

ISSN 2189-3063



JAPANESE
SOCIETY
OF
RADIOLOGICAL
TECHNOLOGY

放射線治療部会誌

Vol.34 No.2 (通巻 59)



2020 年 10 月

公益社団法人日本放射線技術学会
放射線治療部会

・ 巻頭言	
「With コロナ時代の生涯教育を考える」	林 直 樹 3
・	
・ 第 80 回放射線治療部会(Web) 発表後抄録	
シンポジウム「自動放射線治療計画の現状と未来」	
座長集約	林 直 樹
	有 路 貴 樹 5
1. Automatic Brain Metastases Planning の可能性	石 原 佳 知 6
2. 知識ベース放射線治療計画の現状と展望	田 村 命 14
3. 治療計画の自動化の可能性	篠 田 和 哉 18
4. テンプレート機能による治療計画自動化への試み -前立腺 VMAT-	高 橋 侑 大 22
・ 専門部会講座入門編 「放射線治療における現場安全技術	
-失敗する仕組みとヒューマンファクタを理解する-	山 本 鋭 二 郎 33
・ 専門部会講座専門編 「放射線治療計画 QA ソフトウェア利活用」	佐 々 木 幹 治 47
・ 寄稿 _治療技術事始め	
第六回 放射線治療計画装置 - MODULEX の時代を中心に -	金 子 勝 太 郎 50
・ Multi-scale technology	
6th. EMF ジャパン株式会社	井 原 陽 平 57
・ 地域・職域研究会紹介	
中国四国放射線治療研究会の紹介	山 田 聖 65

With コロナ時代の生涯教育を考える

藤田医科大学医療科学部 林 直樹

2020 年は本来、東京オリンピックが開催され、それに伴う経済効果で日本は活気あふれているはずであった。しかし、読者各位が承知しているように新型コロナウイルス(COVID-19)の感染拡大によりオリンピックは延期となり、各種イベントは中止やウェブでの開催に置き換わった。国により緊急事態宣言が発出された際には、在宅ワークへの変換や行動制限を要請され、人との距離を保ち、必要最低限の接触に済ますという、新しい日常が提唱された。日本にあふれていた外国人観光客は見かけなくなり、インバウンド需要はなくなった。観光・エンターテインメント業界、飲食業界、教育業界の混乱は記憶に新しい。世界経済には急ブレーキがかかり、NY ダウや日経平均は急落した。医療現場では新型コロナウイルス感染者の対応に追われ、病床は逼迫し、感染対策のための支出や通常業務不可の継続により病院の収益は減少した。その後、行動制限が功を奏して新型コロナ感染拡大の事態は収束かと期待されたが、7 月中旬より再度感染者は増え始め、経済懸念も払拭できずに、この原稿を執筆している 8 月においても収束の兆しは見え、テレビをつければ依然として先の見えない報道が続いている。このような状況においては収益減少に伴う給与・賞与カットを実施する病院もあり、もはや医療従事者は正義感と使命感のみで働く状況が続いている。私は、いずれこの経済や医療現場の奇妙な空気感は収束するだろうと思っているが、この経験は一生忘れないであろう。

さて、このように新型コロナウイルスの感染拡大によってもたらされたものはマイナスの影響ばかりであろうか。私はそうは思わない。新しい日常の浸透やオンラインの活用促進によって、準備や移動に費やす時間は省くことができ、情報のやりとりは格段にスピードアップした。例えば、当たり前であった学会での交流や対面式のセミナーは密な環境を誘発するとして、ウェブを主体としたものになったが、コロナ感染拡大当初に比べてこの手順が円滑化したと感じる。そしてテレワーク浸透とウェブ配信ソフトウェアの技術向上も相まって、会員が情報を入手する、もしくは発信するということに関しては不自由ない環境に変わりつつある。そして、日本国内にとどまらず海外発信のウェブセミナーも多数開催され、英語での受講に抵抗がなければ、最新のソリューションについても難なく情報を入手することができるようになった。主催者側はセミナー会場や会議室を手配しなくても、全国各地または世界各地の研究者の講演聴講や重要な会議を開催することができる。これは情報入手の機会と多数の会員の質の向上と均てん化という点では良いと考えている。では、ウェブを活用したセミナーや学会の弊害は何だろうか。私は著作権上の制約と双方向性の確保が課題であると考えている。著作権とは著作者に対して法律によって与えられる権利のことであり、著作権法によって著作物という財産を守るとともに文化が発展する

ことを目的としている。その詳細については割愛するが、著作権法第 32 条に「引用」に関する記述がある。要約すると、引用する場合には①未公表作品を避け、②引用を明確に記し、③主たる言及の補助程度の引用にとどめ、④改変しないということが挙げられている。最近の講演で気になることとして、①から③は概ね遵守されているが④については守られていないことがある。また、著作権法第 35 条に教育機関等における複製と公衆送信などについての制約が示されている。講義において教育上必要ならば紙媒体での配布を認める、公衆送信の場合には所定の料金を払う必要があるというものである。この著作権法第 35 条については、国が令和 2 年のみ緩和すると改正をしたが、今後はどうなるかわからないところである。よりよい講演のために引用元の図表上に説明などを追記してスライドにしようと思うのは自然である。しかしその状態で、公衆に送信される状態が続くとこれは著作権法違反になりかねない、という危険も孕んでいる。したがって、それを避けるため該当の図表を省くために講義資料の質が低下する恐れもある。講師の皆様はオンラインセミナーを実施する前に一度著作権法を確認していただきたい。

そして、講義というスタイルは情報享受の流れが一方向になりやすい傾向にある。対面式講義において講師が受講者の様子を見ながら講義を実施しても、受講者の理解度は人それぞれで受講者が多いほど理解の統一は難しい。そのため、講師は多数派で適切な講義を構築して進行する。ではオンラインとなるとどうであろうか。受講者の様子を伺うこともできないし、できたとしても全員を確認することは難しい。まさに情報の双方向性の欠如である。これらの課題がクリアできなければ、これまでの対話型のセミナーや学会の質を確保することは難しいであろう。

しかしながら、今後は新しい日常、新しい学術会議・セミナーのあり方を考えなければならない。これまでの流れを受け、一定量はオンライン、もしくはオンデマンドという形が浸透していくであろう。しかしオンラインという手法は、上述したように良い点もあることは確かである。オンラインの短所を理解しつつ、長所を生かせるようにしたいものである。

第80回放射線治療部会

新型コロナウイルス感染拡大に伴い、JRC2020、第79回日本放射線技術学会総合学術大会は2020年5月15日(金)～6月14日(金) WEB開催へ変更となりました。

教育講演〔放射線治療部会〕

「頭頸部放射線治療の臨床」

司会 名古屋大学大学院 小口 宏

藤田医科大学 林 真也

第80回放射線治療部会 シンポジウム「自動放射線治療計画の現状と未来」

司会 藤田医科大学病院 林 直樹

国立がん研究センター東病院 有路 貴樹

1. Automatic Brain Metastases Planningの可能性

日本赤十字社和歌山医療センター 石原 佳知

2. 知識ベース放射線治療計画の現状と展望

近畿大学病院 がんセンター 田村 命

3. 治療計画の自動化の可能性

茨城県立中央病院 篠田 和哉

4. テンプレート機能による治療計画自動化への試み ―前立腺VMAT―

自治医科大学附属さいたま医療センター 高橋 侑大

専門部会講座(治療)入門編

司会 都島放射線科クリニック 辰己 大作

「放射線治療における現場安全技術 ―失敗する仕組みとヒューマンファクタを理解する―」

大阪府済生会野江病院 山本 鋭二郎

専門部会講座(治療)専門編

司会 山形大学医学部附属病院 鈴木 幸司

「放射線治療計画 QA ソフトウェア利活用」

徳島大学大学院 佐々木 幹治

第 80 回放射線治療部会（横浜） シンポジウム
「放射線治療計画の自動化の現状と未来」

座長集約

国立がん研究センター東病院 有路貴樹

藤田医科大学 林 直樹

第 80 回放射線治療部会シンポジウムのテーマは「放射線治療計画の自動化の現状と未来」である。放射線治療装置と放射線治療計画装置の発展により、本邦では 1990 年代から 2000 年代にかけて定位放射線照射や強度変調放射線治療をはじめとした高精度放射線治療技術が発展、普及した。それはまさに放射線治療装置の複雑な放射線出力や精密な装置稼働、放射線治療計画装置のコンピュータ処理速度の向上、高度な線量計算アルゴリズムの浸透がもたらしたものである。高精度放射線治療の放射線出力の複雑さと放射線治療計画の多様さから、2000 年代から 2010 年代初頭はその検証法や治療計画法などが研究の焦点であることが多かったと振り返る。日本放射線腫瘍学会の構造調査結果にあるように、今や本邦では高精度放射線治療を実施できる環境の施設は飛躍的に増え、患者に対して正確な線量を安定的に照射できるようになった。そして、放射線治療計画装置は線量計算のみならず、マルチモダリティでの画像融合や非剛体照合、線量合算、スクリプト機能の追加などに挙げられるように多機能化が進んだ。その一方で、学会やユーザ研究会における研究発表、自施設の症例の蓄積からの知見により放射線治療計画の手法は一定のパターン化が見込めるようになった。この背景から、スクリプト機能やテンプレート作成による放射線治療計画の自動化が叫ばれるようになった。今回のシンポジウムはこのような背景から企画されたものである。

今回のシンポジウムでは、治療計画装置別に講演を依頼した。日本赤十字社和歌山医療センターの石原先生には BrainLAB 社の ELEMENTS を活用した、単一アイソセンタ複数標的定量的照射法の治療計画とその自動化についてご講演をいただいた。近畿大学の田村先生には Varian 社の Eclipse を活用した、知識ベースの治療計画法についてご講演をいただいた。茨城県立中央病院の篠田先生には、RaySearch 社の RayStation を活用した、スクリプト機能を活用した治療計画の自動化の可能性についてご講演をいただいた。自治医科大学附属さいたま医療センターの高橋先生には ELEKTA 社の Monaco を活用した、テンプレート機能による放射線治療計画自動化への試みについて前立腺 VMAT を題材としてご講演をいただいた。これらの講演はいずれも、各社の特徴をふまえて演者の知識と経験をもとに示された。そのデータは、既にユーザの方や今後導入を検討されている方、いずれにとっても有益なものであったと確信している。またその一方で、研究要素・新規試行要素も含まれており、各社の今後の可能性も見込まれる、期待感のある講演であった。

ところで JRC2020 は新型コロナウイルス感染拡大の影響を受け、ウェブ開催となった。本シンポジウムも CyPos 機能を利用したものであり、これまでの対面式のシンポジウムのような臨場感を感じられないものであったが、各演者のスライドに対するチャット機能上での質問の多さからこれまで同様に多数のアクセスがあったことが伺える。JRC2020 の新しい試みとして、これまでの CyPos 賞のような発表内容に対してのみでなく、アクセス数の多さや質問に対する返答を評価した賞などが用意され、このシンポジウムの発表および講師の先生は上位にランクインするという結果を残した。これは当シンポジウムのテーマに多くの会員が興味を持ってくださったということ、また講師の先生の興味深い講演が結果として数字に現れたものと確信している。会員の皆様と講師の先生各位に感謝申し上げる。

1. Automatic Brain Metastases Planning の可能性 日本赤十字和歌山医療センター 石原 佳知

Automatic Brain Metastases Planning / Elements Multiple Brain Mets SRS (BRAINLAB)は単一アイソセンタ手法による多発脳定位放射線治療に特化した治療計画装置である。ソフトウェアのバージョンに依存するが ver1.5 においては 15 個まで、ver2.0 においては個数制限なしのターゲットに対してプラン作成が可能となっている。ユーザーフレンドリーな仕様となっており、画像レジストレーション、正常組織およびターゲットコントロール、最適化、線量計算までの流れが数クリックで完了できるように工夫されている。

線量分布に関する最適化は Inverse Paddick Conformity Index (CI)と Gradient Index (GI)をもとに実施される。前者は 100%等線量体積がターゲット体積とどの程度一致するかを表す指標である。理想的な線量分布であれば Inverse Paddick CI=1 となる。GI は 100%等線量から 50%等線量に線量が減少する急峻さを表す指標となる。こちらも理想的な線量分布であれば GI=1 となる。そのため、この 2つの指標が 1 に近づくように最適化がなされる。具体的にはターゲットに対するマルチリーフコリメータのリーフマージン幅をフレキシブルに変化させることにより、最適化におけるコスト値を低減させ、DCA より良い線量分布を作成している。他社の治療計画装置で見られるターゲット内を頻繁にマルチリーフコリメータが往来するようなリーフモーションが生じないアルゴリズムとなっている。そのため、治療計画の複雑性を示す指標である Modulation complexity score (MCS)が優位に低くなる傾向がある。MCS の値は低いほど治療計画と実照射との乖離が少なく照射 MU が低いという報告があり、Multiple Brain Mets SRS で最適化された脳定位照射は治療計画との乖離が小さいロバスト性の高い治療計画を提供できるということが言える。

本講演では Elements にけるオートコントロール、ターゲットへの Conformity Index を用いた独自の最適化、及び、ビーム配置を含めた自動プランニングに関する特徴を報告する。

Automatic Brain Metastases Planningの可能性

石原佳知

(y.ishi@kuhp.kyoto-u.ac.jp)

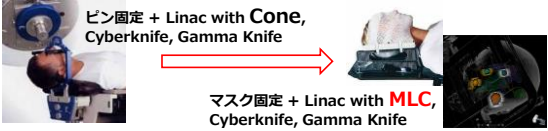
日本赤十字社和歌山医療センター
放射線治療科部 医学物理課



日本赤十字社
和歌山医療センター

脳定位照射に関する状況

日本赤十字社
和歌山医療センター



照射技法、治療方法の進化により
臨床的な脳定位照射の重要性は年々増加

定位放射線治療に関して

日本赤十字社
和歌山医療センター

Characteristic	3D/IMRT	SRT/SBRT
Dose/fraction	1.8-3.0 Gy	6-30 Gy
No. of fractions	10-30	1-5
Margin	5-10 mm	1-5 mm
Required setup accuracy	3-5 mm	1-2 mm
Redundancy in geometric verification	Moderately enforced	Strictly enforced
Need for respiratory motion management	Moderate	Highest
Staff training	Highest	Highest + Special training

通常照射と異なり定位照射は

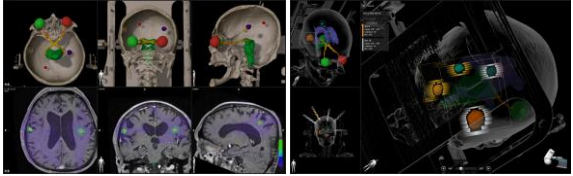
1回大線量、小照射野、高い位置精度

における問題をクリアしなければならない

AAPM TG-101 (Report 85), 2010

Automatic Brain Metastases Planning → Elements from BRAINLAB

日本赤十字社
和歌山医療センター



単一IC手法による

多発脳転移症例に対する

脳定位放射線治療に特化した治療計画装置

Elementsにおける治療計画

日本赤十字社
和歌山医療センター

- + 画像位置合わせ → 自動
- + 正常組織コントロール → 自動
- + ターゲットコントロール → 半自動
- + ビーム配置 → 自動
- + 最適化 → 自動
- + 線量計算 → 自動

治療計画完了までのプロセスの大半を自動化

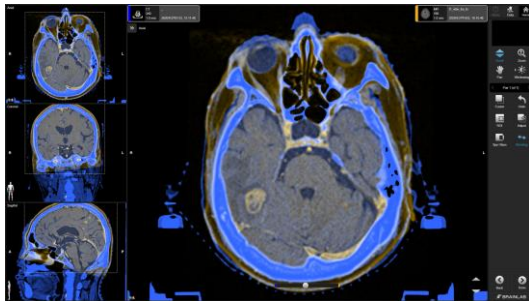
Elementsにおける治療計画

日本赤十字社
和歌山医療センター



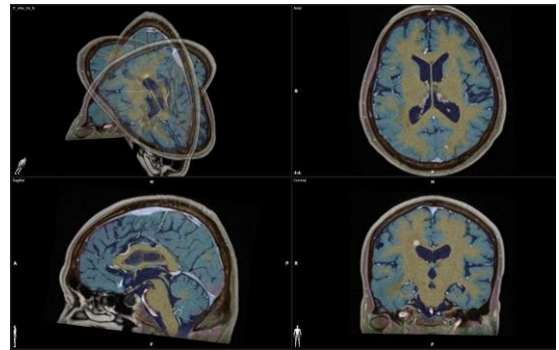
画像位置合わせ

日本赤十字社
和歌山医療センター



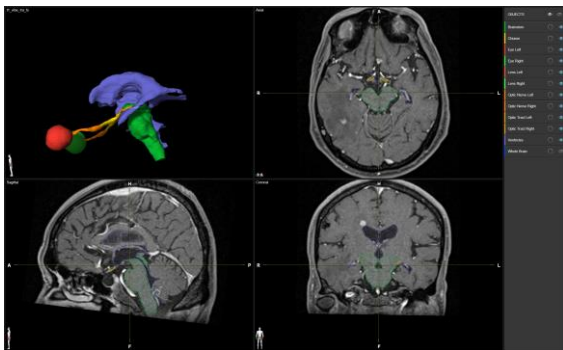
正常組織コントロール

日本赤十字社
和歌山医療センター



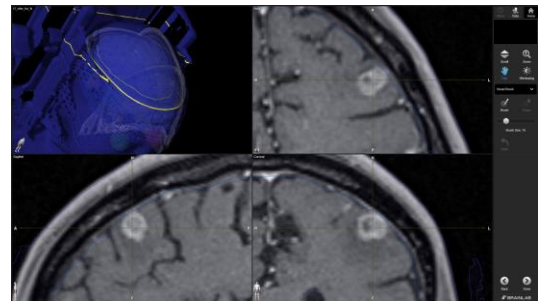
正常組織コントロール

日本赤十字社
和歌山医療センター



ターゲットコントロール

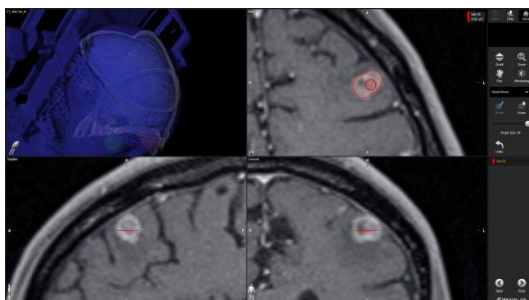
日本赤十字社
和歌山医療センター



1. ターゲット中心位置に移動

ターゲットコントロール

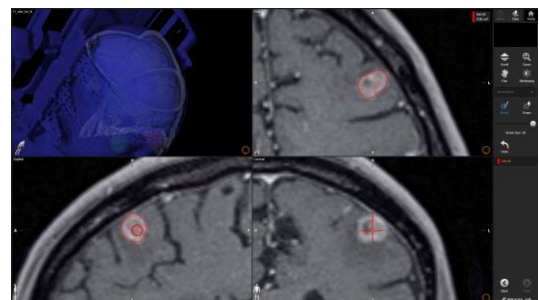
日本赤十字社
和歌山医療センター



2. 任意の1断面目におけるコントロール

ターゲットコントロール

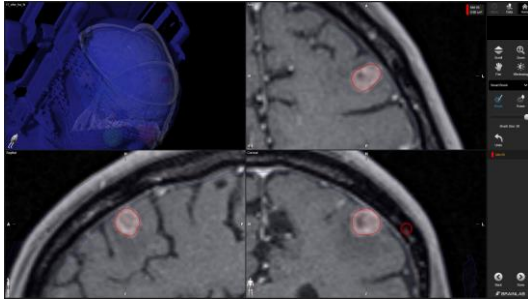
日本赤十字社
和歌山医療センター



3. 任意の2断面目におけるコントロール

ターゲットコントロール

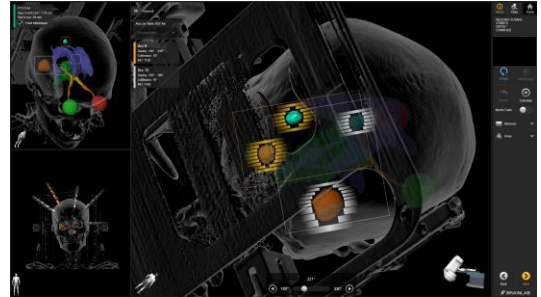
日本赤十字社
Andover Red Cross Society
和歌山医療センター



4. ターゲットコントロール完成!!

ビーム配置

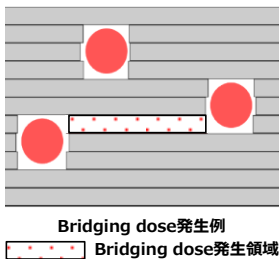
日本赤十字社
Andover Red Cross Society
和歌山医療センター



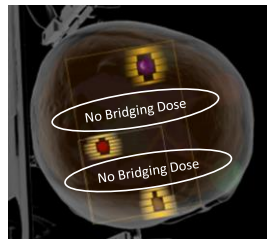
ターゲット個数、位置に応じて
最適なアーク数、カウチ角度自動設定

ビーム配置(コリメータ角度)

日本赤十字社
Andover Red Cross Society
和歌山医療センター

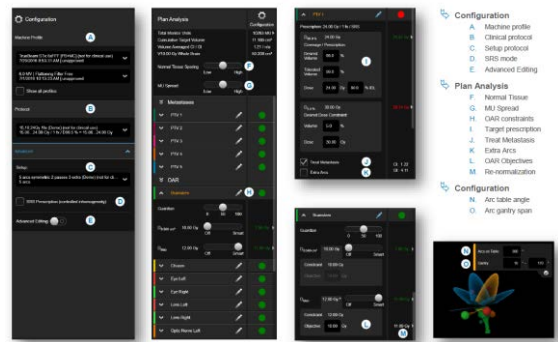


ElementsではBridging dose発生
が最小となるコリメータ角度が
算出され適応される



最適化項目一覧

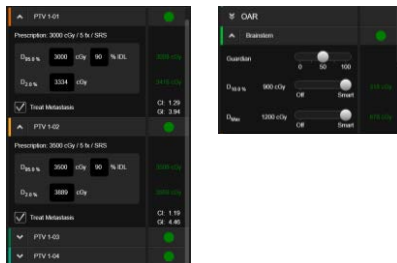
日本赤十字社
Andover Red Cross Society
和歌山医療センター



Technical info Brainlab Elements, 2018

最適化項目抜粋

日本赤十字社
Andover Red Cross Society
和歌山医療センター



事前に作成したテンプレートに応じて自動的に
処方線量、最適化パラメータが設定される

Elementsにおける最適化原理

日本赤十字社
Andover Red Cross Society
和歌山医療センター

+Inverse Paddick Conformity Index (CI)

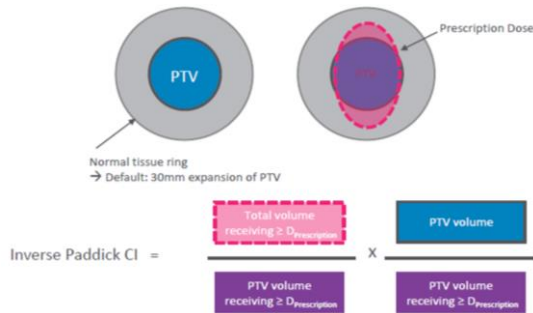
➢ 100%等線量体積がターゲット体積とどの程度一致するか
を表す指標

+Gradient Index (GI)

➢ 100%等線量から50%等線量に線量が減少する急峻さを表
す指標

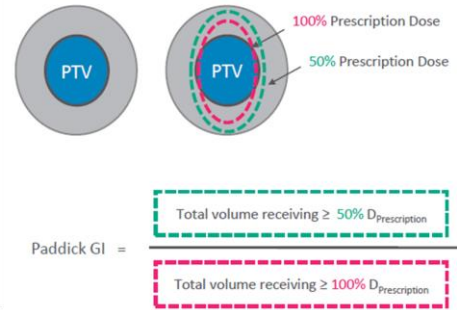
この2つの指標をもとに最適化が行われる

Inverse Paddick Conformity Index (CI)



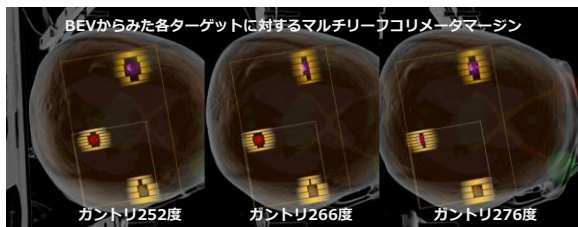
理想的な線量分布であればCI=1となる

Gradient Index (GI)



理想的な線量分布であればGI=1となる

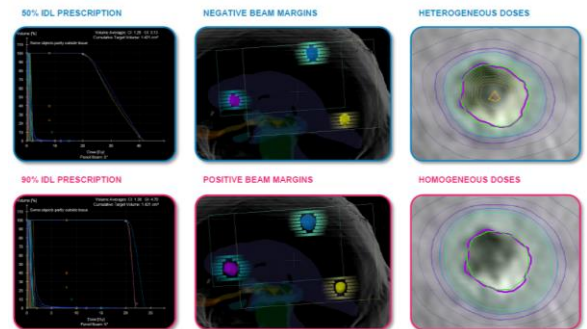
リーフマージン最適化



リーフマージン調整によりCI,GI=1を目指す

- ガントリ角度毎にリーフマージンが異なる
- 他社TPSでは出現するターゲット内におけるMLCの往来が皆無
- MCSの大幅な低減に貢献→ロバスト性の高いプラン

処方を変更した場合



Technical info Brainlab Elements, 2018

線量計算



+最適化終了後、自動で線量計算を実施

+線量計算グリッド = 1.0 mm

+Elementsでは下記2種類の線量計算アルゴリズムが採用されている

- Pencil Beam法
- XVMC法

線量計算グリッドサイズ



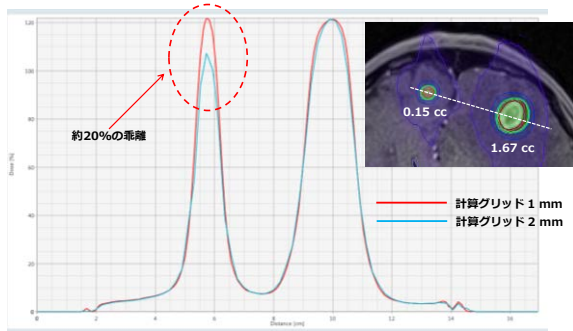
AAPM-RSS Medical Physics Practice Guideline 9.a. for SRS-SBRT

Per H. Halvorsen¹ | Eileen Cirino¹ | Indra J. Das² | Jeffrey A. Garrett³ | Jun Yang⁴ | Fang-Fang Yin⁵ | Lynne A. Fairbrent⁶

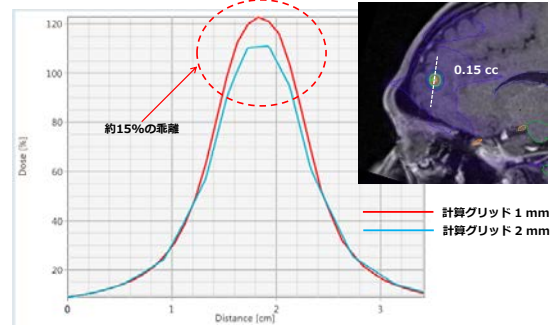
f. The use of an isotropic calculation grid size of 2 mm or finer is recommended. The use of a grid size >3 mm is discouraged.¹⁰ For very small targets, a 1 mm calculation grid size may be necessary.

