

国際医療福祉大学審査学位論文（博士）
大学院医療福祉学研究科博士課程

放射線治療の高精度化に向けた医療用直線加速装置 QA における
X線焦点位置変位測定を用いたビームアライメント評価に関する研究

2020 年度

保健医療学専攻・放射線・情報科学分野・放射線治療学領域
氏名：永井良明

放射線治療の高精度化に向けた医療用直線加速装置 QA における
X 線焦点位置変位測定を用いたビームアライメント評価に関する研究

永井良明

要旨

放射線治療の高精度化に伴い、治療機器の品質保証 (Quality Assurance : QA) の重要性が増しており、今後の更なる高精度化に向け新たな QA 方法が必要とされている。本研究ではビームアライメントに変動をもたらす要因の一つとされる X 線焦点位置に着眼し、今後の QA 方法として焦点位置変位測定の有用性について検討した。焦点位置が 0.8~1.0 mm 変位した時、照射野中心の変位は 0.4 mm で、ビームプロファイルの対称性は 2%変化した。Winston Lutz test (WL test) によって radiation isocenter の変位を測定した結果、変位量は 0.5 mm だった。また、複数エネルギーで焦点位置変位測定を実施した結果から、エネルギー間で焦点位置が 0.3~0.5 mm 変位していることがわかり、Split Field test や WL test におけるエネルギー間の結果との関連が示された。焦点位置変位測定を従来の装置 QA に加えて実施することで、ビームアライメントの不整を検出可能であり、放射線治療の照射精度向上が可能になることが見出された。

キーワード：焦点位置，スリットスキャン法，ビームアライメント，品質保証

**Research on beam alignment evaluation using X-ray focal spot position measurement
in linear accelerator quality assurance for higher accuracy of radiation therapy**

Yoshiaki Nagai

Abstract:

As the accuracy of radiotherapy is increasing today, the importance of quality assurance (QA) of the treatment equipment is also increasing, and a new QA method for further improvement in accuracy is necessary. In this study, we focused on X-ray focal position, a factor causing fluctuations in beam alignment, and examined the usefulness of focal position displacement measurement as a future QA method. When the focal position was displaced from 0.8 to 1.0 mm, the displacement at the center of the irradiation field was 0.4 mm, and the beam profile symmetry changed by 2%. The displacement of the radiation isocenter was measured by the Winston-Lutz test (WL test), and the displacement was 0.5 mm. From the results of focal position displacement measurement across multiple energies, it was found the focal position was displaced between energies by 0.3 to 0.5 mm, indicating a relationship between the energies in the Split Field and WL tests. In conclusion, by performing focal position displacement measurement, in addition to conventional QA, it is possible to detect irregular beam alignment and improve the irradiation accuracy of radiation therapy.

Key word: focal spot position, slit scan technique, beam alignment, quality assurance

倫理上の配慮について

本研究は、放射線治療機器精度に関するもので、人体や患者情報を対象とせず、倫理審査は受けていない。

目次

第 1 章 序論	1
1.1 がん治療の現状.....	1
1.2 リニアックの構造.....	3
1.3 ビームアライメントと radiation isocenter の精度管理.....	4
1.3.1 ビームアライメントと radiation isocenter の関係性.....	4
1.3.2 ビームアライメントと radiation isocenter の評価方法.....	5
1.4 放射線治療の高精度化に伴う QA の重要性.....	7
1.5 定位放射線照射における位置精度の重要性.....	7
1.6 定位放射線照射を想定した実験.....	8
1.7 焦点位置とビームアライメントの関係.....	9
1.8 焦点測定に関するこれまでの研究.....	11
1.9 放射線治療装置の焦点測定方法.....	11
1.10 本論文の目的と構成.....	12
第 2 章 焦点位置変位がプロファイル形状や radiation isocenter 変位に与える影響	14
2.1 緒言.....	14
2.2 方法.....	14
2.3 結果.....	16
2.4 考察.....	19
2.5 まとめ.....	20
第 3 章 複数エネルギーのビームアライメント評価における焦点位置変位測定の有用性	21
3.1 緒言.....	21
3.2 方法.....	22
3.2.1 焦点位置変位測定.....	22
3.2.2 Split Field test.....	22
3.2.3 Winston Lutz test.....	23

3.3	結果	23
3.3.1	焦点位置変位測定	23
3.3.2	Split Field test	27
3.3.3	Winston Lutz test	28
3.4	考察	31
3.5	まとめ	33
第4章	焦点位置変位測定を用いたQAプログラムの提案	34
4.1	緒言	34
4.2	方法	34
4.2.1	Winston Lutz test	34
4.2.2	3次元水ファントムによる照射野中心位置の測定	35
4.2.3	焦点位置変位測定	35
4.3	結果	35
4.3.1	Winston Lutz test	35
4.3.2	3次元水ファントムによる照射野中心位置の測定	36
4.3.3	焦点位置変位測定	37
4.4	考察	39
4.5	まとめ	40
第5章	本研究の結論と今後の課題	41
5.1	本研究の結論	41
5.2	今後の課題	41
	謝辞	43
	参考文献	44

第1章 序論

1.1 がん治療の現状

悪性新生物は、1981年を境に我が国の死亡原因の第1位である。Fig 1-1に主な死因別に見た死亡率(人口10万対)の年次推移を示す¹⁾。悪性新生物は3大死因である心疾患や脳血管疾患の2倍近い死亡数であり、2018年の死亡数は37万人を超え、総死亡数の25%以上を占めている。

悪性新生物に対する治療法には、手術、放射線治療、化学療法などがあり、放射線治療はこのがん治療3本柱の1つを担っている。放射線治療は低侵襲で負担の少ないがん治療法で、日本放射線腫瘍学会構造調査2015によれば²⁾、わが国における放射線治療患者数の推移は高齢化によるがん罹患患者数の増加などを背景に増加傾向にあり(Fig. 1-2)、また世界では年間500万件の放射線治療が行われている³⁾。

放射線治療の目的は、目的部位に線量を集中させ、その周りの正常組織にはできるだけ線量を低減させることで、正常組織の障害を抑えつつ腫瘍を制御することである。近年、治療機器や照射技術の発達、放射線治療計画装置の計算精度向上により、高精度放射線治療といわれる強度変調放射線治療(Intensity Modulated Radiotherapy: IMRT)や、定位手術的照射(Stereotactic Radiosurgery: SRS)が普及してきている。マルチリーフコリメータ(Multi Leaf Collimator: MLC)を用いたIMRTでは、MLCによって整形された小照射野(セグメント)を積算して、目的とする強度線量分布を作成することができる。SRSは大線量を一回で照射する方法であり、複数回に分割する定位放射線治療(Stereotactic Radio Therapy: SRT)と合わせ、これらは定位放射線照射(Stereotactic Irradiation: STI)と呼ばれる。STIは頭蓋内腫瘍を中心に普及し始め、1990年代には体幹部腫瘍にも応用され始めた。体幹部定位放射線治療(Stereotactic Body Radiation Therapy: SBRT)と呼ばれ、肺がんや肝臓がんを中心に効果が期待されている^{4,5)}。また、近年ではFlattening filterを除去したFlattening filter free(FFF)ビームや、照射中にガントリ角度や線量率、ガントリ回転速度、MLC位置をダイナミックに変調させる強度変調回転放射線治療(Volumetric Modulated Arc Therapy: VMAT)が利用可能となっている^{6,7)}。FFFはSRSやIMRTの治療時間を短縮させる上で有用とされ^{8,9)}、最近ではFFFとVMATを組み合わせた照射法も利用されている¹⁰⁾。

