

QA の簡便化と高精度化

今回の特集は2017年3月に開催されました第30回高精度放射線外部照射部会学術大会(以下、第30回高精度部会学術大会)のシンポジウム「QAの簡便化と高精度化」で講演された先生方に原稿執筆をお願いいたしました。体幹部定位放射線治療や強度変調放射線治療といった高精度放射線治療を文字通り高精度に行うには品質保証(Quality Assurance, QA)が必要です。どの施設もQAにかなりの時間と労力をさかれていることと思います。高精度放射線治療の手法も進歩しておりますが、QAに用いられる機器や手法も改善・進歩が続けられ、10年前と比較するとQA自体の高精度化に目を見張るものがあります。

高精度放射線治療機器の進歩により今まで行えなかった治療ができるようになり、それに伴ってQAで行うべきことが増えているように思います。一方で業務量の増大からQA簡略化の誘惑もあるでしょう。しかし省略すべきではないものは省略してはなりません。第30回高精度部会学術大会で発表された強度変調放射線治療の国内実態調査の結果報告では、一部施設のQA簡略化の行き過ぎに注意が出されました。とはいえ、業務が増え続ける一方では現場も疲弊するばかりですので、簡略化できるところは簡略化すべきとも思います。人的資源や時間は無限ではありませんので、効率的な方法を考えてQAの高精度化と簡略化のバランスをとることは重要な課題だと思います。

新たなQA手法はどのような特徴があるのか、どのように行うか、注意すべき点は何か、QAの簡略化はどのように進めるべきか、シンポジウムの内容を参加できなかったJASTRO会員の皆様にも共有できればと思います。

この特集が高精度放射線治療に関わる皆様のお役に立ちますと幸いです。

北海道大学 大学院医学研究院 内科系 放射線科学分野 放射線医学教室 鬼丸力也

Dose-volume-histogram (DVH) を用いた患者 quality assurance (QA) - 3DVHとCOMPASS -

●熊本大学医学部附属病院 中口裕二

機器の特徴と線量分布作成原理

3DVHやCOMPASSのような強度変調放射線治療(intensity modulated radiation therapy, IMRT)等のQA結果を、人体構造上に3次元での線量分布やDVHで評価するシステムでは、測定値をそのまま使用せずに、測定値に何らかの計算を行い、結果を表示している。この計算が検証精度に直結するため、線量分布作成原理の理解は重要である。

3DVHとCOMPASSでは、最終的には、人体構造にもとづく3次元線量分布を表示するが、その線量分布作成原理は異なる。3DVHでは専用ファントム(Arccheck)で測定を行い、その測定データと治療計画装置(treatment planning system, TPS)のデータを用いて、3次元線量分布を作成する。特に線量の高度な再計算は行わず、ファントム測定での検

証用ファントム計画(TPS)との差異を、患者の3次元線量分布(TPS)に反映させる。ファントムと人体の位置情報の差異は計算によって適正化される。

一方、COMPASSでは、superposition法によって、線量の計算が行われる。superposition法では、フルエンスに散乱カーネルを乗じることで、線量が求められる。TPSではフルエンスは計算によって求められるが、COMPASSではこのフルエンスを専用の測定器(Matrixx, Dolphin)で測定する。測定フルエンスをsuperposition法に適用し、TPSと同様の線量計算が行われる。

3DVHは、ファントム測定の結果を使用するため、施設毎にビームモデリング等の作業は不要で、簡便に使用できる。一方、COMPASSは、TPSと同様の計算を行うため、ビームモデリングはもちろん、TPS

と同程度のコミッシュニングも必要となる。

臨床での使用法および DVH の有用性

3DVHでは、ファントム測定までの過程でIMRT等のQAが可能であり、当院では、多くのケースで3DVHを使用せずに運用している。しかし、ファントム測定だけでは、情報が不足し、追加の情報が必要な場合に、3DVHを活用している。ファントムでは得られない、人体構造にもとづく線量の変化 (DVH等) の情報が得られるため、エラーがあっても、そのエラーが許容できる状況なのかが判断できる。

また、COMPASSでは、Dolphin測定器を使用すると、治療中の測定 (in vivo) が可能で、治療中の線量を直接QA可能である。また、Matrixx測定器は、事前検証にしか使用できないが、2次元検出器として、プロファイル測定などの他のQAに使用でき効率的である。

双方の機器で、臨床での使用法も含めて、事前に検討しておく必要がある。IMRT等の治療計画では、DVHに基づいて、治療計画を作成しており、測定されたDVHが確認できることは、QAとしては、より強固で確実なQAを提供できる。

