教員	その他	総計
配置済かつ増員希望	38	85	19	4	146
配置希望	6	58	3	1	68
配置済充足	29	48	7	4	88
配置未希望	5	13	3	1	22
非該当	0	0	1	0	1
総計	78	204	33	10	325
配置増員希望割合 [%]	56.4	70.1	66.7	50.0	65.8

可你粉		装置台数〔台〕								がニート
凹合奴		1	2	3	4	5	6	7	8	*论 百丁
配置人数〔人〕	0	31	19	6	2	0	0	1	0	59
	1	51	31	12	2	1	0	0	0	97
	2	27	45	11	3	1	0	0	0	87
	3	4	15	8	2	0	0	0	0	29
	4	1	5	12	1	2	2	0	0	23
	<b>5</b>	1	0	0	3	0	10	2	0	16
	6	1	0	0	4	1	2	0	0	8
	7	0	0	0	1	0	1	0	0	2
	13	0	0	0	0	0	0	0	1	1
	20	0	1	0	1	0	0	0	0	2
	28	0	0	0	1	0	0	0	0	1
総計		116	116	49	20	5	15	3	1	325
平均		1.1	1.8	2.2	5.6	3.4	5.1	3.3	13.0	2.1
中央値		1	2	2	4	4	5	5	13	2

#### 表36 希望する専従者の配置人数と装置台数の関係

同炊粉		装置台数〔台〕							松計	
凹谷奴		1	2	3	4	5	6	7	8	邪心百
配置希望人数[人]	0	3	1	1	0	0	0	0	0	5
	1	40	11	0	0	0	0	0	0	51
	2	58	46	7	0	0	1	0	0	112
	3	8	33	14	4	1	0	0	0	60
	4	5	16	15	5	1	0	0	0	42
	5	1	5	8	4	1	2	0	0	21
	6	1	2	3		1	5	0	0	12
	7	0	0	0	1	0	3	0	0	4
	8	0	0	1	2	0	3	1	0	7
	9	0	0	0	2	0	1	1	0	4
	10	0	0	0	1	1	0	1	0	3
	20	0	1	0	0	0	0	0	1	2
	30	0	0	0	1	0	0	0	0	1
総計		116	115	49	20	5	15	3	1	324
平均		1.8	2.8	3.7	6.7	5.6	6.4	9.0	20.0	3.1
中央值		2	2	4	5	5	6	9	20	2

導密封小線源治療加算」において技術者としての登録状況 を示す. 医学物理士認定者の10.5%が技術者として登録さ れていた. 職名別では, 医学物理士, 放射線技師, 教員そ れぞれ, 16.7%, 8.3%, 9.1%が技術者として登録されて いた.

## 3.10 医学物理士雇用促進に関するアンケート結果

表44に医学物理士の雇用促進に関する重要度を示す. 重要割合を回答数に対する「極めて重要」と「重要」と回 答した数の割合とした場合,「保険医療制度における専従 医学物理士による点数化」,「医療職としての立場の明確化 (国家資格化)」,「臨床研修の強化による即戦力となる人材 の養成」,「放射線技師との業務分担の明確化」,「放射線治 療品質管理士との業務分担の明確化」の重要割合はそれぞ れ,93.3%,86.7%,78.5%,71.4%,45.2%であった.

表37 治療装置および治療計画装置のQA/QC実施率

実施率 [%]	医学物理士	放射線技師	教員	その他	総計
0	0	2	0	0	2
10	2	3	0	0	<b>5</b>
20	0	12	0	0	12
30	3	9	0	0	12
40	1	3	0	0	4
50	7	29	1	2	39
60	6	25	7	0	38
65	0	0	0	1	1
70	11	41	6	1	59
75	1	3	0	0	4
80	26	47	10	2	85
85	2	4	0	0	6
90	13	10	3	1	27
95	0	3	1	1	<b>5</b>
100	6	13	5	2	26
総計	78	204	33	10	325
平均実施率 [%]	73.4	65.1	77.4	78.0	68.8

#### 表38 過去5年の専従医学物理士の雇用の有無

回答	医学物理士	放射線技師	教員	その他	総計	割合 [%]
あった(医学物理士として雇用) あった(放射線技師として雇用) あった(その他の職種として雇用) なかった	$58\\6\\0\\14$	30 39 3 132	18 1 4 10	3 1 0 6	$109 \\ 47 \\ 7 \\ 162$	33.5 14.5 2.2 49.8
総計	78	204	33	10	325	100.0
医学物理士雇用有割合 [%]	74.4	14.7	54.5	30.0	33.5	

表39 今後5年の医学物理士雇用予定

回答	医学物理士	放射線技師	教員	その他	総計	割合 [%]
予定がある	26	21	8	3	58	17.8
予定はない	52	183	25	7	267	82.2
総計	78	204	33	10	325	100.0
予定がある割合 [%]	33.3	10.3	24.2	30.0	17.8	

#### 表40 医学物理士の新規雇用または増員希望

回答	医学物理士	放射線技師	教員	その他	総計	割合 [%]
希望する	54	157	25	5	241	74.2
希望しない	24	47	8	5	84	25.8
総計	78	204	33	10	325	100.0
希望する割合 [%]	69.2	77.0	75.8	50.0	74.2	

#### 表41 医学物理士の新規雇用または増員を希望する理由

分類	回答数
マンパワー不足	53
専門知識技能を有する職種が必要	27
治療計画業務が多い	24
品質管理業務が多い	19
医学物理士の周知及び医学物理士雇用希望	15
治療装置増設	14
高精度治療に対応	13
研究のため	10
後継者養成のため	9
退職・転勤対応	8
安全のため	7
物理士技師兼任には限界	6
業務拡大のため	5
休暇の取得が難しい	4
診療報酬施設要件を満たすため	2
	216

## 3.11 医学物理士の国家資格化,専門認定に関するアン ケート結果

表45に医学物理士の国家資格に関する結果を示す. 医 学物理士認定者の83.7%が医学物理士の国家資格化に賛 成であった. 職名別では, 医学物理士, 放射線技師, 教員 それぞれ, 87.4%, 82.5%, 84.1%が医学物理士の国家資 格化に賛成であった. 同様に反対割合は, それぞれ1.1%,

#### 表42 医学物理部門の組織化で重要と考える事項

回答数
39
25
18
17
17
14
9
4
3
2
2
2
2
154

3.6%, 2.9%であった.

表46に治療専門医学物理士以外の専門医学物理士認定 に関する結果を示す.医学物理士認定者の10.9%が賛成で あった.職名別では,医学物理士,放射線技師,教員それ ぞれ,11.5%,6.7%,20.3%が賛成であった.

#### 4. 考 察

医学物理士認定者に対してアンケートを実施し,職名別 にまとめた.その結果,医療機関で医学物理士として雇用

## 表43 施設基準届出状況

	医学物理士	放射線技師	教員	その他	総計
外来放射線照射診療料					
届出済	17	58	4	0	79
未届出・施設で届出済	55	128	24	6	213
木庙出	6	18	5	4	33
回答者名届出割合 [%]	21.8	28.4	12.1	0.0	24.3
施設届出割合 [%]	92.3	91.2	84.8	60.0	89.8
医療機器安全管理料2					
届出済	23	73	4	0	100
未届出・施設で届出済	45	117	25	6	193
木庙出	10	14	4	4	32
回答者名届出割合 [%]	29.5	35.8	12.1	0.0	30.8
施設届出割合 [%]	87.2	93.1	87.9	60.0	90.2
強度変調放射線治療					
届出済	33	74	7	2	116
未届出・施設で届出済	28	83	22	4	137
<b>本</b> 庙出	17	47	4	4	72
回答者名届出割合 [%]	42.3	36.3	21.2	20.0	35.7
施設届出割合 [%]	78.2	77.0	87.9	60.0	77.8
画像誘導放射線治療加算					
届出済	32	95	4	3	134
木庙出・施設で庙出済 土民中	35	95 14	24	4	158
	11	14	5	3	
回答者名届出割合 [%]	41.0	46.6	12.1	30.0	41.2
他設油凸割合 [%]	89.9	93.1	84.8	70.0	89.8
体外照射呼吸性移動対策加算			_	_	
届出済 キロー, 佐辺で日山这	21	64	3	0	88
木屈山・旭設て屈山府 未届出	50 22	95 47	22 8	э 5	100 82
回谷者名庙出割合 [%] [[[[[[[[]]]]]]]] [[[]]] [[]]] [[]]] [[]]] [[]]] [[]]] [[]]] [[]] [[]]] [[	26.9 71.8	31.4	9.1 75.8	0.0	27.1
	/1.0	11.0	15.6	50.0	14.0
定位放射線治療	0.0	01	4	9	100
ー 田山府 未届出・施設で届出済	аа 34	81 107	4 25	2	120
未届出	11	16	4	5	36
回发老夕居出割合「%]	42.3	39.7	19.1	20.0	36.9
施設届出割合[%]	85.9	92.2	87.9	50.0	88.9
会估步针 <u>编</u> 公费贬呕胜我勐 <u>计</u> 笔加答					
足也放射林伯索吁吸住'9勤对朱加昪 届出洛	17	67	5	1	90
未届出・施設で届出済	34	86	19	4	143
未届出	27	51	9	5	92
回答者名届出割合 [%]	21.8	32.8	15.2	10.0	27.7
施設届出割合 [%]	65.4	75.0	72.7	50.0	71.7
粒子線治療					
届出済	11	3	2	1	17
未届出・施設で届出済	7	12	6	4	29
未届出	60	189	25	5	279
回答者名届出割合 [%]	14.1	1.5	6.1	10.0	5.2
施設届出割合 [%]	23.1	7.4	24.2	50.0	14.2
粒子線治療医学管理加算					
届出済	8	1	2	1	12
木届出・施設で届出済 キロ中	7	13	6	4	30
个////	ნპ	190	29	G	203
回答者名届出割合 [%]	10.3	0.5	6.1	10.0	3.7
他設庙出割台 [%]	19.2	6.9	24.2	50.0	12.9
画像誘導密封小線源治療加算			_		
届出済 去民山, 按扒不民山这	13	17	3	1	34
不用山・旭辺で油田頃 未届出	16 49	47 140	19 11	Э 4	87 204
	10	110		т 	
回吞者名届出割合 [%] 蓝碧昆虫割合 [%]	16.7 37.2	8.3	9.1 66 7	10.0	10.5
ルビロス/田口口口 [70]	01.4	01.4	00.7	00.0	01.4

#### 表44 医学物理士の雇用促進に関する重要度

設問	極めて重要	重要	どちら でもない	あまり 重要ではない	全く 重要でない	重要割合 [%]
保険医療制度における 専従医学物理士による点数化	269	109	19	5	3	93.3
医療職としての立場の 明確化(国家資格化)	230	121	37	11	6	86.7
臨床研修の強化による 即戦力となる人材の養成	129	189	61	22	4	78.5
放射線技師との 業務分担の明確化	128	161	77	34	5	71.4
放射線治療品質管理士との 業務分担の明確化	78	105	124	65	33	45.2

重要割合:「極めて重要」と「重要」を合計した割合.

#### 表45 医学物理士の国家資格

回答	医学物理士	放射線技師	教員	その他	総計
賛成	60	139	45	16	260
やや賛成	16	45	13	5	79
どちらでもない	10	31	9	4	54
やや反対	0	6	2	0	8
反対	1	2	0	1	4
総計	87	223	69	26	405
賛成割合 [%]	87.4	82.5	84.1	80.8	83.7
反対割合 [%]	1.1	3.6	2.9	3.8	3.0

表46 治療専門医学物理士以外の専門医学物理士の認定

回答	医学物理士	放射線技師	教員	その他	総計
行うべきである	10	15	14	5	44
将来検討するべきである よくわからない	25 30	65 66	20 15	9 8	119 119
必要ない	22	77	20	4	123
総計	87	223	69	26	405
賛成割合 [%] 反対割合 [%]	$11.5 \\ 25.3$	$6.7 \\ 34.5$	20.3 29.0	19.2 $15.4$	10.9 30.4

されている者は、①医療職、②直属の上司は医師または医 学物理士、③第一種放射線取扱主任者免許取得または試験 合格済、④専門技師は未所有、⑤博士前期課程(修士課程) 修了以上、⑥独立部署に配置などの特徴が確認された.ま た、医学物理士雇用者は、放射線技師雇用者よりも、国内 学会に年1回多く参加し、半数が筆頭演者として学会発表 を行っていた.医学物理士雇用者は、研究業務について積 極的であることが確認された.税込平均年収は、医学物理 士雇用者が放射線技師雇用者より約60万円多かった.月 あたり5万円程度に相当する.医療機関で勤務する医学物 理士認定者の放射線治療業務において、「治療計画業務」、 「機器の品質管理業務」の専従の有無によって、業務割合 が大きく異なった.「治療計画」、「品質管理」、「研究」、「教 育」に関する業務割合の合計は、専従者、非専従者それぞ

れ78.6%, 47.6%と大きく異なった. これは, 非専従者が 業務の多くの時間を患者照射撮影業務に費やしていたため だと考えられる.一方で,放射線治療に従事する医学物理 士認定者が考える放射線治療を担当する医学物理士の本来 理想と考える業務割合は,専従者,非専従者にかかわらず, 「治療計画」,「品質管理」,「研究」,「教育」に関する業務 割合合計は,それぞれ92.0%, 89.6%と同等であった.こ れは,放射線治療を担当する医学物理士として勤務する場 合,患者照射撮影業務を兼任せず,医学物理士本来の業務 に従事したいことを示していると考えられる.

また、本アンケート結果と前回実施された2014年報告<sup>20</sup> を比較し変化を示したものを列挙する.年齢は、医学物理 士雇用者の平均年齢が、38.8歳から37.0歳に若年化した. これは、新たに医学物理士として雇用されている者が増え ていることを示していると考える. 最終学歴において、放 射線技師雇用者の大学院修了割合が38.8%から47.5%へ と増加していた.これは、医学物理士認定者の多くは、雇 用されている職名にかかわらず学部から直接大学院への進 学や、社会人大学院生として進学することで研究を実施す る素養を身につけている者が増加していることがうかがえ る、直属の上司において、上司が医学物理士である割合が 3.8%から7.4%へ増加した. 大規模施設等において、複数 の医学物理士を雇用するのみならず、医学物理に関する部 門が新たに設置され役職をもつ医学物理士が増加している ことを示していると考えられる. 年間強度変調放射線治療 患者数が74.5人から166.2人へと増加した.また、QA/ QC実施率が59.8%から68.8%へ増加した。一方で当直・ 宿直担当割合が30.9%から24.6%へと減少するとともに、 月平均超過勤務時間が39.2時間から24.7時間へと減少し た. そして, 給与の不満割合が69.3%から45.4%へと減 少した. これらは. 医学物理士の業務の専門性の理解と業 務量への配慮、治療装置および関連機器の高度化による業 務効率の改善、医学物理士配置人数の増加の結果、業務量 が適正化された結果と考えられる.しかし、これらの改善 は、一部の医療機関であることに注意しなければならな 12.

本アンケートの回答率は33.0%であり,医学物理士認定 者の状況を全て反映していない可能性があるため,アン ケート結果の解釈には注意を要する.また,アンケート回 答率は2014年報告と同様であったが,設問数が多かった ことが回答率増加につながらなかった要因の一つであると 考えられた.今後,アンケート回答者の負担軽減のため, 通常調査,簡易調査を組み合わせた方法の検討も必要であ ろう.

本アンケート結果により,本邦の医学物理士認定者の職 種別の業務状況を更新した.今後も関連団体と連携し定期 的にアンケートを実施し,医学物理士の就労状況の改善, 政策提言に寄与する情報を発信したいと考える.

#### 謝辞

本アンケートにご協力頂きました医学物理士認定者各位 に感謝申し上げます.

#### 利益相反

著者に開示すべき利益相反はない.

#### 参考文献

- 西尾禎治, 芦野靖夫, 大西 洋, 他: 放射線治療における 医学物理士・放射線治療品質管理士に関するアンケート調 査結果報告. 日放腫会誌20:29-35,2008
- 2) 遠山尚紀,岡本裕之,西尾禎治:2014年医学物理士就労状 況アンケート報告.医学物理36:2-17,2016

## 解説

〈連載:放射線防護委員会企画〉

# 臨床現場における中性子:BNCT

田中浩基\* 京都大学複合原子力科学研究所

## Neutrons in Clinical Practice: BNCT

### Hiroki TANAKA\*

Particle Radiation Oncology Research Center, Institute for Integrated Radiation and Nuclear Science, Kyoto University

Boron neutron capture therapy (BNCT) is a radiation therapy that uses charged particles produced by a nuclear reaction between thermal neutrons and <sup>10</sup>B. A high-intensity neutron source is required to perform BNCT, and it is important to understand the behavior of neutrons. Since BNCT using accelerators has been approved as a medical device, the number of treatment facilities is expected to increase in the future. This article describes the basic knowledge required to understand BNCT in clinical practice, including neutron generation and material interactions, as well as radiation protection considerations specific to BNCT.

Keywords: boron neutron capture therapy (BNCT), accelerator-based BNCT, physical properties of neutrons, nuclear reactions, neutron generation, thermal neutron measurements, neutron interactions

#### 1. はじめに

ホウ素中性子捕捉療法(Boron Neutron Capture Therapy: BNCT) は<sup>10</sup>B(n,α)<sup>7</sup>Li 反応によって生成するアルファ 粒子とリチウム原子核を用いた放射線治療である. それぞ れの荷電粒子の細胞中における飛程は10µmを超えないた め、<sup>10</sup>Bを含むホウ素薬剤が腫瘍細胞に集積することで、 原理的には腫瘍細胞を選択的に死滅させることが可能とな る. 1951年に米国の研究用原子炉において初めてBNCT の臨床研究が開始されてから、これまでに1,000例を超え る臨床研究が実施されてきた.

BNCTの普及発展を考えると、加速器を用いた中性子 発生装置を含む治療システムが医療機器として認可される 必要があり、これまでに様々な方式による中性子発生装置 の研究開発が進められてきた. 臨床のBNCTでは、5×  $10^8 n cm^{-2} s^{-1}$ 以上の熱外中性子ビーム強度が必要であり、 中性子の特性を考慮しながら、加速器での荷電粒子のエネ ルギーおよび電流値、中性子発生ターゲット、BNCTに 適したエネルギーを得るためのモデレータが適切に選択さ れる. また, 中性子強度が高いため, 装置の放射化, 患者 の照射野外の線量など放射線防護に関する知識が重要であ る.

2020年3月に切除不能な局所進行または局所再発の頭 頸部癌に対する<sup>1)</sup>加速器BNCT治療システムが医療機器 としての承認を得られたことで, 医療機関において保険診 療が開始されている.本稿では、臨床現場における BNCT を理解するうえで必要となる基礎知識として中性子の発生 および物質との相互作用とBNCT特有の放射線防護に関 する留意事項について解説する.

#### 中性子の発生

加速器 BNCT 治療システムにおいては、主に陽子ビー ムを中性子発生ターゲットに照射して生成する高速中性子 をBNCTに適した熱外中性子エネルギー領域まで減速し て治療に用いられる.現在,実機が実現しているシステム は、陽子のエネルギーと中性子発生ターゲットの種類に よって次の2つの種類に分類される. 3MeVまでの低エネ ルギー陽子とリチウムターゲットとの反応:<sup>7</sup>Li(p,n)<sup>7</sup>Be, 8MeVから30MeVの中高エネルギー陽子とベリリウム ターゲットとの反応:<sup>9</sup>Be(p,n)<sup>9</sup>Bである.

3MeVまでの陽子を発生するために、静電加速器<sup>2)</sup>, Radio Frequency Quadrupole (RFQ)<sup>3)</sup>が用いられ, 8MeV を超えるとRFQにDrift Tube Linac (DTL)<sup>4)</sup> が追加され る. 30 MeV ではサイクロトロン<sup>5)</sup> が用いられる.

ここではそれぞれの組み合わせに対して、中性子発生メ カニズム, 断面積および中性子生成率, エネルギースペク トルに分けて説明する.

## 2.1 中性子発生メカニズム

加速された陽子がLiやBeに照射すると、エネルギーを

連絡著者(corresponding author) 京都大学複合原子力科学研究所粒子線腫瘍学研究センター [〒590-0494 大阪府泉南郡熊取町朝 代西2-1010]

Particle Radiation Oncology Research Center, Institute for Integrated Radiation and Nuclear Science, Kyoto University, 2-1010 Asashironishi Kumatori Sennangun, Osaka 590-0494, Japan

E-mail: tanaka.hiroki.3e@kyoto-u.ac.jp



Fig. 1 Range in neutron production material

損失しながらそれぞれの原子核と衝突し,エネルギーを もった中性子を放出する.ターゲット中の陽子の飛程は SRIMコード<sup>6)</sup>で計算したFig.1に示すようにエネルギー の増加とともに長くなる.リチウムに2.5MeVの陽子また はベリリウムに8および30MeVの陽子が入射する際の飛 程はそれぞれ,0.23,0.53,5.8mmである.ターゲット中 に入射した陽子のうち中性子生成反応を起こさない陽子は エネルギーを損失し停止する.ターゲット中で停止した陽 子は水素となって留まり,局所に集積し,金属を脆化し破 壊してしまう.この現象はブリスタリングと呼ばれ, BNCTのターゲットの健全性を確保する課題の一つであ る.

陽子は加速器とターゲットの間に設置されたビーム輸送 系の真空中を通過する.ターゲットの背面は冷却してお り、ターゲットは真空と冷却水との隔壁としての機能が必 要となる.上記のように0.23,0.53 mmと陽子の飛程が短 い場合は、ターゲットの背面にパラジウムなどの水素を蓄 積可能な金属を設置することで、ターゲットで陽子を止め ない構造となっている<sup>7),8)</sup>.また、5.8 mmと陽子の飛程 が長い場合は、十分な厚みを確保することができ、ター ゲットを通過して冷却水中で陽子は停止する.いずれの場 合においても、熱負荷が大きくなるブラッグピークをター ゲット中で形成させずに、水素を蓄積可能な金属や冷却水 で止まるようにターゲット厚みを設定している.

BNCTの臨床を実施するためには5×10<sup>8</sup> n cm<sup>-2</sup> s<sup>-1</sup>以上 の熱外中性子束強度が必要であり、ターゲットで十分な中 性子発生量を確保するためには、陽子の電流量とエネル ギーの関係から熱負荷は数10kWに及ぶ. LiとBeの融点 はそれぞれ180.5, 1,287度であり、これを超えないように 陽子ビームを拡げて照射する. また、円錐状にすることで 照射される面積を拡大するターゲット構造や、ターゲット を回転させて熱負荷を軽減するといった方式が実用化され ている<sup>9)</sup>.



Fig. 2 Nuclear reaction cross-section data and neutron yield for the reaction of Li(p,n) and Be(p,n)

#### 2.2 断面積

<sup>7</sup>Li(p,n) <sup>7</sup>Beと<sup>9</sup>Be(p,n) <sup>9</sup>Bの反応断面積はFig.2に示す ように評価済み核データEvaluated Nuclear Data Fileの うちENDF/B-VIII.0<sup>10)</sup> やJENDL-5<sup>11)</sup> に格納されている. <sup>7</sup>Li(p,n) <sup>7</sup>Beは2.25MeVに共鳴ピークを有しており,この 高い断面積を利用するため、2.5MeV前後の陽子を用いた 中性子源が多く検討されている.2.5MeV程度までの入射 陽子エネルギーでは生成する中性子のエネルギーは最大で も1MeVを超えない、入射陽子エネルギーが高くなるに つれて、前方方向の中性子生成量が増える、5MeVを超え ると断面積は減少する.また、<sup>7</sup>Li(p,n) <sup>7</sup>Be反応の残留核 は53日の半減期を有する.

<sup>9</sup>Be(p,n) <sup>9</sup>Bは4.6MeV付近に共鳴ピークがあるが, <sup>7</sup>Li(p,n) <sup>7</sup>Beほど高いピークを形成せず,緩やかに断面積は上昇す る.5MeVを超えると,入射した陽子は直接反応によって 前方方向に高いエネルギーの中性子を生成し,複合核反応 による蒸発過程で比較的低いエネルギーの中性子も生成す る.入射陽子のエネルギーが高くなると,反応のチャンネ ルが多くなり,半減期53日の<sup>7</sup>Beなども生成する. 2.2.1 しきいエネルギー

<sup>7</sup>Li(p,n) <sup>7</sup>Beと<sup>9</sup>Be(p,n) <sup>9</sup>Bのいずれも反応のQ値は負で あり、それぞれ1.88, 2.06 MeVのしきいエネルギーを有す る. これらよりも低いエネルギーの陽子が入射しても中性 子を生成しない、ターゲットの設計においては、入射する 陽子のエネルギーがしきいエネルギーよりも低くなると、 熱しか発生しないので、ターゲットの背面に設置した冷却 水や水素を蓄積可能な金属で停止するよう設計されてい る.

<sup>7</sup>Li(p,n) <sup>7</sup>Beは2.5MeVの陽子入射の場合は最大で0.8 MeV, 平均で0.5MeVの中性子が生成するため,熱外中 性子に減速する必要がある.一方で,1.9MeV前後の陽子 を用いると生成する中性子エネルギーは最大で0.08MeV, 平均で0.04MeVと低く,直接BNCTに使用することが可 能であり,中性子発生方法の検討がなされた<sup>12)</sup>.

