

【放射線治療研究会】

2022 年度放射線治療研究会報告

今回の研究会では「脳定位放射線治療に関する内容」と「被ばく線量管理に関する内容」をテーマにして Hybrid 及びオンデマンド配信で開催した。参加者は 128 名であった。

前半の「脳定位放射線治療に関する内容」では、バリアンメディカルシステムズの木村様とブレインラボの小島様からソリューションの概要等についてご講演頂いた。また、ユーザーの立場より徳島県立中央病院の杉本先生と倉敷中央病院の園田先生から実際のワークフローをご紹介頂き、臨床運用等についてご講演頂いた。後半の「被ばく線量管理に関する内容」では、都立駒込

病院の木藤先生に放射線治療領域の被ばく線量管理について、具体的な被ばく管理を紹介して頂き、将来的な被ばく線量管理への目標や記録方法等の考え方についてご講演頂いた。

各施設の放射線被ばく管理の取り組みについて「バリアン&SyncTraX ユーザー」として山口大学医学部附属病院の湯浅先生、「ELEKTA ユーザー」として中国中央病院の中山先生、「ExacTrac ユーザー」として香川大学医学部附属病院の片山先生より具体的な被ばく線量測定方法と管理及び記録について解説して頂いた。

本報告書では、夏季学術大会について、そのプログラムを記載し、詳細な内容に関しては抄録を参照していただきたい。

代表世話人 広島がん高精度放射線治療センター 山田 聖

2022 年度 JSRT 中国・四国支部 夏季学術大会 放射線治療研究会

日時：2022 年 7 月 3 日（日）10：00～15：30

開催：Hybrid（現地&Web）開催

テーマ 1：脳定位放射線治療に関する内容 司会：徳島大学大学院 佐々木幹治

脳定位放射線治療について（10：00～11：05）

HyperArc による定位放射線治療のイノベーション

バリアンメディカルシステムズ 木村雅司 先生

Elements Multiple BrainMets SRS による定位放射線治療の新しいコンセプト
ブレインラボ 小島健吾 先生

脳定位放射線治療の導入（11：10～12：15）

HyperArc による定位放射線治療について

徳島県立中央病院 杉本 渉 先生

Elements Multiple BrainMets SRS による定位放射線治療について

倉敷中央病院 園田泰章 先生

テーマ 2：被ばく線量管理に関する内容 司会：岡山大学学術研究院 田辺悦章

放射線治療領域の被ばく線量管理について（13：15～14：15）

都立駒込病院 木藤哲史 先生

各施設の取り組み（14：20～15：30）

バリアン&SyncTraX ユーザー 山口大学医学部附属病院 湯浅勇紀 先生

ELEKTA ユーザー 中国中央病院 中山貴裕 先生

ExacTrac ユーザー 香川大学医学部附属病院 片山博貴 先生

放射線治療研究会 座長集約

座長 徳島大学大学院 佐々木幹治

テーマⅠ： 脳定位放射線治療に関する内容 (10:00 ~12:15)

1. 脳定位放射線治療について

HyperArc による定位放射線治療のイノベーション

バリアンメディカルシステムズ

木村雅司 先生

Elements Multiple BrainMets SRS による定位放射線治療の新しいコンセプト

ブレインラボ

小島健吾 先生

2. 脳定位放射線治療の導入

HyperArc による定位放射線治療について

徳島県立中央病院

杉本 渉 先生

Elements Multiple BrainMets SRS による定位放射線治療について

倉敷中央病院

園田泰章 先生

近年、単発または多発脳転移に対して、単一アイソセンターで大線量かつ急峻な線量分布を実現するための効率的かつ簡便なソリューションに関心が高まっている。バリアンメディカルシステムズからは

「HyperArc」、ブレインラボ株式会社から「Elements Multiple BrainMets SRS」が販売され、徐々に普及してきている。中国・四国地域では、これら2つのソリューションの演題発表を拝聴する機会が少なく、今回の研究会では貴重な機会であったと感じる。

テーマⅠでは、各社の業者の立場から、ソリューションの概要として開発のコンセプト、治療計画、照射のワークフローについてバリアンメディカルシステムズの木村雅司先生から「HyperArc により定位放射線治療のイノベーション」、ブレインラボ株式会社の小島健吾先生から「Elements Multiple BrainMets SRS による定位放射線治療の新しいコンセプト」のタイトルで講演いただいた。HyperArc では、通常のVMAT 最適化手法とは異なる SRS NTO やコリメータ角度の最適化の効果を、線量分布で提示しながら講演いただいた。Elements

Multiple BrainMets SRS では、 4π 最適化アルゴリズムによるガントリー回転角度とカウチ角度、アイランドブロッキングを解消するための2種類のツールについて紹介いただいた。

続いて、ユーザーの立場から、徳島県立中央病院の杉本渉先生から「HyperArc による定位放射線治療について」のタイトルで、HyperArc 導入の経緯、HyperArc 立上げ時のコミッショニング、HyperArc の運用方法（治療計画、照射の流れ）について講演いただいた。倉敷中央病院の園田泰章先生からは、「Elements Multiple BrainMets SRS による定位放射線治療について」のタイトルで、治療計画、線量検証、位置照合についてご講演いただきました。今後、益々、関心が高まる2つのソリューションについて CSFRT もしくは全国学会で追加情報を拝聴できることを期待したい。

HyperArc による定位放射線治療のイノベーション

株式会社バリアンメディカルシステムズ マーケティング部 木村雅司

【HyperArc の概要】

HyperArc は varian 社の技術が高度に適切化された脳定位放射線治療のソリューションである。主に、多発性転移性脳腫瘍に対するシングルアイソ

センターによるノンコプラナーを含めた VMAT (Volumetric Modulated Arc Therapy) である。治療計画から照射まで、簡便かつ効率的なワークフローを提供する (図 1)。

【海外の脳定位照射におけるトレンド】

多発性転移性脳腫瘍は進行がん患者の 20%~40% に発生し、近年の全身療法の進歩により増えつつある¹⁾。また、SRS は転移性脳腫瘍の治療の選択肢として NCCN (National Comprehensive Cancer Network) から推奨されている²⁾。さらに、再治療を行う転移性脳腫瘍患者が増えている³⁾。1~3 個の転移性脳腫瘍患者では、全脳照射に組み合わせた SRS と比較して、SRS 単独では 3 ヶ月での認知機能低下が少なかった報告がある⁴⁾。

転移性脳腫瘍に対する SRS に関するアンケートでは、リニアックベースで行われている件数が増えている^{5)、6)}。リニアックベースで転移性脳腫瘍の定位照射を実施するには治療計画および照射の複雑化が懸念される。これらへのソリューションとして、varian 社は HyperArc を開発した。

【HyperArc の治療計画】

HyperArc では固定具として Qfix 社製の Encompass をパッケージ化している。パッケージ化することで、Eclipse でカウチモデリングが可能となり、またガントリとの非干渉を考慮したアイソセンタの配置を可能とする。さらに、治療時

の一連の流れをバーチャルドライランにより確認が可能である。ガントリと BODY またはカウチ (固定具を含む) との距離を色分けして表示する。

HyperArc の治療計画はテンプレートベースである。ターゲットの位置および大きさにより、ターゲット個々に処方線量の設定が可能である。

Field Arrangement では、カウチ角度 0 度、315 度、45 度、90 度または 270 度から選択可能である。

多発性転移性脳腫瘍のように複数のターゲットを同時に治療する際、リーフの走行にターゲットが並び、リーフが開いてしまう Island Blocking Problem が発生することがあり、正常脳に対する線量が増加してしまう可能性がある。そこで、Collimator Angle Optimization は、複数のターゲットを可能な限り独立してリーフが追従できるようなコリメータ角度を算出し、ターゲット間の正常脳の線量を低減することが期待される。

HyperArc には専用の最適化ツールがある。1 つ目は HyperArc 専用の NTO (Normal Tissue Objective) である SRS NTO がある。ターゲットから急峻に低下する線量分布を作成することが可能で、ターゲット間の Dose Bridge を低減する働きがある。

2 つ目は、ALDO (Automatic Lower Dose Objective) である。多発性転移性脳腫瘍では、複数の腫瘍に対し、線量を担保する必要がある。そのため、最