線量検証精度とコミッシュニング

測定器を含むQAシステムでは、得られる情報が正しいか、どの程度の精度なのかを事前に確認しておく

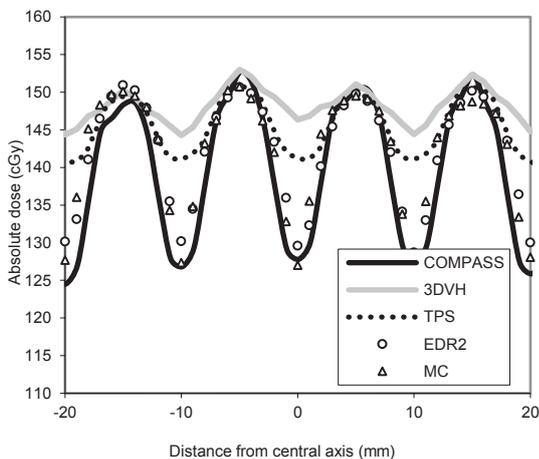


図1 各QA機器におけるTongue-and-groove効果の検出能。EDR2：フィルム、MC：モンテカルロ計算。

必要がある。

3DVHやCOMPASSは、2次元、もしくは3次元の半導体や電離箱検出器で測定しており、一般的に解像度は良くない。Tongue-and-groove効果では、1mm程度の解像度が無いと測定できない。3DVHは、Tongue-and-groove効果や線量分布が急峻な領域では、線量分布に誤差を生じる。COMPASSでは、ビームモデリングに依存する (図1)。また、双方の機器とも、不均質での測定は行っていないが、実際には、人体の不均質な状態で、線量分布を表示している。3DVHでは、ファントムでの測定値での結果を位置情報を適正化して、TPSを基準に線量分布を作成しているため、TPSの計算精度が正確でないと、大きな誤差を生じる (図2)。また、COMPASSでは、superposition法で計算しているため、この精度を上回ることはない。密度変化の境や空気や金属のように極端に密度が低い部位や高い部位では、精度が低下する。

まとめ

3DVHとCOMPASSについて、簡単であるが解説を行った。従来のQAと比較して、多くの有益な情報が得られる反面、線量分布の作成法の理解や精度の確認、また使用法の検討などを含めたコミッシュニングが必要である。

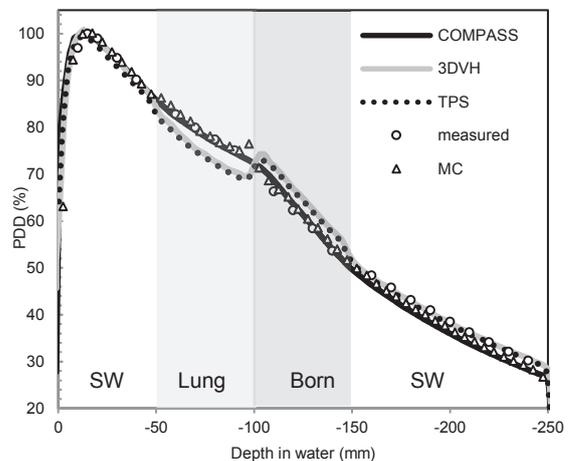


図2 不均質ファントムを用いた各QA機器の線量検証精度。measured：電離箱検出器、MC：モンテカルロ計算。

DVHを用いた患者QAとQA簡素化(ログファイルの利用)

●東京大学医学部附属病院 芳賀 昭弘

強度変調放射線治療IMRT(Intensity modulated radiation therapy)の患者毎放射線治療計画品質保証(患者QA)におけるログファイル利用の歴史は古い。Step and shootやSliding windowの患者QAに対しては、2000年代初頭から報告されている[1,2]。回転型強度変調治療VMAT(Volumetric modulated arc therapy)に対しては、2008年のVMAT開始時から治療前検証としての有用性及び治療期間中の線量分布評価法としての有用性が検討されてきた(拙著論文[3])。実際、VMATのコミッションングにおいて、治療計画と実照射の矛盾に関するレポートを上げる際にログファイルが利用された。その他にも、複数の治療計画装置を持っている場合には、治療計画の質の評価にもログファイルは利用できる(例えば、同じ患者で同等の治療計画を作成した場合、どれが最も精度高く治療できるかを、装置パラメータの動作精度から判定することができる)。近年でも、IMRTやVMATにおけるリアルタイム評価や4次元線量分布評価などにおいての利用が提案されている[4,5]。

ログファイルに記載されている項目は、取得時間、ガントリ角、線量率、積算MU値と各リーフ・ジョーの位置情報などであり、実際の照射中のデータが記録される。こうしたパラメータのデータを、治療計画で生成された値と直接的に比較することが可能であり、さらに、測定パラメータを基に線量分布を再構成しDose Volume Histogram(DVH)によって実治療の品質保証をおこなうことができる(図1)。

ログファイル利用の有効性は、特に、肺がん治療のような腫瘍の動きの影響を評価する際により発揮される；VMAT治療中に撮影することができる4次元コンベームCT上で、実際の治療で投与された線量分布を評価することを考えてみよう。投影データから呼吸信号を取得するとともに、同時刻のログデータからビーム情報を取得できる。すなわち、ログデータによって呼吸位相に応じたビーム情報を取り出すことができることになり、この情報を使うことで、全て測定ベースの4次元線量分布を再構成することができるようになる。肺がんに対するVMATのように、ダイナミックな治療における腫瘍の動きが要因となる治療計画からのズレをインタープレイ効果と呼ぶが、ログデータはその評価に有用である。

