<text>

RPT土井委員長巻頭言 教育委員会企画連載中 RPTレビュー論文紹介リニューアル



日本医学物理学会機関誌

目	次
---	---

巻 頭 言

-	土井邦雄
- 肝究論	文
Ĩ	/irtual Realityを用いたAndroid/iOS端末対応型放射線治療擬似体験 アプリケーションの開発
,	針生将嗣,畑中星吾,近藤修一,新保宗史,齊藤美音, 後藤 俊,惣田梨加奈,山野貴史,西村敬一郎,髙橋健夫 ······
_ 連載: 平	:教育委員会企画〉 説
	重粒子線治療装置HIMACの建設とそのもたらしたもの―医学物理学の観点から― 第3部.スキャニング照射の開発と新治療棟の建設(2006~)
_	遠藤真広
連載	:RPT誌特集〉 介
瞐 灰	最近のRPT誌レビュー論文から:深層学習による画像変換の医用画像処理への 応用概観―ノイズ除去,超解像,モダリティー変換,再構成を中心に―
E E	一般沿静雄, 本田智士
_ 	
て会用 登	推報告 第118回日本医学物理学会学術大会報告
	久米 恭, 佐々木誠
- 	介
耳	泰田医科大学大学院保健学研究科医用放射線科学領域医学物理学分野の紹介 林 直樹,安井啓祐,齊藤泰紀,浅田恭生
扁集後	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
	る次の団体から計話を受けて下さい. 〒 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.
	- haaaaaaaaaaaaaaaaaaaaaaaaaaaaaaaaaaaa

CONTENTS

PKE	FATORY NOTE
	How Can We Protect Democracy?
	Kunio Doi, PhD·····
ORI	GINAL CONTRIBUTION
	Feasibility Study for the Development of an Application for Simulated Virtual
	Reality Radiation Therapy Experiences Using Android and iOS Devices
	Masatsugu HARIU, Shogo HATANAKA, Shuichi KONDO, Munefumi SHIMBO,
	Mio Saito, Shun Goto, Rikana Soda, Takafumi Yamano,
	Keiichiro Nishimura, Takeo Takahashi
〈Spe REV	cial Issue Series: Educational Committee>
	Construction of Heavy Ion Accelerator in Chiba (HIMAC) and Its Consequences —From Medical Physics Viewpoint: Part 3 Development of Scanning Irradiation
	and Construction of New Facility (2006–)
	Masahiro Endo
ART	ICLE REVIEWS Recent Review Article in Radiological Physics and Technology: Overview of image-to-image translation by use of deep neural networks: Denoising, super- resolution, modality conversion, and reconstruction in medical imaging Shizuo KAJI, Satoshi KIDA Recent Review Article in Radiological Physics and Technology: AI-based computer-aided diagnosis (AI-CAD): The latest review to read first Hiroshi FUJITA
REP	ORT OF JSMP MEETING
	Report of the 118th Scientific Meeting of the Japan Society of Medical Physics
	Kyo Kume, Makoto Sasaki
	RODUCTION OF RESEARCH FACILITY
INTE	
INTF	Introduction of Medical Physics Education Course in Fujita Health University



民主主義をどうやって守るのか?



RPT 誌編集委員長 土井邦雄 シカゴ大学・群馬県立県民健康科学大学

日本医学物理学会(JSMP)と日本放射線技術学会(JSRT) は2008年1月に英語論文学会誌Radiological Physics and Technology (RPT)を共同刊行しました.当時両学会には 英文学会誌がなく学会員の国際的活動を広め、また外国の 研究者に日本国内の研究を知ってもらうために自分達の努 力による英語論文学会誌の出版には大きな期待が込められ ていました.今まで13年間に多数の論文を掲載しRPT誌 は成長してきたと思います.しかし学会誌の国際的指標 (Impact Factor, IF)を取得することはまだできていませ ん.IFの獲得には掲載論文が他の研究者によって多数回 引用されることが必要です.そのためには優れた論文を多 数掲載することと、RPT誌掲載論文の両学会員による多 数の引用が要求されます.できるだけ早くIFの獲得が期 待されます.

RPT誌の副編集委員長は、当時JSMPから遠藤真広先 生,村山秀雄先生,JSRTから荒木不次男先生,桂川茂彦 先生, 真田茂先生, 小寺吉衛先生, そして私が編集委員長 を拝命しました. 最初の副編集委員長会議は, 両学会の担 当理事を含めて2007年に東京駅八重洲口付近の瀟洒な洋 食店の個室で開かれました.この会議の冒頭に.私は 「RPT誌の編集には公平で民主主義に基づく方針を用い る」と皆さんにお話しました. この方針は現在も変わって いません.私は1969年にシカゴ大学の研究員として渡米 して以来, 医用画像の物理的画質に関する研究やコン ピュータ支援診断手法の開発などに従事していました. そ の間、シカゴ大学医学物理学科での大学院生の教育や研究 指導, 米国医学物理学会(AAPM), 北米医学放射線学会 (RSNA)や国際放射線単位測定委員会(ICRU)での活動, 米国国立衛生研究所(NIH)でのグラント審査などに関係し ていました. このような活動の会議などでは,「民主的に 考えれば…」とか「民主主義に基づけば…」という表現を たまに聞くことがあります. そのようなコメントを聞く と,研究や教育に関していても「民主主義が生きている, あるいは民主主義が我々の仕事の根幹をなしている」と気 が付きます. そのような気持ちがあったので,最初の副編 集長会議での「RPT誌の編集には民主主義に基づく」と の表現になったのだと思います.

現在,世界の多くの先進国は,米国,欧州,日本を含め て自由な民主主義に基づく国家です.しかし,民主主義と は異なるロシアや中国などの自由のない独裁国家も多数存 在します.民主主義だった国家が徐々に自由を制限する独 裁国に変化しつつある場合もあります.研究や学問の世界 では,民主主義国家と独裁国を区別せずに,更に個人の政 治的主義主張によって差別することなく進歩・発展を続け ていると思います.多分,今後もそのような傾向は継続す ることが期待されます.しかし,そうなるでしょうか? 私は,若干心配なしでは済まない感じがしています.その 理由は以下のような状況だからです.

米国の大統領は、現在ドナルド・トランプで、11月3日 の次期大統領選挙の終盤戦です.トランプは、今までの米 国大統領とは全く異なる人間です.不動産業者の時代か ら、平気で嘘をつき、相手を傷つけるための攻撃には事実 と異なる偽工作をでっち上げ何度も何度もウソを繰り返し ています.従来、米国大統領は米国だけでなく世界の指導 者と考えられていましたが、トランプは世界の指導者の中 ではプーチンや習近平よりも信頼できない指導者と評価さ れ、従来の米国大統領の姿はありません.

米国大統領は政治だけでなくモラルの指導者と考えられ ていました.しかしトランプはモラルに反する「大統領と してやってはいけない」ことを次々に実行しています.外 国から金品を受け取り私腹を肥やすだけでなく,犯罪者と なった自分の仲間を恩赦したり,検事や司法担当者を首に して犯罪捜査を妨害しています.「正義感の強いキャリア 組」と呼ばれる政府高官はトランプの不正や腐敗に抗議し て多数辞職しています.肉処理工場に対する米国疾病対策 センター(CDC)の勧告はトランプの仲間が「無意味な内 容」に書き換えたことが発覚しています.トランプの周囲 は選挙違反や司法妨害などの犯罪者で囲まれており, 2016年の選挙でのロシアの干渉とトランプの関係は未だ に明確な結論は出ていません.巨額の脱税事件や外国から の巨額の借金源も疑われています.トランプは自分の仲間 の規則と他人の規則は違うことを実行して独裁者のように 振舞っています.外務省,財務省,国防省,厚生省などの 監察官(Inspector General)は、各省での不正を監視する 重要な役目ですが、トランプは自分勝手に各省を支配する ため全て首にしています.

次の選挙では「自分が当選する以外はインチキ投票なの で選挙結果に従わない,大統領職を継続する」と宣言して います.そこでトランプは独裁者になり米国を独裁国にす るつもりです.これを阻止して民主主義を守るにはどうす ればよいでしょうか? しかし民主主義の国が容易に独裁 国に代わるでしょうか? 米国国家安全保障会議の特別補 佐官によると、「世界の独裁者達は直ぐには気が付かない ようなずる賢い規則などを考案し、徐々に独裁体制に移行 させる」のだそうです.また、「選挙結果を捏造し国民を ごまかすのは常套手段」のようです.

米国では,現在トランプによる独裁化を押えるのは「選 挙での国民による圧倒的な意思表示が必要」と考えられて います.しかし圧倒的な結果がでない場合には,選挙結果 が数日間あるいは数週間も明確でない場合が起こりえま す.その場合にはトランプは色々な手段で選挙無効を宣言 する可能性があります.この記事が掲載される頃には選挙 は終了していますが,来年1月20日の大統領就任式まで は予断を許さない状態が続く可能性があります.

(2020年10月26日記)

研究論文

Virtual Realityを用いたAndroid/iOS端末対応型放射線治療擬似体験 アプリケーションの開発

針生将嗣,畑中星吾*,近藤修一,新保宗史,齊藤美音,後藤 俊, 惣田梨加奈,山野貴史,西村敬一郎,高橋健夫 ^{埼玉医科大学総合医療センター}

Feasibility Study for the Development of an Application for Simulated Virtual Reality Radiation Therapy Experiences Using Android and iOS Devices

Masatsugu HARIU, Shogo HATANAKA^{*}, Shuichi KONDO, Munefumi SHIMBO, Mio SAITO, Shun GOTO, Rikana SODA, Takafumi YAMANO, Keiichiro NISHIMURA, Takeo TAKAHASHI Department of Radiation Oncology, Saitama Medical Center, Saitama Medical University

(Received June 18, 2020; Accepted August 12, 2020)

Using virtual reality (VR) technology such as head-mounted displays, users can be immersed in a virtual world and perceive it as reality. In radiation therapy departments, pretreatment patients and students rarely observe treatment rooms and treatment devices, making it difficult to understand the overall flow of radiation therapy. In this study, to facilitate the understanding and teaching of radiation therapy, we suggest the implementation of VR technology and develop software compatible with VR to enable a pertinent comprehension of radiation therapy. With versatility and accessibility in mind, the software is developed as an application for Android and iOS devices.

Omnidirectional movies in treatment rooms were acquired from both the patient view and a third-person view using an omnidirectional camera. The Android/iOS devices used were AQUOS R (SHARP), iPhone 7 Plus (Apple), and iPad air (Apple). The software was developed using Unity 2018.4.7f (Unity Technologies). The main components of the software were as follows: (i) a home window featuring a user interface with which people can access arbitrarily rooms by tapping on floor maps or a list of treatment rooms, (ii) a snapshot mode providing 2D images of a treatment room as a slide show, and (iii) a movie mode displaying omnidirectional movies from the patient view or a third-person view. The virtual radiation therapy experience was executed by attaching the Android/iOS devices to 3D VR goggles (SAMONIC).

The main components of the application operated in good conjunction on the Android/iOS devices, and live viewing in the virtual world ran smoothly with the VR technology. However, there were resolution limitations due to the specs of the camera and the devices. It will therefore be necessary to adjust the resolution and the frame rate according to the performance of the relevant devices. The application is instructive for both patients and students because the virtual radiation therapy experience is immersive when using the VR technology. In addition, the developed software can transfer data in a single package and has the ability to substitute images and omnidirectional movies with those appropriate for diagnostic radiology and nuclear medicine departments. Therefore, the developed application is highly versatile.

Keywords: virtual reality, radiation therapy, omnidirectional camera, smartphone

1. はじめに

放射線治療領域において,治療前の患者が治療施設や治療装置を観察する機会はまれであるため,口頭説明から実際の放射線治療の場景を想見し,詳細に理解することは難しい.患者が想像する治療と実際の乖離は,不安や緊張につながると考えられる.それらを緩和する方法として,事前見学などの手段はあるが,照射業務により装置は終日利用されるため,十分な時間を設けられないことやスタッフの負担増加が課題として挙げられる.パソコンやタブレットに保存された画像や動画を事前に見せることで理解を深

める方法もあるが,患者視点での治療の流れや実際に装置 が目の前を通過する際の圧迫感などを体験するには不十分 と考えられる.

より現実に近い放射線治療を体験する方法として、Virtual Reality(VR)の利用が考えられる.VRは、ヘッドマ ウントディスプレイなどを頭部に装着し、両眼を覆うこと によってコンピュータ上の仮想世界を現実世界として没入 的に知覚させる技術である.医療におけるVR利用例とし て、内視鏡ロボット手術などのシミュレーショントレーニ ング¹¹、健肢動作を幻肢動作として錯覚させる鏡治療によ る幻肢痛緩和²¹、小児歯科治療における視覚・聴覚情報を

^{*} 埼玉医科大学総合医療センター放射線腫瘍科 [〒350-8550 埼玉県川越市鴨田 1981] Saitama Medical Center, Saitama Medical University, 1981 Kamoda, Kawagoe-shi, Saitama 350-8550, Japan E-mail: hatasho@saitama-med.ac.jp

VRで遮蔽することによる痛覚緩和³⁾,統合失調症患者を 対象とした生活技能訓練⁴⁾ や学生を対象とした幻聴擬似体 験による疾患学習⁵⁾ などがあり,その有用性が報告されて いる.したがって,放射線治療の疑似体験にもVRは有用 と考えられるが,VRを活用した放射線治療説明用ソフト ウェアの開発利用に関する報告はない.

そこで本研究では、患者の治療に伴う不安や緊張を緩和 するために、VR技術の導入を提案し、放射線治療擬似体 験を可能としたソフトウェアを開発することを目的とし た.これにより、場所を選ばず仮想的に主観/俯瞰視点か らの治療室および装置の観察が可能となる.またソフト ウェアは、高い汎用性を実現するため、一般的に普及され ているスマートフォンやタブレットでの利用を考慮した AndroidおよびiOS端末対応型アプリケーションとして開 発した.さらに、本ソフトウェアは患者の立場を疑似体験 することで放射線治療に対する多角的な学習が行えるな ど、学生教育への利用も期待できる.

2. 方 法

2.1 使用機器,動画撮影条件および開発環境

開発アプリケーションの動作確認には、Android端末と してスマートフォンAQUOS R (SHARP), iOS端末とし てスマートフォン iPhone 7 Plus (Apple) およびタブレッ ト iPad air (Apple) を用いた. VR 実行時には、Fig. 1(a) に示すようにスマートフォンを 3D VR ゴーグル (SAMON-IC) に装着した. 静画の撮影には、iPad air 内蔵のiSight



Fig. 1 (a) A smart phone combined with 3D VR goggles to experience radiation therapy in virtual reality and (b) an omnidirectional camera used to acquire omnidirectional movies

カメラ (800万画素)を使用した. VR表示に対応した全 方位動画の撮影にはFig. 1(b)に示す全方位カメラOmni Shot (Elecom)を用いた. このカメラは撮影画角190°の超 広角レンズを二つ搭載しており,4K (解像度3,840× 1,920),フレームレート30 fpsで空間(全球方向)の動画 が一度に撮影可能である.

本研究では、前立腺に対する強度変調放射線治療(Intensity Modulated Radiation Therapy; IMRT)を想定し、 患者視点および俯瞰視点からみたリニアックTrueBeam (Varian)の駆動の様子を全方位カメラで撮影した. Fig. 2 にその概略図を示す.患者視点の全方位動画は、Fig. 2 (a) のように模擬患者頭頂部に全方位カメラを設置して取得し た.全方位カメラのレンズの下にあたる本体部分は、動画 内に含まれないように補正が施される.よってカメラの設 置は、動画内の情報欠損の影響が少なくなるように、本体 を寝台側にして撮影を行った.またFig. 2 (b)に示すよう に治療室の端に同カメラを設置して俯瞰視点の全方位動画 を取得した.その後、動画編集ソフト PowerDirector18 (CyberLink)を用いて、主観視点および俯瞰視点の全方位 動画の再生時間およびガントリ駆動のタイミングが同期す るように編集した.