適化段階から各ターゲットの98%線量を担保するようにPriorityと線量を自動調整する。

【HyperArc の照射】

従来のノンコプラナーのRapidArcでは、カウチを回転させる際、治療室内に入る必要がある。HyperArcの照射では、CBCT照合後に、1度ビームオンすることで、全自動で照射が完了するフルオートレーションが使用可能である。治療室への入退室がなく、治療時間の短縮が図られる。また、Field間の画像撮影後に照射を一時的に止めるセミオートレーションで進めることもでき、施設の運用に応じて柔軟に対応が可能である。

【精度管理】

TrueBeamプラットフォームではマシンパフォーマンスチェックが搭載されている。これは、TrueBeamのセルフチェック機能であり、ビーム性能のチェックおよび幾何学的な精度チェックを実施可能である。自動的に様々な試験が行われ、解析内容および解析結果のトレンドの確認が可能である。

【まとめ】

HyperArcを紹介した。主に多発性転移性脳腫瘍に対する治療計画から照射までのソリューションである。

テンプレート化により簡便かつ効率的な脳定位照射の治療計画の作成を支援し、照射時には自動化による効率的なワークフローを提供する。

【参考文献】

- ¹ Kirkpatrick J et al. The radiosurgery fractionation quandary: single fraction or hypofractionation? *Neuro-Oncology*, 2017
- ² Nabors LB et al. Central Nervous System Cancers, Version 2.2014. *J Natl Compr Canc Netw.*, 2014
- ³ Nieder C et al. Presentation, patterns of care, and survival in patients with brain metastases: what has changed in the last 20 years? *Cancer*, 2011
- ⁴ Brown P et al. Effect of SRS alone vs. SRS with WBRT on cognitive function in patients with 1 - 3 brain metastases. *JAMA* 2016
- ⁵ Park HS, Wang EH, Rutter CE, Corso CD, Chiang VL, Yu JB. *J Neurosurg* 2016 Apr;124(4):1018-24.
- ⁶ Blomain ES, Kim H, Garg S, Bhamidipati D, Guo J, Kalchman I, McAna J, Shi W. *J Radiat Oncol*. 2018 Sep;7(3):241-246.

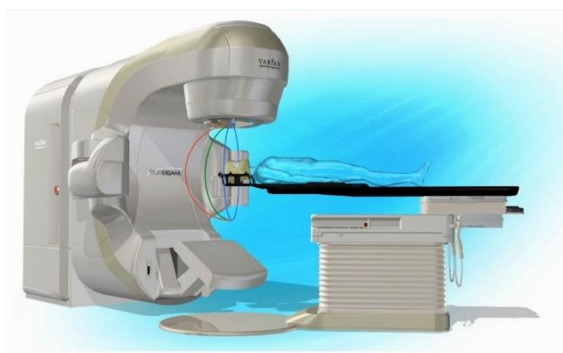


図 1 : HyperArc の照射

Elements Multiple Brain Mets SRS による定位放射線治療の新しいコンセプト

ブレインラボ株式会社 小島健吾

1. はじめに

本原稿は現地開催での講演を元に執筆しております。その為、オンデマンド配信講演と一部内容が異なりますことを予めご了承ください。

転移性脳腫瘍に対する定位放射線治療は、臨床的に要求される画像情報や、照射技術などが目覚ましいスピードで変化している。Brainlab 社ではこういった変化に素早く対応するため、2014 年に世界初の回転原体照射による Single Isocenter Multiple Target（以下、「SIMT」とする）治療計画装置として、Elements Multiple Brain Mets SRS（以下、「Elements MBM SRS」とする）をリリースし、サブスクリプション方式という新しいコンセプトにより、ユーザーからのフィードバックを元に製品を改善、アップグレードを行うというサイクルを通じて（図 1）、世界中のユーザーが常に最新のアプリケーションソフトウェアを使用



図1. サブスクリプションによるバージョンアップできる環境を提供している。

2. 1. 必要なハードウェア環境

Elements MBM SRS をご使用頂くには、ExacTrac / ExacTrac Dynamic ならびに脳

定位専用固定具・QA システムが必要となる（図 2）。



図 2. ExacTrac と脳定位専用固定具ならびに QA システム

2. 2. 何故、ExacTrac が必要なのか？

SIMT による照射を行う場合、アイソセンタ位置のみならず、回転方向についても、高い精度が要求される。

また、治療中に頭部固定シェル内で発生する体動を確認しようとした場合、どうしても寝台が回転しているノンコプラナーポジションにおいて、X 線画像照合による 残存誤差の確認を行う必要があり、施設で定めた閾値を超えた場合は 6 軸寝台による補正を速やかに行うことが望まれる（図 3）。

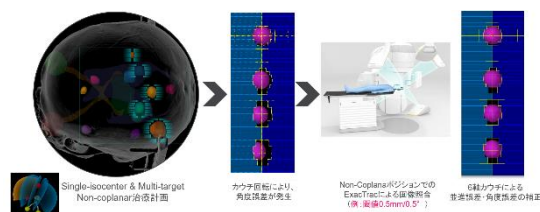


図 3. ノンコプラナー照射時の X 線画像照合/位置補正

ドイツ ハンブルク・エッペンドルフ大学医療センターからの報告によると¹⁾、多発脳転移に対する SIMT で ExacTrac により、ノンコプラナーポジションにおいて

X線画像照合を行った結果、約2/3で残存誤差が許容値を超えており（図4 マゼンタ グラフ）、6軸寝台による補正移動後に再度X線画像照合を行い、残存誤差が許容値内であることを確認（図4 シアングラフ）し、治療を行っているとのことである。

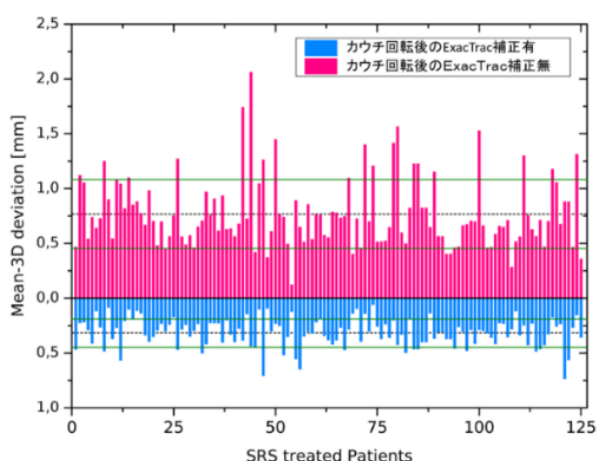


図4. 脳定位照射における、残存誤差確認グラフ

多発脳転移に対する SIMT において、残存誤差を許容値内に収めて照射が行われれば、理論的には Isocenter～Target 間距離で局所制御に差が出ないことになる。これについて滋賀医科大学から非常に興味深い報告がなされており²⁾、ExacTrac によって全ての寝台角度において、0.5mm/0.5° の閾値で位置決めを行った結果、Isocenter～Target 間距離で局所制御に差が認められなかったことが報告されている。

3. 治療計画ワークフローの特徴

Image Fusion, Cranial Distortion Correction, Smart Brush, Anatomical Mapping といった輪郭作成用アプリケーションについては外科ナビゲーション手術用治療計画との共通化が行われており、

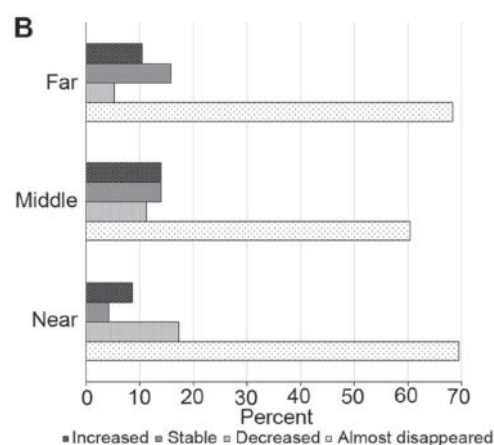


図5. Isocenter～Target 間距離別の腫瘍制御

使い勝手の良さはもちろん、スピードと精度についても追及されている。特に Cranial Distortion Correction（図6）による MRI の歪み補正機能は多発脳転移に対する定位放射線治療における GTV 輪郭設定に対する不確かさの軽減効果が期待される。



図6. Cranial Distortion Correctionによる MRI の歪み補正

線量計画については、脳定位照射に特化しており、例えば、D99 で 20Gy/1fr, PTV 辺縁が 80% Isodose でカバーされるような線量勾配を設定すると、Inverse Planning によって治療計画が行われる。先ず、4Pi Optimization により、腫瘍と重要臓器との位置関係に応じて、治療寝台の角度、ガントリ角度が選択された後、Packing algorithm によって、コリ