ここまでは、ログファイルの有用性について述べてきたが、実際にはその有用性は限定的である。ログデー

タの値は、放射線治療装置内部の制御に使われている。すなわち、もし各パラメータの許容値を超えるような誤差が観測された場合、治療はストップすることになっている。許容値が適切に設定されているということが前提であるが、そうであるならば、それで品質保証は十分と言えるのではないだろうか？別の視点で言うと、内部パラメータの校正がずれているケースでは、そのエラーがログファイルでは観測することができない。すなわち、第三者の独立した観測なくログファイルを患者QAに利用することは危険である。これは治療マネジメントにとって重要な視点である。また、ログファイル単独では治療精度に影響を及ぼす患者の体型・臓器位置の変化に対応できないことは言うまでもない。

患者体内の線量分布誤差で実治療の品質をチェックするという点は、治療前におこなう患者QAよりも重要視されてよい。この観点に立てば、治療前の患者QAを簡素化し実治療のQAに重きを置くなかでログファイルを利用するという事は、積極的に検討されてよい。そのためには、上記に挙げたログファイルの課題を認識した上で品質管理を行っていくことが肝要である。

参考文献

1. Litzenberg DW, et. al., "Verification of dynamic and segmental IMRT delivery by dynamic log file analysis", J Appl Clin Med Phys. 2002, 3:63.
2. Stell AM, et. al., "An extensive log-file analysis of step-and-shoot intensity modulated radiation therapy segment delivery errors", Med Phys 2004, 31:1593.
3. Haga A, et. al., "Quality assurance of volumetric modulated arc therapy using Elekta Synergy", Acta Oncol 2009, 48:1193-1197.
4. Tyagi N, et. al., "A real time dose monitoring and dose reconstruction tool for patient specific VMAT QA and delivery", Med Phys 2012, 39:7194.
5. Kamerling CP, et. al., "Real-time 4D dose reconstruction for tracked dynamic MLC deliveries for lung SBRT", Med Phys. 2016, 43:6072.

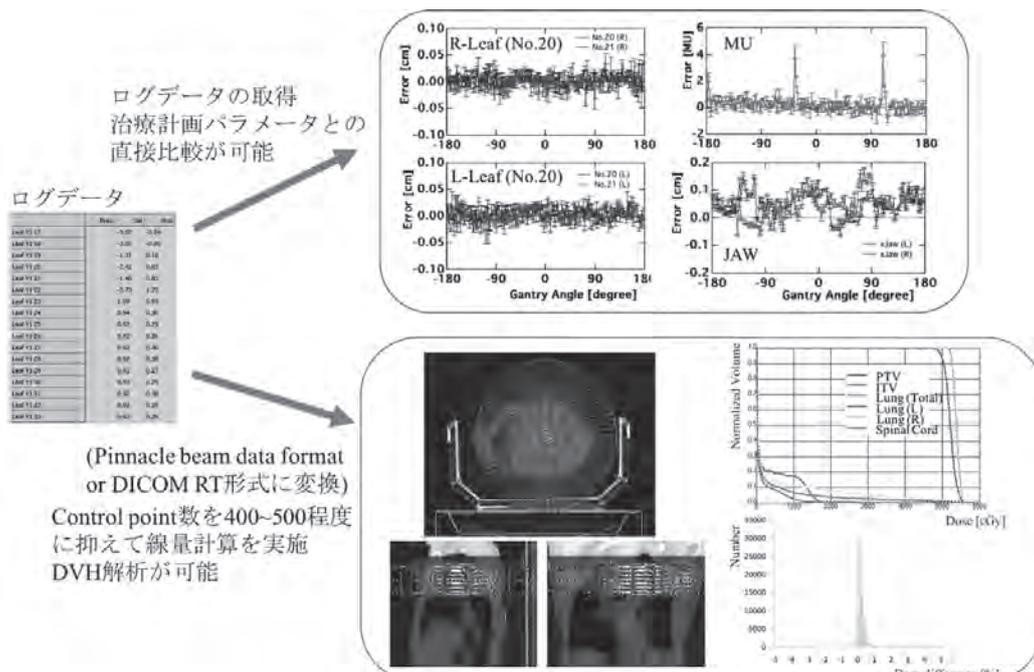


図1. 患者QAにおけるログファイルの利用。治療中に取得したデータと治療計画を直接比較する(上段)。ログデータを治療計画に取り込み、線量分布として評価すること(下段)。

DVH を用いた患者 QA (自作ソフト)

