

○山田 誠一、清川 文秋、近藤 和人、山下 大輔、中桐 正人、平田 祐希、園田 泰章、  
則包 真希  
倉敷中央病院 放射線センター

【背景】近年高精度治療の普及に伴い、一般的な外照射においても高いセットアップ精度が要求されるようになってきた。当院ではこの要求に応えるため、これまで EPID を用いた画像照合を行ってきたが、治療時間枠を超過して患者さんに迷惑をかけることもあり、問題となっていた。そのため、本年7月末に一般的な外照射のスループット向上とセットアップ精度向上を主目的として新 IGRT システムを導入した。今回、新旧 IGRT システムの患者スループット時間を比較して新システムの時間短縮効果を確認したので報告する。

【目的】新 IGRT システムは、ExacTrac Ver.6 (BrainLAB) である。本バージョンからの新しい機能は、左右2管球同時撮影が可能であることや撮影条件の操作が不要である（患者毎の撮影条件はソフトウェア上で管理できる）点などが挙げられる。そのため、旧バージョンによる調査報告<sup>1)</sup>から予想していた IGRT 所要時間よりもさらにスループット時間は短縮された可能性がある。臨床における最新バージョンの実所要時間を調査・公開することは今後、導入を検討する施設に参考になると考える。

【方法】新 IGRT システムは ExacTrac Ver.6 (BrainLAB) であり、旧システムは EPID aS500 (Varian) である。比較したのは3パターンの照合方法による所要時間であり、それぞれ、旧・移行・新システム (図1) と呼ぶ。各パターンにおいて頭部・胸部・骨盤の各領域において画像照合を行なった症例について照合にかかる時間 (図2) を計測・比較した。

- ① 旧システム n=257 (頭53, 胸102, 腰102)  
治療履歴より、LG撮影開始～治療開始までの時間を算出\*
  - ② 移行システム n=361 (頭119, 胸130, 腰112)  
ExacTracログより、最初の撮影～検証画像撮影までの時間を算出
  - ③ 新システム n=108 (頭21, 胸60, 腰27)  
最初の撮影→検証用撮影→治療開始までの時間をストップウォッチにて計測
- \*2D照合、「分」レベルの時間算出

図1

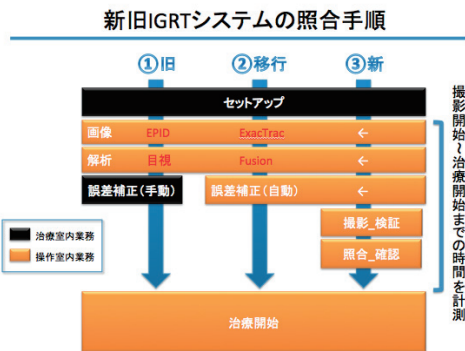


図2

さらに、旧システムにおける、これまでの撮影頻度を照射録より調査した。

【結果】旧システムではリスク軽減のために技師2名が個別に照合を行ない、移動量を確認していた。平均照合時間は全領域で約4分(240秒)程度であった。誤差修正後の検証を含む新システムでは、平均74秒に短縮された。(図3) また、旧システムにおける撮影頻度(照合回数/全治療分割回数)は、頭部・胸部・腰椎の各領域において、それぞれ24.1%, 65.5%, 57.9%であったが、新システムを導入してからは、ほぼ全領域において毎回の IGRT 施行が可能になった。

結果A: 画像照合の所要時間比較

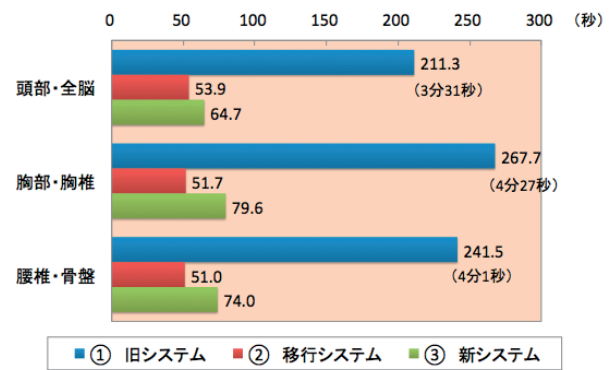


図3

【まとめ】新システム導入により、スループット向上が確認された。また技師負担も軽減され、業務運営に幅が出来たと考える。本バージョンから床掘工事が不要な管球 (図4) が選択可能になったので、日々の患者スケジュールを維持したまま、大幅な工期短縮が達成できた。以上の結果より、ラインナップ更新の代替案として後付け IGRT システムの導入は有効と考える。