メータ角度と MLC のリーフシーケンスの最適化が実施され、線量分布と DVH が同時に計算される。なお、CI/GI/V12 といった線量指標は脳全体ならびに個別の PTV に対して計算される。

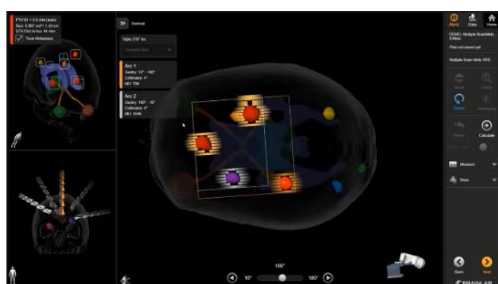


図 7. Invers Planning による治療計画の自動最

4. おわりに ～何故. 回転原体照射なのか?～

図 8 右側グラフは回転原体照射時における MLC 位置誤差のログ解析グラフだが、MLC 位置はほぼ計画通りの位置で照射されており、非常にロバスト性の高い照射法であることが分かる。もちろん、コミッショニングや初期症例での実測によるプラン QA は必要となるが、その後徐々に実測による QA を縮小していく事が可能と考えられる。

こういった特性を活かし、造影 MRI 撮像後、直ちに治療計画 CT 撮影、翌日までに治療計画を完了させ、プラン QA については実測の代わりに、2nd TPS もしくは Sun Nuclear 社の SunCHECK™ Patient に代表される QA 用ソフトを使用したクロスチェックを行うことで、48 時間以内の治療開始が可能となる。

海外では増殖が速い小細胞肺がんの転移性脳腫瘍に対し、全脳照射ではなく、定位放射線治療を適用するケースが増えおり³⁾、日本の Elements MBM SRS ユーザーにおいても、こういった治療が行われ始めているが、正に回転原体照射によるワークフローならではの適応拡大と言えるのではないだろうか。

最後に、今回の製品紹介が脳定位照射への興味につながれば、幸甚である。

参考文献

- 1) Manuel Todorovic, Brainlab Seminar Japan 2019
- 2) KEN AOKI, YUKIHIRO NAGATANI, KAZUO NOMA et al., ANTICANCER RESEARCH 41: 2575-2581 (2021)
- 3) Rusthoven CG et al. JAMA Oncol. 2020

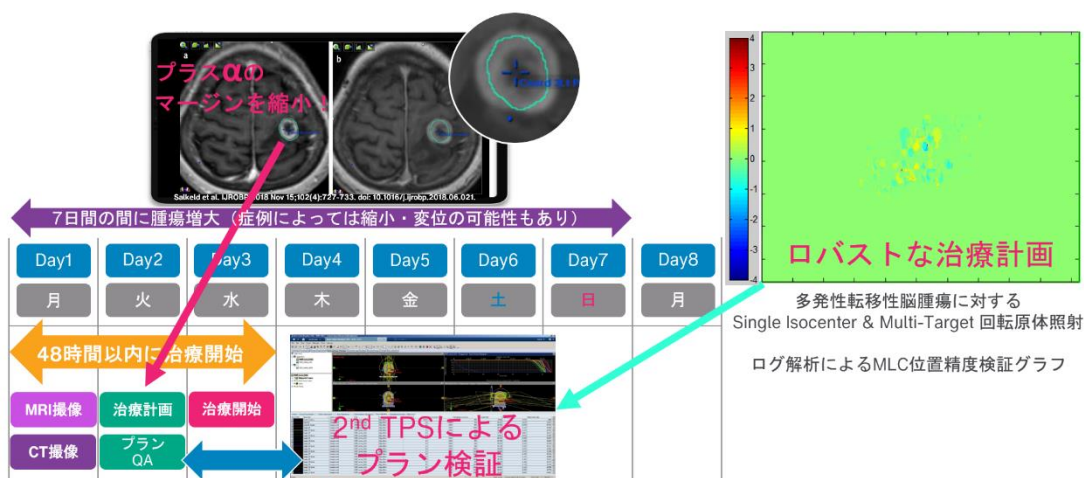


図 8. 48 時間以内の脳定位治療ワークフロー

HyperArc による定位放射線治療について

徳島県立中央病院医療技術局放射線技術科 杉本 渉

1. はじめに

転移性脳腫瘍に対する定位照射は有効な治療法として認識されている。近年、多発脳転移に対して単一アイソセンタ VMAT を用いた定位放射線治療が普及してきた。HyperArc は Varian Medical Systems 社が販売する頭頸部定位放射線照射用ソリューションである。HyperArc は治療計画から照射まで一貫したワークフローで構成されており、定位照射をより身近なものとすることをコンセプトとしている。本発表では、当院における HyperArc による定位放射線治療について紹介する。

2. HyperArc の概要

【専用固定具 (Encompass)】

HyperArc は固定具として、Q-Fix 社製の Encompass をパッケージ採用している。Encompass はベースプレートおよび上下で挟み込む形のシェルで構成されており、カウチにマウントして使用する。シェルおよび固定具は 6MV FFF の X 線において、約 2%~21% 程度の吸収がある。また、ベースプレート内には金属球が埋め込まれており、金属球を治療計画装置上で自動認識させる事により、ガントリと寝台の干渉範囲を設定している。治療計画用 CT 撮影時には固定具全体を十分に含めることが必要である。

【治療計画】

HyperArc の治療計画では、ビームアレンジメントに制約が存在する。アイソセンタは Patient Protection Zone と呼ばれる範囲内のみ設定が可能である。コリメータ角度はターゲット配置により最適な角度が算出され、これに

より後述する Dose Bridge 形成の低減が図られる。使用できるカウチ角度および照射アーク角度は既定の組み合わせより、最大 4 つまで使用することが可能である。HyperArc は、アイソセンタ位置、カウチ角度およびアーク回転を限定する事で、ガントリと患者を含めた寝台部分の干渉の可能性を排除している。HyperArc の線量分布の特徴として、Dose Bridge 形成の低減、急峻な線量勾配の実現、線量集中性の向上が挙げられる。Dose Bridge は近接するターゲット間において高線量領域が橋のように繋がる現象であり、従来の RapidArc に比べて

HyperArc では Dose Bridge が発生しづらくなっている。HyperArc が急峻な線量勾配を実現可能な要因として、SRS NT0 の寄与が挙げられる。SRS NT0 は HyperArc の計画でのみ使用可能な NT0 である。HyperArc と RapidArc の線量プロファイルを比較した際、HyperArc の方がより急峻な線量勾配を形成しており、線量集中の向上と低線量領域の広がりがコントロールされている。RapidArc でも HyperArc と同程度の線量分布の作成は可能であるが、Ring や Dummy ROI の使用は HyperArc よりも多く使用する事となる。また、同一処方線量を用いた場合、MU は RapidArc の方が多くなる傾向である。

HyperArc の計画時間は、オブジェクト数およびアーク数に依存するが、約 30~60 分程度を要する。

【コミッショニングおよび検証】

3 次元半導体検出器を用いたコミッショニングにおいて、RapidArc で使用していたビームパラメータでは、ガンマ解析におけるパス率が従来の定位照射時よりも低下する傾向であった。

文献¹⁾を参考に、Target Spot Size (以下 TSS) および Dosimetric Leaf Gap (以下 DLG) 値の変更を要した。TSS はビームモデリングの際に考慮され、ペナンプラのプロファイル形状に影響するビームパラメータである²⁾。DLG は Raund Leaf 端の影響を考慮するビームパラメータであり、細かいセグメントが多いほど DLG の影響が大きい。VMAT の線量分布形成中、動作リーフは Minimum Leaf Gap である 0.5mm を保ったまま次のセグメント形成位置まで移動するため、DLG の影響が積算されると考えられる。適切なビームパラメータ値を選択することで実測値と線量計算の結果が合致しやすくなると考えられる。