●大阪大学大学院医学系研究科 放射線治療学講座 隅田 伊織

放射線治療において物理的に照射可能か否かを判断する前提として、正確にコミショニングされた治療計画装置の使用のもと、例えばAAPM TG-142¹⁾に準拠するQA項目について照射法別の許容値を維持していることが挙げられる。我々はこの環境下において物理的・技術的に患者へ照射しても問題ないと判断し放射線治療の質を維持・管理している。ハード面およびソフト面で設定された許容値が、単に精度管理上に設定された数値目標ではなく、腫瘍制御率および正常組織障害発生確率を鑑みた“臨床結果に基づいている”ことが重要である。この報告²⁾以降、現在に至るまで、その臨床に要求される精度に変わらない。

強度変調放射線治療 (IMRT) では照射前患者QAとしてファントムを用いた絶対線量および相対線量分布が検証され、照射可否の判定をGamma function³⁾等を用いて物理的に評価している。Nelmsらの報告では、頭頸部IMRTにおける線量検証結果のGamma pass率が100%であったとしても、脊椎の最大線量に10%を超える誤差が発生する可能性がある⁴⁾ことが示された。これを受

け、Measurement-guided dose reconstruction (MGDR) 法と呼び、検証結果を再利用し治療計画線量に照射に伴うBeam delivery errorを加味した線量分布再構成(線量予測)法が提案された⁵⁾。ファントム検証では評価できなかった体内における臓器ごとの線量評価が可能となった。これにより治療計画上の線量計算グリッドが持つ情報が増えた。①グリッドがどの臓器に属しているか、②グリッドが持つ治療計画計算線量およびMGDR法により算出された予測線量、③線量の関数で表現される腫瘍制御確率(TCP)ならびに正常組織障害発生確率(NTCP)、④計画線量および予測線量から算出される物理的Gamma値(PGI: Physical gamma index)が挙げられる。

これまでは医学物理士が線量検証結果を評価し、医師にその結果を報告し、医師が治療開始の可否を判断する際、曖昧な点があったと考える。それは、物理的な線量検証結果が満足しない場合(絶対線量検証結果が3%を超える箇所が存在した、線量分布検証結果をGamma評価した際にPass率が不良であった)であっても、その誤差が発生した箇所が臨床問題ないと判断される場合である。では、何をもって

問題ないと医師が判断したのか疑問が残る。そこで、曖昧な照射可否の判断の一助として、従来の物理的Gamma評価に加えて、TCP/NTCPを考慮して線量誤差を放射線生物学的側面からも評価が可能な指標が提案された。これをRadiobiological gamma index (RGI)⁶⁾と呼ぶ。一旦、治療計画計算線量と予測線量間で物理的Gamma評価を行い、Gamma値が1を超えた線量グリッドに対して、TCP/NTCP値を計算する。

$$\text{Radiobiological gamma index (RGI)} = \text{Physical gamma index (PGI)} \cdot n \quad (1)$$

$$n = \begin{cases} 1 \pm |TCP_i - \text{Tolerated TCP}|, & \text{for the target} \\ 1 + (NTCP_i - \text{Tolerated NTCP}), & \text{for the normal tissue} \end{cases} \quad (2)$$

上式(1)により、RGIはPGIにある係数nを乗算し求める。PGI値が1を超えた場合にのみ係数nを式(2)により算出する。Tolerated TCP/NTCP値は予め評価者が設定する値であり、例えばターゲットでは処方線量に相当するTCP値、正常組織ではTD5/5よりTolerated NTCP値を0.05のように設定する。線量グリッドがターゲットに属している場合、予測線量より算出されるTCP値(TCPI: i番目のグリッドが持つTCP値)が処方線量より高値であれば係数nは1より小さい値となり、処方線量より低値であれば係数nは1より大きい値となる。つまり、ターゲット内では予測線量が過小の場合は臨床上許容できなく、過大の場合はTCPが上がるため歓迎する。一方、線量グリッドが正常組織に属している場合、予測線量より算出されるNTCP値が0.05より高値であれば係数nは1より大きい値となり、低値であれば小さい値となる。以上より、たとえばPGI値が1を超えた場合であっても、評価する臓器のTCP/NTCP属性によって計算されたRGI値が1を下回る可能性を表現している。RGIを用いたPass率の概念は、PGIと同様に1を超えたか否かを判定することによって行う。