図4

【参考文献】

1) 竹永枝里子 中口裕二 丸山雅人 他 Image Guided Radiation Therapy (IGRT) における位置補正精度と患者スループットの装置間比較 日放技学誌 2012; 68(10): 1327-1332

## Cone Beam CT における市販画像解析ソフトを使用した品質管理の有用性

○河原 大輔<sup>1)2)</sup>、大野 吉美<sup>1)</sup>、中島 健雄<sup>1)</sup>、相田 雅道<sup>1)</sup>、津田 信太郎<sup>1)2)</sup>、越智 悠介<sup>1)</sup>、奥村 拓朗<sup>1)</sup>、増田 弘和<sup>1)</sup>

1) 広島大学病院 診療支援部 放射線治療部門

2) 広島大学大学院 医歯薬保健学研究所 医歯科学専攻

**【背景・目的】** Cone Beam CT (CBCT) の毎月の QA は TG-142 に項目は記載があるが、具体的な許容値について示されていない。また評価方法は視覚評価で行う場合もあり簡易的に定量評価が行える方法は確立されていない。今回我々は市販画像解析ソフト DoseLab を使用し、従来視覚評価で行っていた毎月の QA について許容値を明確にした物理評価プログラムを作成し、有用性を検討する。

**【方法】** Full Scan、Half Scan モードで撮影した Catphan ファントムの DICOM 画像を DoseLab に読み込ませ解析を行った。検討項目は高コントラスト分解能 (HCR)、低コントラスト分解能 (LCR) とした。HCR について許容値はアクセプタンス条件と同様とし評価方法を決定した。Cat Phantom 画像の CTP528 部分のスリットがどこまで小さいものまで識別できるか当院の技師 7 名で視覚評価を行い、識別可能な空間分解能の最大値を決定した。同じ Catphan 画像を DoseLab で読み込ませ、外挿した MTF 曲線から視覚評価で求めた空間分解能値における MTF 値を求めその値を評価すべきしきい値とした。LCR については撮影した Catphantom 画像の CTP515 部分に ImageJ 上でノイズを加え視覚評価を行い、15mm の円が見えるか当院の技師 7 名で視覚評価を行いアクセプタンスの許容値以内となる最大の SD 値を評価した。その SD 値から Contrast to Noise Ratio (CNR) を求め、その値以上を許容値とした。

次に、決定した許容値を用いて毎月の QA を行い撮影から解析、レポート作成まで QA に必要な時間について、従来法としてアクセプタンスと同様に視覚評価も含めた ImageJ で行った方法と DoseLab で行った方法の比較を行った。解析項目は今回検討した HCR、LCR に加えて HU 値の再現性、幾何学的歪み、均一性とした。

**【結果】** HCR について視覚評価で求めた空間分解能の最大値は Full Scan で 0.6lp/mm、Half Scan で 0.7lp/mm であった。この値から物理評価である MTF 曲線から求めた評価すべきしきい値は Fig.1 の a) より Full Scan では 0.3、b) より Half Scan では 0.25 であった。LCR について加算した最大 SD 値は 19 であり、この値から物理評価である CNR から求めた許容値は 5.57