+ 定位照射の場合は2 mm以下推奨、
特に小さなターゲットは1 mm推奨

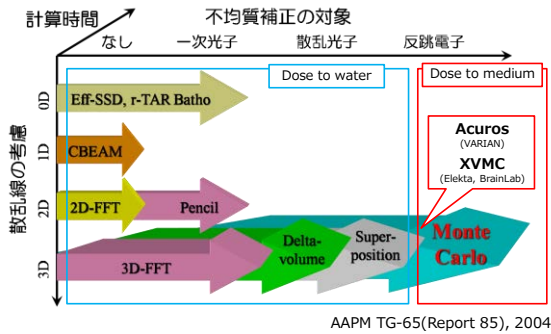
線量計算グリッドサイズ

線量計算グリッドサイズ

線量計算アルゴリズム

XVMC法と計算時間



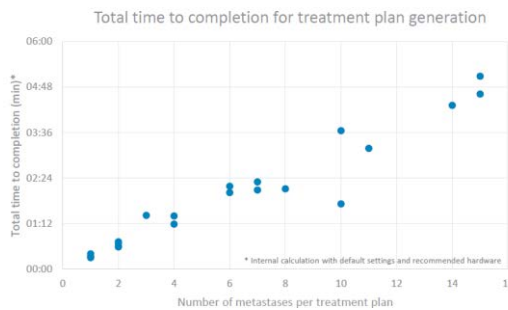
Monte Carlo code	Time estimate (min)	% mean difference relative to ESGA/PRESTA/DOSXYZ
ESGA/PRESTA/DOSXYZ	43	0, benchmark calculation
XVMC*	0.9	±1
XVMC	1.1 [†]	±1
ACDOSE (modified ESGA/PRESTA)	1.6	±1
MCV (modified ESGA/PRESTA)	22	±1
DPM (modified DPM)	7.3 [‡]	±1
MCNPX	60 [§]	Maximum difference of 8% at Al/lung interface (on average ±1% agreement)
PEREGRINE	43 [¶]	±1
GEANT4 (4.6.1)	193	±1 for homogeneous water and water/air interfaces

Full MC法 (Green box) Variance Reduction Technique を用いた高速 MC法 (Red box)

Elementsに搭載されているXVMCはVRT(近似技術)を用いる事によりFull MC法と比較して約40倍高速化されている

AAPM TG-105(Report 85), 2007

Elementsにおける治療計画時間

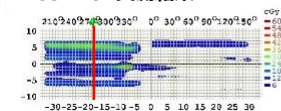



Technical info Brainlab Elements, 2018

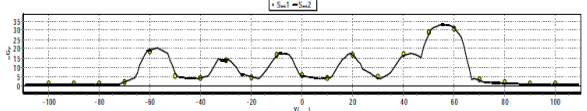
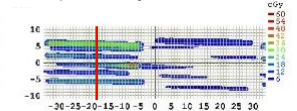
ArcCHECKによる実測線量検証例



ArcCHECK実測結果



TPS線量計算結果

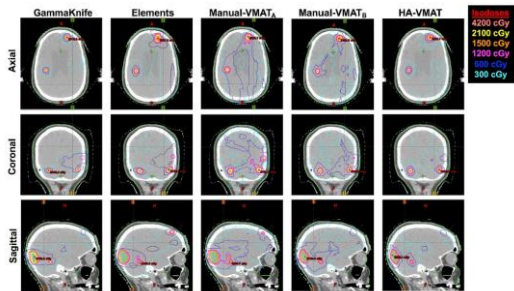


赤線上的における線量誤差

● ArcCHECK実測結果 — Elements線量計算

多発脳メタSRTに対する線量計算 モダリティ、治療計画装置による比較

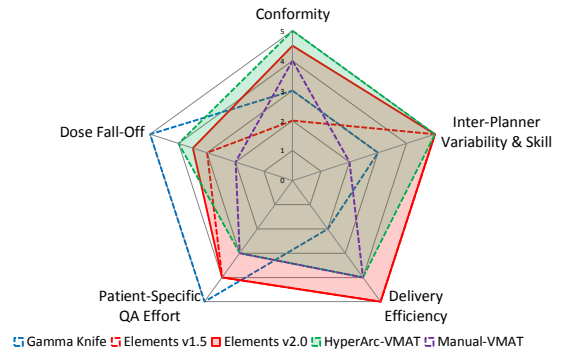
日本赤十字社
和歌山医療センター



Irina et al. Front Oncol. : 9 (2019) 483

多発脳メタSRTに対する線量計算

日本赤十字社
和歌山医療センター



Irina et al. Front Oncol. : 9 (2019) 483

まとめ

日本赤十字社
和歌山医療センター

- + Elementsは脳定位症例に対して高速で高品質な治療計画を提供可能
- + シンプルな最適化によりロバスト性の高い治療計画を提供可能
- + 本当に正確な脳定位照射を実施するためには優れた治療計画だけでなく、患者QA、機械位置精度も当然重要

2. 知識ベース放射線治療計画の現状と展望

近畿大学医学部附属病院 田村 命

知識ベース放射線治療計画(Knowledge-based treatment planning: KBP)は、商業用の治療計画装置にすでに導入されており(RapidPlan, Varian Medical Systems), 身近な技術となってきた。

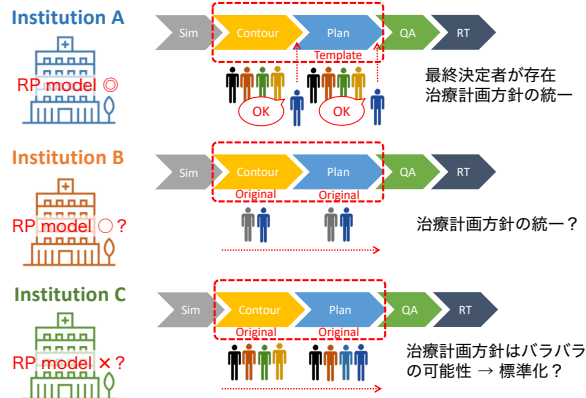
KBP は、20 例以上の IMRT 及び VMAT の治療計画の解剖学的な特徴と線量体積ヒストグラム(Dose Volume Histogram: DVH)を登録し、モデルを作成、新規患者の解剖学的な特徴から自動で DVH を予測して線量分布の最適化計算を行う。KBP を用いることにより、実臨床に使用された治療計画(臨床プラン)と同等以上の線量分布が得られる、治療計画時間の短縮、施設や計画者間の経験による治療計画の質のばらつきを抑えられる、との報告がある。しかし、KBP にはモデルの作成から検証、最適化計算、線量分布計算において、以下のような注意点がある。

1. モデルに登録する臨床プランの施設及び計画者間のばらつき（輪郭描出や最適化計算、線量制約）
最終決定者やルールの統一などによる各施設で標準化された臨床プランの作成が必要
2. モデルを臨床に使用する前に行う検証方法
Closed-loop, Open-loop, Wide-loop といった段階的なモデル検証が有効
3. 最適化計算では、未だに計画者の経験に依存すること
機械学習の限界の可能性に注意
4. 線量分布計算では、OAR の高線量域における悪化や高い MU 値
OAR の高線量域への Upper Objective の追加と Priority の入力が有効
MU 値の確認や患者 QA による KBP の安全性の確保

今後の展望として、適応放射線治療(Adaptive radiotherapy: ART)への利用がある。Structure set 数を低減できれば、治療計画時間の大幅な短縮も期待できるため、On-line ART の実現可能性も考えられる。

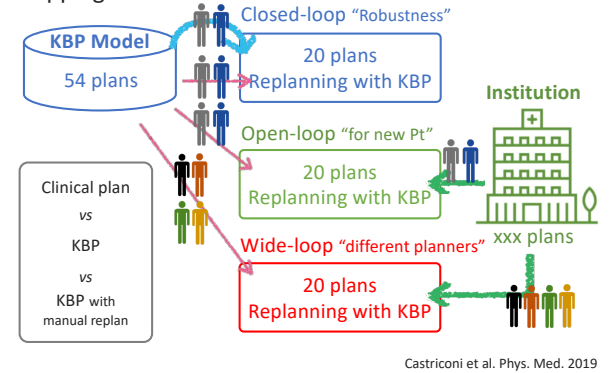
本講演で紹介した注意点や対策が、KBP の安全な臨床導入及び使用の一助となれば幸いである。

モデル作成時 “治療計画方針の統一”



モデルの検証方法 (臨床に適用する前に)

Stepping validation



計画者の経験に依存するケース

Simple VMAT case

- 51.6 Gy / 12 fr to PTV @ $D_{95\%}$
- 2 full arcs VMAT
- 10 MV photon

44 patients received hypofractionated prostate-only (HPO) VMAT



Training

HPO model

Trained structures:
PTV, rectum, bladder, and femoral heads

KBP最適化中にManualでpriorityのみ編集
経験別にグループ化(Senior, Junior, and Beginner)

Complex VMAT case

- 52.0 Gy / 26 fr. to PTV @ D_{mean}
- 46.8 Gy / 26 fr. to nodal PTV
- 2 full arcs VMAT
- 10 MV photon

77 patients received whole-pelvis (WP) VMAT using SIB



Training

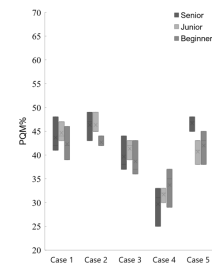
WP model

Trained structures:
PTV, nodal PTV, rectum, bladder, bowel, and femoral heads

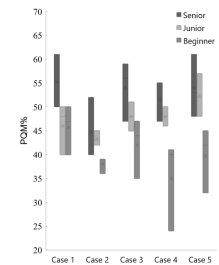
Kubo et al. Phys. Med. 2019
久保和輝先生 JASTRO発表スライドより

計画者の経験に依存するケース

Simple VMAT case



Complex VMAT case



Group	Simple VMAT	Complex VMAT
Senior	13 / 15 (86.7%)	11 / 15 (73.3%)
Junior	13 / 15 (86.7%)	10 / 15 (66.7%)
Beginner	8 / 15 (53.5%)	2 / 15 (13.3%)

KBP

- Simple VMAT : 80%
- Complex VMAT : 40%

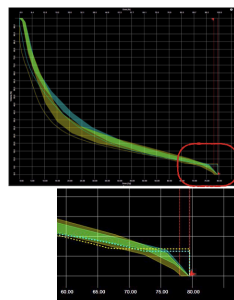
Kubo et al. Phys. Med. 2019

RapidPlan (Eclipse ver.13) のOverlap領域

RapidPlan (Eclipse ver.13)

- ✓ PTVのcoverageがやや悪化 (Acceptable)
- ✓ OARは同等以上
- ✓ しかし、高線量域では有意に悪化

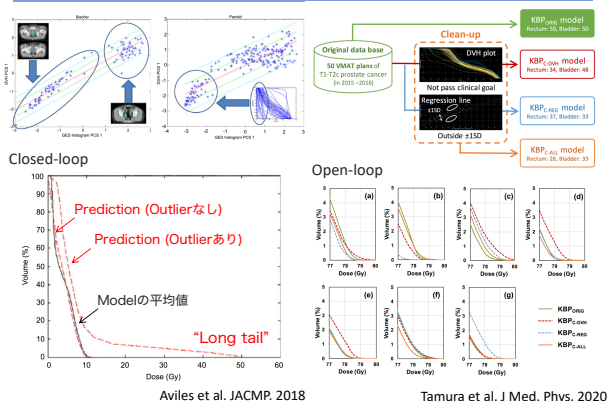
Hussein et al. Radiother. Oncol. 2016
Kubo et al. Phys. Med. 2017
Tamura et al. Radiat. Oncol. 2018



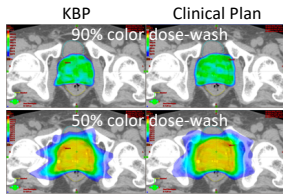
- ✓ 高線量域へのUpper objectiveの追加
- ✓ Priorityの手入力が必要

Kubo et al. Phys. Med. 2017

RapidPlan (Eclipse ver.13) のOverlap領域



KBPの高いMU値・MLC動作の複雑化



	RapidPlan	Clinical Plan
MU	730 ± 55	580 ± 37
MCS	0.25 ± 0.02	0.35 ± 0.03

MCS: Modulation Complexity Score
→ MLCの動きの複雑性を数値化

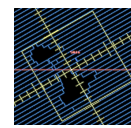
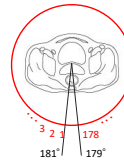
KBP: 高いMU値・より複雑なMLCの動き

- ✓ 機器動作がどのような特性を持つのか不明
- ✓ 安全に照射できるか不明

Kubo et al. Phys. Med. 2017

KBPのMLC動作特性と患者QAの結果

MLC動作特性



KBP vs Clinical Plan

- ✓ MU値やMCSに有意差なし
- ✓ MLCの移動距離が短い
- ✓ MLCが閉じられている or 開口幅の狭いMLCが多い

患者QA

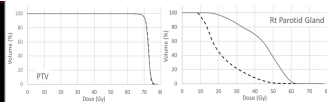
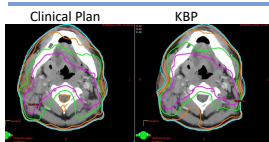


		RapidPlan	Clinical Plan
ArcCHECK	2%/2 mm	92.5 ± 2.4%	92.4 ± 2.3%
	3%/3 mm	99.1 ± 0.7%	99.0 ± 0.6%
EBT3 Film	2%/2 mm	95.4 ± 3.1%	95.2 ± 2.6%
	3%/3 mm	99.4 ± 0.7%	99.5 ± 0.5%

パス率・MU値・MCSは同等 → KBPは安全に照射できる

Tamura et al. Radiat. Oncol. 2018

RapidPlanのMLC動作特性 ～ 異なる部位では？～



Uehara et al. J Radiat Res 2020

中咽頭癌

MLCの移動距離は短い・MUは小さい・MLCの開口幅は大きい。

前立腺癌

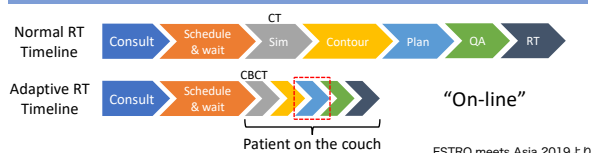
MLCの移動距離は短い・閉じられている or 開口幅が狭いMLCの割合が多い

- 機器動作特性は モデル or 治療部位 によって異なる
Okuhata et al. (Prepared)
- 加速乳房部分照射 (APBI) : AI base planはMLCが複雑な機器動作
ESTRO meets Asia 2019より

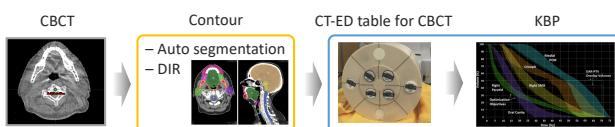
注意点と対策

- ✓ Model 作成 “方針の標準化”
 - 各施設で標準化されたClinical Plan (Contour・Objectives)を目指す
 - Validationの実施 “Closed-loop” “Open-loop” “Wide-loop”
- ✓ 最適化計算 “計画者の経験に依存”
 - 計画者の経験に依存 “Heuristics” … 機械学習の限界？ 要注意！
- ✓ 線量分布計算 “Overlap領域における注意点” “高いMU値”
 - Overlapの扱い方には留意すべき (Clean-upが有効かもしれない)
 - MU値を必ず確認！患者QAの実施

今後の展望 On-line Adaptive RTに向けて



ESTRO meets Asia 2019より



Structure set数の制限 → Contour・Planの高速化

3. 放射線治療計画の自動化の可能性

茨城県立中央病院 篠田 和哉

IMRTなどを始めとする複雑な治療計画の作成は非常に時間を要する作業であり、かつ慎重な操作が要求されるため、プラン作成者の身体的および精神的負担が大きい。特に治療期間中の再計画は、新たに取得した CT 画像を基準となる画像に融合し、標的やリスク臓器の ROI を移し替えや修正・変形させたりなどと、更にかなり煩雑な操作が必要となる。

治療計画装置に搭載されたスクリプトの作成機能は、それらの操作をボタン1つで解決する可能性を秘めている。現在、メーカー各社の治療計画装置にはスクリプトを作成できる機能が搭載されているものが増えてきている。一部にはプログラムを直接コマンド入力する必要があるものもあるが、ユーザーが治療計画を行うプロセスを記録する機能（レコード機能）がサポートされているものもあり、後者の方が取っ掛かりは容易である。

本シンポジウム内では、Raystation®（RaySearch Laboratories AB, Stockholm）を用い、計画手順のレコード機能に“ちょっとだけ手を加えた”スクリプトを使って、出来るだけプラン作成者の負担を減らした『再治療計画の自動化』の取り組みについてお話した。治療計画装置内に DIR 機能を搭載している Raystation®だからこそできる手法であり、現時点では“ワンクリックプランの最高峰”ではないかと自負している。

本スクリプトが現時点で抱える課題は、

- 1) 標的および OAR の変形は、Deformable Image Registration (DIR) では不十分であること
- 2) 線量分布が、100 点を目指しきれないこと

と、超えるべきハードルはまだ高い。近い将来、装置の発展によりこれらは徐々に解決されていくであろうと予測する。

また、「治療計画の自動化」を達成させるには、計画者が入力する ROI の名称を統一することが必要不可欠となる。スクリプトのプログラム内に記述される ROI 名に自由度が無いことが理由であるが、これはユーザー側の努力で解決できる。その方法として、ROI の名称統一について記載されている AAPM TG-263 を紹介した。

今回の発表内容が、閲覧された皆様方にとって有益な情報となることを願うばかりである。

JRC2020 が WEB 開催となり、例年のような会場での“熱い議論”ができず大変悔しい想いでいっぱいであった。しかしチャット上で多くの方々に質問を頂けたこと、また放射線治療部会シンポジウムの閲覧者数が上位にランクインしていたことは、多くの方々が「放射線治療計画の自動化」に興味があり、これからできるようになる新しい手法に期待をしていることの現れであろうと考える。

最後に、このような素晴らしいテーマでのシンポジウムを企画され、シンポジストに指名して頂きました部会委員の先生方にこの場をお借りして深謝申し上げます。

「放射線治療計画の自動化の現状と未来」

3. 治療計画の自動化の可能性

Possibility of an Automated Treatment Planning

茨城県立中央病院 放射線技術科
篠田 和哉

はじめに

- IMRT（強度変調放射線治療）は複雑な治療計画であるため
計画作成には、非常に時間を要する
ひとつの操作ミスが重大なエラーにつながる
(例) 処方点間違い、線量計算ミス



そのため

- 常に慎重さが要求される
- プラン作成者の身体的および精神的負担が大きい。

特に 治療期間中の再治療計画の場合

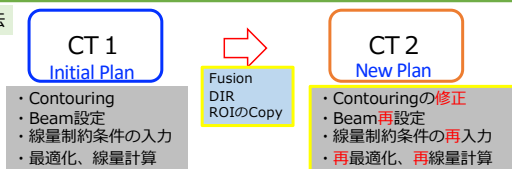
- ① 新たに取得したCT画像を基準画像(初回CT)に融合
- ② 標的やリスク臓器のROIを移し替えや修正・変形
→ 更に煩雑*な操作が必要

*なぜ煩雑か？

最初から（ゼロから）ROIを描画するよりも、照射期間中の治療効果・体型変化に伴う影響を、計画変更日までの予測も加味して既存のROIを修正する作業となるため。

当院の再治療計画プロセスと課題

従来の方法



【課題】

- 「画像取込」＆『黄色枠の作業』が常態化
- ルーチン操作なのに、簡素化できない
- そもそもContouringの修正が終わらないと、次に進めない
- 同じ内容を再入力することが多すぎる

どうしたら業務プロセスを改善できるか？

スクリプトがあるじゃないか！

- 治療計画装置に搭載されたスクリプトの作成機能は、ルーチン化した操作をボタン1つで解決する可能性を秘めている
- 現在、メーカー各社の治療計画装置にはスクリプトを作成できる機能が搭載されているものが増えてきている
- 一部にはプログラムを直接コマンド入力する必要があるものもあるが、ユーザーが治療計画を行うプロセスを記録する機能（レコード機能）がサポートされているものもあり、後者の方が取っ掛かりは容易である

『スクリプト』と『スクリプト言語*』

* プログラミング言語のうち、プログラムの記述と実行を比較的簡易に行うことができる言語の総称

スクリプトとは？：もともと「台本」「原稿」「脚本」「下書き」などの意味を持つ。

IT業界では「簡易的なプログラム」として用いられる用語。

この作成に使用されるプログラミング言語を「スクリプト言語」と呼ぶ

RayStationでは、標準で『IronPython』の利用環境が構築されている

- IronPythonとは・・・
NET Framework上で動作するPythonの実装。NET Frameworkの持つ豊富なクラスライブラリをPythonの文法で簡単に利用でき、従来のPython (CPython) のコード資産さえもそのまま利用できることが特徴である。また、NETの実行環境に対応した各種ツールが、そのまま利用できる点もメリットといえる。もともとPythonはスクリプト言語であるが、IronPythonコンパイラサービスによって、NETアセンブリにコンパイルすることも可能である。これは、スクリプト言語として利用する場合はバイトコードに動的コンパイルし、アセンブリの場合は、それが事前コンパイルされたものと考えることができる。IronPython自身は.NETで実装されている。Windowsアプリケーションのちょっとした修正のために、再コンパイルすることなくアプリケーションの動作を変えることができる
CodeZine Webページ参照 (https://codezine.jp/article/detail/2187)

どのようにして使うか？

① 「レコード機能」を利用

MS Excelにある「マクロの記録」と同様、PCIにてボタンを押した履歴等が記録される。

「Rec」を押したあとの操作が記録されていく

② 直接コードを入力する

プログラミング環境にて、自らソースコードを入力していく。多少の入力補助機能あり。

自ら、ゼロから入力していく

①と②を組合せると・・・

①で作成した「記録」を②にて編集して更なるカスタマイズが可能

短時間に効率よくスクリプト作成が可能となる

ちょっと面倒！

スクリプトで達成できること

- ルーチン化している操作を「自動化」できる

効率良く、短時間に、操作間違いが無く

- 「楽」をして生産性は向上できる

* ただし、精神的・肉体的な苦痛の軽減を「楽」の定義とする。決して「さぼることができる」という意味では無い！！

現状では・・・

- 「新しいプランを作成」することは容易に可能
(例) 全脳照射プラン、前立腺VMATプラン

- 使用機器『RayStation v6.2』

このあとのスライドにて、スクリプトによりワンクリックによるプラン作成例をご覧にいたします。 (注) 仮想寝台の位置調整を除く

小括：自動化されたプランについて

- 最終的に、出来上がったプランは臨床的に問題が無い
か医師が評価する。

→ 軽微な修正を加えることもある

- 従来の作成時間と比べ、半分以下で完成する

→ 身体的・精神的負担が軽減した

- 短時間で同質のプランを作成することが可能
- 治療開始までを短期間化できる
- 空いた時間に他の作業を進められる

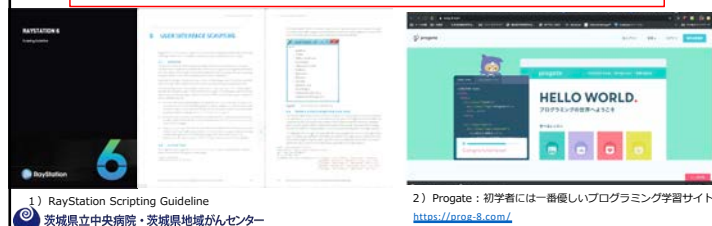
良い事
だらけ！

スクリプト作成の参考資料は？

- 1) RayStationの操作ガイド
; Iron Python 特有の“作法”を習得する
- 2) インターネット検索
; プログラムにより“やりたいこと”を調べる
おおよそのサンプルソースコードが拾える
Python そのものを勉強できる

