

【放射線治療研究会】

平成 23 年度 放射線治療研究会報告

本研究会の今年度の活動内容は、夏季学術大会での研究会の開催です。夏季学術大会では、3 題の講演と部会会員からの報告が催されました。数年前から研究会に参加する会員数が増加の傾向にあります。今年度は午前 97 名、午後 90 名と多くの会員が参加してくれました。これは、治療患者の増加にともない、放射線治療が広く社会に認知されたことや放射線治療品質管理機構の認定する講習会として 0.5 単位が認定されることなどが影響していると思われます。いずれにしても、参加者が多いことは歓迎すべきことです。狭い会場で大変ご迷惑をお掛けしましたが、世話人としてやりがいを感じております。

代表世話人 川崎医大病院 長瀬尚巳

「夏季学術大会」

日時：平成 23 年 7 月 10 日（日）

場所：岡山大学医学部保健学科 講義室

講演 I 10:00～11:00

司会：徳島大学病院 佐々木幹治

「最新の放射線治療システム」

(株)バリアンメディカルシステムズ

販売支援部 長尾昌隆 先生

報告 11:00～12:00

司会：岡山大学病院 宇野 弘文

「当院における前立腺 IMRT の初期経験」

鳥取大学病院 西谷 仁博

講演 II 13:00～14:00

司会：香川大学病院 岩崎 孝信

「標準測定法 10 の今後

-現場はどう変わるのか-

信州大学病院 小口 宏 先生

講演 III 14:00～15:00

司会：広島大学病院 大野 吉美

「IGRT がトランスに基づいた装置の QA/QC」

京都大学病院 高倉 亨 先生

「最新の放射線治療システム」

(株)バリアン メディカル システムズ

販売支援部 長尾 昌隆

1. はじめに

三次元原体放射線治療、定位放射線照射、強度変調放射線治療など、ターゲットに線量を集中しつつ要注意臓器の線量を抑える放射線照射法が広く行われるようになりました。

しかし従来の照射法に比べて治療時間が増え、低線量域が増加し、それに伴う二次がん発生の可能性が議論されています。このことを含めて IGRT、VMAT はじめ最新の放射線治療法やバリアンの最新リニアック TrueBeam のご紹介をします。

2. IGRT、IMRT、VMAT と被曝線量

強度放射線治療 (IMRT) は腫瘍への投与線量を増やして局所制御率の向上を図り、正常組織の線量を下げて晩期の有害事象の軽減を図りますが、治療時間の増加によるスルーポットの低下や、低線量域の増加、長時間照射による全身の被曝線量の増加による二次がん発生リスクが懸念されます。患者さまも医療従事者の方々も放射線の確率的影響を下げるために、被曝線量を ALARA (as low as readily achievable) …容易に達成できる限り低く抑えることが望ましいとされます。

IGRT で用いる kV 画像のコーンビーム CT も 1 回が 0.2 cGy 程度の低線量で撮影が可能になりました。

ガントリを回転させながら、MLC 開度、出力線量率、ガントリ回転速度を連続制御して IMRT を行う VMAT (Volumetric Modulated Arc Therapy) は短時間で照射が行えるだけでなく、固定多門 IMRT に比べて、より良い線量分布を作れる可能性とともに出力線量 (MU) を抑えて二次がん発生の抑制も期待されています。

バリアンの VMAT : RapidArc は、世界で初めての治療から 3 年が経過し、世界中

の700施設以上で使用されています。VMATの線量計算を高速かつモンテカルロ法の精度で計算する新計算コードA c u r o s も利用可能になりました。

3. 新型リニアック TrueBeam

TrueBeam (以下、TB) は現行リニアックのCLINACシリーズとは異なった装置として開発されました。加速系、制御系、画像系、操作性、安全性などを根本から設計し、将来に向けても大きな可能性を持つリニアックです。今回は、その一部の機能をご紹介します。

CLINACシリーズのエネルギースイッチは2段切換えですが、TBでは複数段に切換えて、加速管のバンチャー部とレギュラー部のマイクロ波の結合係数を自由に設定し、エネルギーを多段に切換えながらも優れたエネルギースペクトルを実現しました。

また、40×40cmの照射野全域においてフラットニングフィルタフリー (FFF) のX線出力モードを設けました。X線6MVのFFFで1400MU/分、10MVのFFFで2400MU/分の高い出力線量率を実現しました。これにより、IMRTやVMAT、定位放射線照射をより短時間で、かつ低MUで照射することが可能になります。