#### 2.2.2 収量

Fig. 2に1 mCの陽子が飛程よりも厚いターゲットに入 射した場合における<sup>7</sup>Li(p,n) <sup>7</sup>Beと<sup>9</sup>Be(p,n) <sup>9</sup>Bの中性子生 成量を示す. <sup>7</sup>Li(p,n) <sup>7</sup>Be反応において2.5MeVの陽子が 入射すると10<sup>12</sup> nmC<sup>-1</sup>の中性子を生成する. 4MeVの陽 子が<sup>9</sup>Be(p,n) <sup>9</sup>B反応を起こしたときの中性子生成量と同 等である. <sup>7</sup>Li(p,n) <sup>7</sup>Beはエネルギーが高くなるにしたが い,断面積が下がるため、生成量は増加しない. 一方で、 <sup>9</sup>Be(p,n) <sup>9</sup>Bはエネルギーが高い状態でも一定の中性子生 成断面積を有するため、エネルギーが高くなるにしたが い,中性子生成量は増加する. 30MeV入射 <sup>9</sup>Be(p,n) <sup>9</sup>B反 応による中性子生成量は10<sup>14</sup> nmC<sup>-1</sup>である.

BNCTを行ううえでターゲットにおいては10<sup>13</sup>-10<sup>14</sup> ns<sup>-1</sup> の中性子生成量が必要であり、2.5 MeVの陽子入射<sup>7</sup>Li(p,n) <sup>7</sup>Be反応では10 mA以上、30 MeV入射<sup>9</sup>Be(p,n)<sup>9</sup>B反応で は1 mAの陽子電流を生成する加速器が必要となる。

#### 2.3 エネルギースペクトル

<sup>7</sup>Li(p,n) <sup>7</sup>Be反応の陽子エネルギーが2.5 MeVまでの中性 子エネルギースペクトルはJ. C. Yanch<sup>13)</sup> やC. L. Leeら<sup>14)</sup> が詳細に報告しているように,前方方向のエネルギーが高 く,広角になるにしたがってエネルギーと生成量は減少す る.

Fig. 3に30MeV陽子入射の飛程よりも厚いベリリウム から放出される中性子のエネルギースペクトルを示す. 30MeVの陽子はベリリウム中でエネルギーを損失しなが ら、中性子を生成するため、連続分布を示す.また、複合 核を形成したのちに、励起状態から蒸発過程で放出する中 性子も混在する.前方方向に最大で28MeVの中性子が生 成し、広角になるにしたがって最大のエネルギーが低くな り、生成量は減少する.



Fig. 3 Neutron energy spectrum at each angle for Be(p,n) reaction with 30 MeV protons

#### 3.物質との相互作用

ここでは、ターゲットから出た中性子をBNCTに適し たエネルギーまで減速させるためのモデレータ、治療ビー ムが体内に入射した際の体内の構成元素、水ファントム中 の熱中性子分布測定で用いられる物質が、中性子とどのよ うに相互作用を起こすか述べる.

#### 3.1 モデレータ

2章で示したように、「Li(p,n) 「Be 反応では1 MeV以下の 中性子が前方方向に生成し,BNCTに適した熱外中性子ま で減速する必要がある。BNCTでは0.5eVから10keVの領 域を熱外中性子と定義している。熱外中性子が体内に入射 すると、水素の原子核と散乱を起こし、熱中性子へと減速 し<sup>10</sup>Bと反応を起こす。使用するホウ素薬剤の種類に依存 するが、現在臨床で用いられているBPAの場合は、40keV 程度までのエネルギーが深部線量を付与するのに有効とさ れている<sup>15)</sup>.このエネルギーを超える中性子が多くなる と、水素原子核との弾性散乱による皮膚に対する線量が高 くなるため、治療可能な照射時間を確保できなくなり、腫 瘍に対して十分な線量を付与することができなくなる.

熱外中性子を生成するためには、水素、重水素は減速能 が高すぎで熱中性子まで減速してしまうため使用されない. 比較的軽い元素で有効なモデレータの物質としてFを含む MgF<sub>2</sub>, CaF<sub>2</sub>が用いられる.Fは0.1MeV付近から非弾性 散乱断面積が立ち上がるため、これ以上のエネルギーを有 する中性子に対する減速能を有する.また、数10keVの 領域において弾性散乱断面積のピークを有するため、この エネルギー領域の中性子を散乱させて治療ビーム中への混 入を低減させる.Alは27keV付近に弾性散乱断面積の谷 があるため、このエネルギー領域の中性子が他のエネル ギーに比べて透過しやすいため、治療ビーム中に残存す る.Alのフッ化物であるAlF<sub>3</sub>は有効な物質であるが、昇 華性があるため、密度を高めることが困難である.よって、 AlとCaF<sub>2</sub>とを組み合わせてモデレータ材料として使用さ れている.

<sup>9</sup>Be(p,n) <sup>9</sup>B反応の場合は8MeVや30MeVの陽子が用い られており,前方方向の中性子の最大エネルギーは6MeV, 28MeVとなる.このエネルギー領域におけるFの非弾性 散乱断面積が下がるため,別の材質が用いられる.8MeV の場合は1MeV付近で非弾性散乱断面積が立ち上がるFe のみが用いられて,1MeV付近のエネルギーまで減速され る.1MeV付近まで減速された中性子は上記の<sup>7</sup>Li(p,n)<sup>7</sup>Be と同様にフッ化物を用いて熱外中性子を生成する.30MeV の場合はFeの上流にPbを設置し,7-8MeV,15MeV付近 にしきいエネルギーを有する(n,2n),(n,3n)反応を用いて, 中性子を増加させながら減速させるような工夫が施されて いる.



Fig. 4 Neutron energy spectrum at each position in a moderator using Be(p,n) reaction with 30 MeV protons

Alやフッ化物を通過した中性子ビームのうち熱中性子は Cdによって吸収し、治療に不必要なガンマ線を遮蔽する PbやBiを透過して熱外中性子の治療ビームを形成する. 腫瘍のサイズに合わせて、Liを含むポリエチレンがコリ メータとして用いられビーム形成される. <sup>6</sup>Liが熱中性子 に対する吸収断面積が高く、<sup>10</sup>Bのように即発ガンマ線を 放出しないので、患者周りの遮へい材として用いられる. 熱外中性子に対する<sup>6</sup>Liの吸収断面積は低くいので、ポリ エチレン中の水素で減速して熱中性子化したのちに<sup>6</sup>Liで 吸収する.

Fig. 4に30MeV陽子を用いた場合のモデレータ内のエ ネルギースペクトルの1例を示す.ターゲットの下流に Pb, Fe, Al, CaF<sub>2</sub>, Cdの順にモデレータ材質が設置され, 最後にPbでガンマ線を遮蔽している. Fig. 4中ではター ゲット直下, Fe, CaF<sub>2</sub>, Pbガンマ遮蔽後のスペクトルを示 す.ターゲット直下では最大で28MeVの中性子が発生し, Pb, Pbを通過したのちに非弾性散乱によって減速し,お およそ1MeV付近にピークを形成している.その後, Al, CaF<sub>2</sub>を通過することで20keV付近にピークをもつ熱外中 性子ビームを形成している.最後に熱中性子を遮蔽し,治 療ビームが形成されている.

#### **3.2**体内の線量分布

熱外中性子は体内に入射すると、水素原子核と散乱し熱 中性子へと減速される.治療前にホウ素薬剤を投与するこ とで、血液中から各組織と腫瘍に対してホウ素薬剤が移行 する.ホウ素薬剤に含まれる<sup>10</sup>Bは熱中性子と<sup>10</sup>B(n, $\alpha$ )<sup>7</sup>Li 反応を起こす.これをホウ素線量と呼ぶ.BNCTにおい ては<sup>10</sup>B(n, $\alpha$ )<sup>7</sup>Li以外にも体内の構成元素である窒素に対 する<sup>14</sup>N(n,p)<sup>14</sup>C反応を考慮する必要がある.窒素線量も しくは熱中性子線量と呼ぶ.熱中性子の吸収断面積は熱中 性子エネルギー0.0253 eVに対して1.93 barnであり、<sup>10</sup>B の3,842 barnよりも低いが窒素は2%程度体内に含まれて



Fig. 5 Equivalent dose distribution in the human body

いるため無視できない量の線量が付与される.

一方で、治療ビーム中にはモデレータを透過した高速中 性子が混入しており、水素との弾性散乱H(n,n)Hにより 線量が付与される.水素線量もしくは高速中性子線量と呼 ぶ.さらに線量の寄与は低いが、酸素、炭素に対する高速 中性子による線量が付与される.

中性子発生ターゲットやモデレータでは中性子との反応 によりガンマ線が生成しており、これを一次ガンマ線と呼 び、治療に不必要な線量として評価する必要がある.また、 体内の水素原子核と熱中性子との吸収反応により即発ガン マ線が生成され、二次ガンマ線として評価する必要があ る.

よってBNCTの線量評価では、ホウ素線量、熱中性子 線量、高速中性子線量、ガンマ線線量の4種類を評価する. 治療計画では患者CTおよびMRIの画像から3Dのボクセ ルモデルを作成し、中性子およびガンマ線を線源としてモ ンテカルロシミュレーションが実施される。各ボクセルに おける中性子およびガンマ線のエネルギースペクトルが計 算され、中性子に対してはKERMAファクター、ガンマ 線に対しては適切な線量換算係数を用いて線量換算する.

<sup>10</sup>B(n,a)<sup>7</sup>Li, <sup>14</sup>N(n,p)<sup>14</sup>C, H(n,n)Hで放出される荷電粒子 はそれぞれ異なる生物学的効果を持っており,ホウ素にお いては正常組織および腫瘍やホウ素薬剤の種類によって異 なる生物学的効果を有する.ガンマ線もしくはエックス線 等価線量に換算するため,それぞれ生物学的効果比を乗じ て等価線量へと換算する.

体内に入射した際の腫瘍,腫瘍中のホウ素線量,脳線量, ガンマ線量,熱中性子線量,高速中性子線量の等価線量分 布をFig.5に示す.腫瘍には脳よりも3.5倍のホウ素薬剤 が集積しており,腫瘍のホウ素線量,脳のホウ素線量,熱 中性子線量,高速中性子線量の生物学的効果比はそれぞれ 4,1.34,2.9,2.4と設定した.脳の最大線量が12Gy-eqと なる照射を仮定した.

腫瘍の線量の内90%以上がホウ素による寄与がほとん どであることがわかる.また,治療に不必要な線量のうち, 皮膚表面の高速中性子線量が高く,高速中性子の減速により,その線量は深部にいくにしたがって減少する.また熱外中性子は熱中性子に減速し,おおよそ20mmの位置で ピークを形成し,それ以降は水素との吸収および散乱により減衰する.水素との吸収反応から即発ガンマ線が生成し,一次ガンマ線を追加してガンマ線線量として評価される.BNCTは1回の照射を基本としており,腫瘍線量に 25Gy-eqを付与することを目指して照射が行われ,25Gy-eq を付与できる深さはおおよそ70mmである.

#### 3.3 熱中性子測定法

3.2節で述べたように腫瘍線量の大部分はホウ素線量で あるため、体内でのホウ素線量を測定することは重要であ る. 体内のホウ素線量を直接的に測定するのは困難である ため、水ファントム中の熱中性子の分布を測定することが 品質管理・品質保証で求められている.現在,熱中性子束 測定にはAuの放射化法が適応されている。Auの放射化法 とはFig. 6に示すように<sup>197</sup>Au(n,y)<sup>198</sup>Auの吸収断面積が熱 中性子領域で1/v則を示しており、0.025eVで98.7barn と大きな断面積を有していることを利用している.また, 4.9eV付近に共鳴吸収ピークを有しているため、熱外中性 子領域にも感度を有してしまう. そこで, 天然存在比12.2% の<sup>113</sup>Cdが高い吸収断面積を有していることを利用して, AuをCd中に設置した照射を行うことで,熱中性子を遮蔽 し, 熱外中性子領域の<sup>197</sup>Au(n,y)<sup>198</sup>Auの反応率を導出する. <sup>113</sup>Cd(n,y)<sup>114</sup>Cdの断面積は0.025eVで20170 barnであり, 0.18eVにピークを有しており、60,000 barnに及ぶ. Au の熱と熱外中性子の反応率から熱外中性子の反応率を差し 引くことで、熱中性子束評価に用いる. 照射したAu箔や Au線は、検出効率を明らかにした高純度ゲルマニウム半 導体検出器を用いて、<sup>198</sup>Auのベータ崩壊で放出される 412 keVのガンマ線を測定する.<sup>198</sup>Auは2.7日の半減期を有し ているため, 照射後から測定までの時間, 照射時の時間, ガンマ線測定時の時間をそれぞれ補正することで、反応率



Fig. 6 Capture cross-section data

を導出する.反応率の導出については参考論文16)に記載がある.

Auの放射化法は照射後にAu線やAu箔を水ファントム から取り出して,高純度ゲルマニウム半導体検出器で測定 する必要があるため、リアルタイムで熱中性子束の情報を 得ることができない.近年<sup>10</sup>Bや<sup>6</sup>Liを含む微小シンチレー タを光ファイバーの先端に設置した熱中性子束モニターの 開発が進んでいる<sup>17)、10</sup>B(n,a)<sup>7</sup>Li,<sup>6</sup>Li(n,a)T反応の0.025eV の断面積はFig.6に示すように3,842,945 barnと高い値 を示す.BNCTの照射場は10<sup>8</sup>-10<sup>9</sup> n cm<sup>-2</sup> s<sup>-1</sup>の熱中性子 束強度を有しているため、それぞれの断面積と計数率を考 慮して検出感度が設定されている.また、シンチレータの サイズが小さいため、ガンマ線に対する感度も低く、弁別 して測定できるのもBNCTの照射場で測定するうえで必 要な特性である.

#### 4. 放射線防護で留意すべき事項

BNCTの照射場は中性子の強度が,X線治療よりも高い ため,放射線発生装置や設置した建屋に対して,中性子に よる放射化を考慮する必要がある.中性子発生ターゲット は2.2節で述べたような核反応によって<sup>7</sup>Beなどの核種が 生成されるため,ターゲットの交換など装置のメンテナン ス時の従事者の被ばく低減について留意する必要がある.

照射室内では治療ビームが患者に照射されると熱中性子 が生成する<sup>18</sup>. <sup>46</sup>Sc,<sup>60</sup>Co,<sup>152</sup>Euなどの核種が生成するコン クリートの放射化を低減するために, 部屋の内側にはホウ 素入りポリエチレンなどの物質で熱中性子を遮蔽してい る. 施設の設計段階から中性子の放射化について考慮すべ きである.

BNCTの照射中は患部の大きさに合わせて治療ビーム をコリメートしているが、モデレータを通過する中性子 や、コリメータ孔で散乱する中性子が照射野外にも照射さ れるため、その評価も重要になる.装置のアクセプタンス テストやコミッショニング時に人体を模擬した水ファント ムを用いて各臓器における線量評価を行うことが重要であ る<sup>19)</sup>.その際には各臓器位置にAuなどの放射化箔を設置 してその反応率を導出し、モンテカルロシミュレーション による計算結果と組み合わせることで、線量評価を実施す る.

<sup>7</sup>Li(p,n) <sup>7</sup>Be反応や低いエネルギーの陽子による<sup>9</sup>Be(p,n) <sup>9</sup>B反応を用いた装置についてはターゲットで生成する高 速中性子のエネルギーが低いため、モデレータなどの放射 化は低減されているが、熱中性子による放射化は少なから ずある.また30 MeV の陽子による<sup>9</sup>Be(p,n) <sup>9</sup>B反応を用い た装置については高速中性子による放射化がある.いずれ の場合においても患者照射後における医療従事者の被ばく 低減については留意する必要がある.照射用の患者寝台を 照射後に移動できる構造とし、照射後には照射室に入室し ないような工夫も考慮されている<sup>20)</sup>.

### 5. まとめ

本稿では、臨床現場におけるBNCTを理解する上で必要となる中性子の基礎知識について解説した。中性子の発生については中性子発生メカニズム、断面積および中性子生成率、エネルギースペクトルについて実際の装置で用いられている事項について述べた。また、モデレータの特性、体内の線量分布、熱中性子測定法を通じて、中性子に対する物質の相互作用を概説した。BNCTは中性子強度が他の放射線治療に比べて高いため、BNCT特有の放射線防護で必要とされる中性子に関する基礎知識の整理に役立てば幸いである。

#### 参考文献

- Hirose K, Konno A, Hiratsuka J, et al.: Boron neutron capture therapy using cyclotron-based epithermal neutron source and borofalan (10B) for recurrent or locally advanced head and neck cancer (JHN002): An open-label phase II trial. Radiother. Oncol. 155: 182–187, 2021
- 2) Watanabe K, Yoshihashi S, Ishikawa A, et al.: First experimental verification of the neutron field of Nagoya University Accelerator-driven neutron source for boron neutron capture therapy. Appl. Radiat. Isot. 168: 109553, 2021
- 3) Nakamura S, Igaki H, Ito M, et al.: Neutron flux evaluation model provided in the accelerator-based boron neutron capture therapy system employing a solid-state lithium target. Sci. Rep. 11 (1): 8090, 2021
- 4) Kumada H, Takada K, Tanaka S, et al.: Evaluation of the characteristics of the neutron beam of a linac-based neutron source for boron neutron capture therapy. Appl. Radiat. Isot. 165: 109246, 2020
- 5) Tanaka H, Sakurai Y, Suzuki M, et al.: Characteristics comparison between a cyclotron-based neutron source and KUR-HWNIF for boron neutron capture therapy. Nucl. Instrum. Methods Phys. Res., Sect. B 267: 1970– 1977, 2009
- 6) INTERACTIONS OF IONS WITH MATTER: http://www. srim.org/ (accessed July 1, 2022)
- 7) Nakamura S, Igaki H, Ito M, et al.: Characterization of the relationship between neutron production and thermal load on a target material in an accelerator-based boron neutron capture therapy system employing a solid-state Li target. PLoS ONE 14 (11): e0225587, 2019

- Kumada H, Kurihara T, Yoshioka M, et al.: Development of beryllium-based neutron target system with three-layer structure for accelerator-based neutron source for boron neutron capture therapy. Appl. Radiat. Isot. 106: 78– 83, 2015
- 9) Porra L, Seppälä T, Wendland L, et al.: Accelerator-based boron neutron capture therapy facility at the Helsinki University Hospital. Acta Oncol. 61: 269–273, 2022
- Chadwick MB, Obložinský P, Herman M, et al.: ENDF/ B-VII.0: Next generation evaluated nuclear data library for nuclear science and technology. Nucl. Data Sheets 107: 2931–3060, 2006
- 11) 核データ研究グループ:https://wwwndc.jaea.go.jp/jendl/j5/ j5\_J.html (accessed July 1, 2022)
- 12) Kobayashi T, Bengua G, Tanaka K, et al.: Variations in lithium target thickness and proton energy stability for the near-threshold 7Li(p,n)7Be accelerator-based BNCT. Phys. Med. Biol. 52 (3): 645–658, 2007
- Yanch JC, Zhou X-L: Accelerator-based epithermal neutron beam design for neutron capture therapy. Med. Phys. 19: 709–721,1992
- 14) Lee CL, Zhou X-L: Thick target neutron yields for the 7Li(p,n)7Be reaction near threshold. Nucl. Instrum. Methods Phys. Res., Sect. B 152: 1–11, 1999
- 15) Yanch JC, Zhou X-L, Brownell GL: A Monte Carlo investigation of the dosimetric properties of monoenergetic neutron beams for neutron capture therapy. Radiat. Res. 126: 1–20, 1991
- 16) Tanaka H, Sakurai Y, Suzuki M, et al.: Experimental verification of beam characteristics for cyclotron-based epithermal neutron source (C-BENS). Appl. Radiat. Isot. 69: 1642–1645, 2011
- 17) Ishikawa A, Watanabe K, Yamazaki A, et al.: Evaluation of the thermal neutron sensitivity, output linearity, and gamma-ray response of optical fiber-based neutron detectors using Li-glass scintillator. Nucl. Instrum. Methods Phys. Res., Sect. A 1025: 166074, 2022
- 18) Imoto M, Tanaka H, Fujita K, et al.: Evaluation for activities of component of Cyclotron-Based Epithermal Neutron Source (C-BENS) and the surface of concrete wall in irradiation room. Appl. Radiat. Isot. 69:1646–1648, 2011
- 19) Tsukamoto T, Tanaka H, Yoshinaga H, et al.: A phantom experiment for the evaluation of whole body exposure during BNCT using cyclotron-based epithermal neutron source (C-BENS). Appl. Radiat. Isot. 69: 1830–1833, 2011
- 20) Kato T, Hirose K, Tanaka H, et al.: Design and construction of an accelerator-based boron neutron capture therapy (AB-BNCT) facility with multiple treatment rooms at the Southern Tohoku BNCT Research Center. Appl. Radiat. Isot. 156: 108961, 2020

# 解説

〈連載:放射線防護委員会企画〉

# 中性子の基礎知識:高エネルギー光子線治療に伴う中性子の発生

納富昭弘\*

九州大学大学院医学研究院保健学部門

## Basic Knowledge of Neutron: Generation of Neutrons Accompanied with the High-Energy Photon Therapy

Akihiro NOHTOMI\*

Department of Health Sciences, Graduate School of Medical Sciences, Kyushu University

Photo neutrons are generated from high-energy medical X-ray linacs via photo-nuclear reactions with the materials of target and collimator as well as therapeutic X-rays. Such photo neutrons sometimes make unwanted influences and are not negligible for the aspects of radiation protection and radiation control. In this article, fundamental principle of such photo-neutron generation is briefly explained. The side effects induced by the photo neutrons are summarized. In addition, some techniques of the detection and measurement of photo neutrons are introduced.

Keywords: photo neutron, photo-nuclear reaction, GDR (giant dipole resonance), high-energy medical X-ray linac, activation method

## 1. はじめに

光子線の外部照射による深部臓器がんの本格的放射線治 療は、原子炉で製造されたコバルト60線源から放出される y線(1.17 MeV, 1.33 MeV)の利用により開始された. その 後1950~1960年代のリニアック(電子線形加速器)を用 いたX線照射装置の開発により進展し、1980年代にはコバ ルト60照射装置に置き換わることとなった<sup>1)</sup>. これに伴い, 照射される光子線の線質も高エネルギー化し、6MV~15MV の加速電圧で加速される電子の制動放射X線を用いた治療 が主流となった.現在,我が国では1000台以上の医療用 リニアックが稼働しており、そのうち約90%が10MVを 超える高エネルギーX線発生装置である.そして、一般的 に単に「がんの放射線治療」と言えば、リニアックを用い たX線治療を指し示す場合が多くなっているほど普及して いる.

1970年代頃から高エネルギーリニアックの医療利用が増 加するにつれて、主として加速電圧10MVを超えるX線リ ニアックで、発生するX線に中性子が混入することが指摘 されるようになり、X線装置からの漏洩中性子線の影響が 問題となった<sup>2)</sup>. X線等の光子線と中性子発生の間には, 直 接的には何の関係もないように思われる読者も多いかもし れないが、高エネルギーの光子線は物質と光核反応 (photonuclear reaction)と呼ばれる核反応を起こし、結果とし て原子核の構成要素である核子(中性子と陽子)を放出す る場合がある.この時発生する中性子を、光中性子(photo neutron)という.光中性子は、やはり核子である陽子と 異なり、電荷を持たないので物質の透過性が高く、かつ物 質と核反応を起こす確率が高い. 光中性子は治療に直接寄 与しない副生成物であり、様々な好ましくない影響を引き 起こす.本稿では、高エネルギー光子線(X線)治療にお ける光中性子発生の物理的原理について概説したのち、光 中性子が及ぼす影響や測定・評価法について紹介する.

#### 2. 光核反応による中性子の発生

#### 2.1 光子線と物質の主要な相互作用

X線やy線などの光子放射線(電磁波放射線)は間接電 離放射線であり、物質に入射した場合の主たる相互作用 は、光電効果、コンプトン散乱、電子対生成等であること が知られている.これらは、いずれも、相互作用の結果、 光子のエネルギーの一部あるいは全てが電子に転移し, クーロン相互作用を介してそのエネルギーが物質へ間接的 に付与される.

光電効果は、原子の軌道電子を対象とした吸収反応であ り、結果として入射光子エネルギーから電子の結合エネル ギー分を減じた量のエネルギーを持つ光電子が放出され る. コンプトン散乱は、軌道電子の結合エネルギーが相対 的に小さく、自由電子とみなせるくらいに光子のエネル ギーが高い場合に、光子と軌道電子の間で発生する散乱で ある. 散乱光子とコンプトン電子が放出されて、コンプト

連絡著者(corresponding author) 九州大学大学院医学研究院保健学部門[〒812-8582 福岡市東区馬出 3-1-1] Department of Health Sciences, Graduate School of Medical Sciences, Kyushu University, 3-1-1 Maidashi, Higashi-ku, Fukuoka-shi, Fukuoka 812-8582, Japan

E-mail: nohtomi.akihiro.858@m.kyushu-u.ac.jp

ン電子に光子エネルギーの一部が移行する.電子対生成は, 原子核のクーロン場で,光子のエネルギーが閾値である電 子の静止質量エネルギーの2倍(2×m<sub>e</sub>c<sup>2</sup>=1.022MeV)を 超えると,光子自身が消滅して,電子と陽電子の対が生成 される現象である.閾値を超えた分に相等する光子エネル ギーは,生成された電子と陽電子に転移する.