【実際の照射の流れ】

当院における照射の流れについて述べる。セットアップ後、CBCT による位置合わせを実施し、照射を開始する。カウチ回転角度毎に EPID 画像を取得する。照射終了後、再び CBCT を撮影する。定位照射で最も重要なことは、適切な照射位置であることである。照射中においては体動が最も位置ずれに関与すると考えられる。当院では、カウチ移動毎に EPID 画像を撮影し、照射位置ずれを確認している。0.5mm もしくは 0.5° 以上の位置ずれが認められた場合は、再度 CBCT によるマッチングを実施する。照射終了時に CBCT を撮影することで Intra Fractional Error を評価している。3次元の画像情報を得る事により、本治療で用いたマージンが適切であったかどうかを検討する材料とする。治療終了後のフォローアップの結果と併せて検討し、次回以降の症例に対するマージン付与量にフィードバックする。

【光学的位置情報監視システム】

alignRT は VisionRT 社が提供する光学式体表面位置情報監視システムであり、被ばくを伴う

ことなく患者位置をモニタリングすることが可能である。シェルで覆われていない目元の部分をトラッキングすることにより、セットアップの補助としての使用できる他、照射中の体動をリアルタイムでモニタリングできることが最大の強みであるといえる。

3. まとめ

当院における HyperArc の使用経験を中心に紹介した。HyperArc はスピーディーかつ簡便に脳定位照射を患者に提供できるソリューションである。専用固定具やビームアレンジメントの限定により、マシンと患者の干渉を排除し、高い安全性を実現している。HyperArc は RapidArc と比較して線量分布が優れているが、治療計画と検証の合致をみるためには、TSS および DLG などのビームパラメータ調整が必要となる可能性がある。光学的位置情報監視システムとの相性が良く、適切に組み合わせることにより、より高い安全性の担保に繋がる。本発表が脳定位放射線治療の導入および実施に役立てば幸いである。

4. 参考文献

- 1) S J. Gardner et al. Tuning of AcurosXB source size setting for small intracranial targets. J Appl Clin Med Phys 2017; 18:3:170-181
- 2) I J. Das et al. Report of AAPM Task Group 155: Megavoltage photon beam dosimetry in small fields and non-equilibrium conditions. Med Phys 2021; 48:e886-e921

Elements Multiple Brain Mets SRS を用いた定位放射線治療について

倉敷中央病院 園田泰章

1. はじめに

Elements Multiple Brain Mets SRS (BRAINLAB) は、多発脳転移の定位照射の治療計画に特化したソフトウェアであり、多数個の標的を同時に照射可能であるため、従来の SRS に比べて治療時間が短縮できるメリットがある。本発表では、Multiple Brain Mets SRS の治療計画、線量検証、位置照合について解説する。

2. Multiple Brain Mets SRS の治療計画

Multiple Brain Mets SRS の治療計画の特徴としては、以下の項目が挙げられる。

- ・シングルアイソセンタによる回転原体照射を使用できる。
- ・インバースプランニングによる最適化計算により、計画者間の差が小さい。

Multiple Brain Mets SRS の治療計画は、業務フローが自動化されている項目が多

く、ユーザーに優しい設計となっている。

最適化計算の指標として Conformity Index(CI), Gradient Index(GI)があり、CI は処方線量と標的の一致度を表す指標、GI は 100%線量と 50%線量間の線量勾配を表す指標である。いずれも 1 に近い値の方が理想的であり、これらが小さくなるように最適化計算が行われている。

また、複数の標的を対象としているため、照射角度によっては近接する標的が重なることがあるが、どの Field でどの標的を照射するかは自動で決定され、その際には近接する標的間で MLC が開かないような組み合わせで選択される (Figure.1 Dose Bridge の低減)。

また、我々の過去の症例の解析結果では PTV Volume やアイソセンタ(IC)から PTV までの距離は、標的の CI には影響しなかった

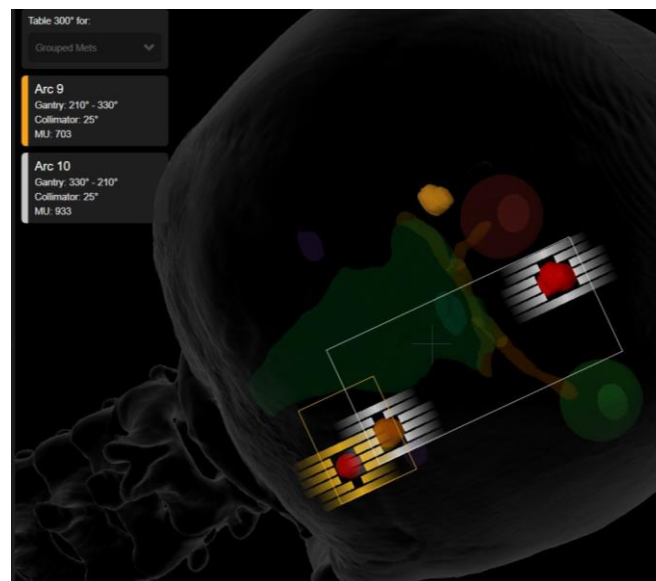


Figure.1 作成した計画の Beams eye view

3. Multiple Brain Mets SRS の線量検証

Multiple Brain Mets SRS の線量検証を行う場合の注意点として、測定デバイスを標的位置へ移動させる必要があるが、小照射かつアイソセンタから離れた場所を測定するため、設置には注意が必要である。

当院では、マイクロ型電離箱線量計 (CC01, IBA) と ABS 樹脂製ファントムを使用して実測を、SRS MapCHECK (Sun Nuclear) を使用して分布検証を行った。

実測に関しては、標的が小さいほど測定値と計算値の乖離が大きく、IC-PTV 間距離は実測結果には影響しなかったが、概ね 5% 以内の結果であった。

分布検証に関しては、小照射であるため測定点は必然的に少なくなる。そのため、 γ 解析のパス率、Dose Difference のパス率などの数字ではなく、線量プロファイル形状をよく観察し、臨床的に許容かどうかの判断をするべきである。

また、患者 QA の効率化として、異なる治療計画装置による再計算を行い、線量を比較する方法がある。Multiple Brain Mets SRS と Eclipse (Varian) とで標的中心線量の比較を行った結果、いずれの標的に対しても、差異は 5% 以内であった。このような方法を測定の代用とすることは患者 QA の効率化となり、照射開始までの期間短縮が可能であるが、運用開始までに十分な症例数を蓄積し、施設の基準値を求めなければならない。

4. Multiple Brain Mets SRS の位置照合

Multiple Brain Mets SRS は、小照射野かつオフアイソセンタでの照射となるため、位置照合結果の回転成分が照射精度に

与えるが大きく、6 軸寝台補正は必須であり、Multiple Brain Mets SRS は、ExacTrac (BRAINLAB) とセットで使うことが条件とされている。

また、患者固定具のフィッティングが重要で、当院では患者が固定具を装着し、最初の画像照合結果の回転成分 (Yaw , Roll , Pitch) が 1° を超えた場合は、固定具の再セットアップを行い、無理に固定された状態のまま照射に入らないように配慮している。

Multiple Brain Mets SRS はノンコプラナーの回転原体照射であるため、寝台回転精度が照射に影響する。照射 Field ごとに ExacTrac による画像照合、位置補正を行うことが要求され、照合結果の値には患者の体動、寝台そのものの回転精度が含まれる。そのため、定期的な品質管理により寝台を回転させた場合の座標の変異の傾向を把握しておくことが重要である。

5. まとめ

Multiple Brain Mets SRS 優れた最適化計算により、良好な治療計画を計画者に依存せず提供可能である。また、回転原体を基本とした照射であるため、患者 QA は効率化が可能であり、照射開始までの期間短縮に貢献できる。最後に、照射 Field ごとの位置照合により、Intra fractional motion error は低減可能であるが、そのためには固定具のフィッティングが重要である。

放射線治療研究会 座長集約

座長 岡山大学学術研究院 田辺悦章

テーマⅡ： 被ばく線量管理に関する内容 (13:15 ~15:30)

3. 総論

放射線治療領域の被ばく線量管理について

都立駒込病院

木藤哲史 先生

4. 各施設の取り組み

バリアン&SyncTraX ユーザー

山口大学医学部附属病院

湯浅勇紀 先生

ELEKTA ユーザー

中国中央病院

中山貴裕 先生

ExacTrac ユーザー

香川大学医学部附属病院

片山博貴 先生

2019 年に医療法施行規則の一部を改正する省令が交付され、診療用放射線に係る安全管理体制について強く求められるようになってきた。この改正省令後に、放射線治療分野においても治療計画CTにおける被ばく線量の管理や、画像照合時の被ばく線量管理への対応などが検討されている。