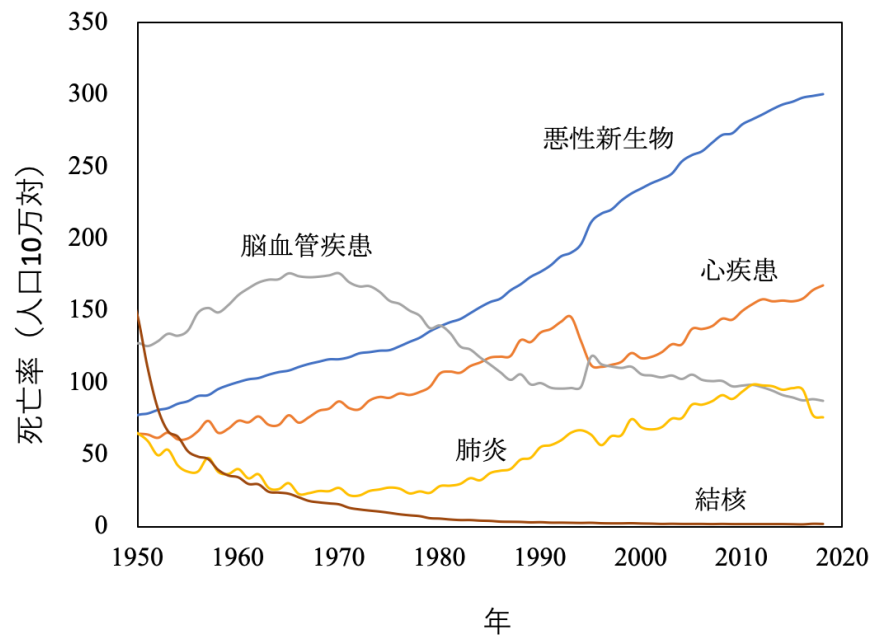


Fig. 1-1 主な死因別にみた死亡率 (人口 10 万人対) の年次推移¹⁾

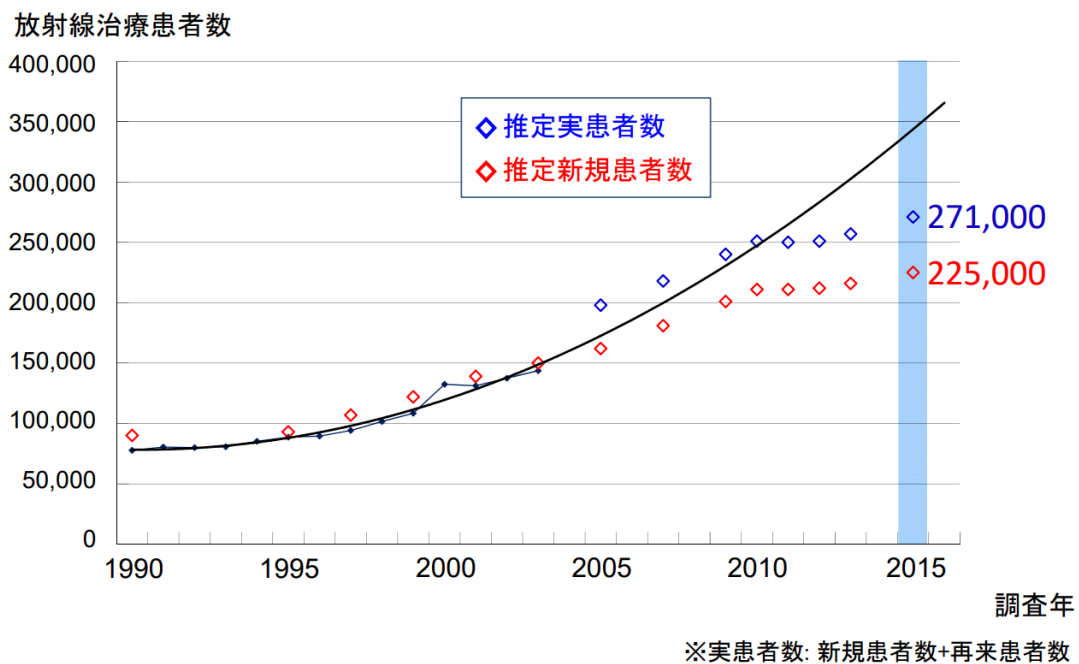


Fig. 1-2 日本における放射線治療施行患者数の推移²⁾

1.2 リニアックの構造

Fig. 1-3 に Elekta 社製直線加速器 (linear accelerator: リニアック) におけるガントリ内部構造の概要を示す。電子銃から放出され、加速管に入射した電子は、互いのマイナス電荷による反発力で発散しようとする。これを防ぐため、加速管の周りはコイルで覆われている。2R, 2T コイルによって加速管内の軌道が集束、修正され、さらに加速管内には、マグネトロンまたはクライストロンから発生する高周波マイクロ波が導波管を通じて送られており、電子はその電界によって加速される。加速された電子は、スラローム構造のベンディングマグネットで 45° , -45° , 112.5° の偏向を経て進行方向を下向きに変え¹¹⁾、ターゲットに入射する事で X 線ビーム (以下ビーム) に変化する。このとき、高いエネルギーを持った電子は外回りの軌道を通り、低いエネルギーを持った電子は内回りの軌道を通ることから、全ベンディングマグネット通過後、電子は 1 点に集まることになり、その大きさは直径約 2 mm とされる¹¹⁾。ビーム調整用パラメータを変更することで加速電子のターゲット入射位置 (以下、焦点位置) やビーム軸を調整可能であり、2R, 2T パラメータは、加速管内にあるステアリングコイルを制御し、加速管内の電子の集束を調整することでこれらのビーム調整を行うことが可能である¹²⁾。Bending F パラメータは 112.5° 偏向を制御し、gun-target (GT) 方向における最終的な焦点位置を決定することができる¹³⁾。

加速された電子はターゲット物質の原子核のクーロン場で減速され、制動 X 線が放出される。ターゲットで発生した X 線は、Flattening filter やモニタ線量計を通過し、コリメータで照射野が形成され出力される。Flattening filter は X 線強度分布を平坦にする目的で用いられる。FFF ビームでは Flattening filter を通過しないため、照射野の中心ほど線量が高い X 線強度分布をもつことになる。モニタ線量計では、セグメント化された電離箱が X 線強度分布の対称性や平坦度を監視し、ずれが検出された際にステアリングコイルの強度を変化させるフィードバック機能を持たせている¹⁴⁾。Elekta 社製リニアック Versa HD では上段に MLC、下段に Jaw と呼ばれるコリメータが配置され、それぞれの厚さは 90 mm, 77 mm である¹⁵⁾。

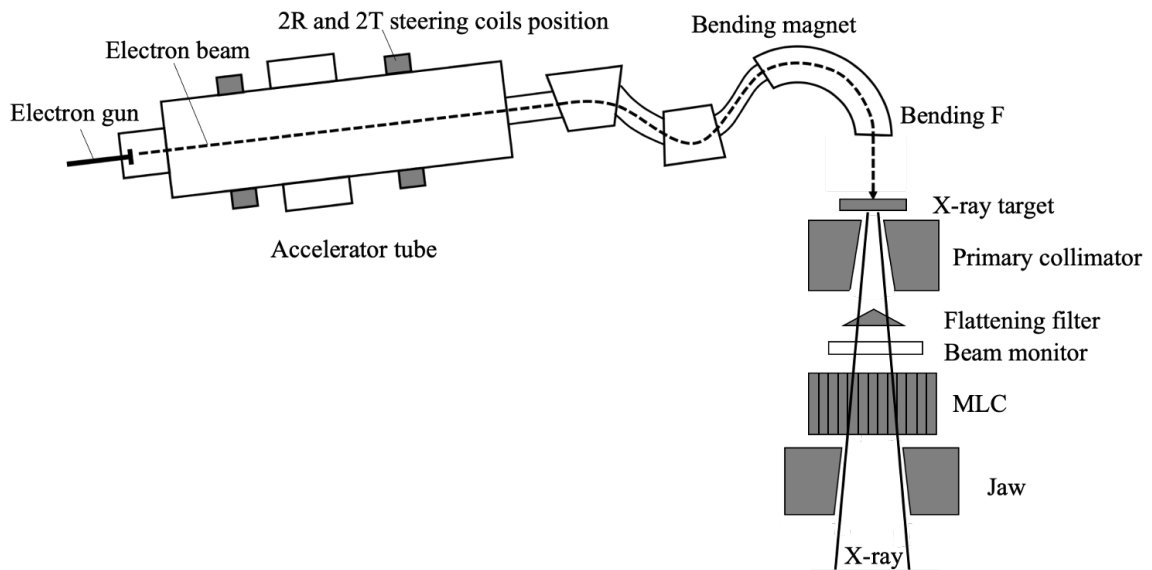


Fig. 1-3 Elekta 社製 Versa HD ガントリ内部構造の概略図

電子銃から放出された電子は加速管に入射する。2R, 2T コイルによって加速管内の軌道が修正され、Bending magnet で下向きに偏向される。Bending F は加速電子がターゲットに入射する際の最終的な位置の調整を担っている。ターゲットで発生した X 線は Flattening filter を通過し、コリメータで整形されて出力される。FFF ビームの場合、Flattening filter は通過しない。

1.3 ビームアライメントと radiation isocenter の精度管理

1.3.1 ビームアライメントと radiation isocenter の関係性

ガントリ、コリメータ、寝台は isocenter と呼ばれる 1 点を中心に回転し、様々な角度から X 線を照射することができる。Isocenter は機械的な回転中心である mechanical isocenter, ビーム中心である radiation isocenter, 照合系中心である imaging isocenter に分かれ、これらは出来る限り一致していることが望ましい。

ビームの焦点の位置、ビーム軸の傾き、対称性などを総じてビームアライメントと呼ぶ。ビームアライメントのずれの要因は、焦点位置のずれ、コリメータの非対称性、ガントリ、コリメータの回転軸のずれ、ガントリの機械的な歪みに分類される¹⁶⁾。これらの要因によって各ガントリ角度での照射野中心の交点は一点を通らないことが知られており¹⁷⁾、isocenter は点ではなく有限体積として考えられている。この精度に関して、1994 年に発行された Association of Physicists in Medicine (AAPM) TG-40 (AAPM TG-40)では、機械的な回転軸の許容値を半径 1 mm としている¹⁸⁾。さらに、IMRT や SRS といった高精度放射線治療が普及し始めたことで、ビームアライメントのずれによる mechanical isocenter と radiation

isocenter の不一致が問題とされ¹⁹⁻²²⁾, mechanical isocenter, radiation isocenter, imaging isocenter が許容範囲内に収まるレーザー位置精度が重要とされている (Fig. 1-4)²³⁻²⁵⁾.

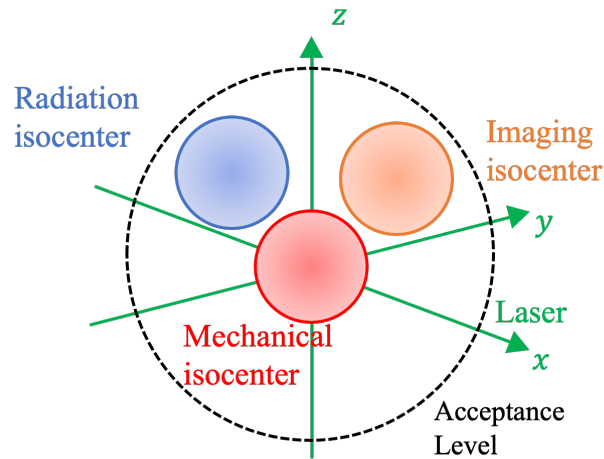


Fig. 1-4 Mechanical Isocenter, Radiation isocenter, Imaging Isocenter の関係

Mechanical isocenter は機械的な中心で, Radiation isocenter は X 線照射における中心である. Imaging isocenter は照合系の中心で, これらは出来るだけ一致していることが望ましい.

1.3.2 ビームアライメントと radiation isocenter の評価方法

ビームアライメントの評価方法としては, 1984 年に発行された AAPM TG-24, TG-22²⁶⁾では Split Field test (SF test) が推奨されている²⁷⁾. SF test ではフィルムを 2 枚の水等価ファントムの間に挟んで, ビーム軸に対して垂直な isocenter 平面に置き. ガントリ角度を 0°にて 100×100 mm² 照射野の片側半分を遮蔽して X 線を照射後, ガントリを 180°回転し, 先に照射した側を遮蔽してもう片側半分を照射する. ビームアライメントにずれが生じている場合, それぞれの照射野の像の間に段差ができるため, その確認が可能である (Fig. 1-5).

Radiation isocenter の評価方法としては, 1995 年に発行された AAPM TG-42²⁸⁾で紹介された Winston Lutz test (WL test)²⁹⁾が現在でも一般的に用いられている. WL test では Ball bearing (BB) と呼ばれる X 線に対して高吸収な小球を寝台先端に配置し, 複数のガントリ角度から X 線照射を行う. 得られた画像から, 照射野と BB それぞれの画像上における中心座標のずれ量とずれ方向を解析する (Fig. 1-6). WL test の結果は半径 1 mm 以内に収まることが望ましいとされる²¹⁾.