ゲーム開発エンジンUnity 2018.4.7f (Unity Technologies)に全方位動画を取り込み、ソフトウェア開発を実施 した.Unityは、二次元あるいは三次元の仮想空間上に、 各種オブジェクト(三次元モデル、動画、静画、端末出力 用カメラなど)を配置し、GUIベースでゲーム開発が可 能なソフトウェアである⁶⁰.また、Unity独自の名前空間 を利用してコーディングしたC#スクリプトを各オブジェ クトに関連付けることで、オブジェクトごとの入出力の設 定が可能となっている.名前空間にはAndroid/iOS端末や VRに関するクラスが含まれているため、本研究のソフト ウェア開発に適している⁷⁰.ソフトウェアのビルド環境と して、Android 端末に対してはVisual Studio 2017 15.9 (Microsoft)、またiOS端末に対してはXcode 11.2 (Apple) をそれぞれ用いた.



Fig. 2 Schematic diagram detailing the filming of omnidirectional movies of the linac gantry rotation, with the perspective of (a) a patient's view and (b) a third person view



Fig. 3 Conceptual diagram of the software configuration. The arrows point to the floor map or rooms that displayed on the screen by tap operation

2.2 開発ソフトウェアの構成

Fig. 3に放射線治療説明用ソフトウェアの構成の概念図 を示す.開発ソフトウェアにおける表示画面の主な構成 は,(1)フロアマップから各部屋への画アクセスが可能な ホーム画面,(2)全方位動画によって治療室を表示する画 面,(3)治療計画CT室,リモートアフターローディング (RALS)室および受付待合治療室を静画スライドとして表 示する画面の三種類とした.リニアックが配備された治療 室1および2は,終日の照射業務により見学が困難なため, 仮想的に治療室内を主観視点および俯瞰視点から観察可能 な全方位動画表示を採用した.また,治療時の場景を患者 視点から詳細に把握できるようにVRによる放射線治療擬 似体験への表示切替機能を追加した.一方,CT室,RALS 室および受付待合は,事前見学が可能なため,説明には静 画のスライドショーを採用し,動画の過分な利用によるソ フトウェア容量の増加を防ぐようにした.

Fig. 4に,静画スライド表示画面および全方位動画表示 画面のレイアウトの概観をそれぞれ示す.フロアマップや ボタンなどのオブジェクトは事前にPowerPoint 16.33 (Microsoft)で作成し,Unityにオブジェクトとして登録し た.Fig. 4(a)の静画スライド表示のレイアウトでは,スラ イド切替ボタンを左右に配置し,静画を順に表示させるス クリプトと関連付けした.Fig. 4(b)の全方位動画表示のレ イアウトでは,再生/停止ボタン,シークバー,VR切替ボ タンなどに対応したスクリプトをそれぞれ作成し入出力の 設定をした.全方位動画の描出は,仮想空間の背景として 全方位動画をテクスチャ設定するUnityの機能を活用し た.スワイプ操作による仮想空間内の視点設定では,端末 上でスワイプした際の位置座標と仮想空間の回転座標を同 期させるスクリプトを作成することにより,仮想空間内の 視点移動を可能にした.VR表示設定では,Unityの名前 空間UnityEngine.VRのVRSettingsクラスを利用したス クリプトを作成し,VR切替ボタンと関連付けた⁷⁾.VR起 動時は,実際の視覚情報に近付けるため,ボタンなどのレ イアウトはすべて非表示設定にした.また,VR画面を タップすることにより全方位動画表示画面に戻る設定とし た.

作成したソフトウェアはアプリケーションとして構築 後,動作の評価として,各種ボタンの入出力の確認および 端末のリフレッシュレート60Hzに対するスワイプ操作時 やVR利用時のフレームレートを調査した.また,アプリ ケーションを一連の流れで使用した際の時間やVRの利用 時間を調査した.

3. 結 果

開発した放射線治療説明用アプリケーションの(1)ホーム画面,(2)全方位動画表示画面(治療室2主観視点),(3) 静画スライドショー表示画面(RALS室)の外観をFig.5 に示す.(1)ホーム画面では、フロアマップ上の各部屋を タップすることにより,対応した部屋の全方位動画や静画 スライドショーが正常表示されることが確認された.また 「MENU」ボタンから,ホーム画面に戻ることが確認され た.次に,(2)全方位動画表示画面の一例として,Fig.6 に(a)主観視点および(b)俯瞰視点の治療室2の場景を示 す.4K解像度/30 fpsで取得された全方位動画は、大きな 歪みなどはなく、ガントリ駆動の描出は滑らかであった. またスワイプ操作により,仮想空間内全体が正常に表示さ れることが確認された.アプリケーションのフレームレー



Fig. 4 Overview of window's layouts for (a) 2D images and (b) omnidirectional movies



Fig. 5 The appearance of the application screen with (1) the home window, (2) the omnidirectional windows, the VR window and (3) the windows for the slideshow



Fig. 6 The omnidirectional windows of treatment room 2, displayed from (a) a patient's view and (b) a third person view. These perspectives can be dynamically moved through swiping the screen in the intended direction

トは、携帯端末のリフレッシュレート60Hzに対して55 fpsから60 fps程度であり、スワイプ操作などによる過負 荷は確認されなかった.シークバーによる再生時間の調整 なども正常に機能することが確認された.治療室2の患者 視点をVR表示した画面をFig.7に示す.仰臥位でVRを 起動したところ、仮想世界では天井(ガントリ角度0度の リニアック)が視野内に表示された.また顔の向きや角度 の変化に対して仮想世界内の視界が追従し、スマートフォ ンのジャイロセンサーと仮想世界の回転座標系が正常に同 期していることが確認された.VRにおける視点移動時の フレームレートは55 fpsから60 fps程度であった.また映 像遅延 (motion-to-photon latency) などの異常はなく,動 画のリニアック駆動は滑らかであった.一方,カメラから 遠い距離にあるモニタ上の文字は端末の解像限界により一 部不明瞭となることが確認された.Fig.5の(3)に示す静 画のスライドショー表示画面では、スクリプトに登録した



Fig. 7 $\,$ The VR window synchronized with the gyro sensor mounted on the smartphone $\,$

静画が「次/戻」ボタンによって順に表示されることが確 認された.

ソフトウェアの利用時間は,静画スライド画面が各部屋 で60秒程度,全方位動画は主観視点および俯瞰視点でそ れぞれ90秒程度であり,全体の利用時間は約6分から7分 程度であった.VR利用時は,ゴーグルの脱着時間も含め て3分程度(うち動画再生時間90秒)であった.アプリ ケーション容量は約800 MBであった.

4. 考 察

開発した放射線治療説明用アプリケーションの各表示画 面は, Android 端末および iOS 端末において正常に動作す ることが確認された.また、タップやスワイプなどの直感 的な操作で放射線腫瘍科の各部屋および装置の観察が可能 になった. さらに、軽量かつコードレスなVRによる放射 線治療擬似体験が可能になった.一方,本研究で使用した 全方位カメラおよび携帯情報端末では、VR 画面において 小さな文字情報が不明瞭となることが確認された。高解像 度なカメラや端末の利用により改善は望まれるが、端末へ 過負荷が考えられる.動作確認では利用について特に不便 を感じなかったが、有用性向上のため、患者や学生を対象 に今後アンケート調査(アプリケーション利用前/後にお ける放射線治療への理解度,不安や緊張の変化,操作性や 視認性など)を実施する予定である.またアンケート結果 をもとに、患者、学生および医療従事者の要望に合わせた ソフトウェアのアップデートする予定である.

VRにおいて、視点移動に対する映像遅延などは、眼精 疲労、頭痛、吐き気などのVR酔いを引き起こす可能性が ある⁸⁾. VR酔い低減のために推奨されるフレームレート は90 fps以上であるが、本研究の全方位動画およびソフト ウェアのフレームレートはそれぞれ 30 fps および 60 fps 程度であり、推奨値に対して低かった.しかし、放射線治 療擬似体験において、リニアックの駆動速度は比較的遅 く、また激しい体動や視点移動は伴わない.さらに、VR 動画の再生時間は90秒程度と短いため、本ソフトウェア ではフレームレートの低さが原因でVR酔いが生じる可能 性は低いと考えられる.したがって、現状のフレームレー トを維持し、過分な負荷や映像遅延を防ぐことが端末およ び利用者に有益と考えられる.今後より高解像度、高フ レームレートが必要となった場合には、Igroup Presence Questionnaire (IPQ)や Simulator Sickness Questionnaire (SSQ)によるVRの臨場感およびVR酔いによる不快 感などに関する調査⁸⁾を実施し、端末性能とソフトウェア の設定のバランス調整が必要と考えられる.

開発ソフトウェアでは、ドラッグアンドドロップで簡易 的に図や動画の差し替えが可能である.よって核医学検査 科など他の診療科の検査および装置説明アプリケーション としての適用が期待できる.また、全方位動画を医療従事 者視点に差し替えることによる、仮想的な患者接遇の練習 など、仮想体験の応用が今後期待できる.また、本ソフト ウェアのデータは、開発エンジンUnityからパッケージと して他のコンピュータのUnityへ移行が可能である.した がって、AndroidおよびiOS端末に対応した利便性だけで なく、開発データ提供の簡便さという点においても高い汎 用性が期待できる.

5. 結 論

放射線治療に伴う患者の不安や緊張を緩和するため、VR による放射線治療擬似体験機能を搭載したソフトウェアを 開発した.これにより、場所を選ばずに放射線腫瘍科フロ アの各部屋の観察や治療体験が仮想的に可能となり、実際 の放射線治療に対する深い理解が期待できる.また、AndroidおよびiOS端末対応型アプリケーションとして構築す ることで,軽量かつコードレスなVR体験や,直感的なア プリケーション操作を可能にした.本ソフトウェアは,静 画や全方位動画の差替えやデータ移行が簡易であるため, 学生教育や,他科への適用など高い汎用性が期待できる.

付記

この研究の一部は,第33回高精度放射線外部照射部会 学術大会(2020年5月web開催)および第79回日本医学 放射線学会総会(2020年5月web開催)にて発表された.

なお,本論文に関して,開示すべき利益相反関連事項は ない.

参考文献

- Aggarwal R, Grantcharov T, Eriksen J, et al.: An evidence-based virtual reality training program for novice laparoscopic surgeons. Ann. Surg. 244: 310–314, 2006, doi:10.1097/01.sla.0000218094.92650.44
- Thomas R, Deborah V, Colin D, et al.: A virtual reality intervention for the treatment of phantom limb pain: Development and feasibility results. Pain Med. 20: 2051–2059, 2019

- 3) Naser Asl A, Leila E, Azin S, et al.: The impact of virtual reality distraction on pain and anxiety during dental treatment in 4–6 year-old children: A randomized controlled clinical trial. J. Dent. Res. Dent. Clin. Dent. Prospects 6: 117–124, 2012, doi:10.5681/joddd.2012.025
- 4) Soojeong Y, Sunkyung K, Youngho L: Learning by doing: Evaluation of an educational VR application for the care of schizophrenic patients. CHI EA '20: Extended Abstracts of the 2020 CHI Conference on Human Factors in Computing Systems: 1–6, 2020, https://doi.org/10.1145/ 3334480.3382851
- Kyung-Min P, Jeonghun K, Soo-Hee C: A virtual reality application in role-plays of social skills training for schizophrenia: A randomized, controlled trial. Psychiatr. Res. 189: 166–172, 2011
- Unity Technologies: Unity user's manual version 2018.4, https://docs.unity3d.com/ja/2018.4/Manual/UnityManual. html
- 7) Unity Technologies: Unity Script Reference version 2018.4, https://docs.unity3d.com/ja/2018.4/ScriptReference/index. html
- Andrej S, Iztok H, M. Shamim H, et al.: Estimating VR Sickness and user experience using different HMD technologies: An evaluation study. Future Gener. Comp. Sys. 94: 302–316, 2019

解説

〈連載:教育委員会企画〉

重粒子線治療装置 HIMAC の建設とそのもたらしたもの 一医学物理学の観点から一

第3部.スキャニング照射の開発と新治療棟の建設(2006~)

遠藤真広* 医用原子力技術研究振興財団

Construction of Heavy Ion Accelerator in Chiba (HIMAC) and Its Consequences —From Medical Physics Viewpoint: Part 3. Development of Scanning Irradiation and Construction of New Facility (2006–)

Masahiro ENDO*

Association for Nuclear Technology in Medicine

第3部.スキャニング照射の開発と新治療棟の建設(2006~)

普及型装置の開発研究に目途が立ち、また高度先進医療 が開始された2003年ころから数年の間, 放医研を監督す る文部科学省から、放医研での重粒子線治療研究の成果を 地方や民間に移転し、HIMACでの研究(特に装置開発な どの基礎研究)を終了させてはどうかという打診がしばし ば行われた. 文部科学省としては, 治療開始後10年以上 が経過し、十分に成果があがったのだから、重粒子線治療 研究は終了もしくは縮小させ、その予算を他の分野に振り 向けてはどうかと考えたのである.しかし、放医研は打診 に応じることはなく、重粒子線治療の新たな課題であるス キャニング照射法の開発とその臨床応用に取り組むことと した. 第3部ではスキャニング照射法の開発とスキャニン グ照射を行う場である新治療棟の建設について概説する. スキャニング照射法の開発からは次につながる研究課題も 生まれているが、それについては第4部の今後の展望の中 で述べる.

第3部では、開発と建設の経緯、呼吸同期スキャニング 照射法の開発、超伝導ガントリーの開発、スキャニングの 治療計画、IGRTの発展について述べる、スキャニングの 治療計画では第2部¹⁾で述べたMicrodosimetric Kinetic Model (MKM)の適用と臨床線量再定義についても述べる.

1. 開発と建設の経緯

1.1 プロジェクト開始まで

すでに第1部²⁾ で述べたようにHIMACでの重粒子線治 療は、ワブラー法によるブロードビーム照射を用いて開始 された.ワブラー法はHIMACの詳細設計初期(1988年 ころ)までにすでにLBLで実用化されていて、LBLでは その後、スキャニング照射法の開発に取り組んでいた. そ して、1992年末のBEVALACシャットダウンの直前に 1例だけスキャニング照射を行った. しかし,放医研はあ えてワブラー法を選択した. これに限らずHIMACの最初 の設計は全体として保守的であり、第2部¹¹以降で述べて いるような世界初の技術(例えば、第2部で述べたIH型 DTL)というよりは、2番手以下で安定した技術を採用し ていることが多かった. これは、HIMACプロジェクトは 絶対に失敗できず、またスケジュール通り開始することが 予算を順調に獲得するために必要であるという認識があっ たからである.

ところで、重粒子線治療をLBLから学んだ施設は放医 研だけではない.ドイツのGSIは1980年代より重粒子線 治療に興味を持ち、放医研同様、研究者をLBLに派遣し てその研修を行っていた.そして、物理実験用の重イオン シンクロトロンを用いて、1997年に重粒子線治療を開始 した.GSIは3次元の標的をスポットに分割し、それを順 次、照射していくスポット・スキャニング照射法を採用し た.また、陽子線治療においてもスイスのPSIでスキャニ ング照射が開始され、2000年ころには技術開発の趨勢は スキャニング照射法に向かっていた.放医研では、このこ ろ何回か国外の専門家によるHIMACプロジェクトのレ ビュー会議を開催したが、その度になぜスキャニング照射 を行わないのかと追られる始末であった.

しかし, 放医研には本格的にスキャニング照射を行いた くてもできない単純な理由があった. すなわち, 照射装置 を設置する場所がなかったのである. 比較的, 容易に施設 を増設もしくは改造できる素粒子・原子核の研究所と異な り, 医療施設である放医研と HIMAC にそのような余地が 乏しかった. また, 臨床研究でフル稼働している3治療室

^{*} E-mail: endo.masahiro@antm.or.jp



Fig. 1 Schematic figure of HIMAC old and new facilities

をスキャニング照射に改造することも困難であった.実は HIMAC建屋の建設に際して,生物照射室へのビームライ ンを将来さらに延伸する可能性を考え,その部分のシール ド壁は鉄筋を少なくして簡単に抜ける構造にしていた.し かし,その方向の空地には新病院棟が建設され,ビームラ インの延伸の可能性はなくなってしまった.また,この稿 の最初で述べたように文部科学省からは,重粒子線治療研 究の終了を打診されていた.