これらの相互作用の発生確率は、相互作用を起こす物質 の原子番号と光子のエネルギーに依存する.光子の起こす 相互作用の確率は質量減弱係数で表されることが多い. 図1に示すように、ヨウ素(Z=53)の場合を例としてそれ らの典型的な値を列挙してみると、0.01MeVの光子に対 する光電効果の質量減弱係数 $\mu/\rho$ は10 [m<sup>2</sup>/kg] 程度, 0.1MeVの光子に対するコンプトン散乱の質量減弱係数 $\mu/\rho$ は0.01 [m<sup>2</sup>/kg] 程度,100MeVの光子に対する電子対 生成の質量減弱係数 $\mu/\rho$ は0.01 [m<sup>2</sup>/kg] 程度である.図2 にも示すように光子エネルギーが高くなるにつれて、主た る相互作用が変化していることがわかる.ヨウ素の密度 $\rho$ は4.93×10<sup>3</sup> [kg/m<sup>3</sup>] なので、上記の線減弱係数 $\mu$  [m<sup>-1</sup>] を



図1 光子とヨウ素の相互作用の質量減弱係数



図2 物質と光子線の主たる相互作用確率と光子エネルギー・ 原子番号との関係

求めるとそれぞれ約4.93×10<sup>4</sup> [m<sup>-1</sup>], 49.3 [m<sup>-1</sup>], 49.3 [m<sup>-1</sup>] であり,各相互作用の確率をあらわしている.これらは, 反応確率で言うと巨視的断面積 $\Sigma$  [m<sup>-1</sup>] = $\sigma$ Nに対応してい る.ここで, $\sigma$ は反応の微視的断面積 [m<sup>2</sup>],Nは反応対象 の原子数密度 [m<sup>-3</sup>] である.ヨウ素の場合,N=2.33× 10<sup>28</sup> [1/m<sup>3</sup>] であるので,微視的断面積 $\sigma$ は、それぞれ約 2.12×10<sup>-24</sup> [m<sup>2</sup>], 2.12×10<sup>-27</sup> [m<sup>2</sup>], 2.12×10<sup>-27</sup> [m<sup>2</sup>] であ る.さらに反応断面積の単位として慣習的に用いられる barn (バーン) = 10<sup>-24</sup> [cm<sup>2</sup>] = 10<sup>-28</sup> [m<sup>2</sup>] であらわすと, それぞれ2.12×10<sup>4</sup> [barn], 21.2 [barn], 21.2 [barn] となる ことがわかる.

#### 2.2 光核反応による中性子の放出

前節で述べたように、光子と物質の相互作用とそれに伴 うエネルギー転移・付与には、原子核外に存在する軌道電 子が深く関与しており、原子核が直接寄与する度合いは主 要ではない.そして、光子エネルギーが10MeVを超える と主たる相互作用は電子対生成となる.一方、光子のエネ ルギーが高くなると、光子が直接的に原子核にエネルギー を付与して、核反応を引き起こす過程が無視できなくな る.光核反応により中性子が放出される過程は(y, n)反応 と記述されることが多い. yという記号は、通常は核内か ら原子核内のエネルギー準位の遷移に伴って放出される光 子線を記述するのに用いられるが、この場合、原子核に直 接エネルギーを付与することができるほど高いエネルギー を持つ光子としてのX線に対応している.

原子核は、核子である陽子と中性子がfm=10<sup>-15</sup>mオー ダーという極小空間内に短距離力である核力で結合してい る集合体であり、核子どうしが中間子の交換により引力 (交換力)で結びつきあって形成される一体ポテンシャル の中に閉じ込められているとみなすことができると考えら れている.

この原子核の描像を、核子の集団的な運動で説明しよう というアプローチがある(集団運動模型)3).これは、原子 核全体が変形して、集団的な回転運動や振動モードの励起 を起こすことによりエネルギーを吸収するというものであ る. 適正にエネルギーが移行するモードが存在しないと. エネルギー転移は起きないことに注意してほしい. 振動 モードの一つに、陽子の集団と中性子の集団が互いに逆向 きに振動する場合が観測されている. すなわち, 陽子と中 性子が一様に分布している原子核の基底状態が光子を吸収 する共鳴モードが存在し, 陽子と中性子が逆方向に励起, 移動して偏極を伴う振動が生ずる(図3).この振動モード は、励起エネルギー20MeV付近の高いエネルギー状態に 数MeVの幅を持つ巨大な共鳴(発生確率の高い状態)を生 じ. 電気双極型巨大共鳴(GDR: Giant Dipole Resonance) と呼ばれている.図3に示すように、光子を吸収した振動 励起状態の原子核は、安定な基底状態に遷移する段階で中 性子や陽子を放出する. 図3でnは中性子をpは陽子をあ らわす. この反応の光子の閾値エネルギーは, 比較的軽い 原子核 (Fe, Alなど) では10~15MeV, 比較的重い原子 核 (W, Cu, Pbなど) では5~10MeV程度である (表1参 照).

X線治療で用いられるターゲットやフラットニングフィ ルター、コリメータなどの材質には、タングステンや銅、 鉛が使用されているが、表1に示すようにこれらの光核反 応の閾値はおよそ5~10MeV程度である.したがって, 原理的に10MV以上の加速電圧のリニアックで光中性子 の放出が起こり得るが、その断面積は、光電効果やコンプ トン散乱,電子対生成に比べて非常に小さい.図4に示す ように、共鳴のピークエネルギー(20 MeV 付近)に対し てさえ、銅やタングステンの光中性子放出断面積は、たか だか0.1~0.5barn程度である<sup>4)</sup>. 実際に10MVリニアッ クから発生する制動X線の平均エネルギーは最大エネル ギーの10MeVよりもかなり低いので、実効的な断面積は 更に低くなる. これらは、2.1節で述べた、電磁波放射線 と物質との主たる相互作用である光電効果、コンプトン散 乱、電子対生成等の断面積に比べて桁外れに小さいことが わかる. そこで, 光核反応は, 通常, 物質と光子の間に起 こる主要な相互作用過程とはみなされない.しかし、X線 治療に用いられる数Gy/min 程度の高強度のX線照射に対



図3 電気双極型巨大共鳴(GDR)に伴う光中性子の放出

しては,光子線のフルエンス率が高いため,光核反応によ る光中性子の発生が無視できなくなる.

## 3. 光中性子の及ぼす影響

#### 3.1 光中性子の漏洩と遮蔽

中性子は非荷電粒子であり、透過性が高く、あわせて物 質との相互作用が複雑であるため、漏洩を防ぐための遮蔽 がX線単独に比べて格段に困難になる。図5にリニアック のアイソセンターから50cmの位置で評価した光中性子の エネルギースペクトルを示す<sup>5)</sup>.この図のように、光中性 子は数100keV~1MeV程度の高速中性子の領域で発生 し、主として周辺物質との弾性散乱によりエネルギーを 失って減速する。そして最終的に室温で周辺物質と熱平衡 状態にある熱中性子(~0.025 eV)に達する広いエネルギー 範囲にわたって、非弾性散乱や捕獲反応等の核反応を起こ して、周辺物質を放射化する。このため、漏洩中性子の遮 蔽は重要であり、高エネルギーX線治療施設では、厚い重 コンクリートの遮蔽壁で治療室を覆うことが不可欠となっ ている。

表1 中性子放出光核反応の光子閾値エネルギー

核種	天然同位体存在比 (%)	閾値エネルギー (MeV)
Al-27	100	13.06
Fe-54	6	13.38
Fe-56	94	11.20
Cu-63	69	10.85
Cu-65	31	9.91
W-182	26.50	8.07
W-184	30.64	7.41
W-186	28.43	7.19
W-183	14.31	6.19



図4 銅(左図)とタングステン(右図)からの光中性子放出断面積の光子エネルギー依存性(文献4)のFig.3より転載)



図5 高エネルギーX線発生装置から発生する光中性子のエ ネルギースペクトルの例(文献5)のFig.1より転載)



図6 中性子の放射線加重係数wRのエネルギー依存性

#### 3.2 治療中患者の二次被ばく

X線による放射線治療は、深部到達率の向上、ビルド アップによる皮膚保護効果の確保のために高エネルギー化 が進んできた、それに伴って、治療中の患者の被ばく防護 に関して光中性子の発生が安易に無視できなくなってき た. 中性子は放射線防護量の等価線量の算出に用いられる 放射線加重係数w<sub>R</sub>がX線より高い. それは図6に示すよ うに中性子エネルギーの連続関数として与えられている が、100keV~10MeVの高速中性子に対してその値はX 線の値 (w<sub>R</sub>=1)の10倍を超える.既に述べたように,高 エネルギーX線治療装置で発生する光中性子のエネルギー は、およそ100keV~1MeVの範囲なので中性子の生物学 的影響が大きいことになる.光中性子は指向性が乏しく、 図7の概念図に示すように銅やタングステン製のターゲッ トやコリメータの発生点からほぼ等方的に放出され、かつ 透過性が高いため、X線治療部位以外の治療中患者の正常 組織にも容易に到達する. その影響は、散乱X線(scattered X-ray)や透過X線(transmitted X-ray)などの二次X 線(通常,生成量が一次X線の1/1000未満)よりも一般的 に大きいとされる.



図7 高エネルギーX線治療装置での光中性子の発生状況 概念図

一方、X線による放射線治療では、標的腫瘍への線量集 中性の改善のために、多門照射(multi-beam)、多面照射 (non-coplanar), 強度変調照射(IMRT)といった照射方法 が開発されてきた. その結果,特に強度変調照射では従来 の照射法に比べて照射時間が長くなる傾向にある.また, マルチリーフコリメータの使用による複雑な照射野形成に より、遮蔽される高エネルギーX線の量が増加し、光中性 子の発生量もやはり増加する傾向にある.実測やモンテカ ルロ計算で評価されている患者の中性子被ばく線量は、ア イソセンターでのX線の物理線量[Gy]あたりの値であら わされる、リニアックのメーカーや仕様に依存するが、典 型的な値として10MVリニアックで0.05~0.1mSv/Gy程 度,15MVリニアックで0.5~3mSv/Gy程度の値が報告さ れている.加速電圧10MV以下のリニアックであれば. その影響は顕著なものではないと思われるが、一次がんの 治療成績が向上するほど、そのトレードオフとして特に平 均余命の長い低年齢の患者に対する晩発性二次発がんの危 険性が指摘されている<sup>6)</sup>.

#### 3.3 治療機器の放射化

10MVを超える高エネルギーX線発生装置では、光核反応による機器の放射化、および光核反応で発生した光中性子の捕獲反応による機器の放射化が問題となる.長期間使用したリニアックのターゲットやコリメータ、フラットニングフィルター、ガントリー内の構造物などは長半減期の残留放射能を含んでいる可能性があり、廃棄の際に注意を要する.

#### 4. 光中性子の測定・評価方法

#### 4.1 光中性子測定の特殊性

高エネルギーリニアックから発生する光中性子は、その 発生機構から高強度の光子線(X線)に混在するのが通常 である.さらに、ほとんどの場合、光子線は加速器から短 時間にパルス状に発生する.したがって、それぞれの光中 性子の事象は、大量のX線の事象と瞬間的に積み重なるため、個々にパルス毎に弁別して測定すること(いわゆる 「n, y 弁別」)は極めて困難である.そこで、光中性子の測 定には、レムカウンターなどを用いた能動的な計測法 (active method)は使用が困難とされ、受動的な手法(passive method)が推奨されている<sup>2)</sup>.具体的には、固体飛跡検出 器、熱蛍光検出器(TLD)、バブル検出器、放射化検出器な どを用いた方法がそれらにあたる.これらの測定法では、 リアルタイムでの中性子測定はできず、照射後に信号を読 み出すことが必要であるが、基本的に光子線に対して不感 であることが利点である(あるいは光子の寄与を差し引く ことが可能である).

#### 4.2 固体飛跡検出器

ある種のプラスチック樹脂に,陽子以上の高LETの重 荷電粒子が入射すると,潜在飛跡に沿って放射線損傷が生 成され,化学薬品によりエッチングを行うことによりその 飛跡を可視化して検出することができる.これを固体飛跡 検出器と呼ぶ.固体飛跡検出器は光子線や電子線などの低 LET放射線に対して感度を持たず,大量の低LET放射線 が存在する状況で,高LETの重荷電粒子のみを検出する ことができる.これをポリエチレンやB-10を含有した適 当なラジエータやコンバータと組み合わせることにより, 高速中性子で発生する反跳陽子や,熱中性子のホウ素捕獲 反応で発生するリチウムイオンやアルファ線を検出して, 間接的に中性子を測定することが可能である.蓄積型の個 人中性子線量計として固体飛跡検出器が利用されている.

#### 4.3 熱蛍光検出器(TLD)

中性子と核反応を起こす物質を構成物質として含んだ熱 蛍光体は、中性子に対して感度を持つので、中性子検出器 として利用できる.たとえば、Li-6を含んだLiFは中性子 に対して有感であり、中性子照射後、熱刺激を与えること により得られる熱蛍光グローカーブから中性子の線量情報 が得られる.B-10を含んだコンバータと熱蛍光体を組み 合わせることにより、同様のことが可能である.ただし、 熱蛍光体は光子線に対しても有感なので、中性子の寄与の みを評価するには、光子線の寄与分を適切に差し引くこと が必要となる.

#### 4.4 バブル検出器

バブル検出器,過熱液滴型検出器は,過熱状態(沸点を 超えた状態で,蒸発せずに液相に留まっている状態)にあ る,エネルギー的に不安定な液滴の沸騰現象を利用した放 射線検出器である.沸騰現象が生じるきっかけとして,あ る密度以上の局所的なエネルギー付与が必要である.閾値 以上のエネルギーが高LETの荷電粒子により付与される とその領域を中心として沸騰が始まり,大きな液滴に成長 して検出される.中性子との核反応の結果,高エネルギー の荷電粒子を放出する元素を混入させることにより,これ らの検出器を中性子測定に使用することができる.y線, X線等の低LETの光子線は,液滴が成長するのに必要な エネルギー付与を起こさないので,このタイプの線量計は 原理的に光子線に対して感度が低いという特徴を持つ.

#### 4.5 放射化法に基づく検出器

中性子との相互作用の結果として物質中に生成される放 射能の情報を介して間接的に中性子の量を測定することが 可能であり,従来からよく利用されている.この「放射化 法」では物質を一定時間中性子に照射した後に,生成した 放射性物質から放出される放射線を測定して,生成された 核種を同定し,その放射能を定量するのが一般的である. 4.5.1 金箔放射化法

放射化法の検出物質(一般的に放射化箔と呼ばれること が多い)として用いられる代表的なものに金(Au-197)が 挙げられる. Au-197の天然同位体存在比は100%であり, 金箔を用いた放射化法による中性子検出は、原子炉物理の 分野で古くから使われてきており、手法として確立してい る<sup>7)</sup>.特長として,他の中性子検出器に比べて質量や寸法 が小さいので測定対象の中性子場を乱すことがなく空間分 解能がよい、中性子との核反応が単純明快で中性子束の測 定精度が高い、y線等の光子線の影響を受けることなく中 性子を測定することができるなどの点が挙げられる. 熱中 性子に対する放射化反応<sup>197</sup>Au(n,y)<sup>198</sup>Auの反応断面積が 98.5barnと大きいので、高感度の測定が可能であるが、 その一方で半減期が比較的長い(2.7 day)ので、X線リニ アック周辺のような弱い中性子束の場では、高い<sup>198</sup>Auの 放射能を得るには長時間の照射が必要となり、測定にも時 間がかかることに注意すべきである.また.<sup>198</sup>Auから放 出される412keVのy線の測定には、検出効率が校正され た高純度ゲルマニウム検出器(HPGe検出器)を用いる場 合が多いので, 医療現場としては特殊な機器を準備する必 要があり、一般的に実行が難しい.

4.5.2 ヨウ素含有シンチレータの自己放射化法

我々は、高エネルギーX線リニアックから発生する光中 性子を比較的簡便に計測する実用的な手法として、NaI(TI) やCsI(TI)などのヨウ素含有シンチレータを用いた自己放 射化法を開発しているので簡単に紹介する<sup>8)~15)</sup>.中性子 を照射するとNaI(TI)やCsI(TI)に含まれるI-127は中性子 を捕獲してI-128になり、半減期25minで $\beta^-$ 壊変する. I-127の天然同位体存在比は100%である.<sup>127</sup>I(n, $\gamma$ )<sup>128</sup>Iの 反応断面積は、熱中性子に対して6.2barnと決して大きく はない.しかし、Au-198の半減期2.7 dayに比べて半減期 が1/160程度と短いので、例えば30分間の短時間照射に 対しては、単位元素当たりに生成する放射能の量はヨウ素 放射化法の方が金箔放射化法に比べて約7倍程度に多くな



図8 中性子による NaI(Tl) シンチレータの自己放射化スペ クトルの例

る.また、生成された<sup>128</sup>Iはシンチレータ自身の構成物質 としてシンチレータ内に存在するので、測定の幾何学的立 体角は4πとみなすことができ、そこから発生する荷電粒 子であるβ線はほぼ100%の高い効率でシンチレータ自身 によって検出される.これは、金箔放射化法で<sup>198</sup>Auから 放出される412keVのy線の高純度ゲルマニウム検出器の 固有ピーク効率(全エネルギーピークに計数される確率) に比べて桁外れに大きい.また、検出器自身が放射化法の ターゲットの役割を果たすので、別に放射線の測定器を用 意する必要もない.

実際,図8に示すように、中性子を照射して自己放射化 したNaI(TI)検出器の出力エネルギースペクトルは、フェ ルミ関数から導かれる<sup>128</sup>Iのβ線の理論的スペクトル形状 とよく一致する(わずかに見られる不一致も、理由が説明 できる<sup>12)</sup>).このβ線の計数率をもとにして、照射された 中性子束を求めることが可能である.その原理は、液体シ ンチレーションカウンターによる放射能測定法に類似して いる.図9に示すように短時間(30分)の照射で、充分に 測定可能な放射能を得ることができる.この放射能は半減 期25minで減衰するので、減衰曲線をこの半減期で フィッティング処理することにより、該当するβ線成分の みを高精度で抽出することが可能であり、一般の放射化法 と同様の手順で飽和放射能から中性子束が評価できる.

近畿大学研究用原子炉UTR-KINKI(1W)で,金箔放射 化法とヨウ素含有シンチレータ自己放射化法で中性子束を 求めて比較したところ,その結果はよく一致した<sup>8)</sup>.また, 九州大学病院で10 MV X線リニアックにて,アイソセン ター位置でX線線量率3 Gy/minで照射を行い,アイソセ ンターから30 cmの位置での中性子束を評価したところ, その値は5×10<sup>3</sup> [neutrons/(cm<sup>2</sup>·s)] であった<sup>8)</sup>.さらに, この時の中性子周辺線量当量は,0.14 mSv/Gy と評価され



図9 10 MV X線リニアックの 30 分間の照射で得られた NaI(Tl)シンチレータの自己放射化による放射能減衰 曲線の例

た<sup>10)</sup>. ヨウ素含有シンチレータ自己放射化法の場合, 生成した<sup>128</sup>Iの半減期が25minと短いので, 短時間でその放射能は減衰し, 1日経過するとほぼ完全に消滅してしまうため, 繰り返し使用が可能であることも利点であると言える.

#### 5. まとめ

本稿では、高エネルギーX線リニアックで光核反応が起 こるメカニズムについて説明し、それにより発生する光中 性子が引き起こす問題点について概説した. また, 光中性 子の測定方法について述べ、最近我々のグループが開発し た、ヨウ素含有シンチレータの自己放射化法についても紹 介した. 光子線治療で発生する中性子の絶対量は決して多 くはないが、中性子が物質と起こす相互作用は複雑多岐に わたり、その生物学的影響が大きいため、放射線防護や管 理の観点から無視できない影響を及ぼす可能性がある.治 療に高エネルギーX線を利用する以上、光中性子の発生を 零におさえることはできないのでその事実を認識し、適切 な方法でモニタリングを行い、放射線防護・管理のうえ で、許容できる範囲であることを確認することを怠らない ことが重要であると考える. そのためには、低線量の中性 子を高精度に測定する実用的な技術の普及が必須であろ う.

#### 参考文献

- Endo M: History of medical physics. Radiol. Phy. Technol. 14: 345–357, 2021
- National Council of Radiation Protection: Neutron contamination from medical accelerators. NCRP Report No. 79, 1984
- 永江知文,永宮正治:原子核物理学. 裳華房テキストシリーズ・物理学. 35-38,2013

- 4) 小迫和明,中村尚司:医療用リニアック室の遮蔽計算に使用する光核反応ファイルの比較.日本原子力学会和文論文誌20:23-33,2021
- 5) Domingo C, Garcia-Fuste MJ, Morales E, et al.: Neutron spectrometry and determination of neutron ambient dose equivalents in different Linac radiotherapy rooms. Radiat. Meas. 45: 1391–1397, 2010
- Hall EJ, Martin SG, Amols H, et al.: Photoneutrons from medical accelerators: Radiological measurements and risk estimates. Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys. 33: 225–230, 1995
- 7) 三澤 毅, 宇根崎博信, Pyeon CH: 原子炉物理実験. 京都 大学学術出版会, 113, 2010
- 8) Wakabayashi G, Nohtomi A, Yahiro E, et al.: Applicability of self-activation of an NaI scintillator for measurement of photo-neutrons around a high-energy X-ray radiotherapy machine. Radiol. Phys. Technol. 8: 125–134, 2015
- Nohtomi A, Wakabayashi G: Accuracy of neutron self-activation method with iodine-containing scintillators for quantifying <sup>128</sup>I generation using decay-fitting technique. Nucl. Instrum. Methods Phys. Res., Sect. A 800: 6–11, 2015
- 10) Nohtomi A, Wakabayashi G, Kinoshita H, et al.: High Sensitive neutron-detection by using a self-activation of iodine-containing scintillators for the photo-neutron mon-

## 著者紹介

納富 昭弘(のうとみ・あきひろ) (現職名)九州大学医学研究院保健学部門 准教授 (専門分野)放射線計測学,放射線医療工学. 放射線医療に関連した放射線計測や線量計測を中心に研究・教育 を行っている.最近は、ホウ素中性子捕捉療法(BNCT)に関連し た中性子計測・線量測定技術の開発に興味を持っている. itoring around X-ray radiotherapy machines. JPS Conf. Proc. 11: 050002, 2016

- 11) Nohtomi A, Kurihara R, Kinoshita H, et al.: An application of CCD read-out technique to neutron distribution measurement using the self-activation method with a CsI scintillator plate. Nucl. Instrum. Methods Phys. Res., Sect. A 832: 21–23, 2016
- 12) Honda S, Nohotmi A, Machidori K, et al.: Shape distortion of  $^{128}$ I $\beta^-$  spectrum observed by a self-activated CsI(Tl) scintillator for hight-sensitive neutron measurements. Nucl. Instrum. Methods Phys. Res., Sect. A 871: 148–153, 2017
- 13) Kakino R, Nohtomi A, Wakabayashi G: Improvement of neutron spectrum unfolding based on three-group approximation using CsI self-activation method for evaluation of neutron dose around medical linacs. Radiat. Meas. 116: 40-45, 2018
- 14) Ueki T, Nohtomi A, Wakabayashi G, et al.: A design study of application of the CsI self-activation method to the neutron rem-counter technique. Radiat. Meas. 128: 106181, 2019
- 15) Hanada Y, Nohtomi A, Fukuna J, et al.: Development of a neutron dosimetry system based on double self-activated CsI detectors for medical Linac environments. Radiat. Prot. Dosim. 192: 378–386, 2020
## 解説

〈連載:放射線防護委員会企画〉

## 中性子の基礎知識:粒子線治療に伴う中性子の発生

松本真之介<sup>1</sup>,森 祐太郎\*2

<sup>1</sup>東京都立大学 健康福祉学部放射線学科 <sup>2</sup>筑波大学 医学医療系

### Basic Knowledge of Neutron: Generation of Neutrons Accompanied with Particle Therapy

Shinnosuke MATSUMOTO<sup>1</sup>, Yutaro MORI<sup>\*2</sup>

<sup>1</sup> Department of Radiological Sciences, Faculty of Health Sciences, Tokyo Metropolitan University

<sup>2</sup> Faculty of Medicine, University of Tsukuba

Particle therapy uses high-energy charged particles, which cause nuclear reactions with a beam limiting device and a patient, resulting in the generation of high-energy secondary neutrons. These secondary neutrons cause low-dose exposure to organs far from the treatment target, and have a high biological effect due to their energy characteristics, which may cause of secondary cancers after radiotherapy. This article describes the neutron generation mechanism (cross section, and energy spectrum), interaction with the secondary neutron source (beam limiting device, and the patient), measurement of neutrons, and considerations for radiation protection of patients from secondary neutrons, generated by proton and carbon beam radiation therapy.

Keywords: particle therapy, secondary neutrons, radiation protection, radiation measurement

### 1. はじめに

粒子線治療では高エネルギー荷電粒子を用いるため、それらの荷電粒子が治療に用いる照射野形成装置や患者と核反応を起こすことにより高エネルギーの二次中性子が発生する<sup>1)</sup>.これら二次中性子は治療のターゲット(照射野)から離れた臓器に対しても低線量の被ばくを与えること、さらに発生した二次中性子のエネルギースペクトル特性によって生物学的効果比が高いことから、治療後の二次がん発生につながる可能性がある<sup>2)</sup>.