であった。

解析作業の効率化については従来法で行った場合は 123 分、DoseLab で行った場合は 25 分であり従来法と比較して大幅に QA 時間が短縮した。

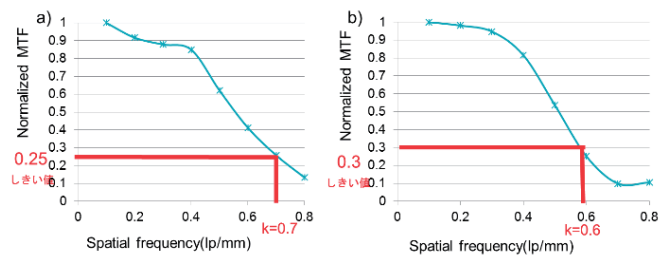


Fig.1 HCR における MTF 曲線から求めたしきい値

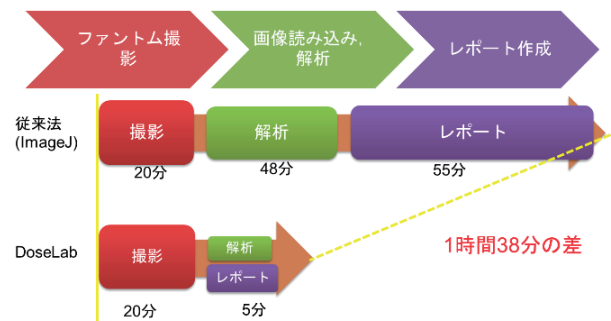


Fig.2 従来法と DoseLab で行った方法における QA に必要な時間の比較

**【考察】** 毎月の QA における物理評価プログラム作成を行った。今回 HCR、LCR についてアクセプタンス方法である視覚評価の結果を反映した物理評価方法を決定したことで物理評価が可能であり、解析を行う回数ごとや人による不確かさを減らし定量評価が可能である。さらに DoseLab を使用した QA は 30 分程度でありレポート作成も自動で行うため従来法に比べ大幅な短縮化が図れる。ただしアクセプタンス条件を許容レベルとしたが今後臨床に即した許容値を今後検討する必要がある。

装置の故障、劣化を発見するために定期的な CBCT の QA を行うことが重要である。

**【結論】** CBCT の市販画像解析ソフト DoseLab は客観的な評価を行うことが可能で、解析作業の効率化も図られ品質管理に有用である。

○安藤 康晴<sup>1)</sup>、荒木 淳<sup>2)</sup>、田辺 悦章<sup>3)</sup>、横元 剛祐<sup>1)</sup>、今田 智代子<sup>1)</sup>、川崎 育宏<sup>1)</sup>

1) 広島市立安佐市民病院 放射線治療科

2) 中光仁会 梶川病院

3) 国立関門医療センター 放射線治療センター

【背景】Siemens 社製リニアックの Megavoltage Cone-beam CT (以下 MVision) の画質は線量 (MU)、部位フィルター、照射野サイズにより変化する。

【目的】本研究は、Image Quality Phantom (Siemens) を用い、MVision (Siemens) による MU 値、Field-Size が画質に与える影響を把握することを目的とした。

【方法】Image Quality Phantom (Siemens) に対し、15MU、8MU、5MU、3MU の条件にて、2種類の部位フィルター (H & N、Pelvis) で撮影した。また、Field-Size (Y-jaw) を 27.4、20、15、10 cm とし撮影した。撮影画像について視覚評価及び imageJ を使用して物理評価をおこなった。

検討項目は、MVisionQA 項目であるノイズ、解像度、低コントラスト分解能 (CNR、視覚評価) とした。

【結果】ノイズは、両フィルターとも MU を低く設定することで上昇した。Field-size に関しては、最大 27.4 から 20、15 cm ではノイズが上昇したが、15 cm と 10 cm では有意差は見られなかった。

解像度は全条件において優位差は認められず 0.3LP/mm となった。

低コントラスト評価では、両フィルターとも MU を低く設定することで CNR は低下した。CB2-50% のみにおいても同様の結果となった。Field-size の変更による CNR の値には影響は見られなかった。

視覚評価においては、部位フィルター H & N では、5MU と 3MU 間にのみ有意差があり、その他条件では変化はなかった (Fig.1)。

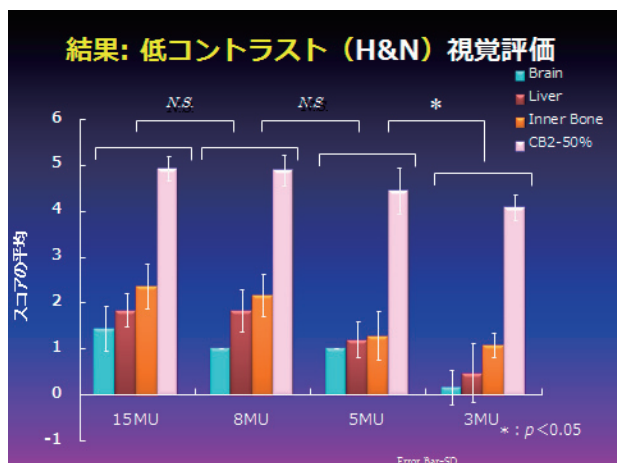


Fig.1 視覚評価結果 (H&N)