八方ふさがりのような状況であったが、2000年代の前 半にそれを打開する構想が浮上した。HIMAC棟に隣接し て老朽化した施設(コバルト60照射棟など放医研創立以 来の施設)があり、わずかのユーザに使用されているだけ であった。この部分の建屋を取り壊し、その敷地に新治療 棟を建設するという構想である。放医研で建屋の取り壊し は初めての経験であり、ユーザへの代替施設の整備など紆 余曲折はあったが、この構想に基づく新治療棟の建設とス キャニング照射法の開発が2006年から開始された。

Fig. 1は新棟が完成した後のHIMACの鳥観図であり, 新棟の位置の地上建屋を取り壊した. ビームは上リングの ビーム取り出し直後に分岐し,治療室E, F, Gに導入され る. ここで,治療室EとFには水平/垂直の固定ポート, 治療室Gにはガントリーが設置されている.

1.2 プロジェクト開始から3室フル稼働まで

スキャニング照射法の開発にあたっては、当時、困難と されてきた呼吸同期照射を行うことを目標とした.ここ で、呼吸同期照射の技術的な問題は第2節で述べる.2006 年にプロジェクトが開始されると、最初、照射装置の設計 を行うとともに、2次ビーム照射室に設置されていた実験 用ポートで予備的な検討を行った.そして、2008年末に は実機と同じジオメトリの試験装置を物理汎用照射室に設 置して、ビーム試験を行った.

一方,2006~2007年に建設場所の古い建屋を取り壊し,

Table 1 Events from startup to full operation in the NIRS new treatment facility

Date	Event
2010.10	Start commissioning (Room E)
2011.5	Start clinical trial without respiratory gating
2011.11	Complete clinical trial without respiratory gating
2012.9	Start routine treatment (Room E and F)
2015.2	Start clinical trial with respiratory gating
2015.8	Complete clinical trials with respiratory gating
2015.10	Start commissioning (Room G)
2017.5	Start clinical trial (Room G)
2017.10	Start routine treatment with respiratory gating (Room E and F) $% \left({{\rm Room}\;E} \right)$
2018.3	Complete clinical trial (Room G)
2018.4	Start routine treatment (Room G)
2019.9	Start routine treatment with respiratory gating (Room G)

2008年に新治療棟の建設を開始し、2009年度末には完成 させた.ここで、2008年上期は建設ブームであり、用意 した建屋建設予算ではとても足りなかった.しかし、放医 研が研究費の使用で不祥事を起こし、しばらく入札ができ なかったうちにリーマンショックが起こり、急に不景気と なったため建設費が予算内に収まるという幸運もあった. 建屋の完成を待たず上流側から装置の搬入を進め、2010 年9月にはE治療室の照射装置を完成させ、コミッショニ ングを開始した.コミッショニング開始後の主な出来事を Table 1に示すが、E, F, G室の作業が並行して進んでいて わかりにくいので、簡単に説明する.

東日本大震災のため、予定より3カ月遅れたが2011年 5月には臨床試験を開始し、2011年11月には終了した. 認可がおりて先進医療として治療が開始できる2012年 9月まで治療を休止したが、その間にF室照射装置の設置 とコミッショニングを進め、両室同時に新棟の治療を再開 している.この時は、呼吸同期は行わず、また3次元ス キャンの際の飛程変更はレンジシフターのみで行ってい る.レンジシフターのみでの飛程変更(レンジシフタース キャン)は半影が大きく、頭頸部などの精密な治療には向 かなかったこともあり、2013年4月に加速器の取り出し エネルギーの変更とレンジシフターを組み合わせた飛程変 更(ハイブリッドスキャン)に改良した. さらに2015年 9月にはレンジシフターを用いず、エネルギー変更のみに よる方法(フルエネルギースキャン)に改良している. 一 方、呼吸同期については2015年2月~8月間に臨床試験を 行い,2017年10月から保険診療などルーチンの医療とし て使用を開始している. 呼吸同期のルーチン使用が遅れた

のは、2016年4月より、重粒子線治療の一部が保険診療 として認可されたため、それへの対応が必要となったこと による.保険診療を行うためには、医療機器として認可さ れなければならないため、この過程でHIMACは医療機器 として認可され、世界で最も高価な医療機器となった.

超伝導回転ガントリーを設置したG治療室については、 2015年10月にコミッショニング開始、2017年5月~2018 年3月の臨床試験を経て、2018年4月にルーチン医療への 使用を開始した.G室での呼吸同期照射についても、他の 治療室と同様に臨床試験を経て、2019年9月よりルーチ ン医療として使用されている.なお、新棟の整備に対応し て、旧治療室(A-C)でのすべての治療は2018年3月に終 了している.

2. 呼吸同期スキャニング照射法の開発

2.1 スキャニング照射法のメリットとデメリット

HIMACでのスキャニング照射法の開発について述べる 前に開発開始当時,スキャニング照射法の長所・短所とさ れたものについてまとめておく.スキャニング照射法は指 示された線量分布を実現できるという本質的なメリット (およびその帰結としての intensity modulated particle therapy (IMPT)への対応が可能であること)に加えて, 患者毎のコリメータと補償フィルターが不要のため,その 製作に要するコストや保管・廃棄など管理上の問題がなく なるという実用上,重要なメリットがある.また,それら の製作や検査に必要な時間(1~3日程度)だけ治療まで の期間が短縮でき,さらに将来的には adaptive 治療への 発展が期待できる.

一方,デメリットとしては,細いビームをスキャンする という照射法の特性に由来し,加速器から出射されるビー ムの位置や強度の変動の影響を受けやすい,コリメータを 使用する場合に比べて照射野境界でのビームの切れが悪 い,スキャンに時間がかかる,スポット毎のビーム強度を 測定し保存管理する必要があるなどを挙げることができ る.しかし,これらは技術的に対応可能か,もしくは受容 できるものとされた.唯一,呼吸運動する肺や肝臓を照射 する際,呼吸周期とスキャン周期が干渉してインタープレ イ効果により線量むらが生じやすいという欠点は対応困難 とされ,このような臓器の治療には腹部圧迫などにより呼 吸運動を抑制して対応するものとされていた.

2.2 位相制御リスキャニング法

2.1で述べたような困難があるにもかかわらず,放医研 では最初から呼吸同期によるスキャニング照射法の開発を 目標とした.インタープレイ効果による線量むらを克服す るために,高速なリスキャニング(重ね塗り)と呼吸同期 照射の併用について検討を重ね,位相制御リスキャニング 法(phase control rescanning: PCR)^{3)~6)}という新しいリ スキャンのスキームを考案した.この方法は,通常のス キャニングと同様に照射部位を飛程に沿って数ミリ厚のス ライスに分割し,スライス毎に照射するが,①数回(通常 は6回)の重ね塗りを行い,線量むらを平滑化すること, また②1つのスライスは必ず1回の照射タイミング(1秒 程度)のうちに照射を終了することから成り立っている.

PCRを実現するためには、高速のスキャンが必要であり、このため次の3つの工夫により高速化をはかった.

- ①高速の走査電磁石を使用する. HIMACでは動きの大き い体軸方向にはアイソセンターで最大100mm/ms, それ と直角方向には最大50mm/msの速度でのスキャンが可 能である.
- ②GSIなどの方式はスポットスキャンといい、3次元の標的をスポットに分け、それぞれのスポットを照射するが、必要な線量の照射が終了するとビームを止め、次のスポットに移動する.この方法はビーム強度が不安定でも所定の線量を各スポットに照射できるというメリットはあるが、スキャンに時間がかかるのが難点である.これに対してHIMACの方式は移動の際も照射を止めず、移動中照射の線量への寄与を含めて線量分布を計算する.この方式は従来のスポットスキャンと区別する意味でラスタースキャンまたは連続スポットスキャンと呼ばれているが、これが可能になったのは、RF-KO法により取り出しビーム強度が非常に安定したものになったからといえる.
- ③ビームのスキャン経路を最適化し、無駄な移動をなくす.

また、スライスに照射する線量は下流で大きく、上流で 小さくする必要があり、これを効率良く行うためにはスラ イス毎のビーム強度の変調が必要である。このビーム強度 の変調は、取り出しビーム強度と必要なビーム強度との差 をとり、取り出し摂動電場の強度にフィードバックするこ とにより実現した⁷⁾. なお、このフィードバックにより取 り出しビーム強度が安定するため、ラスタースキャニング に好都合となることは、②で述べた通りである。Fig.2は 呼吸同期と位相制御リスキャンを組み合わせたファントム への照射結果を示す. 呼吸同期なし、リスキャンなしの分



Fig. 2 Typical result of suppressing the interplay effect in moving target $irradiation^{6}$

布は大きく乱れているが、呼吸同期とリスキャンにより線 量分布は劇的に改善されていることがわかる.

2.3 シンクロトロンの多段可変エネルギー運転

呼吸同期スキャニングを実現するためには、スライス内 の2次元スキャンを高速化するだけではなく、それと垂直 方向のスキャン、すなわちビーム飛程の変更も高速化する 必要がある. ビーム飛程を変更する方法は、1.2で述べた ようにレンジシフターによるもの(レンジシフタースキャ ン)と加速器から取り出すビームのエネルギーを変更する 方法(エネルギースキャン)とがある. ここで、前者はす でに述べたように散乱により半影を大きくして、ビームの 切れを悪くするという欠点がある. また、機械的な移動に より架台が微振動し、搭載されている線量モニター(直径 30 cm 程度の金属薄膜で空気を挟んだ電離箱)にしばしば マイクロホニックな雑音を生起するので、それが静まるま での数秒間、照射を待つ必要がある. したがって、高速化 には不向きでありレンジシフターの使用は過渡的なものと いえる.

エネルギーの変更をパルス毎に行うことは比較的,容易 であるが,それでは最低でもスライス数×パルス周期(3.3 秒)の時間がかかる.実際には,次に述べるようにタイミ ングが合わず照射できないパルスがあるため,さらに時間 がかかる.また,シンクロトロン内で加速される粒子数は 標的全体を照射しても余るくらいあるので,大部分の粒子 は利用されず捨てられてしまう.放医研ではシンクロトロ ンの多段可変エネルギー運転⁸⁾を医療用加速器としては初 めて実現し,この問題を解決した.以下,これについて説 明する.

最初にブロードビームによる呼吸同期照射について説明 する. Fig. 3は呼吸同期照射の運転パターンであり,呼吸 信号によるゲート開とシンクロトロンのフラットトップが 一致するときビームが照射されることを示している. 呼吸 信号とシンクロトロンの運転パターン(電磁石に流れる電 流パターン)の周期が異なるため,ゲート開であっても照 射できない周期があることがわかる. シンクロトロンのフ ラットトップが直流であれば,すべての同期パルス(ゲー ト開信号)の利用が可能となるが,これはシンクロトロン



Fig. 3 A timing chart of a respiration-gated irradiation⁸⁾

の動作原理上,不可能である.しかし,シンクロトロンの エネルギーがフラットトップに達した後,そのエネルギー で運転を継続することは原理的には可能であり,HIMAC でも呼吸同期照射のため,シンクロトロンの制御方式を改 造して,このような準直流運転を行うようにした.

多段可変エネルギー運転は、加速エネルギーを同期パル スに合わせて段階的に変化させた準直流運転を行い、その ビームを取り出して照射する方法である。Fig.4にその運 転パターンを示す。同期パルスが来ないときのシンクロト ロンの運転パターンは上図のようであるが、同期パルスが 来ると下図のようにフラットトップを延伸し、その間に ビーム照射を行う。照射が終わるとエネルギーを変更しフ ラットトップの延伸と同期パルスに合わせたビーム照射を 行い、以下、これを繰り返す。なお、図はエネルギーを高 くしていく運転パターンを示しているが、現在ではこの逆



Fig. 4 A schematic drawing of the synchrotron patterns for the multiple-energy operation with the quasi-DC extension of the $flattop^{8)}$

Table 2 Latest specifications of scanned beam irradiation at $HIMAC^{9}$

Dose rate	$2~{\rm Gy/min/liter}~(5~{\rm Gy(RBE)/min/liter})$
Energy	430–62 MeV/u (fixed port) 430–48 MeV/u (gantry)
Energy steps	200 steps
Beam intensity	$3 \times 10^7 \sim 1 \times 10^9$ particles/s
Field size	$220 \times 220 \mathrm{mm}^2$ (fixed port) $170 \times 170 \mathrm{mm}^2$ (gantry)
Maximum range	300 mm
Maximum scan speed	Vx: 100 mm/ms, Vy: 50 mm/ms
Energy (depth) change time	300 ms
Mini-ridge (ripple) filter	1 and 3 mm at 1-sigma peak width
Minimum spot staying time	$25\mu{ m s}$
Spot spacing	Typically 2 or 3 mm in 3 dimensions
Beam size at isocenter (in air)	Typically 2~4 mm at 1-sigma (depends on energy)

に最高エネルギーから順次,低くしている.HIMACの電磁石電源は最高エネルギー800 MeV/uに対応した強力な ものであるため,治療に用いるエネルギーでは小さな標的 (20スライス程度まで)は1パルスで照射が完了できる. 普及型装置の電源は,そこまで強力ではないが,多段可変 エネルギー運転は神奈川県立がんセンターに設置された装置から採用され,数スライスの呼吸同期PCRが1パルス で可能となっている.

スキャニング照射装置に関しては、高速で高解像の位置 モニター(ビームプロファイルモニター)が必要であり、 間隔が1mm程度のワイヤチェンバー(x, yの2式)が使 用されている.また、各スポットへの照射線量(粒子数) は移動中に照射されたものも含めて測定され記録される. これらについて詳述することは、紙数の関係で割愛するの で、興味のある読者は文献を参照いただきたい.HIMAC のスキャニング照射装置の仕様は使用開始以来、変化して きたが、Table 2に最新のものを示す.

2.4 スキャニング照射装置の小型化

スキャニング照射において, 照射野の最大値は走査電磁 石の最大偏向角とアイソセンターまでの距離の積となる. したがって, 照射装置を小型化するためアイソセンターま での距離を小さくするには, 電磁石の最大偏向角を大きく する必要がある. 放医研と(株)東芝のグループは, 革新的 なアイデアで電磁石の偏向角を大きくすることに成功して いる. Fig. 5は新旧の方式を比較したものである¹⁰.

図の左側は、2極の電磁石を直交させる従来の方式を示 している.最大偏向角を大きくするためには、磁場を強く するか、磁極をビーム軸方向に長くするかであるが、下流 に配置される電磁石は広がったビームに対処しなければな らず、2つの電磁石のバランスが悪くなり効率的でない. 一方、図の右側は新しい方式であり、2つの電磁石をブラ ウン管の偏向コイルのように1つの4極電磁石としてまと め、対向する2極をそれぞれ独立の走査電磁石として作動 させる.このように2つの電磁石を1つにまとめることに より、従来2台分のスペースをどちらの電磁石も利用でき るため、最大偏向角は2倍にできる.また、磁極のビーム



Fig. 5 Drastic downsizing of scanning irradiation device. (Left: conventional device, right: new one) 10

方向を長くし、下流ほど磁極間隔を広げている. これによ り最大偏向角を3倍弱まで大きくでき、Fig.5に示すよう にアイソセンターまでの距離を1/3近くまで短縮できる. なお、この技術に関しては十分な情報が公表されていると はいえないため、多少の推測を交えて、記載していること をご容赦願いたい.

この方式はすでに山形大学に納入される装置の回転ガン トリーに採用され、回転ガントリーの小型化に寄与してい る. 今後, 導入される装置の照射装置として主流になるこ とが期待されている.

3. 超伝導回転ガントリーの開発

粒子線治療において、粒子線を患者に対して任意の角度 から照射可能とする回転ガントリーは重要な装置であり, Loma Linda大学の最初の病院設置型装置(1990年治療 開始) 以来, 陽子線治療装置では標準的に採用されている. 一方、重粒子線回転ガントリーは、治療で用いられる炭素 線の磁気剛性率が陽子線のそれに比べ約3倍大きいことか ら、軌道上に配置される電磁石やそれらを支える構造体の サイズ・重量が非常に大型となる.このため、GSIの研究 成果をもとに建設されたハイデルベルグ粒子線治療セン ター(HIT)の装置(固定ポート治療開始2009年11月,ガ ントリーでの治療開始2012年10月)まで製作されること はなかった. ここで, HITのガントリーの全長は25m程 度,回転部重量は600tを超え,陽子線治療装置の全長 10m程度,回転部重量200t程度に比べて格段に大きい. このような背景から、重粒子線治療装置では水平・垂直方 向などの固定照射ポートの採用が現実的なものであった. しかし、脊髄や神経などの重要器官を避ける必要がある場 合には、カプセル回転型の治療台などを利用し、患者を傾 けた状態で照射が実施されており、不自然な体位で治療を 行うなど医療上,大きな制約があった.