- 上記があれば、おおよそ自作スクリプトの作成は可能ですが・・・

大事なものは「やる気」・「根気」・「ひらめき」です



【本題】頭頸部IMRTの再治療計画の自動化

- 目的：再治療計画における煩雑な手順を簡素化する
スクリプトによる自動化に挑戦

スクリプト作成時のポイント

- ① 新たに取得したCT画像を基準画像(初回CT)に融合

Rigid-レジストレーション、ROI mappingを利用

- ② 標的やリスク臓器のROIを移し替えや修正・変形

DIR機能、予めPTV₅₀/PTV₇₀を作成しておく

治療計画装置&DIR機能を統合した「RayStation」だからできるスクリプト

治療支援機能&コンソールの運用変更 → ワンクリックプランを実現

次のスライドにて作成した自動化プランをご覧ください

考察

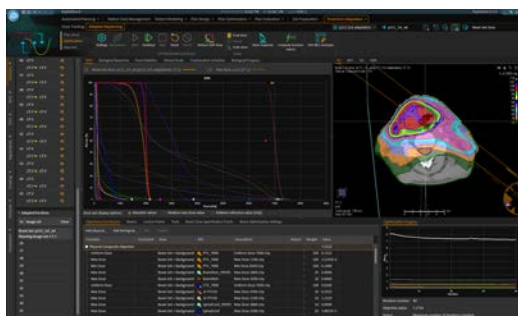
- 現時点で抱える課題
- 1) 標的およびOARの変形は、Deformable Image Registration (DIR) では不十分である
: 体輪郭の変形は容易に可能。しかし体内臓器の変形は微妙。
CT baseでのContouringの限界？
Knowledge-Baseでの変形機能が発展すれば解決か？
- 2) 自動化プランの線量分布は、100点満点を目指しきれ
ていない
: どうやっても細部に線量が入り切らない部位がある
(一度出来上がったプランをもとに、過不足を補正する作業は必要)
線量制約の最良値を決めるには、経験値が必要

現状課題のハードルは高いが、近い将来的には
解決されていくであろうと期待している

Adaptive Replanning

(* RayStation オプション)

- 実は、
- 今回のスクリプトと同様に、再治療計画を簡便に行う機能が販売されている
 - Initial Planを“BackGround Dose”として処方線量に組み込み済み



自作スクリプトを組まなくても、再治療計画が簡便にできる

大きな課題： ROI名称の統一

～ AAPM TG-263を参考に ～

- スクリプトを作成／運用していくためには外せない課題である
- 命名ルールを取決めし、まずは院内統一を図る

Targetの命名法

TARGETclassifier#_imaging#_structure_DOSEfx-cropping^custom

- 1.) Needed, targets:
GTV, CTV, PTV, ITV
GTV gross disease with margin for motion
CTV clinical disease with margin for motion
PTV for low dose PTV volumes that exclude overlapping high dose volumes
- 2.) If needed, classifiers:
a: metastatic (e.g. PTVn)
p: primary (e.g. GTVn)
ob: surgical bed (e.g. CTVn)
par: parenchyma (e.g. GTVn)
v: venous thrombosis (e.g. CTVn)
vax: vascular (e.g. CTVn)
- 3.) If needed, multiple spatially distinct targets:
enumerated targets (e.g. PTV2, GTVn5, GTVn2)
- 4.) If needed, imaging and sequential order:
_imaging sequence: (e.g. GTVn5_MR2, PTVn2_CT1PT1)
- 5.) If needed, structure indicators:
_structure: (e.g. GTV_MR1_CN_V_L, GTV_MR2_Preop, PTVn2_CT1PT1_Postop, PTV_LN_Pelvic_L)
- 6.) If needed, dose:
_dose level: High, Mid, Low (e.g. PTV_High, CTV_Mid)
if physical dose is needed use cGy (PTV_5040)
- 7.) If needed, number of fractions:
Dose per fraction "x" fractions: (e.g. PTV_Liver_2000x3)
- 8.) If needed, cropping from external contour:
"ax" in millimeters: (e.g. PTV-03, CTVn2-05)
- 9.) If needed, custom string of text:
*text: (e.g. PTV*Physician1, GTV*RadiotherapistReviewed)

• Target以外の命名規則詳細については Tg-263を参照
最適化用ROI (E.g. zPTVopt, zoptBladder, z10Ring03) zDistanceRingThickness

茨城県立中央病院・茨城県地域がんセンター

* 院内 → 関連病院 → 地域 → 全国 へと展開していきたい

最後に

- 「頭頸部IMRTにおける再治療計画の自動化」を命題としてスクリプトの作成に挑戦し、作成できた。
- プランの最終的な質に関しては、まだ課題が残るが数手順加えれば完成する段階までを達成できた。
- 「治療計画の自動化の導入」は、ユーザー判断に任せられるが、導入後のメリットは多い
- ROI名称の統一は不可欠。まずは院内統一を。

4. テンプレート機能による治療計画自動化への試み ー 前立腺 VMAT ー

自治医科大学附属さいたま医療センター 高橋 侑大

一般的に自動化とは、人間のやる作業を機械にやらせることで、快適性・経済性・生産性・汎用性・安全性・正確性などを向上させることである。これらのいずれかを向上させることができれば自動化と呼べる。テンプレート機能は自動化という枠組みにおいて一見して取り沙汰されず、どのソフトウェアにも標準的に搭載されている機能である。放射線治療計画装置においても例外ではないが、この機能も自動化として認知できるであろうか。

Elekta 社製治療計画装置の Monaco は、治療計画過程にテンプレート機能の使用を必須とする構成になっている。Monaco では処方線量やガントリー角度、オートポート機能の利用などの初期ビーム設定から、oncology information system への転送設定に至るまでのほぼ全ての過程をテンプレート化することができる。また計画テンプレートの読み込みから最低 7 回のマウスクリックで計算終了まで至る。

当院ではコンベンショナルな放射線治療における典型的な治療計画（脳やリンパ節、骨盤領域腫瘍に対する 4 門照射、食道や肺に対する射入 4 門、乳腺の接線照射、緩和照射など）についてこれをテンプレート化し、テンプレートリストを整備し実際に運用を行っている。

また inverse planning についても、脳・食道・肺・骨盤予防域・前立腺などの領域において目的関数リストをテンプレート化している。特に前立腺に対する volumetric modulated arc therapy (VMAT) の治療計画は、標的サイズとリスク臓器の位置関係に個人差が少ないことからテンプレートが良好に機能する。Monaco の最適化計算は、maximum dose や minimum dose といった比較的ベーシックな目的関数の他に、高線量領域ほど指数的にペナルティーが付加されることで高線量側から効率よくリスク臓器線量を低減可能な serial などの独自の目的関数を有している。この独自の目的関数一つで、広い線量範囲にわたって線量制約指示を出すことが可能であり、これが比較的簡素な最適化計算用テンプレートを作成する一助を担っている。さらにこれらの目的関数には shrink margin と multi criterial optimization と呼ばれる特徴的な機能を設定することができる。前者はリスク臓器や体輪郭に設定した目的関数の適応範囲を target からの距離に応じて任意に指定できるもので、最適化用輪郭の削減に大きく貢献する。後者はリスク臓器の目的関数に設定できる機能で、最適化計算中にその目的関数の目標値を達成している状況において、さらに可能な範囲で目的関数の値を最適に近づけてくれる機能である。これらを組み合わせることで最適化用輪郭の作成にかかる手間を省きつつ、また個々の症例ごとに極力リスク臓器への線量を低減可能な目的関数リストのテンプレートを作成できる可能性がある。

本演目では当院で Monaco テンプレートを作成・整備した経験からその有用性を報告しつつ、テンプレート機能が自動化と呼ぶに値するかについて考えていく。

テンプレート機能による 治療計画自動化への試み ー前立腺VMATー

自治医科大学附属さいたま医療センター

高橋 侑大
E-mail: yuta-17@jichi.ac.jp

第80回 放射線治療部会

0

Disclosure of conflict of interest

We have nothing to declare for this study.

the 76th annual meeting of the JSRT
Japanese Society of Radiological Technology

本会のテーマ

第80回 放射線治療部会

放射線治療計画の自動化の現状と未来

2

まず自動化とは

第80回 放射線治療部会

諸説ありますが...

「人間のやる作業を機械にやらせる」

ことで

- 快適性 (楽々、省力)
- 経済性 (人件費削減, 辞めない)
- 生産性 (高速化, 働き続ける)
- 汎用性 (誰でも同じにできる)
- 安全性 (全てに安全)
- 正確性 (確実に)

を向上すること。

<https://ja.wikipedia.org/wiki/自動> 3

完全自動化を思い浮かべがちだが...

第80回 放射線治療部会

例えば現在の自動運転技術は...

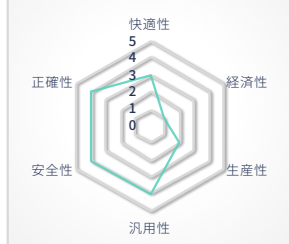
- 高速道路等における自動走行
(様々な制限付き)
- 危険時の減速・停止

など今はまだ人間主体



*私の主観的評価

現在の自動運転技術による向上度



機械で何かを向上させれば自動化と呼べる。

4

私のテーマ

第80回 放射線治療部会

放射線治療計画のテンプレート機能の現状と未来

5

Question

第30回 放射線治療部会

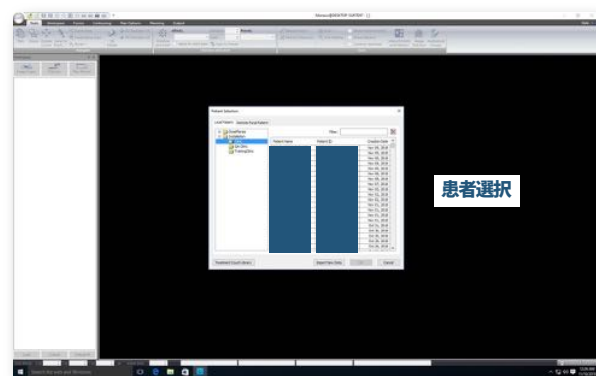
テンプレート機能を自動化と呼べるか？

治療計画装置 Monaco (Elekta AB, Sweden) のテンプレートについて話させていただきます。

6

Monacoテンプレート

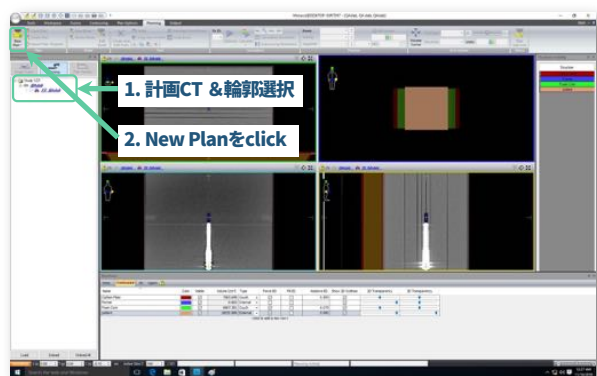
第30回 放射線治療部会



7

Monacoテンプレート

第30回 放射線治療部会

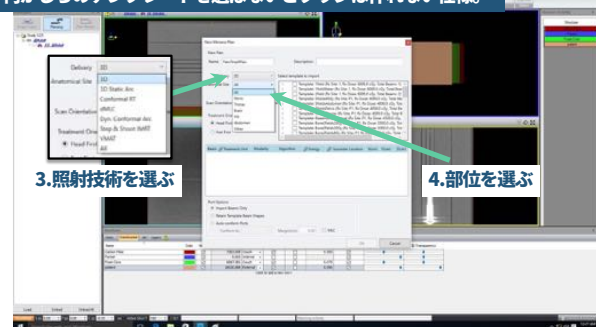


8

Monacoテンプレート

第30回 放射線治療部会

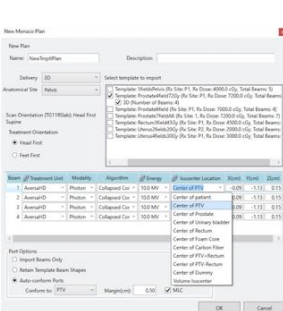
テンプレート選択画面が開く。
何かしらのテンプレートを選ばないとプランは作れない仕様。



9

Monacoテンプレート

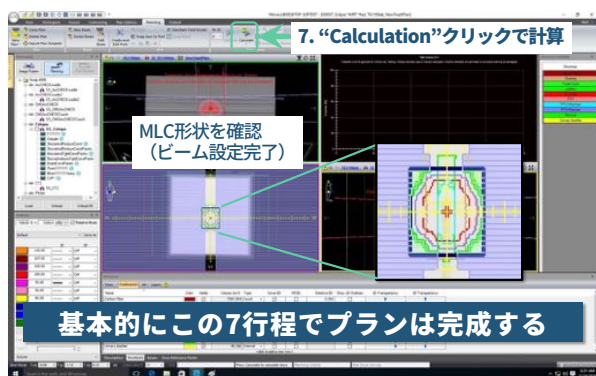
第30回 放射線治療部会



10

Monacoテンプレート

第30回 放射線治療部会



11



第30回 放射線治療部会

コンベンショナルプランのテンプレート整備

当院の考え方

全症例において **パツと選んで、パツと修正**
(プランニング全体におけるクリック数減少)

- テンプレート数が増えても使用時に選択し辛い。
- 処方、ビーム角度などは後々簡単に修正可能。
(Monacoはオートマージン機能の使用によりビーム設定を修正しても照射野は自動的に自動フィッティングする。)

当院のテンプレートの特徴

- それぞれの部位ごとに典型的プラン (骨盤4門、食道、緩和etc...) だけを網羅。(選びやすい、修正しやすい)
- “Other”という部位に1門から6門照射までのテンプレート (60 Gy/30 fr) を用意。困ったらここから選択する。

13

第30回 放射線治療部会

コンベンショナルテンプレートの評価

アンケートを実施

部位	典型or非典型 (○ or X)	IV=PTVか	テンプレートのままで作れたか					5段階で 総合的に何点	計画 所要時間 [min]
			ノータッチで作成5 処方 (weight含む)	数クリックで作成4 ガンントリー等の 角度	輪郭から作るより良い3 MLC形状	輪郭から作っても変わらない2 その他	輪郭から作った方が悪い1		
骨メタ	X	X	2	2	3	3	3	20.0	
食道	○	○	1	1	1	1	1	36.0	
肺臓	X	○	2	3	5	3	3	25.0	
肝臓	X	X	4	3	3	4	3	60.0	

- 回答者：医師・技師
- 集計28例 (うち除外5例)
- テンプレートのままで作れましたか？という命題に対して5段階評価で直感的な評価を求めた。
- “New Plan” クリック時から分布評価が完了するまでの時間も測定した。

14

第30回 放射線治療部会

コンベンショナルテンプレートの評価

除外症例 (適当にテンプレートを選んだと申告があったもの)

部位	典型or非典型 (○ or X)	IV=PTVか	テンプレートのままで作れたか					5段階で 総合的に何点	計画 所要時間 [min]
			ノータッチで作成5 処方 (weight含む)	数クリックで作成4 ガンントリー等の 角度	輪郭から作るより良い3 MLC形状	輪郭から作っても変わらない2 その他	輪郭から作った方が悪い1		
骨メタ	X	X	2	2	3	3	3	20.0	
食道	○	○	1	1	1	1	1	36.0	
肺臓	X	○	2	3	5	3	3	25.0	
肝臓	X	X	4	3	3	4	3	60.0	

テンプレート選択が不適切な症例で、最長60分、最短20分
完全にマニュアルで作成した“食道”のプランニングで36分。

15

第30回 放射線治療部会

コンベンショナルテンプレートの評価

総合評価 3以下の集計 (マニュアルプラン作成と変わらない or 少し良い)

部位	典型or非典型 (○ or X)	IV=PTVか	テンプレートのままで作れたか					5段階で 総合的に何点	計画 所要時間 [min]
			ノータッチで作成5 処方 (weight含む)	数クリックで作成4 ガンントリー等の 角度	輪郭から作るより良い3 MLC形状	輪郭から作っても変わらない2 その他	輪郭から作った方が悪い1		
全例	○	X	4	3	3	3	3	15.0	
胸部	○	X	4	3	3	3	3	20.0	
骨盤	○	X	4	4	3	4	3	20.0	
肝臓	X	X	4	2	2	2	2	22.0	
平均			4.0	3.0	2.8	3.0	2.8	19.3	

- 4例/23例 (約1/6) の症例でテンプレート適応が不良
- 時間は最短15分、最長22分、平均19分
- 全例が 照射体積 ≠ PTV
→オートポート機能不良
→MLC形状についての評価が総合評価と完全一致

16

第30回 放射線治療部会

コンベンショナルテンプレートの評価

総合評価 4以上の集計 (数クリック〜ノータッチでプラン完成)

19例/23例 (約5/6) の症例でテンプレートが良好に機能

最短2.7分、最長20分、平均10.1分

照射体積 = PTVが増加し、MLC形状評価上昇が総合点upに寄与

部位	典型or非典型 (○ or X)	IV=PTVか	テンプレートのままで作れたか					5段階で 総合的に何点	計画 所要時間 [min]
			ノータッチで作成5 処方 (weight含む)	数クリックで作成4 ガンントリー等の 角度	輪郭から作るより良い3 MLC形状	輪郭から作っても変わらない2 その他	輪郭から作った方が悪い1		
骨	○	○	5	5	5	5	5	2.7	
肺	○	○	5	5	5	5	5	3.0	
肝臓	○	○	5	5	4	5	5	5.0	
骨盤	○	○	5	5	5	5	5	5.0	
食道	○	○	5	5	4	5	5	10.0	
肝臓	○	○	4	5	5	5	5	10.0	
骨	○	○	4	5	5	5	5	10.0	
肝臓	○	○	4	5	5	5	5	10.0	
骨	X	○	5	4	5	5	5	20.0	
骨メタ	X	X	4	5	5	5	4	5.0	
骨盤	X	○	4	4	4	4	4	6.0	
骨メタ	X	○	4	3	5	4	4	6.4	
肺	○	X	4	5	4	4	4	7.0	
肝臓	X	○	4	4	4	4	4	9.0	
骨	X	X	5	4	4	4	4	10.0	
骨盤	X	X	4	4	4	4	4	15.0	
骨盤	X	○	5	4	4	4	4	20.0	
肝臓	X	○	5	4	4	4	4	20.0	
平均			4.5	4.5	4.4	4.5	4.5	10.1	

17

第30回 放射線治療部会

コンベンショナルテンプレートの評価

- 総合評価 4以上の集計（数クリック～ノータッチでプラン完成）
- 19例/23例（約5/6）の症例でテンプレートが良好に機能
- 最短2.7分、最長20分、平均10.1分
- 標的をしっかりと描画できれば、約83%のコンベンショナル照射のプランニング時間を約10分にすることができた。

部位	再照射有無 (○ or X)	VMAT/TVDT	テンプレートのままで作れたか					計画 所要時間 [分]
			ヘルプで描画 (useは描画)	ポイント描画 (useは描画)	MLC調整	その他	補助的に使用	
頭	○	○	5	5	5	5	5	2.7
頸部	○	○	5	5	5	5	5	3.0
頸部小	○	○	5	5	5	5	5	5.0
前立腺	○	○	5	5	5	5	5	5.0
頸部大	○	○	5	5	4	5	5	10.0
前立腺	○	○	5	5	4	5	5	10.0
脊	○	○	4	5	5	5	5	12.0

部位	X	X	5	4	4	4	4	10.0
頭	X	X	4	4	4	4	4	15.0
頸部	X	○	5	4	4	4	4	20.0
頸部小	X	○	5	4	4	4	4	20.0
前立腺	○	○	4	4	4	5	4	10.0
平均			4.5	4.5	4.4	4.5	4.5	10.1

第30回 放射線治療部会

中締め

- テンプレート機能の使用は自動化と呼べるか？

コンベンショナルプランニングにおいて、テンプレートを使用することで、その労力が省力化される傾向にあった。

19

第30回 放射線治療部会

IMRTではどうか？

- IMRT（当院ではVMAT）でも良いテンプレートを作りたい！

Monacoのテンプレートは、半自動化とも呼べる良好な機能なのでは…？

VMATでもこの機能を活かしたい。

VMATテンプレートの作成では、**Cost Function (CF, 目的関数)**の設定が重要。



20

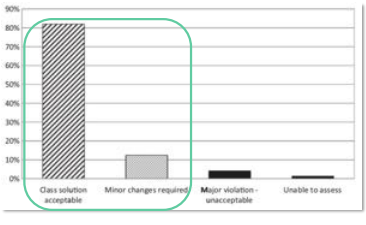
第30回 放射線治療部会

テンプレートに関する論文

Original research article
Prostate intensity-modulated radiotherapy planning in seven mouse clicks: Development of a class solution for cancer

Maree Wood¹*, Amara Fonseca¹, David Sampson¹, Andrew Koveney¹, Justin Westhuyzen¹, Thomas Shakespeare¹, Kirsty Turnbull²

¹ Department of Radiation Oncology, RMC North Coast Cancer Institute, Coffs Harbour Health Campus, Coffs Harbour, New South Wales 2450, Australia
² Department of Radiation Oncology, North Coast Cancer Institute, Lismore, New South Wales 2480, Australia



- RTPS : Monaco
- 対象 : 前立腺IMRT
- 内容 : CFの設定を含む1つのテンプレートを、関連施設間でブラッシュアップ。
- 結果 : 殆ど（82%、微修正含むと95%）の症例でテンプレートプランを臨床許可できた。
- 計画完成まで7-click

M.Wood, et al. reports of practical oncology and radiotherapy, 21(2016) 567-570

21

第30回 放射線治療部会

テンプレート作成の目標

自動化したいテンプレートを作った人たちがいる。自分はどうだろう。

患者や計画者によらず、安定して結果を出して欲しい。

実際に照射されるプランに近い（ベストに近い）状態で、テンプレートプランを出力して欲しい。（制約クリアをすれば良いというものではない）

極力クリック数を少なく。

22

第30回 放射線治療部会

Monacoの予備知識

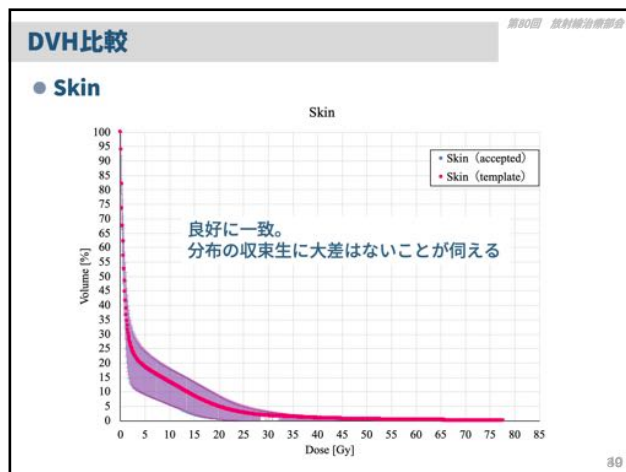
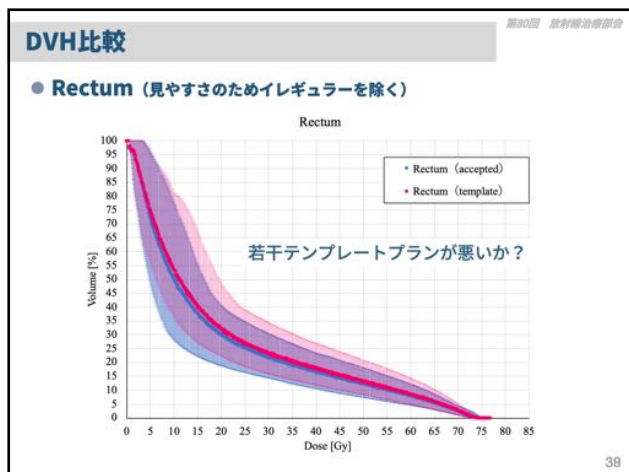
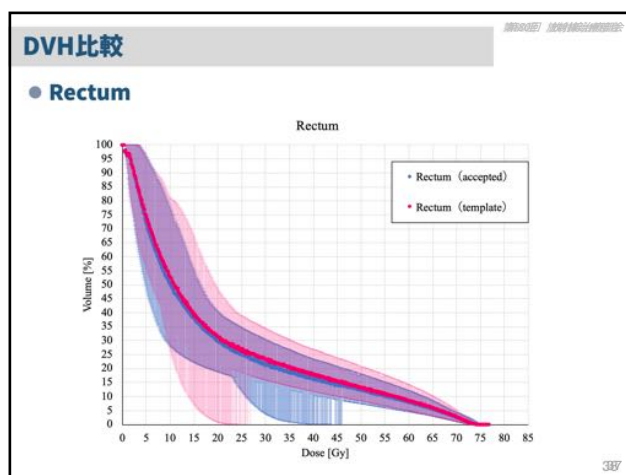
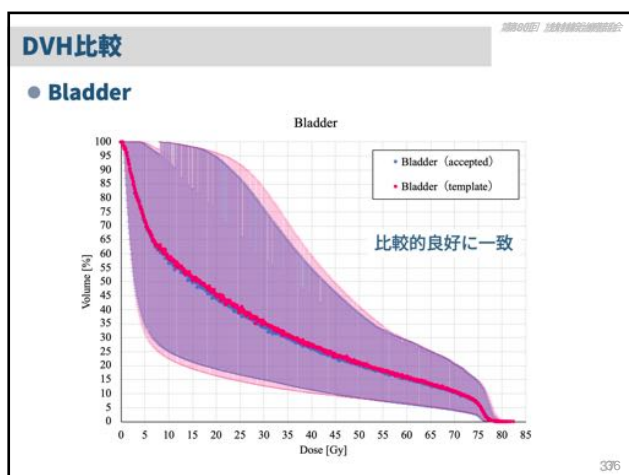
- Shrink Margin
 - 輪郭内でCFを適用する範囲を指定できる。
 - CF毎に設定可能。Dummy ROIの削減に貢献。

例えば"patient"という輪郭に設定したCFで、Shrink margin : 1cm と指定すると…



Targetから1cm離れた領域（縁）にだけCFを効かせてくれる。

23



テンプレートプランは臨床許容できたのか?