部位フィルター Pelvis では、15MU と 8MU 間にのみ有意差があり、その他条件では、有意差はみられなかった。CB2-50% のみの場合、両フィルターとも MU 間に有意差は無かった (Fig.2)。Field-size に関して Size を狭めても CNR 値同様視覚評価の値には影響は見られなかった。

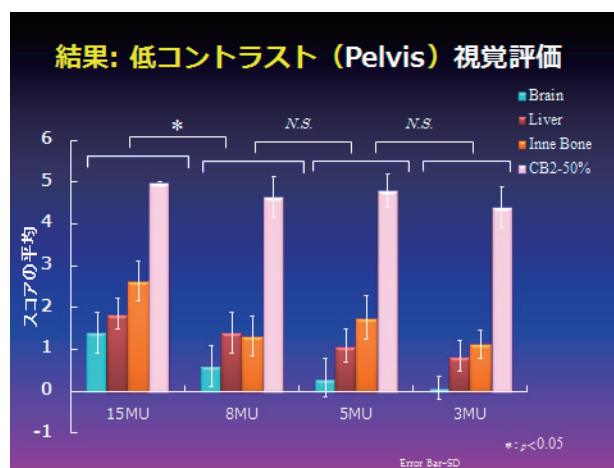


Fig.2 視覚評価結果 (Pelvis)

【考察】MU 値が画質に与える影響について、MU を低く設定することでノイズが上昇し、CNR が低下したと考える。そのため CNR と視覚評価は一致しなかった。また、CB2-50% の視覚評価のみに限定すれば MU による有意差は認められなかった。

Field-Size が画質に与える影響について、Field Size を狭めるとノイズ上昇による画質低下が心配されるが、低コントラスト分解能、解像度ともにおおきな変化は認められなかった。

【結論】MU 値を低くすることで画質は低下するが、骨照合のみの目的では、必ずしも MU 値を高くする必要はないと考えられる。

被ばくを最小限に抑える観点から、撮影部位によっては、可能な限り X-jaw を狭めることが推奨されると考えられる。

#### 【参考文献】

- 1) 市川勝弘・村松禎久 『標準 X 線 CT 画像計測』 2007.9.20. 株式会社オーム社



## 頭頸部癌に対する VMAT における 患者体型変化に伴う治療計画変更の妥当性評価

○奥村 拓朗、中島 健雄、相田 雅道、越智 悠介、津田 信太郎、河原 大輔、増田 弘和、大野 吉美

広島大学病院 診療支援部 放射線治療部門

【背景】当院では、頭頸部癌に対する VMAT において Simultaneous Integrated Boost 法 (SIB 法) を用いており、原発巣には高線量 (70Gy)、予防領域には中線量 (63Gy)、低線量 (54Gy) を処方し、改めての Boost 照射は必要としない (図1)。しかし、Cone Beam CT (CBCT) や治療途中の評価用 CT にて、患者の体型変化が観られ、計画の変更を行った方がいいのではないかとと思われる場合も有る。

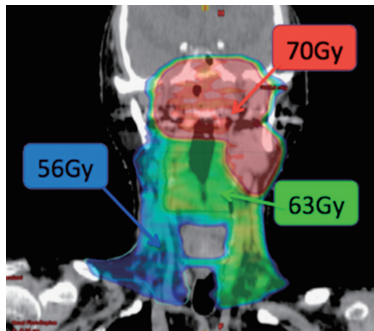


図1 頭頸部 SIB-VMAT

【目的】今回我々は、当院で行われた頭頸部 SIB-VMAT における治療計画変更の妥当性を評価したので報告する。

### 【使用機器】

使用装置：Clinac iX (Varian 社製)

GE LightSpeed RT16 (GE 社製)

治療計画装置：Eclipse ver.8.9 (Varian 社製)

計算アルゴリズム：AAA

患者固定具：頭頸部固定シェル、頭頸部用 VacLoc、  
ショルダーリトラクター (CIVCO 社製)