本稿では陽子線治療および炭素線治療に伴い発生する二 次中性子からの患者の放射線防護に関して、中性子の発生 (メカニズム、断面積、エネルギー)、中性子の発生源であ る照射野形成装置や患者との相互作用、中性子の測定、お よび放射線治療時に考慮すべき事項について解説する.

### 2. 中性子の発生

### 2.1 メカニズム

粒子線治療における中性子の発生は約100MeV以上の 粒子の入射によって引き起こされる核破砕反応によるもの が主である.粒子線の入射によって発生する核破砕反応に ついて,2段階に分けて述べる.

核破砕反応の第一段階として,入射粒子が核内の核子 (陽子,中性子)と衝突し弾き出す.弾き出された核子が 衝突を繰り返して核内カスケードを形成する.さらに、入 射粒子が約400 MeVを超えると非弾性パイオン生成衝突 が生じる.核内カスケードによって生じる中性子の角度分 布は入射粒子の進行方向に強い指向性を持ち、エネルギー は10 MeV から入射粒子エネルギーと同等程度のエネル ギーを持ち比較的高い値を示す.

第二段階として,核内カスケードが終了した励起状態の 残留核からの核子の蒸発により中性子が放出される.蒸発 過程によって生じる中性子の角度分布は等方的であり,エ ネルギーは0.1-10 MeV 程度で核破砕反応と比較して低い 値を示す<sup>3)</sup>.

### 2.2 断面積

### 2.2.1 収量

### 陽子線治療

Fig. 1に140-350 MeV 以上での陽子線がC, Al, Fe, Pb ターゲットと衝突した際の中性子生成量を示す<sup>4)</sup>. これよ り,中性子収量は入射陽子線エネルギーにほぼ比例して直 線的に増加していること,および標的の違いによる中性子 収量の変化は少ないことがわかる.余談ではあるが, Fig. 1 では実測値 (time of flight法), JENDL-HE,モンテカルロ 計算値 (PHITS: ISOBAR model, MCNPX: LAHET code) を比較しており,140-350 MeV の陽子線より生成するカ スケード中性子主体の領域では,Cの250,350 MeV を除

<sup>\*</sup> 連絡著者(corresponding author) 筑波大学 医学医療系 [〒305-8575 茨城県つくば市天王台1-1-1] Faculty of Medicine, University of Tsukuba, 1-1-1 Tennodai, Tsukuba, Ibaraki 305-8575, Japan E-mail: ymori@md.tsukuba.ac.jp



Fig. 1 Neutron yield from C, Al, Fe, Pb targets bombarded by protons at energies of 140, 250 and 350  $MeV^{1}$ 

き実測と計算とがよく一致していることがわかる. モンテ カルロ計算により評価する際には,使用した計算モデルに ついても理解を深めておくことが望ましい.

### 炭素線治療

Fig. 2に, 100-400 MeV までの炭素線がC, Al, Cu, Pb ターゲットと衝突した際の炭素イオン1 個あたりの中性子 生成量を示す<sup>5)</sup>.

炭素線の入射においても陽子線と同様に、入射炭素線エ ネルギーが増加するほど中性子の生成量は増加すること、 および標的の違いによる中性子収量の変化は少ないことが わかる.

### 2.2.2 角度分布

### 陽子線治療

Fig. 3に22, 30, 40 MeVの陽子線がCuターゲットと衝突した際の,0, 30, 60, 90, 120, 150°における中性子スペクトルを示す<sup>6)</sup>. 10 MeV以下の領域では蒸発過程主体で中性子を生成するため放出角度は等方的であることがわかる. 10 MeV以上の領域では直接中性子を叩き出す反応が増加し前方向へ放出される割合が増加していることがわかる.また,その影響は陽子線のエネルギーが高いほど顕著になる.



Fig. 2 Neutron yields per one incident carbon-ion in the thick-target yield<sup>5)</sup>

### 炭素線治療

Fig. 4に400 MeV の炭素イオン線が C, Al, Cu, Pb ター ゲットと衝突した際に生じる中性子の0°から90°の角度分 布を示す<sup>5)</sup>.入射炭素線エネルギーが増加するほど,軽い ターゲットほど中性子の前方性が高くなる.これは陽子線 の入射による傾向と同様に,入射炭素線エネルギーが増加 すると,複合核を作って蒸発過程で放出される中性子の割 合が少なくなるからである.



 Fig. 3 Neutron yield spectra from stopping Cu target bombarded by protons at energies of 22, 30 and 40 MeV. Each energy group has spectra at 0, 30, 60, 90, 120 and 150°<sup>6</sup>

### 2.3 エネルギースペクトル

Fig. 5 に 140 MeV の 陽 子 線 が C (厚 さ:11.0 cm), Al (8.5 cm), Fe (3.5 cm), Pb (3.5 cm) ターゲットに衝突した際 に生成される中性子のエネルギースペクトルを, Fig. 6 に 400 MeV の炭素線が十分な厚みをもつ C, Al, Cu, Pb ター ゲットに衝突した際に生成される中性子のエネルギースペ クトルを示す<sup>4)</sup>.

陽子線および炭素線の衝突により生成される中性子はいずれも以下の傾向を示す<sup>4),5)</sup>.

- A) スペクトルは2成分を持っている.1つは蒸発過程等でほぼ等方に放出される10MeV以下の低エネルギー成分であり、もう1つは核内カスケード過程等で前方に強く放出される10MeV以上の中性子成分である.したがって、Fig.5,6ともに生成される中性子のエネルギーレンジは広く、Fig.6に顕著に示されるとおり、エネルギースペクトルは放出角度が大きくなると軟化する.
- B) 前方方向のスペクトルは、入射粒子の核子あたりエネ ルギーの約60~70%にあたる高エネルギー端に幅広 いピークを持っている.このピークは軽いターゲット ほどより顕著に観察される(Fig. 6).これはノックオ ン過程等で前方に放出された高エネルギー中性子成分 に対応し、入射炭素イオンからターゲット核への運動 量の移行が、重い核に対してよりも軽い核に対しての ほうが大きいことによる.この傾向は前方方向への ノックオン過程の割合が大きい炭素線の入射による生



Fig. 4 Angular distributions of neutrons produced by Carbon-ions of 400 MeV/n<sup>5)</sup>

成中性子で顕著である.

C) 前方方向に対する高エネルギー中性子端について,陽子線においてはほぼ入射エネルギーに一致しているものの,比較的厚いCターゲットに対する衝突においては、ターゲット内での陽子のエネルギー損失により、生成中性子の最大エネルギーが低下している(Fig. 5).また、炭素線の衝突による生成中性子エネルギーにおいては、入射粒子の核子当りエネルギーの約2.5倍のところまで広がる.

### 3. 物質との相互作用

### 3.1 患者の被ばく

粒子線治療において発生する中性子は、照射装置で発生 する外部中性子と、患者の体内で発生する内部中性子に大 別される.前者について、二重散乱体法、ワブラー法をは じめとする Broad beam 法では散乱体、リッジフィルタ、 レンジモジュレーションホイール、患者コリメータ等が主 な中性子の発生源となる<sup>20</sup>. Scanning beam 法を採用した 場合、これらのビーム形成装置を利用しないため、外部中 性子は Broad beam 法の場合よりも大幅に減少する<sup>20</sup>.

### 陽子線治療

二重散乱体法による前立腺がんの陽子線治療について、 モンテカルロシミュレーションにより各臓器の等価線量を 評価したFontenotらの報告より<sup>77</sup>,照射野近傍の膀胱, 直腸等では約40%が内部中性子由来の線量であり,照射 野から大きく離れた食道,甲状腺などの臓器では約98% が外部中性子由来の線量であることがわかった.照射野外 に飛散する中性子の測定,評価は重要な課題であり,これ までに多くの報告がなされている.Yonaiらは,Broad beam法で照射野サイズなどの条件を統一した場合,陽子



Fig. 5 Neutron energy spectra for 140 MeV proton incidence on C, Al, Fe, Pb targets<sup>77</sup>

線治療に比べ炭素線治療のほうが,照射野外中性子線量が 低いことを明らかにしている<sup>8)</sup>. 昨今のScanning beam 法への移り変わりにより照射技術の観点から外部中性子の 生成量は低下傾向にあるものの,患者被ばく低減のために は外部中性子の評価,低減が引き続き重要な課題であると いえる.

#### 炭素線治療

Fig. 7はモンテカルロシミュレーションにより炭素線治 療中の臓器線量当量を評価したYonaiら, Matsumotoら の報告をまとめ,治療線量あたりの臓器線量当量をター ゲット体積中心からの距離の関数とした結果示す<sup>9)</sup>. グラ フからScanning beam 法はBroad beam 法と比較して外 部中性子を大きく減らすことができるため,線量を約16% 低減できること,および中性子の臓器線量等量は評価ファ ントムの大きさにかかわらずターゲットから臓器までの距 離にのみ依存することがわかる.

したがって、小児炭素線治療においては体が小さいため

中性子による影響を受けやすい.しかしながら中性子 yieldはビームエネルギーに依存し,体の小さい小児では 大人と比較して相対的にエネルギーが低くなるため中性子 線量は少なくなる可能性がある<sup>10)</sup>.

### 3.2 測定

粒子線治療場で生成する二次中性子は、前述のとおりMeV 領域から数百MeVのエネルギーが主である.したがって、 患者の被ばく線量の実験的評価には、これらのエネルギー 領域に対応した線量計を用いて、患者を模擬したファント ム内で測定する必要がある.近年の粒子線治療場における 二次中性子測定に関する報告をTable 1にまとめた.現在 のところ、小型で中性子のみ測定できる線量計は存在しな いため、熱中性子から高エネルギー中性子(~5GeV)まで感 度があるレムカウンタでの測定が一般的である.代表的な レムカウンタにLB 6411 (Berthold, USA)およびWENDI-II (Thermo Fisher Scientific, USA)が挙げられる.どちらも Polyethylene (PE)モデレータと<sup>3</sup>He検出器で構成されて



Fig. 6 Neutron energy spectra from C, Al, Cu, Pb targets bombarded by carbon-ions of 400 MeV/n<sup>5)</sup>



Fig. 7 Out-of-field organ doses in carbon-ion radiotherapy for prostate and brain cancer. "TEPC meas" indicates the measured results with a tissue equivalent proportional counter. "IMRT lower bound" indicates lower bound that describes the empirical range of doses associated with different intensity-modulated radiotherapy techniques

いるが、測定可能なエネルギー上限が異なるところに大き な違いがある.前者は数十MeVオーダーが上限であるの に対し、後者はGeV領域のエネルギーまで測定可能であ り、粒子線治療場の二次中性子エネルギーレンジに適した WENDI-IIに関する報告が多い.なお、国際電気標準会議 (International Electrotechnical Commission: IEC) は 医 療用電気機器の基本安全評価に関して、WENDI-IIを含む 拡張型レムメータを中性子線量の評価が可能な測定器とし て位置付けている.

そのほか、いくつか特徴的な測定器を簡単に紹介したい. ボナーボール (Bonner Sphere Spectrometry: BSS)は、レ ムカウンタと同じくPEモデレータと<sup>3</sup>He検出器で構成さ れた測定器であるが、球体をしているPEモデレータの径 を変えて測定することによりエネルギースペクトルの測定 が可能である. 組織等価比例計数管 (Tissue Equivalent Proportional Counter: TEPC)はマイクロドジメトリーで 用いられる Linear energyを測定するための検出器であり、 線質係数を用いることで線量当量としても評価可能である. 固体飛跡検出器 (Etch Track Detector: ET) およびバブル ディテクタ (Bubble Detector: BD)は、小型化をキーワー

Detector	Ion	Beam delivery	Energy [MeV/u]	SOBP [cm]	Distance [cm]	Angle [deg]	Reference
WENDI-II	р	scattering	217.8	5	50, 100, 150	0	11
WENDI-II	р	wobbling	190	10	50, 100, 200	90	12
		line scanning pencil beam scanning					
WENDI-II	He	hybrid scanning	$151.9 \sim 430.0$	10	50, 100, 150	60, 90, 120	13
	С		(11 energies)				
	0						
	Ne						
Bonner sphere	р	pencil beam scanning	75, 140, 200	0	200	0, 45, 90, 135	14
Bonner sphere	С	wobbling	290	60	100	0, 90	15
TEPC	р	pencil beam scanning	146	10	100	0, 45	16
TEPC	С	_	290	0	50, 100	0,25,43,81,99,126	17
Etch track detector	р	pencil beam scanning	170	10	9, 14, 19, 24, 29, 34, 39	90	18
Bubble detector	р	pencil beam scanning	86	2.3	6.4	90	19
Time of flight	р	—	140, 250, 350	0	>1000	0	4

ドに開発が進められている測定器であり,ETについては 個人被ばく線量計にも用いられる.これらの測定原理の詳 細は成書などに譲るが,中性子場を乱さず多点測定が可能 な点に優位性がある.

#### 4. 放射線防護で留意すべき事項

### 4.1 植込み型心臓電気デバイスへの影響

中性子は半導体機器へ容易に侵入し、Siとの原子核反 応により反跳イオンを生成する. この荷電粒子が半導体素 子内で電子正孔対を生成し、付与された電荷がしきい値以 上になるとメモリの情報が反転する Single Event Upset (SEU)というソフトエラーや, Single Event Latch-up (SEL)等のハードエラーが起こると考えられている. 放射 線治療においては、植込み型心臓電気デバイス(Cardiac Implantable Electronic Device: CIEDs)装着患者におけ る二次中性子による誤作動の報告がある. 粒子線治療もそ の例外ではなく, 日本放射線腫瘍学会および日本循環器学 会より報告されているガイドラインでは陽子線、炭素線と もに高リスクに分類されている<sup>19)</sup>. 粒子線治療における CIEDsの誤作動に関する研究は数多く報告されているが、 近年まとめられた Hashimoto らの報告では, Broad beam 法による陽子線治療を施行したCIEDs装着患者47名、炭 素線治療を施行した23人を調査した結果,陽子線治療の 患者6名でCIEDsの一時リセットとオーバーセンシング が発生したと述べている200.ただし、近年主流となって いる Scanning 法では中性子発生量が減少しており、陽子 線のScanning法における CIEDsの誤作動リスクを評価し た Bjerre らの報告では、ほとんどの患者において陽子線 治療を受ける利点がCIEDsの誤作動のリスクを上回って いるとしていることを付け加えたい<sup>21)</sup>.

### 4.2 二次発がん

粒子線治療によりがんの局所制御率が向上し、それに伴 い二次発がんリスクの評価も重要となる。特に放射線感受 性および予後の長さから若年者のリスク評価は無視できな い. 二次発がんの評価においては用いられるリスクモデル についても重要である. Schneiderらは、原爆被爆者に関 する二次発がんのデータとホジキンリンパ腫の放射線治療 後の二次発がんのデータをもとに, Linear model (原爆 被爆者のデータから1次関数でフィッティングした二次発 がん予測モデル), Full model (分割照射を加味した二次 発がん予測モデル), Bell shape model (再増殖, 細胞修 復が全細胞で起きないと仮定した二次発がん予測モデル), Plateau model(再増殖,細胞修復が全細胞で起きると仮 定した二次発がん予測モデル)の4つモデルを組み合わせ, 臓器別に Risk Equivalent Dose (RED)の算出法を示し た<sup>22),23)</sup>.以上より得られたREDと臓器の体積,線量の関 係から Organ Equivalent Dose (OED) を算出し、OED に 年齢, 性別, 時間を加えた Excess Absolute Risk (EAR), EARより二次発がん発症率を示すLife Attributable Risk (LAR)を算出することが可能である.

炭素線治療は照射野外中性子量が陽子線に比べ低いこと により、二次発がんリスクも低いことが想像されるがその 研究の報告は少なく、ここでは陽子線治療による二次発が んリスク研究についていくつか紹介したい.なお、以下に 紹介する文献は二次中性子に限定せず全ての被ばくを含め た包括的な評価結果である.特に報告が多いのは全脳全脊 髄照射(Cerebrospinal Irradiation: CSI)であり、Brodin らは、3D-CRT, VMAT, IMPTを比較し、陽子線治療は二 次発がんリスク低減と視交叉、下垂体、脳幹などの多数の 臓器線量の低下が可能であることを示している<sup>24)</sup>. Zhang らも同様にCSIの解析をしており、陽子線治療では3D-CRTに比べ二次発がんリスクが有意に低減することを示



Fig. 8 Measured ambient dose equivalent in carbon-ion radiotherapy (CIRT) and proton radiotherapy (PRT) with the scanning beam method. The legends show the scanning technique.<sup>26)</sup>

した<sup>25)</sup>. このように,現状では粒子線治療の二次発がん リスクについて良好な報告が多い一方,リスク評価には二 次中性子線量評価の不確かさ,リスクモデル,生物学的影 響等,多くの課題があり,信頼性の高い結論をつけるため 更なる課題解決が必要となる.

### 4.3 炭素線治療

Fig. 8に炭素線および陽子線治療における一次治療ビーム軸とアイソセンタと測定器を結ぶ線のなす角度に対する線量を示す<sup>37)</sup>. グラフから,陽子線治療と比較して炭素線治療は角度依存性が大きいことがわかる. これは,炭素線治療時に発生する中性子はノックアウト中性子等により前方性が高いため,このような大きな角度依存性を有する.なす角が60度までであれば,炭素線治療は陽子線治療より低い中性子線量を示しているが,角度が60度を下回った場合,陽子線治療よりも線量が大きくなる可能性がある.

したがって、炭素線治療のノンコプラナ照射による頭頂 方向から体軸方向への照射は、正常組織/臓器に対して想 定以上の線量付与をもたらす可能性がある。

### 5. まとめ

本稿では陽子線治療および炭素線治療中に発生する中性 子からの患者防護のための全体像を紹介した.基礎的な知 識から,研究結果により現在までに得られている放射線防 護にかかる実践的な知見まで広く扱った.

本稿が粒子線治療施設における中性子の線量評価を行う 際の基本的な情報源となれば、幸いである.

### 参考文献

- Brenner DJ, Hall EJ: Secondary neutrons in clinical proton radiotherapy: A charged issue. Radiother. Oncol. 86: 165–170, 2008
- Hall EJ: Intensity-modulated radiation therapy, protons, and the risk of second cancers. Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys. 65(1): 1–7, 2006. Doi:10.1016/j.ijrobp.2006.01.027
- 3) 水本元治:中性子源概論.中性子利用実験入門講座講義及び 実習テキスト.1-11,(独)日本原子力研究開発機構原子力 研修センター,2006
- Iwamoto Y, Taniguchi S, Nakao N, et al.: Measurement of thick target neutron yields at 0° bombarded with 140, 250 and 350 MeV protons. Nucl. Instrum. Methods Phys. Res., Sec. A 593: 298–306, 2008
- 5) 中村尚司:厚い標的からの生成中性子分布 (TTY). RADIO-ISOTOPES 68: 543-552, 2019
- 6) Amos TM, Doering RR, Galonsky A, et al.: Production of neutrons with protons of 22, 30, and 40MeV in stopping targets of carbon, aluminum, copper, silver, tantalum, and lead. Nucl. Sci. Eng. 147: 73–82, 2014
- Fontenot J, Taddei P, Zheng Y, et al.: Equivalent dose and effective dose from stray radiation during passively scattered proton radiotherapy for prostate cancer. Phys. Med. Biol. 53: 1677–1688, 2008
- Yonai S, Matsufuji N, Kanai T, et al.: Measurement of neutron ambient dose equivalent in passive carbon-ion and proton radiotherapies. Med. Phys. 35: 4782–4792, 2008
- Yonai S, Matsumoto S: Secondary neutron dose in carbon-ion radiotherapy: Investigations in QST–NIRS. J. Radiat. Prot. Res. 46: 39–47, 2021
- 10) Matsumoto S, Yonai S, Bolch WE: Monte Carlo study of out-of-field exposure in carbon-ion radiotherapy: Organ doses in pediatric brain tumor treatment. Med. Phys. 46: 5824–5832, 2019
- Han S-E, Cho G, Lee SB: An assessment of the secondary neutron dose in the passive scattering proton beam facility of the National Cancer Center. Nucl. Eng. Technol. 49: 801–809, 2017
- 12) Lee S, Lee C, Shin EH, et al.: Measurement of neutron ambient dose equivalent in proton radiotherapy with linescanning and wobbling mode treatment system. Radiat. Prot. Dosim. 177: 382–388, 2017
- Matsumoto S, Yonai S: Evaluation of neutron ambient dose equivalent in intensity-modulated composite particle therapy. Radiat. Prot. Dosim. 193: 90–95, 2021
- 14) Trinkl S, Mares V, Englbrecht FS, et al.: Systematic outof-field secondary neutron spectrometry and dosimetry in pencil beam scanning proton therapy. Med. Phys. 44: 1912, 2017
- 15) Yonai S, Matsufuji N, Kanai T, et al.: Comparison of measured and calculated in-air secondary neutrons in passive carbon-ion radiotherapy. Radiat. Meas. 45: 1369–1373, 2010
- 16) Lillhök J, Persson L, Andersen CE, et al.: Radiation protection measurements with the variance-covariance method in the stray radiation fields from photon and proton therapy facilities. Radiat. Prot. Dosim. 180: 338–341, 2018
- 17) Stolarczyk L, Trinkl S, Romero-Exposito M, et al.: Dose distribution of secondary radiation in a water phantom for a proton pencil beam: EURADOS WG9 intercomparison exercise. Phys. Med. Biol. 63: 085017, 2018

- 18) Ciocca M, Magro G, Mastella E, et al.: Design and commissioning of the non-dedicated scanning proton beamline for ocular treatment at the synchrotron-based CNAO facility. Med. Phys. 46: 1852–1862, 2019
- 19)日本放射線腫瘍学会、日本循環器学会:植込み型心臓電気 デバイス(CIEDs)装着患者に対する放射線治療ガイドライン、1-18,2019
- 20) Hashimoto T, Demizu Y, Numajiri H, et al: Particle therapy using protons or carbon ions for cancer patients with cardiac implantable electronic devices (CIED): A retrospective multi-institutional study. Jpn. J. Radiol. 40: 525–533, 2022
- 21) Bjerre HL, Kronborg MB, Nielsen JC, et al.: Risk of cardiac implantable electronic device malfunctioning during pencil beam proton scanning in an in vitro setting. Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys. 111: 186–195, 2021
- 22) Schneider U, Zwahlen D, Ross D, et al.: Estimation of radiation-induced cancer from three-dimensional dose distributions: Concept of organ equivalent dose. Int. J. Radi-

at. Oncol. Biol. Phys. 61: 1510-1515, 2005

- 23) Schneider U, Sumila M, Robotka J: Site-specific dose-response relationships for cancer induction from the combined Japanese A-bomb and Hodgkin cohorts for doses relevant to radiotherapy. Theor. Biol. Med. Model 8: 27, 2011
- 24) Brodin NP, Munck Af Rosenschöld P, Aznar MC, et al.: Radiobiological risk estimates of adverse events and secondary cancer for proton and photon radiation therapy of pediatric medulloblastoma. Acta Oncol. 50: 806–816, 2011
- 25) Zhang R, Howell RM, Taddei PJ, et al.: A comparative study on the risks of radiogenic second cancers and cardiac mortality in a set of pediatric medulloblastoma patients treated with photon or proton craniospinal irradiation. Radiother. Oncol. 113: 84–88, 2014
- 26) Matsumoto S, Yonai S: Evaluation of neutron ambient dose equivalent in carbon-ion radiotherapy with energy scanning. Radiat. Prot. Dosim. 191: 310–318, 2020

### 解説

〈連載:教育委員会企画〉

# 福島第一原子力発電所事故後の環境中における 放射性セシウム濃度に関する研究[第4部]

清水秀雄\*1, 井上一雅2, 寉岡 大1, 高畠 賢2, 福士政広1

1つくば国際大学医療保健学部診療放射線学科

²東京都立大学健康福祉学部放射線学科

### Study on the Concentration of Radioactive Cesium in the Environment after the Fukushima Daiichi Nuclear Power Plant Accident

Hideo SHIMIZU\*1, Kazumasa INOUE2, Hiroshi TSURUOKA1, Masaru TAKABATAKE2, Masahiro FUKUSHI1

<sup>1</sup> Department of Radiological Sciences, Tsukuba International University

<sup>2</sup> Department of Radiological Sciences, Graduate School of Human Health Sciences, Tokyo Metropolitan University

The Tohoku-Pacific Ocean Earthquake that occurred on March 11, 2011 and the resulting tsunami caused the loss of many people and extensive damage in a wide area. Among the anthropogenic radionuclides dispersed from the Fukushima Daiichi Nuclear Power Plant, <sup>134</sup>Cs and <sup>137</sup>Cs have very long half-lives of approximately 2 years and 30 years, respectively, and there are concerns about their uptake into soil and living things. This paper describes a study conducted by the authors' group on radiocesium activity concentrations in the environment.