放医研では、この制約を解消するため、2006年から始 まった研究プロジェクトではスキャニング照射装置だけで はなく超伝導回転ガントリーの研究開発を進め、新棟の治 療室Gに設置した^{11),12)}.この回転ガントリーのビーム輸 送部は主に10台の超伝導電磁石,1対の走査電磁石および ビームプロファイルモニターなどにより構成されており, これらビーム輸送機器はすべて円筒形状の回転構造体上に 搭載されている。ビーム輸送機器を含む構造体全体を回転 させることで、最大430 MeV/uの炭素線を患者に対し± 180度のいかなる方向からも高速3次元スキャニング装置 にて照射を行うことができる.また、高磁場(上流 2.9 T, 下流2.4 T)の超伝導電磁石を採用したことにより、全長 14m, ビーム軌道半径5.45m, 重量300tと常伝導磁石を用 いたHITの回転ガントリーに比べ、大幅な小型・軽量化 が実現できた(Fig. 6). 回転ガントリーに搭載されている 超伝導電磁石の冷却は、液体ヘリウムを一切用いず、冷却



Fig. 6 Downsizing of superconducting rotating gantry for heavy ion therapy $^{\rm 13)}$

機により冷熱を発生させる伝導冷却によっている.これは 初期冷却に時間がかかるというデメリットはあるが,液体 ヘリウムを使用した場合は回転により液面が動き摩擦熱に よるクエンチングが発生する可能性があり,それを防ぐた めである.

ガントリーを大きくしている要因には、①走査電磁石か らアイソセンターまでの距離が長く、また②走査電磁石に よりスキャンされるビームを通過させるため下流側の偏向 電磁石が大型化することがある。山形大学の回転ガント リーでは、2.3で述べた新方式のスキャニング照射装置を 採用することにより、すべての偏向電磁石を照射装置より 上流に配置することができ、小型高磁場の装置で統一でき た.これによりFig.6に示すように回転部重量が200 t、 長さ10m以下という初期の陽子線ガントリー程度まで小 型化している。また、将来的には偏向電磁石磁場を高くす ることにより、さらなる小型化が見込まれている。

4. 治療計画

4.1 生物効果モデル

第2部¹⁾において基礎となる生物効果モデルをLQモデ ルからより現象に忠実な Microdosimetric Kinetic Model (MKM)に変更したことを述べた.スキャニング照射の線 量分布計算はMKMに基づいている¹⁴⁾.MKMのパラメー タ表記は文献により多少異なるが,ここでは最新の論文¹⁵⁾ により,生物効果モデルと線量分布計算への取り込みにつ いて説明する.第2部¹⁾では線エネルギーyを用いて MKMを説明したが,ここでは上記論文の表記に従い比エ ネルギーzを用いる.

4.1.1 MKM

zを用いた表記では,第2部¹⁾の飽和補正線エネルギー y*に対応して,1回の事象で細胞核内の小領域に吸収され る線量平均飽和補正比エネルギーz^hを次式で与える.

$$z_{1D}^{*} = \frac{\int_{0}^{\infty} z_{sat}(z') z' \varphi_{1}(z') dz'}{\int_{0}^{\infty} z' \varphi_{1}(z') dz}$$
(1)

φ₁(z')は1回の事象で細胞核内の小領域に吸収される比エネ ルギーzの分布関数, z_{sat}は飽和補正比エネルギーであり,

$$z_{\rm sat}(z') = \frac{z_0^2}{z'} \left(1 - \exp\left(-\frac{z'}{z_0^2}\right) \right)$$
(2)

また、飽和パラメータzoは、以下で与えられる.

$$z_{0} = \frac{(R_{\rm n}/r_{\rm d})^{2}}{\sqrt{\beta \left(1 + (R_{\rm n}/r_{\rm d})^{2}\right)}}$$
(3)

ここで, R_n , r_d はそれぞれ細胞核, 細胞核を分割した小領域の半径であり, β は細胞生残率をLQモデルで表したときの2次の係数である.

MKMにより細胞の生残率 S(D)は、 z^{*}_{1D}を用いて、

$$\ln S(D) = -(\alpha_0 + \beta z_{1D}^*)D - \beta D^2$$
(4)

で与えられる.ここで,Dは吸収線量, α₀は線エネルギー →0のときの1次の項の係数である.

式(3)および(4)で使用される定数の値は、 $a_0 = 0.172 \text{ Gy}^{-1}$, $\beta = 0.0615 \text{ Gy}^{-2}$, $R_n = 3.9 \mu \text{m}$, $r_d = 0.32 \mu \text{m}$ である.式(1)-(4)は第2部¹⁾で示した式とは異なっているように見える が、第2部の線エネルギーyについての式に

$$y^* = \frac{m}{l} z_{\rm 1D}^* \tag{5}$$

を代入し, yについての式をzについての式に書き換える ことで容易に得られる.ここで, mは上記の小領域の質 量, lは小領域を横切る経路長の平均値である.

4.1.2 生物線量

次に生物線量について述べる. 生物線量 D_{bio} は任意の線 質の放射線による吸収線量Dと同じ生残率を与えるX線の 吸収線量である. 第2部¹⁾第3節で述べたようにMKMでは LQモデルの2次の項のパラメータ β は線質によらないから, X線による生残率の1次の項のパラメータを a_x とすると,

$$\ln(S(D)) = -(\alpha_{\rm X} D_{\rm bio} + \beta D_{\rm bio}^2) \tag{6}$$

式(6)を*D*_{bio}について解き,*D*_{bio}が吸収線量*D*と生物効果比 *RBE*の積であることを使うと,

$$D_{\text{bio}} = D \times RBE = \frac{-\alpha_X + \sqrt{\alpha_X^2 - 4\beta \ln(S(D))}}{2\beta}$$
(7)

ここで、 ax = 0.3130 Gy⁻¹である. 式(7)に式(4)を代入す ることにより

$$D_{\rm bio} = -\frac{\alpha_X}{2\beta} + \sqrt{\left(\frac{\alpha_X}{\beta}\right)^2 + \frac{\alpha_0 D + \beta z_{\rm 1D}^* D + \beta D^2}{\beta}} \tag{8}$$

以上より, 生物線量の分布は, 吸収線量(物理線量)Dの 分布と線質をあらわす z^{*}mの分布を求めて,式(8)を用いる ことにより得られるが,それについては4.2で述べる.ま た, RBEの分布は,この計算には直接,必要ないが,式(7) から求めることができる.第1部²⁾で述べたようにKanai Modelでは,生物線量に経験的に決めた係数1.44を乗じ て臨床線量としたが,新しいモデルでは,どのように対応 したかについては4.4で述べる.

4.2 ビームモデルと線量分布計算

4.2.1 物理線量分布の計算

物理線量分布の計算は、第2部¹⁾で簡単に述べたペンシ ルビーム計算法による線量分布の計算と原理的には同じで ある.ビームの広がりを示す関数として第2部では、単一 のガウシアンを用いたが、ここでの計算は3つのガウシア ンによりビームの広がりを示す¹⁶⁾.第1成分は炭素ビー ム、第2および第3成分は核のフラグメントによるもので あり、第2成分には原子番号が3以上の重いフラグメント、 第3成分は原子番号が2以下の軽いフラグメントが寄与し ている.

j番目のビームにより照射体積内の点(x, y, z)に付与される線量を $d_j(x, y, z)$ とし、zを照射野中心軸の方向、j番目のビームの中心軸座標を $(x_j(z), y_j(z), z)$ とする. $d_j(x, y, z)$ は、

$$d_{j}(x, y, z) = \sum_{n=1}^{3} d_{nj}(x, y, z)$$

= $I(s(z)) \sum_{n=1}^{3} f_{n}(s(z))$
 $\times G(x - x_{j}(z), y - y_{j}(z), \sigma_{nj}(z))$
(9)

ここで、s(z)は深さzでの線源からの水等価長である.ま たI(s(z))は水ファントム中の深さsにおいて(x, y)平面で 線量を積分したものであり、積分深部線量 (integral depth dose: IDD)と呼ばれる. $f_n(z)$ は3つの成分の重みを示し、

$$\sum_{n=1}^{3} f_n(z) = 1 \tag{10}$$

のように正規化してある. また, Gはガウシアンであり,

$$G(x, y, \sigma) = \frac{1}{2\pi\sigma^2} \exp\left(-\frac{x^2 + y^2}{2\sigma^2}\right)$$
(11)

以上より, 点(*x*, *y*, *z*)の線量はすべてのペンシルビームの 付与する線量の和であり.

$$D(x, y, z) = \sum_{j} w_{j} d_{j}(x, y, z)$$
(12)

ここで, *wj*は, それぞれのペンシルビームの重みである. 上記の計算に用いるパラメータは測定または計算で求める. 例えば, IDDはブラッグカーブチェンバーと称する



Fig. 7 The planer-integrated dose-averaged saturationcorrected specific energy J(thick solid curves) for the beams with an initial energy E_0 of 350 MeVu⁻¹ and range shifter thicknesses L of 0 (black), 15 (red), and 30 mmWEL (blue), and those of three components J_n (solid, dashed, and dotted curves)¹⁵)

大口径の平行平板電離箱を用いて、水ファントム中もしく は水カラムにより測定する. f_1 はモンテカルロシミュレー ションにより求め、また σ_1 は、空気中の値を測定し、媒 質中の散乱による広がりを計算して加えるなどである.な お、第2³¹と同様に式(9)以下では散乱線に対する横方 向の不均質の影響は計算が煩雑なため考慮していない.こ れについては文献16)を参照されたい.

4.2.2 z^{*}_{1D}の分布の計算

zthの分布の計算するためには、(1)で述べた3つの成分、 すなわち①炭素ビーム、②原子番号が3以上の重いフラグ メント、③原子番号が2以下の軽いフラグメントにつき j番目のビームによる線量平均したzthの分布を求め、それ をx-y平面で面積分したものを計算する¹⁵⁾.これをJ_{nj} (s(z))と書くと、j番目のビームによるzthの分布は、

$$z_{1D_{j}}^{*}(x,y,z) = \frac{\sum_{n=1}^{3} J_{nj}(s(z)) \cdot d_{nj}(x,y,z)}{d_{j}(x,y,z)}$$
(13)

により与えられる. ここで, $J_{nj}(s(z))$ は水ファントム中の ビーム挙動についてのモンテカルロシミュレーションから 求めることができる. Fig. 7は深さの関数としての $J_n(s)$ を 示したものである. 図のJ(s)は $J_n(s)$ の重み付き平均を示 す.

 $z_{1D}^{*}(x, y, z)$ はすべてのビームについて, $z_{1Dj}^{*}(x, y, z)$ の線 量平均を計算することで,

$$z_{1D}^{*}(x,y,z) = \frac{\sum_{j} w_{j} z_{1D_{j}}^{*}(x,y,z) \cdot d_{j}(x,y,z)}{\sum_{j} d_{j}(x,y,z)}$$
(14)

により与えられる. したがって,式(12)と式(14)より,式(8) を用いて生物線量分布 *D*_{bio}(*x*, *y*, *z*)を求めることができる.

4.3 線量分布最適化

スキャニング照射法では、個々のペンシルビームの重み w_iは、任意に決めることができるので、X線のIMRTと同 様に、目的とする線量分布を与えて、それを実現するよう な重みw_iを求める線量分布の最適化を行うことができる。 与えられる線量分布の条件は、標的領域には処方線量をで きるだけ均一に与え、また重要臓器の線量と照射体積は許 容値を超えない、できるだけ小さい値とするなどIMRTと 同様である。

これは、いわゆる逆問題であり、線量分布の条件から重 みの集合 $w = \{w_i\}$ を求めることになる.しかし、この問題 は、(a)標的や重要臓器などの着目領域のみに処方線量や 許容線量が与えられる、(b)ペンシルビームの強度分布に 非負の条件がつく、(c)生物/臨床線量は重み w_i に対して 非線形の関係をもつ、などの理由から解析的には解けな い.したがって、何らかの基準のもとで疑似解を求めるこ とになる.この基準は、実際の臨床では重要臓器の線量– 体積関係の基準への取り込みなどを反映して相当に複雑で あるが、ここでは単純化して、概念的に以下に示す¹⁷⁾.

目的関数 f(w) を標的内での計算線量分布 D_{cal.i}(w) と設定 線量分布 D_T との残差平方和と,重要臓器内での計算線量 分布 D_{cal.i}(w) と許容線量分布 D₀ との残差平方和(計算線 量が許容線量を超えたときのみ与える)の和とすると,

$$f(\boldsymbol{w}) = \sum_{i \in \mathrm{T}}^{n_{\mathrm{T}}} \frac{Q_{\mathrm{T}}}{n_{\mathrm{T}}} \left(D_{\mathrm{cal}:i}(\boldsymbol{w}) - D_{\mathrm{T}} \right)^{2} + \sum_{i=0}^{n_{\mathrm{O}}} \frac{Q_{\mathrm{O}}}{n_{\mathrm{O}}} \left(D_{\mathrm{cal}:i}(\boldsymbol{w}) - D_{\mathrm{O}} \right)^{2}$$
(15)

スキャニング照射法の最適化とは、式(15)で与えられる目 的関数*f(w)*を最小にするようなペンシルビームの強度分 布*w*を、非負の条件のもとで求めることである.ここで、 この強度分布*w*の関数である目的関数の最小値を導く方法 として、最急降下法、共役勾配法やシミュレーテッドアニー リングなどの逐次近似法が用いられる.なお、4.2、4.3で 述べた線量分布計算,線量分布最適化はXiDoseという名称でブロードビーム照射法と同様,エレクタ社のXio上に 搭載されルーチンに使用されている.

4.4 臨床線量再定義

第1部²⁾ で述べたようにブロードビーム照射法では, Kanai Modelにもとづき、SOBPを設計し、それによりリッジ フィルターを製作していた. リッジフィルターで形成され るSOBPの最大の問題点は、その形状を変更することがで きないため、線量変更に対する柔軟性がまったくないこと である. 臨床研究では、線量増加試験により逐次、線量を 増加していく.1回に照射される線量が増加すると生残率 をあらわす曲線の非線形性により, RBEは小さくなるが, それに対応できない. 例えば, 物理線量2 Gy, RBE=2.5 のとき臨床線量は5 Gy (RBE)である。物理線量を4 Gy に するとRBEは2.5より小さくなるため、臨床線量は10 Gv (RBE)より小さくならなければならない. しかし、リッジ フィルターを用いる限り、その値を求めることは煩雑であ り、またSOBPが平坦でなくなるため求めた線量にどれ程 の意味があるかわからない. このため, 臨床線量は物理線 量に比例するものとし、物理線量4Gyに対しては10Gy (RBE)としていた.

スキャンニング照射を開始するにあたり,臨床線量についてのこのような問題を解決する必要があり,放医研では 次のような新しい臨床線量の体系を決め,ブロードビーム 照射についてもこれによるものとした¹⁸⁾.

- ①基本となる生物効果モデルは、Kanai Modelではなく、 MKMとする.
- ②RBEを求める際の参照線質はX線ではなく、スキャン ニング照射を開始した2011年までにHIMACでの治療 に最も使用されていたビーム、すなわちエネルギーが 350 Mev/u, SOBP60 mmの炭素線のSOBP中心とする.
- ③同じ物理線量に対する臨床線量は、②の線質について従 来の臨床線量と同じになるようにする.