図1の線量誤差分布は計画線量に対する予測線量誤差を示したものである。両線量間で物理的

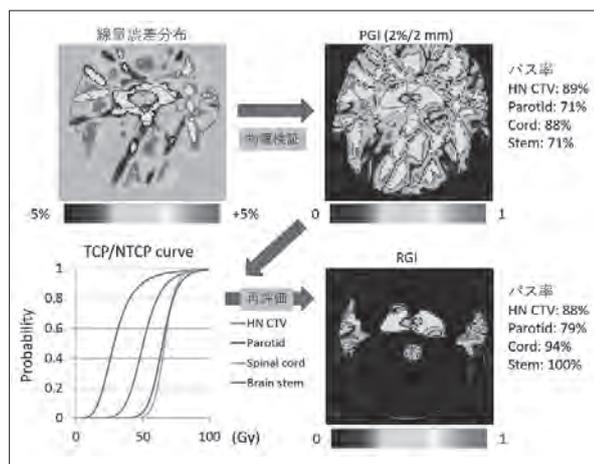


図1 PGIからRGIへの変換例およびPass率

Gamma評価を行った場合のGamma分布ならびに臓器のPass率を右上に示す。たとえば、Spinal cordの物理Gammaパス率は88%であるが、線量誤差は過小方向であったため、NTCPカーブによる再評価を行った場合、RGIにより算出されたPass率は94%へ向上した。

また時間軸を考慮した4次元線量予測では、セットアップエラーが起こったことを想定した予測線量分布の作成、動的対象に対する動的照射(Interplay effect)の見積もり等、全照射回数における合算した線量分布を作成することによりソフト的に算出可能となった。図2は乳房温存IMRTにおけるInterplay effectのソフトウェア再構成法を示す。4次元線量予測により、3次元線量評価では見えない線量変化が把握できる。この場合、胸部の動きが大きくなるにつれて、ターゲットの線量減少および肺や心臓への線量増加がみられ、場合により処方線量の再設定が必要となる場合も考えられる⁷⁾。

2門の接線照射を用いた乳房温存IMRTの実測線量分布をDICOM RT-planファイルに基づきセグメント線量に分解し、呼吸性移動を伴う異なる照射位置にセグメント線量を積算することによって、Interplay effectを再現した。

今後、より照射環境に近い線量(Real dose)評価を可能とすべく、MGDR法の利用、時間軸を考慮した体内線量予測が重要と考える。従来では治療計画計算線量が患者に照射されたと仮定し、臨床結果と紐づけることによりTCP/NTCPカーブが算出されてきたが、real doseと臨床結果を紐づけることによりTCP/NTCPカーブの信頼性が向上すると期待する。

1) Klein EE, et al. Med Phys. 36;4197-4212:2009.

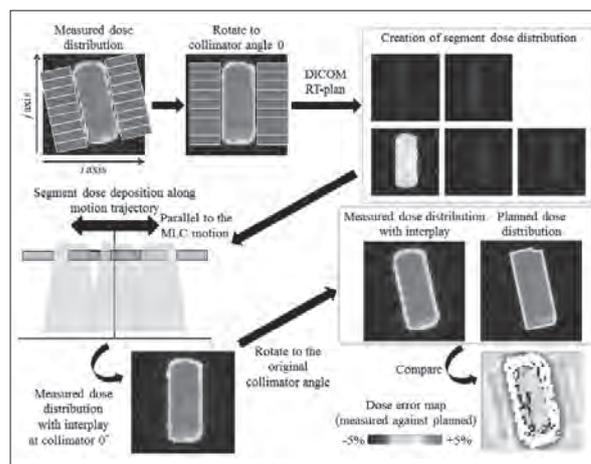


図2 乳房温存IMRTに対するDose interplayの見積もり

- 2) ICRU 24. 1976.
- 3) Low DA, et al. Med Phys. 38;1313-1338:2011.
- 4) Nelms BE, et al. Med Phys. 38;1037-1044:2011.
- 5) Sumida I, et al. J Appl Clin Med Phys. 15;133-146:2014.
- 6) Sumida I, et al. Int J Radiat Oncol Biol Phys. 92;779-786:2015.
- 7) Sumida I, et al. J Radiat Res. 57;691-701:2016.

これで安心? EPID を用いた in vivo dosimetry

●国立がん研究センター中央病院 脇田 明尚

1. はじめに

近年、IMRTによる線量分布の改善、IGRTによる患者セットアップ精度の向上、高精度な線量計算アルゴリズムの登場などにより、患者にとってよりよい放射線治療が実現可能となっている。一方で、本邦においてこれまで経験された放射線治療に関連する医療事故を経て、いかに安全な治療を実施するかの重要性については論を俟たない。治療計画の独立検証などが安全担保の代表的な例であり、これにより治療計画段階で生じる過誤照射を防ぐことができる。しかし、日々の治療の中で患者に照射される線量は果たして治療計画通りなのであろうか？

これに対する解決策の1つとして in vivo dosimetry (IVD) の手法が挙げられる。これまで、日々の患者線量のモニタリングは限定的な状況でしか行われてこなかったが、近年、EPIDによるIVDが可能な商用ソフトウェアが登場し、簡便なモニタリングが可能となってきた。

本稿では、EPIDによるIVDが可能であるEPIgray® (DOSIsoft社) の使用経験を報告する。

2. EPIgray® ソフトウェアについて

EPIgray® ソフトウェアは、EPIDで取得した患者透過画像と治療計画情報 (CT画像、プラン情報) を用いて患者体内の評価点の線量を再構成し、これを治療計画時の線量と比較することで日々の患者線量をモニタリングする。線量の再構成自体は比較的シンプルなアルゴリズムが利用されているが、詳細についてはメーカ文献などを参照されたい。