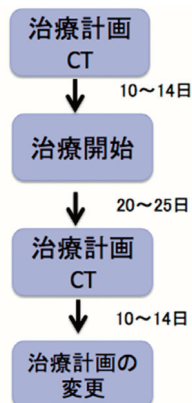


図2 治療計画変更時のスケジュール

【方法】対象は2011年4月～2012年3月までに頭頸部 SIB-VMAT を施行した10例 (上咽頭：3例、中咽頭：5例、下咽頭：2例) とした。図2のスケジュールに沿って治療途中に再度撮像した治療計画 CT に対し、計画医によってターゲット及び重要臓器の輪郭入力を行い、治療開始時の計画 (Plan1) を移植し、同一ビーム配置、

同一 MU で再計算させた (Plan2)。検討項目は、治療開始から変更 CT 撮像時および治療終了までの体重変化量、健側 (線量制約を満たせていた) 耳下腺の体積変化量、CTV ( $D_{98}$ )、PTV ( $D_{95}$ )、脊髄 ( $D_{max}$ )、耳下腺 ( $D_{mean}$ 、 $D_{50}$ ) とした。なお、線量評価は PTV70 に 70Gy 処方した時の線量で評価を行った。

【結果】体重変化量は、変更 CT 撮像時で平均  $5.8 \pm 2.9\%$ 、治療終了時で平均  $9.3 \pm 4.4\%$  の減少であった。また、耳下腺の体積変化量は平均  $14.4 \pm 13.4\%$  の減少であった。CTV の  $D_{98}$  は CTV70、CTV64 は Plan1 の 5% を下回るものはなかったが、CTV56 では 2 例 Plan1 の 5% を下回るものがあった。PTV の  $D_{95}$  は有意な線量低下があり、当院の線量制約を満たさないものが PTV70、64 で 2 例、PTV56 で 5 例、Plan1 の 5% を下回るものが PTV56 で 2 例あった。脊髄の  $D_{max}$  は平均  $1.7 \pm 1.6Gy$  の増加であり、当院の線量制約を満たさないものが 1 例あった。耳下腺の  $D_{mean}$ 、 $D_{50}$  に有意な線増加はなく、治療開始時と変化は少なかった。

【考察】PTV では有意な線量低下が観られ、特に PTV56 (予防領域) の線量低下が顕著であった。これは、PTV56 は頸部リンパ節が多く含まれ、可動領域が大きいことや体重減少によるセットアップ精度の低下が考えられる。また、脊髄の  $D_{max}$  は有意な線量増加が観られたが、これも同様の原因と考えられる。一方、耳下腺に関しては体積の有意な減少があったが、線量の有意な増加はなかった。Nishi ら<sup>1)</sup> の固定多門 IMRT、2step 法で耳下腺の体積現象に伴い  $D_{mean}$  が有意に増加したという報告があり、照射法の違いによる影響が考えられるが、今後の検討課題である。

【結語】当院の頭頸部 SIB-VMAT における、治療計画変更の妥当性について検討した。検討を行った結果、変更を行う必要がある症例が存在し、特にターゲット線量に注意が必要である。SIB-VMAT でも治療途中の再評価、計画の変更は必要である。

### 【参考文献】

- 1) Nishi et al. 『Volume and dosimetric changes and initial clinical experience of a two-step adaptive intensity modulated radiation therapy (IMRT) scheme for head and neck cancer』 2013; 106:85-89 Radiother Oncol

○大久保 正臣、続木 将人、片山 博貴、山崎 達也、森 裕一郎

香川大学医学部附属病院 放射線部

【目的】当院では、自作の表計算ソフトを用いて MU 独立検証を行っている。

肺定位照射の MU 検証において、治療計画装置の MU 値と表計算ソフトの計算値との差が、当院で許容値としている4%を超えることが多い。

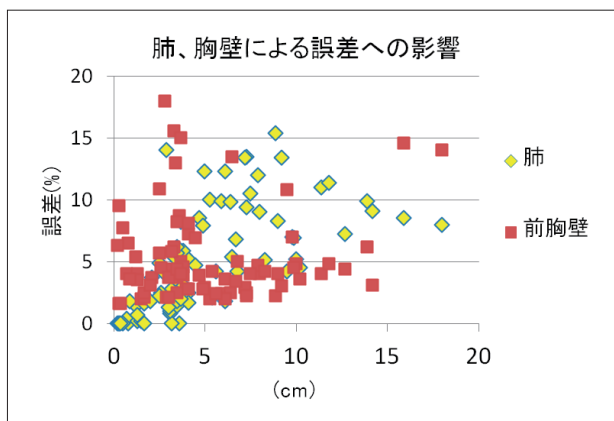
この肺の影響を予想して MU 検証ができないか検討した。

【臨床例】当院の肺定位照射は、全8門で4～5門の coplanar ビームに non-coplanar ビームを加えて照射を行っている。過去10例について、入射側の胸壁厚さ、肺厚さ、腫瘍半径を計測し MU 検証値の誤差との関係を調べた。