Fig. 8 Schematic designs of (a) the original and (b) the updated clinical-dose systems for a SOBP C-ion beam with a width and energy of 60 mm and 350 MeVu^{-1} , respectively¹⁸⁾

Fig. 8は、基準となるエネルギーが350 MeV/u, SOBP 60mmの物理線量, 生物線量, 臨床線量分布について新旧 の体系を比較したものである. 左図は、従来の体系を示し たものであり、Kanai ModelによりSOBPの生物線量分布 が一定になるように物理線量分布を決める. このとき用い る生物データはHSG細胞の生残率をLQモデルで表現した ときの α , β のLET依存性である. そして, LET=80keV/ μ m のRBEを3.0として臨床線量を決める.この場合,SOBP 中心の臨床 RBE (RBE_{clin}) は 2.41, 臨床線量と生物線量の 比である臨床因子(F_{clin})は1.44である.一方,右図は新体 系を示す.新体系の生物線量は、式(7)のαxの代わりに基 準線質に対応するα_r=0.764 Gy⁻¹を用いたものである. SOBP中心は基準線質であるので、物理線量と生物線量は 等しく, 臨床線量分布は生物線量分布に新しい臨床因子 (F_{NIRS}=2.41)を乗じたものとなる.新旧体系による標的の 物理線量を通常の使用範囲の線量やSOBP幅について比 較したところ、臨床上、問題となる点はなかったというこ とである.

新体系で特に重要なのは②であるので、これについて少 し説明する.2011年までに17年間に及ぶ重粒子線治療に より7,000例に及ぶ臨床経験が蓄積され、それにより多く の部位のがんについての治療スキーム(分割法)が完成し ていた.もし、従来通りX線を参照線質とすると、これら の過去の蓄積との関係が複雑になり、最悪の場合、臨床試 験のやり直しも考えなければならなくなるなどの問題が生 ずる.過去の蓄積を活かしつつ、HSG細胞に対する線量-効果関係をMKMにより取り込み、線量変更に対する柔軟 性を確保したのである.

新体系は、この項(4.4)の最初に述べたX線の生物効果 との関係を考える際の煩雑さを解決し、HSGの細胞生残 率を介してX線と重粒子線の生物線量を相互変換すること を可能とした.著者は、重粒子線治療はより進行した症例 の治療に重点を移していくのではないかと考えている。そ の際、より積極的な治療を行うためには光子治療で蓄積さ れてきた様々な線量-効果関係(例えば、正常組織の線量 制約など)を重粒子線治療に移行する努力が必要になる。 しかし、生体内においては様々な修飾因子があり、単にX 線の生物線量を重粒子線のそれに変換して、重粒子線の線 量効果関係とするわけにはいかないであろう。動物実験や 臨床データのレトロスペクティブな解析などにより、新た な線量効果関係を構築する必要がある。新体系をベースに このような努力が行われることを著者は期待している。

4.5 治療QA

第2部¹⁾ で述べたように、ブロードビーム照射法では線 量分布の妥当性は、コリメータや補償フィルターが設計通 りに製作されていることを検証することにより保証される ため、治療ビームを使って線量分布の確認など患者毎QA



Fig. 9 Variable length water-column for heavy-ion beam QA measurement

を行うことは、初期を除いてスキャニング照射が始まるま でルーチン的には行われていなかった.しかし、スキャニ ング照射では、システムの信頼性を検証するため、事前に 治療ビームをファントムに照射し、その分布が治療計画に より計算したものと合っているかを確かめる必要がある. このことは、X線のIMRTと同様であり、スキャニング照 射を開始するにあたってはIMRTと類似の方法で患者毎 QAが行われた.

新棟では患者毎の線量分布の検証は、治療計画装置で水 ファントム中での治療ビームの物理線量分布を計算し、こ れを同じ形の水ファントム中で測定した線量分布と比較す ることにより行われた¹⁹⁾.ここで、水ファントム中の測定 は、Fig.9に示す可変長の水カラムと光子治療QA用に市 販されている2次元アレイの組み合わせにより行われた. 図の正面はビームの入射窓であり、水厚は前後方向に可変 になる.重粒子線は、後方散乱が非常に少ないため水ファ ントムを検出器前方の水カラムに置き換えることができ、 また線源が非常に遠くにあり、発散も無視できる.このた め、このような方法により水ファントム中の線量分布が測 定できる.このQA法は、すでに第2部¹⁾で述べたように、 新棟に続いて旧棟のブロードビーム照射に対しても適用さ れた.

現在では、測定を行わず照射ログファイル(各スポット への投与粒子数)から線量分布を計算し、治療計画と比較 することも行われている.また、治療中のモニターとして、 各スポットへの投与粒子数を画像化して実時間表示するこ とも行われているが、これについては文献5),6)を参照 されたい.

5. IGRTの発展

5.1 2D-3D 自動位置決め

第1部²⁾ で述べたように HIMAC では,直交 X 線 TV 画像



Fig. 10 AP and lateral views of DRRs (left panels) and FPD images (right panels) displayed on positioning console of HIMAC new treatment room²⁰⁾

と同じジオメトリで作成したDRRを治療技師がコンピュー タ画面上で位置合わせして、それにより6軸自由度を持つ 治療台の移動量を求め、患者の治療位置を決めていた. DRRの画質は使用するCTが高空間分解能化するに従い向 上し、またX線TV画像についても、TV撮像管をCCDに 変えることにより、歪みが少なくなり、ダイナミックレン ジが広くなった、そして、2009年にII-CCDのシステムに 代えて、FPDを導入したことにより、画質は著しく向上 した. Fig. 10は新棟の治療開始時(2012年)の位置決め 画面を示す. 左がDRR、右がFPDで撮影した画像を示す. 興味ある読者は、HIMAC治療開始時(1994年)の位置 決め画面を示す第1部²⁰のFig.8と比較していただきたい. 18年の間の画質改善の大きさに驚かれる読者もおられる であろう.

また,技師が行う画像位置合わせの作業を補助するツー ル(例えば,両方の画像を重ねてチェッカーフラグのよう に表示する)なども導入された.このため,位置決めの精 度は向上したが,この方法には本質的な問題があった.す なわち,直交する2平面で正確に検出できるのは,それぞ れの平面内の並進と回転であり,2つの平面に平行な軸の 回りの回転は並進と重なり検出が難しいという問題であ る.これを技師の熟練により補っていたのであるが,場合 によってはなかなか位置が決まらないため,多くの時間を 要することがあった.

一方,光子線治療においても1990年代の後半から2000 年代の初めになると線量を集中する治療技術である定位放 射線治療(SRT)や強度変調放射線治療(IMRT)が臨床で使 用されるようになった.そこでは,高精度の患者位置決め を行うため,粒子線治療と同様,画像を用いた位置決め (これを画像誘導放射線治療(IGRT)という)が用いられ



Fig. 11 Equipment layout around the isocenter of the new treatment rooms (Room E/F) at $HIMAC^{20)}$

た.特に,頭部のSRTの専用装置であるサイバーナイフ においては,DRRを用いた2D-3D自動位置決めが行われ た.これは,位置決め用に撮影されたX線画像と最も一致 するDRR画像を最適化計算により求め,そのDRRに対応 する治療台座標から移動量を求めるものである.HIMAC でも新治療棟の建設に伴い,2D-3D自動位置決めを導入 することとした²¹⁾.

Fig. 11は新棟の治療室のアイソセンター回りの機器配置 を示す. 図の矢印直線の交わる点がアイソセンターであり, 水平ビームの照射ポートは図の左側, 垂直ビームの照射 ポートは図の上側に示されている. X線管はその反対側(水 平方向は図の右側, 垂直方向は図の下側の床下)に配置さ れている. 照射ポートの最前面には, それぞれ FPDが配置 され, これらのX線管と FPDにより静止画像が撮影され る. なお, FPDは治療ビーム照射の際には退避される. 垂 直ポートに取り付けられた2つの dynamic FPD (DFPD)は 床下の2つのX線管と組になり、2方向から透視画像を撮 影することができ、これらの透視画像は5.2で述べるよう に、同期照射に際して、標的の動きを追跡するのに用いら れる.また、図の右側に一部しか見えていないが、治療台 は6軸自由度を持つロボットアームで駆動される.

X線画像と最も一致するDRR画像を求める最適化計算 は概略,次のようにして行う.最初にX線画像とDRR画 像の類似度を定義する.使用される類似度関数には,normalized mutual information (NMI), gradient difference (GD) や zero-mean normalized cross-correlation (ZNCC) やその組み合わせがある.

NMIは、X線画像とDRR画像の強度をそれぞれ $I_{FPD}(u, v)$, $I_{DRR}(u, v)$ ((u, v)は画像上のピクセル座標)とすると、

$$NMI = \frac{H(FPD) + H(DRR)}{H(FPD, DRR)}$$
(16)

ここで, *H*(*FPD*)と*H*(*DRR*)はそれぞれX線画像とDRR 画像のエントロピー, *H*(*FPD*, *DRR*)はX線画像とDRR画 像の結合エントロピーである. これらは例えば,

$$H(I_{\rm FPD}) = -\sum p(I_{\rm FPD})\log \left(p(I_{\rm FPD})\right)$$
(17)

のように与えられる.ここで、 $p(I_{FPD})$ は、画素値 I_{FPD} の出現する確率である.結合エントロピーは、画素値 I_{FPD} と I_{DRR} の同時出現確率を使って同様に求める.

GDは,

$$GD = \sum_{u,v} \frac{\text{const}_1}{\text{const}_1 + \left(\frac{dI_{\text{FPD}}}{du} - w \frac{dI_{\text{DRR}}}{du}\right)^2} + \sum_{u,v} \text{const}_2 + \left(\frac{dI_{\text{FPD}}}{dv} - w \frac{dI_{\text{DRR}}}{dv}\right)$$
(18)

ここで、wは重みである.またZNCCは

$$ZNCC = \frac{\sum_{u,v} (I_{\rm FPD} - \overline{I}_{\rm FPD}) (I_{\rm DRR} - \overline{I}_{\rm DRR})}{\sum_{u,v} (I_{\rm FPD} - \overline{I}_{\rm FPD})^2 \cdot (I_{\rm DRR} - \overline{I}_{\rm DRR})^2}$$
(19)

ここで, *I*_{FPD} などは画素値の平均を示す.

次にDRR画像を作成する際の治療台のパラメータ(並 進3軸と回転3軸)を変数として、上記の類似度関数の最 大値を求める.最大値を与える治療台パラメータとX線画 像撮影時の治療台パラメータの差が移動量となる.ここ で、最大値を求める方法としては、4.3と同様、共役勾配 法などが用いられる.DRR計算には膨大な量の計算が必 要であり、高速化には並列計算が可能なGPUなどが用い られる²²⁾.さらにDRRの計算範囲を標的周辺に制限する などの工夫により、上記の最適化計算を数秒で行ってい る.2D-3D自動位置決めの導入により、患者の治療室に いる時間の大幅な短縮と同時に位置決め精度の操作者によ るばらつきが減少した.この手法は、旧治療棟でも使われ ただけではなく、そのノウハウがメーカーに移転され各地 の粒子線治療装置やX線治療装置にも使用されている.

5.2 リアルタイム腫瘍追跡による同期照射

呼吸同期照射を行うにあたっては、第1部²⁾で述べたように光学的な方法などにより、呼吸に伴う胸腹部の動きを検出し、これを呼吸波形としてその呼気時相に同期して照射を行っていた.しかし、胸腹部の動きと腫瘍の動きは同じではなく、またその動きは日々異なる.このため、X線治療においては、RT-RT (real-time tumor-tracking radiotherapy)という名称で、腫瘍もしくはその近傍に刺入した金属マーカーを透視画像で追跡し、治療計画と同位置に来たときに照射を行うことが試みられている.

新治療棟の呼吸同期照射においてもRT-RTと同様にリ アルタイムに腫瘍を追跡し同期照射を行うことが計画され た.Fig.11のDFPDを用いた透視撮影システムはそのた めの画像を撮影するものである.ここで,重要なことは, HIMACでは金属マーカーを用いず,人工知能(AI)による 画像認識を利用して腫瘍追跡を行ったことである.以下, この方法の概略を述べる.

5.2.1 ワークフロー²³⁾

治療計画では、最初、患者の4次元CTを320スライス CTにより自由呼吸下で撮影し、呼吸の1周期を10時相に 分割して、それぞれの3次元画像を作る。そして、最大呼 気相においてCTVを入力する。他の時相に対しては、非 剛体画像位置合わせ(DIR)を用いて、CTVを移植する。次 にそれぞれの時相について、DFPD画像に対応したDRR 画像(4D-DRR)を作成する。DRRにはCTV輪郭にマージ ンを付加したPTV輪郭を重畳する。DRR画像と標的位置 を用いて深層学習を行い、画像から標的位置を決定するの に必要なパラメータを算出する。これについては、5.2.2 でさらに述べる。

治療照射時は,最初,2D-3D自動位置決めを用いて, 患者の位置決めを行う.続いて,準備として,DFPD撮影 を10秒程度行い,それぞれの方向に対して200フレームの DFPD画像を得る.DFPD画像は4D-DRR画像と2D-2D 位置合わせし,DFPD画像上にPTV輪郭を移植する.こ のDFPD画像の役割は論文から読み取れないが,おそら くDRR画像を用いた深層学習から得たパラメータを修正 するための追加的な学習に用いているのではないかと推測 される.そして,治療照射においては,同時に取得した DFPD画像を用いて,リアルタイムにCTV輪郭を決定し, それがPTV輪郭内に含まれるときのみビームを照射する. この方法による追跡精度は,呼吸波形を使う従来の方法よ り格段に良く,またベースラインがずれるなどして従来の 方法では照射が難しいときでも,腫瘍が正しい位置にくれ ば照射できるためビーム効率も向上することが示された.



Fig. 12 Tracking algorithm procedure. For detail see text. (CNN: convolutional neural network)^{24/}



Fig. 13 DFPD images during irradiation. The inner contour (yellow) on the DFPD image is CTV, and the outer contour (green) is PTV. The beam is irradiated because the CTV is inside the PTV. The upper right of the figure shows the beam intensity during irradiation as monitored online⁶

5.2.2 深層学習

Fig. 12は深層学習のプロセスを示している²⁴⁾. Step 1 では学習に用いる画像 ROI として DRR 画像のフレーム間 の差が大きい場所を4ヵ所(図では3ヵ所)重複しないよ うに選ぶ. DRR 画像のフレーム間の差が大きい場所とは, 横隔膜周辺など動きの激しい場所であることを意味する. 続いて, target probability map (TPM)を計算する領域を 決める. これは,標的中心を中心として,上記の ROI と 同じサイズの領域である.

Step 2では, CTの座標を±2mm, ±1°の範囲でランダ ムに変えて, DRRおよびPTV輪郭を作成する. これは治 療時の患者位置決め誤差に対応する. さらに±1°の範囲で DRRをランダムに回転させ, また±2mmの範囲でランダム に並進させる. このようにして, 1時相あたり1,000枚, 全 体では10,000枚の画像を作り, これらの画像からStep 1で 作成した ROI を切り出し学習データとする. また, TPM には初期値として, 領域の中心をピークとするガウシアン を与える. Step 3では, これらのデータを convolutional neural network (CNN) に入力して学習させることにより, CNN のパラメータが最適化され, またそれぞれの学習デー タに対する TPM が得られる.

Step 4では、治療照射時に撮影された DFPD 画像から ROIを切り出し、Step 5 で CNN に入力することにより、 TPM が推定される. これをもとに Step 6 で PTV 中心を求 めることができる. Step 4 から Step 6 は高速に行うこと ができ、リアルタイムの腫瘍追跡が可能となる. 最後に、Fig. 13に照射中のDFPD画像を示す.図の DFPD画像上の内側輪郭(黄色)はCTVであり、外側輪 郭(緑色)はPTVを示す.CTVがPTV内にあるためビー ムが照射されている.図の右上は、オンラインでモニター している照射中のビーム強度である.