日々の線量は図1のようなインターフェースで経時的な変化等を確認することができ、施設に合わせた許容値の設定も可能となっている。

基本的には照射時にEPIDをビームライン上へ設置するだけでIVDが可能であるため、非常に簡便に使用することができる。

3. 有用性の検討

では、何をもってIVDが有用であると言えるであろうか。今回の検討では、いかに過誤照射を検出できるか、という観点からその有用性について検討した。過誤照射のパターンとして、治療期間を通じてずっと間違っているパターンと、治療期間のうち一回もしくは数回が間違っているパターンが考えられる。前者に対しては治療計画時の線量 (計画線量) とIVDにより得られた患者体内の線量 (予測線量) の相違の平均値、後者に対しては治療期間を通じた計画線量と予測線量の相違の標準偏差を検討することで過誤照射の検出能について考察した。

本検討での対象は、すべて3DCRTで全脳照射 (n=5、全58fr)、骨転移 (n=11、全92fr)、肺 (n=6、全93fr)、食道 (n=4、全82fr) の4部位とし、線量評価点を計画時の線量処方点とし、計画線量と予測線量の相違を算出した。なお、治療装置はClinac iX (Varian社) でEPIDはaS1000を使用した。

4. 結果

図2に部位ごとの全患者の全frをまとめた計画線量と予測線量の相違を示す。部位ごとにばらつきの違いはあるものの、全体の傾向として計画線量と予測線量が一致していることが分かる。

今回の検討では、ある患者に対して、どの程度計画線量と予測線量が違っていれば異常であるか、あるいは突然どの程度線量相違が変化すれば異常であるか、ということを検出したい。そのため、治療期間を通じた「患者ごとの」相違の平均値、相違の標準偏差がそれぞれどの程度ばらつくか、について表1にまとめた。表1から患者ごとに、①部位によらず平均値は0%付近である、②部位によって平均値のばらつきは異なる、③部位によって標準偏差の平均値が異なる、④部位によらず標準偏差のばらつきは1%以下である、

ということが分かる。

回りくどい言い方になってしまうが、①②から、部位ごとに計画線量と予測線量の相違について許容値を設定が可能であり、③④からある患者の治療期間中に、相違がどの程度変化すると異常であるかという許容値が設定可能である、ということが示唆される。つまり、どの程度ずれているとおかしいか、突然どの程度変化するとおかしいか、について、データを蓄積することで判断できるようになるであろうと言える。ちなみに、まだまだ症例数は少なく私見となるが、今回の検討から非常にざっくりと5%程度の線量相違であれば検出可能なのではないかという感触を得た。

5. 今後の展望

今回は、簡便に実行可能なIVDの手法として

EPIDと商用ソフトウェアを用いた方法を紹介した。冒頭で述べた通り、現在の放射線治療は高精度化が進んでいる。しかし、最も重要な「日々の患者への投与線量」についてはいまだ十分な検討が行われているとは言えない状況ではないだろうか。EPIDによるIVD自体はそれほど新しい手法とは言えないが、商用ソフトウェアの出現は我々ユーザの導入のハードルを下げてくれるであろう。もちろん本手法もEPIDの耐久性や装置のクリアランス、精度など解決すべき問題は挙げられるが、ほとんどの治療装置にEPIDが付属していること、なにより簡便に実行できることから、より安全で高精度な放射線治療を実現するための手段の1つとして検討してみる価値は十分にあるのではないかと考える。