Keywords: Fukushima Daiichi Nuclear Power Plant, radioactive cesium

### 1. はじめに

2011年3月11日にマグニチュード9.0の東北地方太平洋 沖地震が発生し、この大地震とこれに伴う津波によって、 多くの人々の損失と広範囲で甚大な被害がもたらされた. この壊滅的な状況のなか、福島第一原子力発電所(F1-NPP) においても損壊が発生し、その後、大量の人工放射性核種 が広範囲へ拡散するに至った.人工放射性核種の拡散に 至った主な原因としては,原子炉建屋における水素爆発<sup>1)</sup> や、ドライウェル内の圧力制御を行うために内部気体を外 部へ放出したことなどが挙げられる<sup>2),3)</sup>.拡散した人工放 射性核種で、人々への影響が懸念されたものとしては、 <sup>3</sup>H, <sup>90</sup>Sr, <sup>131</sup>I, <sup>134</sup>Cs, <sup>137</sup>Cs, <sup>239</sup>Puの6核種がある. なかでも <sup>134</sup>Csおよび<sup>137</sup>Csについては、半減期がそれぞれ約2年、 約30年と非常に長く、さらに土壌や植生への沈着後に食 物内へ取り込まれるというCsの化学的な性質や、海洋へ の拡散によって海洋生物で濃縮されることから人々への健 康影響が懸念されている. F1-NPP 事故からおよそ11年 経過した現在でも、多くの研究者によって様々な視点、手 法で研究が行われている.

本稿においては,著者らのグループで行った環境中にお ける放射性セシウム濃度に関する研究の紹介をする.

### 2. F1-NPP周辺における空間線量率と モクズガニ甲殻への放射性セシウム集積との関係性の検討

F1-NPP事故後の海洋への人工放射性核種の流出による 環境汚染が問題視された.小林らの報告によれば,2011 年3月から5月までの間の海洋への<sup>134</sup>Csおよび<sup>137</sup>Cs(放 射性セシウム)の放出量は3.5PBqと推定されている<sup>4)</sup>. 海洋生物への放射性物質の移行については古くから研究さ れている<sup>5),6)</sup>が,主に魚類に対する調査が多く,日本国内 に広く生息する甲殻類についての報告例が非常に少ない. そこで我々の研究グループは,日本全域に生息するモクズ ガニに着目した.

甲殻類のセシウムに対する濃縮係数は、International Atomic Energy Agency (IAEA)において約50と推定され ており<sup>77</sup>,他の海産生物と同程度に生体内へ移行および蓄 積をすることがわかっている。またモクズガニについては 数年で成体となり、その期間で放射性核種を濃縮すること から、F1-NPP事故後2年で成体となったモクズガニの甲 殻に着目した。

さらに,F1-NPP事故により大気中に拡散した放射性セシウムは,湿性沈着で大気中から水中へ以降するため空間 線量率の高い地点での河川等に生息する生物へ影響すると 考えた.

これらのことから、我々はF1-NPP周辺の12河川にて

<sup>\*</sup> 連絡著者 (corresponding author) つくば国際大学医療保健学部診療放射線学科 [〒300-0051 茨城県土浦市真鍋 6-20-1] Department of Radiological Sciences, Tsukuba International University, 6-20-1 Manabe, Tsuchiura-shi, Ibaraki 300-0051, Japan E-mail: h-shimizu@tius.ac.jp

空間線量率の測定とモクズガニ甲殻の採取を行い,放射性 セシウムの取り込みを分析することで,空間線量率とモク ズガニ甲殻への集積との関係性について検討した.

本研究では放射線測定器として、NaI (Tl) シンチレー ションサーベイメータ (identi FINDER-Ultra-KNG, ICX technologies)を使用し地表から高さ5cm, 1mでの測定を 行った.本測定器で得られる測定値は $\mu$ Sv·h<sup>-1</sup>で与えられ るが、今回は人体に対する影響ではなく、空気中で測定可 能であった放射線量とモクズガニ甲殻中の放射性セシウム 濃度との関係性に着目しているため、SvからGyに変換し た.

United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation (UNSCEAR)では、空気中吸収線量を 実効線量に換算するために $0.7 \text{ Sv} \cdot \text{Gy}^{-1}$ を用いている. し かし、森内らの報告<sup>80</sup>によると、UNSCEAR報告書で用 いられる換算係数は居住環境の自然y線に適用するものと しては低めであるとし、調査結果から0.748であると結論 づけていることから、本研究においてはこの値を用いた換



Fig. 1 F1-NPP周囲の主な河川

算を行った.

モクズガニ甲殻の分析には,高純度 Ge 検出器 (GMX10P, ORTEC) を使用し1 試料当たり 10,000 秒の測定を行い, y線スペクトル解析ソフト (Gamma Studio, SEIKO EG&G) で核種の同定を行った.

調査を行った期間は2013年8月18日, 19日, 9月8日 の3日間で,調査地点はFig.1に示す12河川の河口で実施した.

調査および分析の結果 Fig. 2のような結果が得られた. <sup>134</sup>Cs + <sup>137</sup>Cs (放射性セシウム) 濃度は437 Bq·kg<sup>-1</sup>, 空間 線量率は高さ5 cm で 1,904 nGy·h<sup>-1</sup>, 高さ1 m では 1,491 nGy·h<sup>-1</sup>でそれぞれ最大となり,いずれも F1-NPPより 9 km 南に位置する富岡川であった.

富岡川においていずれも高値を示したのは,F1-NPPからの距離が近く,風向きや過去の降雨の影響などの環境要因を大きく受けたためではないかと考えた.しかし,富岡川とF1-NPPからの距離が同程度の請戸川では,放射性セシウム濃度は比較的高い値だが空間線量率は富岡川を除く他の地点と同程度である.したがって,距離のみの地理情報では放射性セシウム濃度と空間線量率との関係性を見いだすことは困難であるといえる.

そこで,各測定値とF1-NPPからの距離との関係性を表 すグラフをFig.3とFig.4に示す.いずれも傾向としては F1-NPPとの距離が離れるにつれて低下傾向にはあるが, その変化は一様ではない. 富岡川の測定値が,距離が同程 度の請戸川と大きく乖離しているが,これら2河川で異な る点として,F1-NPPに対して請戸川は北に,富岡川は南 に存在している点である.また,蛭田川についてはF1-NPPから最も距離が離れているが,放射性セシウム濃度 が最小値を示していない.したがって,距離や単純な風向 きだけでなく,風の流れも影響していると考えられる.

本研究を通して、空間線量率とモクズガニ甲殻の放射性



Fig. 2 各河川河口におけるモクズガニ甲殻の放射性セシウム放射能濃度と高さ5cm, 1mにおける空間線量率の関係



Fig. 3 F1-NPPからの距離とモクズガニ甲殻の放射性セシウム 濃度との関係



Fig. 4 F1-NPPからの距離と各高さの空間線量率との関係

セシウム濃度との直接的な関係性を見いだすことはできな かったが、距離や風向きとその流れのような環境要因に よって、いずれの測定値も変動することがわかった. その ため、調査時の測定点や試料採取地点の環境要因を視野に 入れて検討する必要がある.

### 3. **F1-NPP**事故後の伊豆諸島8島における 土壌中放射性セシウム濃度分布に関する研究

F1-NPP事故による海洋への放射性セシウムの拡散については前述したが、UNSCEARによれば、放出された<sup>137</sup>Cs は6-20 PBq<sup>90</sup>、日本学術会議によれば9-37 PBq<sup>100</sup>であったと推定されている。また、日本学術会議によるシミュレーションの結果では、推定放出量の93%は湿性沈着によるものであるとしている<sup>100</sup>.この推定は、9つの領域大気モデルと6つの全球大気モデルから得られた結果の比較に基づいており、人工放射性核種の沈着は各モデルの処理や構成の違いにより、その水平分布に大きな違いを生じさせる可能性があると報告している。したがって、土壌放射 能濃度や大気の挙動などの変化が、人工放射性核種の拡散



Fig.5 伊豆諸島とF1-NPPの位置関係

範囲の推定に大きな影響を与えることがわかる.また,鉛 直方向の空間線量率は,霧や森林,山の尾根の有無などに よって変化することが報告されている<sup>11)</sup>.そこで,我々 の研究グループはF1-NPPからの放射性セシウムの拡散状 況を中距離的に評価可能であると考えられる伊豆諸島に着 目した.本調査で対象にした伊豆諸島8島(伊豆大島,新 島,式根島,神津島,三宅島,御蔵島,八丈島,青ヶ島)は, F1-NPPから約334~563km南側へ扇型に位置(Fig.5)し ており,全体が火山島で温暖多雨な海洋性気候の特徴をも つ.伊豆諸島には人の踏み込まない地点が数多く存在し, また海岸,山岳,森林,砂漠など島内で様々な環境を有し ている.我々の研究グループは,これまでも伊豆諸島に関 する調査を行ってきた<sup>12)~14)</sup>.

本研究においては,第一に距離に関連した水平方向に対 する土壌中放射性セシウム濃度分布を分析および評価した. 第二に,地形の高低差などに対する鉛直方向の情報を含め, 土壌中放射性セシウム濃度分布を分析および評価した.

### 3.1 水平方向に対する土壌中放射性セシウム濃度分布

水平方向に対する放射性セシウムの沈着に関する研究 は,F1-NPP事故以降,多くの機関および研究グループに おいて多角的に行われてきた.

兼保らの報告<sup>15)</sup>では、放射性セシウムの輸送媒体として硫酸塩エアロゾルの可能性を指摘しており、中島らの報告<sup>16)</sup>では、F1-NPP事故で放出された<sup>137</sup>Csの大気輸送を



Fig. 6 伊豆諸島の180地点における土壌中の放射性セシウムの放射能濃度分布(a伊豆大島;b新島;c式根島;d神津島;e三宅島; f御蔵島;g八丈島;h青ヶ島)

描写するための新手法を提案していた.

我々のグループでは、F1-NPP事故により拡散した放射 性セシウムが、F1-NPPからの距離と土壌中への集積程度 の間に関係性をもつかを明らかにすることを目的として調 査を行った.

調査は、2012年9月から2016年8月までの4年間にわ たって伊豆諸島内の180地点で土壌の採取を行い、高純度 Ge検出器(GMX10P, ORTEC)を使用し1試料当たり30,000 秒の測定を行った後、y線スペクトル解析ソフト(Gamma Studio, SEIKO EG&G)で核種の同定を行った.また、放 射能濃度は全て2011年3月時点の値に補正した.

土壌採取地点と各点の放射性セシウム濃度をFig.6に示 す.

放射性セシウムの平均土壌放射能濃度が最大となったの は、本研究において調査した島々の中でF1-NPPに最も近 い伊豆大島であった.測定結果にばらつきが多かったが, これは伊豆諸島が年に頻回の台風に見舞われ,土壌が擾乱 され測定値が変動している可能性がある.国土交通省気象 庁の過去の気象データからは,おおむね8月から10月の 間で多く台風が発生していた<sup>17)</sup>.また,F1-NPPからの距 離と,各島における<sup>134</sup>Cs,<sup>137</sup>Csごとの土壌放射能濃度の 平均値を求め合計した値との関係をFig.7に示す.

F1-NPPからの距離が離れるにつれ放射性セシウム濃度 は低い傾向にあるが、良好な相関は得られず、有意差もみ られなかった (R = -0.80 (p = 0.016),  $\alpha = 0.01$ ).

したがって, F1-NPPからの距離のみの評価では, 放射 性セシウムの土壌中放射能濃度との明確な関係性を見いだ すことが困難であることがわかった.

### 3.2 鉛直方向に対する土壌中放射性セシウム濃度分布

鉛直方向に対する放射性セシウムの沈着に関する研究は、 水平方向に比べると非常に少ない. 齊藤らの報告<sup>18)</sup>では、 富士山における放射性セシウムの高度分布とF1-NPPから の放射性プルームの浮遊高度に関する調査が行われており、



 
 Fig. 7
 F1-NPP からの距離と、各島における<sup>134</sup>Cs,<sup>137</sup>Csごとの 土壌放射能濃度の平均値を求め合計した値との関係

真田らの報告<sup>19)</sup> では標高による空間線量率の変化を捉え ることができる航空機モニタリングとシミュレーションを 組み合わせた新しい手法を考案し,現象の解明を行ってい る.

我々のグループでは,前述のとおり,水平方向に対する 関係性が明確化されなかったことを踏まえ,鉛直方向に対 する情報を加味し分析することで,距離に対する関係性を 見いだすことを目的とし調査を行った.

土壌の採取および放射能濃度の測定については、水平方 向の調査を行った際の結果を基にし、標高100mごとに0~ 400mまでカテゴライズした.ただし、カテゴリー内のサ ンプル数が少なく平均値での評価が難しいため、最大値で の相関関係を分析した.また、式根島は他の島に比べ標高 が非常に低く(最大標高:109m)、新島の行政区に分類 されているため、新島の放射能濃度を代表値とした.

各カテゴリーでの最大放射能濃度とF1-NPPからの距離 との関係をFig.8に示す.

8島におけるカテゴリーごとの最大放射能濃度は、標高 が低いほど放射能濃度が高い傾向にあることがわかった. この結果は、前述の真田らの報告と同様であった.今回調 査した島々の中では、八丈島が最も標高が高く(854m)、



Fig. 8 各カテゴリーの最大放射能濃度とF1-NPPからの距離との関係 (a 0-100 m, b 100-200 m, c 200-300 m, d 300-400 m)

どの島も比較的標高の低い島であった.したがって、大気 中の風によって運ばれた放射性セシウムが、標高1,000m 程度の山を越えられないことや、高度により放射性セシウ ム濃度が異なり、標高が高い地点では放射性セシウム濃度 が小さくなることを示唆している.

またFig. 8(a)の結果が最も相関が良く、有意差がみら れた(R=-0.906 (*p*=0.0049), α=0.01). したがって、距 離による放射性セシウムの土壌降下量を推定する際には、 低地で採取した土壌の放射能濃度を用いることが堆積量を 推定するうえで重要であることがわかった.

### 4. まとめ

本稿において,F1-NPP事故の概要から拡散した放射性 セシウムの沈着について述べた.水生生物への集積量と空 間線量率との関係性を見いだすためには,生物の生態や生 息環境も含めた調査や分析を行うことが重要である.また 地理的情報から放射性セシウムの沈着を考える際には,試 料採取の段階で水平方向だけでなく鉛直方向の情報を加味 することが放射性セシウムの沈着量を分析するうえで必要 である.

これらの研究を通し,様々な環境要因を想定することや 長期的に調査を継続することで分析の精度を高め,さらに は今後も行われる関連研究の精度を高めることにつながる と思われる.

### 参考文献

- 環境省:放射線による健康影響等に関する統一的な基礎資料 (令和2年度版). http://www.env.go.jp/chemi/rhm/r2kiso shiryo/r2kisoshiryohtml.html (accessed July 14, 2022)
- 原子力災害対策本部:原子力安全に関する IAEA 閣僚会議に 対する日本国政府の報告書一東京電力福島原子力発電所の 事故について一. https://www.kantei.go.jp/jp/topics/2011/ iaea\_houkokusho.html (accessed July 14, 2022)
- 早川由紀夫:福島第一原発2011年3月事故による放射能汚 染と健康リスク評価.群馬大学教育学部紀要自然科学編62: 35-50,2014
- Kobayashi T, Nagai H, Chino M, et al.: Source term estimation of atmospheric release due to the Fukushima Daiichi Nuclear Power Plant accident by atmospheric and oceanic dispersion simulations. J. Nucl. Sci. Technol. 50: 255-264, 2013
- 清水 誠:環境における放射性物質の生物濃縮について. Radioisotope 22: 662-673, 1973
- 6) 笠松不二男:海産生物と放射能一特に海産魚中の<sup>137</sup>Cs濃度 に影響を与える要因について一. Radioisotope 48: 266– 282, 1999

- International Atomic Energy Agency: Sediment Distribution Coefficients and Concentration Factors for Biota in the Marine Environment. Tech. Rep. Ser. 422: 26–71, 2004
- 8) 森内 茂,堤 正博,斎藤公明:自然放射線における空気吸 収線量から実効線量当量への換算係数の評価.保健物理25: 121-128,1990
- 9) United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation: UNSCEAR 2013 report annex A: Levels and effects of radiation exposure due to the nuclear accident after the 2011 Great East-Japan Earthquake and Tsunami, 2013
- 10) Committee on Comprehensive Synthetic Engineering and Science Council of Japan: A review of the model comparison of transportation and deposition of radioactive materials released to the environment as a result of the Tokyo Electric Power Company's Fukushima Daiichi Nuclear Power Plant accident, 2014
- 11) Sanada Y, Katata G, Kaneyasu N, et al.: Altitudinal characteristics of atmospheric deposition of aerosols in mountainous regions: Lessons from the Fukushima Daiichi Nuclear Power Station accident. Sci. Total Environ. 618: 881–890, 2018
- 12) Inoue K, Hosoda M, Sugino M, et al.: Environmental radiation at Izu-Oshima after the Fukushima Daiichi Nuclear Power Plant accident. Radiat. Prot. Dosim. 152: 234–237, 2012
- 13) Inoue K, Shimizu H, Tsuruoka H, et al.: Impact on absorbed dose rate in air in the Izu Islands from long half-life radionuclides released by the Fukushima Daiichi Nuclear Power Plant accident. Radiat. Prot. Dosim. 182: 335–344, 2018
- 14) Inoue K, Fukushi M, Kutokawa M, et al.: Ecological halflives of radiocesium on Izu-Oshima Island. J. Radioanal. Nucl. Chem. 324: 291–300, 2020
- 15) Kaneyasu N, Ohashi H, Suzuki F, et al.: Sulfate aerosol as a potential transport medium of radiocesium from the Fukushima Nuclear Accident. Environ. Sci. Technol. 46: 5720–5726, 2012
- 16) Nakajima T, Misawa S, Morino Y, et al.: Model depiction of the atmospheric flows of radioactive cesium emitted from the Fukushima Daiichi Nuclear Power Station accident. Prog. Earth Planet Sci. 4: 1–18, 2017
- 17) 国土交通省気象庁:過去の気象データ検索. https://www. data.jma.go.jp/obd/stats/etrn/index.php (accessed July 20, 2022)
- 18) Saito T, Kurihara Y, Koike Y, et al.: Altitude distribution of radioactive cesium at Fuji volcano caused by Fukushima Daiichi Nuclear Power Station accident. J. Radioanal. Nucl. Chem. 303: 1613–1615, 2015
- 19) Sanada Y, Katata G, Kaneyasu N, et al.: Altitudinal characteristics of atmospheric deposition of aerosols in mountainous regions: Lessons from the Fukushima Daiichi Nuclear Power Station accident. Sci. Total Environ. 618: 881–890, 2018

# IAEA/RCA RAS6087 プロジェクト "Enhancing Medical Physics Services in Developing Standards, Education and Training through Regional Cooperation (RCA)"の紹介

NPC (National Project Coordinator) of Japan for IAEA/RCA RAS6087 福田茂一\*

国立研究開発法人 量子科学研究技術研究開発機構 量子生命·医学部門QST病院 放射線品質管理室

Introduction to IAEA/RCA RAS6087 Project "Enhancing Medical Physics Services in Developing Standards, Education and Training through Regional Cooperation (RCA)" NPC (National Project Coordinator) of Japan for IAEA/RCA RAS6087

Shigekazu FUKUDA\*

Radiation Quality Control Section, QST Hospital, Quantum Medical Science Directorate, National Institutes for Quantum Science and Technology

### 1. はじめに

国際原子力機関 IAEA (International Atomic Energy Agency)は、世界のさまざまな地域の社会経済発展に対す る原子力科学技術の貢献を強化・拡大するために、いくつ かの地域協力協定(Regional Cooperative Agreements)を 締結しています. その一つとして日本を含むアジア太平洋 地域の国々とアジア太平洋地域における原子力科学技術に 関する研究,開発及び訓練のための地域協力協定(Regional Cooperative Agreement for Research, Development and Training Related to Nuclear Science and Technology for Asia and the Pacific (RCA))があります<sup>(注1)</sup>(以下, IAEA/ RCA).

IAEA/RCAでは、原子力科学技術の工業的応用、食糧 農業,人の健康,水資源・環境,放射線安全の分野で IAEAがプロジェクトの提案を各国から公募しプロジェク ト評価委員会によって選定されます. このうち原子力科学 技術の人の健康への応用に関係するプロジェクトとして, 放射線治療や医学物理関係のプロジェクトが採用されてい ます. これまでに医学物理関係のプロジェクトとして以下 のプロジェクトが採用され実施されています.

RAS6038 "Strengthening Medical Physics through Education and Training"は、2003年から2016年にわた り実施されたプロジェクトです. このプロジェクトの成果 として, 放射線治療, 放射線診断, 核医学における医学物 理士の臨床トレーニングのガイドラインTCS-37 (Clinical

E-mail: fukuda.shigekazu@qst.go.jp

Training of Medical Physicists Specializing in Radiation Oncology)<sup>(注2-1)</sup>, TCS-47(Clinical Training of Medical Physicists Specializing in Diagnostic Radiology<sup>(注2-2)</sup>, TCS-50 (Clinical Training of Medical Physicists Specializing in Nuclear Medicine)<sup>(注2-3)</sup> が発刊され,世界各国の 医学物理士教育で利用されています(注3).

RAS6038 プロジェクトに引き続いて, RAS6077 "Strengthening the Effectiveness and Extent of Medical Physics Education and Training"が2016年から2018年 に実施されました. このプロジェクトでは、アジアオセア ニア地域における医学物理学のトレーニングと教育の持続 性に焦点が当てられました. そのためにそれぞれの国と地 域のニーズと既存のリソースが調査されギャップ分析を通

<sup>(注2-2)</sup> TCS-47は以下のURLからダウンロードできます. https://www.iaea.org/publications/8574/clinical-training-ofmedical-physicists-specializing-in-diagnostic-radiology

<sup>(注2-3)</sup> TCS-50は以下のURLからダウンロードできます. https://www.iaea.org/publications/8656/clinical-training-of $medical \ physicists \ specializing \ in \ nuclear \ medicine$ 

連絡著者(corresponding author) 国立研究開発法人 量子科 学研究技術研究開発機構 量子生命 · 医学部門QST病院 放射 線品質管理室 [〒263-8555 千葉市稲毛区穴川4-9-1] Radiation Quality Control Section, QST Hospital, Quantum Medical Science Directorate, National Institutes for Quantum Science and Technology, 4-9-1 Anagawa, Inage-ku, Chiba 263-8555, Japan

<sup>(</sup>注1) アジア太平洋地域を対象にした協定(RCA)の他に、アフリカ を対象にした協定(AFRA)、ラテンアメリカ・カリブ海地域 を対象にした協定(ARCAL)、アジアにおけるアラブ諸国を対 象にした協定(ARASIA)があります.詳しくは以下のURLを 参照ください.

https://www.iaea.org/about/partnerships/regional/coopera tive-agreements

<sup>&</sup>lt;sup>(注2-1)</sup> TCS-37 は以下のURLからダウンロードできます. https://www.iaea.org/publications/8222/clinical-training-ofmedical-physicists-specializing-in-radiation-oncology

<sup>&</sup>lt;sup>(注3)</sup> 稲邑清也:IAEAの医学物理士臨床研修プログラム TCS-37. 医学物理35:131-140,2015

<sup>(&</sup>lt;sup>i</sup>È4) "RECOMMENDATIONS FOR ACCREDITATION AND CERTIFICATION OF MEDICAL PHYSICS EDUCATION AND CLINICAL TRAINING PROGRAMMES IN THE RCA REGION" https://humanhealth.iaea.org/HHW/MedicalPhysics/TheMedical

Physicist/EducationandTrainingRequirements/Accreditation\_ and\_Certification/Recommendations\_for\_accreditation\_ and\_certification\_in\_medical\_physics.pdf



写真1 RAS6087中期プロジェクトレビュー会議の参加者

じて評価されました. さらに医学物理の専門家による会議 を通じて,教育と臨床トレーニングが各国で実施可能な共 通の基準を提案しています<sup>(注4)</sup>.

また, 医学物理教育のための e-leaning システム AMPLE (Advanced Medical Physics Learning Environment) が, 本プロジェクトの下で開発されました. AMPLEは, バ ングラデシュ, タイ, フィリピン, シンガポール, インド, インドネシアでパイロットトレーニングプログラムを通じ てテストされています.

### 2. RAS6087プロジェクト

RAS6087 プロジェクト "Enhancing Medical Physics Services in Developing Standards, Education and Training through Regional Cooperation (RCA)"は前述した RAS6077 プロジェクトの後継として2018年から2021年 に実施されました. プロジェクトの目的は, "To improve health care to patients in the region through the application of appropriate, effective and safe radiation medicine, utilizing competent medical physicists, consistent with IAEA requirements and guidelines."です. プロジェクト にはLC (Leading Country) であるオーストラリアをはじ め20カ国<sup>(注5)</sup>が参加しました.以下,時系列にRAS6087 の活動を紹介します.

(タイ)で2018年3月19~21日に開催され,各国の医学物理士の教育および臨床研修の状況について情報交換を行い、プロジェクトの予定について議論しました.また,この際に本プロジェクトの中間報告会のホスト国として,日本,韓国,ネパールが候補地として決定されました.

2018年11月14日には、マレーシアで開催されたAOC-MP2018でRAS6087プロジェクトを紹介するセッション が企画開催しました<sup>(注6)</sup>. これはIAEAプロジェクトの活 動をより広く知ってもらうためにAFOMP (The Asia-Oceania Federation of Organizations for Medical Physics) の Education and Training Committee (委員長 筆者) が企 画協力したイベントです.