参考文献

- 遠藤真広:重粒子線治療装置 HIMACの建設とそのもたらしたもの一医学物理学の観点から一第2部.ブロードビーム照射の高度化と普及型装置の開発(1994~2010). 医学物理40:97-105,2020
- 2) 遠藤真広:重粒子線治療装置 HIMACの建設とそのもたらしたもの一医学物理学の観点から一第1部.治療開始まで (1975~1994). 医学物理40:61-67,2020
- 白井敏之,古川卓司,岩田佳之:2.2.3次世代治療装置の研 究開発—重粒子線治療の高度化を目指して一. RADIOISO-TOPES 68: 197-206, 2019
- Furukawa T, Inaniwa T, Sato S, et al.: Moving target irradiation with fast rescanning and gating in particle therapy. Med. Phys. 37: 4874–4879, 2010
- Furukawa T, Inaniwa T, Sato S, et al.: Performance of the NIRS fast scanning system for heavy-ion radiotherapy. Med. Phys. 37: 5672–5682, 2010
- 6) Furukawa T, Hara Y, Mizushima K, et al.: Development of NIRS pencil beam scanning system for carbon ion radiotherapy. Nucl. Instr. Meth. B404: 361–367, 2017
- 佐藤慎二:HIMACシンクロトロンにおける取り出しビーム 強度変調システムの開発. Proceedings of Particle Accelerator Society Meeting 2009, 1175–1177, 2009
- Iwata Y, Furukawa T, Noda K, et al.: Update of an accelerator control system for the new treatment facility at HIMAC. Proceedings of EPAC08, 1800–1802, 2008
- 古川卓司,原 洋介,水島康太,他:放医研回転ガントリー のスキャニング照射装置コミッショニング. Proceedings of the 13th Annual Meeting of Particle Accelerator Society of Japan 758-762, 2016
- 古川卓司:重粒子線がん治療装置の小型化研究一普及への 展望一. Isotope News No. 755, 7-11, 2018
- Iwata Y, Noda K, Shirai T, et al.: Design of a superconducting rotating gantry for heavy-ion therapy. Phys. Rev. ST Accel. Beams 15: 044701, 2012
- 12) Iwata Y, Fujimoto T, Matsubara T, et al.: Beam commis-

著者紹介



遠藤 真広(えんどう・まさひろ)(現職名) 医用原子力技術研究振興財(闭常務理事)

(専門分野) 医学物理学, 医用画像工学 現在は,線量計校正など放射線治療の インフラに関する事業や粒子線治療の 普及に関する事業に従事している.また,健康維持のためにウオーキングと ラジオ体操を欠かさず行っている. sioning of a superconducting rotating-gantry for carbonion radiotherapy. Nucl. Instr. Meth. A834: 71–80, 2016

- 13) 平田 寛, 萩原 剛, 長本義史:重粒子線がん治療装置の 開発一日本から世界へ一.日本原子力学会誌 61: 597-601, 2019
- 14) Inaniwa T, Furukawa T, Kase Y, et al.: Treatment planning for a scanned carbon beam with a modified microdosimetric kinetic model. Phys. Med. Biol. 55: 6721–6737, 2010
- 15) Inaniwa T, Kanematsu N: A trichrome beam model for biological dose calculation in scanned carbon-ion radiotherapy treatment planning. Phys. Med. Biol. 60: 437–451, 2015
- 16) Inaniwa T, Kanematsu N, Hara Y, et al.: Implementation of a triple Gaussian beam model with subdivision and redefinition against density heterogeneities in treatment planning for scanned carbon-ion radiotherapy. Phys. Med. Biol. 59: 5361–5386, 2014
- 17) 稲庭 拓:放医研における粒子線スキャニング法の開発. 医学物理32:74-80,2013
- 18) Inaniwa T, Kanematsu N, Matsufuji N, et al.: Reformulation of a clinical-dose system for carbon-ion radiotherapy treatment planning at the National Institute of Radiological Sciences, Japan. Phys. Med. Biol. 60: 3271–3286, 2015
- 19) Furukawa T, Inaniwa T, Hara Y, et al.: Patient-specific QA and delivery verification of scanned ion beam at NIRS-HIMAC. Med. Phys. 40: 121707, 2013
- 20) 白井敏之,古川卓司,水島康太,他:次世代重粒子線がん 治療システムの現状と将来.放射線科学55:20-33,2012
- 21) Mori S, Kumagai M, Miki K, et al.: Development of fast patient position verification software using 2D-3D image registration and its clinical experience. J. Radiat. Res. 56: 1-12, 2015
- 22) Mori S, Kobayashi M, Kumagai M, et al.: Development of a GPU based multithreaded software application to calculate digitally reconstructed radiographs for radiotherapy. Radiol. Phys. Technol. 2: 40–45, 2009
- 23) Mori S, Karube M, Shirai T, et al.: Carbon-ion pencil beam scanning treatment with gated markerless tumor tracking: An analysis of positional accuracy. Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys. 95: 258–266, 2016
- 24) Hirai R, Sakata Y, Tanizawa A, et al.: Real-time tumor tracking using fluoroscopic imaging with deep neural network analysis. Physica Medica 59: 22–29, 2019

医学物理 第40卷 第4号

Title: Overview of image-to-image translation by use of deep neural networks: Denoising, super-resolution, modality conversion, and reconstruction in medical imaging

Authors: Shizuo Kaji, Satoshi Kida

タイトル:深層学習による画像変換の医用画像処理への応 用概観―ノイズ除去,超解像,モダリティー変換,再構成 を中心に― 著者:鍛冶静雄,木田智士

今やAIの代名詞になった深層学習は、医用画像処理に おいても圧倒的な性能を誇り、様々な場面で既存手法を置 き換えている. ノイズ低減や超解像といった従来用途はも とより, MRIからCT画像を生成するなどの新しい利用例 まで現れている. 深層学習を用いた医用画像処理法は毎日 のように新しいものが発表されているが、その多くは画像 を入力として新しい画像を出力する画像変換という見方で 統一的に捉えることができ、基本構造は似通っている.本 レビュー論文では、まず深層学習による画像変換における 2つの基本アイデアを説明する.進歩の早い分野において, 根本のアイデアを理解することは、既存手法・将来の手法 を手早く検討する助けになるであろう.次に、様々な実適 用例を紹介し、それらに画像変換という統一的な視点を与 えている. 単なるレビューに留まらず, データさえ用意す れば様々な用途に利用できる実戦的なコードが付属してい ることは、このレビュー論文の際立った特色である.

入手可能なデータの種類に応じて,画像変換は大きく2 タイプに分かれる.一つは対応つき画像データであり,高 画質画像と対応する低画質画像など,入力と出力にあたる 画像がペアで利用可能な場合,もう一つは,一群のMRI画 像と,また別の一群のCT画像といった対応無し画像デー タのみ利用可能な場合である.ノイズであれば人工的に付 加できるため対応つき画像データが容易く手に入るが, MRIとCTを同時撮影するのは困難であるので,医療現場 では対応無し画像データしか利用できないケースが大半で あろう.驚くべきことに,後者においても敵対的生成ネッ トワークという手法によってそれなりに満足のゆく結果が 得られる.

このレビュー論文では扱われていない重要な要素を列挙 してこの紹介文を終えたい. 深層学習の医療現場での適用 において非常に重要なのは、手法の安定性や正確性といっ



図1 対応つき画像データを用いた、ノイズ除去の実例1)



図2 対応無し画像データを用いた、コーンビーム CT から ファンビーム CT へのモダリティー変換の実例¹⁾

た評価である.特にMRIからCT画像を生成するような ケースにおいては、本物らしく見えるでっち上げであって はならない.また、深層学習を用いた手法への攻撃が、特 に自動運転システムをターゲットとして盛んに研究されて おり、医療においても攻撃耐性は懸案事項になるであろ う.こういった、安全性を担保するための仕組みについて はまだ研究自体が発展途上であるが、今後の臨床適用にお いて避けては通れないテーマである.

参考文献

 Kaji S, Kida S: Overview of image-to-image translation by use of deep neural networks: Denoising, super-resolution, modality conversion, and reconstruction in medical imaging. Rad. Phys. Tech. 12(3): 235-248, 2019

執筆者: 鍛冶静雄(九州大学マス・フォア・インダストリ研究所) 木田智士(エルピクセル株式会社/ 東京大学医学部附属病院放射線科) 医学物理 第40卷 第4号

〈連載:RPT誌特集〉
最近のRPT誌レビュー論文から

Title: AI-based computer-aided diagnosis (AI-CAD): The latest review to read first

Authors: Hiroshi Fujita

タイトル:AIによるコンピュータ支援診断(AI-CAD)―最
 初に読むべき最新の解説―
 著者:藤田広志

医用画像を対象としたコンピュータ支援診断 (computeraided diagnosis)の歴史は、コンピュータと人工知能 (AI)の進 化とともにあると言っても過言ではない.いま第3次人工知能 (AI)ブームを迎え、従来のCADも新たなステージに突入して いる (図1). 具体的には、AIの機械学習の一部でもある 「ディープラーニング (深層学習)」と呼ばれる脳の神経回路 網を模した技術の導入により (図2)、データ駆動型としての 良質の多量のデータが要求されるが、AI-CADとして作り込 みが簡単になり (図3)、格段の性能が出るようになっている.

本解説論文は、以下のような構成で、初学者でも基礎か ら学習できるように図を多用して分かりやすく解説するこ とに努めている.

- 1. はじめに
- 2. 伝統的 CAD
- 3. AI-CAD
- 4. ディープラーニング
- 5. CADの進化・多様化 (図4)
- 6. 顕著なAI-CADの例
- 7. 結論
- 文献

4章では、AI-CADの推進エンジン、公共データセット、 データ水増しと転移学習、GANと呼ばれる敵対的生成ネッ トワーク、連合(分散)学習)に触れている.5章では、 CADの進化として、セカンドリーダー型CAD、インター ラクティブCAD、同時リーダー型CAD、ファーストリー ダー型CAD、市販後学習(連続学習)機能付きCADにつ いて説明があり、CADの多様化では、3つのタイプのCAD (図4に示すように、現在4つに分類)、類似画像(症例) 検索CAD、ラジオミクス/ラジオジェノミクスCADを説 明している.6章の具体例では、眼底画像、皮膚画像、病 理画像、乳房画像、胸部画像について記述され、開かれた 自動診断と最後に検討されるべき問題点をまとめている.

本解説論文により,学生を初めとする初学者から研究者 まで,CADの過去,現在をまず概観し,未来を展望でき るであろう.さらなる詳細に興味ある読者は,著者編著に よる以下の文献2)も参考されたい.



 図1 3度目のブームを迎えているAIの進化の歴史とCAD 研究開発の推移¹⁾



図2 AIにおける機械学習,ニューラルネットワーク, ディープラーニングの関係¹⁾



 図3 従来型(伝統的) CADとディープラーニング型AI-CADの開発過程の比較. (a)では人間が特徴を定義す るが, (b)ではディープラーニングが学習データから特 徴を抽出する¹⁾





- Fujita H: AI-based computer-aided diagnosis (AI-CAD): The latest review to read first. Rad. Phys. Tech. 13(1): 6-19, 2020
- 藤田広志(編著): 医療AIとディープラーニングシリーズ 2020-2021年度版 はじめての医用画像ディープラーニング 一基礎・応用・事例一,オーム社,東京,2020

執筆者:藤田広志(岐阜大学工学部)

大会開催報告 第118回日本医学物理学会学術大会報告

Report of the 118th Scientific Meeting of the Japan Society of Medical Physics

Kyo KUME^{*1}, Makoto SASAKI²

 $^{\scriptscriptstyle 1}$ Research and Development Division, The Wakasa Wan Energy Research Center

² Fukui Proton Therapy Center, Fukui Prefectural Hospital

1. はじめに (大会開催準備)

2020年現在,新型コロナウイルス感染症 COVID-19の 影響により,従来型の学術集会の開催が困難になってい る.本稿で報告する2019年秋に開催された第118回日本 医学物理学会(JSMP)学術大会(JSMP118)は,JSMPとし ては意図せずして COVID-19の影響を受ける前に開催で きた最後の従来型の学術集会となった.

大会の開催準備は、まず2017年春のJSMP113会場で 当時のJSMP会長であった齋藤秀敏先生(首都大学東京 (当時))から主著者へ口頭により、大会長受任ならびに当 地(福井県地方)での大会開催の打診があり、主著者と所 属機関における検討を経たのち、2017年秋のJSMP114 日韓大会会場において主著者から大会長受任ならびに当地 開催を受諾した旨を回答したことから始まった。

続いて実施体制の構築に移った.当地には保健学科を有 する大学が存在せず,中心となる実行委員は病院の現場ス タッフをあてにする必要があることは重々自明であった. その中で,実行委員長については主著者の所属機関と陽子 線治療の関係で強い結びつきを有する第2著者に就任を強 くお願いした.実行委員長を皮切りに,福井県放射線治療 研究会の参加者中の医学物理担当の病院スタッフを訪ねて 回り,同研究会参加各院や主著者所属機関等から快く実行 委員への参画を得ることができた.プログラム委員長は JSMPの中で知見を有する首都大学東京(当時)の明上山 温先生に無理をお聞きいただいてご就任をお願いし,明上 山先生のお取り計らいによりプログラム委員をご選任いた だいた.実行委員会,プログラム委員会ともに会期までに 複数回を開催した.表1,表2に各委員の名列を記した.

実施体制の構築ということでは、当然のことながら協 賛・後援等についても準備を行った.JSMPとしてのご協 力をお願いできるスポンサーということで、JSMP115や JSMP117併設のITEM展示会参加企業をくまなくまわ り、JSMP114日韓大会やJSMP116出展企業にも依頼を 行った.その結果、ランチョンセミナー開催や広告・バ

表1	実行委員会の名列

		1
委員の役職	委員名	委員所属
実行委員長	佐々木誠	福井県立病院
実行委員	大西一幸	日本赤十字社福井赤十字病院
実行委員	小川芳司	福井県立病院
実行委員	木下尚紀	福井大医学部附属病院
実行委員	為重雄司	福井県立病院
実行委員	前田宗利	(公財) 若狭湾エネルギー研究センター
実行委員	前田嘉一	福井県立病院
実行委員	溝口直洋	福井県立病院
実行委員	森崎将臣	市立敦賀病院
実行委員	吉本直也	恩賜財団済生会支部福井県済生会病院

表2 プログラム委員会の名列

委員の役職	委員名	委員所属
プログラム委員長	明上山温	首都大学東京
プログラム委員	有村秀孝	九州大学
プログラム委員	磯辺智範	筑波大学
プログラム委員	井上一雅	首都大学東京
プログラム委員	岡本裕之	国立がん研究センター
プログラム委員	河内徹	千葉県がんセンター
プログラム委員	木藤哲史	がん感染症センター駒込病院
プログラム委員	黒岡将彦	東京医科大学
プログラム委員	古徳純一	帝京大学
プログラム委員	真正浄光	首都大学東京
プログラム委員	津田啓介	順天堂大学
プログラム委員	照沼利之	筑波大学
プログラム委員	藤田幸男	駒澤大学
プログラム委員	宮下久之	聖マリアンナ医科大学
プログラム委員	山本徹	北海道大学

* (公財)若狭湾エネルギー研究センター [〒914-0192 福井県敦賀市長谷 64号 52番地の 1] The Wakasa Wan Energy Research Center, 64-52-1 Nagatani, Tsuruga-shi, Fukui 914-0192, Japan E-mail: kkume@werc.or.jp ナー・機器展示等の協賛に多数のご協力を頂戴できた.た だし企業側の学会への協賛に関するコンプライアンスが厳 格になっている背景があり、今後においてはますます企業 協賛の依頼が厳しくなるであろうと感じられた.また例年 秋のJSMP学術大会をサポートくださる(一社)日本ラジ オロジー協会、当地でのコンベンション補助事業を実施し ておられる(公財)福井観光コンベンションビューローか らも快くご協賛・ご後援を頂戴することができた.

またコンベンション補助業務に従事する企業も選定し、 ヘルプデスク業務を(株)国際文献社、会場運営補助業務を (株)福井新聞PRセンター、設営補助業務を(株)NESIに 依頼した.特に国際文献社においては、過去のJSMP秋 季大会の経験を踏まえ、大会運営や大会当日までの工程に ついて丁寧なご指導・ご指摘をいただき、大いに助けられ た.これらの業者確保も2018年春頃に行った.アルバイ ト従事者等は開催が迫った2019年夏頃から、当地の大学 (福井大学、福井工業大学)の工学系の研究仲間に協力を 呼びかけ、学生多数を動員した.