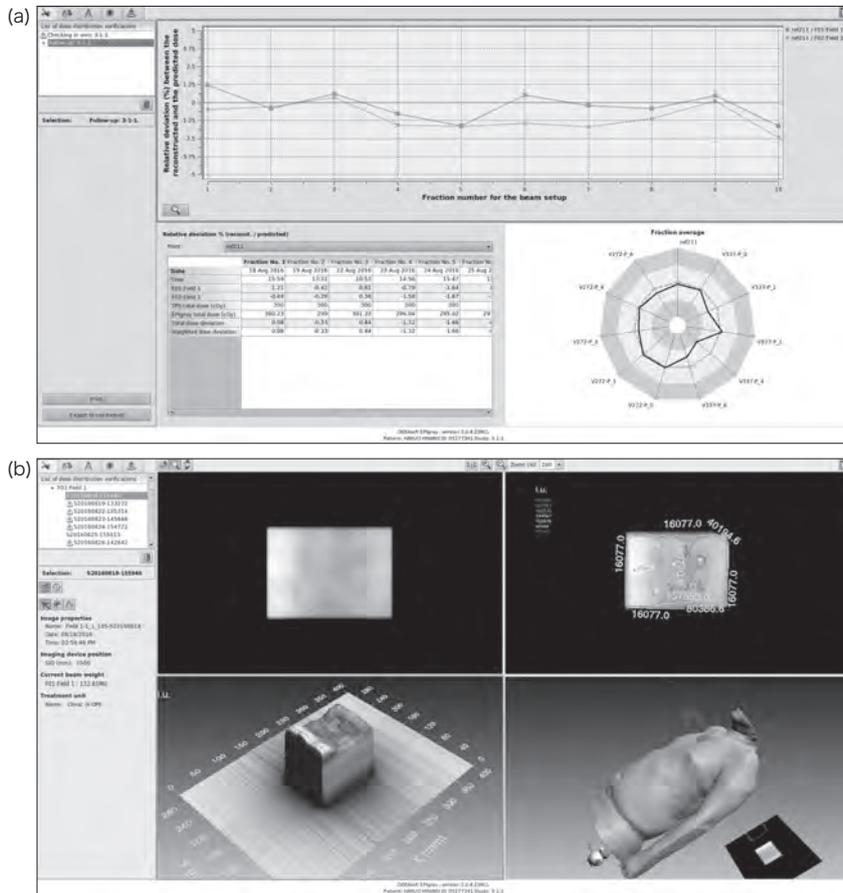


図1 EPIgray® (DOSIsoft社)のインターフェースの一部。(a) 日々の線量相違の変動、(b) 取得したEPID画像

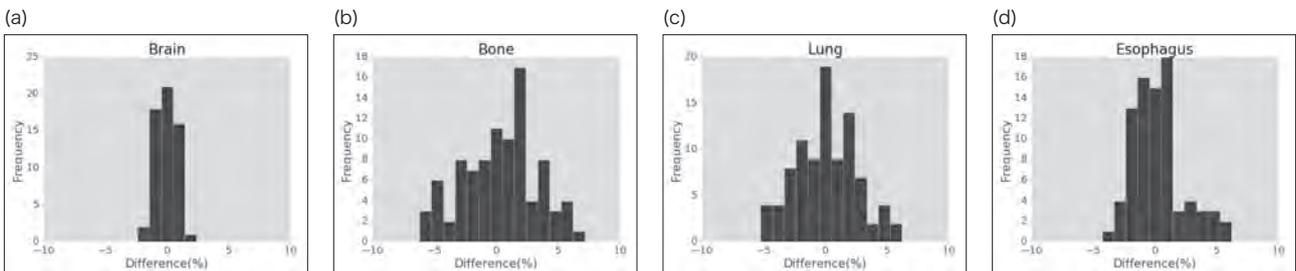


図2 全frの計画線量と予測線量の相違 (a)全脳、(b)骨転移、(c)肺、(d)食道

表1 患者ごとの計画線量と予測線量の相違の平均値と標準偏差のばらつき

| 部位 | 平均値とそのばらつき (平均±1SD) | 標準偏差とそのばらつき (平均±1SD) |
|------------|------------------------|-------------------------|
| 全脳 (n=5) | -0.2%±0.6% | 0.5%±0.3% |
| 骨転移 (n=11) | -0.1%±2.6% | 1.5%±0.8% |
| 肺 (n=6) | -0.0%±1.9% | 1.5%±0.6% |
| 食道 (n=4) | 0.3%±1.4% | 1.7%±0.6% |

高精度放射線治療における QA の簡便化と高度化の有用性と危険性

●東京ベイ先端医療・幕張クリニック 遠山 尚紀

第30回高精度外部照射研究部会において、「QAの簡便化と高精度化」についてシンポジウムが開催された。私は、簡便化・高度化に対して、批判的な立場からの発言を要望された。以下、発表内容をまとめる。

本邦の放射線治療は、治療装置・治療計画装置の発展、我々放射線治療スタッフ・メーカー各社のたゆまぬ努力により、患者個々に最適な放射線治療が実施できる体制が整備されつつある。定位放射線治療、強度変調放射線治療、呼吸同期・追尾照射、IGRTや、deformable image registration (DIR) など様々な技術が利用可能となった。保険診療では、IMRT：257施設、IGRT：420施設、定位放射線治療：429施設で施設基準を取得している¹⁾。IMRT実施施設は、全放射線治療施設の30%程度であるが、IMRT適応患者は、全放射線治療適応患者の約9%にとどまる²⁾。また、施設あたり1日平均IMRT患者数は5～10件の施設が最頻となっている³⁾。高精度放射線治療を増加させるために必要なスタッフの業務は、①線量検証、②治療計画立案と報告されている³⁾。このように高精度放射線治療は、希望する患者すべてに適応する体制が十分に構築できていない。

安全に放射線治療を実施するためには、治療装置・治療計画装置を中心としたQAが重要となる。高精度治療では、通常のQA項目以外に、MLC、IGRT、呼吸同期等の高精度治療特有の項目の実施が必要である。多くのQA項目をどのように簡便に合理的に実施するかは各施設に委ねられている。