第30回 放射線治療学会

線量指標比較

accepted

Index	Plan	Bladder	Rectum	Skin	Plan	Bladder	Rectum	Skin
Index	Dmax [% of prescribed dose]	V100 [%]	V100 [%]	Dmax [% of prescribed dose]	Index	Dmax [% of prescribed dose]	V100 [%]	Dmax [% of prescribed dose]
patient1	108.14	20.00	10.87	0.15	108.07	108.14	20.00	10.87
patient2	108.14	20.00	10.87	0.15	108.07	108.14	20.00	10.87
patient3	108.14	20.00	10.87	0.15	108.07	108.14	20.00	10.87
patient4	108.14	20.00	10.87	0.15	108.07	108.14	20.00	10.87
patient5	108.14	20.00	10.87	0.15	108.07	108.14	20.00	10.87
patient6	108.14	20.00	10.87	0.15	108.07	108.14	20.00	10.87
patient7	108.14	20.00	10.87	0.15	108.07	108.14	20.00	10.87
patient8	108.14	20.00	10.87	0.15	108.07	108.14	20.00	10.87
patient9	108.14	20.00	10.87	0.15	108.07	108.14	20.00	10.87
patient10	108.14	20.00	10.87	0.15	108.07	108.14	20.00	10.87
patient11	108.14	20.00	10.87	0.15	108.07	108.14	20.00	10.87
patient12	108.14	20.00	10.87	0.15	108.07	108.14	20.00	10.87
patient13	108.14	20.00	10.87	0.15	108.07	108.14	20.00	10.87
patient14	108.14	20.00	10.87	0.15	108.07	108.14	20.00	10.87
patient15	108.14	20.00	10.87	0.15	108.07	108.14	20.00	10.87
patient16	108.14	20.00	10.87	0.15	108.07	108.14	20.00	10.87
patient17	108.14	20.00	10.87	0.15	108.07	108.14	20.00	10.87
patient18	108.14	20.00	10.87	0.15	108.07	108.14	20.00	10.87
patient19	108.14	20.00	10.87	0.15	108.07	108.14	20.00	10.87
patient20	108.14	20.00	10.87	0.15	108.07	108.14	20.00	10.87
patient21	108.14	20.00	10.87	0.15	108.07	108.14	20.00	10.87
patient22	108.14	20.00	10.87	0.15	108.07	108.14	20.00	10.87
patient23	108.14	20.00	10.87	0.15	108.07	108.14	20.00	10.87
patient24	108.14	20.00	10.87	0.15	108.07	108.14	20.00	10.87
patient25	108.14	20.00	10.87	0.15	108.07	108.14	20.00	10.87
patient26	108.14	20.00	10.87	0.15	108.07	108.14	20.00	10.87
patient27	108.14	20.00	10.87	0.15	108.07	108.14	20.00	10.87
patient28	108.14	20.00	10.87	0.15	108.07	108.14	20.00	10.87
patient29	108.14	20.00	10.87	0.15	108.07	108.14	20.00	10.87
patient30	108.14	20.00	10.87	0.15	108.07	108.14	20.00	10.87
patient31	108.14	20.00	10.87	0.15	108.07	108.14	20.00	10.87
patient32	108.14	20.00	10.87	0.15	108.07	108.14	20.00	10.87
patient33	108.14	20.00	10.87	0.15	108.07	108.14	20.00	10.87
patient34	108.14	20.00	10.87	0.15	108.07	108.14	20.00	10.87
patient35	108.14	20.00	10.87	0.15	108.07	108.14	20.00	10.87
patient36	108.14	20.00	10.87	0.15	108.07	108.14	20.00	10.87
patient37	108.14	20.00	10.87	0.15	108.07	108.14	20.00	10.87
patient38	108.14	20.00	10.87	0.15	108.07	108.14	20.00	10.87
patient39	108.14	20.00	10.87	0.15	108.07	108.14	20.00	10.87
patient40	108.14	20.00	10.87	0.15	108.07	108.14	20.00	10.87
patient41	108.14	20.00	10.87	0.15	108.07	108.14	20.00	10.87
patient42	108.14	20.00	10.87	0.15	108.07	108.14	20.00	10.87
patient43	108.14	20.00	10.87	0.15	108.07	108.14	20.00	10.87
patient44	108.14	20.00	10.87	0.15	108.07	108.14	20.00	10.87
patient45	108.14	20.00	10.87	0.15	108.07	108.14	20.00	10.87

template

Index	Plan	Bladder	Rectum	Skin	Index	Plan	Bladder	Rectum	Skin
Index	Dmax [% of prescribed dose]	V100 [%]	V100 [%]	Dmax [% of prescribed dose]	Index	Dmax [% of prescribed dose]	V100 [%]	Dmax [% of prescribed dose]	Index
patient1	108.14	20.00	10.87	0.15	108.07	108.14	20.00	10.87	108.14
patient2	108.14	20.00	10.87	0.15	108.07	108.14	20.00	10.87	108.14
patient3	108.14	20.00	10.87	0.15	108.07	108.14	20.00	10.87	108.14
patient4	108.14	20.00	10.87	0.15	108.07	108.14	20.00	10.87	108.14
patient5	108.14	20.00	10.87	0.15	108.07	108.14	20.00	10.87	108.14
patient6	108.14	20.00	10.87	0.15	108.07	108.14	20.00	10.87	108.14
patient7	108.14	20.00	10.87	0.15	108.07	108.14	20.00	10.87	108.14
patient8	108.14	20.00	10.87	0.15	108.07	108.14	20.00	10.87	108.14
patient9	108.14	20.00	10.87	0.15	108.07	108.14	20.00	10.87	108.14
patient10	108.14	20.00	10.87	0.15	108.07	108.14	20.00	10.87	108.14
patient11	108.14	20.00	10.87	0.15	108.07	108.14	20.00	10.87	108.14
patient12	108.14	20.00	10.87	0.15	108.07	108.14	20.00	10.87	108.14
patient13	108.14	20.00	10.87	0.15	108.07	108.14	20.00	10.87	108.14
patient14	108.14	20.00	10.87	0.15	108.07	108.14	20.00	10.87	108.14
patient15	108.14	20.00	10.87	0.15	108.07	108.14	20.00	10.87	108.14
patient16	108.14	20.00	10.87	0.15	108.07	108.14	20.00	10.87	108.14
patient17	108.14	20.00	10.87	0.15	108.07	108.14	20.00	10.87	108.14
patient18	108.14	20.00	10.87	0.15	108.07	108.14	20.00	10.87	108.14
patient19	108.14	20.00	10.87	0.15	108.07	108.14	20.00	10.87	108.14
patient20	108.14	20.00	10.87	0.15	108.07	108.14	20.00	10.87	108.14
patient21	108.14	20.00	10.87	0.15	108.07	108.14	20.00	10.87	108.14
patient22	108.14	20.00	10.87	0.15	108.07	108.14	20.00	10.87	108.14
patient23	108.14	20.00	10.87	0.15	108.07	108.14	20.00	10.87	108.14
patient24	108.14	20.00	10.87	0.15	108.07	108.14	20.00	10.87	108.14
patient25	108.14	20.00	10.87	0.15	108.07	108.14	20.00	10.87	108.14
patient26	108.14	20.00	10.87	0.15	108.07	108.14	20.00	10.87	108.14
patient27	108.14	20.00	10.87	0.15	108.07	108.14	20.00	10.87	108.14
patient28	108.14	20.00	10.87	0.15	108.07	108.14	20.00	10.87	108.14
patient29	108.14	20.00	10.87	0.15	108.07	108.14	20.00	10.87	108.14
patient30	108.14	20.00	10.87	0.15	108.07	108.14	20.00	10.87	108.14
patient31	108.14	20.00	10.87	0.15	108.07	108.14	20.00	10.87	108.14
patient32	108.14	20.00	10.87	0.15	108.07	108.14	20.00	10.87	108.14
patient33	108.14	20.00	10.87	0.15	108.07	108.14	20.00	10.87	108.14
patient34	108.14	20.00	10.87	0.15	108.07	108.14	20.00	10.87	108.14
patient35	108.14	20.00	10.87	0.15	108.07	108.14	20.00	10.87	108.14
patient36	108.14	20.00	10.87	0.15	108.07	108.14	20.00	10.87	108.14
patient37	108.14	20.00	10.87	0.15	108.07	108.14	20.00	10.87	108.14
patient38	108.14	20.00	10.87	0.15	108.07	108.14	20.00	10.87	108.14
patient39	108.14	20.00	10.87	0.15	108.07	108.14	20.00	10.87	108.14
patient40	108.14	20.00	10.87	0.15	108.07	108.14	20.00	10.87	108.14
patient41	108.14	20.00	10.87	0.15	108.07	108.14	20.00	10.87	108.14
patient42	108.14	20.00	10.87	0.15	108.07	108.14	20.00	10.87	108.14
patient43	108.14	20.00	10.87	0.15	108.07	108.14	20.00	10.87	108.14
patient44	108.14	20.00	10.87	0.15	108.07	108.14	20.00	10.87	108.14
patient45	108.14	20.00	10.87	0.15	108.07	108.14	20.00	10.87	108.14

赤字は当院の許容値超過。PTVとSkinのDmaxについては超過例が見受けられるが、全てD_{2cc}ではクリア。大きく超過する例はなかった。

41

第80回 放射線治療部会

template

42

42

第80回 放射線治療部会

43

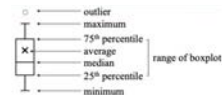
- さらに前処置不良で膀胱の線量制約を満たせなかった2例を除くと、テンプレートの許容率は100%となった。

第80回 放射線治療部会

44

第80回 放射線治療部会

- 中央値は0.00。
- 臨床プランは、OAR線量との兼ね合いでPTVの D_{max} を犠牲にすることもあり、テンプレートの方が良い（マイナス側）場合も存在していた。



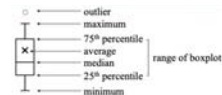
第80回 放射線治療部会

- V65 Gy
- V40 Gy
- 中央値はほぼ0だが、V40 Gyで0.34%と若干の増悪
- V40 Gyで相違が目立つ
- 全体的にテンプレートが悪い（プラス寄り）傾向だが、軽微

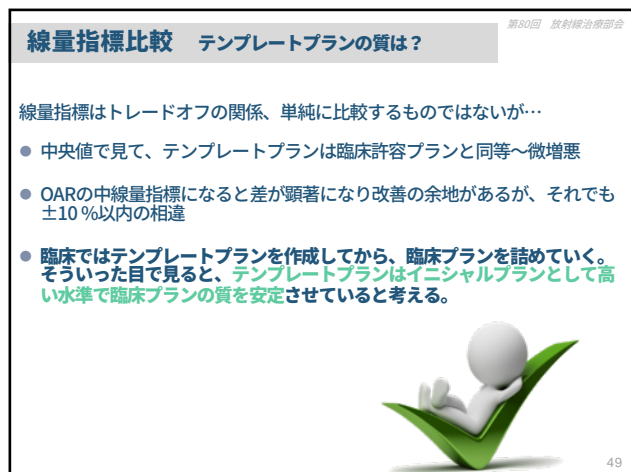
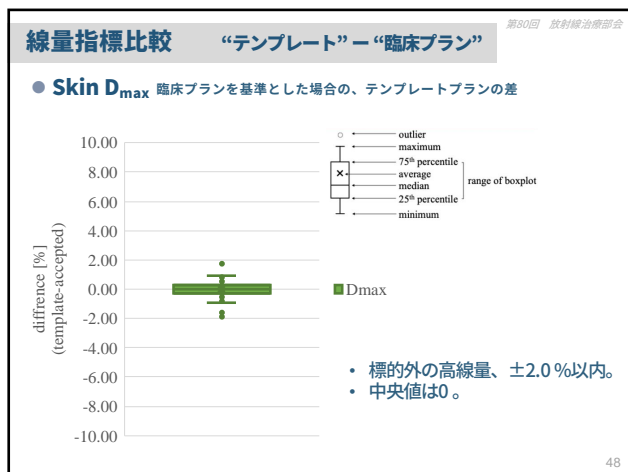


第80回 放射線治療部会

- 中央値はほぼ同じだが、V40 Gyで0.38%と若干の増悪
- V40 Gyで相違が目立つ
- 全体的にプラス（増悪）寄りだが、軽微



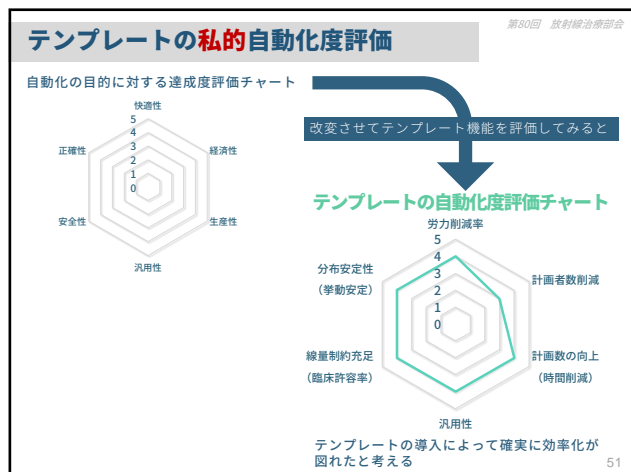
References



Question 第30回 放射線治療部会

テンプレート機能を自動化と呼べるか？

50

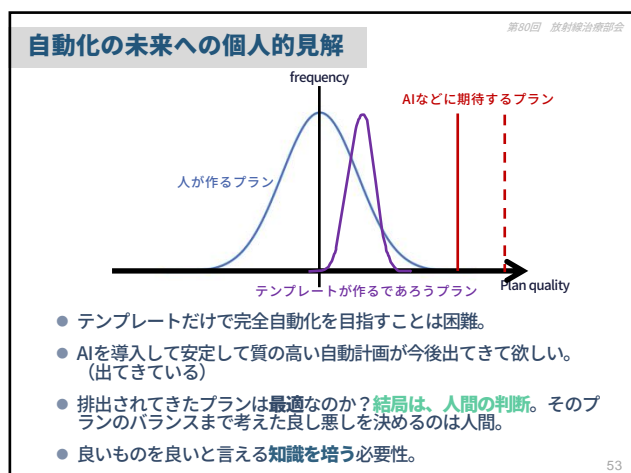


Answer 第30回 放射線治療部会

テンプレート機能の使用は自動化である

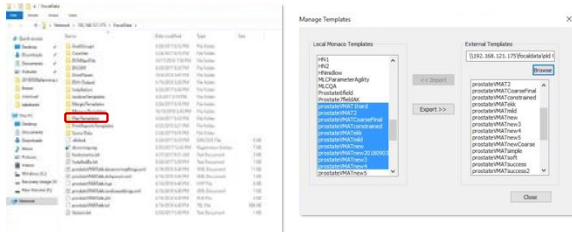
- 様々なシーンにおいて、省力化可能。
- 治療計画の質を担保するという意味でも有用。
- 導入のハードルも低く、まず取り入れるべき自動化手法と考える。

52



MonacoテンプレートのImport & Export

- MonacoのテンプレートにはImport & Export機能がある



テンプレートをブラッシュアップしませんか？

54



ご静聴ありがとうございました。

55

「放射線治療における現場安全技術 ー失敗する仕組みとヒューマンファクタを理解するー」

大阪府済生会野江病院 山本鋭二郎

1. はじめに

近年の放射線治療は産業技術の発展による恩恵を受け、高精度化が図られている。新しい技術がもたらした高精度化により放射線治療の質は向上し、臨床的アウトカムの向上に貢献しているが、高精度化と同時に安全性が高められているわけではない。実際に放射線治療は必ずしも安全に提供されているわけではなく、エラーによって患者の死亡や重篤な有害事象の発生をもたらしたことが報告されている^{1,3)}。本来、高精度化とともに安全性も向上されなければならないが、治療の高精度化の進化に比べると安全性の歩みは緩やかである。この現状を改善すべく、放射線治療に携わる医療スタッフは質の向上のみならず、安全性の向上にも注力することが望まれているが、われわれは医療現場で起きているエラーの本質を十分に理解できていない。

本稿では放射線治療におけるヒューマンエラーについて理解を深めるためにヒューマンファクタ（人間の行動特性）とチームで協働する上で必ず生じるコミュニケーションエラーについて概説する。本稿によりみなさまの施設がより安全になれば幸いである。

2. 安全とは何か？

人は誰しもが共有できる“安全”を測るスケールを持ち合わせていない。長さや重さ、温度や湿度は国際規格に則って数値化され、コード化されることによって他者と共通の理解を得ることができる。しかし安全は違う。他者と共通の認識を持つことは容易ではない。

そもそも安全とは何か？どのような状態を指すのか？まず、安全の定義について記したい。製品の品質、性能、安全性、寸法、試験方法などに関する国際的な取決めを作成している ISO（国際標準化機構）と IEC（国際電気標準会議）とが共同で発行している ISO/IEC guide 51¹⁾ という指針がある。ISO/IEC guide 51 は国際的に安全の定義として採用されており、本邦においては JIS Z 8051²⁾ として発行されている。ISO/IEC guide 51 によれば、安全とは「許容不可能なリスクがないこと」とされ、“許容不可能な”という修飾語がついている。リスクを伴わない行為や状況は現実には存在しないため、完全にリスクがないこと、いわゆるゼロリスクはありえない。これは効率性と安全性をバランスよく管理しなければならない医療現場において非常に重要な概念である。

しかし、実際の現場ではどうだろうか？放射線治療の安全を取り巻く現状を Fig. 1 に示す。近年の放射線治療装置は IGRT や VMAT/IMRT などの技術的進化の恩恵を享受し、十数年前では一部の限られた施設でしか行なえなかったような治療も一般の施設でも行えるようになった。一方で精度のオーダーは mm からサブ mm になり、zero defect、つまり完全性が求められている。また、高精度放射線技術の自動化はまだ途中途上で作業プロセスは複雑化しており、結果的にわれわれの作業負荷や認知負荷が増加している。われわれはこのような作業環境下で安全性と完全性を両立することを求められており、とても窮屈な作業環境下で業務をこなしていることをまず認識しておく必要がある。

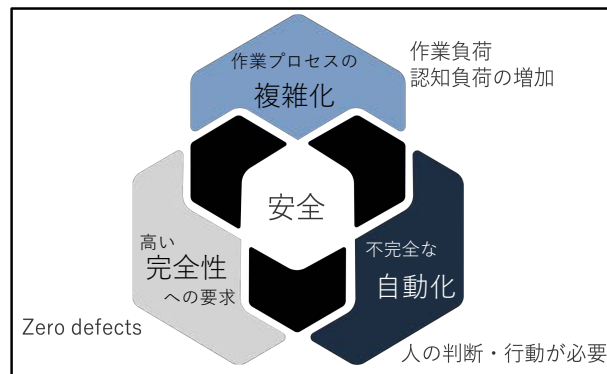


Fig. 1 安全を取り巻く現状

3. 事故は過去のことか？

本邦における医療安全元年といわれた 1999 年と同時期に、放射線治療においても放射線治療計画システム(RTPS)に登録した楔係数の入力ミスを皮切りに、多数の誤照射事故が報告された³⁾(Table 1)。これらの誤照射事故のうち、RTPS のコミショニングのプロセスにおけるヒューマンエラーが原因で生じたケースが幾つか報告され、これを機に MU の独立検証の必要性が広く認知された。また、RTPS のコミショニングはベンダによるデータのチェックやユーザによる治療前検証(コミショニング)が浸透したことにより、コミショニングのプロセスにおけるエラーは少なくなったと推察される。その他には医師・技師間の線量評価点の定義に対する認識の相違や、MU 算出のための吸収線量の評価において、深部関数の係数を二重に掛けていたために生じた過小照射事故などが起き、技師の知識レベルの向上や医学物理士の必要性の議論が起き、当時大きな問題となった。皮肉にも、これらの治療技術に関係したエラーは、放射線治療におけるライセンス制度の普及や治療技術のボトムアップの一端を担う結果となった。

Table 1 放射線治療における誤照射事故⁸⁾

No	事故内容	結果	都道府県	報告年
1	計画装置への楔係数の入力ミス	過剰照射23人	東京	2001年
2	計画装置への楔係数の入力ミス	過剰照射12人	北陸	2002年
3	投与線量基準点の線量評価ミス	過剰照射276人	東北	2003年
4	照射野係数の入力ミス	過小照射32人	東北	2004年
5	治療計画装置の操作ミス	過剰照射25人	東北	2004年
6	線量測定の評価ミス	過小照射256人	東北	2004年
7	治療計画装置投与線量の入力ミス	過剰照射1人	近畿	2004年
8	楔ビームの深部線量特性の入力ミス	過剰照射111人	東北	2004年

これらの事故は 2001~2004 年に集中して報告されたが、その後は大きく報道されることはなくなった。しかし、放射線治療において事故が過去のことになったわけではない。日本医療機能評価機構が行っている医療事故情報収集等事業では、多くの放射線治療における誤照射事故が報告されている⁴⁾。医療事故収集等事業は独立行政法人国立病院機構の病院や大学の附属施設である病院、特定機能病院が対象で、事業参加を希望する医療機関も登録することができる。対象となっている施設で起きた誤照射事故は発生から 2 週間以内に報告する義務が生じる。2004 年 10 月から 2014 年 12 月までの約 10 年間で放射線治療に関連した医療事故が登録施設から Table 2 に示すとおり 48 件報告されており、現在も放射線治療が安全に提供されているわけでない。照射部位の間違いや過剰照射、患者の取り違いなどのうっかり・勘違いなどのヒューマンエラーが原因とみられるものが数多く報告されている。このようなエラーがなぜなくなるのか次項で考えてみたい。

Table 2 医療事故収集等事業で報告された放射線治療関連事故⁹⁾

	件数
照射部位の間違い	20
過剰照射	8
熱傷	5
患者取り違い	5
機器の不具合	4
機器の設定間違い	3
その他	3
合 計	48

4. 放射線治療におけるエラーの分析

放射線治療のエラーを分析した研究による報告は近年増加している。これらの過去の報告をレビューし、放射線治療におけるエラーの特徴を掴みたい。

Huang らは 1997 年から 6 年間に治療を受けた 28,136 名の患者のうち、1.9%になんらかのエラーが発生し、0.4%に重篤な障害が生じていたことを報告した⁵⁾。また、Shafiq らは 1976 年から 2007 年の間に WHO に報告された 38 件の放射線治療による死亡事例のうち、コミッショニングで 6 例、治療計画で 17 例、照射で 13 例、複数のプロセスにまたがって生じたエラーによるもので 2 例という内訳であったと報告した⁶⁾。Shafiq らの報告は WHO に報告された膨大なデータを集めた点で非常に有益であるが、1976 年からの古いデータも含まれている点を考慮する必要がある。現在ではコミッショニングでの事故事例の頻度は減少していることが予想されるため、比較的近年のデータを扱った文献を調べた。Bissonnette らの報告ではカナダのがんセンターにおいて、2001 年から 2007 年までの 7 年間のニアミス・インシデントレポート 1,068 例を解析した結果、治療計画と照射のプロセスでエラーが多かったと報告した⁷⁾。また、Novak らは 2012 年から 2 年間で 1,897 例のニアミス・インシデントレポートについてプロセスごとの頻度と重症度について分析した結果、治療計画のプロセスでのエラーが 33%、照射のプロセスでのエラーが 30%生じており、これらのプロセスでのエラーは重症度も高かったと報告した⁸⁾。これらの報告から近年の放射線治療においてエラーが生じる頻度が多く、重症度の高いエラーが起きる作業プロセスは治療計画と照射のプロセスであることが明らかになっている。

次にどのような症例でエラーが起こりやすいのかをレビューしてみた。Chang ら⁹⁾は 2001 年 7 月から 2011 年 1 月の間に報告された約 1,700 例のインシデント事例について分析した結果、小児がん、頭頸部、肉腫、皮膚や血液がんで高いエラー発生率であったとし、稀な症例では潜在的なリスク要因となり得ると報告している。この報告では入れ歯の外し忘れやボラスの置き忘れなどもエラーとして報告していることから、頭頸部や皮膚がんでエラーが多く報告されたとしている。また、血液がんは TBI などの特殊照射で比較的症例の少ない作業の中で生じていると考えられる。Elnahal らは 2011 年 1 月から 2013 年 12 月の間に生じたインシデント事例のうち、18 歳未満、痛み、T4 症例、プロトコルからの逸脱で高いエラーであったと報告した¹⁰⁾。共通しているエラーが生じやすい症例は比較的稀な症例、つまり不慣れな作業であったり、入れ歯の確認やボラスなどの人の手を介する自動化されていない作業であったり、状態の悪い患者であった。このような症例ではヒューマンエラーが起きやすいことが示唆されている。