2018年春頃には開催場所・施設を選定した. 主著者の 本拠地は敦賀市であるが、交通や宿泊の便を考慮し、県庁 所在地の福井市を選定した. 主著者と第2著者とで協力し て会場候補施設を巡り、福井市にはコンベンション施設が ないことから, 講演会場として主会場と副会場複数等を確 保可能な場所としての福井県国際交流会館、および市民公 開講座やJSMP118終了翌日に開催計画した(一財)医学物 理士認定機構(JBMP)講習会向けの大会場として福井県県 民ホール,100人規模の情報交換会を開催可能なグランユ アーズフクイ,の3施設を2018年春までに確保した.図1 に福井県国際交流会館,図2に福井県県民ホールが入るア オッサの外観を示す.本学術集会のような複数の講演・企 業展示などの同時進行を想定し、そのための会議室・事務 室・クロークといった会場設計やLANなどのインフラ整 備が充足されているようなコンベンション施設の存在は, 会場選定において非常に大きなインパクトがあることを痛 感した. 今後も大会長や開催地を選定する場合には. コン ベンション施設の有無という条件もぜひ入れるべきであろ う.

会期の設定としては、過去数年は秋のJSMP学術大会 では会期2日を維持したようだが、JSMP118では会場の 都合等を鑑み、会期3日を設定した.また遠方からの参加 者の確保や委員の負担軽減も企図して、敬老の日のある 3連休最終日を確実に休日とできるよう、連休中日には多 数の参加が見込まれるJBMP講習会を設定するものとし て、連休初日に会期最終日をあてるようにした.

2019年年明けには大会テーマ「地域の医療が世界へ広 がる」を主著者・第2著者間の協議で決定した.人口60 万人ほどの地方においても,医療では世界につながること を強調するためである.引き続いてポスターの準備や配



図1 主会場となった福井県国際交流会館



図2 市民公開講座を開催した福井県県民ホールが入居する アオッサの外観

布,各種講演の依頼,一般講演の募集,報文集の編集,参 加登録等を行った.

会期直前の8月から9月にかけて、国内では激甚災害が 連続して発生した。8月27日から29日頃までは九州北部 で集中豪雨による災害が発生した。9月9日には、令和元 年房総半島台風(台風15号)が関東地方に上陸し、千葉 県を中心に甚大な被害が発生した。学術大会開催にあたっ て計画外の障害が発生することを懸念したが、影響は最小 限に食い止められたものと思われる。

2. 演題数と参加者数

JSMP学術大会では、一般講演の演題数と参加者数に関 心が寄せられている.これらを表3、表4に示す.

秋のJSMP学術大会の演題数は、日韓大会や著名遠隔 開催地(沖縄や札幌)などの条件により変動するので一様 に比較しにくいが、少なくともJSMP116とは同程度の演 題数を確保することができた.なお会場数の都合により、 17題についてポスター発表とさせていただいた.

参加者数も同様の条件により一概には比較しにくいが, JSMP116並みの参加者を確保した.

教育講演	2題	_
特別講演	3題	
市民公開講座	4題	_
企画セッション	8題	
一般講演(口頭)	81題	
一般講演(ポスター)	17題	
学会参加者	395名	
教育講演参加者	230名	
市民公開講座参加者	80名	
情報交換会参加者	77名	
レセプション参加者	77名	_
協力企業	30社	

表3 演題数,参加者数,および協力企業数の概要

表4 4	会員	種別	参加	者数
------	----	----	----	----

会員種別	登録数
名誉会員	1名
正会員	332名
非会員	23名
学生	40名
講師・招待者	9名
合計	405名

会場の所在する福井市は、遠方からの旅客は必ずJR福 井駅を経由することになる.JRの場合に利用できる列車 は1時間に1~2本に限定されているため、参加者数が少 ないながらも終了時刻など一斉に福井駅に集中すれば混乱 が発生することも予想した.そのため、JR利用者に対し ては、会期中の余裕ある時間に切符の確保等を行うように アナウンスし、できるだけ駅に集中する事態が発生するこ とを避けるとともに、JR西日本にもあらかじめ情報提供 を行った.託児所の情報も問い合わせがあった場合に備え ていたが、実際にはなかった.

このような準備を経て会期に入った(図3,図4).

3. 講 演

3.1 教育講演

教育講演は、JSMP教育委員会のご協力により、演者と 座長ならびに演題を選定いただいた.

教育講演1として秋野祐一先生(阪大医附属病院)によ り「検出器でこんなに変わる小照射野計測」を,教育講演2 として椎木健裕先生(山口大医)により「放射線治療にお ける機能画像の役割-放射線治療の個別化を目指して」を ご講演いただいた.



図3 看板



図4 閉会式で登壇した主著者

いずれも最近の医学物理界隈で話題になっている内容で あり,教育講演としての役割を十二分に果たしたものと考 える.今後の教育講演においても,治療や診断,核医学, 計測等を網羅した豊富な内容を盛り込むことが重要であ る.

3.2 特別講演

特別講演は、大会テーマにそった2題について演者と座 長を主著者・第2著者で選定し、そのほか1題について演 者と座長を別の提案者により選定いただき、合計3題をプ ログラムに盛り込んだ.

特別講演1としては、地方の小さい県でありながらも粒 子線施設が二つ存在している事実に鑑み、粒子線治療の話 題「炭素線治療の評価」を提供するものとした. 演者の金 井達明先生(大阪重粒子線治療セ)は福井市ご出身であり、 とくに第2著者の所属施設立ち上げに貢献された方であ る. 重粒子線治療は国産の治療技術と言っても過言ではな く、JSMPの至宝とも言える. その重粒子線治療の発展に



図5 特別講演での岡沢秀彦先生

大貢献された金井先生から,ご出身地において伺うという 極めて貴重な機会となった.なおこの紙面を借りて,ご令 室のご逝去にあらためて哀悼の意を表すとともに,悲しみ を乗り越えてご講演くださった先生に心からの感謝を申し 上げたい.

特別講演2としては、やはり当地で特色ある研究を実践 しておられる岡沢秀彦先生(福井大・高エネルギー医学研 究セ)から、「福井から世界へ~分子イメージング最前線 ~」をご提供いただいた.この福井大・高エネルギー医学 研究センターは、PET研究で世界の最先端を走る機関で あり、原子力関連分野での研究開発とその利活用を目指す 主著者の所属機関とともに、原子力立地地域においてユ ニークな存在となっている.また岡沢先生の講演内容は、 放射線治療における一課題である治療効果の早期判定に直 結しており、放射線治療に携わる多くの学会員が関心を抱 くであろうと考えた.これらのことをJSMPとしても共 有いただけたものと自負している.

特別講演4としては、北海道大GI-CoRE・JBMP共催と して、「CAMPEPの現状と将来」と題し、M. McNitt-Gray 先生(UCLA)からご講演いただいた. 医学物理士の育成は JSMPとしても重要な課題であり、貴重な情報を提供いた だいたものと考える.

図5に特別講演の模様を示した.

3.3 一般講演とポスター発表

ー般講演は3会場に分けて,同時進行した.発表時間は 講演と質疑応答を合わせて15分間とし,近年のJSMP学 術大会では異例とも言える長さを確保した.図6に一般講 演の模様を示した.

ポスター講演は廊下で行い,ショートプレゼンテーショ ン方式も盛り込んで,質疑応答時に多くの参加者でにぎ わった.なお,熊崎祐先生(埼玉医科大学)にはショート プレゼンテーションのモデレータを特別にお願いした.こ こに改めて御礼を申し上げる.図7にポスター講演の模様



図6 一般講演の模様



図7 ポスター発表の模様

を示した.

3.4 ランチョンセミナー

ランチョンセミナーは、スポンサーの企業により企画・開 催された.(株)日立製作所からは「粒子線治療計画装置の実 際:VQAの使用経験」が安井啓祐先生(藤田医科大)を 講師として、東洋メディック(株)からは「SRS MapCHECK の使用経験~Filmless QAへの挑戦~」が齋藤泰紀先生 (藤田医科大病院)を講師として、(株)バリアンメディカルシ ステムズからは「Pioneers for Varian Latest Technology-Halcyon & TrueBeam Developer Mode」と題して茂木佳菜 先生(国立がん研究セ東病院)と北村彩香先生(京大院)を 講師として、そして(株)千代田テクノルからは「眼の水晶体 の線量限度引き下げ動向と測定方法について」と題して 犬飼裕司先生(同社)を講師として、それぞれ開催された. いずれも盛況で、毎日約400 食の昼食が振る舞われた.

3.5 企画セッション

大会テーマに沿った企画として,「治療室内CT画像誘 導システムを利用した粒子線治療の現状と今後の発展」と 題してJSMP118独自のセッションを開催した.前述の通 り,当地には粒子線治療施設が二つあることが最大の特徴 である.主著者所属機関で実施した陽子線治療臨床研究, それに先立ち地元の福井大学医学部附属病院で実施された X線治療,および第2著者所属機関で実施されている陽子 線治療においては,いずれもCT位置決めが重要な意味を 持つ.全国的に治療室内CTの導入が実施または検討され ている粒子線治療施設が増えている一方で,その利用目 的・運用方法・技術開発などについてこれまでディスカッ ションする場がなかったので,今大会を契機にしたいとい う意図があった.最初は大会のセッションとして成立する か疑問であったが,事前調査を行い,導入施設からの要望 が多かったことから実現に踏み切った.その結果,8施設 の演題発表をいただき,有益な情報交換を実施することが できた.

3.6 市民公開講座

市民公開講座は、本来はJSMPが法人として開催する ところ、JSMP118においても大会本部側で企画すること となったので、大会テーマに沿って地元で演者を選定し、 市民公開講座としてのタイトル「福井と医療とテクノロ ジー」を付して実施することとした、「きっと受けたくな る、福井のPET/MRI検査」(辻川哲也先生(福井大・高 エネルギー医学研究セ))、「あなたの水を見るMRT(磁気 共鳴画像)」(木村浩彦先生(福井大医))、「福井県立病院 で行われている最新陽子線治療」(玉村裕保先生(福井県 立病院))、「放射線の見える化研究」(砂川武義先生(福井 工業大))の4題のご講演をいただき、有意義な講演内容 を伺うことができた、聴衆が想定よりも少なく、今後の実 施にあたっても課題を残すこととなった。

4. ウエルカムレセプション・情報交換会

JSMP118での独自の取り組みとして、ウエルカムレセ プションを会期初日に講演会場で実施した.また会期2日 目には情報交換会をグランユアーズフクイで地元の音楽ユ ニット「ジュエル」も迎えて開催した.いずれも盛況で、 和やかな雰囲気を醸成し、また有意義な情報交換の場を提 供することができた.図8にウエルカムレセプションの模 様を示した.

5. 機器展示

機器展示は医学物理における企業の貢献を示す場である とともに,医学物理の研究成果を実用化している好例を示 すものでもある.従来の秋のJSMP学術大会では廊下等 で展示してあることもあったが,今大会では一室を準備 し,ドリンクコーナーも一角に用意して,参加者が時間を かけて情報収集可能な環境を構築した.機器展示の模様を 図9に示す.展示企業の協力もあって盛況となった.



図8 ウエルカムレセプションの模様



図9 機器展示の模様

6. おわりに

前述の通り当地は保健学科や医学物理関連の大学の課程 が存在しない一種の「医学物理空白地帯」であり、JSMP 学術大会を開催するのには一定の障壁があったのは事実で あったが、このような地域でも関係者間の意識を共有して 協力することでJSMP学術大会を実施することができる ことを示したのは大きな収穫と思われる.反面、やはり企 画・準備の段階でマンパワーが欠如し、結局は主著者と第 2著者だけが走り回ることも多く、大会長や開催地選定に おいてはこのような側面も検討する必要性があることも示 唆していると思われる.主著者の場合、JSMPに携わるよ うになって20年ほどがたち、その間に培った人脈等を今 回の大会開催にあたっては活用できたのは幸いであった.

当地は良くも悪くもやはり「田舎」であり,濃密で人情 味のあふれる人間関係を構築できた反面,コンベンション 開催についてのノウハウの蓄積が不足していることも露呈 する局面があった.このような場面ではヒヤリとすること も多かったが,逆に言うと素朴な開催ができたとも言える ので,決して悪いことではないと思われる.

JSMPの法人運営においては、秋の学術大会は年間の事

業費ベースでかなりの割合を割くような,特に重要なイベントである.今後もぜひ,法人をあげて学術大会の開催を 支援していただきたい.

2020年前半の段階では、COVID-19の収束が見通せず、 今後の学術大会の継続開催も懸念されるのは事実である が、「人が集い、語らう」という学術大会の良さは必ず、 今後も継承するべきことである.来年以降の学術大会の復 活を祈念する次第である.

謝辞

様々な形で学術大会に関与されたJSMP会員各位,運 営に協力いただいた福井新聞PRセンター・NESI・ユ アーズホテル・ジュエルの皆さま、会場ご提供にご協力い ただいた福井県国際交流協会・福井県県民ホールの皆さ ま、ご後援・ご協賛いただいた日本ラジオロジー協会・福 井観光コンベンションビューローの皆さま、広告やバナー 掲出・機器展示・ご後援・ランチョンセミナーご主催の企 業の皆さま、各委員や要員ならびに講師や座長を派遣いた だいた各機関の皆さま、特に主著者と第2著者に学術大会 用務をご許可いただいた(公財)若狭湾エネルギー研究セン ターと福井県、特別講演や教育講演のためにご尽力いただ いた諸先生方、そして学術大会全般にわたりお骨折りいた だいた国際文献社の皆さま(特に砂田様と篠原様)には、 心から深く感謝を申し上げます.

|施設紹介| 藤田医科大学大学院保健学研究科 医用放射線科学領域医学物理学分野の紹介

林 直樹*1,安井啓祐¹,齊藤泰紀^{1,2},浅田恭生¹ ¹藤田医科大学大学院保健学研究科 ²藤田医科大学病院放射線部

Introduction of Medical Physics Education Course in Fujita Health University

Naoki HAYASHI^{*1}, Keisuke YASUI¹, Yasunori SAITO^{1,2}, Yasuki ASADA¹

 $^{\scriptscriptstyle 1}$ Graduate school of Health Sciences, Fujita Health University

² Fujita Health University Hospital

1. 本学について

藤田医科大学を運営する学校法人藤田学園は創設者であ る藤田啓介先生の"人生究極の事業は教育である"の信念 に基づき、当時極端に不足していた看護師や臨床検査技師 を養成する目的で1964年に設立され、同年に看護専門学 校を開校した。1966年には名古屋保健衛生技術短期大学 を開学,1968年には藤田医科大学の前身となる名古屋保 健衛生大学を開学し, 学部の統合や学校名称の変更などを 経て2018年には藤田医科大学は創立50周年を迎えた.藤 田医科大学は現在,医学部,医療科学部,保健衛生学部の 3学部を有する医療系総合大学として医師,看護師,保健 師,診療放射線技師,臨床検査技師,臨床工学技士,理学 療法士、作業療法士と診療情報管理士を養成する、教育病 院として豊明市に第一教育病院の藤田医科大学病院 (1,435床),名古屋市金山エリアに第二教育病院のばんた ね病院、三重県津市に第三教育病院の七栗記念病院、愛知 県岡崎市に第四教育病院の岡崎医療センターを備え、藤田 医科大学の学生たちはこれらの教育病院を主体に臨床実習 を実施する.診療放射線技師を養成する放射線学科は、国 内初の4年制教育課程として1987年に設置され、これま でに2,500名を超える卒業生が全国で活躍している.

学園本部のある豊明キャンパスは名古屋市緑区と豊明市 を跨ぐように位置している.豊明キャンパス内には中央に 藤田医科大学病院,その周囲に学校・研究施設群が取り囲 むように建物が配置されている(Fig. 1).先述の学校群に 加えて,研究施設として総合医科学研究所や疾患モデル研 究センターを備え,大学の各講座と大学病院の診療科およ び企業との架け橋的な役割を担い,基礎研究から臨床研究 までを実施している.このように藤田医科大学は臨床へと 繋がる教育と研究に熱心な大学であり,職種横断的な学修 科目や地域密着型の実習などの特色ある教育プログラムと 研究成果が認められ,2020年9月2日付でTHE(Times Higher Education)の世界大学ランキング2021では世界 501~600位(国内ランク11位)にランクインしている.