また、10msのサイクルタイムで、状態監視、処理、制御を行うことで、機械系、画像系の複雑な同時制御も可能になり、例えば、VMAT照射時にジョートラッキングを行なうことも可能になりました。さらに、治療台を回転させながら、ガントリ、コリメータの同時回転照射を行うような新たなビーム軌道の試験も行えます。(臨床使用外のデベロッパーモード)

4. おわりに

放射線治療は急速に進歩しています。欧米では豊富な人的リソースと最新のS/W、H/Wへ

のバージョンアップが速やかに行える環境下で最新治療の導入が進んでいます。我が国でも、関係する方々のネットワークを太くしながらの体制整備が求められています。

「当院における前立腺 IMRT の初期経験」 鳥取大学医学部附属病院 西谷仁博 【はじめに】

当院は2009年1月にシステムを更新し新治療棟を開設した。同年7月より1台目のリニアック、10月に2台目のリニアックのコミッションングを実施し稼働させた。IMRTのコミッションングおよびコールドランは同年11月から2010年1月の3ヶ月間で完了し、2010年3月から1例目を実施した。現在までに25例の前立腺IMRTと9例のVMATを行っており、現在は当院での前立腺IMRTを確立するためにデータを集積し解析中である。そこで今回、IMRT開始までの経緯について装置の導入から現在までの状況を初期経験として報告する。

【装置の導入から準備】

システム更新に伴い、IMRTを実施可能なシステムが導入された。そこで、IMRTガイドラインに従い、通常のコミッションングに加えてIMRTのコミッションングも行った。また、施設・人的要件を満たすように人員の補填を行い、2010年3月より前立腺IMRTを実施する運びとなった。IMRTのコミッションングでは必要最低限実施の項目として、Picket fence test・MLC transmission・Leaf end transmission・Tongue and Groove effect・Carriage test・低MU特性(直線性・再現性・対称性・平坦度)等を行った。このデータ解析の結果から、当施設におけるトレランスを満たすように、治療に用いる最小MUや線量率、最小照射野等を決定した。

【線量検証】

まず治療装置と治療計画装置のコミッションングを行い、次に、線量検証の評価基準を設

定する。線量検証の目的は、計画装置で算出した計算値と、実測値を比較することで、治療プランの精度と実現可能性を検証することにある。検証する項目としては大きく評価点線量検証と、線量分布および相対線量評価の二つに分けられる。評価点線量検証はファーマ形線量計を用い、PTV 内評価点としてアイソセンタと線量勾配の平坦な領域 2 点および、臨床的に線量を確認する目的として直腸、膀胱側の 2 点の計 5 点を測定点とした。さらに現在、IMRT 用の独立検証ソフト (MUV) の導入を検討しており、十分なデータが揃い、妥当性があると判断された場合は評価法の一つとすることを視野に入れている。線量分布および相対線量検証はフィルム 2D-Array、Delta4 で行っている。各検証方法の解析は γ 解析を採用している。 γ 解析は、線量分布の解析方法である Dose-difference (DD) と Distance to agreement (DTA) を組み合わせた解析方法であり、線量分布全体を定量的に評価可能である。一般的に DD3%・DTA3mm、パス率を 90% と設定して解析した報告が多く見受けられる。しかし、これに関する根拠となる論文等は見当たらない。さらに測定器によって同じ DD3%・DTA3mm でも解析結果に差があるために全ての検証で同じ値を用いることは妥当とは考えられない。実際に当院で、2D-Array と Delta4 を用いて DD3%・DTA3mm で解析を行った結果、ほぼ全てのデータで 100% の値を示した。この結果より当院での評価基準は以下のように設定した。

ファーマ型線量計：各門 $\pm 5\%$ ・全門 $\pm 3\%$
フィルム：各門・全門ともに DD3%・DTA3mm・パス率 90%
2D-Array：各門 DD2%・DTA1mm・パス率 90%・全門 DD3%・DTA1mm・パス率 90%
Delta4：各門 DD2%・DTA2mm・パス率 95%・全門 DD3%・DTA2mm・パス率 98%。