治療計画と照射のプロセスでエラーが起こりやすく、かつ稀な症例や痛みが強い症例や腫瘍が大きく苦しんでいるような症例、またプロトコルから逸脱するようなイレギュラーが生じたような症例でエ

ラーが起こりやすいようである。あとは何故起きるのかである。放射線治療において生じているエラー原因について米国原子力規制委員会は少なくとも 70%以上がうっかりや思い込み、コミュニケーションエラーなどのヒューマンエラーが占めていると報告している¹¹⁾。また、Terezakis らは米国の大規模な 2 つの施設でニアミス・インシデントレポートを収集し、レベル 2 (臓器または機能に重症な影響が生じる可能性があるレベル) の事例 149 例について分析した。その結果、エラー原因の 94%がヒューマンエラーやコミュニケーションによるエラーでハードウェアなどが原因で生じたエラーはわずか 6%に過ぎなかったと報告している¹²⁾。これらの報告から放射線治療においてヒューマンエラーの防止はエラー自体の発生や、エラーによって患者の死亡や重篤な有害事象をもたらすことの低減や回避に繋がると考えられる。Ishiyama らの報告においても人間の行動特性やコミュニケーションエラーが約 90%を占めていたことを明らかにしており、本邦でも同様の傾向がみられる¹³⁾。また、Portaluri らは自施設で 2001 年 1 月から 2006 年 6 月までに生じた 32 件のインシデントの原因を米国海軍が開発したヒューマンファクタ分析や分類システムを用いて分析を行った結果、各プロセスにおけるオペレータの不注意やうっかり、確認不足、思い込み、行為の誤り、疲労がインシデントの原因で、それぞれの原因が関連してエラーに至っていたことを報告した¹⁴⁾。しかし、これらの放射線治療のエラーに関する報告では、エラー原因の多くがヒューマンエラーであることは明らかになっているが、なぜヒューマンエラーが起きるのか、どういった環境や条件がヒューマンエラーを引き起こすのかは明らかにされていない。山本らは放射線治療におけるエラー原因を多施設から報告されたインシデント事例について訪問調査し、作業環境やコミュニケーションなどのヒューマンファクタ (人的要因) の観点から分析を行い、なぜインシデントに至るのかについて検討を行った¹⁵⁾。まず山本らは近年の放射線治療では患者・スタッフ・装置などによる変動要因が多く存在するため標準化しにくい作業環境であること、高精度化による完全性・効率性に対する高い要求が存在することがエラーの誘因になっていると考えた。そして、これらの誘因が一般的なヒューマンエラーの研究でも取り上げられているタイムプレッシャー (焦り) やマルチタスク (多重課題) と標準作業からの逸脱などを引き起こし、ヒューマンエラーを誘発する作業環境であり、このような状況を排除することで安全な治療の提供に繋がるとした。

以上のことから、われわれはどこに注力しなければならないのか、なにを学ばなければならないかを理解できたのではないかと思う。答えは治療計画と照射のプロセスで人が介入する作業や不慣れた作業で生じるヒューマンエラーの防止に注力すること、そしてヒューマンファクタについて学ぶことである。

5. ヒューマンファクタ

5.1 人の行動特性

ヒューマンファクタを一言で表すと「人間の行動特性」である。ヒューマンファクタ研究を活用し、ヒューマンエラーの改善に取り組んだことによって、重大な事故を大幅に減らした航空業界における死亡事故率の推移を Fig. 2 に示す¹⁶⁾。Boring 社の分析によると、1960 年代は機材・地上のレーダー設備等の技術進歩によって事故を大幅に低減させたが、コンピューター技術が発達してきた 1980-1990 年代になっても、減少率は限定的であった。しかし、1990 年代後半になって、航空事故に対してヒューマンエラーの研究が行われ、エラーに対して作業環境・条件、そしてヒューマンファクタの観点から対策が取られるようになり、事故率が大幅に低減したと分析している。逆説的にいえばパイロットや管制官などの人が犯す誤り、見間違い、思い違い、勘違い、失念などのヒューマンエラーによって尊い人命が失われていたということである。航空業界同様、われわれの放射線治療の分野においても、作業環境・条件、そしてヒューマンファクタの観点から対策を取ることで、治療成績を改善し、多くの尊い命を救えるのではないかと筆者は考える。

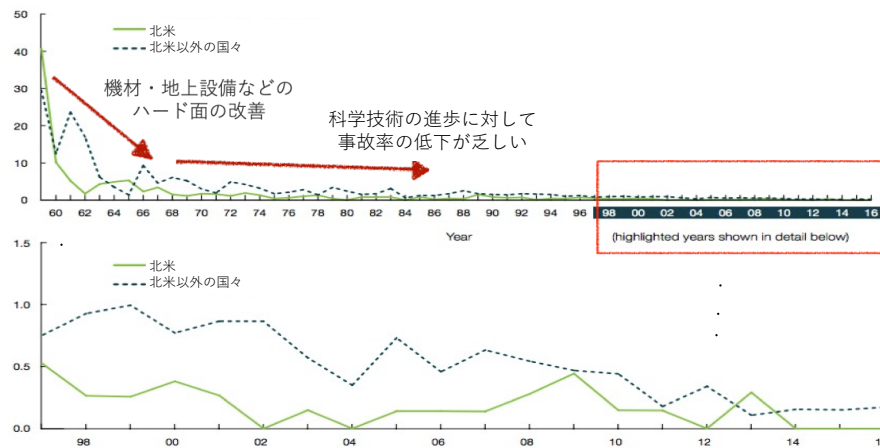


Fig. 2 航空業界における死亡事故率の年次推移(筆者改変)¹⁶⁾

ヒューマンファクタの研究分野ではエラーは行為実施者の意図に反して誘発されるものと考え、エラーを誘発した外的要因と人間の特性との相互作用からエラーを記述することを重視する。この概念は非常に重要な概念である。医療業界ではいまだにインシデントやアクシデントが起きたとき、エラーを起こした人のせいにする管理者が多い。これはまったく馬鹿げており、安全をマネジメントできない自らのスキルを恥じるべきである。倫理や道徳に反する者がいないわけではないが、多くの場合でエラーは望んでいない結果である。エラーが生じた際に外的要因を十分に調査せず、個人の不注意や確認不足と原因を決めつけることが多いのが現状ではないか。ヒューマンファクタの研究分野では、その不注意は何故起きたのか？何故確認が行えなかったのか？を追求することで、人も含めたシステムに内在する根本的なエラー原因を排除することを目的として分析を行う。

人が犯すエラーをヒューマンエラーというが、デペンダビリティ(総合信頼性)用語 JIS Z 8115:2019 では「人間が実施する又は省略する行為と、意図される又は要求される行為との相違」と定義されている¹⁷⁾。Fig. 3 に Reason のヒューマンエラーの分類を示す¹⁸⁾。人が意図していなかった行為の中で生じるエラーをうっかりや不注意によるエラーをスリップ、行為の途中でやること自体を忘れてしまった場合をラプス、人が意図していた行為の中で生じる判断の誤りをミステイクと分類した。また、意図していた行為の中でルールに違反すると理解しつつも起こしてしまったエラーをバイオレーション(違反)とした。

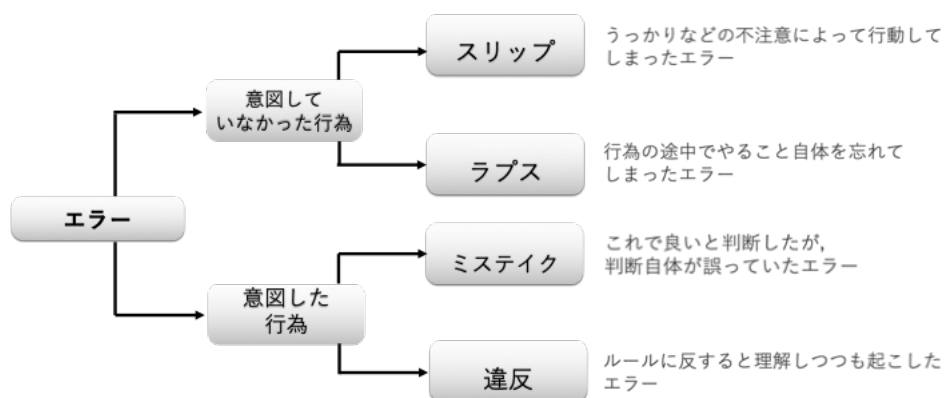


Fig. 3 Reason の認知段階に基づくエラーの分類¹⁸⁾

Rasmussen は人のパフォーマンスレベルを3階層に分類している(Fig. 4)¹⁹⁾。1階層目の技能(skill)ベースは、日常動作に代表されるように、オペレータの中で操作が自動化されている階層で、何

度も繰り返し訓練していくうちに慣れてきて動作を意識しなくても体が勝手に動いてくれる状態の作業階層である。2 階層目は規則 (rule) ベースで、各操作のステップを逐一確認しながら行う階層で、このとき利用している情報は必要な情報を抽出しながら行う必要がある。3 階層目は知識 (knowledge) ベースで、どのように操作を行えばいいかわからない階層で、このとき利用している情報は、こうすればいいのではないかというレベルで操作を行う。どの階層で人が行動し、エラーに至ったのかを理解することもエラー原因を追求するために重要となる。

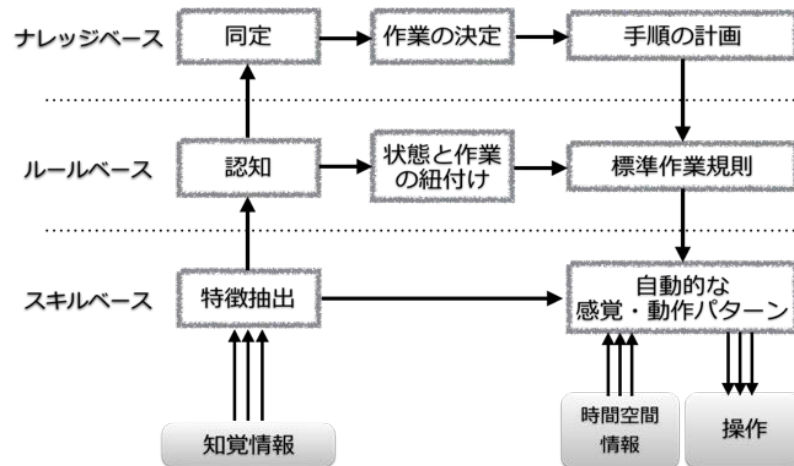


Fig. 4 人の情報処理アプローチモデル¹⁹⁾

このようなエラーの分類は起きてしまったエラーを分析する上で重要な概念となる。なぜならば人の情報処理のどの過程で、どのようにしてエラーが起きたのかを理解する上で鍵となるためである。Fig. 5 に Card が示した単純な人の知覚から行動までの情報処理モデルを示す²⁰⁾。われわれは視覚や聴覚などの感覚器から情報を受ける。感覚器で拾い上げられた情報は知覚情報として脳内で処理されていく。まず知覚情報は一時的にワーキングメモリに記憶される。ワーキングメモリはコンピューターのメモリのような機能と考えられており、長期記憶へ情報を送る時間単位の量は限られている。一旦ワーキングメモリに記憶された情報は、長期記憶の中にある自らが持っている経験や知識の貯蔵庫から一致するもの、もしくは近い情報と紐付けするという過程を経て認知される。情報が処理される過程において、エラーを分析する上で理解しておくべきことを以下に記す。

- ✓ 短期記憶（ワーキングメモリ）は時間単位あたりで処理できる情報量に限界がある
 - 雑多な情報は認知の妨げになり、判断を誤らせる
- ✓ 人により長期記憶は異なる
 - 同じ情報を得たとしても、人によって受け取り方は異なる
- ✓ 情報が絶え間なく入ってくるため、知覚から行動のプロセスは常に同時進行している
 - マルチタスク（多重課題）は認知負荷を増大させ、判断や行動を誤らせる

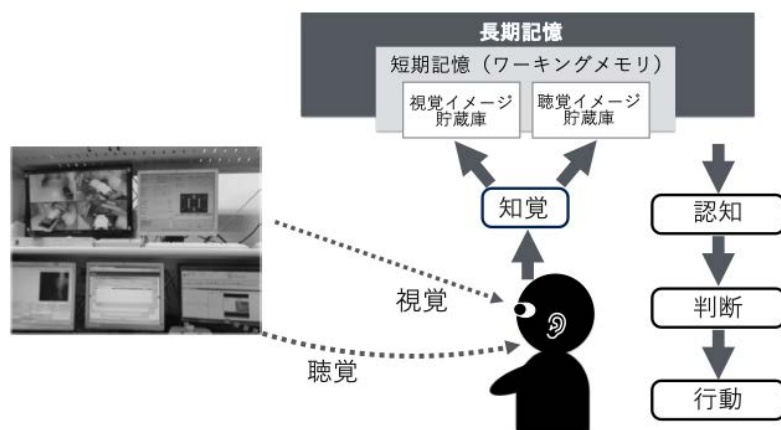


Fig. 5 人の知覚から行動までの情報処理モデル²⁰⁾

- ミステイク

ミステイクは判断に誤りがあった場合のエラーである。山本らの報告¹⁵⁾の中でミステイクがエラー原因になった事例を紹介する。患者は 95 歳で膀胱がんの止血目的の治療で、全 5 回中の 2 回目で CBCT での照合時に CTV が PTV 外にはみ出すというインシデントが起きた。照合担当の技師は骨マッチング後に Fig. 6 中図で照合を行ったが、膀胱前壁が CTV 内に入っているのを正しい位置だと判断した。しかし、高齢のため臓器の変形・変移が強く、腸管が膀胱の前側から膀胱を押し下げており、かつ Fig. 6 左図のように reference CT 時は充満していた直腸のガスがなくなっていたため、膀胱が全体に背面側にシフトしていた。当該施設では optimize 用の dummy ROI を多数作っていたが、位置照合時は消去せず、そのまま照合していたために臓器の変形・変移に気が付かず、誤った判断に至ってしまった。この事例では単に誤った位置で照合したことが原因ではなく、誤った判断に導く要素、つまり dummy ROI を消さないで照合する手順が原因で、Fig. 6 右図のように dummy ROI を消してから照合する手順に変更すれば防げる可能性が高くなると筆者は考える。

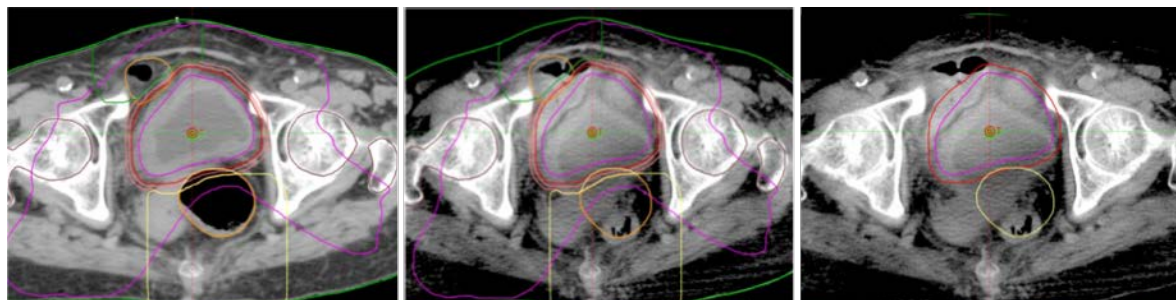


Fig. 6 (左) Ref.CT, (中) CBCT: 照合に不要なストラクチャあり, (右) ストラクチャなし

- スリップ&ラプス

両者とも意図していなかった行為の中で生じるエラーである。これらのエラーの対策は実施中の行為に集中する環境を作ること、忘れないようにすることである。特に照射のプロセスでは患者を前にし、効率的に作業を行わなければならない、手順書やチェックリストを片手に作業することは難しい。Chang ら⁹⁾は入れ歯外し忘れやボータスの置き忘れなどが多く報告されたとしていたが、これらのエラーは線量分布に影響を与える可能性があるため、防止したいエラーである。このようなうっかりや失念といったエラーの対策は適切なタイミングでのリマインダーで概ね改善できる。Fig. 7 は入れ歯の外し忘れを防止するためのアイデアである。シェルを被せるときに目に飛び込んでくるようにリマインダーとしてテプラを付けている。入れ歯を外すという行為が必要な場合は黄色のテプラで注意

を喚起し、入れ歯はそのままでもいい場合や自歯の場合は白のテプラを貼付している。Fig. 8 はボーラスの置き忘れ防止策で、ボーラスを入れて照射する field には auto sequence で次の field が自動で選択されないように dummy field を挿入し、流れる作業の中に敢えて楔を入れて、置き忘れていないかを再確認できるようにしている。



Fig. 7 入れ歯の外し忘れ防止策

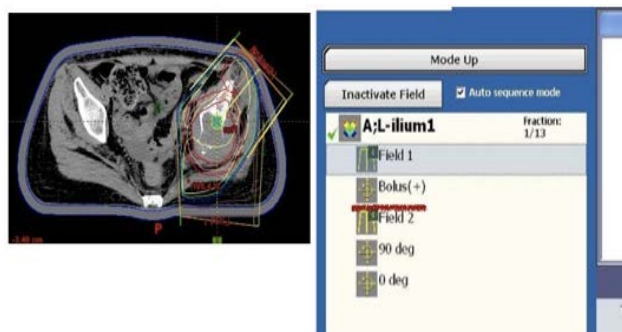


Fig. 8 ボーラスの置き忘れ防止策

もう一つエラーの多いプロセスが治療計画である。治療計画は患者を前にする作業ではないため、照射のプロセスと異なりチェックリストが有効である。Younger らは治療計画の検証用チェックリストを作成し、治療開始前チェックを行うことの有益性を報告した²¹⁾。この報告ではチェックリスト使用前後でエラー発生率を比較したところ 10%にまで低減できたとしている (Fig. 9)。一部チェックリストの効果に懐疑的な諸氏もおられるが、問題視する方々が使っているチェックリストに問題がある。まず、第一にチェックリストは多すぎではない。可能な限り少なく、できれば 10 項程度、多くとも 20 までにしておく。理由は簡単で人は面倒な作業は省略するからである。最も重要な要素のみに絞ることが大切で、線量や分割スケジュール、OAR に対する評価、マージンや照射野などの線量分布に影響を与える項目だけに限定する。分布に影響を与えないような軽微なものや、治療計画の後に行う R&V や RIS への登録時に検出できるような項目はチェックリストに加えない方がよい。あくまでも治療成績に影響を与えかねない重大なエラーを防ぐことに絞った方がよい。繰り返すが人は面倒なことは省略する生き物で、項目が多いと飽きてしまい形骸化してしまう。これはヒューマンエラーの定義にもなっている人の行動特性の一つである。また、たとえば OAR に対する投与線量や登録されている処方線量や回数などの重要な項目は敢えて数値を手書きさせるなどし、形骸化させないようにすることもチェックリストの効果を高める。

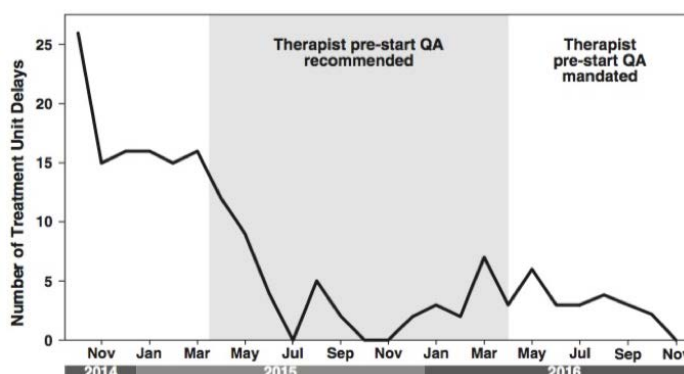


Fig. 9 チェックリストによるエラー低減効果²¹⁾

- タイムプレッシャー (焦り)・マルチタスク (多重課題)・インターラプト (作業中断)
- 焦りや多重課題、そして作業中断この 3 つはヒューマンエラーの多くの原因を占める。ではなぜこれ

らはエラーを招くのか？それは作業負荷，認知負荷を高めるためである．先述した通り，人は視覚や聴覚などから情報を知覚し，脳の中では Fig. 5 に示した情報処理がその後に行われると考えられている．しかし，Card が示した単純な情報処理モデルでは実際に起っているエラーの多くを説明できない際には脳の情報処理はさまざまな外的および内的要因に左右される．たとえばイライライしていたりすると，判断の機能が阻害されたり，睡眠不足や極度の疲れがあると，注意以降のすべての情報処理課程の機能が低下したりするのは実際に多くの方が経験もあって理解しやすい．Fig. 10 に比較的複雑な情報処理モデルを示す．

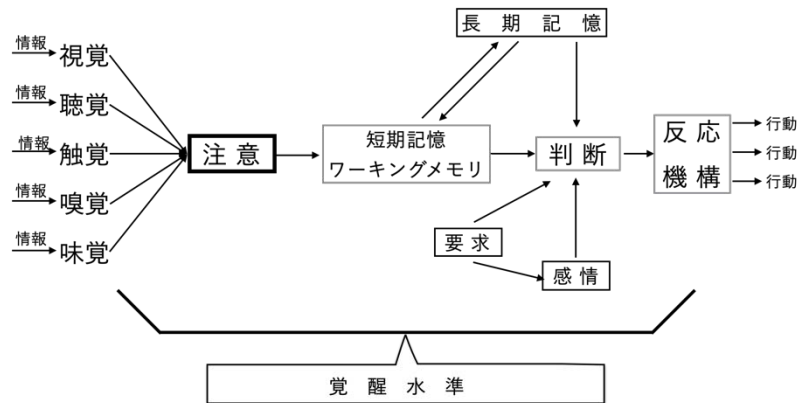


Fig. 10 人の情報処理モデル²²⁾（筆者一部改変）

このモデルでは“注意”は五感から得られる情報を知覚する段階でのアイリス（絞り）の役割をしていると考えられている．たとえば他のことを考えていて，注意が作業に向いていなかったとすると，五感から入ってくる情報は絞られてしまい，認知しづらくなる．このような状態ではうっかりしたり，思い違いをしたりしやすくなる．分かりやすい例でいえば，スマートフォンを操作しながら，自動車を運転していると事故率が上がる．これは“注意”が運転に向かず，五感から入ってくる情報が乏しくなってしまうため，その後の処理過程に悪い影響を及ぼすためである．日常の診療において，われわれは目の前のことにだけ集中できる環境は少ない．他の患者や他のスタッフ，目の前の患者以外の作業，その他の仕事以外のことも考えながら作業を進めているのが普通であろう．そのような環境下で，“注意”が目の前の患者以外に向いてしまい，エラーにつながってしまうこともしばしばあると思う．他に“注意”が向いてしまうことは複雑なシステムの中で業務を行っているわれわれにとっては仕方のないことだが，重要なのは“注意”を行なっている作業に対して適切にコントロールすることである．作業中断を防ぐことも“注意”をコントロールするために重要である．作業中断によって一度注意が削がれると，1つ作業を飛ばしてしまったり，どこまで作業が進んだか状況判断が再度必要になったりしてしまう．主行為に集中できる環境づくりは作業中断によるヒューマンエラー防止に非常に重要である．Fig. 11 は筆者が前に勤務していた職場のリニアック操作室であるが，メインオペレータから電話機を離し，わざと電話に出にくい作業環境にした．敢えて電話機を遠ざけることによって，他の者が電話に出るのが通常の作業環境であることを明確に示すことでリニアックの操作という主行為に集中

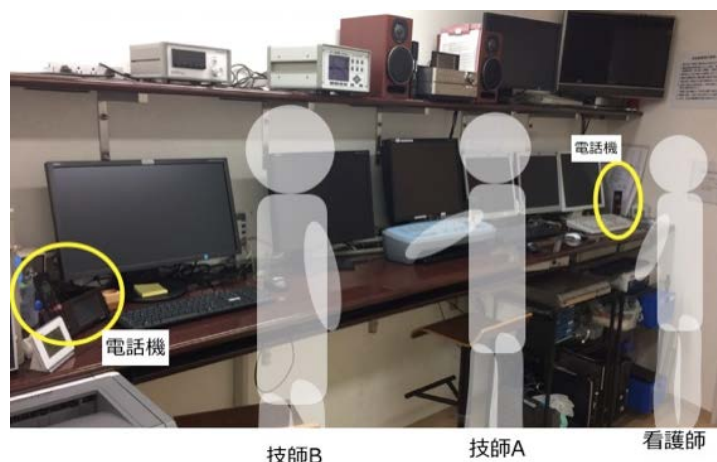


Fig. 11 メインのオペレータは電話に出にくい電話機の配置

できる作業環境を作る工夫を行っている。

作業負荷や認知負荷をコントロールするためにもう一つ効果的なことはスケジュール管理による作業量の平準化である。作業の平準化は作業負荷を平準化することとタイムプレッシャーをコントロールすることに繋がるため最も重要だと筆者は考える。治療開始の枠をコントロールできれば、自ずと治療計画も位置決めCTの数も概ね平準化される(Fig. 12)。初回治療はエラーが多く生じる作業であり、作業負荷が大きいので、ここをコントロールすることは非常に重要である。医師が主導で決定されている施設が多いと思うが放射線治療を安全に運営するために医師と協議し、安全な現場づくりのために権限を委譲してもらうことを強くお勧めしたい。