放射線治療は高エネルギー放射線による治療であり、診断領域とはその診療用放射線の利用目的が異なる点が多くある。また、施設によって、体幹部定位放射線治療や強度変調放射線治療、画像誘導放射線治療などの治療方法が異なることや、所有機器も違いがある。午後の部では、放射線治療分野の被ばく管理について安全管理全般と各施設の取り組みについて講演いただいた。

都立駒込病院の木藤哲史先生より総論として「放射線治療領域の被ばく線量管理について」のタイトルでご講演いただいた。そのなかでこれまで取り組まれた放射線治療分野の被ばく管理や全国的なアンケート調査などを国内の実情や具体的な被ばく管理など紹介いただいた。また、将来的な被ばく管理への目標や被ばく管理の記録方法なども講演いただいた。そのなかで放射線治療での被ばく管理の大切さと今後の対応、将来的な課題について学ぶことができた。

各施設の取り組みとして、山口大学医学部附

属病院の湯浅勇紀先生より「バリアン&SyncTraX ユーザー」の放射線被ばく管理の取り組みについて講演いただいた。そのなかでモンテカルロシミュレーションを利用した画像誘導放射線治療における被ばく線量の評価は興味深い内容であった。

中国中央病院の中山貴裕先生より「ELEKTA ユーザー」の放射線被ばく管理の取り組みについて講演いただいた。様々な撮影パラメータの設定による画質変化と被ばく線量の関係の評価や、線量の最適化、推奨する対策方法などを紹介いただき、各施設にすぐにでも臨床に役立てることのできる有益な情報提供であった。

香川大学医学部附属病院の片山博貴先生より「ExacTrac ユーザー」の放射線被ばく管理の取り組みについて講演いただいた。そのなかで半導体検出器を用いた具体的な被ばく線量の測定方法とその算出方法などについて紹介いただいた。算出において後方散乱係数な乗じるなど線量計の特性に対して理解して測定することの重要性を学べた。

今後、放射線治療においても放射線診療を受ける者の放射線による被ばく線量の管理及び記録その他の診療用放射線の安全利用を目的とした改善などを強く求められるようになると思う。本セッションで先生方に講演いただいた内容の重要性はさらに増していくと考える。

放射線治療領域の被ばく線量管理について

医学物理士 木藤哲史^{1,2}

- 1) 東京都立病院機構 がん・感染症センター都立駒込病院
- 2) 日本放射線腫瘍学会 放射線治療照合撮影放射線量 WG

放射線治療領域において、従来は放射線治療線量に対する位置照合撮影装置による被ばく線量は軽微とみなされ、その線量管理や記録についてはあまり注目されてこなかった。近年、国際放射線防護委員会(1)や米国医学物理学会(AAPM)より位置照合装置における被ばく線量に関する報告書(2)が提出されており、また、国内においても医療法施行規則の一部の改正(3)に伴い、それらの実態を把握することが求められる。本講演では、日本における放射線治療領域における被ばく線量管理についての現状を報告する。

線量評価指標

放射線治療における X 線を用いた位置照合撮影は、kV-2 次元 X 線撮影 (kV-2D)、kV-computed tomography (kV-CT)、kV-cone beam CT (kV-CBCT)、MV-2 次元 X 線撮影 (MV-2D)、MV-CT、MV-CBCT などが挙げられる。これらの被ばく線量を評価するために、それぞれの被ばく線量評価指標を定義する必要がある。一般的に、診断エネルギー領域である kV-2D では $70\ \mu\text{m}$ 表面線量、kV-CBCT では CT dose index volume (CTDI_{vol}) および Dose linear product (DLP) が用いられる。放射線治療エネルギーにおける被ばく線量指標にコンセンサスはなく、例えば AAPM TG-180 では、MV-2D は照射野内における注目臓器の D_{50%}、MV-CT はアイソセンタ線量、MV-CBCT は平均線量で紹介されている(2)。

位置照合撮影では、撮影の工夫により被ばく線量を低減することが可能な場合が

ある。例えば、kV-2D を用いた頭部撮影では、前方から撮影するよりも同条件で後方から撮影したほうが、水晶体への線量は約 3 分の 1 程度に抑えられる。なお、AAPM TG-180 では、位置照合撮影における総被ばく線量が放射線治療線量の 5% を超過するおそれがある際は、治療線量に考慮すべきであることを提言している。

IGRT の被ばく線量

JASTRO 医療安全委員会 放射線治療位置照合撮影小委員会が 2019 年度に実施した全国アンケート調査では、骨転移緩和照射 (30 Gy/10 fr)、乳房接線照射 (50 Gy/ 25 fr)、頭頸部癌根治照射 (70 Gy / 35 fr)、食道癌根治照射 (60 Gy / 30 fr)、前立腺癌 IMRT (76 Gy / 38 fr)、肺体幹部定位放射線治療 (SBRT) (50 Gy / 4 fr) のシナリオにおいて、治療期間内に各位置照合撮影が何回行われたかを全国施設から収集し、291 回答を得た。結果は膨大であるため割愛させて頂くが、非日毎の骨転移緩和照射や食道癌根治照射において、1 門または 2 門照射を用いた通常照射シナリオのほうが、多門照射または強度変調放射線治療 (IMRT) を用いた照射シナリオよりも位置照合撮影頻度が多い結果となった。本結果の理由は不明であるものの、いずれの理由であれ各施設が撮影プロトコルを見直すきっかけとなれば幸いである。また、各撮影技術における線量を正確に推定する方法は今後の課題である。

治療計画 CT の被ばく線量

JASTRO の放射線治療における位置照合

撮影装置の被ばく線量の実態調査研究班が2021年度に実施した治療計画CTにおける被ばく線量に関する全国アンケート調査では、転移性脳腫瘍定位照射、頭頸部癌IMRT、乳房接線照射、肺癌SBRT、前立腺癌IMRTにおける撮影プロトコルを対象とし、それらのCTDI_{vol}やDLPを収集した。アンケートは40-80 kgの患者群を想定し、webフォームで収集を行った結果、328回答を頂いた。CT装置メーカーの内訳は、キャノンメディカル、GE、シーメンスの順にそれぞれ全体の47.9%、27.1%、22.6%だった。CTDI_{vol}の75パーセンタイル値は、転移性脳腫瘍定位照射、頭頸部癌IMRT、肺癌SBRT、乳房接線照射、前立腺癌IMRTの順に92、33、86、23、32 mGy、DLPは2805、1301、2416、930、1157 mGy・cmであった。転移性脳腫瘍定位照射は薄いスライス厚と高コントラストが必要であること、肺癌SBRTは4DCTや呼吸・吸気CT撮影などの追加撮影が必要であることなどの理由で他のプロトコルより高くなった。治療計画CTにおいても、本データとご施設のデータを比較頂くことで、被ばく線量の適正化を行う際の検討材料にして頂ければ幸いである。

IGRT 被ばく線量管理について

2020年4月1日付で、医療法施行規則の一部を改正する省令が施行され、診療用放射線に関わる安全管理がより厳密化された(3)。本省令において、放射線治療における位置照合撮影装置は「その他の放射線診療機器等における線量管理及び線量記録について」が該当すると考えられる。線量は適正な線量が診療に用いられているように管理されているとともに、その照射の実態を簡潔に記録する必要がある。記録は、診療放射線技師法施行規則に則り、照射受

けた者の氏名、性別及び年齢、照射の年月日、照射の方法、指示を受けた医師又は歯科医師の氏名及びその指示の内容が記載されている必要がある。

IGRTの被ばく線量を記録する場合、①手書き記録又は画像キャプチャ保存、②表計算ソフトへの手入力、③放射線条法システム(RIS)へ手入力、④RISで撮影オーダーを発行して実施又は自動保存、⑤DICOM RDSRを利用した自動保存が考えられる。現時点で実用的だと考えられるのは④であるが、各施設が保有している一般的なRISで対応しているかどうかは不明である。RISメーカーへの要望を通じてIGRT撮影のためのオーダー発行・実施機能を充実させることが国内の課題である。また、線量の管理・記録の自動化、およびRDSRによる適切な線量管理システムの開発が急がれる。

参考文献

1. Vañó, E, Miller, DL, Martin, CJ, *et al.* ICRP Publication 135: Diagnostic Reference Levels in Medical Imaging. *Annals of the ICRP*. 2017; **46**(1): 1-144.
2. Ding, GX, Alaei, P, Curran, B, *et al.* Image guidance doses delivered during radiotherapy: Quantification, management, and reduction: Report of the AAPM Therapy Physics Committee Task Group 180. *Medical Physics*. 2018; **45**(5): e84-e99.
3. 厚生労働省. 医療法施行規則の一部を改正する省令の施行等について, 医政発0312第7号, 平成31年3月12日. 厚生労働省, 2019.