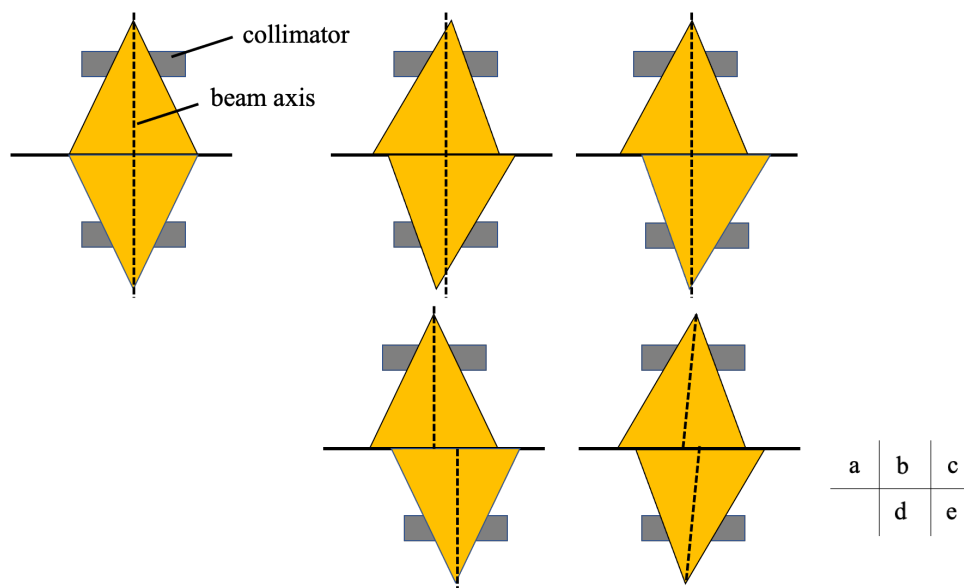


Fig.1-5 SF test の対向ビームにより確認できるビームアライメントのずれ

- a: 正常の状態
- b: 焦点の位置ずれが生じている場合
- c: コリメータが非対称である場合
- d: 回転中心がずれている場合
- e: ガントリのだれが生じている場合

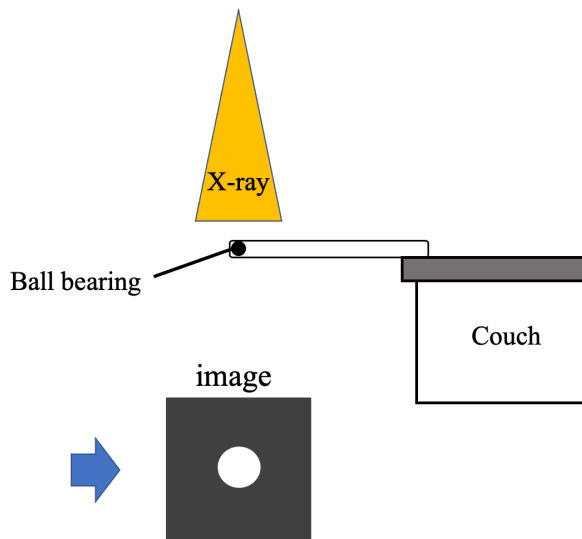


Fig. 1-6 WL test を実施する際のセットアップの概略

X 線に対して高吸収な小球を寝台先端に配置し、複数のガントリ角度から X 線照射を行う。得られた画像から、照射野と BB それぞれの画像上における中心座標のずれ量とずれ方向を解析する。

1.4 放射線治療の高精度化に伴う QA の重要性

投与線量の変化は治療効果に大きく作用し、1976年の International Commission on Radiation Units and Measurement (ICRU) レポート 24 では、第 3 期の喉頭がんにおいて 5% の吸収線量の差が 10% から 20% の再発率の差として現れることが報告されている³⁰⁾。目的部位と線量が投与される位置を一致させるためには、線量計算精度の向上、患者セットアップエラー低減のほか、放射線治療機器の品質保証 (Quality Assurance : QA) が重要とされる。AAPM TG-40 では、患者への投与線量の精度が 5% 以内、空間的な全体の不確かさが ± 5 mm 以内を達成できるよう、装置の精度管理における許容値が記されている。MLC の登場や、IMRT や SRS といった照射技術の普及に伴い、AAPM TG-40 のアップデート版として 2009 年に AAPM TG-142 が発行され、許容値がさらに検討された³¹⁾。AAPM TG-142 に含まれる試験の範囲や項目数は TG-40 に比べ大幅に増加し、電子的放射線治療照合装置 (Electronic Portal Imaging Device: EPID) などによる検証方法も示されており³¹⁾、EPID は最近では WL test でも使用されている^{32,33)}。現在、TG-142 は AAPM における最新の医療用加速器 QA ガイドラインであり、本研究の装置もこのガイドラインを参考に QA が行われている。

近年では、照射中にガントリ角度、線量率、MLC 位置を変調させる VMAT が普及し始め^{6,7)}、単一 isocenter における多発性脳転移の同時治療などさらに高精度化した放射線治療が行われている³⁴⁾。こうした背景から今後さらに高い精度管理を要求されることが予想される。放射線治療機器の発達や高精度化に伴い様々な QA 方法が提案され、そのための測定機器も多くのもが用いられている。いくつかの学会からガイドライン^{30,35)}が発行され、多くの施設が QA を行う際の参考にしている。

1.5 定位放射線照射における位置精度の重要性

定位放射線治療は、大線量を腫瘍部位に限局して短期間に照射する方法であり、小さな腫瘍に対し多方向から線量を集中させる精度が要求される。MLC によって腫瘍輪郭に沿うように照射野が整形され、大線量を小さな腫瘍部位に限局して照射するため、高精度に腫瘍と線量の投与される位置を一致させることが治療成績を向上させる上で重要となる。1994 年、Hartmann らは radiation isocenter の変位が 1 mm 以内であれば定位照射における総合的な精度に影響しないと報告しており²¹⁾、AAPM TG-142 においても、SRS では mechanical isocenter と radiation isocenter のずれがベースラインから ± 1 mm 以内であることを推奨している³¹⁾。最近ではより高精度な管理が求められ始めており、2017 年の欧州放射線腫瘍学会 (European Society for Radiotherapy and Oncology: ESTRO) のガイドラインでは肺の SBRT に関して幾何学的誤差 0.5~4 mm (中央値 1.25 mm) , 線量誤差 2~5% (中央値 3%) 以内を要求している³⁶⁾。また、カナダ医学物理学会 (Canadian Organization of Medical Physicists: COPM) は 2018 年に

サイバーナイフを用いた際の幾何学的精度として、生理的変動のない静的な対象では 0.75mm 以内を推奨している³⁷⁾。

1.6 定位放射線照射を想定した実験

本研究では、肺腫瘍への定位放射線治療における 0.5 mm の位置精度が腫瘍への投与線量に与える影響を検証するため、Fig. 1-7 に示す定位照射用肺ファントム (RT-3000-New アールテック社製) を用いた測定を行った。照射野は今後の放射線治療の小照射野の照射を想定し、 $30 \times 30 \text{ mm}^2$ 、 $20 \times 20 \text{ mm}^2$ の 2 通りで行った。

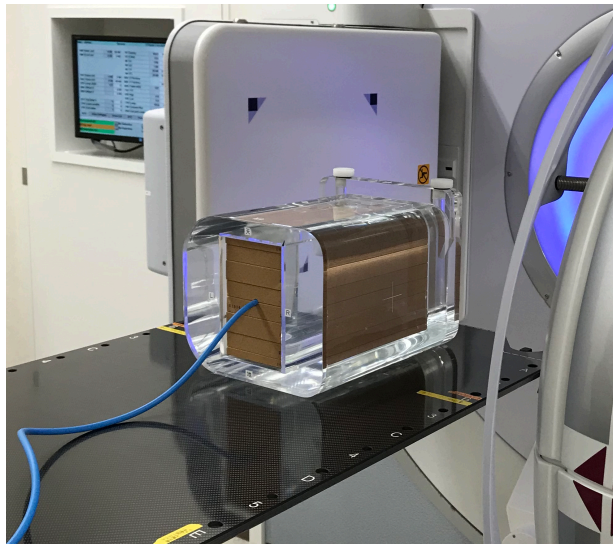


Fig 1-7 肺定位照射測定用ファントム

コルクをファントム内部に設置する事ができ、中心部には直径 30 mm の模擬腫瘍が配置されている。Pinpoint chamber を挿入して線量測定を行う事が可能である。

小照射野測定に用いられる Pinpoint chamber (TN31006 型 PTW 社製：公称容量 0.015 cc) をファントムの中心にある直径 30 mm の模擬腫瘍内に挿入し、6 MV X 線を用いてガントリ角度 -180 、 -90 (270)、 0 、 90° の 4 方向から照射を行い、合計の線量を測定した。

ファントムを radiation isocenter に配置した状態で 0.5 mm 尾側にシフトし、同様の測定を行った結果を Table 1-1 に示す。0.5 mm の移動は装置に搭載されている cone beam CT によって位置照合を行うことで確認した。

Table 1-1 ファントム位置が 0.5 mm シフトした際の小照射野 4 門照射における線量変化

	30 × 30 mm ²	20 × 20 mm ²
Radiation isocenter	22.29 Gy	15.07 Gy
0.5 mm shift	22.02 Gy	13.95 Gy
relative value from radiation isocenter	98.8 %	92.6%

小照射野では、Fig. 1-8 に示すようにプロファイルカーブでは線量が平坦になる領域が小さくなる事が知られている³⁸⁾。今回の測定から、照射野 20 × 20 mm² では 0.5 mm の位置ずれによって 7.4 % の線量低下が起こることが確かめられた。