2. 大学院教育

本学大学院保健学研究科医用放射線科学領域は、診療放 射線技師を養成する学部教育を基盤とした高度教育および 研究機関として6分野にて構成される. 医学物理学分野 は、その一分野であり、主に診断領域を含めた放射線計測 や放射線治療分野の教育と研究に焦点を置いている. 医学 物理学分野の教員は3名で、そのうち医学物理士認定を受 けた教員は2名である. 医学物理学分野の大学院修士課程 については日本医学物理士認定機構(JBMP)より医学物理 士認定教育コースとして認定をうけている. Fig. 2に医学 物理学分野修士課程の流れと到達目標を示す.修士課程1 年次の初めに共通科目や専門科目の特論を通して基礎力を 養い、研究者として必要な知識と情報収集能力を身につけ る. そして医学物理学演習にてゼミ形式による医学物理の 各論についての議論を通して知識固めと情報発信能力を身 につける. 医学物理学特別研究は2年間通した単位であ り、研究の遂行と学会発表、論文執筆に注力し、研究者と



Fig.1 豊明キャンパス空撮

藤田医科大学大学院保健学研究科 [〒470-1192 愛知県豊明市沓掛町田楽ヶ窪1番地98] Graduate school of Health Sciences, Fujita Health University, 1-98 Dengakugakubo, Kutsukake-cho, Toyoake, Aichi 470-1192, Japan E mail: havashi@fujita hu as in

E-mail: hayashi@fujita-hu.ac.jp



Fig. 2 修士課程のカリキュラム

	藤田医科大学11号館 (学内教育・研究用機器)	藤田医科大学病院 (臨床用機器)
放射線治療装置	なし	NovalisTX (BrainLAB) TrueBeamSTx (Varian) MultiSourse (Eckert&Ziegler)
CT装置	AquilionPrime (CANON)	AquilionLB (CANON)
放射線治療計画装置	Pinnacle ³ (Phillips) Professional× 6端末	Pinnacle ³ (Phillips)×4 端末 iPlan (BrainLAB)×3 端末 RayStation (RaySearch)×2 端末 SagiPlan (Eckert&Ziegler) VariSeed (Varian)
品質管理機器	FilmQA Pro (Ashland) 0.6 cc, 0.125 cc 電離箱線量計 (PTW) PC Electrometer (SunNuclear)	Blue Phantom (IBA) MP3-S (PTW) ArcCHECK (SunNuclear) MapCHECK2 SRS MapCHECK (SunNuclear) 電離箱線量計,半導体検出器,ダイヤモンド検出器各種 (PTW & IBA) DD-System (R-tech) SNC-Patient, Machine (SunNuclear) DoseLab (Varian) など

Table 1	主西继里	巨

しての基盤を形成する. 医学物理学分野は, 隣接する大学 病院の放射線治療部門との連携をしており, 大学病院放射 線治療室と共同での研究を実施できる.

Table 1に学内と大学病院の保有機器一覧を示す.学内 には放射線治療装置は所有しないが,実験用の計測器具や 放射線治療計画装置を有し,基礎的な実験や治療計画手順 の学修等を実施することができる.大学病院においては直 線加速器が2台,小線源装置が1台,複数の治療計画装置 とさまざまな計測機器を所有しており,これらを用いて実 習や実験を行うことができる(Fig. 3). 医学物理学分野は 他の分野とカリキュラムが異なり,専門領域における座学 の特論や演習科目に加えて,臨床現場での実習として医学 物理学臨床実習をシラバス収載している.この医学物理学 臨床実習は,医学物理学分野の教員に加えて医学部放射線 腫瘍科や大学病院の医学物理士も教員に登録されており, カンファレンスへの参加や放射線治療計画実習,品質管理 実習などを行う(Fig. 4). 臨床実習は余裕を持って臨床医 学物理学を実践し,習得するために4単位で合計120時間 の実習時間を確保している.大学院修士課程での臨床実習 はJBMPの定める医学物理士養成教育コースの要件には 必修ではないが,診療放射線技師養成課程を経ていない学 生や,養成課程を経ていても臨床現場での医学物理業務の 習得を希望する学生向けに開講している.座学での知識の 集積と臨床現場での実習を通して医学物理士としての素養 を身につけ,修士2年次には医学物理士認定試験や国際学 会での発表,論文執筆に挑戦するというのが2年間の流れ であり,研究者としての土台を形成することが到達目標で ある.

対外活動としては地域研究会との共同開催でのセミナー を行っている. 2020年度は新型コロナウィルスの影響に



放射線治療室1

NovalisTx



放射線治療室2 TrueBeam with ETX Fig. 3 大学病院の治療室



小線源治療室 Multi-source with C-arm X-ray





Fig. 4 医学物理臨床実習の風景



Fig. 5 IDMP2019での集合写真

より研究会やセミナーの開催が中止となったが、2019年 度においては国際医学物理の日の愛知イベントとして名古 屋大学と共同で研究発表会を行っており、医学物理学分野 の学生も発表を行った(Fig. 5). また、東海放射線腫瘍研 究会との併催により、藤田医科大学病院において電位計の 相互校正に関する実技形式の勉強会を開催した.この際に は講師および実習補助として医学物理学分野の教員や学生 が参加した(Fig. 6).



Fig. 6 地域研究会での風景

3. 研究活動

前述のように医学物理学分野では放射線計測と放射線治 療に関わる研究を実施している.基本的には論文精読の中 で不明な点が生じる場合や大学病院における課題などを研 究テーマに選定して実施している.最近のトピックスとし ては1)陽子線治療における技術と計測に関する研究,2) 体表面監視装置の開発と運用に関する研究,3)放射線治 療中の被曝を含めた,医療被曝に関する研究,4)放射線 治療の線量標準化および外部評価に関する研究に焦点を当 てている.以下にそのトピックスを示す.

1) 陽子線治療における技術と計測に関する研究

陽子線治療は従来のPassive形式からActive形式のもの へと変化し、普及してきている.それに伴い、治療計画の 方法についてはActive形式を活用したパッチ照射や Paintingの方法、各種パラメータの設定などの最適化が 提唱され、線量計測についてもPassiveとは異なる手法が 報告されている.当研究室におけるこのカテゴリーの研究 は陽子線治療における治療計画の手法や装置のエラーに起 因する不確かさが、最終的に照射精度にどのような影響を 及ぼすかという研究題目や、モンテカルロシミュレーショ ン(GEANT4やPHITS)による各種設定の違いが線量投 与に与える影響などの題目について調査・研究を行ってい る.現在在籍している教員が以前に名古屋陽子線治療セン ターに所属していた繋がりから、この関連の研究題目を名 古屋陽子線治療センターと共同で実施している. 2)体表面監視装置の開発と運用に関する研究

近年の放射線治療においてはX線による被曝のない体表 面監視装置による患者位置照合や呼吸性移動のモニタリン グが応用されている.我々は聖隷浜松病院との共同研究に より赤色スリットレーザスキャンと光切断法による体表面 監視装置の品質管理法の確立や適切な運用法の構築のため の調査研究を行ってきた.また,これらの経験をもとに, 深度情報取得可能な小型検出装置を用いての簡易的な体表 面監視法の開発に向けて研究を行っている.

3)放射線治療中の被曝を含めた、医療被曝に関する研究 画像誘導放射線治療における画像取得時や照射野外放射 線の線量被曝は放射線治療計画装置で推定することはでき ない.しかしながら、画像取得の機会増加やVMAT照射 中のヘッドからの散乱線による追加線量被曝は懸念されて おり、これらの線量が人体に与える影響は明らかにする必 要がある.我々はこの課題に対し、OSLDやフィルムによ る実測およびファントムを用いた計測法を実施して線量を 推定している.

4) 放射線治療の線量標準化および外部評価に関する研究 放射線治療の標準線量は、標準計測法を実施することに より担保される.そして基準条件が確保されない場合の標 準計測の場合には、各種係数の見直しが必要である.我々 はスキャニング陽子線における電離箱の擾乱係数の算出を 試みている.また、陽子線ビームの第三者評価への運用を 想定し、ガラス線量計の検出特性の調査や新しいシンチ レーション検出器の開発に挑戦している.

4. 学生生活について

Fig.7に医学物理学分野に在学する修士1年生および修士 2年生の1週間スケジュール例を示す.大学院修士1年次は 共通科目や専門科目の中から特論(講義)を必要数選択し

ある修士1年生の1週間スケジュール

	月曜日	火曜日	水曜日	木曜日	金曜日
午前	研究	研究	講義	講義	TA
午後	演習	ゼミ	講義	講義	TA

ある修士2年生の1週間スケジュール					
	月曜日	火曜日	水曜日	木曜日	金曜日
午前	研究	研究	学外研修	研究	研究
午後	大学病院	ゼミ	学外研修	演習	大学病院

Fig. 7 修士学生の1週間スケジュール

講義は共通科目や専門科目の講義を受講する.
TAはティーチングアシスタントの時間である.
研究室滞在時は自身の研究実施や医学物理士試験の
勉強にあてる.
演習は医学物理演習のカリキュラムに従いプログラ
ミングなどを行う.
大学病院では臨床業務に参画し、医療者としての心
得を身につける.
学外研修は学外にて医学物理研修を行う時間である.



Fig. 8 ゼミの風景

て受講する必要がある.そのため,研究や演習の時間に比 べてこの特論の時間が多いことが特徴である.また,ティー チングアシスタントとして学部学生の実験実習のサポート を行い,学部学生に教えることによって教育の素養を養う とともに自身の知識を定着させる.また大学院修士2年次 は講義に費やす時間は減少し,演習科目や臨床実習,研究 に費やす時間が増える.また,学外研修により大学病院以 外の施設において医学物理学を実践学習する.今年の学生 の場合は愛知県がんセンター中央病院の協力を得て研修を 行っている.また,毎週火曜日の午後には研究室全体のゼ ミを設け,英文精読や研究進捗報告を行っている(Fig.8).

5. 医学物理学を志す若手のみなさんへ

医学物理学という学問は理工学的視点から医学への応用 を目指し,患者が安心して医療を受けられるための機器の 開発や技術の提案に大きく寄与する.そして先進的な技術 の開発や研究に従事し,医療現場との架け橋となる職種が 医学物理士である.我々の研究室ではその志をもった人材

なったことが功を奏したものと自負している.

この施設紹介を読んでくださった若手の皆さん,我々と 一緒に学び,挑戦してみませんか? みなさまの本学大学 院医学物理士養成プログラムへの受験をお待ちしておりま す.

~~~~~~~~~~~~~~~~~~~~~~~~~~~~~~~~~~~~~~	後記 >>>>>>>>>>>>>>>>>>>>>>>>>>>>>>>>>>>>
本号では RPT 誌編集委員長の土井邦雄先 学大学)に「民主主義をどうやって守るの だきました. RPT 誌の Impact Factor 取得の とともに、研究や学問の今後の継続的な進 事である米国大統領選挙をめぐる状況と絡 ください. また、本誌でも RPT レビュー論 本記事が会員諸氏の RPT 誌講読および投稿・ 教育委員会との連携企画である遠藤真広 による HIMAC の開発に関する解説論文が 米恭先生および佐々木誠先生(若狭湾エネ 催された JSMP118 学術大会について誌 COVID-19 の感染拡大によりオンサイトに ります. Virtual の有用性を理解しつつも、 いて改めて考えさせられます. 一方、対面 きな影響を及ぼしています. 埼玉医科大学の いた放射線治療模擬体験アプリケーション な状況下で選択しうる新たな教育ツールの 会員各位の参考になるものではないでしょ には、同大学院における特徴的な教育・研究 末筆になりましたが、本誌に論文投稿いた ただいた方々、寄稿いただいたすべての方々	生(シカゴ大学・群馬県立県民健康科 か?」と題されたの巻頭言を寄稿いた ための会員諸氏への期待が寄せられる 歩・発展への先生の思いを世界の関心 め述べられておりますので是非ご一読 文2報の紹介記事が掲載されています. へのいざないとなることを期待します. た生(医用原子力技 術研究振興財団) 前号に引き続き掲載されています. 久 ルギー研究センター)には、昨年度開 面報告いただきました.本年度は よる大会開催が困難な状況が続いてお 対面での会員交流の機会の必要性につ による行事開催の制限は、教育にも大 の開発に関する研究論文は、このよう 提供に期待をもたせられるものとして うか.藤田医科大学院の林直樹先生他 冠動について紹介いただきました. たきました皆様、査読の労をとってい にこの場を借りて御礼申し上げます. (編集委員 山田崇裕)
Japanese Journal of Medical Physics	医学物理
Editorial Board T. Hasegawa (Chief)	編集委員長 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) 善士 天次里 (能士士学)
N. Kanematsu	减不不仅为(照本入子) 磯辺 智範(筑波大学)
R. Kohno	兼松 伸幸 (放射線医学総合研究所)
M. Sakai	河野 良介(放射線医学総合研究所) 培
S. Sato S. Sugimoto	境 麻木(高衆中矢柄院) 佐藤 清香(エレクタ(株))
Y. Takahashi	杉本 聡(順天堂大学)
A. Nohtomi M. Hashimoto	高橋 豊(大阪大学) 納軍 昭己(九州士学)
T. Fujisaki	橋本成世(北里大学)
T. Magome	藤崎 達也 (茨城県立医療大学)
N. Matsufuji S. Minohara	馬込 大頁(駒滓大子) 松藤 成引(放射線医学総合研究所)
Y. Mori	義原 伸一 (神奈川県立がんセンター)
H. Watabe	森 祐太郎(筑波大学) · · · · · · · · · · · · · · · · · · ·
1. 1411404	山田崇裕(近畿大学)
JSMP Secretariat:	公益社団法人日本医学物理学会事務局:
c/o International Academic Publishing, Co., Ltd., 358-5	〒162-0801 東京都新宿区山吹町358-5
Yamabukicho, Shinjuku-ku, Tokyo 162–0801, Japan TEL 03–6824–9384 EAX 03–5227–8631	(株) 国際文献社内 TEL・03_6824_9384 FAX・03_5227_8631
c/o International Academic Publishing, Co., Ltd., 332–6	☆益社団法八日本医子物理子云粣乗事務同・ 〒162-0801 東京都新宿区山吹町332-6
Yamabuki-cho, Shinjuku-ku, Tokyo 162–0801, Japan	(株) 国際文献社内
TEL: 03-6824-9363 FAX: 03-5206-5332	TEL: 03–6824–9363 FAX: 03–5206–5332
ISSN: 1345–5354	ISSN: 1345–5354
Japanese Journal of Medical Physics [JJMP] is published four times per annual volume by the Japan Society of Medical Physics.	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.
JJMP is indexed in Index Medicus and MEDLINE on the MEDLARS system.	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	わ ぐ	<u>- </u> 昌	夕	
	只,	3) L		1	
エレクタ	株式会	会社	東 洋 メ デ	イック杉	未式 会 社
株式会社	応用打	支 研	長 瀬 ラ ン	ダウア杉	株式会社
加速器エンジニア	リング株式	式会社	株式会	社 日 立	製 作 所
住友重機械工	業株式	会 社	ユーロメテ	「ィテック	株式会社
株式会社千代	田テク	ノル	公益社団法	人 日本生作	本医工学会
株式会社通商	i 産 業 研	究 社			

# Japanese Journal of Medical Physics

次

\$ 頭	言
-7	- 民主主義をどうやって守るのか?
	土井邦雄
究論	 文
	Virtual Realityを用いた Android/iOS 端末対応型放射線治療擬似体験アプリケーションの開発 針生将嗣,畑中星吾,近藤修一,新保宗史,齊藤美音, 後藤 俊,惣田梨加奈,山野貴史,西村敬一郎,髙橋健夫
載	
	説
	重粒子線治療装置 HIMAC の建設とそのもたらしたもの一医学物理学の観点から— 第3部.スキャニング照射の開発と新治療棟の建設(2006 ~ )
	遠藤真広
탄載	:RPT誌特集〉
文紹	介
	最近のRPT誌レビュー論文から:深層学習による画像変換の医用画像処理への応用概観
	最近のRPT誌レビュー論文から:AIによるコンピュータ支援診断(AI-CAD)
	一最初に読むべき最新の解説―
	藤田広志
:会開	<b>催報告</b> 第118回日本医学物理学会学術大会報告 久米 恭, 佐々木誠・・・・・・
設紹	介
	藤田医科大学大学院保健学研究科医用放射線科学領域医学物理学分野の紹介
	林 直樹,安井啓祐,齊藤泰紀,浅田恭生
住纵	
<b>朱</b> 妆	
	{ 復写される方へ】
	<b>〈 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</b>
	💡 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40巻 第4号

令和 2年12月25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