2010.1.18～2013.5.31 治療開始の10例

平均年齢 80.5 ± 5.5 歳

性別 男性8例 女性2例



## 【実験方法】

## 1. 入射側の肺の影響

- 前胸壁：タフウォーター (2cm, 4cm, 6cm)
- 肺：タフリング (0～14cm)
- 腫瘍半径：タフウォーター (2～20mm)

上記のようにファントムを重ね線量を測定した。肺厚0mmを基準として線量の低下率を求めるため、肺として利用しない残りのタフリングは胸壁上部に重ねて置き、全体のファントム実効深は常に同じとした。

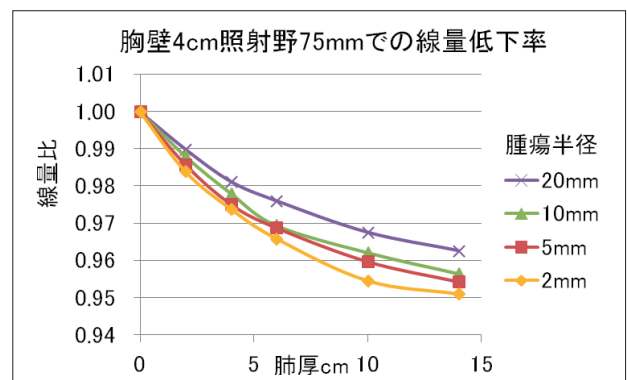
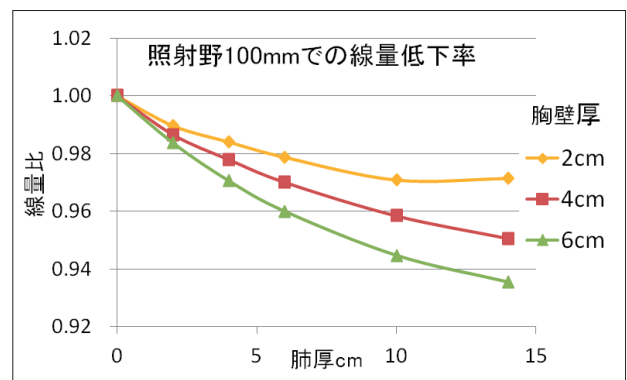
## 2. 後方の肺の影響

腫瘍半径を想定したタフウォーターの下にタフリングを追加し線量測定した。

## 【使用機器】

- リニアック ONCORimpression Seimens  
6MV-X 線

- 治療計画装置 Pinnacle Ver8.0m Philips  
CC-Convolution
- ファントム タフウォーター 京都科学  
タフリング (0.37g/cm<sup>3</sup>)
- 線量計 RAMTECsmart 東洋メディク  
TN30013 PTW  
NACP02  
SCANDITRONIX



## 【結果】

- 肺厚、前胸壁厚の増大により、線量は大きく低下した。
- 腫瘍半径2mmでは、最大で6.5%低下した。
- 照射野の大きさによる違いは小さい。
- 後方の肺による影響は1%未満であった。
- これらの測定結果を考慮して、誤差の大きいビームを検証すると、39門中20門を許容レベルと判断できた。

## 【考察】

- 肺定位照射では、照射野サイズもある程度限られるため、線量の低下の予想し MU 検証することは可能であると考えられる。
- 腫瘍径が10mm以下でロングスキャン等の影響により腫瘍が不明瞭な場合、計算値に比べ10%以上の差があることを認識しておく必要がある。