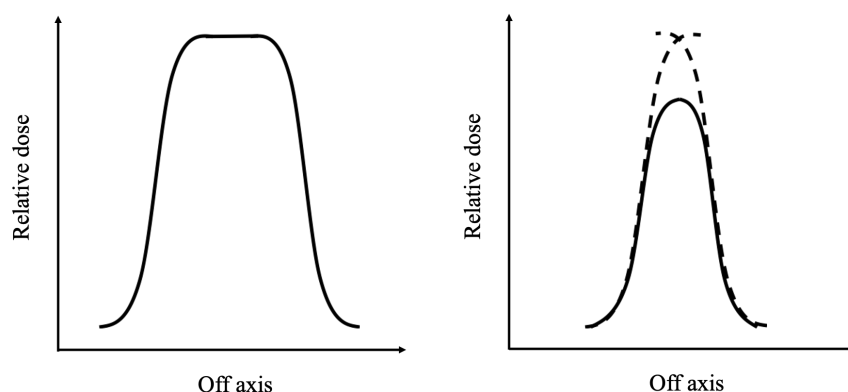


Fig. 1-8 照射野の大きさによるプロファイル形状の概略図

1.7 焦点位置とビームアライメントの関係

線量の空間分布が治療成績の向上に関わることは以前から知られており^{39, 40)}、放射線治療機器の QA が重要とされている。焦点位置やビーム軸といったビームアライメントの変化によって、ビームプロファイル形状が変化することが知られており、Karzmark ら⁴¹⁾は Flattening filter への入射位置が変位することでビームプロファイル形状は Fig. 1-9 に示すように変化すると報告している。Flattening filter を通過しない FFF ビームでは、ビームアライメントが変化してもビームプロファイルにおける平坦度や対称性の変化が起こりにくいことが報告されており¹²⁾、プロファイル形状は Fig. 1-10 のように変化すると考える。

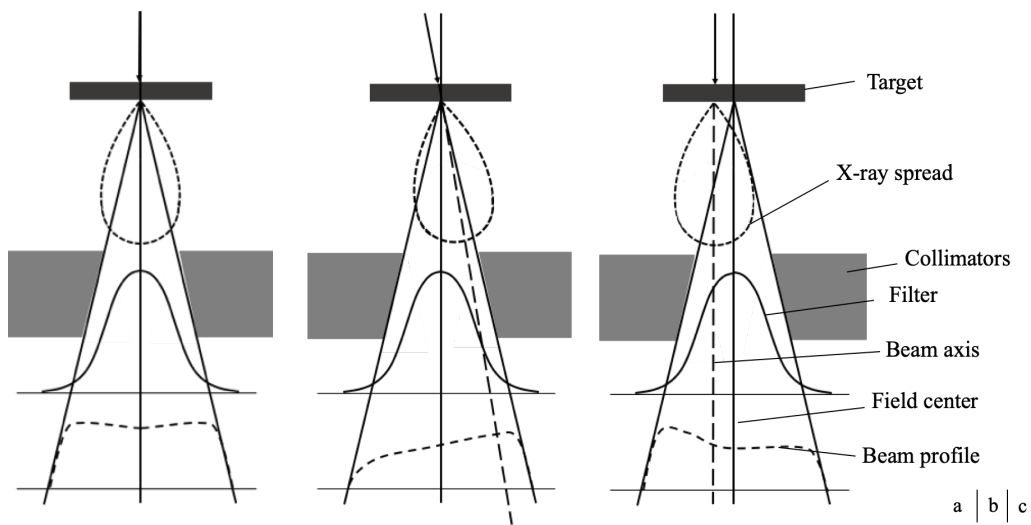


Fig. 1-9 ビームアライメント変化によるプロファイル形状の変化⁴¹⁾

下向きに偏向された加速電子がターゲットに入射して X 線が発生し，Flattening filter やコリメータを経てビームプロファイルが形成される．ビーム軸の変化や焦点位置の変位によりビームプロファイル形状が不整になる．

a:オリジナルの状態

b:ビーム軸が変化した場合

c: X 線焦点位置が変位した場合

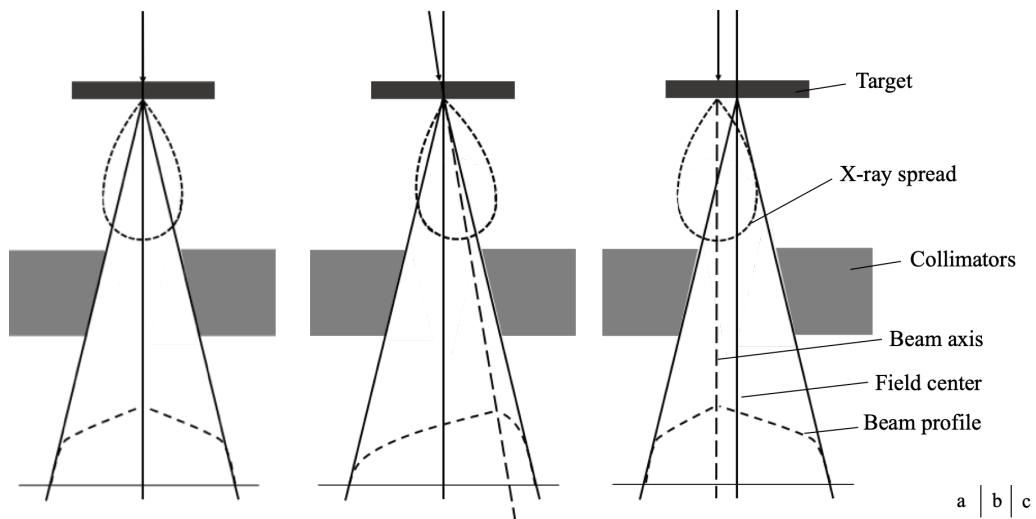


Fig. 1-10 ビームアライメント変化によるプロファイル形状の変化 (FFF ビーム)

FFF ビームでは Flattening filter を通過しないため，プロファイル形状は凸型になる．

a:オリジナルの状態

b:ビーム軸が変化した場合

c: X 線焦点位置が変位した場合

1.8 焦点測定に関するこれまでの研究

X線ターゲットに対する電子の入射角度や位置の不安定性により、X線強度分布の平坦度や対称性が変化する。焦点位置変位は、ビームアライメントや radiation isocenter 位置のずれの要因の一つとされ、これまで焦点測定に関して多くの研究がなされてきた。

1981年にLutzらは照射野中心とコリメータ回転中心の位置関係から、焦点位置変位を幾何学的に逆算する方法を報告した²⁷⁾。1988年には、鉛箔とスペーサを複数枚サンドイッチし、間隙を通過したスリット像の本数を数えることで焦点の大きさを推定する方法が提案された⁴²⁾。現在のリニアックの焦点測定に関しては、X線照射を行いながら微小スリットをビーム軸に対し垂直に移動させる方法(スリットスキャン法)が一般的で⁴³⁻⁴⁶⁾、焦点を直接測定することで、実際の大きさや形状を把握することが可能である。2013年に穴井によってスリット幅、スリット材質のX線透過率、検出器の計測条件等が検討されたこと⁴⁷⁾、焦点強度分布の測定方法は確立しつつある。これまでの報告で焦点の大きさや形状が線量分布に影響を与えることは知られているが^{46, 48)}、焦点の位置に関して述べられた報告は少ない。Jaffrayらは複数エネルギーの焦点強度分布をスリットスキャン法によって測定した結果から、エネルギーによる焦点位置のシフトが起こりうることを報告しているが⁴⁵⁾、変位量測定を目的に行われたものではなく、装置QAとの関連については触れられていない。焦点位置測定は、装置QAの項目として一般的ではなく、焦点位置の変位がビームアライメントや radiation isocenter に及ぼす影響については検討されてこなかった。我々はこれまでに、焦点位置をビームのパラメータ調整によって変位させてプロファイル測定やWL testを行うことでこれら进行评估しており、1 mm以下のわずかな焦点位置変位が許容誤差を超えるビームアライメントの変化を生じさせる要因となることを明らかにしている⁴⁹⁾。

1.9 放射線治療装置の焦点測定方法

Fig. 1-11にグローバル・フォー社の焦点測定装置を示す。本装置は、中央に幅0.1 mmのスリットを持つステンレス製の金属柱(40(W)×40(D)×200(H) mm³: W, D, Hはそれぞれ幅、深さ、高さを表す)と、その真下に配置した検出器が一体となって一方向に動く仕組みになっており、スリットスキャン法による焦点測定が可能である(Fig. 1-12)。動作精度に関しては、既に様々な走査性能試験が行われており、走査の再現性精度、中心位置の繰り返し再現性、移動距離精度が±0.1 mm以内であることがグローバル・フォー社の構造試験で示されている。

秒速0.1 mmで金属柱と検出器を動作させて測定を行うため、1回のビーム測定に約10分程度を要する。また、治具の取り付けと片付けに必要な時間は合わせて1時間程度である。

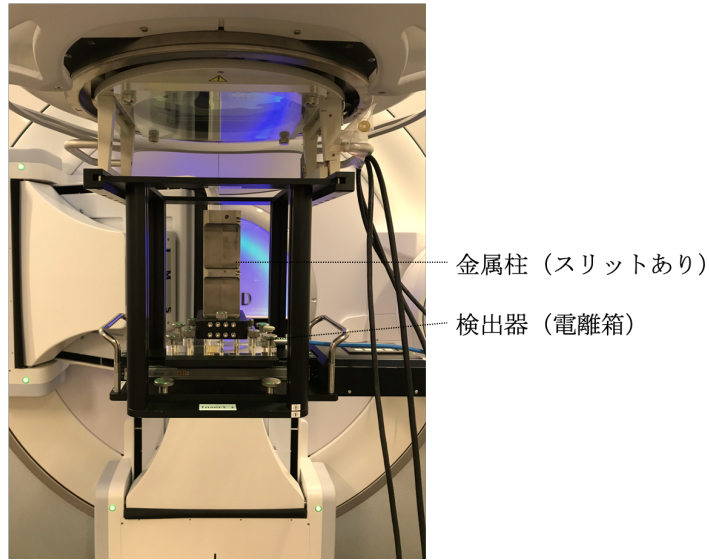


Fig. 1-11 グローバル・フォー社の焦点測定装置の写真

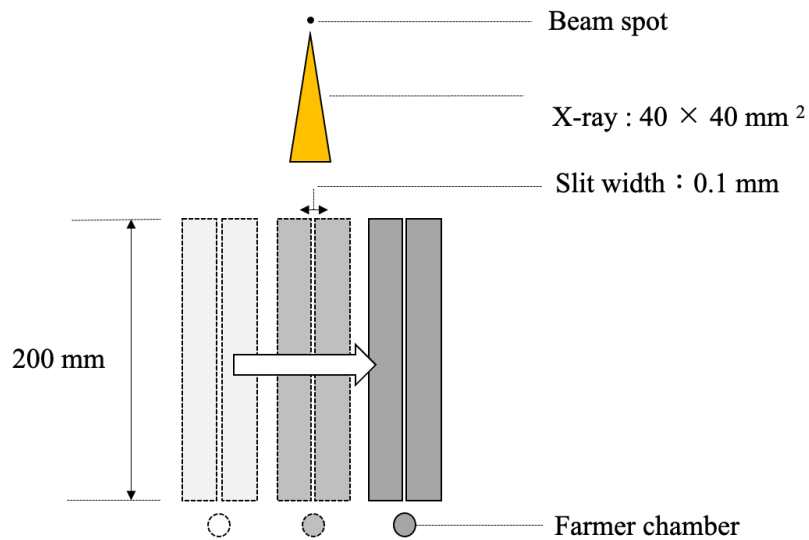


Fig. 1-12 焦点測定の概略図

0.1 mm 幅のスリットをもつ $40 \times 40 \times 200 \text{ mm}^3$ のステンレスブロックを照射ヘッドに取り付ける. ブロックは真下に電離箱を装着して 0.1 mm 間隔で動かせる仕組みになっており, スリットが焦点の真下を通る時に X 線を検出することができる.