VARIAN&SyncTraX ユーザーの立場から

山口大学医学部附属病院 湯浅勇紀

【はじめに】

近年、放射線治療領域の被曝線量管理の必要性について、注目されている¹⁾。放射線治療では、位置合わせや軟部組織の観察のためにコーンビーム CT (CBCT) 等の画像誘導放射線治療 (IGRT) 機器が使用される。CBCT は、他の IGRT 機器と比較して被曝線量が高く、使用頻度も高いため被曝線量管理の重要であると考えられる。

また、呼吸性移動対策機器に関しても透視等を使用した機器があり、体幹部定位放射線治療の呼吸同期照射に使用する場合、透視時間が長くなることから、被曝線量管理が重要である。

本報告では、VARIAN 社製の CBCT 装置、島津社製 SyncTraX の被曝線量管理に関する当院の取り組みを紹介する。

【被曝線量管理について】

被曝線量の日常的な管理に関しては、装置に表示される CTDI 値や面積線量値などを参考に記録や条件の見直し等が行われており、簡便な管理が特徴である。しかし、CTDI 値などの装置の表示値に関しては、特定の条件で撮像されたファントムを使用して算出された線量指標であるため、患者個人の体内の被曝線量に関する情報を得ることは難しい。また、実測による評価では、測定機器や測定器など様々な機器が必要となり、すべての施設で実施することは困難である。一方で、モンテカルロシミュレーションを用いた体内線量分布の推定については、装置の表示値や実測よりも多くの情報を得ることが可能で、各装置の体内線量分布な

どの詳細な情報を得ることができる。

当院では、CBCT と呼吸性移動対策機器である SyncTraX に対して、モンテカルロシミュレーションを使用し、体内線量分布を推定する取り組みを実施している。

【CBCT に対する取り組み】

VARIAN 社製 CBCT には、1 回転収集 (Full trajectory) と 半 回 転 収 集 (Half trajectory) の 2 種類の撮像方法が準備されている。1 回転収集は、体幹部や広い視野 (FOV) が必要な領域で使用される。一方で半回転収集は、頭頸部や狭い FOV で観察可能な領域で使用される。どちらの場合も、フレームレート等は固定であるが、プロジェクションデータの取得角度が異なるため、被曝線量は異なる。本報告では、被曝線量が多くなる 1 回転収集に関して報告する。

モンテカルロシミュレーションの手順は、①X 線管のモデリング、②治療計画 CT 画像に対する線量計算、③計画 CT 画像上で各臓器を描出、④線量計算結果と臓器の情報を基に臓器の平均線量の計算の工程で実施した。図 1 に体内線量分布の例を示す。胸部および腹部の症例にモンテカルロシミュレーションを使用することで、体内線量分布の確認が可能となった。また、臓器の輪郭を描出することで、臓器線量の算出も可能となるため、装置表示の CTDI よりも詳細な線量情報の取得が可能となった。

また、患者個人の体格を考慮した被曝線量管理の実施が可能で、患者個々に合わせた厳密な線量管理が可能になると考えられる。ただし計算時間等の問題はあため、今後の更なる検討が必要である。

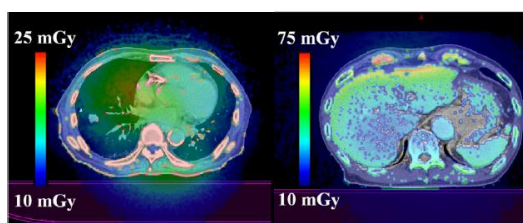


図1 胸部及び腹部における CBCT 撮像時の線量分布²⁾

【SyncTraX に対する取り組み】

SyncTraX は、装置の配置が特殊であり、面積線量計などの被曝線量評価機器も装備されていない(当院に設置されている SyncTraX が初期型のため、現在の状況は不明)。また、当院では、SyncTraX を体幹部定位放射線治療および呼吸同期治療で使用しており、透視で体内の金マーカーを観察しながら、呼吸同期照射を行っている。治療中は常に透視による被曝が発生しており、呼吸同期照射の実施による治療時間の延長が、被曝線量増加に繋がっている可能性がある。しかし、前述のとおり被曝線量評価の手法がないため、被曝線量管理に関しては、非常に難しく、透視時間の管理しか出来ていない。このため、透視時間と被曝線量の関係を調査することは、重要である。そこで当院では、モンテカルロシミュレーションを用いた被曝線量の推定により、SyncTraX の線量分布を求め、透視時間と被曝線量の関係を明らかにする取り組みを行っている³⁾。

モンテカルロシミュレーションの手順は、CBCT と同様に、X 線管のモデリングと治療計画 CT 画像に対するシミュレーションを実施した。SyncTraX では、治療時にログファイルが排出されるため、このログファイルを基にして、各患者の治療時の寝台位置や SyncTraX の透視条件等を取得し、モンテカルロシミュレーションの計算条件として組み込み計算を行った。

モンテカルロシミュレーションにより SyncTraX の体内線量分布が視覚的に確認可能となった。また、透視時間(同期効率)と皮膚の線量の関係も明らかとなった。

【まとめ】

本報告では、当院における CBCT および SyncTraX に対する被曝線量管理の取り組みについて紹介した。被曝線量に関しては、装置の表示値を活用した管理が簡便であるが、体内の線量分布等の詳細な情報を得るためにはモンテカルロシミュレーションの活用が有用であるといえる。

【参考文献】

1. Ding GX, Alaei P, Curran B, et al. Image guidance doses delivered during radiotherapy: Quantification, management, and reduction: Report of the AAPM Therapy Physics Committee Task Group 180 [published online ahead of print 2018/02/23]. Med Phys. 2018;45(5):e84-e99.
2. Yuasa Y, Shiinoki T, Onizuka R, Fujimoto K. Estimation of effective imaging dose and excess absolute risk of secondary cancer incidence for four-dimensional cone-beam computed tomography acquisition. Journal of Applied Clinical Medical Physics. 2019;20(11):57-68.
3. Shiinoki T, Onizuka R, Kawahara D, et al. Estimation of patient-specific imaging dose for real-time tumour monitoring in lung patients during respiratory-gated radiotherapy. Physics in medicine and biology. 2018;63(6):065016.

放射線治療領域の被ばく線量管理に関する取り組み（エレクトユーザー）

公立学校共済組合 中国中央病院 中山貴裕

【背景】

近年、様々な IGRT 機器が開発され、多くの施設が簡便に IGRT を行うことが可能となった。

IGRT を行うことで従来の放射線治療と比較し、標的に対して正確な照射が可能で、正常組織への線量を低減することも期待できる。

ただし、IGRT を行う際の被ばくは最小限に留めなければならない。

【目的】

エレクトアの CBCT を用いた線量管理の取り組みを紹介し、まだ線量の最適化などが行えていない施設や、今後装置導入予定の施設の取り組みに活かしていただく。

【使用機器】

リニアック：Elekta Infinity

IGRT 機器：XVI

治療 RIS：Mosaiq OIS

【XVI の特徴、仕様】

エレクトア装置の CBCT は XVI と呼ばれており、最大で頭尾方向に 26cm、左右方向に 50cm とかなり広範囲に撮影を行うことが可能で、ボクセルサイズは 0.5mm と分解能も非常に高い。自動照合の特徴として Dual registration があり、最初に 6 軸の骨照合を行い体軸の補正をして、GTV など特定のマスク像で 3 軸の補正を行うものである。

【XVI の撮影パラメータ】

XVI で撮影を行う際に設定する主なパラメータを図 1 に示す。mA と ms はフレームあ

たりの値となっており、連続した数値を取ることができない。FOV が S サイズの時のみパネル位置が管球に対して中心部に位置しておりハーフスキャンの 200° 収集であるが、その他は 360° 収集が必要である（図 2 参照）。ガントリスピードは最速毎分 360° でハーフスキャンを行うと 33 秒の撮影時間となる。