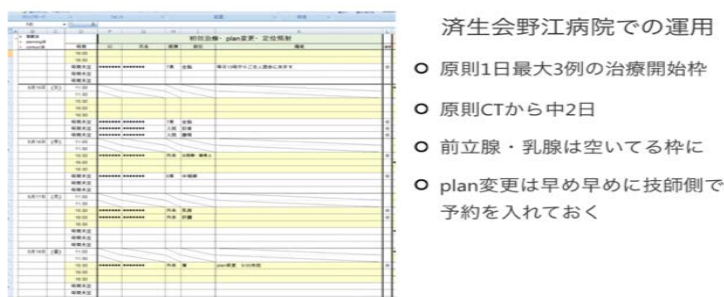


Fig. 12 予約スケジュール管理

5.2 コミュニケーション

コミュニケーションには狭義な意味での「情報の伝達」と、広義な意味での「理解し合うこと」という意味の2つがある。

5.2.1 情報の伝達

誤った情報伝達は思い違いを生み、重大なヒューマンエラーに繋がる恐れがある。多くの情報伝達には言語を使って行われており、Fig. 13に示すように情報は送り手から受け手に伝達される²³⁾。送り手と受け手の間に共通の基盤(認識)があるか、もしくは受け手が正しく推論すれば正しく情報は伝わるが、共通の基盤がなく、誤った推論が行われてしまうと誤った情報伝達となってしまう。放射線治療においても誤った情報伝達による誤照射事故が報告されている。Fig. 14に示す誤照射事故は誤照射事故は医師と技師の投与線量の計算方法の相違のため、276人に1.11–1.28倍の放射線が投与された²⁴⁾。医師は最大線量点で正規化された線量分布図における90%領域に対して2 Gy処方すると思っていたが、技師は一般的なICで正規化されている線量分布図での90%領域に対して2 Gy処方するように線量計算を行ってしまった。このような情報伝達の誤りを防止するには伝達方式を定めたり、情報に冗長性をもたせたり、文書化するなどして情報伝達自体を最低限にしておくことなどが有効である。また、そもそも誤伝達を生じやすい情報は扱わな

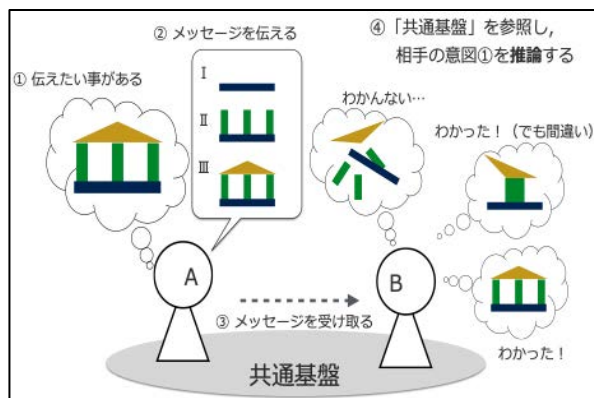


Fig. 13 推論を含んだ情報伝達モデル²³⁾

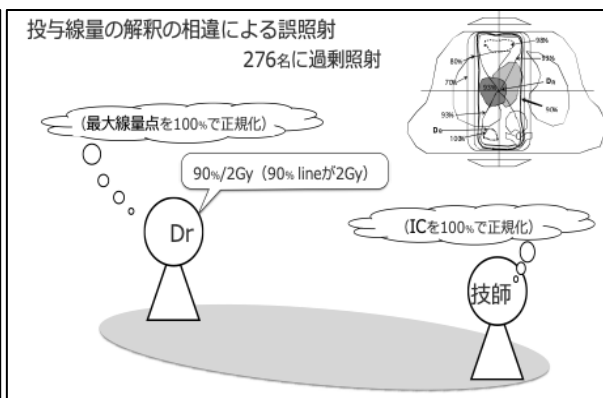


Fig. 14 情報伝達エラーによる誤照射事故²⁴⁾

いなどチーム内で情報の取り決めを行っておくことが重要である。

5.2.2 意思疎通・理解し合うこと

エラー分析は多くの場合、エラーを犯した個人に焦点が当てられるが、医療などの複雑なシステムにおいては、ほとんどの人がチームまたはグループで作業を行っている。Sasouらはチームやグループが生じさせたエラーをチームエラーと捉えエラー分析を行った²⁵⁾。この中でSasouはコミュニケーションがエラーの修復に影響を与えると指摘している。Fig. 15の円はそれぞれエラーの検出、エラーの指摘、エラーの修正のバリアを表しているが、それぞれのバリアが機能しなかった場合にチームエラーが生じるとしている。チーム内に存在するこのバリアはコミュニケーションの不良によって穴が大きくなってしまふ。チームワークを高めるために必要な要素の中でも信頼し合い協働することが大切である²⁵⁾。

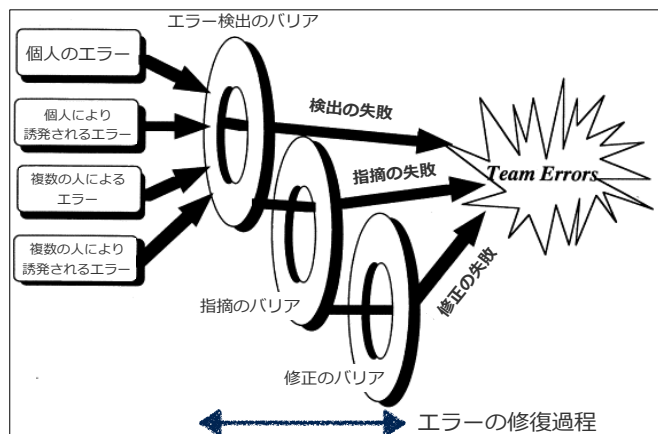


Fig. 15 エラーの修復過程²⁵⁾

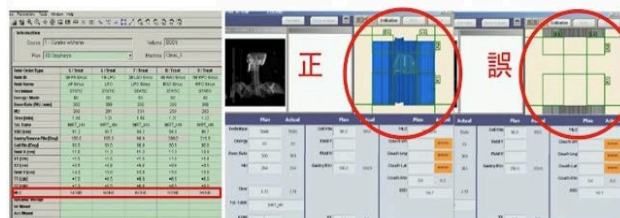
6. 重篤なエラーを起こさないために大切なこと

2005年にニューヨーク州で起きた中咽頭がん患者に対するIMRTの誤照射事故は2010年にニューヨーク・タイムズ紙にも大きく取り上げられ、エラーによって患者に悲劇的な結果をもたらすことを改めて認識させた²⁶⁾。この事故はデータ登録中にPCがハングし、dynamic MLCのないopen fieldでIMRTとして計算されたMUを3日にわたって照射された結果、13 Gy/fr相当の線量が投与された。IMRTの1st planを4回照射後、歯牙への投与線量を下げる目的でIMRTの2nd planへの変更が腫瘍医から指示されたが、間が空けることなく2nd planへ移行された(金曜日に指示され、月曜日に変更がなされた)。本来、治療前に施行されるべきpatient specific QAはエラーを起したplanを3回照射したのちに行われ誤照射が発覚した。この患者は2年後の2007年に死亡した(Fig. 16)。

このような事故が起きてしまった原因は一つではない。この事例では登録時のバグ、登録者の不注意、技師の注意不足、作業プロセスの不遵守、偏りすぎた権威勾配などのさまざまな原因が挙げられる。これらが相発して生じた時に重篤なエラーとして表出する。

アメリカ ニューヨーク州の病院で起きた舌根部がん患者に対する誤照射事故

- ・ 1st plan (IMRT)を2005年3月8日(火)から計4回、金曜日まで施行された後、医師から歯牙への線量を落とすように指示があった。
- ・ 翌月曜の午前中に2nd planをR&Vへ登録中にPCがハングし、強制終了を行った。
- ・ Dynamic MLCのデータのない、誤った登録が行われた(画面上にポップアップされたAlertは結果的には無視された)。



- ・ Dynamic MLCが入っていないまま、13 Gy/fr 相当が3月14日(月)から3回に渡って照射された。
- ・ 3月16日(水)に2nd planのPatient specific QAが行われ、誤照射が発覚した。
- ・ 2007年に43歳で死亡。

(原因)

- ✓ 登録中にハングするというバグがあった。
- ✓ R&V登録作業においてAlert messageに対する注意を怠った。
- ✓ TherapistはモニターのDMLCの情報を見ていなかった。
- ✓ Specific QAは照射の事前に行われなかった。
- ✓ 2nd planへの移行を腫瘍医は急かした。また、それに意義を唱える者はいなかった

※ 公表はずいぶん後になってからだった。

Howard Amols, Ph.D. AAPM 2013 Winter Meeting



Fig. 16 IMRTにおける誤照射事故

これまでスイスチーズモデルなど、エラーが起きるプロセスはもともと有しているバリアが直列的に瓦解した場合やバリアの中に潜在する穴をすり抜け続けたときに生じる結果であると捉えられていた。認知システム工学の第一人者であるホルナゲルはエラーが生じるプロセスはさまざまなエラー誘因が重なって生じた結果であるとし、作業現場では絶えずさまざまな摂動（変動）が起きていて、システムの有している限界を超えた場合にエラーとして表出するという相発的事故モデルを提案している（Fig. 17）²⁶⁾。ホルナゲルは作業現場においてはスタッフや患者や装置など、それぞれのパフォーマンスは刻々と変動し、それぞれが関連していること、そしてそれぞれの機能が他の機能を補う特性を持っており、システムのパフォーマンスは総合的に評価することができるとした。この事故モデルの概念は医療のような複雑なシステムで生じる事故を評価する上で重要な考え方である。

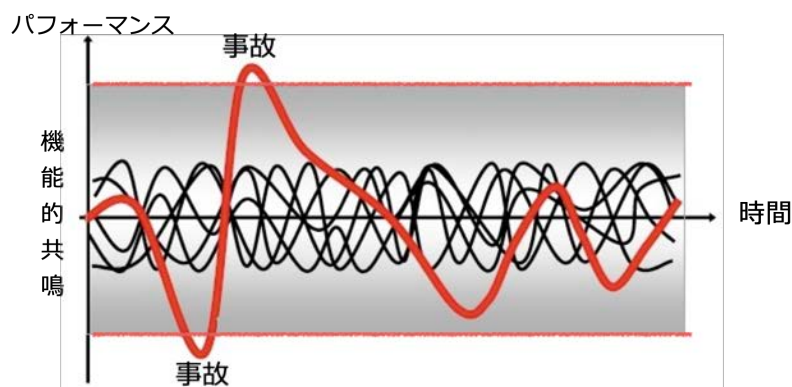


Fig. 17 相発的事故モデル(筆者一部改変)

Fig. 18 に失敗する誘因を挙げる。相発的事故モデルで考えるとこれらの失敗する誘因が同時に生じた時、もしくはそれぞれが共鳴して大きくなってしまった場合に事故は起きてしまう。先述した IMRT における誤照射事故ではこれらの誘因が重なり、事故に至っていた。これこそが失敗する仕組みであり、インシデントやアクシデントを起こさないためには失敗する誘因の一つ一つを普段から摘み取っておくことが安全な現場を作り上げていくことに繋がるのである。

● リーダーシップの欠如	● 状況認識の欠落
● チームワークの不調和	● 危険性の不認知
● 不注意	● 焦り
● ストレス	● ルール違反
● 疲労	● 作業の中断
● 困難な作業負荷	● 多重課題
● 過度な権威勾配	● 作業の未熟さ
● 不適切な意思決定	● 知識不足
● フォロワーシップの欠如	● etc...

Fig. 18 失敗する誘因

7. 最後に

近年の放射線治療装置は自動化が進み、安全面に配慮されたヒューマンインターフェースが提供されてきており、安全な放射線治療の提供が進んでいる。しかし、完全な自動化やエラーが生じないシステムは未だ存在せず、現状のシステムでは必ず人が介在しているためにヒューマンエラーがなくなることはない。より安全な放射線治療の提供を目指して、われわれは失敗から学び、改善に導く努力が必要である。そのために、まず重要なことは、過ちを真摯に受け止め、認めることである。そして次にヒ

ューマンファクタの観点からエラーを分析し、エラーが生じるプロセスを堰き止めることである。この堰き止める対策は一つではなく、さまざまな失敗する誘因を一つ一つ丁寧に摘み取っていくことが肝要であり、そのためにわれわれは治療技術的なテクニカルなスキルだけでなく、ヒューマンファクタを学ぶ必要がある。

参考文献

- 1) ISO/IEC Guide 51:2014, Safety aspects — Guidelines for their inclusion in standards
- 2) JIS Z 8051:2015 安全側面—規格への導入指針 日本規格協会
- 3) 熊谷孝三 放射線治療における安全確保に関するガイドライン 日本放射線技師会出版会 (2005)
- 4) 医療事故情報収集等事業 第40回報告書. 日本医療機能評価機構
- 5) Huang G, Medlam G, Lee J, et al. Error in the delivery of radiation therapy: results of a quality assurance review. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*. 2005 Apr 1;61(5):1590-5.
- 6) Shafiq J, Barton M, Noble D, et al. An international review of patient safety measures in radiotherapy practice. *Radiother Oncol*. 2009 Jul;92(1):15-21.
- 7) Bissonnette JP, Medlam G. Trend analysis of radiation therapy incidents over seven years. *Radiother Oncol*. 2010 Jul;96(1):139-44.
- 8) Novak A, Nyflot MJ, Ermoian RP, et al. Targeting safety improvements through identification of incident origination and detection in a near-miss incident learning system. *Med Phys*. 2016 May;43(5):2053.
- 9) Chang D, Cheetham L, Marvelde L, et al. Risk factors for radiotherapy incidents and impact of an online electronic reporting system. *Radiother Oncol*. 2014 Aug;112(2):199-204.
- 10) Elnahal SM, Blackford A, Smith K, et al. Identifying Predictive Factors for Incident Reports in Patients Receiving Radiation Therapy. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*. 2016 Apr 1;94(5):993-9.
- 11) Wreathall J, et al. Washington DC;United States Nuclear Regulatory Commission. 2017.
- 12) Terezakis SA, Harris KM, Ford E, et al. An evaluation of departmental radiation oncology incident reports: anticipating a national reporting system. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*. 2013 Mar 15;85(4):919-23.
- 13) Ishiyama H, Shuto N, Terazaki T, et al. Risk factors for radiotherapy incidents: a single institutional experience. *Med Dosim*. 2019 Spring;44(1):26-29.
- 14) Portaluri M, Fucilli FI, Bambace S, et al. Incidents analysis in radiation therapy: application of the human factors analysis and classification system. *Ann Ist Super Sanita* 2009;45:128-33.
- 15) 山本鋭二郎 岡耕平 放射線治療におけるインシデント事例に対する VTA を用いたヒューマンファクタ研究 日本放射線技術学会誌 75巻 (2019) 1259-1259.
- 16) Boeing社 Statistical Summary of Commercial Jet Airplane Accidents Worldwide Operations 1959-2018.
- 17) 日本工業規格 JIS Z 8115 : 2019 ディペンダビリティ (総合信頼性) 用語
- 18) Reason, J. Human error. New York : Cambridge University Press. 1990.
- 19) Rasmussen, J. Information processing and human-machine interaction: An approach to cognitive engineering. Elsevier Science. New York. 1986
- 20) Card S,K. The Psychology of Human-Computer Interaction. Erlbaum, 1983.

- 21) Younge KC, Naheedy KW, Wilkinson J, et al. Improving patient safety and workflow efficiency with standardized pretreatment radiation therapist chart reviews. *Pract Radiat Oncol.* 7(5):339-345.
- 22) 大山正 事例で学ぶヒューマンエラー——そのメカニズムと安全対策 麗澤大学出版会 2006
- 23) 岡本真一郎 言語の社会心理学 -伝えたいことは伝わるのか- 中公新書 2013
- 24) 医学放射線物理連絡協議会「国立弘前病院における過剰照射事故の原因及び再発防止に関する調査報告書」
- 25) K Sasou, J Reason. Team errors: definition and taxonomy. *Reliability Engineering and System Safety*, 1999 65(1), 1-9.
- 26) 放射線治療計画におけるリスクマネジメント 放射線治療かたろう会 (2020.8.15 accessed. http://katarou-kai.kenkyuukai.jp/journal2/journal_detail.asp?journal_id=839)
- 27) エリック・ホルナゲル. ヒューマンファクターと事故防止 “当たり前”の重なりが事故を起こす 海文堂 2006

放射線治療計画 QA ソフトウェア利活用

徳島大学大学院 佐々木幹治

1. 背景

強度変調放射線治療（intensity modulated radiation therapy: IMRT）および強度変調回転放射線治療（volumetric modulated radiation therapy: VMAT）の治療計画の標準的なワークフローは標的への線量とリスク臓器（organ at risk: OAR）に対する線量を設定し、最適化を行った後に線量計算が実施される。最適化作業後に最終の線量計算が実施された結果を線量分布と dose volume histogram（DVH）で確認し、治療計画の評価を行う。治療計画の評価を行った結果、満足のいく線量分布と DVH が得られなければ最適化パラメータを変更し、再度、線量分布と DVH を確認するといったこれらの作業を繰り返して実施することとなる（図 1）。

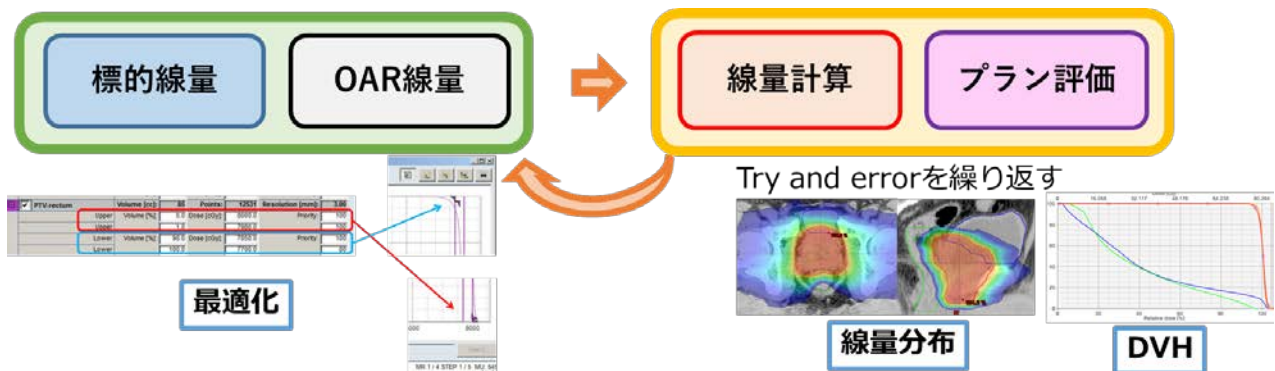


図 1 IMRT および VMAT 治療計画の標準的なワークフロー

IMRT および VMAT において最適化パラメータを設定するうえでは、標的や OAR のボリューム、形状、計画標的体積（planning target volume: PTV）マージンの設定や標的と OAR までの距離が離れているのか近いのかによって治療計画の難しさが決まる。

IMRT および VMAT の治療計画においては各施設によって定められた線量制約に基づき治療計画装置で最適化作業を実施し、治療計画が行われている。ただし、線量制約はその施設での最低限の取り決めであり、良好な治療計画の立案が達成できたかどうかの判断は治療計画者に依存する（任される）のが一般的である。最終的には、患者へデリバリーされる治療計画の可否の判断は放射線治療医が判断することになる。

IMRT や VMAT を多く実施されている施設は部位毎の過去データを基に自施設の最適化パラメータテンプレートが構築されている。最適化パラメータテンプレートを作成する上では入力情報として統一されたものを使用することが重要となる。統一されたものというのは、輪郭情報である標的や OAR の輪郭描出手順と処方線量やポート情報である。そのため、施設で統一した輪郭情報やプランコンセプトが決まったうえでなければ最適化パラメータテンプレートは作成できない。

臨床現場で治療計画者が実施しているワークフローは最適化パラメータテンプレートを基に過去に実施した治療計画で承認された治療計画の臨床経験を鑑みてパラメータを修正してくこ

となる．最適化作業を実施するうえでは，施設内で決まった標的および OAR の線量制約がデフォルトの設定で達成できなければ優先度の増加，もしくは，より厳しい線量制約を追加することで自施設の線量制約が達成できるまで最適化パラメータを修正していくことになる．これらは経験によって培われるものであると考えられている．一方で，Nelms らは放射線治療計画 Quality Assurance (QA) ソフトウェアを使用した治療計画の良否を示す報告の中では治療計画の経験や治療計画者の信頼性，自信と治療計画の良否の相関関係はなかったと報告されている [1]．

IMRT および VMAT の治療計画のノウハウは経験によって得られ，最適化パラメータ設定は治療計画者個人に依存すると考えられてきた．しかし，先行研究の報告では，経験によって良好な治療計画が立案できるものではないと結論付けられている．本講演では，放射線治療計画 QA ソフトウェアの概要と基礎，先行研究における利活用方法を基に解説していく．

2. 概要・基礎

本講演では，治療計画 QA ソフトウェアのひとつである PlanIQ™ (Sun Nuclear Corporation, Melbourne, FL, USA) について解説する．PlanIQ™ では，computed tomography (CT) 画像と標的および OAR の輪郭情報と処方線量の情報を基に治療計画の良否の計算が実施される．前提条件として処方線量に用いるボリューム（標的）を設定する必要があり，そのボリューム全体に対して何 Gy の処方が行われるのかを設定する必要がある．CT 画像と輪郭，処方線量の情報を基に線量分布が計算される（図 2）．

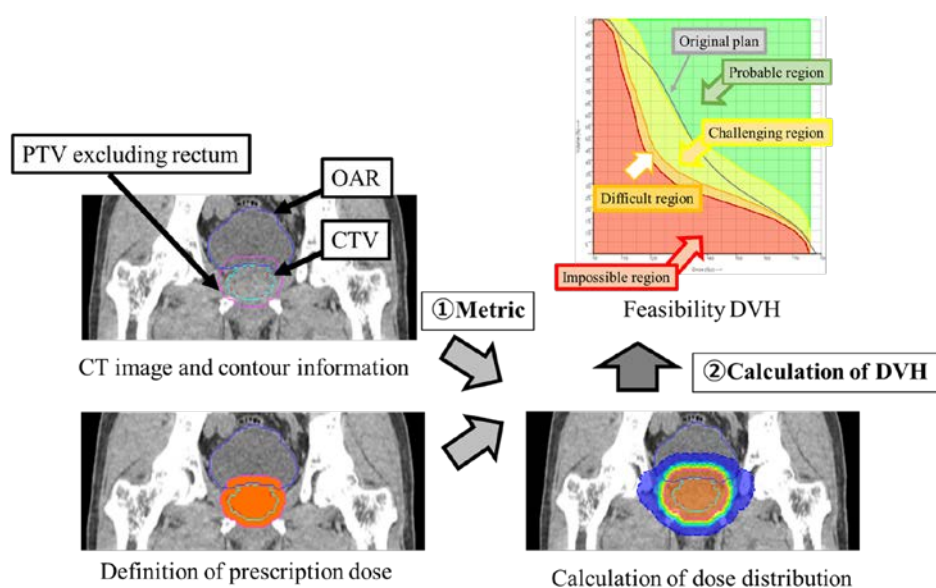


図 2 実現可能 DVH の計算方法

徳島大学病院での前立腺 VMAT では，PTV から直腸を引いた体積である PTV excluding rectum を処方線量に用いる標的としている．そのボリュームに対して 100% の線量が入った場合に OAR に対して，どこまでの線量低減が可能であるか計算が実施される．図 2 に示す DVH は，PlanIQ™ により算出した実現可能 DVH であり，直腸を提示している．灰色の DVH は，実際の治療計画により得られた DVH が示されている．緑色領域は OAR に対して容易に線量低減が可能である領域が示されている．赤色領域は処方されるボリュームの一部が線量不足となる可能性があることが示されている．従って，理想的にはオレンジの領域の範囲で治療計画を目指す必要があることが提示されている．

3. 利活用

本講演では、先行研究である3つの報告を解説（提示）する。

対象は、中咽頭症例の simultaneous integrated boost (SIB) 10名である。PlanIQ™を参照することによって、健側の耳下腺および喉頭への線量低減が平均で 370 cGy（範囲：20～690 cGy）560 cGy（範囲：300 ～ 1090 cGy）可能となったことが報告されている。PlanIQ™参照の有無により、多重仮説検定でも健側耳下腺と喉頭への有意差ありの結果が得られたと報告されている[2]。また、PlanIQ™を参照することで、健側耳下腺および喉頭について実現可能 DVH の赤色領域とオレンジ領域の中間の DVH が得られたことが示されており、実現可能 DVH が実際の治療計画で達成可能であることが示されている。

続いて、2014年から2015年まで過去に IMRT 治療を実施した前立腺癌患者 77 名を対象とした報告がある[3]。複数の治療計画の評価として PlanIQ™が用いられている。Clinical plan：CP（標準的な院内プロトコル使用計画）、IMRT template：R5（単純なバッチ最適化による大多数の臨床症例で最高品質のプランを提供するテンプレート）、VMAT treatment：T5（IMRT template を基に作成されたテンプレート）の3つの治療計画を比較した報告である。有意差検定は、データセット間の差異は Friedman 検定、グループ間で有意差が認められた場合：変数のペアワイズ比較（正規分布データ：Newman-Keuls 検定、ノンパラメトリックデータ：Conover の検定）で評価された。標的の複合スコアは T5 と R5 と同程度、CP より有意に高く（ $p=0.0498$ ）、複合 OAR スコアは T5、CP、R5 で類似しており、R5 の複合 OAR スコアは CP と有意に異なっていた（ $p=0.0051$ ）との報告である。さらに、全体スコアは T5 が最も高く、次いで R5 と CP の順。それぞれの差は有意に異なっていた（ $p=0.0003$ ）が示されている。

最後に、知識ベース治療計画である RapidPlan がどのような教育効果をもたらすのかについて 6 名の治療計画者（専門性の異なる医学物理士と線量計画士）によって調査された報告がある[4]。対象症例は前立腺 15 症例であった。RapidPlan の支援によって 15 人中 14 人の患者で治療計画の品質の高い値が示されていた。また、Wilcoxon 符号付き順位検定では 15 人の患者のうち 8 人の患者で治療計画の品質の向上が有意であったと報告されている。さらに、治療計画者内の変動として、RapidPlan が経験の異なる治療計画者の治療計画パフォーマンスに異なる影響を与えたかどうかについても評価されている。治療計画作成の経験症例数が少ない計画者ほど治療計画の品質が低いことが示されていた。

4. 最後に

放射線治療計画 QA ソフトウェアは高精度放射線治療計画の品質を担保するために客観的な指標となりうる。また、治療計画の品質を継続的に向上することが可能となる。

参考文献

1. Nelms BE, Robinson G, Markham J, et al. Variation in external beam treatment quality: An inter-institution study of planners and planning systems. Pract Radiat Oncol. 2012;2(4):296-305.
2. Fried DV, Chera SC, Das SK. Assessment of PlanIQ Feasibility DVH for head and neck treatment planning. J Appl Clin Med Phys. 2017;18(5):245-250.
3. Hoffmann M, Pacey J, Goodworth J, et al. Analysis of a volumetric-modulated arc therapy (VMAT) single phase prostate template as a class solution. Rep Pract Oncol Radiother. 2019;24(1):92-96.
4. Scaggion A, Fusella M, Roggio A, et al. Reducing inter- and intra-planner variability in radiotherapy plan output with a commercial knowledge-based planning solution. Phys Med. 2018;53:86-93.