1.10 本論文の目的と構成

放射線治療の高精度化に伴い, 装置の精度管理における重要性は増しており, 様々な QA 方法が考案されているが, 現状, 焦点位置測定は QA 項目として一般的ではない. 定位放射

線治療では、腫瘍輪郭に一致させた小照射野での照射となり、X線ビーム源となる焦点位置の変位がもたらす影響に関する検討が、今後さらに小さい腫瘍を対象とする際には必要である。

このような背景から、放射線治療における照射精度のさらなる向上を目的として、ビームアライメント評価において焦点位置変位測定を QA に加え実施することの有用性について検討を行った。

本論文は、以下の5章からなる。

第1章では、放射線治療の現状、治療機器の精度管理の必要性を概説し、定位放射線照射に関しては今後さらに高い照射精度が要求される可能性について触れた。また、医療用直線加速器からの X 線の発生機構について概説し、焦点位置とビームアライメントの関係と、焦点測定に関する過去の報告について説明した。最後に、現在の焦点測定の一般的な方法であるスリットスキャン法について説明した。

第2章では、焦点位置変位がビームアライメントや radiation isocenter 変位に及ぼす影響について述べた我々のこれまでの報告を概説した。ビームのパラメータ調整によって焦点位置を変位させ、ビームプロファイル形状や radiation isocenter への影響を評価した。

第3章では、複数エネルギーQAにおける焦点位置変位測定の有用性について検討した。エネルギーによる radiation isocenter の違いと、それぞれの焦点位置の関連について評価し、複数エネルギーQAにおける焦点位置変位測定の有用性について検討した。

第4章では、従来の装置 QA 方法である WL test と 3次元水ファントム測定に、焦点位置変位測定を組み合わせた QA プログラムを提案した。実際に複数エネルギーで実施し、ビームアライメントの評価を行うことで QA プログラムの有用性について検討を行った。

第5章では、本研究の総括、今後の課題について述べた。

第2章 焦点位置変位がプロファイル形状や radiation isocenter 変位に与える影響

2.1 緒言

焦点の位置変位がビームアライメント変化の要因の一つであることが知られているが、焦点位置の変位がビームアライメントや radiation isocenter に及ぼす影響について検討はされてこなかった。我々はこれまでの報告で、スリットスキャン法を焦点位置変位測定に応用することで、焦点位置変位がビームプロファイル形状や WL test の結果に与える影響を明らかにした⁴⁹⁾。この章では、その概説を行う。

2.2 方法

Bending F パラメータを調整して焦点位置を変位させ、スリットスキャン法による焦点位置変位測定、3次元水ファントムによるプロファイル測定、WL test による radiation isocenter の評価を行った。6 MV の Flattening filter 有りのビーム (以下 FF ビーム) , Flattening filter 無しのビーム (以下 FFF ビーム) を用いて、Bending F パラメータをオリジナル値, 間の値, 上限値として、FF ビームでは 1.70, 1.80, 1.90, FFF ビームでは 2.07, 2.27, 2.37 に変化させ測定を行った。IEC 61217⁵⁰⁾における X1 側をガントリ左 (L) , X2 側をガントリ右 (R) と定義し、R, G 方向を+方向, L, T 方向を-方向とした (Fig. 2-1) 。

照射野は AAPM TG-45 に則り²³⁾、50%線量で囲われる範囲とし、相対線量 50% の中心位置を照射野中心と定義した。軸外線量比 (Off Axis Ratio: OAR) 曲線の正規化は、FF ビームでは中心軸で行い、FFF ビームでは Fogliata ら⁵¹⁾の手法を参考に、OAR 曲線を 3 次微分して算出した変曲点で行った (Fig.2-2) 。

平坦度や対称性の算出に関しては AAPM TG-45²³⁾の手法を参考にした。

$$\text{平坦度 (Flatness)} = \left(\frac{I_{\max} - I_{\min}}{I_{\max} + I_{\min}} \right) \times 100\%$$

$$\text{対称性 (Symmetry)} = \left(\frac{I_{\text{left}} - I_{\text{right}}}{I_{\text{left}} + I_{\text{right}}} \right) \times 100\%$$

平坦度、対称性ともに、80%照射野内で定義される。

I_{\max} は 80%照射野内の最大の値を示し、 I_{\min} は最小の値を示す。

I_{left} と I_{right} はそれぞれ中心軸から逆側に同距離で、 $I_{\text{left}} - I_{\text{right}}$ が最も大きくなる位置にある。

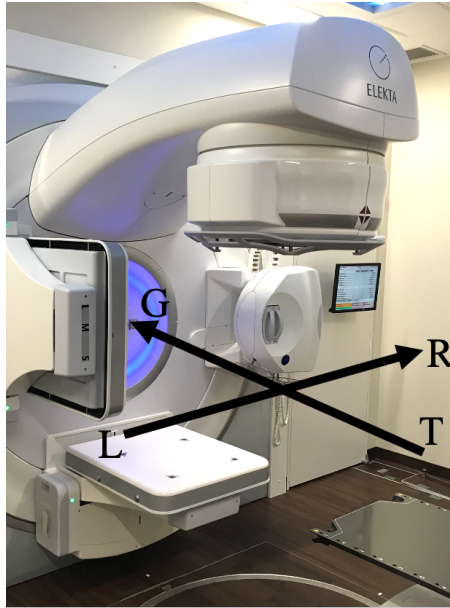


Fig. 2-1 放射線治療装置における水平方向，頭尾方向の定義

水平方向において R は+側，L は-側を示す．頭尾方向では G が+側，T が-側を示す．

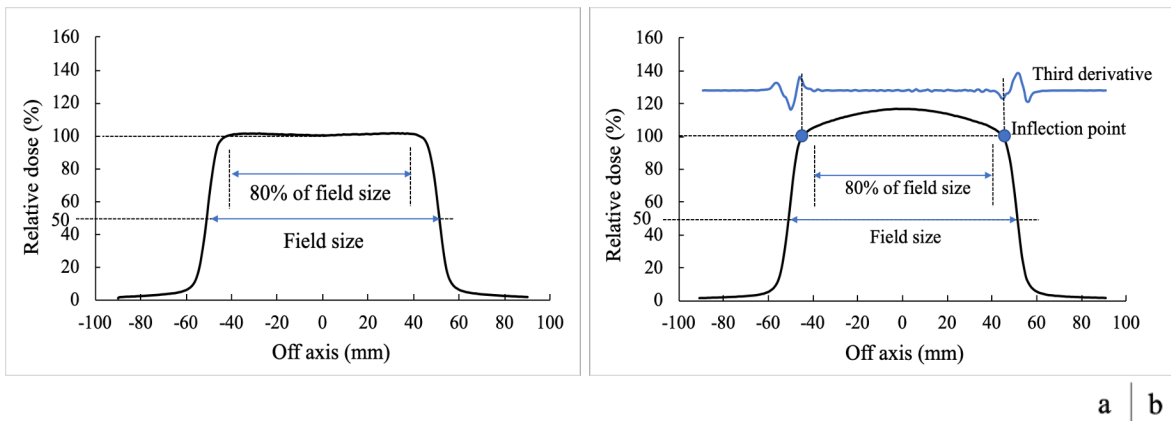


Fig. 2-2 照射野の定義

a: Flattening filter 有りのビーム

b: Flattening filter 無しのビーム (FFF ビーム)

照射野の大きさは，50%線量で囲われる範囲とした．FF ビームでは照射野中心で正規化し，FFF ビームでは3次微分の変曲点で正規化を行った．

焦点位置変位の測定はグローバル・フォー社の焦点測定装置を用いて，X線が照射されている状態で電離箱（PTW社製 TN30013型：公称容量 0.6 cc）をスリット間隙と同時に 0.1

mm 間隔で動かして測定した。電位計は RAMTEC smart (TOYO MEDIC 社製) を用いた。測定は Right-Left (RL) 方向, GT 方向で行った。測定によって得られた焦点強度分布から半値幅の中心位置を算出し, 焦点位置とした。

Bending F パラメータ調整によって変位させた焦点位置におけるビームアライメントの評価を行うため, 3次元水ファントム Blue Phantom2 (IBA Dosimetry 社製) を用いてプロファイル測定を行った。ビームデータ測定におけるファントムのセットアップ法などが記載されている AAPM TG-106⁵²⁾を参考にプロファイル測定を実施し, 照射野中心, 平坦度, 対称性を評価した。

Bending F パラメータを調整して変位させた焦点位置における radiation isocenter の変位を測定するため, 各 Bending F パラメータで WL test を実施した。その方法として Elekta 社リニアックでの WL test 方法について報告した辰己らの方法³³⁾を参考にした。Elekta 社製 Basic Calibration Kit MRT15991 の BB を用いて, 先端に付随する直径 8 mm の X 線に対し高吸収の球体 (ステンレス製) を寝台の先端に配置し, 照射野サイズを $30 \times 30 \text{ mm}^2$ に設定してガントリ角度 $-180, -90 (270), 0, 90, 180^\circ$ 方向から EPID に X 線照射を行った。得られた画像から照射野中心と BB 中心の相対的なずれ量とずれ方向を解析ソフト (Elekta 社製 W/L Analysis Software) によって解析し, 各 Bending F パラメータの radiation isocenter の位置変位を算出した。