【治療計画から実施まで】

当院の IMRT フローチャートは、まず患者の

紹介を受けた後、患者の固定具を作成するシミュレーションを行う。後日、作成した固定具を用いて治療計画用 CT を撮影し、74Gy/37fr D95 で治療計画を立案する。立案された治療計画の検証を、各種測定器を用いて行う。治療開始までに膀胱容量やガスの有無などの再現性を確認する目的で 2 回程度低線量 CT を撮影する。固定具には吸引式固定具、フットホルダー、ボディシエルを用いている。また前処置は浣腸を行い排尿排便後、飲水 500ml で 1 時間後に治療開始となる。

【まとめと今後】

当院での前立腺 IMRT の初期経験として装置導入から現況までの経緯について報告した。IMRT ガイドラインに準じてコミッションングを実施し 5 例のコールドランの後、診療開始した。患者毎に要する QA 時間も最初のころと比較して現在では 1/2 に短縮した。今後は、より良い患者固定方法を追及し、集積したデータの解析により dose escalation、線量検証の効率化等の改善を図る予定である。

「標準測定法 10 (標準計測法 11) の今後」

信州大学医学部附属病院 小口 宏

経緯と現状

計量標準として ^{60}Co - γ 線による水吸収線量の整備は、国の知的基盤整備事業の一部として 2010 年までに行うことが 2006 年に決定し、産総研でのグラフアイトカロリメータを用いた一次標準器の開発が始まった。これに歩調を合わせる形で「外部放射線治療における吸収線量の標準測定法」(以降標準測定法 01 とする)の改訂作業が 2008 年に開始され、標準測定法 10 として 2010 年度内を発行予定とした。若干の遅れがあったが、経産省大臣の諮問機関である計量行政審議会計量標準部会で 2010 年 10 月に審議が行われ答申された。

パブリックコメントの募集も終わり、官報告

示を待つばかりとなった3月11日に東北関東大震災が発生し、福島原発事故が重なった。経済産業省としては震災と福島原発事故の災害復旧に全力を傾けることとなり、他の行政処理に停滞が生じることとなった。そのため水吸収線量の国家標準に関しても遅れが出ているのが現状である。日本医学物理学会としては、標準測定法01の改訂版は標準計測法11(仮題)として国家標準の確立の時期を合わせて発刊する予定であったため、現在発刊の見通しは立っていない。経済産業省に早期の官報告示を願う要望書の提出を計画しているところである。

以下に標準計測法11(仮)について記載するが、これはあくまで私が推測したに考えに基づいた内容である事を明確にしておく。このテーマを依頼された時点では、7月にはプロトコルが更新されていると予想されていたが、上記の理由により現時点で正式に発行されてはいない。したがって、今後内容が変更される事も十分あり得ることをご理解頂きたい。

標準計測法11の骨子(推測)

標準計測法11は国内の60Co- γ 線による水吸収線量の整備が行われるのに対応して標準測定法01を改訂するのが目的である。したがって、水吸収線量校正定数NDwはコバルト校正定数Ncに校正定数比kDxを乗じて求める必要がなくなり、校正事業者によって水中の比較校正により直接値付けされる事となる。これにより校正定数比kDxの不確かさが排除され、水吸収線量校正定数NDwの不確かさが向上する。

具体的には校正定数比kDxの記載が削除され、コバルト校正定数Ncは不要となる。物理定数の直しは一切行わない事としているため、線質変換係数kQ, Q0の変更などはない。したがって、現在標準測定法01に準拠している施設は特に変更点はない。まだ標準測定法01に移行できない施設は早期に整備される事を望むところであるが、コバルト校正定数Ncに

よる電離箱校正サービスは継続されると聞いているため標準測定法86での運用は可能である。

大幅なプロトコルの変更はないが、内容は全て再検討され全面的に書き換えられる。60Co- γ 線による水吸収線量測定項目は削除され、陽子線の線量測定と重粒子線の線量測定が独立した章として追加される。また多くのユーザーにとって朗報となるのは、電離箱の比較(相互)校正(cross calibration)が章として追加された事である。プロトコルの構成は今までの4章から8章立てとなる。さらに付録についても見直され、フリッケ線量計や磁気共鳴線量計が削除され、トレーサビリティ、小照射野の線量測定が追加される。また現在は4章となっている「基準線量分布の取得方法」は付録となり、付録に関しては21項目が19項目となる予定である。どの章や付録も読みやすい体裁に書き改められる。