Parameter	
電圧 (kV)	70 ~ 150
mA Per frame	10, 12, 16, 20, 25, 32, 40, 50, 64...250
ms Per frame	10, 12, 16, 20, 25, 32, 40
Gantry Angle	200° (Half scan : FOV S) , 360° (Full scan)
Gantry Speed (/min)	36~360° (Half scan : 最速33秒)
Filter	F1 (bowtie filter)
FOV	S, M, L
Reconstruction	Low (2mm) med (1mm) high (0.5mm)

図 1 XVI の主な撮影条件

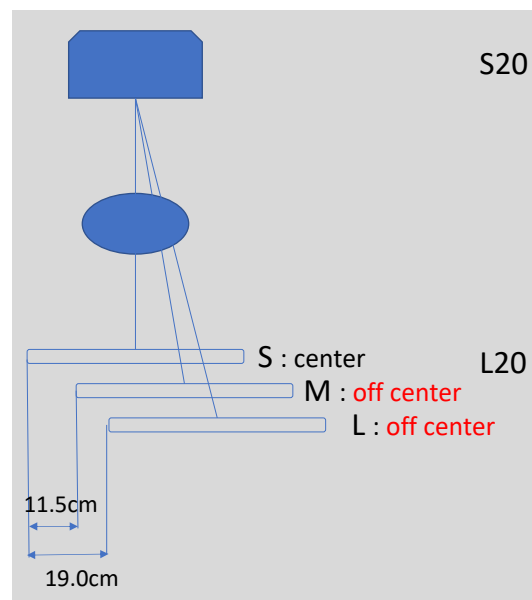


図 2 FOV とパネル位置の関係

【各パラメータの検討、結果】

各パラメータの画質評価は LCV (Low Contrast visibility: 低コントラスト視認性)

1)、線量は ImRT Phantom、PTW30013 を用いて電離量での評価を行った。画質評価は比較対象が線量一定になるように他のパラメータを調整した。

電圧の結果を図3に示す。電圧が低くなるほど電離量は顕著に減衰している。LCV は電圧が低くなるほど低下し、コントラストが向上している。Teflon の HU 値は電圧が低下するほど上昇しており、高コントラスト分解能も向上している。電圧が低いほうがコントラストは良好であるが、線量確保が困難なため小児や四肢の撮影に適していると思われる。

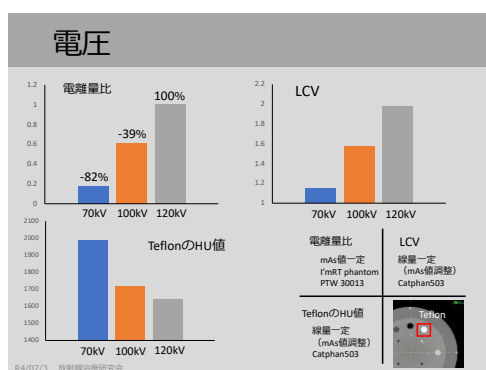


図3 電圧の線量と画質評価

mAs 値の結果を図4に示す。同一 mAs 値の場合、mA は高め、ms は低め、Gantry Speed は低めにしたほうがコントラストは向上している。

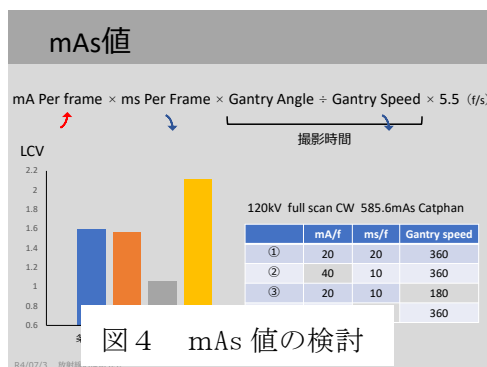


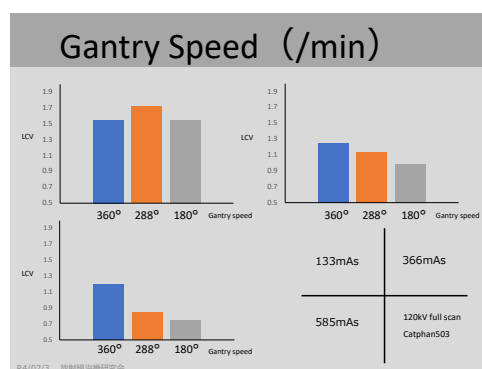
図4 mAs 値の検討

Gantry Angle に関して、ハーフスキャンでは任意の角度を選択して撮影を行うので、

水晶体などリスク臓器を外した軌道を取る工夫が必要である。

Gantry Speed の結果を図5に示す。線量がある程度担保された状況では、Gantry Speed を下げることでコントラストを向上させることができるが、撮影時間が延長するので注意が必要である。

ボウタイフィルタは、線量低減と均一性



の向上を図ることができるので使用するべきである。

再構成スライス厚を薄くしても、自動位置照合の精度に変化はないが、視覚的には画質はかなり向上する。しかし、再構成スピードが低下し、データ量は増加するので再構成スライス厚はデフォルト設定の Med (1mm) で十分であると考える。

【線量の最適化の手法】

自動照合の精度や視覚的評価で線量を最適化するのは困難であると考える。

一方、Dominika らは画質評価を行い、ある基準画像から Uniformity が5%、SNR が20%以上低下しないことを合格ラインとして線量の最適化した²⁾。骨盤領域ではデフォルトと比較して線量を7分の1に低減し

ている。

画質評価のみならず、アイソセンタの位置や体格、呼吸性移動等、CBCT の線量の最適化には様々な条件が関わるので、自施設の治療内容や方針に合わせて最適化をする必要がある。

【線量記録】

Mosaiq OIS を利用した線量記録の流れを図 6 に示す。治療計画を Mosaiq に登録する際に CBCT の Plan を処方に関連付ける。治療を行う際は登録した CBCT が自動展開され、位置補正、照射を行う。治療実施終了後、撮影した画像枚数に応じて線量情報が Mosaiq 上に蓄積されていく。蓄積された線量情報は図 7 のように集計され、登録したい内容や書式等はユーザーが選択することができる。

一番のメリットは簡便であることで、集計がしやすく、過去に線量記録を行っていない患者様においても今から CBCT の条件を紐付けることで記録することができる。一方で、登録した CBCT の線量情報しか蓄積されないなので、一度だけ別の条件を使用した場合は上手く集計できない。また、新しく撮影条件を作成した場合は登録内容等をエレクタ社に連絡する必要がある若干手間がかかる。

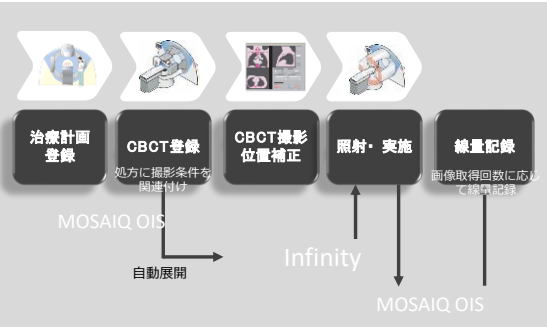


図 6 Mosaiq OIS による線量管理記録方法

放射線治療 位置照合CBCTによる被ばく線量管理記録							
RT-No		位置照合部位		治療担当	医師 テスト11		
Patient ID	4444444434	肺		医師			
Patient name	田村 芝浦幸			使用機器	elekta社 X線装置(XVI)		
撮影年月日	パラメータ	kV	Total mAs	Frames	CTDI(mGy)	DLP(mGy/cm)	実施者
1 2013/11/25		120					技師 テスト24
2 2013/11/26		120					技師 テスト24
3 2013/11/27		120					技師 テスト20
4 2013/12/2		120					技師 テスト25
5 2013/12/4		120					技師 テスト20
6 2013/12/11		120					技師 テスト24
7 2013/12/18		120					技師 テスト25
8 2013/12/25		120					技師 テスト20
9 2014/1/8		120					技師 テスト28
10 2014/1/15		120					技師 テスト20

※IGRT安全利用規約に従い、治療ごとに回数・プロトコルの検計がなされ、ALARA原則の下
リーズナブルな被ばく線量となるよう管理を行わなければならない。
※頭部ハーフスキャン使用時は、本身体積ばくを避けるため、後頭部側で回転させるよう配慮すること