2.3 結果

Bending F パラメータを変化させた際の FF ビーム, FFF ビームにおける焦点位置変位測定の結果を Fig. 2-3 に示す。Bending F パラメータ 1.70, 1.80, 1.90 における FF ビームの焦点位置は RL 方向で 0.1 mm, 0.3 mm, 0.1 mm で, GT 方向で 0.0 mm, 0.4 mm, 0.8 mm だった。FFF ビームでは Bending F パラメータ 2.07, 2.27, 2.37 の焦点位置は RL 方向で 0.5 mm, 0.3 mm, 0.3 mm で, GT 方向で $-0.7 \text{ mm}, 0.0 \text{ mm}, 0.3 \text{ mm}$ だった。

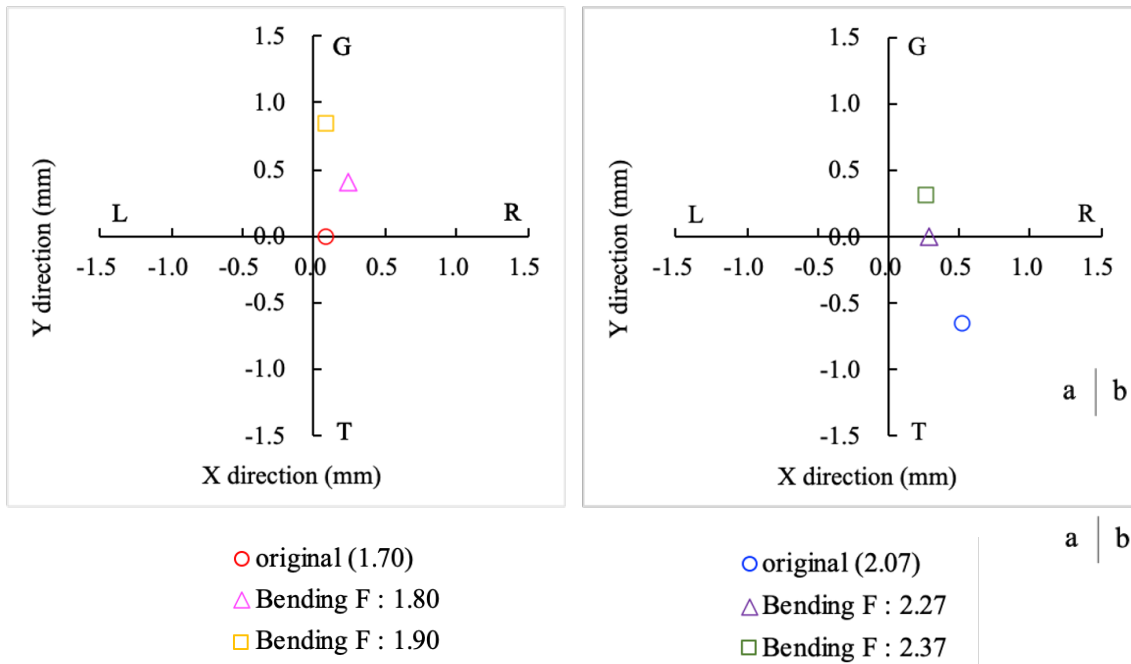


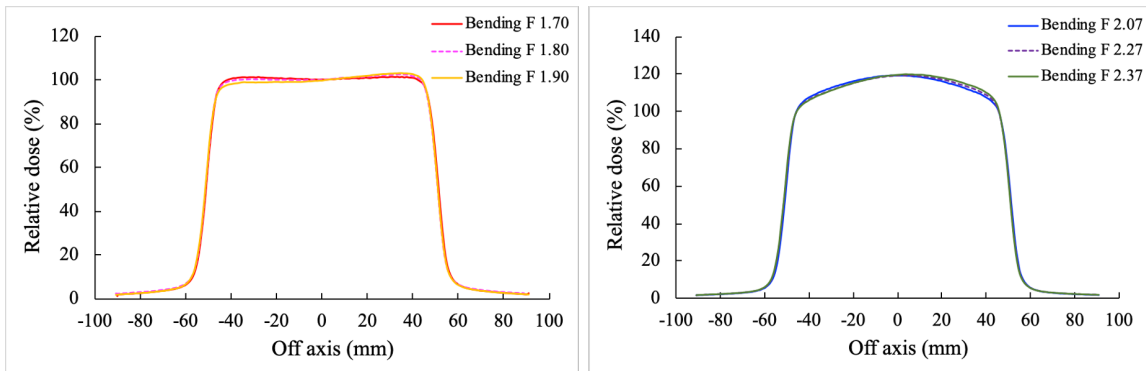
Fig. 2-3 各 Bending F パラメータにおける FF ビーム, FFF ビームの焦点位置⁴⁹⁾

スリットスキャン法で得られた焦点強度分布の半値幅の中心位置を示す. R, G が+側で, L, T が-側を示す.

a: FF ビーム

b: FFF ビーム

Bending F パラメータ調整によって変位させた焦点位置において, 3次元水ファントム Blue Phantom2 を用いてプロファイル測定を行った結果を Fig 2-4 に, WL test を行った結果を Fig. 2-5 に示す.



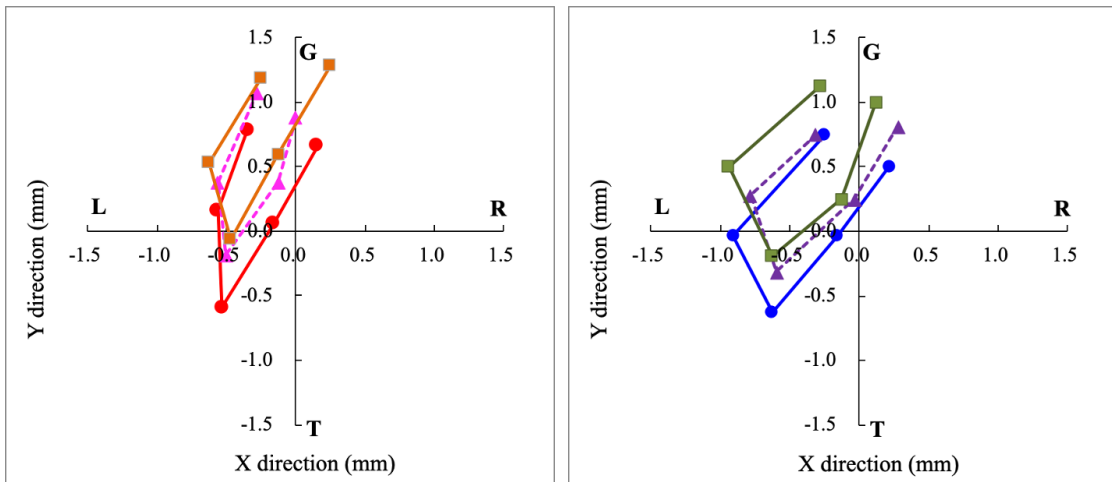
a | b

Fig. 2-4 Bending F パラメータを変化させた時のプロファイル形状の変化

ピーク深における OAR 曲線を示す. G : +側, T : -側.

a: FF ビーム

b: FFF ビーム



a | b

● original (1.70)
 ▲ Bending F :1.80
 ■ Bending F :1.90

● original (2.07)
 ▲ Bending F :2.27
 ■ Bending F :2.37

Fig. 2-5 各 Bending F パラメータにおける照射野中心に対する BB 中心の変位⁴⁹⁾

固定した寝台の先端に設置した BB に、ガントリ角度-180, 270, 0, 90, 180°にて X 線を照射し、EPID を用いて画像を取得した。Bending F パラメータを変化させた際の、照射野中心に対する BB 中心の変位量を計算し図に示した。R, G : +側, L, T : -側

a: FF ビーム

b: FFF ビーム

焦点位置変位による、プロファイル形状、BBの相対的な位置変位の関係を Table 2-1 に示す。1 mm の焦点位置の変位に対して照射野中心の変位は 0.5 mm 未満で、FF ビームにおける平坦度や対称性の変化は約 2% だった。各 Bending F パラメータで radiation isocenter は GT 方向に 0.3 ~0.5 mm の変位が生じた。RL 方向の変位は 0.1 mm 未満だった。

Table 2-1 オリジナル Bending F パラメータと比較した時の焦点位置、ビームアライメント、BB 位置の変化⁴⁹⁾

	Bending F	6 MV			6 MV FFF		
		1.70 (Original)	1.80	1.90	2.07 (Original)	2.27	2.37
RL	Focal position (mm)	-	0.0	0.0	-	-0.2	-0.2
	Field center (mm)	-	0.0	0.0	-	0.0	-0.1
	Flatness (%)	-	0.0	0.0	-	0.0	-0.1
	Symmetry (%)	-	0.0	0.0	-	-0.1	0.2
	BB shift (mm)	-	0.0	0.0	-	0.0	0.0

	Bending F	6 MV			6 MV FFF		
		1.70 (Original)	1.80	1.90	2.07 (Original)	2.27	2.37
GT	Focal position (mm)	-	0.4	0.8	-	0.7	1.0
	Field center (mm)	-	-0.2	-0.4	-	-0.1	-0.3
	Flatness (%)	-	0.9	1.9	-	0.3	0.7
	Symmetry (%)	-	1.0	2.1	-	1.0	1.8
	BB shift (mm)	-	0.3	0.5	-	0.3	0.4

a

a: RL 方向 (R: +側, L: -側)

b

b: GT 方向 (G: +側, T: -側)

Bending F パラメータ調整をして焦点位置変位測定、3次元水ファントムによるプロファイル測定、WL test を行った結果から、オリジナルパラメータの値を基準とした際の焦点位置、照射野中心、平坦度、対称性、BB 中心の変化を算出した。

2.4 考察

スリットスキャン法により、Bending F パラメータの調整による焦点位置の GT 方向への変位を測定することができた。スリットスキャン法は焦点の強度分布測定だけでなく、位置変位測定に利用可能であることを確認した。

焦点位置変位が 1 mm 以内であっても、プロファイル形状から算出した平坦度や対称性が

AAPM TG-142 で推奨される許容値（1%以内）を超えて変化することが明らかになった (Table 2-1). また GT 方向の焦点位置変位によって, Fig. 2-5 に示す WL test の結果において BB の照射野中心に対する相対的位置は平行に変位しており, 焦点位置が radiation isocenter 変位に影響を与えることが示された. プロファイル測定や WL test によって許容値を超える結果が得られた場合, プロファイル測定と合わせて焦点位置変位測定を行うことは, その原因究明において有用といえる.