## 独立 MU 検証ソフトに用いられる Enhanced Dynamic Wedge Factor の検討

○西谷仁 博、鐵原 滋、石割 美香、松本 純、小野 康之、小林 仁、山田 聖、山根 武史、  
平田 吉春

鳥取大学医学部附属病院 放射線部

**【背景】** 当院では独立 MU 検証ソフトに R-TECH 社の MU CHECK を使用している。このソフトでは、Enhanced Dynamic Wedge Factor (EDWF) を、Gibbons の式を用いて算出した値を採用している。Gibbons の式は  $60^\circ$  のウェッジデータを基に、オープン照射野のデータを加味することで、他の角度の EDWF も与える理論式である。評価点がビーム軸上でない場合での補正も行うようになっており、Yjaw の位置によって EDWF は変化することから、この補正は Y 軸に対する移動に対してのみ行われる。

**【目的】** EDW を用いたプランにおいて治療計画装置 (RTPS) から算出された MU 値と、独立検証ソフトから算出された MU 値との間に大きな Error が発生する傾向がある。特に iso center と異なる点に線量評価点を置いた場合に顕著である。このことから独立検証ソフトに用いられている EDWF に Error を大きくする誘因があるのではないかと考えた。そこで Gibbons の式より算出した EDWF と、測定器を用いて計測した EDWF を比較する。これにより計算結果に与える影響を考察する。

**【方法】** 5 mm 間隔で電離箱線量計が配置された配列型検出器を用いて測定を行なった。ウェッジ角度は 15, 30, 45,  $60^\circ$ 、全て In 方向で比較を行なった。照射野は対照、非対称の 2 種で (a) ビーム軸中心、(b) Y 軸に沿った軸外それぞれにおいて、得られた測定値と Gibbons の式より算出した計算値との比較を行なった。結果は計算値が、測定値に対しどれほどの乖離があるかとして整理した。

**【結果】** (a) の結果を Table.1 に示す。ウェッジ角度が強いほど乖離が大きくなった。また対照な照射野に比べ非対称な照射野の方が乖離の度合いが大きくなった。(b) の結果を Fig.1 に示す。評価点がビーム軸から離れるにつれ乖離が大きくなる傾向を示した。(b) でも同様に非対称な照射野のほうがより強く乖離を起こす傾向があった。

**【考察】** EDW の移動方向が IN の場合、評価点を頭側に移動させると EDWF は 1 に近づき高くなる。逆に足側に評価点を移動させると値は小さくなる。Fig.1

の結果において、評価点が頭側ではプラス方向に乖離が生まれ、足側ではマイナス方向に乖離が起きている。以上のことから Gibbons の式において、評価点を Y 軸方向に移動させた際に行う補正が強すぎるのではないかと考えた。その結果独立検証ソフトに用いられる EDWF が RTPS の EDWF と異なる値となり、MU 値の相違を招く 1 つの要因になっているのではないかと考えられる。

**【結論】** 独立検証ソフトに用いられている EDWF と、実際に計測を行なった EDWF の検討を行なった。EDWF の乖離がプラン検証で大きな Error を生む誘因であることが示唆された。

Table.1 Difference of calculated EDWF to mesured EDWF at axis

Wedge Angle	15	30	45	60
Symmetry	-0.01	0.18	0.59	1.19
Asymmetry	0.02	0.42	0.97	1.95

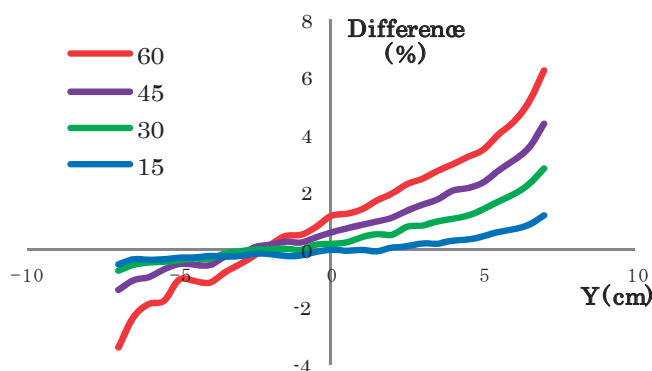


Fig.1 Difference of calculated EDWF to mesured EDWF at symmetry field

### 【参考文献】

- 1) Gibbons JP: Calculation of enhanced dynamic wedge factors for symmetric and asymmetric photon fields. Med Phys, 25, 1441-1418.
- 2) 佐藤智春: ハーフフィールドにおける Enhanced Dynamic Wedge のくさび係数計算式の検討, 日本放射線技術学会雑誌, 62巻 第3号