2019年10月14~18日には、中期プロジェクトレビュー 会議をQST放医研で開催しました(写真1).参加者は16 カ国の医学物理士とIAEA関係者でした<sup>(住7)</sup>.本会議では 各国の医学物理教育・訓練の現況,これまで実施された医 学物理専門家の現地派遣である EM (Expert Mission)の実 施状況の情報交換を行い、今後のプロジェクトの方向性に ついて議論しました.また、2020年および2021年にEM を実施する国、地域を選定し、AOCMP2020(アジア・ オセアニア医学物理大会)会期中に医学物理教育・訓練の セッションを設けることを確認しています.さらに、最終 会合(2021年)の開催地の第一候補をカトマンズ(ネパー

<sup>(</sup>注5) オーストラリア,パングラデシュ、カンボジア,中国、フィジー、インド、インドネシア、日本、韓国、ラオス、マレーシア、モンゴル、ミャンマー、ネパール、ニュージーランド、パキスタン、フィリピン、シンガポール、タイ、ベトナムの20カ国

<sup>(</sup>注6) AOCMP は Asia-Oceania Congress on Medical Physics の略で、AFOMP 主催の大会としてアジアオセアニア地域で毎年開催されている.

<sup>(</sup>注7) オーストラリア,バングラデシュ、カンボジア、中国、インド、 日本、ラオス、マレーシア、モンゴル、ネパール、パキスタン、 フィリピン、シンガポール、スリランカ、タイ、ベトナムの 16カ国

### ル)と決定しました.

しかしながら,これ以降 COVID-19の影響により予定 されていた現地でのEMが実施困難になり,COVID-19が 終息することを期待し本プロジェクトの期間が当初の3年 から4年に延長されましたが残念ながら1年では状況は改 善しませんでした.

そこで、現地でのEMの代替として開催されたのが、オ ンライン形式による"Regional Training Course for Supervisors of Clinical Training Programs in Medical Physics"です.これは、医学物理教育を行う専門家を教 育するトレーニングコースです.開催期間は、2021年10 月25日~11月19日で、期間内に1回3時間のセッション が9回開催されました.日本からは石原佳知先生(日赤和 歌山医療センター)と私が参加しました.それぞれのセッ ションは聴講だけでなく課題および発表もあります.完全 なオンラインによる初めてのトレーニングコースというこ ともありネットワーク接続等のトラブルもありましたが無 事終了しています.また、オンライン開催による時差の問 題については比較的参加地域が限定されていたためそれほ ど問題にはなりませんでした.

本プロジェクトは2021年12月6~8日に "Project

Final Review Meeting"をオンラインで開催し、これま での取り組みを総括して終了しました.

### 3. 最後に

RAS6087プロジェクトはプロジェクト期間の途中でほ かのプロジェクトと同様にCOVID-19の影響で現地での EMの実施が困難になり、オンラインでのトレーニングに 方向転換せざるを得なくなりました.オンラインによるト レーニングと現地でのトレーニングには長所欠点がそれぞ れにありますが、未だにCOVID-19の影響が見通せない 状況ではオンラインによるトレーニングが中心になるのは 仕方がないことだと感じています.実際、2022年から新 に開始されている医学物理のプロジェクトである RAS6101 "Improving the Quality and Safety of Radiation Medicine through Medical Physicist Education and Training (RCA)"ではオンラインによるトレーニングコー スが中心となっています.これらのトレーニングコースに ついては学会メーリングリスト等で告知します.

より多くの方に国際的な医学物理士のトレーニングコー スに興味を持っていただき参加していただけるようお願い します.



## RAS6087プロジェクト参加報告

### 石原佳知\*

日本赤十字社 和歌山医療センター放射線治療科部 医学物理課

### Report of RAS6087

Yoshitomo ISHIHARA\* Department of Radiation Oncology, Division of Medical Physics, Japanese Red Cross Wakayama Medical Center

みなさま、はじめまして.日赤和歌山医療センターの石原 佳知と申します.今回はInternational Anatomic Energy Agency (IAEA)が主催する医学物理に関する教育プログラ ムを策定するためのトレーニングプロジェクト (RAS6087) の参加報告をいたします.参加報告のため通常の論文等と は異なり口語交じりで報告させていただければと考えま す.

今後もIAEAやほかの関連団体からの研修プログラム等 の応募依頼はままあることが予想されます(この原稿を作 成している現在もちょうどIAEA主催の測定に関する講習 会の募集が行われています). 当方のように大学病院やが んセンター以外の所属の者がこのような研修会に長期間参 加する場合は自身の意向だけではなく,所属施設の関連部 署や事務方との協議も必要になる可能性が高くなります. とくに今回のトレーニングプロジェクトでは実際に参加す るまでの手続きにおいても一般的な研修会,学会参加等と は大きく異なりましたので何らかの参考になるかと考え記 載させていただきます.

今回のトレーニングプロジェクトは既にIAEAから発刊 されているTCS-37,47,50をどのように展開していくの が効果的か座学,実習を通して習得するという内容であり ました.TCS-37,47,50<sup>1-3)</sup>はそれぞれ,放射線腫瘍学 (TCS-37),放射線診断学(TCS-47),核医学(TCS-50)に対 応しています.募集は日本医学物理学会のメーリングリス トより行われ,当方は日本医学物理学会の教育委員,医学 物理士認定機構の認定委員,治療専門試験委員であったた め,これらの業務の参考になればよいかな,という気持ち で応募しました.

応募当時はプロジェクト自体,現地ではなくWebベースで実施するということは決まっていましたが,日程は 10~11月のうちの9日間ということしかわからず,詳細 な日時は不明でした.通常の施設であればこのような長期 の研修会,学会等に参加するためには自身の業務との兼ね 合いもあり、所属上長や事務方の了承を得る必要がありま す. 当然, 当センターもそのような手続きが必要でありま した.所属上長は大変理解のある理想の上司であるため, 参加することは応援するよ、とすぐにありがたいお返事を いただきました.ここで問題となったのがトレーニングプ ロジェクトの日時が決定していない点でした. 主催のIAEA はオーストリアに本部があり日本との時差は-7時間で す. 応募時点では勤務時間とどの程度重なるか不明であり 病院の勤務体制としてどのような対応をとるか決定できま せんでした. 上司, 事務方と相談し勤務時間と大幅に重な るようであれば有給取得、一部分重なるようであれば勤務 時間調整、業務と関係ない深夜、早朝であれば本人が力の 限り頑張る、という形に落ち着きました. 結果として、ト レーニングプログラムの時間は現地時間の7~11時であり 日本時間に換算すると14~18時となりました. そのため, 一部分以上に重なっているような気もしましたが勤務時間 を調整しトレーニングプロジェクトに参加することになり ました.

次にIAEAのトレーニングプロジェクトに応募するため にはInTouch + Portal (https://intouchplus.iaea.org)とい うサイトにユーザ登録する必要がありました. ここでは自 身の学歴,職歴,スキル等を登録し,その後,参加したい トレーニングプロジェクトを選択,志望動機を入力すると いった流れです.ここでも問題が生じます. InTouch + Portalに登録可能な所属施設はプルダウン方式で選択する のですが自身の所属する日赤和歌山医療センターを確認す ることができませんでした.本トレーニングプロジェクト は厚生労働省の方が窓口でしたので確認したところ,過去 にIAEAのトレーニングプロジェクト等に参加した施設の みが表示される仕様であること,初回の施設はIAEA側に 登録手続きをしてもらう必要があること,その業務は外務 省管轄であることがわかりました.そのため,外務省の担 当者に依頼し日赤和歌山医療センターをIAEA側のボータ

\* 連絡著者 (corresponding author) 日本赤十字社 和歌山医療センター放射線治療科部 医学物理課 [〒640-8558 和歌山県和歌山市小松原通4丁目20]

Department of Radiation Oncology, Division of Medical Physics, Japanese Red Cross Wakayama Medical Center, 4–20 Komatsubara-dori, Wakayama City, Wakayama 640–8558, Japan E-mail: y.ishi@kuhp.kyoto-u.ac.jp ルサイト上に登録する手続き依頼しました.本邦ですと 様々な研究施設や大学,企業が列挙されていましたが一般 的な病院はほとんど登録されておらず大半の病院はこの登 録手続きが必須になると考えられます.余談ですが,厚生 労働省,外務省の担当者のメールのやりとりにおいてこち らが深夜にメールを送信しても数分後に返事があるなどレ スポンスの速さに対する驚嘆と同時に何時まで勤務してい るのだろうと心配になりました.医療の働き方改革が問題 となっていますが,働き方改革を打ち出している官僚の 方々にもご自愛いただければなと,勝手に心配した出来事 となりました.彼らの支援によりInTouch+Portalの施設 名登録後,無事トレーニングプロジェクトへの応募自体はさほ ど難しくありません.一般的な国際学会の登録と同様です.

トレーニングプロジェクトへの応募も終了し, reject さ れることなく数日後に無事採択の連絡を頂戴しました. こ こからは実際の内容に関して記載していきたいと思いま す.参加者は20名であり物理士18名, 医師2名という内 訳でした.トレーニングプロジェクトは1日4時間, 計9 日間のプログラムです. 講義, 他施設の具体例提示, 教育 プログラム等作成, グループワークによる議論, 全体での 報告, 宿題, 次回に続く.といった形でトレーニングプロ ジェクトは進んでいきました. 今回のトレーニングプロ ジェクトはIAEA側にとっても初めての内容, また, 担当 する部門の方々にとっては初めてのWeb開催ということ でかなりの混乱(参加者のマイクオンオフ, 講師のスライ ド設定等)が生じておりました.初日の半分の時間は参加 者, 講師のネットワーク接続等々のトラブルシューティン グに費やすこととなりました.

肝心のトレーニングプログラムの作成ですが,終始 『competency』に基づいて作成,評価されなければならな い点が強調されていました.間違いなくこれまでの人生の 中で最も多くの『competency』という単語を浴びた9日 間でした.さて,この『competency』ですが直訳すると『能 力』になります.医学物理においてのみ重要な事象ではな く,一般的な教育の分野でこの『competency』に基づい た教育体制を確立することが求められているようです。線 量校正を例に述べると、私のような旧型の人間が連想する 教育では教科書を参考に原理を覚え筆記試験にて評価する という流れになります. しかし, 『competency』に基づい た教育では原理を覚えるのは同じであるが、実際の線量校 正の場において原理を交えながら教育,実習を行う.評価 は筆記試験だけではなく、問題なく実技が行えるかどうか が求められます. また, 評価者はどの項目がどの程度実施 できているか判定基準を具体的に提示することが必須とな ります. TCS-37内では放射線治療に携わる医学物理士が 必須とされる教育項目が列挙されており、この内容を自 国、自施設、時世に併せて修正しプログラムを作成するこ とが推奨されていました. 一例としてTCS-37に例示され ている絶対線量測定の教育目標と達成目標を提示します (Table 1, Table 2). 各項目に対して参考文献が提示され ているのもありがたいです. この絶対線量の項目における 実技試験においてはレジデントが電位計の設置、水ファン トムの設置、それらの扱い方、実際の測定、解析を2,3時 間かけて実技プレゼンを行うという内容でした. 評価者は 複数名で担当することが望ましく, 必要であれば IAEA か ら派遣してくれる制度もあるとのことでした.評価者の心 得として決してハラスメントをしてはならない、実技プレ ゼン中はどんなにレジデントの力量がpoorであってもネ ガティブな発言をしてはならない点が強調されていまし た. しかし, 実際の評価者の採点例やコメントも拝見しま したが中々辛辣であったのも事実であります.

周知の事実でありますが、放射腫瘍学、放射線診断学、 核医学、各々の領域において身につけるべき項目は多岐に わたります.一般的な学部教育を受けたものであれば少な くとも2年以上のトレーニング期間が必要になり、それに あわせたプログラム作成が求められる点も強調されていま した.これらの多岐にわたるプログラムに対して、評価者 は実技試験の場を設ける必要があります.これらの試験結 果はレジデントのために記録、開示されることが望ましい. そのため、IAEAではAdvanced Medical Physics Learning Environment (AMPLE)と呼ばれる Web ベースの管理シ

Table 1	An example	of the	clinical	training	program
---------	------------	--------	----------	----------	---------

	Sub-module 3.3: Absolute Absorbed Dose Measurements
Objective	To use ionization chambers to perform absolute determination of absorbed dose to water under reference conditions in radiother- apy beams following a standard dosimetry protocol.
Competencies addressed	Capable to perform absorbed dose determination in external beam radiotherapy.
Recommended Items of Training	<ul> <li>Demonstrate a familiarity with the use of the IAEA TRS 398 Code of Practice (or another accepted protocol)</li> <li>Explain differences to other protocols</li> <li>Determine the radiation quality for different types of radiation (depending on availability)</li> <li>Perform a determination of absorbed dose under reference conditions using the TRS 398 Code of Practice and associated spreadsheets as provided by the IAEA for different types of beams (depending on availability)</li> <li>Perform a cross calibration procedure in particular for electrons.</li> <li>Analyze the uncertainty of dose calibration.</li> </ul>

Table 2	An example of	the assessment	matrix	of a	sub-module
---------	---------------	----------------	--------	------	------------

Criterion/ Competency	Level of Competency Achieved						
	5	4	3	2	1		
Capable to perform absorbed dose determi- nation in external beam radiotherapy	Demonstrates a <b>limited understand-</b> <b>ing of the calibration</b> of ionization chambers.	Demonstrates a <b>good</b> <b>understanding</b> of the calibration of ionization chambers. <b>Able to</b> <b>calibrate</b> ionization chambers <b>with</b> <b>supervision</b> .	Demonstrates a good understanding of the calibration of ionization chambers. Able to calibrate ionization chambers without supervision. Results require checking.	Demonstrates a good understanding of the calibration of ionization chambers. Able to calibrate ionization chambers without supervision. <b>Makes</b> <b>only minor errors</b> which have <b>no clinical</b> <b>significance</b> .	Demonstrates a good understanding of the calibration of ionization chambers. Able to calibrate ionization chambers to an acceptable clinical standard without supervision.		
Date Achieved							
Supervisor's Initials							

ステムが提供されている.端的に述べると,読んで字の如 く学習管理アプリのようなもので,レジデントが自身のク リニカルトレーニングの項目を確認でき,評価者からのコ メントや採点結果を復習できる機能を備えています.ま た,評価者はこれまでのレジデントの記録の一括管理,教 育プログラムの適時修正が可能です.このAMPLEは本邦 における医学物理教育に大いに活用できるツールであると 感心したのですが,残念ながら現状日本からは使用できな いとのコメントがありました.日本における使用に関して は日本医学物理学会より何度か打診してくれているとのこ とで早晩,使用可能になるかもしれません.

今回のプロジェクトは教育プログラムを作成することが 主目的であり、IAEA発刊のTCS-37,47,50に基づき講習、 実習が行われました.当方の英語力は一般的な大学卒業レ ベルのものでreading, writing, hearing はなんとか理解し ていたつもりですが肝心の speaking は非常にお粗末なも のです.今回のプロジェクトでは非常に多くの時間、グ ループワークが行われたのですが、そのような英語力のた め当方のグループには多大な迷惑をかけていたような気が します.しかし、どの参加者もプロジェクト中に講習の あった「評価者はレジデントがどんなに poor でもネガティ ブな発言をしてはいけない」という鉄則を実践していたの か、当方に対して苦い顔をしていなかったように思いま す.また、グループワーク中に出た参加者の発言に対する

#### 著者紹介

石原 佳知(いしはら・よしとも)

(現職名)日本赤十字社 和歌山医療センター放射線治療科部 医学物理課課長

現在の職場では臨床現場において放射線治療における医学物理業 務を実施している.

また,並行して専門分野であるモンテカルロ法を用いた線量計算 システムの開発を行っている.

疑問に直接メールしたさいも講師を巻き込んで議論できた のも良い思い出となりました. 本邦における教育プログラ ムとしては日本医学物理士認定機構が発刊している「医学 物理士認定機構医学物理教育カリキュラムガイドライン (2022年度版)」が該当するかと考えます. TCS-37, 47, 50は発刊から時間が経過していますがこちらの日本医学 物理士認定機構のガイドラインは2,3年おきに更新されて います。また、治療専門物理医学物理士の試験においては 口頭試問が採用されており本邦における医学物理士の教育 体制も年々『competency』に基づいたものになってきて いるのか.と感じる日々です.月並みですが、本プロジェ クトの参加により得たものを少しでも学会、施設にフィー ドバックできればと考えます。結びとなりましたが、本プ ロジェクトへの参加の場を提供頂いた、福田会長、所属施 設のスタッフ,そして、本原稿の締切を伸ばして頂いた JSMP編集委員の先生方に心より厚く御礼申し上げます.

### 参考文献

- Clinical Training of Medical Physicists Specializing in Radiation Oncology. International Atomic Energy Agency Training Course Series 37, 2009.
- Clinical Training of Medical Physicists Specializing in Diagnostic Radiology. International Atomic Energy Agency Training Course Series 47, 2010.
- Clinical Training of Medical Physicists Specializing in Nuclear Medicine. International Atomic Energy Agency Training Course Series 50, 2011.

## 施設紹介

# 群馬県立県民健康科学大学大学院診療放射線学研究科の紹介

下瀬川正幸\*, 佐々木浩二, 高田健太, 原 孝光, 杉野雅人, 川村 拓, 丸山 星, 津野隼人 <sup>群馬県立県民健康科学大学大学院診療放射線学研究科</sup>

### Introduction of Medical Physics Course in Gunma Prefectural College of Health Sciences

Masayuki SHIMOSEGAWA<sup>\*</sup>, Koji SASAKI, Kenta TAKADA, Takamitsu HARA, Masato SUGINO, Hiraku KAWAMURA, Sho MARUYAMA, Hayato TSUNO

Graduate School of Radiological Technology, Gunma Prefectural College of Health Sciences

### 1. 施設概要

### 1.1 施設の歴史

群馬県立県民健康科学大学は,診療放射線技師職,看護 職の育成を通して地域社会に貢献することを目的に,2005 年4月に開学した(診療放射線学部診療放射線学科,看護 学部看護学科の2学部2学科).キャンパスは群馬県前橋 市にあり,目の前には利根川から分流した桃ノ木川が流 れ,背後には赤城山がひかえ,自然と人と街とが絶妙に組 み合わされた抜群のロケーションにある(図1).

大学としての歴史は本年で18年目であるが、本学の医療放射線技術者養成の起源は1958年開設の群馬県立診療 エックス線技師養成所にまでさかのぼり、60年以上の歴 史を有している.

2009年には大学院修士課程(現博士前期課程)を, 2016年には大学院博士後期課程を開設した(診療放射線 学研究科診療放射線学専攻,看護学研究科看護学専攻の2 研究科2専攻).

診療放射線学研究科について,博士前期課程では2016 年に群馬大学との大学院連携に基づき「放射線生命医科学 コース」を設置し,さらに2019年には医学物理士の養成 を目的とする「医学物理コース」を設置するとともに入学 定員をそれまでの3名から5名に増員した.博士後期課程



図1 大学キャンパス

では2020年3月に初の博士号が授与され(博士(放射線 学)), それ以降毎年1~2名が博士号を授与されている.

なお、群馬県では2013年に内閣官房・内閣府より「群 馬がん治療技術地域活性化総合特区」の指定を受け、 2019年にはさらに5年間の総合特区期間の延長が認定さ れた.この中で本学診療放射線学研究科は医学物理士およ び高度な診療放射線技師の育成を担当している.

### 1.2 教員組織・学生数

診療放射線学部には専任教員が講師以上20名,助教・ 助手が3名在籍する.学部学生数は入学定員が35名,4学 年で約140名である.

大学院診療放射線学研究科の担当教員は准教授以上19 名が学部と兼務する.2016年の大学院博士後期課程設置 時には文部科学省の教員資格審査を受けるが、1研究科を 設置するために必要な博士論文研究指導教員数は、大学院 設置基準においてDマル合教員(研究指導教員)が6名以 上、D合教員(研究指導補助教員)を合わせて12名以上 と規定されている.診療放射線学研究科では計15名がD マル合教員として認められ博士後期課程の設置が認可され た.博士後期課程の完成年度経過後にさらに大学院担当教 員を増員し現在に至っている.

診療放射線学研究科の専門分野は放射線治療学分野(放 射線治療物理,保健物理/放射線防護の内容を含む)と放 射線画像検査学分野(放射線診断物理,核医学物理の内容 を含む)の2分野で構成され,放射線治療学分野は教授2 名,准教授4名の計6名,放射線画像検査学分野は教授7 名,准教授6名の計13名で構成される.このうち医学物 理士の認定を受けた教員は放射線治療学分野が4名,放射 線画像検査学分野が2名であり,さらに放射線治療学・放 射線画像検査学各分野の助教2名を加えて計8名である.

診療放射線学研究科の2022年度における在籍学生数は, 博士前期課程(入学定員:5名)が12名,博士後期課程(入 学定員:2名)が11名であり,特に博士後期課程では長期

<sup>\*</sup> 連絡著者(corresponding author) 群馬県立県民健康科学大学大学院診療放射線学研究科 [〒371-0051 群馬県前橋市上沖町 323-1] Graduate School of Radiological Technology, Gunma Prefectural College of Health Sciences, 323-1 Kamioki-machi, Maebashi, Gunma 371-0052, Japan E-mail: shimose@gchs.ac.jp

履修制度(学生が職業を有している等の事情により標準修 業年限(博士前期課程:2年,博士後期課程:3年)を超 えて一定の期間にわたり計画的に教育課程を履修できる制 度.博士前期課程は4年,博士後期課程は6年を限度とし て在籍期間を延長でき,授業料は標準修業年限分と変わら ない.)を利用する社会人大学院生が多くを占める.

### 1.3 施設·設備

教育・研究用にX線CT装置,MRI装置,超音波診断装 置,放射線治療計画装置等を備えている。2022年度は機 器の老朽化に伴う更新として,最新のデジタルX線透視撮 影装置を設置する計画である.

本学地域連携センターの病院連携事業として,本学が保 有する各種ファントム,チャート類,放射線測定器等の備 品を,主に群馬県内医療機関を対象に長期貸出サービスも 行っている.また,本学附属図書館は,医療関係の専門図 書を中心に約7万冊の蔵書をそろえ,群馬県内の医療機関 に勤務する診療放射線技師職をはじめ学外者も利用でき, 群馬県内では最も学外利用者が多い大学図書館となってい る.

#### 2. 教育活動

### 2.1 大学院教育

2.1.1 博士前期課程

診療放射線学研究科博士前期課程では「①高度医療専門 職者の養成,②研究者・教育者としての基礎的能力を持つ 人材の養成」を教育目的としている.入学生は放射線治療 学分野あるいは放射線画像検査学分野のいずれかに所属し て各分野の専門科目を中心に履修する.「①高度医療専門 職者の養成」が教育目的の一つの大きな柱であり、これに 基づき博士前期課程に「医学物理コース」を設置している.

もう一つの教育目的である「②研究者・教育者としての 基礎的能力を持つ人材の養成」に基づき、コースワークを 重視し、多くの授業科目を開講している。開講科目数は、 放射線治療学・放射線画像検査学両分野共通科目として 13科目25単位、各分野の専門科目として17科目34単位 (放射線治療学分野9科目18単位、放射線画像検査学分野 8科目16単位)、特別研究(修士論文研究)として1科目 12単位、加えて群馬大学との大学院連携科目として、医 用加速器工学、医学物理演習、医学物理実習など7科目11 単位を選択できる。特別研究以外はすべて選択科目であ り、入学定員は5名であることから各授業科目の履修者数 は少ない、このため必然的に内容が濃い授業となる。

特別研究は2年間にわたって履修する科目であり,半年 に1回開催される中間報告会での研究進捗状況報告が義務 付けられている.計3回の中間報告会を経たのちに修士の 学位論文審査を受ける.博士前期課程の修了要件単位数は 特別研究を含め30単位以上である.

### 2.1.2 博士後期課程

診療放射線学研究科博士後期課程では「①研究者の養 成,②高度な教育指導力を備えた大学教員の養成,③医療 機関における放射線技術部門のリーダーの養成」を教育目 的としている.学修はリサーチワークが中心であるが,大 学教員や放射線技術部門のリーダーの養成のため,選択必 修科目として「診療放射線学教育学特論」、「保健医療組織 管理学特論」といった,教育学や組織マネジメント論に関 する授業科目を開講し,少なくともいずれか一方の単位を 修得しなければ課程を修了できない.このようにコース ワークも重視しており、これが本研究科博士後期課程の特 色の一つになっている.これまで4名が博士号を授与され ており、このうち2名が大学教員として教育・研究業務に 従事、1名が医学物理士として医療機関で臨床および研究 業務に従事、1名が医療機関の副診療放射線技師長として 組織運営および臨床研究業務に従事している.

### 2.2 認定医学物理教育コースの概要

診療放射線学研究科では、2012年度から「がんプロフェ ショナル養成基盤推進プラン」、2017年度から「多様な新 ニーズに対応する『がん専門医療人材(がんプロフェッ ショナル)』養成プラン に参画し、がん専門医療人材と して医学物理士の養成を行ってきた. 2019年度からは、 ますます高度化・複雑化するこれからの放射線分野におい て活躍できる素養を備えた医学物理士養成を目的とした教 育プログラム「医学物理コース」を博士前期課程に整備し た. このコースでは15年間継続されたがんプロフェッ ショナル養成プランにおける人材育成を基礎としてより専 門的な知識を修得できるよう、毎年カリキュラムの見直し と拡充を図っており,一般財団法人医学物理士認定機構か ら医学物理教育コースの認定を受けている。2021年3月 には4名が医学物理コースを修了し、それ以後、毎年複数 名がコースに在籍し修了を目指している. 医学物理コース 在籍者の多くは、コース在籍中あるいは修了後に医学物理 士認定試験に合格している.

医学物理コースを修了するためには、多くの医学物理学 関連の必修科目を履修することになる. ほかの学生の修了 要件単位数(30単位以上)よりも多くの単位数(37単位 以上)を修得しなければならないが、基礎教育科目(量子 力学、原子核物理学等)を含め、放射線治療学分野や放射 線画像検査学分野の医学物理学関連科目を体系的に学修で きる.