多くの患者へ高精度治療を提供するためには、QAの簡便化・合理化が必要である。つまり、同じ線量の機械的精度を担保しつつ、単純な手順で、短時間で品質管理を実施することである。治療装置には、複数の線種・線質を利用可能な場合がある。近年で

は平坦化フィルタを利用しないFFFビームの登場によりその数は増加し、装置導入時のビームデータ測定や、日々のQAを担当する者の負担増となっている。また、利用頻度が低い物理Wedgeのビームデータ測定も同様である。物理WedgeではなくField in Field法により線量均一性を改善した乳房接線照射により、湿性落屑の割合が有意に低く、全生存率・局所無再発生存率・無病生存率に有意差がないことが報告されている^{4,5)}。スタッフ間の議論の上、物理Wedgeのビームデータ測定を省略することで、早期の臨床開始や、空いた時間を高精度治療の立ち上げ期間として利用することができる。定期的QAでは、1度の測定で複数項目（例：出力線量、照射野サイズ、平坦度、エネルギーなど）を評価可能な多次元検出器等が登場した。これらの有効活用により、時間短縮、残業時間減少ができる。

しかし、QAの簡便化・合理化は、電離箱線量計・フィルムを多次元検出器等に代替することで実現されるため、新人教育の面では、基本的QA手法を学ぶ機会を逸することになる。別途、教育する時間が必要となる。

IMRTの実施において、すべてのIMRTの治療計画に対して、治療計画開始前に患者毎の線量検証を実施するとともに、データ転送の健全性を確認しなければならない⁶⁾。今までは、電離箱線量計によりPTV等の評価点線量を、フィルムを用いて線量分布を評価することで、患者体内の線量分布を保証してきた。多次元検出器の登場により、迅速に多数の評価点の誤差解析が可能となった。施設によっては、多次元検出器を利用したIMRT患者個別線量検証により簡便化・合理化が図られている。

しかし、多次元検出器は、ユーザー責任による比較校正により絶対線量評価が可能のため、ユーザー

の比較校正が間違った場合、線量検証において絶対線量評価が系統的誤差を含むことになる。多次元検出器の校正時は、電離箱線量計との比較により、その妥当性の確認が必要である。

一方では、IMRTの線量検証が高度化されている。多次元検出器等の計測値と治療計画装置の計算値を利用することで、患者CT画像上に検証誤差を反映した線量分布を再構成することが可能となった。評価すべき線量分布と患者解剖学的位置関係が明確となるとともにDVH等の治療計画評価指標を利用した評価が可能となる。

しかし、これらの解析結果が「どこまで信頼できるのか」を判断する力が利用者に要求される。比較する治療計画装置の計算値と、高度化した測定器・ソフトウェアにより計測し再構築された計算値では、利用する検出器の特性、線量計算アルゴリズムの違い、測定データの分解能・補間の影響等、様々な影響を受ける。これらを追加してコミショニングすることが必要となる。

高精度放射線治療のQAというと、機械的精度、線量計算精度ばかりに目を奪われてしまうが、治療計画に利用する画像の選択、画像のFusion・DIR精度の確認、輪郭描出の確認、線量処方・線量制約の確認、位置照合、照射といった多くのステップが最終的な治療精度に影響する。それぞれの段階をバランス良く精度向上を図ることが安全で高精度な放射線治療への近道となる。

放射線治療機器のQAを担当する者は、多くの患者へ高精度放射線治療を適応するために、有効な検出器を利用しQAの簡略化・合理化を進めつつ、装置のQAのみならず、治療計画にも参画することが求

められる。そして近い将来、適応放射線治療の臨床導入により、寝台上に患者を配置した状態で、その日撮像した画像情報に基づき、昨日とは異なる条件で照射する時代が来るであろう。その未来に向かって我々は、様々な高度化したQA機器を触れるとともに、治療装置・治療計画装置を使いこなすことで、適応放射線治療の照射ボタンを押すべきか否かを判断する能力を養う必要があるのではないだろうか。

参考文献

- 1) 厚生労働省各地方厚生局、保険医療機関の施設基準の届出受理状況、2017年2月閲覧
- 2) 平成27年社会医療診療行為別統計平成27年6月審査分より算出
- 3) 遠山尚紀、がん診療連携拠点病院の現状、放射線治療チーム医療と医療安全に関するシンポジウム、平成29年2月5日、兵庫
- 4) Pignol JP et al. A multicenter randomized trial of breast intensity-modulated radiation therapy to reduce acute radiation dermatitis. *J Clin Oncol.* 2008 May 1;26(13):2085-92.
- 5) Pignol JP et al. Ten years results of the Canadian breast intensity modulated radiation therapy (IMRT) randomized controlled trial. *Radiother Oncol.* 2016 Dec;121(3):414-419.
- 6) 日本放射線腫瘍学会、外部放射線治療におけるQAシステムガイドライン 2016年版、金原出版、2016年4月