焦点位置変位によるプロファイル形状の変化は FFF ビームでは FF ビームに比べ小さいとされており¹²⁾, 今回の結果でも, FFF ビームでは対称性においては 1 mm の焦点位置変位によって 2%程度の変化が生じたものの, 平坦度の変化は 1%以内であった (Table 2-1). FF ビームに比べ, FFF ビームのビームアライメントの不整をプロファイル測定で検出することは困難であると考えられ, 加えてスリットスキャン法を実施することは装置 QA の方法として有用であると考えられる.

AAPM TG-142 ではプロファイル形状の評価は 1 年に 1 回行うことを推奨している³¹⁾. 平坦度や対称性の変化が許容値内であっても, 焦点位置変位が生じている可能性があり, プロファイル測定に合わせ焦点位置変位測定を 1 年に 1 回程度の頻度で定期的に測定することは今後の放射線治療の高精度化において必要であると考えられる.

2.5 まとめ

スリットスキャン法を用いることで焦点位置測定が可能であり, ビームのパラメータを調整した測定によって, 焦点位置変位に対するプロファイル形状, radiation isocenter の関係を明らかにした. 焦点位置変位測定はプロファイル形状や radiation isocenter 位置の変位における原因究明において必要であり, 装置 QA として実施することは今後の放射線治療の高精度化において有用と言える.

第3章 複数エネルギーのビームアライメント評価における焦点位置変位測定の有用性

3.1 緒言

我々はこれまでの報告で、スリットスキャン法を焦点位置変位測定に応用できることを明らかにし、焦点位置変位がビームアライメントの変化や radiation isocenter 変位の要因となることを述べた⁴⁹⁾。FF ビームと FFF ビームの違いによって照射野中心、radiation isocenter が異なったことは、2015 年に Zhang らが複数のエネルギーを有する装置において、異なるエネルギーで radiation isocenter がずれていることを示した報告⁵³⁾と一致している。Zhang らは線質によってビームアライメントが変化する要因を明らかにしていないが、今回の結果から焦点位置変位との関連が示唆された。

これまでの幾何学的 QA は通常単一エネルギーで行われ、TG-142 でも複数エネルギーにおける radiation isocenter のずれに関する記載はなく、Zhang らは複数エネルギーにおけるビームアライメントの QA 方法が確立されるべきであるとした⁵³⁾。

ビームアライメントのずれの要因は焦点位置のずれ、コリメータの非対称性、ガントリ、コリメータの回転軸のずれ、ガントリの機械的な歪みに分類され¹⁶⁾、これまで SF test 等で評価されてきた。この章では、複数エネルギーにおいて SF test や WL test に加えスリットスキャン法による焦点位置変位測定を実施し、複数エネルギーのビームアライメントに焦点位置変位が与える影響を評価した。また、0°以外のガントリ角度で焦点位置を測定し、WL test におけるエネルギー間での結果の違いとの相関を調べ、QA における焦点位置変位測定の有用性について検討した。

3.2 方法

2 施設の Elekta 社製リニアック (Versa HD Elekta) を用いた。それぞれ Versa 1 と Versa 2 と略す。使用した X 線エネルギーは Versa 1 は 4 MV, 6 MV, 10MVX 線の 3 種類, Versa 2 は 6 MV, 10 MVX 線の 2 種類である。各エネルギーにおいて焦点位置をスリットスキャン法によって測定し、エネルギー間の焦点の変位量を計測した。

それぞれのリニアックは、AAPM TG-142 に則って品質管理が行われている。通常の QA は 6 MV を基準に行われており、本研究は事前に Lutz らや岡本らの方法^{16, 27)}を参考に各エネルギーでコリメータ SF test, star-shot 法, 3 次元水ファントムによる OAR の測定を行い、特定のエネルギーでの照射野の非対称性や、回転軸のずれがないことを確認した後に実施した。

3.2.1 焦点位置変位測定

各エネルギーの焦点の位置及び変位量を、スリットスキャン法によって測定した。穴井による焦点測定方法⁴⁷⁾を参考に、X 線が照射されている状態で線量直線性が確かめられている電離箱 (TN30013 型 PTW 社製：公称容量 0.6 cc) をスリット間隙と同時に 0.1 mm 間隔で動かし、電気信号を電位計 (RAMTEC smart TOYO MEDIC 社製) で計測した。走査方向の変更はコリメータを回転させて行き、RL 方向 と GT 方向で測定した。ガントリ角度 0°では、コリメータを 180°回転させて測定を行い、焦点測定装置の原点位置を確認した。さらに本研究ではガントリ角度による焦点位置の変位を評価するため、スリットスキャン法による測定をガントリ角度 0, 90, 180, 270°で行った。測定にはノイズが含まれるため、バックグラウンドとしてスリットがないステンレス治具を 1.0 mm 間隔で走査させて測定を行い、これを差し引いて正味の信号とした。測定によって得られた焦点強度分布から半値幅の中心位置を算出し、焦点位置とした。

3.2.2 Split Field test

各エネルギーのビームアライメントを評価するため、岡本らの方法¹⁶⁾を参考にそれぞれのエネルギーで SF test を行った。ラジオクロミックフィルム (EBT3 VERITAS 社製) を 2 枚の 10 mm 厚水等価ファントム (Solid water HE Gammex 社製) の間に挟んで、ビーム軸に対して垂直な isocenter 平面に置いた。ガントリ角度を 0°, 照射野を 100 × 100 mm² に設定し、シャドートレイ上に置いた厚さ 100 mm の鉛ブロックで照射野の半分を覆い X 線を照射後、ガントリを 180°回転し、先に照射した側を遮蔽してもう片側半分を照射した。この時、RL 方向の不一致をみるために照射野の上半分、下半分を遮蔽して照射を行い、GT 方向の不一致をみるために左半分、右半分を遮蔽して照射を行った。得られたラジオクロミックフィル

ムの解析はフラットベッドスキャナ (DS-G20000 EPSON 社製) とフィルム読み取りソフト (EPSON Scan 2 ver. 6.1.2.0) を用いて行った。設定は IMRT の線量分布検証で一般的に用いられる、透過原稿タイプ、イメージタイプ: 48 bit, 解像度: 150 dpi を選択した。その後 TIFF 形式で出力した画像を画像解析ソフト (Image J National Institutes of Health 社製) を用いて解析した。スプレッドシートを用いて pixel 間を直線補間し、分割された照射野のそれぞれの中心座標を求め、その差分値を各エネルギーにおけるビームアライメントのずれ量として算出した。

3.2.3 Winston Lutz test

各エネルギーの radiation isocenter とビームアライメントの評価のため、辰己らの方法³³⁾を用いて WL test を行った。Elekta 社製 Basic Calibration Kit MRT15991 の BB を用いて、先端に付随する直径 8 mm の X 線に対して高吸収物質 (ステンレス製) を寝台先端に配置し、照射野サイズを $30 \times 30 \text{ mm}^2$ に設定してガントリ角度 $-180, -90 (270), 0, 90, 180^\circ$ 方向から EPID に X 線照射を行った (評価時には -180° と 180° を平均して 4 方向とした)。焦点 EPID 間距離は 1600 mm である。BB の位置は固定とし、各エネルギーで測定を繰り返した。また、コリメータ角度 $0, 90^\circ$ で測定を行った。得られた画像は、解析ソフト (Elekta 社製 W/L Analysis Software) によって照射野と BB の画像上における中心座標を自動認識させ、BB のずれ量とずれ方向を解析した。なお、EPID のピクセルサイズはアイソセンタ上で 0.25 mm と解像度が低いため、ソフトウェアによる二次元線形補間処理によって 5 倍の解像度で解析を行った。

Zhang らによる BB を用いたエネルギー間のビームアライメントの評価方法を参考に⁵³⁾、各エネルギーの radiation isocenter の変位を算出した。また、エネルギー毎の BB の変位量を 6 MV を基準にして画像上の RL, GT 方向で計算し、焦点位置変位との相関について評価した。

3.3 結果

3.3.1 焦点位置変位測定

スリットスキャン法によって得られた正味の信号から作成した焦点強度分布を Fig. 3-1 に示す。Versa 1 の 4 MV, 6MV, 10MV の RL 方向の半値幅はそれぞれ 1.6 mm, 2.3 mm, 2.0 mm で、GT 方向では 1.7 mm, 1.7 mm, 1.8 mm だった。ガントリ角度 $0, 90, 180, 270^\circ$ におけるエネルギー毎の Versa 1, Versa 2 の焦点位置を Fig. 3-2, Fig. 3-3 に示す。焦点位置の図における左右 (RL) は IEC 61217⁵⁰⁾の表記に従っている。本研究では、R, G 方向を + 方向、L, T 方向を - 方向としている。エネルギーによって焦点位置は異なり、ガントリ角度 0°

における Versa 1 の 4 MV, 6MV, 10MV, Versa 2 の 6 MV, 10MV それぞれの焦点位置は RL 方向で 0.2 mm, 0.0 mm, -0.1 mm, 0.1 mm, 0.0 mm で, GT 方向で 0.2 mm, 0.2 mm, 0.0 mm, -0.3 mm, 0.1 mm だった (Table 3-1) . またガントリ角度によっても焦点位置は変化し, Versa 1 の 6 MV の場合, ガントリ角度 0, 90, 180, 270° それぞれの焦点位置は RL 方向で 0.0 mm, -0.6 mm, 0.6 mm, 0.8 mm で, GT 方向で 0.2 mm, 0.8 mm, -0.2 mm, 0.7 mm だった.