医学物理コースに在籍する大学院生の教育研究指導は, 放射線治療学分野と放射線画像検査学分野の医学物理士の 認定を受けた教員8名を中心に,さらにほかの大学院担当 の多くの教員がサポートしながら進めている.

医学物理コースを含め診療放射線学研究科では,医療機 関等に勤務する社会人の方々を積極的に受け入れており,



図2 2021年度医学物理学講演会のポスター

長期履修制度,夜間開講授業など,社会人大学院生が学修 しやすい環境を整えており,現に群馬県内のみならず県外 からも社会人の方々が多数入学している.

### 2.3 医学物理講演会(講習会)

がんプロフェッショナル養成プランおよび本学地域連携 センターの教育事業として、「医学物理講演会(講習会)」 を毎年開催している.2018年までは大学での開催であっ たが、2019年からはWeb開催となり、毎年日本全国から 多くの学生、医学物理士、診療放射線技師、医療技術者の 方々が参加されている.最新の放射線治療に関する基礎か ら応用までを学ぶことによって個々の知識の整理を行い、 最近のトピックスなどの知識も深めることができ、これら の知識が地域の医療機関で応用されることが期待される. 2021年度は「放射線治療に関する最近の動向を知る」、「放 射線治療に関する基礎と応用を知る」のテーマで実施した (図2).

### 3. 研究活動

大学院診療放射線学研究科の教員19名は,放射線治療, 放射線生物,X線CT,MRI,核医学,AI応用研究など,多 様なテーマで研究を進めており,群馬大学や高崎量子応用 研究所など群馬県内の研究機関をはじめ,医療機関や医療 用機器関連企業等と共同研究,委託研究という形態で進め ている研究テーマも多い.

ここでは医学物理士の認定を受けた教員が実施している 研究活動について,後付けの参考文献に基づいた研究概要, あるいは研究室で実施している研究について紹介する.

### 3.1 放射線治療学分野

3.1.1 ステージIII非小細胞肺癌放射線治療における線量 低減可能性推定ソフトウェアを用いた肺線量低減 に関する研究<sup>1)</sup>

放射線治療においてリスク臓器への線量はその機能を維 持するために可能な限り低くする必要がある. そして肺が んの放射線治療では放射線肺臓炎の発生を防ぐために、通 常の肺線量指標(V<sub>5Gy</sub>, V<sub>10Gy</sub>, およびV<sub>20Gy</sub>)をできるだけ 低く保つ必要がある.この評価のために線量低減可能性推 定ソフトウェア PlanIQの Feasibility dose-volume histograms (FDVH)におけるf値を用いてリスク臓器の線量低 減が可能かを推定することができるが、その許容できる上 限値は明らかになっていない. この研究の目的はステージ III非小細胞肺がんの治療計画において、正常肺の効果的 な線量低減に有効な FDVH の許容可能なf値の上限を決定 することである. このために FDVH を用いて 11 人の治療 計画における肺線量パラメーターに対応するf値を計算し た. さらにほかの14人の治療計画から正常肺線量を減少 するために許容できるf値の上限を評価した.許容可能な f値の上限は0.22-0.26と解析された.これを使用して. 正常な肺の線量を効率的に減らすことができるようになっ t.

3.1.2 ホウ素中性子捕捉療法の線量評価<sup>2)</sup>

ホウ素中性子捕捉療法(Boron neutron capture therapy: BNCT)の線量評価では、中性子と元素との反応断面 積の違いを考慮する必要があるため、治療計画における線 量計算方法も複雑で、ほかの放射線治療と大きな違いがあ る、今後 BNCT がさらに普及した際にはX線治療や粒子



図3 転移モデルの作成方法(参考文献3のFig.1を改変)

線治療と併用することも想定される.これまでBNCTの 線量評価は,BNCT専用の治療計画システムで行われて きたが,本研究では,BNCTとほかの放射線治療とを組 み合わせた場合の線量分布を,単一の治療計画システム内 で合算することができるようシステムの基盤を改良し,具 体的な合算線量分布を取得した.

3.1.3 ヒト乳癌細胞の転移能と放射線感受性に関する研究<sup>3)</sup>

乳癌は最も転移しやすい腫瘍の一つであり、骨、肺、リ ンパ節等の臓器に転移することが知られている.また世界 的に見ても年間100万人が罹患しており、その対策が急務 である.乳癌には4つのsubtypeが存在し、各subtypeによ り予後も異なることがわかっている.このうち、Luminal typeは最も予後が良く遠隔転移を起こしにくい.しかし、 Basal-likeは最も予後が悪く、遠隔転移を起こしやすい.

これまで原発腫瘍と転移腫瘍の細胞の放射線感受性を調 べた結果はいくつか報告されている.Rantanenらは子宮 内膜癌に関して同一患者の原発腫瘍と転移腫瘍から樹立し た細胞に対して放射線感受性を調べているが両者に差は見 られなかった.一方,Huertaらは同一大腸癌患者から樹 立された原発腫瘍細胞と転移腫瘍細胞において放射線によ るアポトーシス死が転移細胞では抑制されていることを報 告している.またvan den Aardwegらは悪性黒色腫に関 して別人から樹立された数種類の原発腫瘍細胞と転移腫瘍 細胞の放射線感受性を調べているが,原発腫瘍細胞、転移 腫瘍細胞ともに放射線感受性に差があることを報告してい る.しかし,乳癌に関しての報告は今までなされていない.

現在,乳癌の転移病巣に対して放射線治療が頻繁に行われている.しかし,治療線量は原発腫瘍の特徴を鑑みて臨床的経験により定められたもので,転移細胞の放射線感受性の変化を実際に検討して決められたものではない.そこで,本研究では,Basal-like細胞とそれに由来する様々な臓器への転移細胞の放射線感受性の違いを明らかにすることで,従来の放射線治療法に対し新たなエビデンスを提供するとともに,転移腫瘍に対する放射線治療の効果改善の為の基礎データの提供を行った.



図4 原発腫瘍と転移腫瘍の放射線感受性の比較(参考文献3 のFig.4を改変)

初めに転移モデルを図3に示す方法で作成し,樹立した 原発腫瘍株 (MDA231-pGL4.5),高リンパ節転移細胞株 (NLN0104),高骨転移細胞株 (NBOS0042),高肺転移細 胞株 (NLU0041)の内因性放射線感受性を比較した.その 結果,転移株において有意に (p<0.05) 放射線抵抗性とな ることを示した (図4).

ヒト乳がん細胞株 MDA231 にルシフェラーゼベクター を導入しルシフェリンで発光する MDA231-pGL4.5 細胞 を作成後,マウスに左心室投与または乳腺に同所移植を行 い,転移巣を形成させる(図中カラー部位).転移巣から 細胞を回収し培養増殖させた後,同じ作業を繰り返すこと でリンパ節,骨,肺に選択的に高転移する細胞株を樹立す る.その後,もととなった親株細胞株(MDA231-pGL4.5) とリンパ節高転移細胞株(NLN0104),高骨転移細胞株 (NBOS0042),高肺転移細胞株(NLU0041)の放射線感受 性等の差を比較した.

もととなった親株細胞株(MDA231-pGL4.5)に比較し て、リンパ節高転移細胞株(NLN0104),高骨転移細胞株 (NBOS0042),高肺転移細胞株(NLU0041)ともに細胞生 残率が上昇し,放射線抵抗性になっていることが確認され た. 3.1.4 環境放射線(能)の動態・分布調査,および測定 に関する研究<sup>4)</sup>

原子力安全協会報告(2011年)によると、日常生活で受ける放射線量は日本人一人当たり、平均年実効線量で5.97



図5 地表ガンマ線のエネルギースペクトル測定



図6 地表ガンマ線のカウント測定



図7 土壌中ラドンの濃度測定

mSvと見積もられており、そのうち自然から受ける線量は 2.1 mSvである.自然から受ける放射線の中でもラドン・ト ロンによる被ばく線量は0.48mSvであり、大地から受ける 被ばく線量は0.33mSvである.しかし、これらの値はあくま でも平均値であり、場所によって大きく変動する.本研究室 では、多様な環境におけるラドン・トロンおよび大地からの 放射線に着目し、エネルギースペクトル解析による核種同 定、核種ごとの定量分析、被ばく線量評価を行い、保健物 理分野の発展に寄与することを目的としている(図5~7).

#### 3.2 放射線画像検査学分野

3.2.1 2次元および3次元線量画像評価等の研究

線量応答の定量評価法として光学CT装置の作製・評価法 の確立やMRI・X線CTなど臨床画像診断装置を用いた2次 元および3次元線量画像評価の研究等を行っている.また, 放射線誘起ラジカル重合反応を線量応答に利用したポリマー ゲル線量計や酸化還元反応に伴う放射線感受物質の発色を 利用したラジオクロミック線量応答の研究を行っている. 3.2.2 医用イメージングにおける撮影条件の最適化につ

ながる方法の開発<sup>5)</sup>

幅広い領域に広がる医学物理学の中でも、診断物理学領域の研究テーマを扱っている。特に、画像診断の精度・効率向上のための画像処理方法や、医用イメージングにおける撮影条件の最適化につながる方法の開発等に取り組む。最近の研究では、X線撮影における散乱線除去用グリッドの使用に関する最適化という観点から、グリッドがもつ散乱線除去の特性を表現するための新しい評価指標として、空間周波数の関数である modulation transfer function improvement factor ( $MIF_{G}(u)$ )を提案した。異なる幾何学的特性をもつグリッドの $MIF_{G}(u)$ に着目したグリッド選択や撮影条件の決定ができる可能性と、より包括的な指標への発展性を明らかにした。

研究には、画質評価・画像解析などの画像工学に関連す る知識だけでなく、基本的な線量測定、機械学習を含めた 画像処理、モンテカルロシミュレーションなどの技術を取 り入れているが、その他の新しい技術や面白いアイディア が応用できないかを模索しながら、放射線診療を受けるほ うの被ばく線量や精神的・身体的な負担の低減と、最良の 診断情報の提供に貢献できるよう研究を進めている.

### 4. 研究者(社会人大学院生)の日常

本学の大学院生は医療機関に勤務する社会人が多く,勤務 先の臨床業務とのバランスをとりながら研究を進めている.

社会人大学院生は、午前の勤務後に午後から休暇を取得 して大学院に登校して講義や研究をする日、また、仕事を 終えた後に登校して講義や研究をする日もある(表1). 教員と学生間で柔軟な講義時間の調整を行い、各自のライ フスタイルに沿ったスケジュールで研究を進めることがで



Bronze Award (銅賞)
 吉田達也さん
 図8 第78回日本放射線技術学会総会
 学術大会学会賞受賞者



Gold Award (金賞) 五十公野泰弘さん



Silver Award (銀賞) 吉田達也さん



Bronze Award (銅賞) 津野隼人さん

図9 第77回日本放射線技術学会総会学術大会学会賞受賞者

表1 医学物理コースにおける社会人大学院生の1週間のスケ ジュール例

	月	火	水	木	金
AM9時~ PM12時~	臨床業務 授業履修	臨床業務 臨床業務	臨床業務 研究	臨床業務 臨床業務	臨床業務 臨床業務
PM18時~	研究	授業履修	研究室ゼミ	研究	社会貢献活動

きる. 社会人大学院生の中には関連学会委員や研究会委員 を兼任している者も多く,研究と合わせて学会活動を通し た社会貢献を継続している.

### 5. 関連学会での大学院生の学会賞受賞

大学院生は研究成果を学会発表し、その内容が評価され れば学会の賞を受賞することもある.ここでは放射線治療 学分野の大学院生(医学物理コース在籍者・修了者等)が 最近受賞した例を紹介する.

- (1)第78回日本放射線技術学会総会学術大会(2022年4月 開催)(図8)
  - ②学会賞(Bronze Award):博士後期課程1年・吉田達也 受賞演題: Evaluation of Crystalline Lens Exposure Dose Depending on Field Size in kV-CBCT
- (2)第77回日本放射線技術学会総会学術大会(2021年4月 開催)(図9)
  - ①学会賞(Gold Award):博士前期課程修了·五十公野 泰弘
    - 受賞演題:モンテカルロシミュレーションを用いた放 射線治療装置で生じる放射化物へのFlattening Filterの影響の評価
  - ②学会賞(Silver Award):博士前期課程2年・吉田達也 受賞演題:放射線防護具を用いたkV-CBCT撮影時の 水晶体被ばく線量低減効果の評価

③学会賞(Bronze Award):博士後期課程3年・津野隼人
 受賞演題:高エネルギー光子線の水吸収線量測定にお
 ける電荷量の不確かさを用いた至適測定回
 数推定方法に関する多施設研究

### 6. 医学物理を志す皆さんへ一言

医療分野での放射線の応用は日進月歩であり,新しいア イディアを臨床に適用して役立てていく必要があります. 本学では社会人大学院生が医学物理士の認定を受け,臨床 における研究やその応用を通じて患者様や医療に貢献する ことを応援しています.臨床における多くの問題点や疑問 を,研究を通して一緒に解決していきましょう.

### 参考文献

- Shimizu H, Sasaki K, Aoyama T, et al.: Lung dose reduction in patients with stage III non-small-cell lung cancer using software that estimates patient-specific dose reduction feasibility. Physica Medica 85: 57–62, 2021
- Takada K, Kumada H, Matsumura A, et al.: Computational evaluation of dose distribution for BNCT treatment combined with X-ray therapy or proton beam therapy. Appl. Radiat. Isot. 165: 109295, 2020
- 3) Hara T, Iwadate M, Tachibana K, et al.: Metastasis of breast cancer cells to the bone, lung, and lymph nodes promotes resistance to ionizing radiation. Strahlenther. Onkol. 193: 848–855, 2017
- Sugino M: Car-borne survey on ambient dose rate during 2011–13 in Gunma prefecture. Radiat. Prot. Dosim. 184: 347–350, 2019
- 5 Maruyama S, Saito H, Shimosegawa M: Characterization of anti-scatter grids via a modulation transfer function improvement factor using an edge device. Biomed. Phys. Eng. Express 7: 045001, 2021

# ベトナム、カンボジア、ポーランド、アラスカ

(Chicago Report) Vietnam, Cambodia, Poland and Alaska

### 国づくり途中のベトナム

シカゴ大学放射線科のカート・ロスマン教授に「シカゴ で研究したい」との連絡を送ったのは1967年でした.し かし、「現在はベトナム戦争のためグラントがとれないの で2年程待ってほしい」との返事を受け取り、準備するこ とにしました. 私とベトナムとの関係はこれが最初の ニュースでした. その後1969年に私は家族と共にシカゴ を訪問し、最初は3年間滞在の予定でしたが、現在52年 後にもシカゴ滞在を継続しています、シカゴで研究を始め ると、研究支援の雇用広告に対してコンシエンシャス・オ ブジェクター(戦争参加は良心的に反対)と呼ばれるロイ という名の若い方が研究助手として応募してきたのです. ロイははじめに自分を紹介した後、「この事情のために自 分に過酷な仕事を課すことなどがないよう」にと要望を加 えました. そこで私は「米国のティーンエージャーは成熟 したしっかりした若者」であることに驚き、さらにベトナ ム戦争の影響を身近に感じました. その後, 1973年に米 国はベトナム戦争を終結することを決定し、1975年4月 30日にはサイゴンの米国大使館(写真1)の屋上から「へ リコプターで最後の脱出」のテレビ中継を複雑な気持ちで 眺めたのを覚えています、これは一つの時代の終焉を実感 したことの個人的な経験と考えています.

ベトナム戦争では多くの犠牲者の出たことが知られてい ます.北ベトナムでは400万人,南ベトナムでは300万人, それに対して米国は6万人と言われています.南北ベトナ ムでは,米国の約100倍の犠牲者ですが,高い犠牲を払っ ても「米国には負けない」という強い意志の表れと思いま す.ベトナムは現在共産主義国家ですが、中国やロシアの ような独裁者による国ではありません。米国や日本を含む 世界の多くの国と友好な関係を保持していますので、ベト ナム訪問にはビザが必要ですが困難ではありません。旧米 国大使館は、現在統一会堂(独立宮殿)と呼ばれ、国賓を 迎えるときや特別な会議以外は、一般に開放されていま す.ベトナム戦争終結の日には、この建物の屋上からへリ コプターで多くの方がベトナム脱出したことをテレビで放 映されたのは強く印象に残っています。

我々は2019年にベトナムを訪問したのですが、ベトナ ム戦争終結から44年経過しベトナムは驚くほどの変化を 遂げ、ベトナム戦争からは完全に回復したような印象でし た. これを1945年の太平洋戦争の日本の無条件降伏から 44年後の1989年の状況と比較すると大変興味ある結果が わかります.当時,日本は毎年10%を超える経済成長を 遂げ、「世界制覇に恐れるものなし」との極端な高揚感に 浸っていたと思います.しかし,現在の日本は,その後の 驚くべきほどの経済成長の停止の経過から慎重な考え方を していると思います、つまり、一時的な高度経済成長を長 期間にわたって継続することは不可能です. サイゴン(現 ホーチミン市)では、マジェスティックというホテル(写 真2)に滞在しました.このホテルは、ベトナム戦争中に 外国の記者達が滞在したホテルとして知られていますが, 徒歩での市内見学には大変便利な場所に位置しています. ホーチミン市を訪問する際には、この素晴らしいホテルを 利用することをお勧めします.



写真1 サイゴンの旧米国大使館(現,統一会堂(独立宮殿)):ベトナム戦争が終結した場所

ベトナムは中国の南に位置し南シナ海に面して3,200キ ロにも及ぶ海岸線を含む細長い国で、その領域はインドシ ナ半島の東側に対応します.面積は日本の約90%で、人 ロは約1億です.歴史的には長い間中国に、近年ではフラ ンスに支配されていましたが、ベトナム戦争後にようやく 独立したのです.この地域を流れるメコン川はインドシナ 最大の全長4,300kmで、ベトナムでは9つの河口を作り海 に注いでいます.このメコンデルタはベトナムの(アジア の)大穀倉地です.メコン川はチベット高原から始まり中 国, ミャンマー, ラオス, タイ, カンボジアを通過してベ トナムを流れています.ホーチミン市の展望デッキから眺 めた(写真3)サイゴン川(メコン川の地域名称)は,時 間によって川の流れが逆に変わるのには驚きました.これ は川に浮かんでいる浮草の動きが時間によって逆になるの で気がついたのです.ここは海に近いので海水面の高さが 時間によって変化し,満潮時に海水面が高くなると逆流す るのです.日本にはそのような川は存在しないと思いま す.



写真2 1925年創業の歴史を感じさせる雰囲気と豪勢なインテリアのホテル・マジェスティック



写真3 スカイデッキから眺めるサイゴン川(メコン川)とホーチミン市の一部

# \$`CG`CG`CG`CG`CG`CG`CG`

ベトナム戦争でベトナムが勝利した理由の一つは、ベト コンがゲリラ戦で利用した巨大な地下トンネルです.総距 離250kmと言われる地下トンネル(写真4)は、現在ホー チミン市から70kmのクチという所に残っており、観光客 は見学できます、トンネルは複雑な構造で、場所によって は3階から4階もあり、内部には台所、食堂、病院や軍事 会議の部屋もあったようです. トンネルの入り口はとても 狭く、入るのは容易ではないようでした. しかし、観光客 のための約10m程の短い地下トンネル(写真5)では、歩 いて通過することが体験できます. しかしこのような体験 は2度と経験したくないと感じました.

クチからホーチミン市のホテルに戻るときラッシュア ワーに重なり、ベトナム最大の人口1,000万人の都市の渋 滞状況を経験(写真6)しました.この様子は世界の他の 都市では経験しないものだと思います。ほとんどのバイク は日本製で2人から4人が相乗りし、老若男女を含む全て の人たちが利用するバイク間の距離は約2メートルでし た. この様子から事故が心配になりますが、実際ベトナム のバイクの事故は極めて多いと後日聞いています.

ホーチミン市のサイゴン・スカイデッキから市内を眺め ると、まずサイゴン川(写真3)が目につきますが、反対 側には近代的なホーチミン市の建物(写真7)が圧倒しま



(A)

写真4 クチにあるベトコンの地下トンネルの狭い入り口から進入のデモ: (A)進入準備, (B), (C)進入中, (D)進入後



写真5 ベトコンの複雑な地下トンネルへの観光客デモ用の入口





写真6 ホーチミン市内を走るバイクの密集集団:バイクには2人から4人相乗りも見られる



写真7 サイゴン・スカイデッキから眺める近代的なホーチミン市

す. この様子からベトナムは戦後44年経過し,見事な復 興を遂げていると感じました.ホーチミン市で急な雨宿り の最中にコンビニで出会ったベトナムの若者は,"なまり のない"日本語で話しかけてくれたのにはびっくりしましたが、日本語の専門書を数冊持っていましたので、多分日本への留学を考えている好青年と感じました.

### 石造文化のカンボジア

ベトナム訪問の後,ホーチミン市から飛行機で1時間半 ほどの距離と極めて近いのでカンボジアのアンコール・ ワットを訪問しました.カンボジアはベトナムの隣の国で すが,多くの点でベトナムとは全く異なり,「その相違の 大きさ」にはとても驚いています.

アンコール・ワットのある国としてカンボジアは知られ ていますが、アンコール・ワットに象徴される石造文化は カンボジアの歴史と文化を反映したもので、カンボジア人 (クメール人)の誇りです。カンボジアの国旗にはアンコー ル・ワットのシルエットが描かれ、紙幣には遺跡がデザイ ンされています.アンコール・ワットを含む巨大な寺院群 を有するクメール王国は、1000年ほど前にマレー半島の 一部まで領土とした大帝国で、アンコール・ワット以外に も数百を超える宗教施設が王国全土に造られていたそうで す.現在もシェムリアップ地域(写真8)には100以上の 寺院があります.この地域を訪れる観光客は年間300万人 と言われますが、シェムリアップの街は"6時までビール 一杯50セント"という英語の広告が軒並みのレストランに 出ており、"ここは一体どこか"と思うほどです.

シェムリアップの街の周囲には多数の寺院があり,観光 には数日間の通し切符を購入するのが便利です.しかし, 多数の寺院(写真9)を回っているとそのうちに区別がつ



写真8 年間300万人が訪問するシェムリアップの街の中心部の様子と2台のトゥクトゥク



写真9 シェムリアップにある多数の石作り寺院の例



写真10 タ・プローム仏教僧院に絡まる神秘的な雰囲気を持つ巨木

かなくなり、どれも同じような錯覚に陥る可能性がありま す.そこで特徴のある寺院を重点的に回るのがよいかもし れません.市内の移動には、トゥクトゥクと呼ばれる電動 バイク(写真8)による乗り物が便利です.市内観光をお 願いしたトゥクトゥクの若い運転手と仲良しになり、英語 が上手だったので家族のことから王様やカンボジアの将来 について、運転を終えた後に詳しく話を聞けたのはとても 有益でした.特に若者が元気で将来に期待していることは 明らかでした.

タ・プロームという寺院(写真10,11)は、仏教寺院で したがヒンドゥー教寺院に改造されたそうです.これは仏 像が削り取られていることからわかるらしいです.建立当 時の僧院には5,000人の僧侶と615人の踊り子が住んでい たので、巨大な僧院だったようです.この寺院では、自然 の力を理解するために樹木の除去や大規模の修復を行わな いままになっていたので、スポアンと呼ばれる巨木の根に 押しつぶされそうになっています.この寺院には、写真 10,11だけでなく数ヵ所のスポアンの巨木の根が見られ、 "巨大なタコのような怪物が建物に絡みついてる"感じは 別世界に来たような印象を持ちます.世界中のどの国で も、私はこのような巨木と建物を見たことがありません. このカンボジア遺跡の巨木の絡まる景色は、超自然の世界 に来たような「身震いするほどの不思議な神秘的感覚」を 経験することができると思います.この世のものとは思わ



写真11 タ・プローム寺院を"押しつぶすような"この世のものとは思えない巨木の根



写真12 アンコール・トムの観世音菩薩像

れないような"巨大な樹木の力"を感じるので,一度は見る価値があると思います.

アンコール・ワットの造営から半世紀後に高さ8m広さ 約3kmの城壁で囲まれた王都が作られ,王と神の都市アン コール・トムと呼ばれています.アンコール・トムとは, クメール語で「大きな都」という意味だそうです.アンコー ル・トムは,アンコール・ワットの数倍の広さを持ち,ク

写真13 アンコール・トムの壁画の例

メールの帝国的支配の基礎を作り上げたのだそうです.

アンコール・トムの中心はバイヨンと呼ばれる寺院で, 穏やかに微笑んでいる多数の巨大な観世音菩薩像(写 真12)が有名です.この寺院の回廊には見事なレリーフ (浮彫)で,当時の貴族や庶民の生活が描写され,人物(写 真13)や動物の表情は明るくユーモラスで,生きている ように見えます.