寄稿 治療技術事始め

放射線治療計画装置 - MODULEX の時代を中心に - 元 Varian Medical Systems 金子 勝太郎

放射線治療にまつわる様々なお話を寄稿していただくコーナーです。

1. はじめに

原稿の執筆依頼を受けた時は、あまり気にすることもなく、お受けしたのですが、過去の執筆者の先生方の名前を知ると、多くの研究、実績を積み重ねてこられた方ばかりで、私のような者が適任者であるのか？という事でした。

診療の場所で活動をした事の無い私の内容は、研究や開発の報告ではなく、装置のハードウェアに関連した、年寄りの昔話になるので、気軽に読んでいただければ幸いです。

2. 初めての治療計画装置 - PC-12 -

私は、1974 年（昭和 49 年）に兼松エレクトロニクス（株）(KEL) に入社をして、米国 Artronix 社の治療計画装置：PC-12 の保守を担当することになった。その後、ほとんどの期間を治療計画装置に関する仕事をするようになる。会社の先輩から、入社時に体格がいい（身長が高い）ので、PC-12 の担当にした、という話を聞いた。出会いは、他愛のない理由によるものだ。

この頃に PC-12 は、既に東京女子医大にデモ機が一台設置されており、同じ年に、都立墨東病院、杏林大学と群馬県立がんセンターに設置がされたと記憶している。担当することになった治療計画装置は 1965 年に米国 St. Louis の Washington University, Bio-logical Computer Laboratory で開発された。

PC-12 はシステムの名称にもなっているように、12 ビット構成の CPU だった。初めて扱った装置だったので、コンピュータの内部構造はどのようなものが一般的なのか、知る由もなかったが、一辺 10cm 程度の基板が約 70 枚、システムの上側に用意されたコネクタに刺さって、ぶら下がっている状態は、蝙蝠が洞窟の天井にぶら下がっている有様だった。この基板がずり落ちないように、ストッパーのバーが用意されていたが、これの加工が悪くてストッパーを取り付けてしまうと、基板間コネクタの接触不良を起こしてしまう困り物だった。



都立墨東病院に納入された PC-12

治療計画のソフトには、外部照射と組織内照射の二種類が用意されていた。ただ、患者のデータは CT 装置が開発される以前なので、患者の輪郭データの取得には、特殊な装置を必要としていたし、線量計算する輪郭はビーム中心軸の一枚であった。（結局、放射線が照射される患者の体型は金太郎飴のようにどこを切っても同じ形として取り扱っていた。）外部照射の治療計画には、X 線、電子線、SSD 法(Source Skin Distance 法)、SAD 法(Source Axis Distance 法)と回転照射法(Rotational Beam 法)などが用意されており、射入、不均質などの補正も用意されていた。組織内照射には、線線源と点線源を使った治療計画が可能だった。多くの利用者は組織内照射（ラジウム針など）の線量計算に多くの時間を割いていた。全体的な線量分布もそうだが、線源の配列位置によって発生する線量のホットやコールドポイントの確認をしていた。

この装置は、米国の 115V、60Hz の電源仕様で設計/製造されていたためか、システムに用意されている 2 台のリンクテープ（プログラムとデータ用の磁気テープ）を駆動するモータの仕様が日本の 100V、50Hz に合わなかったためか？ハンチング（*hunting*：制御が不適切なために、出力で激しく反動を繰り返す現象。モータ駆動の制御が適切でないためテープが磁気ヘッドに接触できず、前後に動きを繰り返してしまう）を起こしてしまい、指で軽くテープを押さえないとデータが読めない現象によく遭遇した。その後、内部のプーリや駆動ベルトを変更したので、この現象はなくなった。

入社 2 年目だったと記憶しているが、川崎医大に PC-12 を納入した。この時、初めて、PC-12 を使って、“治療履歴を管理するソフトを作りたい”という要望が病院のスタッフからあり、出張中だったが、急ぎ、本屋に行って FORTRAN 用のプログラミングの本を購入して、取扱説明が出来るように準備をした。しかし、学生時代にプログラムの講座を受けたことが有ると言っても、十分な経験があるわけでもなく、結局、付け焼き刃ではしっかりと取り扱い説明ができなかった記憶がある。


当時は、まだ、コンピュータシステムが珍しい時代でもあったので、最初の年に参加をした展示会では、「コンピュータだったら、“地球最後の日”が計算できないか？」などと、質問をされたこともあった。

日本に導入された頃の治療計画装置は、外部照射の場合、線量分布を計算して、モニターユニットを手計算するための、等価正方形照射野の値や、体表面からアイソセンターまでの水等価距離の値を求めることが主な目的であった。そのため、治療計画装置が出力するデータで必要とされたものは、線量分布とプランの要約に記載されている数値だったために、治療計画装置の持っているデータを外部の装置（治療装置など）へ送る必要はなかった。この環境が変わったのが、治療装置に取り付けられるようになった、マルチリーフコリメータの開発と利用だった。

3. CT 画像による治療計画装置の充実 – MODULEX の時代 –

1979 年 Artronix 社が CT 装置の開発競争に敗れ、Chapter 11(チャプター イレブン：連邦倒産法 11 条)を申請することとなり、CT の製造、販売から撤退をすることになった。兼松エレクトロニクスも医療機器部の大部分の売り上げをしていた商権を失うことになるため、CT 装置と並列して開発を行っていた、治療計画装置に注力した会社を現地の有志と共に共同で出資をして、CMS Inc. (Computerized Medical Systems Inc.) を立ち上げた。

**アートロニクスは
最もすぐれた全身用CTスキャナーシステム
RTX1120を提供します**



質 このスキャナーは
第何世代ですか？

質 キセノン検出器が
使われているのですか？
なぜですか？

質 スキャンと再構成を
同時に行うことができますか？

質 MODULEXコンピュータシステムは
他の仕事にも
利用されていますか？

答 これは現在発表されている方式とは全く違うものであり
第何世代と呼べるものではありません。これは独特のも
のです。このパンフレットを注意深く読まれたらこれが
理論的に最もすぐれた“世代”のものであることがおわ
かりいただけるでしょう。

答 キセノン検出器は、Neuro-CATで成功した経験で明らか
なように、いくつかのすぐれたところを持っています。
この成功に基づきこの方式にも採用されました。キセノン
検出器は最も安定した検出器です。コリメーションは簡
単で、散乱の影響を容易に取り除けます。それに患者の
被曝量も少なくなります。

答 はい。RTX1120ではCTやその他の医学用システムで定評
のあるアートロニクスのMODULEXコンピュータシステム
を使っています。このシステムでは複数の仕事ができま
す。この為スキャンと画像表示と再構成が同時にできま
す。

答 はい。アートロニクスの放射線治療計画システムに利用
されています。また、その他核医学やX線フィルム記録
管理および、臨床医が必要とするその他のデータ管理を
行うことができます。

●この資料は学術参考資料です。
●詳細については下記へご連絡ください。

兼松エレクトロニクス株式会社
医療機器部

本 社：東京都中央区銀座5丁目14番6号
〒104 電話(03)543-9621(代)

大阪支店：大阪府大阪市東区道徳町3丁目24番
〒541 電話(06)201-5547(代)

CORPORATE OFFICE
Artronix, Inc.
1314 Hanley Industrial Court
St. Louis, Missouri 63144
Tel. (314)968-4740 TWX: 9107891678

U.S. REGION OFFICES

East East Gate Business Center
Suite N / 133 Galther Drive
Mount Laurel, New Jersey 08054
Tel. (609)234-6900

Southeast Suite 255 / 5778 Peachtree Dunwoody Rd. N.E.
Atlanta, Georgia 30342
Tel. (404)296-5911

Central East Suite 119 / 1313 East Kemper Road
Cincinnati, Ohio 45246
Tel. (513)671-1711

Southwest Suite 804 / 1111 West Mockingbird Lane
Dallas, Texas 75247
Tel. (214)638-5450

West Suite 210 / 2192 Martin
Irvine, California 92715
Tel. (714)752-0052

INTERNATIONAL OFFICES

Applicazioni Digitali Nucleari
Torino, Italy
Tel. 543-839 or 533-796
Telex: 54322087

Chenaille-Dutertre Radiologie
Arcueil, France
Tel. 2532500

Ernal Medical Instruments Co.
Ankara, Turkey
Tel. 191251 Telex: 82142489

I.T.S.A.
Madrid, Spain
Tel. 293-86-20 Telex: 83143224

Kanematsu Electronics Ltd.
Tokyo, Japan
Tel. (03)562-7522 Telex: 78122333

Karvoni Scientific Instruments
Athens, Greece
Tel. 34-65-291 TWX: 863216145

Nemini, S.V.
N-Gravenhage, The Netherlands
Tel. (070) 469509 Telex: 84431706

Vivod/Physik-Technik
Munich, Germany
Tel. (089)521062 TWX: 524687

Yung Hung Hong
Taipei, Taiwan
Tel. 3117854 Telex: 78511749

仕様がデータは予告なしで変更されることがあります。
9966045J/78-01-3K

Artronix RTX1120 パンフレット

治療計画装置に CT 画像が利用できるようになったのは、1980 年に発売された MODULEX になってからになる。Artronix が頭部用と全身用 CT を開発し、その CPU に採用されたのが、この MODULEX だった。このコンピュータはロッキード社の SUE という CPU を採用しており、16 ビットの演算機能を持っており、システム構成は、バス形式になっているため、入力/出力装置はアドレスが割り当てられていて、メモリーにアクセスするのと同じように取り扱われていた。コンピュータのコマンドに I/O コマンド(入出力を制御するためのコマンド)を持たないために、入出力装置用のアドレスに割り当てた 16 ビットのデータを使って、自由に外部機器を接続することが可能だった。SUE プロセッサは 1982 年に自社製の CPU に変更され、1983 年に FPU(不動小数点演算装置)内蔵の CPU にアップグレードした。

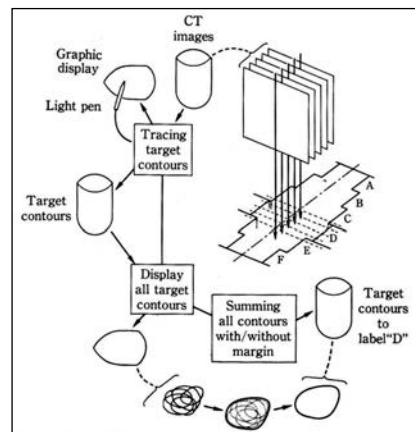
この頃の CT 画像は 320×320 のマトリクスで、CT データは 12 ビット構成(+1024 から-1023 までの範



工場で出荷調整中の MODULEX
(神田哲弥氏より借用)

囲の CT 値)であった。その後、512×512 マトリクスへと解像度が向上し、CT データも 16 ビット利用へと増えていった。ただ、MODULEX は CT 装置の画像ピクセルを 240×240 にマトリクス変換をして治療計画に利用していた。

当時の CT 画像の受け渡しには、ネットワークでのオンライン転送ではなく、オープンリールの磁気テープ装置か 8 インチのフロッピーディスクなどのメディアが使用されていた。(このようなメディアを使ったデータの転送を、スニーカーを履いた人が担当をしていた事からか ”スニーカー・ネット” と呼ばれていた。) また、格納された画像のフォーマットは DICOM のような統一規格がなかったために、治療計画装置側で、それぞれのメーカに合わせて読み込みソフトを作成する必要があった。当初は製造元の米国へ開発を依頼していたが、ソフトのリリースに時間がかかるという問題があったため、国内でソフトを作って対応をする方向になっていった。



原体照射治療計画でのデータの流れ

MODULEX が販売されていた時期は、治療計画装置が医療機器としての縛りがなかった事もあり、各社が、いかに多くの CT 装置に対応出来ているか、ということが重要な機能になっていった。

治療計画装置で CT 画像が利用できるようになると、ビーム中心軸での線量計算で済ませていたものが、複数の画像を利用して擬似 3 次元治療計画が行われるようになり、CT 画像から作成した輪郭にマルチリーフの位置を合わせて照射野を作成するようになった。(3cm 幅のマルチリーフが一般的で、CT のスライス幅は 1cm 程度だったと記憶する。) マルチリーフの位置データが治療するのに必須のデータになったが、マニュアルでデータを登録した場合、データ量の多さなどにより登録ミスの可能性があるので、治療装置へのオンラインによる治療計画データ転送が必要になった。結果的に、治療計画装置が放射線治療で重要な装置になっていった。¹

複数の輪郭 (CT 画像) が利用できるようになると、輪郭を三次元的に取り扱いが可能になり、臓器内の線量の分散を計算して得られる DVH (Dose Volume Histogram) や BEV (Beam's Eye View) などが利用可能になった。

私も MODULEX の保守をする傍ら、ソフトの作成の作業をするようになった。そんな中、信州大学から、「シーメンスの CT 装置とオンラインで画像転送をしたい」という要望があり、対応することになった。MODULEX で利用できるインターフェイスは RS232-C (シリアルポート インターフェイス) しかなかったために、通常の転送速度では、一枚の画像を転送するのに 3 分以上かかってしまう。このため、インターフェイス基板を改造し、規定の 2 倍の速度で転送できるように改造を加え、データの受信ができるようにした。とは言っても、1 分以上の時間を要した。この時に、愛知県がんセンター病院

¹ 日本放射線技術学会誌:「原体照射および打抜照射における照射精度」高橋一廣, 1984/40-6/

から、KEL に転籍をした高橋一廣氏に指導を受けてドライバーソフトの作り込みをした。この経験が、後日、オンライン CT 画像転送をする GP-IB インターフェイス作成に繋がった。GP-IB は複数の計測器による同時計測を実現するための通信規格で、8 ビットの並列データ転送ができた。この規格を使用することで、CT 画像の転送速度は、一枚あたり 10 数秒に改善された。GP-IB は GE 横河電機の CT や島津製作所の CT-SIM などとの接続に使用された。東芝とは DR-11 と呼ばれる規格が採用されて、CT-PORT との転送が高速化された。

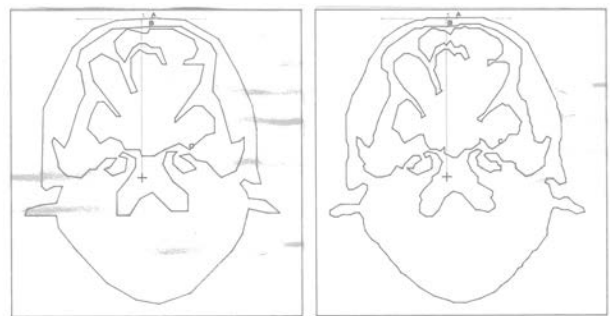
千葉県がんセンターからの要望で、ラルストロン治療前に撮影したスカウト画像からアプリケーション内のダミー線源位置を計算するソフトを作成した時に、X 線シミュレータの画像を取り込んでみれば、より利用範囲が広がるのではないかと考えた。そこで、ソニーが販売していたアナログのビデオ信号をデジタル化するモジュールを使って、ビデオ画像の取り込みができるインターフェイスを作成した。8 ビットの A/D コンバータを内蔵して 256 階調のグレースケールで取り込めた。ビデオカメラを使って試験をしている時は、階調に不足を感じる点はあるものの画像の取り込みができたが、これを病院に持って行って、シミュレータに接続をすると、取り込んだ画像に円形の歪みが見られた。後で確認すると、イメージインテンシファイアを使用している装置では、入射窓が球形になっているために、出力画像に歪みがあることが判明した。画像の歪みに対し、ソフト的に補正をしようとしたところ、垂直方向の解像度が十分でないため、満足な補正ができなかった（十分に仕様を検討せずに作業をして失敗した例である）。

「ビデオ信号の取り込みインターフェイスを作成した経験から写真出力した CT 画像をカメラ撮影して取り込みたい」という要望に対して、フレームグラバースシステムの開発を米国側のエンジニアと行った。ところが、カメラと写真をセットする面の位置関係の調整がうまく行かない。そのため歪みのない画像が得ることができず、満足いく結果は得られなかった。

MODULEX のハードウェアに関する思い出がいくつか有る。MODULEX には当時、利用開始された IC メモリーが採用されていた。現在は、USB メモリーなどに代表される、フラッシュメモリーが主流になっているが、当時のメモリー IC は、容量の大きなダイナミック RAM(Random Access Memory)と安定動作のスタティック RAM の二つの種類があり、MODULEX にはダイナミック RAM が採用されていた。スタティックメモリーはフリップフロップ回路でデータをセットするのに対して、ダイナミックメモリーの記憶素子はコンデンサになっており、コンデンサに電荷をチャージしているか、いないかで、データの 1/0 を表現していた。コンデンサなので、接続している回路の影響で放電が起こる。そのため定期的にチャージを回復させる必要があった。この管理を適切におこなわないと保存しているデータが消失することになり、その結果パリティエラーが発生した。本来、パリティエラーなどはほとんど発生しないが、このエラーが発生してしまうと、ランダムなアドレスでエラーが発生するようになってしまい、該当するメモリーチップを変更しても現象が消えなかった。メモリーの基板でもう

一つの問題点は、基板で使用されているバイパス用のコンデンサが短絡する現象だった。バイパス用のコンデンサは、システム動作時に基板内で使用する電流の変動で電圧が変化する事を防ぐ目的で使用されている。このコンデンサが短絡してしまうと、電源がグラウンドとショートするのでシステムが落ちてしまった。コストセーブをしたロットから廉価な部品を使用するようになったために、このトラブルが発生するようになったと思われる。このような問題が多くあったため、日本国内でメモリー基板を製造することにした。設計/製造の経験がないために、作り上げたメモリー基板に設計ミスが発生して、出来上がったプリント配線を切断して、修正のケーブルを何本も後から追加をしなければならなかった。ただ、この基板は安定して動作してくれた。と記憶している。

学会関連での記憶で最初に話をしたのは、1989年にトマムで開催された JASTRO の夏季学会だった。次世代の治療計画装置が必要とされるコンピュータの性能について話した記憶がある。技術学会では、1990年に東京部会で“MODULEXにおけるCT画像自動輪郭抽出機能について”という演題で講演させていただいた。取り込み画像のピクセルサイズを変更したり、自動輪郭抽出のサンプル間隔を変更した場合のサイズの変化や、TMRの値の違いを報告した。

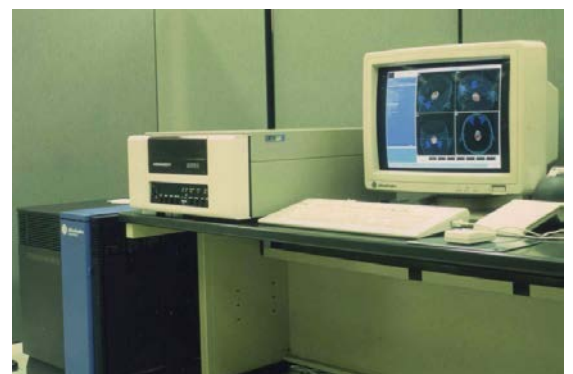


東京部会での発表: サンプル幅を標準と半分に変更した時の結果

MODULEXでのもう一つの思い出は、2000年対策だった。MODULEXは電池バックアップのタイマーを持っていなかったため、システム起動時に毎回日時を入力する必要があった。2000年になると、2桁入力していた西暦が、“00”になってしまうので、誤動作の発生が危惧された。社内で確認をしたところ、組織内照射用の線源減弱計算だけが影響を受けるところがわかり、プログラムを修正して配布をした。お陰様で、MODULEXは2000年問題では大きな問題にはならなかった。

4, 3次元化から先へ - FOCUS -

FOCUSが正式に提供されたのは、1994年であった。当初はSGI (Silicon Graphics International Corp.) のシステムを採用していたが、1997年からHP-UXもサポート開始した。当初は、私もMODULEXの時と同様にFOCUSでもソフト開発などのサポートをするつもりでいた。しかし、CMSに出張をしたタイミングで参加をしたSGIが開催する社員向けの研修会で、グラフィックの3次元化のためにMODULEXでは使うことのなかった行列式を使った座標変換作業が必要なことを知った。この説明を受けた時に、3次元治療計画は私には難しすぎるのでFOCUSでのソフト開発に直接関わるこ



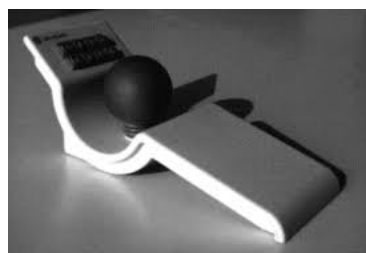
SGIを採用したFOCUS

た。この説明を受けた時に、3次元治療計画は私には難しすぎるのでFOCUSでのソフト開発に直接関わるこ

とを諦め、開発やユーザのサポートに徹することとした。FOCUSは3次元での治療計画をする装置のために、今まで難しかったノンコプラナーの治療計画が可能になった反面、治療計画に使用するCT画像の数が劇的に増加した。しかし、輪郭を作る機能が3次元化に対応できておらず、治療計画にかかる時間が大幅に増加する結果となってしまった。また、スペースボールという入力デバイスを採用して、3次元データを自由に回転/移動/拡大などが

できるようにしたが、コンピュータのグラフィック描画能力が十分でなく、入力データに対し実時間での対応ができなかった。その結果、スペースボールを捻っても動きがついてこないために、“ボールの部分をねじり切ってしまう”という故障に多く遭遇した。システムを提供する時には、構成するコンポーネントが適切に要求仕様を満たしている必要がある、と強く思い知らされた。

初代と2代目のスペースボール



Research gate ホームページより




Computer History Museum
ホームページより

その後、コンピュータの性能と治療計画に関わるソフトの向上、線量計算アルゴリズムの精度向上によって、IMRTやV-MATなど複雑な放射線治療を実現できるようになった。今後もより一層の性能の向上がなされるとことと思う。これらの新しい機能を有効に使う技術をしっかり会得してもらいたい。

4. 終わりに


日本放射線技術学会、治療部会の先生より“放射線治療計画装置”について投稿するように指示をいただいたのですが、勝手に、私の放射線治療計画装置との関わりについて、MODULEX システムを中心に書いてしまいました。依頼の趣旨と齟齬があるようであれば、ここで謝罪致します。また、ここで述べたプロジェクトは私ひとりで実現したものではなく、当時、同じ会社で働いていた人や、装置を使用させていただいていたユーザの方々のアドバイスを含めた多くの支援を得て実現できたものです。ここに、お世話になった方々にお礼を申し上げます。



Multi-scale technology

EMF ジャパン株式会社

井原 陽平・谷口 順



メーカーの技術情報を紹介していくコーナーです。

1. はじめに

EMF ジャパン株式会社は 2008 年 8 月に設立された、放射線測定器の製造販売と輸入販売を行う会社です。初めて自社開発した製品は NaI 検出器を用いたスペクトルと線量が測定できる EMF211 型で、2011 年からはそれを応用した食品用放射能測定器を開発して全国に納入しました。その頃から医療放射線分野向け測定器の開発を始めました。2013 年には電離箱線量計用電位計の研究に着手し、2018 年からは最新の「EMF521R 型」シリーズ電位計の販売を始めました。