図 7 線量管理記録例

【まとめ】

パラメータの調整方法として、mA/flame は高めに ms/flame は低めにする。また、ボウタイフィルタは必須である。デフォルトプランからは大幅な低減が期待できる一方、必ずしも線量低減が最適化にならない場合もある。

自施設の IGRT の頻度や方針に応じ、画質評価などを駆使して線量を最適化するべきである。

【参考文献】

- (1) Elekta XVI R5.0 Customer Acceptance Tests p23
- (2) Dominika Oborska -Kumaszynska and Douglas Northover “Optimisation of an Elekta XVI (R.5.0.2) System For Clinical Protocols – Image Quality vs Dose” 10.3252/pso.eu.ESTR036.2017

[はじめに]

ExacTrac システムは患者セットアップ後、速やかに位置照合撮影が可能で、スループットの向上が期待できる。また、ノンコプラナ位置においても 6 軸補正が可能なため、シングルアイソセンタ (IC) による多発脳転移定位照射等の高い位置精度が要求される照射法においても非常に有用なシステムである。さらに、最新バージョンでは光学カメラとサーマルカメラを搭載し、体表面と体温の情報を取得することができる。

被ばく線量の観点においては、2D 撮影であるため、3D 画像を取得する CBCT よりも線量は極めて少ないことが予想される。しかしながら、任意のタイミング(治療ビームの照射中や各 Field 間)で複数回撮影を行うことが可能なため、被ばく線量の把握が重要であると考える。そこで、当院で使用している ExacTrac システム Ver.6 と Dynamic について線量測定を行ったので報告する。

[X 線管と検出器の配置]

図 1 に ExacTrac システムの X 線管と検出器(Flat Panel Detector: FPD)の配置図を示す。床下の X 線管から 42 度の角度で照射される。また、IC からリニアックに向かって 45 度の角度で X 線管が配置されている。これらの位置関係は、バージョンが変わっても同様となっている。

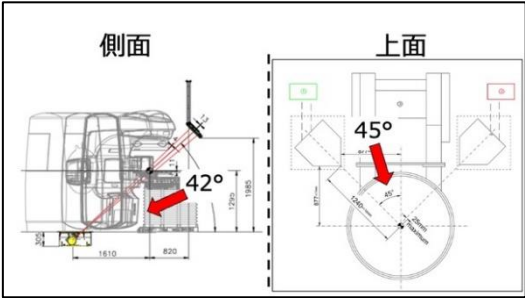


図 1. X 線管と検出器の配置 (BrainLab 提供資料)

[Ver. 6 と Dynamic 違い]

表 1. Ver. 6 と Dynamic の違い

	Ver. 6	Dynamic
焦点-FPD 間の距離	3. 4m	3. 5m
焦点-IC 間の距離	2. 2m	2. 2m
FPD のサイズ	20. 4cm ×20. 4cm	30. 0cm ×30. 0cm
IC での照射野サイズ	13. 0cm ×13. 0cm	18. 0cm ×18. 0cm

表 1 に Ver. 6 と Dynamic の違いを示す。大きな違いはアイソセンタ位置の照射野サイズが、Dynamic の方が Ver. 6 よりも 5 cm 大きくなっている点である。

[線量測定に使用した検出器と測定条件]

実験に用いた検出器は、Piranha X 線 QA アナライザ(アクロバイオ)を用いた。検出器エリアは 3.0 mm×21.1 mm で、内部に 4 個の半導体検出器が入っている。また、各種フィルタが内部に配置され、管電圧・線量・半価層を簡便に測定することが可能である。ただし、後方散乱による線量は考慮できない事に注意が必要である。

図2に、測定時の検出器の配置図を示す。頭部照射用のチルト台を用いて、床下から照射される42度にPiranhaを配置した。次に、Couchを45度に移動させ、線束に対して検出器が垂直になるように設置した。

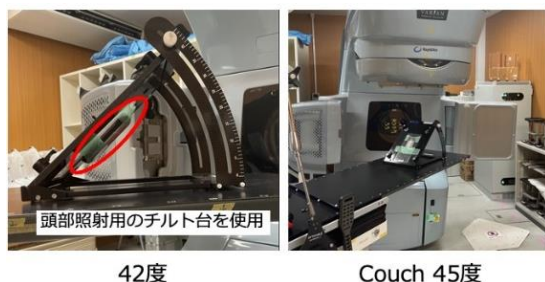


図2. 半導体検出器の配置

図2に、測定時の検出器の配置図を示す。頭部照射用のチルト台を用いて、床下から照射される42度にPiranhaを配置した。次に、Couchを45度に移動させ、線束に対して検出器が垂直になるように設置した。

測定条件は、管電圧80 kV-120 kV, mAs値を6-32 mAsまで変化させた場合の、IC位置での測定線量(μGy)と設定mAsの関係を各X線管で求めた。

[測定結果]

管電圧100 kVにおけるVer.6とDynamicの測定結果を図3および図4に示す。Ver.6では6.3 mAsで57 μGy , 32 mAsで300 μGy となった。Dynamicでは6.0 mAsで60 μGy , 32 mAsで318 μGy となった。

2 管球ともに、設定値と測定値の間で直線関係が得られ、管電圧・線量が正しく出力されていることが確認できた。一方、Dynamicの線量がVer.6に比べて約6%程度高い結果となった。原因は、IC位置での照射野サイズが異なる事に起因すると考えられた。これらの結果は、管電圧を変化させ

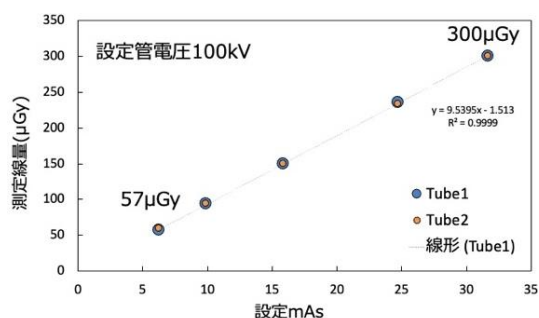


図3. 設定mAsと測定線量(μGy)の関係(Ver. 6)

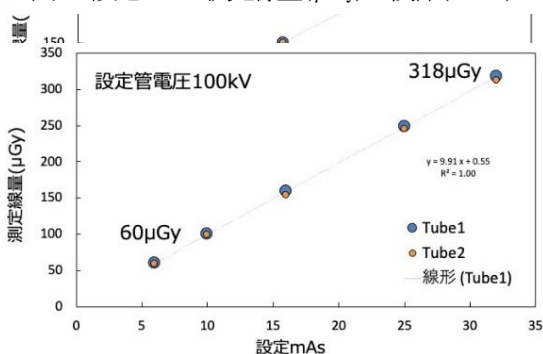


図4. 設定mAsと測定線量(μGy)の関係(Dynamic)

ても同様の結果であった。さらに、測定結果を文献値¹⁾と比較した。IC位置での線量は概ね一致していることが確認できた。

[線量管理と被ばく低減]

IGRT装置の線量管理の目的は、X線管の品質管理と患者のIGRTに伴う被ばく線量把握であると考えられる。被ばく線量の推定のためには、照射条件から被ばく線量を計算によって算出できるようにしておく必要がある。また、線量表示機能を有する装置もあるが、面積線量($\text{mGy} \cdot \text{cm}^2$)等で出力され、被ばく線量を表示していない場合が多い。そのため、各施設で、算出方法を検討する必要がある。

AAPMTG-180²⁾において、被ばく線量を低減する方法が示されている。ExacTracシステムは、照射野サイズ及び撮影方向の変更、フィルタの追加等の変更は行えない。そのため、撮影条件を変更することで被ばく線

量を低減する必要がある。各施設で撮影部位ごとに最適な撮影条件を検討し、使用するべきである。

【まとめ】

当院で実施した ExacTrac システムの線量測定方法と結果を報告した。照射条件から、被ばく線量を計算するデータを取得できた。また、ExacTrac の被ばく低減において、撮影条件・回数の最適化が必要である。

【参考文献】

1. Hamada K, Fujibuchi T, Yoshida N, Ohura H. Examination of a dose

evaluation method for floor-mounted kV X-ray image-guided radiation therapy systems. Radiol Phys Technol 2020;13:288-95.

2. Ding GX, Alaei P, Curran B, Flynn R, Gossman M, Mackie TR, et al. Image guidance doses delivered during radiotherapy: Quantification, management, and reduction: Report of the AAPM Therapy Physics Committee Task Group 180. Med Phys 2018;45:e84-99.