アンコール・ワットは天空の楽園と言われています.ア ンコール王朝の王都が500年にわたりシェムリアップに存 在したのは、この地が経済的及び政治的に重要だっただけ でなく、新王は寺院などの造営で正当な後継者であること を示していたからだそうです.アンコール・ワット(写 真14)は750m×850mの敷地ですが、その周囲は200m 幅の堀で囲まれています.このような巨大な堀を、私が訪 問した世界中の国で見たことがありません.この地域で は、特に水が極めて重要ですので巨大な堀は大きな意味を 持っていたと思われます.アンコール・ワットの中心部の 壁面には200体以上のデバター(女神)像があり観光客に 人気があります.夫々は薄着の模様や装飾品、顔の表情ま でが僅かに違っています.更に、髪型、髪飾り、衣装など を比較するのは大変面白いと思います.また、十字回廊と

呼ばれる"高僧たちの沐浴する場所"(写真15)があり, 王国の治水技術を自慢する施設だったそうです.雨季には 洪水,乾季には干ばつで苦しんだこの国では,水をコント ロールすることは偉大な王の条件だったそうです.地上よ り高い位置に池を作るには優れた知識と技術が必要です. この池はその優れた技術で,王国に「充分な水を供給でき ることを誇示していた」と考えられます.

この十字回廊の近くに天井の高い部屋(写真16)があ ります.ここで,胸をこぶしでたたくと「ボゥーン,ボゥー ン」と大きな反響が返ってきます.この反響の音によって 王は忠誠心を試していたそうです.アンコール・ワットの 中心部には中央祠堂が立っています.これは古代インドの 思想で,神々が住むとされる山(須弥山)を表現している そうです.



写真14 アンコール・ワットの前方歩道からの写真



写真15 高僧たちの沐浴の場所

写真16 アンコール・ワットの内部回廊

### キュリー夫人のポーランド

米国ではポーランド人をポーリッシと呼びますが,ポー リッシ人口はポーランドの首都ワルシャワ(米国ではワー ソーと発音)が世界で一番多いのは当然ですが,2位はシ カゴと聞いています.これは驚きですが事実のようです. そこでシカゴにはポーリッシのスーパーマーケットもあ り,我々は時々美味しいポーリッシ・ソーセージを買いに いきます.このブラットウーストと呼ばれる白ソーセージ とサワークラウトを甘酸っぱく煮込んだドイツ風の単純な 料理ですが,とても美味しいのでシカゴでは時折楽しんで います.

ポーランド出身の最も著名な研究者はキュリー夫人で す.キュリー夫人(1867~1934)の生まれた家はワルシャ ワの旧王宮の近くにあり,現在博物館(写真17)として 保存されています.しかし,この家にしばらく住んだ後, 父親一家はとても貧しくなり大変な苦労をしたそうです. キュリー夫人は,若くしてパリのソルボンヌ大学(現パリ 大学)に入学し苦学の末学位を取得しました.同じ分野の ピエール・キュリーと結婚し,本名はスクロドウスキーと 発音が困難な名前のためにキュリー夫人として有名なので す.キュリー夫人の学生時代は貧しかったので,パリのア



写真17 ワルシャワにあるキュリー夫人博物館:キュリー夫人の生まれた家



写真18 キュリー夫人とピエール・キュリー

写真19 キュリー夫人と長女イレーヌ



写真20 現大統領官邸(以前貴族の館だったが1765年からオペラやピアノ演奏会に使用)



写真21 旧王宮(右側)と王宮前広場に集まる人々


写真22 16世紀に始めて地動説を唱えた賢明なコペルニクスの像

パートの屋根裏部屋に住み、冬には充分な暖房がないので 部屋では外套を着て過ごしていたそうです。そのような苦 労をしたせいか、ノーベル賞を貰ってからも"偉ぶること もなく"若い学生達には特に親切で、ノーベル賞の賞金は学 生達の支援に使ったそうです.キュリー夫人(写真18)は、 放射性同位元素の発見でノーベル物理学賞と放射線を発す るラジウムの発見でノーベル化学賞の二つのノーベル賞を 受賞しています. 最初のノーベル物理学賞は, 夫のピエー ル・キュリー(写真18)とアンリ・ベクレルとの3人の共 同受賞です.更にキュリー夫人の長女イレーヌ(1928~ 1956)(写真19)もノーベル化学賞を受賞したために一家 で4個のノーベル賞を受賞しています. このような一家は キュリー夫人一家以外には誰もいません。私がシカゴに滞 在しはじめてしばらくしてから、1980年頃にシカゴ大学 にキュリー夫人の孫娘が訪問するらしいとの噂が流れたこ とがありました.大学関係者は"色めきだった"のですが, その後キャンセルになったのでこの騒動は静まりました. "実際に訪問していれば"私にとって歴史的な経験になっ ていたかもしれません.

ポーランドは、歴史的にロシアやドイツなどの近隣の国 の支配を受けています.最近の第2次世界大戦では、ドイ ツ軍によってワルシャワの重要な建造物の80%が破壊さ れたそうです.しかし、戦後ポーランド人は戦前と同じよ うな建物を建設したのです.そのためには、記憶と写真な どの記録に基づいて"壁の裂け目"までも戦前と同じよう なパターンにしたそうです.そこで建物は新しいのに、壁

写真23 ワルシャワ伝説の剣と盾を持つ人魚像



写真24 スターリンの残した文化科学宮殿

の傷だけが古く見えることになったようです. 我々がワル シャワを訪問した2011年には,戦時中にそのように極端 な破壊がされたとは全く想像できない様子でした. むしろ 反対に建物だけでなく街全体が中世から保存されているほ

かのヨーロッパの街と変わりない印象でした. これはポー ランドの人々の大きな努力のお陰と思います. 現在の大統 領官邸(写真20)は戦争中に破壊されなかった数少ない 立派な古い建物の一つで,過去にオペラなどの音楽会など に利用されていたのです.

旧王宮(写真21)は戦争中に破壊されたのですが,戦後復興建設されたものです.内部の調度品は戦争中に疎開 されていたオリジナルの国宝です.ポーランドの人々の素晴らしい努力に感謝するべきと思います.

ポーランド人で歴史的に有名なのは、初めて地動説を唱 えたコペルニクス(1473~1543)です.コペルニクスの 像(写真22)は、大統領官邸とワルシャワ大学の近くに 建っています.コペルニクスはとても思慮深い方だったと 思われます.コペルニクスは"太陽を中心として地球がそ の周りを回転している"との地動説をまとめた書「天体の 回転について」の公表を死の直前まで避けたのです.そこ で迫害を受けたことはないそうです.しかし,約100年後 にイタリアのガリレオ・ガリレイ(1564~1642)は生前に 地動説を唱えたために宗教裁判にかけられ、考えを曲げな ければ"火あぶりにされる"と脅迫され自説を曲げたのです が「それでも地球は回っている」と呟いたのは有名です.

ワルシャワ市の紋章は人魚をデザインしたものです.人 魚の像は世界各地にありますが,ほとんどのものは有名な コペンハーゲンの人魚像のように"美しさや女性らしさ" を示す像ですが,ワルシャワの人魚像は大分違います.ワ ルシャワの人魚(写真23)は"剣と盾を持った勇敢な戦士" です.これは長い間外国支配に苦しめられたポーランドの 人々の気持ちを表現しているように思えます.伝説では, ワルシャワの東側を流れるヴィスワ川沿いに貧しい漁師が 住んでいたのですが,ある日網にかかった人魚を生け捕り にしたのです.漁師は人魚を家に連れて帰りましたが,[川] に返してほしい]と懇願されその通りにしてやると,その



写真25 ワルシャワ市街の眺望 左下手前の立派な建物はポロニア・パレス・ホテル



写真26 美味しく大満足のポーランド料理

後漁師の家の近所には人が住み着き,魚がよく売れるよう になり漁師は裕福になったそうです.その漁師夫妻の名前 がワルスとサワで,これがワルシャワの始まりだそうです.

ワルシャワ市には、市に不似合いな文化科学宮殿(写 真24)があります。高さ234mで37階建ての高層ビルは ワルシャワに全くマッチしない高層建築ですが、スターリ ンの命令によって1952年から4年の歳月で完成したもの です。この建物を見ると、旧日本軍が韓国ソウル市の旧朝 鮮王朝の正門と宮殿の間に、全く不釣り合いで「巨大な大 理石の日本軍総司令部」を作ったことを思い出します。当 時韓国の方は、あまりに巨大な建物なので壊すことも移動 もできずに困っていましたが、その後莫大な費用をかけて 別の場所に移動したそうです。人類の悲しい歴史におい て、「征服者は被征服者を侮辱するために作らせた」と思 える"人類の負の遺産"と考えると大変残念です。

文化科学宮殿から眺めるワルシャワ市の景色(写真25) の左下手前の石作りの立派な建物は我々の滞在したポロニ ア・パレス・ホテルです.1914年にオープンしワルシャ ワ初の近代的設備を備えた豪華な内装と観光に便利な場所 にあり,第2次世界大戦で破壊されなかった唯一のホテル で,費用は極めて妥当でしたので初めてのワルシャワ訪問 にはお勧めです.写真26は素晴らしく美味しいボリュー ムのあるポーランド料理3人分の例です.滞在中にはポー ランドの人々の温かさを感じましたが,"長い間外国支配 を受け苦労した"経験と関係しているのかもしれません.

#### 最後のフロンティアと呼ばれるアラスカ

米国では、しばしば「アラスカは最後のフロンティア」 と呼ばれています.この表現の意味を正確に理解するのは 容易ではありません.我々は2019年7月にアラスカを訪 問,数日間滞在して初めてその表現の意味を理解すること ができたと思っています.アラスカは北米大陸の最北端の 部分ですが,以前はロシアに属していました.1856年に はロシアはクリミア戦争で英仏同盟軍に敗れかつてないほ どの財政困難に陥っていました.そこで1867年米国ジョ ンソン17代大統領は,アリューシャン列島を含むアラス 力全土を720万ドルでロシアから買い取る契約を結んだの です.この金額は当時米国予算の3分の1だったため,米 国世論では「巨大冷蔵庫を購入した」などと悪評が高かっ たのですが,その後アラスカの購入は極めて歴史的安価 で,時代が進むにつれ"評価できないほど有利な買い物 だった"ことが明らかになってきています.

シカゴから日本に移動するには、以前アンカレッジ経由 の飛行機を利用していたのですが、アンカレッジで"温か いうどん"を食べると日本に近づいた感じを持っていまし た.しかし、30年ほど前にシカゴー米国西海岸-日本便が でき、更にシカゴー日本直通便になってからはアンカレッ ジを通過する必要はありませんでした。しかし、約25年 前にシアトルから日本に向かって太平洋を飛行中に、突然 パイロットが「第2エンジンが故障だ、火災かどうかを誰 か見てください!」との緊急機内アナウンスにびっくり目 を覚ましたのですが、その後"パイロットは取り乱したこ とを乗客に謝罪"し、約3時間後に飛行機は最寄りのアン カレッジ空港に無事着陸しました、乗客は空港近くのホテ ルに宿泊し、翌日にはアンカレッジからシアトルに戻った 後、再びシアトルから日本へ出発したのです。

また,10年ほど前の東日本大震災の当日,家内はシカ ゴから成田直行便に乗っていたのですが,成田到着1時間 前に地震が発生し,飛行機は急遽アンカレッジに戻ったの です.当時,日本だけでなく米国でも大混乱が起こってい ました.そのため米国の電話会社は,米国から日本への国 際電話をすべて無料にしたのです.数日後には,家内は無



写真27 アンカレッジの街と遠方のアラスカの山岳(ホテル客室からの眺望)

事日本訪問することができました.そこでアンカレッジ (写真27)については若干の知識がありましたが,アラス カについては今回が初めてでした.

アラスカでは色々なアクティビティを楽しむことができ ますが、釣りに関しては豪快なサーモン・フィッシングが シアトルの街の中心付近にある鉄道駅の北側のシップ・ク リーク(写真28)という支流の約200メートルの狭い場 所で楽しむことができます.ここではいつも数十人の釣師 が糸を垂れています.川岸からは沢山の濃い魚影を認める ことができるのには感激です.ここで釣師たちを眺めてい ると、次々に大きなサーモンを釣り上げるのはとても驚き ます.この場所は先住民の住んでいた時代から、クック入 り江から遡上してくるサーモンを捉える絶好の場所だった そうです.アラスカで金が発見されたゴールドラッシュの 時代にも、多数の方が川岸にテントを張ってサーモンを捕 獲していたそうです.

アラスカの雄大な自然で世界一のものは氷河です.そこ でアラスカは氷河王国とも呼ばれています.山岳地帯に 降った雪が積もりその重量から氷となったのが氷河です が、この氷河の位置は毎年ゆっくりと移動しています.ア ンカレッジの近くのプリンス・ウィリアム湾には多数の氷 河(写真29,30,31)が流れ込んでいます.これの見学に はアンカレッジからの日帰りツアーを利用するのが便利で す.ツアーによっては26の氷河を見学できるものもあり ます.ツアーの船は氷河から10km以内には近寄らないそ うですので危険はないそうですが、巨大な氷片が海に落ち ると船は僅かに揺れるそうです.

一方, 自動車で近づくことのできる氷河でアラスカ最大



写真28 (A)サーモンを釣る絶好の釣場所に集まる釣り人達

(B)釣れた魚



写真29 プリンス・ウィリアム湾に流れ込む二つの氷河(ツアーで訪れる26の氷河の二つ)

#### 医学物理 第42卷 第3号

# 

の氷河はマタヌスカ氷河(写真32)で、アンカレッジから車で2時間ほどの距離です.拡大図(写真33)では氷河の近くにいる3人の観光客の大きさから氷河の巨大さがわかると思います.この氷河の末端部の位置は、最近400年

ほどの間には変化していないそうですが、18000年前には パーマーという町まで伸びていたそうです.

アラスカ訪問中に、氷河時代からの生き残りのジャコウ ウシ(写真34)を放牧している世界でも珍しい牧場があ



写真30 コロンビア大氷河:長さ55km,幅約5km,氷の最も厚い部分915m,海に流れ込む部分の高さは海面から76m,クルーズ船は 氷河から10kmの地点まで接近(写真中央下)



写真31 コロンビア大氷河の一部の拡大図(高さ海面から76m)

ることを知り訪問しました.ジャコウウシは極寒の気候で は元気ですが、夏にはぐったりとして全く元気をなくしま す.ジャコウウシを馬や牛のように人間になれた家畜に育 てるには50年かかるそうです.これはとても長い年月の ように思えますが、もし可能ならば、人間にとって有益な 動物になると思えます.特に、ここでとれるキヴィゥトと 呼ばれる毛糸はエスキモーたちによって紡ぎだされてお り、その温かさは羊毛の8倍と言われています.牧場内で



写真32 マタヌスカ氷河:長さ39km,幅平均3.2km,末端部の幅6.4km



写真33 マタヌスカ氷河拡大図:右下に3人の観光客

はマフラーや手袋,帽子などは高価ですが購入できます. そこで我々はアラスカ訪問以来この牧場を寄付支援することにしました.米国ではこのような非営利団体への寄付は 所得税控除になり,全米の平均寄付支援額は各個人の年間総所得の約2%になります.アラスカで最も人気のある観光地の一つはデナリ国立公園です.ここには以前マッキン



写真34 氷河時代からの生き残りジャコウウシ:ムスクオックス・ファームで飼育



写真35 アラスカ山岳地帯に10万以上あるとされる氷河群 (アンカレッジからシカゴに帰宅途中航空機から撮影)

レーと呼ばれた(現在デナリと名称変更)北米で一番高い 標高6,190mの山があります.アンカレッジから車で5時 間の距離ですが,我々の訪問した時には雲がかかっていた ため雄大な姿の写真を撮ることができませんでした.しか し我々の1週間前に訪問した観光客夫妻は「晴天だったの で飛行機による遊覧飛行は生涯最高の景色だった.飛行機 代金の価値はあった」と言っていました.

アンカレッジからシカゴへの帰還は夜の飛行機でしたの で、アラスカ内陸の山岳の様子ははっきり認識できません でした.しかし、次から次へと山岳が雪と氷で覆われてい る様子(写真35)はわかりました.アラスカには10万も の氷河があると言われていますが、その総面積は州面積の 約3%に相当し、アラスカ州に存在する淡水の4分の3は 氷河に蓄えられているそうです、アラスカの面積は全米

#### シカゴ通信・バックナンバー

- 1. 世界の高層建築―パナマシティ,香港,ドバイ―. 医学物 理41:68-72,2021
- 高層建築のない世界―バルト3国、コスタリカ、アイルランド、ペルーの古代インカ、古代エジプトー. 医学物理41: 166-176,2021
- 3. 世界の島国―ニュージーランド,インドネシア,タヒチ, バルカン半島諸国―. 医学物理41:201-213,2021
- 4. 世界に誇れるスイスの素晴らしい山岳. 医学物理42:55-62, 2022
- 5. 民主主義の歴史を持つギリシャと神秘的なインド. 医学物 理42:110-120,2022
- ベトナム,カンボジア,ポーランド,アラスカ. 医学物理 42:182-199,2022

50州のうち第1位で,第2位のテキサス州の面積の2.5倍 で,日本の約4倍です.しかし人口はたったの70万人で す."アラスカは1年中寒い"というイメージがあります が,夏には30度を超える日もあるそうです.特にアンカ レッジを含む中南部沿岸や西南部は比較的温暖な気候で知 られています.シカゴの医学物理師でアンカレッジに転職 した友人のトニーは,「アンカレッジは冬でも年によって はシカゴよりも温暖だった」と言っていました.アラスカ 訪問の教訓は「実際に行ってみないとわからない」という ことと,観光案内の本によれば「まだまだたくさんの興味 ある事実を経験してみたい最後のフロンティア」だと感じ ています.是非,今後多くの方がアラスカを訪問すること を期待しています.

(2022年8月12日記 土井邦雄\*)

土井邦雄<sup>1,2</sup>

²群馬県立県民健康科学大学

<sup>1</sup>シカゴ大学

Kunio Doi<sup>1, 2</sup>

<sup>&</sup>lt;sup>1</sup> The University of Chicago

<sup>&</sup>lt;sup>2</sup> Gunma Prefectural College of Health Sciences

<sup>\*</sup>E-mail: k-doi@uchicago.edu

Ś	~~~~~~~~~~~~~~~~~~~~~~~~~~~~~~~~~~~~~~
	コロナ禍の完全収束が見えず暗いニュースが多いなか,私の好きな野球では今年も明るいニュースで満 ち溢れております.海を渡ったアメリカでの侍 JAPAN 勢の活躍,国内では夏の甲子園において東北勢の 初優勝,プロ野球でも沢山の記録が生まれております.本誌におきましても,皆さまがワクワクするよう な情報をお届けできるよう精進いたしますので,引き続きご指導,ご協力をいただけましたら幸いです. 本号(医学物理 Vol. 42, No. 3)の発刊にあたり,ご多忙のなか,ご執筆いただいた著者の先生方に深 く感謝いたします.本号では資料,IAEA/RCA RAS6087 プロジェクトの解説と参加報告,教育委員会 企画の解説,施設紹介,コラムと,盛り沢山の内容となっております.なかでも私事ですが,防護委員 として編集を担当させていただいた防護委員会企画「医学物理分野に必要な中性子の基礎知識」が無事 完結いたしました.企画の前半となる前号(2号)では中性子の物理的・生物的な基礎特性の解説がま とめられており,その上で本号では光子線治療・陽子線治療・BNCTの臨床現場における中性子に関し てまとめられております.前号と合わせて,中性子被ばくの基礎から臨床までを系統的に学ぶことがで きると思いますので,ぜひご活用をいただけましたら幸いに存じます.今後も会員の皆さまの研究・臨床・ 教育のお役に立てるような防護委員会企画を検討してまいりますので,楽しみにしていてください. (編集委員 森祐太郎)
	このたび, 蓑原伸一先生, 山本 徹先生, 兼松伸幸先生, 磯辺智範先生, 境 麻未先生が編集委員会 からご退任されました. 誌面をお借りして, これまでのご尽力に心から感謝申し上げます. とくに, 蓑 原先生は, 2006年に村山秀雄先生から引き継ぎ, 2014年に榮先生へバトンタッチするまで編集委員長を 務められました. その間, RPT誌の発行を受けて和文解説記事を中心とする本誌の再位置づけがなされ, また, J-STAGE電子版が導入されました. 今日の医学物理誌の姿は蓑原先生の時代に確立されたといっ ても過言ではございません. なお, 誌面の都合上, ご退任されるすべての先生について詳しく記す場が ないことをお詫び申し上げます. 編集委員会メンバーは一旦少なくなりましたが, 会員サービスという 視点も忘れずに, 本誌の将来を検討してまいりたいと存じます. (編集委員長 長谷川智之)

### Japanese Journal of Medical Physics Editorial Board

Japanese Journal of Medical Thysics		즈	<u> </u>	120	垤	
Editorial Board	編集委員長					
T. Hasegawa (Chief)	長谷川智之	(北	〔里大学)			
Y. Anetai	編集委員					
F. Araki	姉帯 優介	(関	]西医科:	大学)		
R. Kohno	荒木不次男					
T. Sakae	河野 良介	(国	際医療神	冨祉大学	学)	
S. Sato	榮 武二	(筑	〔波大学)			
S. Sugimoto	佐藤 清香	(エ	レクタ)			
Y. Takahashi	杉本 聡	_ (順	天堂大学	学)		
A. Nohtomi	高橋 豊	(医	薬品医療	療機器維	総合機構	事)
M. Hashimoto	納冨 昭弘	. (九	」州大学)			
T. Fujisaki	橋本 成世	(北	〔里大学)			
T. Magome	藤崎 達也	(茨	〒城県立[	医療大学	学)	
N. Matsufuji	馬込 大貴	(駒	』澤大学)			
Y. Mori	松藤 成弘	(量	<b> </b> 子科学	支術研究	究開発機	(構)
T. Yamada	森 祐太郎	(拚	〔波大学)			
H. Watabe	山田 崇裕	(近	<b>i</b> 畿大学)			
	渡部 浩司	(東	〔北大学)			
					•7	
JSMP Secretariat:	公益社団法人日	本医	字物理	<b>孝会事</b> 才	务局:	
c/o International Academic Publishing, Co., Ltd., 358–5	〒162-0801 県	、兄者	郭新佰区	田吹町	358-5	
Yamabukicho, Shinjuku-ku, Tokyo 162–0801, Japan	(称)国際文献社	İ内				
TEL: 03–6824–9384 FAX: 03–5227–8631	TEL: 03–6824–9	384	FAX:	03–522	27-8631	
ISMP Editorial Office	公益社団法人日	太医	学物理	<b>芝</b> 会編1	毛重務局	1:
c/o International Academic Publishing Co. I td. 332-6	〒162_0801 庫	i 古才	<b>新安区</b>	山吹町	~~~~~~~~~~~~~~~~~~~~~~~~~~~~~~~~~~~~~~	
Yamabuki-cho, Shiniuku-ku, Tokyo 162–0801, Japan	(株) 国際文献社	古内		Щ.970-3	552 0	
TFL: 03-6824-9363 FAX: 03-5206-5332	TEL: 03-6824-9	363	FAX.	03-520	6-5332	
1111. 05 0021 7505 11111. 05 5200 5552	122.00 0024 )	505	11111.	05 520		
ISSN: 1345–5354	ISSN: 1345-535	4				

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.

### 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.

学

医

物

理

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.

	_ 替 目	もない	> 믑	幺	
	只	シリ レ		Ч	
エレクタ	株式会	会社	東洋メ	ディッ	ック株式会社
株式会社	応用打	支 研	長瀬ラ	ンダワ	ウア株式会社
加速器エンジニア	リング株式	式会社	ユーロメ	ディラ	テック株式会社
住友重機械工	業株式	会 社	公益社団注	去人 日	日本生体医工学会
株式会社千代	田テク	ノル	RTQM	シス	テム株式会社
株式会社通商	産業研	究 社			

### Japanese Journal of Medical Physics

### 目 次

#### 資 料

	2020年医学物理士就労状況アンケート報告	
	遠山尚紀,岡本裕之,黒岡将彦,木藤哲史,株木重人,	
	古徳純一,福士政広,大野達也,唐澤久美子	123
〈連載	;:放射線防護委員会企画〉	
解		
	協床現場における甲性子:BNCT 田山洪基	1/13
	山中福季 ー 中 相 子 の 基 礎 知識 : 高 ェ ネ ル ギ ー 米 子 線 治 春 に 伴 ら 中 帖 子 の 発 生	143
		149
	中性子の基礎知識:粒子線治療に伴う中性子の発生	1.7
	松本真之介,森 祐太郎	156
〈連載		
解		
	福島第一原子力発電所事故後の環境中における	
	放射性セシウム濃度に関する研究[第4部]	
	清水秀雄,井上一雅, 寉岡 大, 高畠 賢, 福士政広	164
解	説	
	IAEA/RCA RAS6087 プロジェクト "Enhancing Medical Physics Services in Developing	
	Standards, Education and Training through Regional Cooperation (RCA)"の紹介	
	福田茂一	170
参加载		
	RAS6087フロジェクト参加報告	1.50
	石原住知·····	173
施設維	招介	
	群馬県立県民健康科学大学大学院診療放射線学研究科の紹介	
	下瀨川正幸,佐々木浩二,高田健太,原 孝光,	1.5.4
	杉野雅入,川村 祏,丸山 星,津野隼入	176
連載:	コラム:シカゴ通信	
	ベトナム、カンボジア、ポーランド、アラスカ	
	土井邦雄	182
妇生。		200
瀰朱1	友記 · · · · · · · · · · · · · · · · · · ·	200

#### 【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.

医学物理 第42巻 第3号

令和 4 年 9 月 30 日発行 公益社団法人 日本医学物理学会 東京都新宿区山吹町358-5 (株)国際文献社内 平成 2 年 6 月 11 日第 4 種郵便物認可

定価 2,000円