本稿では、当社で開発し販売している「EMF521R 型」シリーズ電位計と「電荷発生装置」についてご紹介します。また電位計に関する一般的な内容についても解説しますので、電位計の機種選定や、今お持ちの電位計の運用管理にもお役立てください。

2. 電位計開発の経緯

設立時から 2020 年 6 月まで代表取締役社長を務めていた谷口明（現在 取締役会長）は、1986 年から放射線測定器を輸入販売する会社に技術者として入社し、1989 年に血液用 X 線照射装置向け線量計の国産化を担当、1993 年には放射線治療部門向け電位計開発を担当しました。2008 年に同社退職後 EMF ジャパン株式会社を設立し、1 年後に放射線測定器の製造販売と輸入販売を開始しました。一方、現在 専務取締役の井原は、大学院で「FPGA(Field Programmable Gate Array)※を利用した放射線計測技術の高度化に関する研究」を行い、各種放射線検出器からのパルス電流を高速高精度にデジタル処理し測定する手法を研究しました。その傍ら、自身で設立した会社で計測や制御装置の設計開発を行いました。そして 2013 年、大学の繋がりがきっかけとなり EMF ジャパン株式会社に経営統合しました。

この統合から電位計の開発がスタートしました。当社は 2009 年からドイツ PTW 社製品の輸入販売も行っていましたが、輸入する電位計だけではユーザー様の多様なニーズに応えられず、オリジナルの電位計が必要でした。電位計の方式は、国産では初となる電流積算方式を採用しました。またレンジ切り替え機構による性能低下を避けるため、必要なレンジに絞った単レンジ式としました。当社にとって電位計は新規開発であったため、最初の 2 年間程度は手探り状態が続きましたが、一方でその時点での最新の技術を取り入れる柔軟性がありました。そして 2015 年には国立研究開発法人産業技術総合研究所との共同研究が始まったことで、現在の性能と仕様が確立しました。

このような経緯で開発されてきた当社の国産電位計ですが、さらに改良を重ね、2018 年から出荷を始めた「EMF521R 型」シリーズでは、基本性能を維持したままタッチ式液晶表示器を採用し、機能や使い勝手を改良しました。内部処理回路に FPGA を採用し高速化と集積化を図ったり、独自の高圧回路に変更したりするなどして見えない部分の改良も行いました。その結果、海外メーカーの電位計に負けない性能や機能を備えるようになりました。

その頃、日本医学物理学会から「放射線治療用線量計に用いられる電位計のガイドライン」¹⁾（以下、電位計ガイドライン）が発行され、電離箱線量計と電位計を別々に校正する分離校正が始まりました。電位計は3年間隔で校正することになったため、当社は電位計の感度（電位計校正定数 k_{elec} ）が変化していないか日常的に点検するための「電荷発生装置」を開発しました。電荷発生装置は、これまでの電位計の開発資産を活用して開発したため、性能は電位計とほぼ同等となり、電位計を点検するために特化したことで性能や使いやすさが最適化されました。2019年からはこれを内蔵した「EMF521R型」シリーズ電位計の販売を始め、現在に至ります。

※FPGA(Field Programmable Gate Array)：書き換え可能な大規模ロジック回路。プログラミングのように処理を記述でき、並列に高速処理ができるLSI。

3. EMF521R型シリーズ電位計

3.1 電位計の原理

電位計は、高圧が印加された電離箱からの電離電流を、電流値あるいは電荷値として測定しますが、電位計内部では一般的にこれらの値はいったん電圧に変換されます。EMF521R型シリーズ電位計は、電流から電圧に変換する素子に抵抗器を用いる「電流積算方式」を採用しています。この原理図を図1に示します。この方式では電離箱からの電離電流は抵抗を流れ、その両端に電位差が生じます。この電位差をアナログ・デジタル変換器（AD変換器, ADC）で高速サンプリングし、デジタル値に変換した上で積算することで電荷を得ます。電荷[C]は、電流 I_{in} [A]の測定値にサンプリング時間(0.001～0.002秒)を乗じた値を積算することで求められます。この方式は、高速かつ精度よくAD変換しなければ正確な電荷が得られませんが、近年では数kHzのサンプリング時間であっても有効ビット数が20ビットを超える高精度なAD変換用LSIが入手でき、広いダイナミックレンジを持った電位計が実現できます。また抵抗器はコンデンサと比べて温度特性や長期安定性が比較的良く、数GΩという大きな抵抗値でも温度係数は抵抗器メーカーの最近の改良によって±0.0025%/℃以内に入る製品が入手できるようになっています。当社では選別や温度補償機能を併用することでほぼ温度影響を無視できるレベルまで低減させることができています。また抵抗器の経年変化は±0.02%～±0.05%/年程度に収まるため、電位計の校正周期を3年程度に延長することが可能になります。

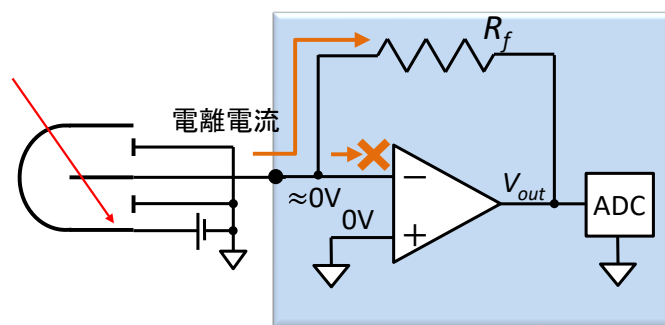


Fig. 1 電流積算方式の電位計

一方、電流積算方式はAD変換器のサンプリング速度が電流の変化に対して十分でないと電流値に大きな誤差を生じます。特にリニアックなどからのパルス放射線による電流が入力された場合に問題になります。このため R_f に並列に小容量のコンデンサを入れ、波形の面積を維持したまま波形をなまらせることで、その誤差を小さくしています。このコンデンサにより、電流の応答速度が遅くなるため測定の停止のタイミングに注意が必要です。照射後すぐ計測を停止するのではなく、時定数の10倍以上、あるいは90%応答時間の4.4倍以上の時間を待ってから測定を停止することで、電流値が99.99%下がるまで電荷が

積算されます。電位計ガイドラインでは性能要件が 90% 応答時間は 3 秒以内であることとなっていますが、EMF521R 型シリーズは時定数が最大で約 0.1 秒のため、問題になることはありません。

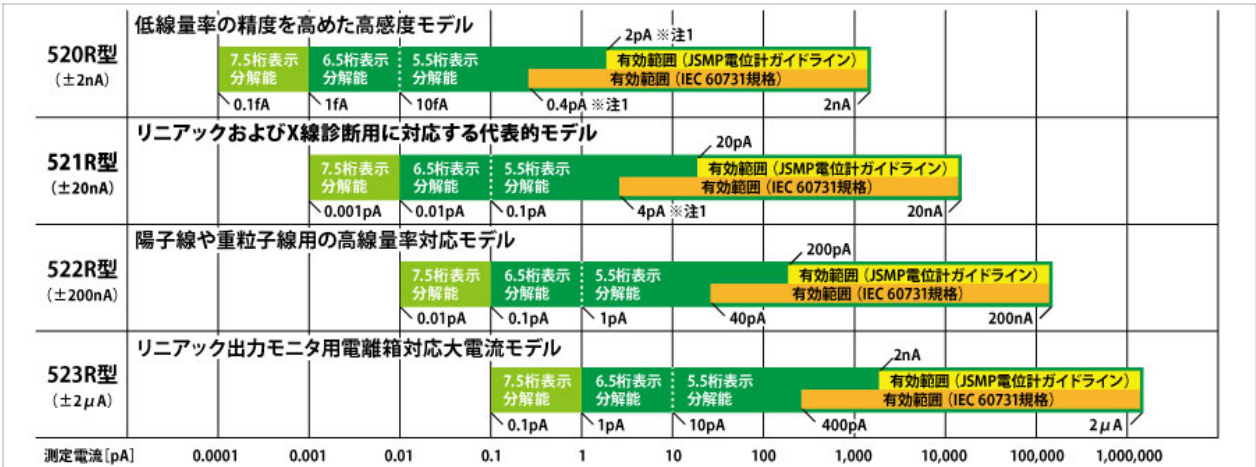
3.2 EMF521R 型シリーズ電位計の測定レンジ

EMF521R 型シリーズ (Fig. 2) の各機種種の電流入力範囲を Fig. 3 に、電荷の有効範囲を Table 1 に記します。EMF520R 型は有効入力範囲が 2pA～2nA で、高感度測定用です。EMF521R 型は 20pA～20nA でレンジと性能のバランスが取れており、治療用放射線測定と診断用 X 線測定の全てをカバーする代表的製品です。FFF モードでの電荷測定にも対応し、±0.001pA～±20000.000pA をレンジ切換無しで測定できます。また、EMF522R 型は、陽子線や重粒子線、密封線源の測定など 200 nA 未満の大電流測定用です。

EMF521R 型の場合、装備された 24 ビットの AD 変換器の分解能は入力信号に対しておよそ 1/8,000,000 となり、20 nA の測定レンジに対しおよそ 7 桁のダイナミックレンジとなります。電位計ガイドラインに従うと、線量計に求められる表示桁数は 4 桁以上であるのに対して十分なレンジを有しています。なお Fig. 3 の 7.5 桁表示分解能の値は安定しません。



Fig. 2 EMF521R 型シリーズ



※注1: ±20pA 未満は ±0.1% 以内の不確かさで校正できません。

Fig. 3 EMF521R 型シリーズの電流と電荷の測定範囲

Table 1 EMF521R 型シリーズの電荷の有効範囲（電位計ガイドラインに基づく）

機種	表示分解能 (6.5 桁モード)	電荷の有効範囲	
		電荷測定下限	電荷測定上限
EMF520R 型	0.01pC	±100pC	±100nC
EMF521R 型	0.0001nC	±1nC	±1000nC
EMF522R 型	0.001nC	±10nC	±10 μ C
EMF523R 型	0.01nC	±100nC	±100 μ C

3.3 EMF521R 型シリーズ電位計の特徴

● 高圧電源

電離箱用の高圧電源は、他の光電子増倍管や半導体検出器用の高圧電源などと比べて特に 0.1Hz～10Hz 程度の帯域について低ノイズと高安定性が必要です。この帯域では電離箱はコンデンサとして働き、高圧電源の変動が電流として現れます。この変動が大きいとゼロ調整の精度に影響します。また短時間の測定やパルス電流、微弱電流の場合にも影響が大きく現れます。このため、EMF521R 型シリーズ電位計では、300V 出力時の 0.1Hz～10Hz の電圧の変動はおおむね 0.5mVp-p 以内に抑えています。この性能は既製品では実現できないため一部機能を内製化し、必要な性能を確保しました。

● 同期測定

電位計を同期ケーブルで接続することで 2 チャンネル電位計としても利用することができ「標準測定法 12」²⁾ で決められている相互校正が可能です。内部のクロックを同期ケーブルで同期させることで、ナノ秒単位の精度で測定を同期させることができます。同期ケーブルを外して設定を変えれば、2 台の独立した電位計になりますので、校正やメンテナンスも比較的容易です。

付属のエクセルアドインソフトを用いることで、2 チャンネルからの測定データがエクセルのセルに直接書き込まれます。

● 電位計ガイドラインへの適合

筆者ら 2 名は、電位計ガイドラインのメンバーとして参加しました。電位計ガイドラインの発行後、各種性能要件への適合性試験を実施し、電位計ガイドラインに適合しました。当社の電位計は、単レンジのため各機種単体ではレベル B（部分適合）となります。

3.4 電位計利用上の注意点

電位計は fA～ μ A の微小な電流を測定する極めて高感度な計測器です。使用者側での取り扱いや保管、メンテナンスもこの安定性に大きく影響します。さらにメーカーや電位計ガイドラインの標準試験条件に規定されない条件で動作させると誤った測定結果の表示や、精度が確保されないことも考えられます。影響を受けやすい項目として、感度変化、繰返し性、温度係数について以下にまとめました。

まず、感度変化ですが、使用・保管条件を守り、定期的な点検と校正を実施することが測定値を保証する基本となります。しかし使用や保管方法の程度によっても感度変化の程度が異なります。特に保管に関して以下の注意が必要です。

- デシケータなどの低湿度環境下で保管。EMF521R 型シリーズは相対湿度 30% 以下を推奨
- 温度の変動が極力小さい環境下で保管
- 直射日光を避ける

- EMF521R 型シリーズは内部湿度が確認できるので定期的に確認する

次に繰返し性ですが、電位計ガイドラインの繰返し測定回数と時間を考慮すると、数秒から数十分間程度の間に現れる読み値の変動が、繰返し性の要因になります。設計段階で対策されることが多い一方で、測定環境における電磁的ノイズや機械的応力、振動などにも影響されるため、使用中に注意すべき項目が多くあります。特に注意すべき点は次の通りです。

- 測定中や測定前に本体、ケーブル、電離箱に機械的振動、衝撃、圧力を印加しない
- 設置後すぐに測定しない
- 他の装置の電源線、通信線をケーブルに近づけない
- 極力最短のケーブルを用いる
- ケーブルが宙で揺れた状態で測定しない
- 外部の高圧電源を用いる場合はその低周波ノイズに注意する
- 適切な時定数や表示更新時間を設定する

次に温度係数ですが、電位計ガイドラインでは応答（電流や電荷の値）とゼロ点ドリフトの温度係数が性能要件として記されています。応答の温度係数は帰還素子である抵抗器やコンデンサの温度係数が支配的です。また、ゼロ点ドリフトの温度係数は、アンプなどの電子回路の温度係数などが複合的に影響することが考えられます。いずれも電位計内部に金属ケースで密封されていることが多いため、熱平衡までに時間を要します。EMF521R 型シリーズは電源投入から 2 時間程度かけて温度平衡状態に達します。温度係数について使用時に特に注意すべき点は次の通りです。

- 暖機運転を行う
- 室温を一定にする
- 空調などの風が直接当たらないようにする
- 周囲のスペースを確保し適度な自然対流を確保する

EMF521R 型シリーズは、温度係数の低減対策と、出荷前の全数試験を実施し製品に結果を添付しています。同シリーズは内部で温度補償したり部品を選別したりすることなどによって温度係数を低減しています。同じ温度環境下でも、恒温槽内と通常の部屋では、内部条件が異なることが分かっており、実環境に近づけた状態で検査するなどの工夫をしています。現在は 15℃～35℃の範囲で電流値が 0.001%/℃の変動に抑えています。Fig. 4 に代表的な温度特性を示します。この程度の温度特性であれば、電源投入直後 15 分後には測定開始することができます。電位計内部はこれよりも長い時間をかけて熱平衡に到達します。その時間は 2 時間程度です。校正や高精度の測定用には 2 時間以上前から電源を入れておけば、電位計本来の性能が発揮できます。

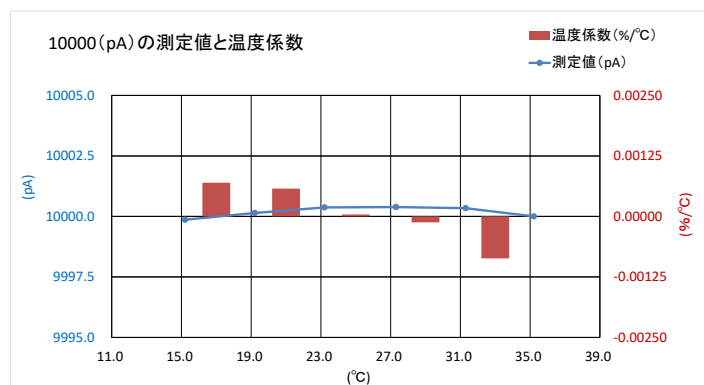


Fig. 4 EMF521R 型の温度係数（代表値）

4. 電荷発生装置

4.1 電荷発生装置の可能性

当社は電位計の技術を応用し、電流及び電荷を高精度に出力できる電荷発生装置を開発しました。出力電流を内部のフィードバック回路で高精度に定電流化する回路を新たに開発し実用化しました。出力時間の制御にはリレーを利用せず内部の半導体により制御するため、電流源を電荷発生装置として利用することができます。この電荷発生装置を電位計に内蔵させることで自身や他の電位計の点検が簡便に行えるようになります。

電荷発生装置は、外部機関や病院にて実際に評価いただき、電位計ガイドラインの「ユーザーによる電位計の点検」に用いることができる可能性を示唆していただいております。具体的には電荷漏れ、繰返し性、非直線性、感度変化（電位計校正定数 K_{elec} ）の点検を行うことができる可能性があります。感度変化の点検については、現時点で電位計ガイドラインには電荷発生装置を用いた点検方法についての記載はなく、放射線照射装置と、前回のJCSS校正から3ヶ月以上経過していない電位計（参照標準電位計）と比較校正することで点検を行う方法が記載されています。ここで、放射線照射装置の代わりにEMF521R型の電荷発生装置を利用することで同等の点検を高精度に行うことができる可能性があります。リニアック等の繰返し性と比較して10倍以上相対標準偏差が小さく、電荷発生装置の繰返し性は極めて安定しています。

4.2 電荷発生装置の使い方

Fig.5 は、電荷発生装置の出力画面と出力設定画面です。出力電流に応じて Output1（±2nA 以下）または Output2（±20nA 以下）を選択します。出力電流と出力時間を入力すると出力電荷は「出力電流×出力時間＝出力電荷」で自動的に設定されます。ケーブルを電位計の入力端子に接続し電位計側でゼロ調整を行ってください。出力ボタンを押すと電流（電荷）が出力されます。自身の電位計を点検する場合、出力画面の上側半分は電位計表示になっていますので、電荷を出力しながら電位計の電流と電荷測定を行うことができます。ケーブルに不具合があると、電流や電荷値が出なかったり、変動したりするなどの異常が現れますし、明らかな断線の場合は「出力端子接続エラー」表示が出ますので、ケーブルの健全性も同時に確認ができます。

注意点として、Fig.6 のように別の電位計の点検を行う場合は、ケーブル接続前に高圧出力を必ず OFF か 0V にしておく必要があります。正常な接続状態では高圧が印加されても問題になることはありませんが、万が一ケーブルの一部に断線や短絡が生じた場合、思わぬ部分に高圧が印加されることになり、電位計側の故障につながる可能性があります。



Fig.5 電荷発生装置の出力画面（左）と出力設定画面（右）



Fig. 6 電荷発生装置（左）と電位計（右）を接続した状態

4.3 電荷発生装置の繰返し性

Fig. 7 は自身で繰返し出力しながら電荷を測定した時の測定例です．実際の出力電荷の相対標準偏差は極めて小さく，実際にリニアックを用いたときの変動と比較しても 10 倍以上良いことを確認しています．

レンジ名	Output1	Output2
出力電流 (pA)	20.000	200.00
出力時間(秒)	50	50
出力電荷 (nC)	1.0000	10.000
	測定結果 (nC)	測定結果 (nC)
1 回目	1.000280	10.00128
2 回目	1.000237	10.00135
3 回目	1.000199	10.00131
4 回目	1.000263	10.00125
5 回目	1.000292	10.00126
平均値	1.000254	10.00129
k_{elec} 補正後	1.000154	10.00029
設定値との差 (%)	0.01542%	0.00290%
相対標準偏差	0.00371%	0.00041%

Fig. 7 繰返し性の測定例

4.4 電荷発生装置の仕様

電荷発生装置の主要な仕様は Table 2 の通りです.

Table 2 電荷発生装置の主な性能

出力電流範囲	Output1 0.000pA \sim \pm 2000.000pA 最小分解能：約 0.005pA 有効範囲（定格電流）： \pm 20pA \sim \pm 2000pA
	Output2 0.00pA \sim \pm 20000.00pA 最小分解能：約0.05pA 有効範囲（定格電流）： \pm 200pA \sim \pm 20000pA
出力電荷表示範囲	Output1 0.0000nC \sim \pm 2000.0000nC 最小分解能0.0001nC
	Output2 0.000nC \sim \pm 20000.000nC 最小分解能0.001nC
出力時間設定範囲	0.1 秒 \sim 1000.0 秒
ゼロ点ドリフト	有効範囲の \pm 0.1%以内 温度係数：有効範囲の \pm 0.015%/ $^{\circ}$ C 以内
出力電流の温度係数	\pm 0.0025%/ $^{\circ}$ C 以内※
出力電流の直線性	全有効範囲で \pm 0.1%以内※
出力電荷の時間直線性	10 秒を基準に 1 \sim 100 秒で \pm 0.01%以内※
出力電荷の不確かさ (k=2・納入後 1 年以内)	Output1 出力時間50秒で \pm 1nC \sim \pm 100nCにおいて0.29%以内 Output2 出力時間 50 秒で \pm 10nC \sim \pm 1000nC において 0.20%以内
長期安定性	\pm 0.1%/年以内
安定化時間	起動後1時間経過時を基準として，15分経過時と6時間経過時の 差が \pm 0.02%以内※
繰返し性	最小定格電流を50秒出力させ電荷測定を10回繰返した場合の 相対標準偏差が 0.01%以内
使用時の環境	気温：20 \sim 30 $^{\circ}$ C 湿度：10 \sim 80%（結露が無い事）暖機時間：15分

※最大定格電流の 1/2 を基準として

5. さいごに

電位計は精密機器です．当社電位計に限らず，使い方や保管方法が測定結果に影響を及ぼすため，日ごろの正しい取り扱いや管理が重要です．電荷発生装置は電位計を簡便に点検するために適した便利で新しい機能ですので，是非ご検討ください．

当社は皆様のニーズにお応えできるよう，日々研究開発しております．自社開発を強みにしておりますので，ご要望をお寄せいただければ，できる限り対応いたします．また，今後の展開にもご期待ください．

謝辞

EMF521 型シリーズ電位計の開発にあたり，国立研究開発法人産業技術総合研究所計量標準総合センター分析計測標準研究部門放射線標準研究グループ並びに同グループの清水森人 博士(工学)からご指導頂きました．感謝申し上げます．

参考文献

- 1) 日本医学物理学会，放射線治療用線量計に用いられる電位計のガイドライン（2018）
- 2) 日本医学物理学会，外部放射線治療における水吸収線量の標準計測法（標準計測法12）（2013）173

—地域・職域研究会紹介—

中国四国放射線治療研究会の紹介

広島がん高精度放射線治療センター 山田 聖

中国四国放射線治療研究会（以下、研究会）は公益社団法人日本放射線技術学会中国・四国支部の研究会として夏季学術大会に合わせて年 1 回開催している研究会です。当研究会は中国四国を中心とする放射線治療施設で放射線治療に従事している診療放射線技師等の技術者の集まりで、放射線治療技術に関する基礎、臨床の知識向上と習得等様々な放射線治療に関する情報共有を目的としています。研究会の世話人には各県の治療技術研究会の代表世話人を中心に、中国四国地域の放射線治療現場の意見を取り入れやすい環境となるように構成されております。

また、2017 年より研究会から 3 名が日本医学放射線学会中国・四国地方会に合わせて開催される中国・四国放射線治療懇話会の世話人として放射線腫瘍医と意見交換をする場を設けていただきました。

今年度開催予定であった第 21 回中国四国放射線治療研究会はコロナの影響で中止となりましたが、今後も、最新の知見も抑えつつ参加者の放射線治療に関する知識の均てん化を図れるような内容を世話人一同企画したいと思います。

他の地域からの参加者も大歓迎ですので、機会がある方は是非ご参加いただければと思います。

http://jsrt-chushi.jp/?page_id=524

放射線治療部会役員氏名

部会長

小口 宏 (名古屋大学大学院)

委員

有路 貴樹 (国立がん研究センター東病院)

鈴木 幸司 (山形大学医学部附属病院)

辰己 大作 (都島放射線科クリニック)

中口 裕二 (東洋メディック株式会社)

林 直樹 (藤田医科大学)

小島 秀樹 (札幌東徳洲会病院)

中島 大 (がん研有明病院)

佐々木幹治 (徳島大学大学院)

編集後記

表紙の画像は、M45「プレアデス星団」和名「すばる」、札幌医大病院 染谷先生による撮影です。「25cm 反射望遠鏡と EOS 5D mark2 を使い、15 分露出×4 枚のモザイク合成をしています。2013 年 1 月 14 日に日高町正和の観測所 (知人から借地) で撮影。秋の夜半前に、東の空に上がってくるおうし座の散開星団で、肉眼では 6-7 個の星の集まりが何となく分かるくらいですが、写真に撮ると青白い星雲が写ります。たまたま散開星団の前を星間分子雲というガス状のものが通過しており、星の光がそこに反射して見えているそうです」染谷 Dr. からいつも素晴らしい写真を提供していただいているのですが、今回はとりわけ美しいように感じます。なお、この画像は ASTRO 学会誌 (Red Journal) の表紙掲載予定だそうです。

今年は新型コロナウイルスにより、JRC2020 は 5 月中旬へ延期、しかも WEB 開催と、未曾有の出来事が起きました。そのため、治療部会雑誌も座長集約原稿掲載の断念や、シンポジウム後抄録の体裁変更など、様々な変更を余儀なくされたことを了承ください。

来年は、いつもの活気ある学術大会が開催されることを願っております。 (小島)

令和 2 年 10 月

公益社団法人 日本放射線技術学会

放射線治療部会 会長 小口 宏

〒600-8107 京都市下京区五条通新町東入東鋸屋町167

tel (075)354-8989 fax (075)352-2556

放射線治療部会 URL:

<http://rt.jsrt.or.jp/>