比較(相互)校正法

IAEA-398など海外のプロトコルで取り入れられている比較校正法が追加された。これはトレーサビリティを持ったファーマー形電離箱線量計を基準として、ユーザーがユーザービームを用いて対象とする電離箱線量計を校正する方法である。指頭形、平行平板形、自作電離箱などさまざまな電離箱が対象となり、ユーザービーム線質もX線、電子線ともに可能である。この比較校正により線質変換係数kQ, Q0の不確かさの減少が図られる。ただし、比較校正に伴う幾何学的位置誤差、手順の誤りなどの系統誤差が線質変換係数kQ, Q0の不確かさを上回る危険性もあり、十分な検討を行って頂きたいと思う。

最後に、このような講演の機会を与えていただきたことに感謝すると共に、皆様のご研鑽と学会のご発展を祈念致します。

「IGRT ガイドラインに基づいた装置 の QA/QC」

京都大学医学部附属病院 放射線部
高倉 亨

平成 22 年度診療報酬改定に伴い、画像誘導放射線治療(Image Guided Radiation Therapy: IGRT)が保険収載された。このことは IGRT 技術のさらなる普及につながり、多くの施設でこれまでの放射線治療と比べて標的に対する照射位置の向上が期待される。ところが、IGRT は複数の装置・機器を複合することにより可能になった技術であり、それらの連携や品質管理が適切に行われていない場合、誤った患者位置設定につながる。患者位置設定を誤ると、標的に照射される線量の減少による治療成績の低下や、周辺臓器に照射される線量の増加による有害事象の発生が考えられる。したがって、安全に IGRT を実施するためには、それぞれの施設で適切な物理・技術・臨床の各面から十分な検討や検証が必要である。このことを重要視した日本医学物理学会・日本放射線技術学会・日本放射線腫瘍学会(ガイドライン記載の五十音順)は、3 学会合同で「画像誘導放射線治療臨床導入のためのガイドライン」(略称：IGRT ガイドライン)を作成した。

このガイドラインは

1. はじめに
2. IGRT の定義
3. IGRT として認められる機器的要件
4. IGRT 施行に関する施設・人的要件
5. IGRT 施行における物理・技術的 QA/QC
6. IGRT 施行における臨床的 QA/QC
7. IGRT に関与する職種における役割
8. おわりに

の 8 項目で構成されている。

今回は、全ての項目をもういちど解説したあと、主にわれわれが関係する第 5 項の「IGRT 施行における物理・技術的 QA/QC」について、

実際にどのような検証を行っているか、NovaLis の例を中心に紹介する。なお、この解説はかたろう会(放射線治療かたろう会)の IGRT-WG で検討を行っている内容の一部である。

第 5 項に記載されている「QA/QC プログラムや IGRT 実施指針に含むことが望まれる内容」とそれぞれについて解説する内容は以下の通りである。

- a) レーザー照準器の位置精度に関する項目
Winston-Lutz テスト (WL テスト) を中心に、照射系中心とレーザー照準器交点の変位を検証する方法を解説する。
- b) 位置照合装置の位置精度に関する項目
ソフトウェアやハードウェアの調整による照合系の calibration や、ツールを使用した verification について解説する。
- c) 位置照合装置と放射線照射装置の両座標系の整合性に関する項目
IGRT 技術を用いたときの照射位置誤差は照合系中心と照射系中心が可能な範囲で一致していなければならない。項目 a,b で検出した「レーザー照準器を基準に舌変位量」を用いて、照合系座標と照射系座標の整合性に関して解説する。
- d) 位置照合装置の機械的接触防止インターロックに関する項目
照合装置の接触防止に関するインターロックなどについて解説する。
- e) 位置照合装置の画質に関する項目
放射線治療に必要な照合装置の画質検証や追跡検証の考え方を解説する。
- f) 位置照合装置の被ばく線量に関する項目
位置照合による被ばく線量について、AAPM TG75 のレポートを中心に紹介する。
- g) 位置照合解析ソフトウェアに関する項目

位置照合解析に用いるソフトウェアの、距離計測精度検証やレジストレーション精度の検証について解説する。

h) 治療寝台移動の位置精度に関する項目

治療寝台移動の精度は位置照合解析で得られた位置誤差の修正精度に影響する。寝台移動位置精度の検証方法について解説する。

i) 位置照合装置と放射線治療管理システムとの通信の信頼性に関する項目

IGRTは複数の装置・機器がデータを受け渡しすることが多いため、それぞれのあいだで正確にデータが通信されていることを確認する必要がある。また、位置照合結果の保存や転送についても同様に確認しなければならない。

今回の内容が、それぞれの施設や装置に合ったQA/QCを考える手助けになれば幸いである。