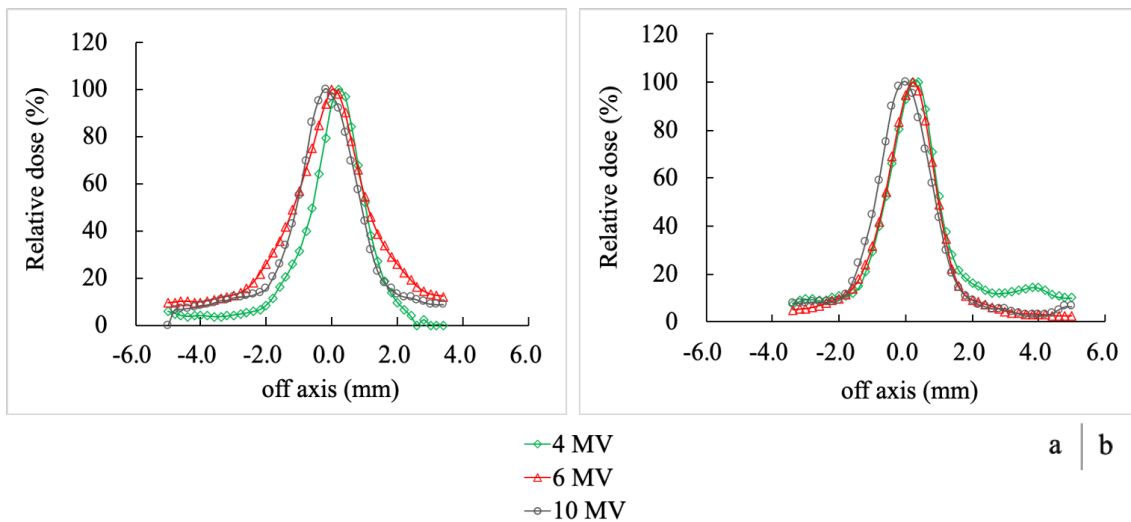


Fig. 3-1 スリットスキャン法によって得られた焦点強度分布 (ガントリ角度 0°)

バックグラウンド測定によって得られた信号を差し引き, 最大値を 100%として正規化し表示している.

a: スキャン方向: RL (-側 : L, +側 : R)

b: スキャン方向: GT (-側 : T, +側 : G)

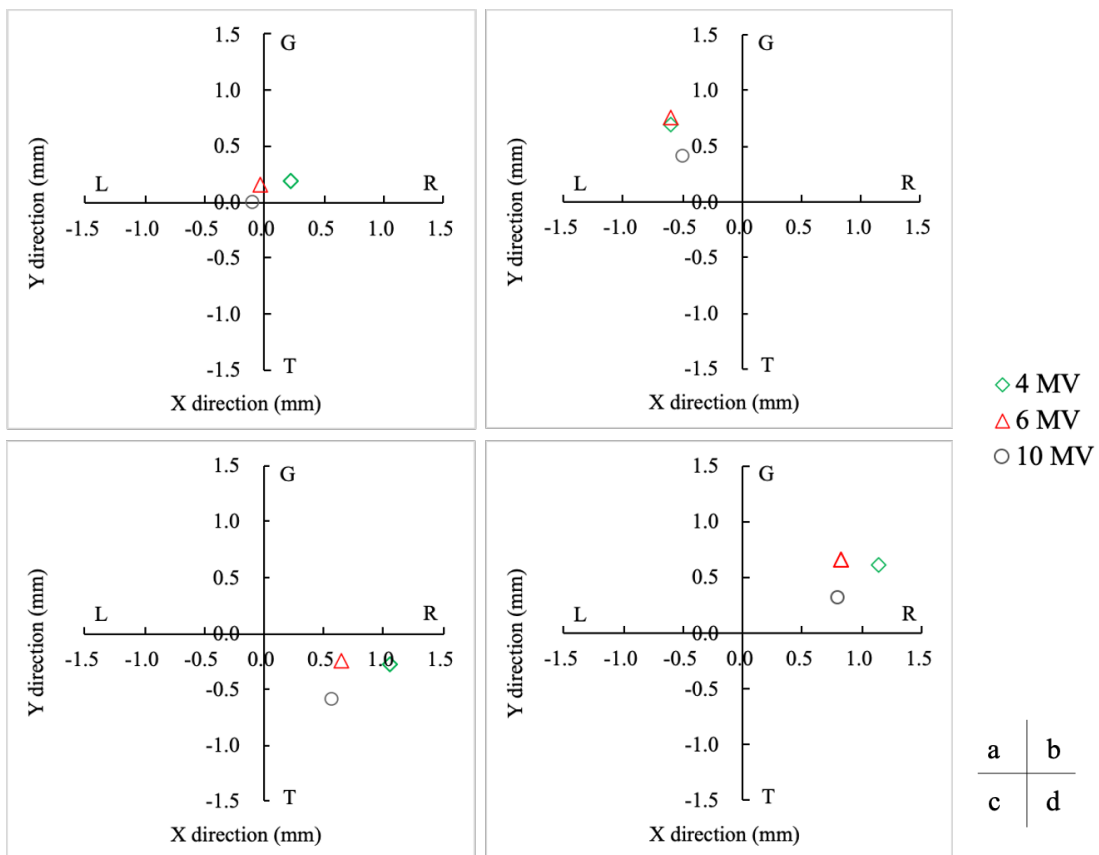


Fig. 3-2 スリットスキャン法によって得られた、各ガントリ角度における複数エネルギービームの焦点位置 (Versal)

エネルギーの違いにおける焦点位置の変位を示す。図における左右 (RL) は IEC 61217 の X1 側をガントリ左 (L) , X2 側をガントリ右 (R) と定義している。

- a: ガントリ角度 0°
- b: ガントリ角度 90°
- c: ガントリ角度 180°
- d: ガントリ角度 270°

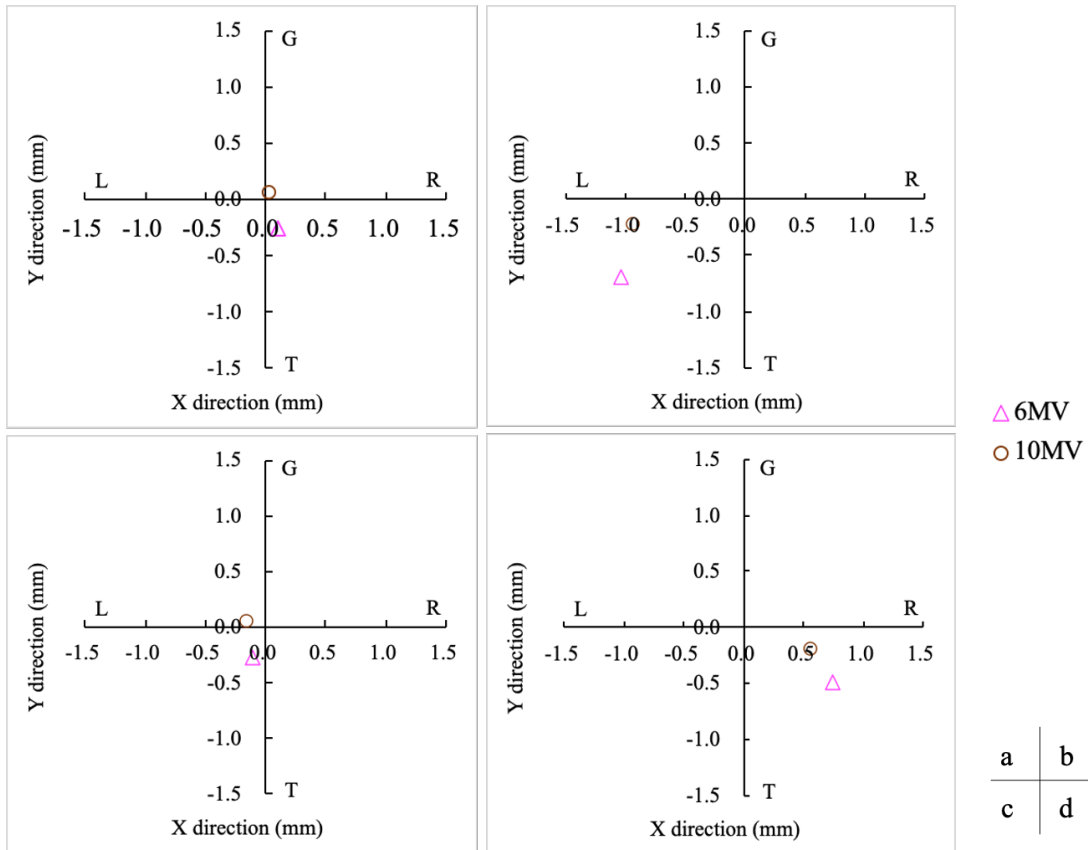


Fig. 3-3 スリットスキャン法によって得られた、各ガントリ角度における複数エネルギービームの焦点位置 (Versa2)

- a: ガントリ角度 0°
- b: ガントリ角度 90°
- c: ガントリ角度 180°
- d: ガントリ角度 270°

Table 3-1 各ガントリ角度における焦点位置 (RL, GT 方向)

Gantry angle (°)	Versa 1						Versa 2			
	4 MV		6 MV		10 MV		6 MV		10 MV	
	RL (mm)	GT (mm)	RL (mm)	GT (mm)	RL (mm)	GT (mm)	RL (mm)	GT (mm)	RL (mm)	GT (mm)
0	0.2	0.2	0.0	0.2	-0.1	0.0	0.1	-0.3	0.0	0.1
90	-0.6	0.7	-0.6	0.8	-0.5	0.4	-1.0	-0.7	-0.9	-0.2
180	1.0	-0.3	0.6	-0.2	0.6	-0.6	-0.1	-0.3	-0.1	0.1
270	1.1	0.6	0.8	0.7	0.8	0.3	0.8	-0.5	0.6	-0.2

スリットスキャン法による焦点位置変位測定をガントリ角度 0, 90, 180, 270°で行った。RL 方向において R を+側, L を-側として表記し, GT 方向に関しては G を+側, T を-側として表す。

3.3.2 Split Field test

Versa 1, 6 MV の SF test の結果を Fig. 3-4 に示す。他のエネルギーでも同様の画像が得られ、全エネルギーにおける分割照射野の中心位置のずれを算出した結果を Table 3-2 に示す。RL 方向では 4 MV においてのみ 0.6 mm のずれを確認し、それ以外のずれは 0.2mm 以内であった。GT 方向においては全てのエネルギーにおいて約 1 mm のずれがあった。

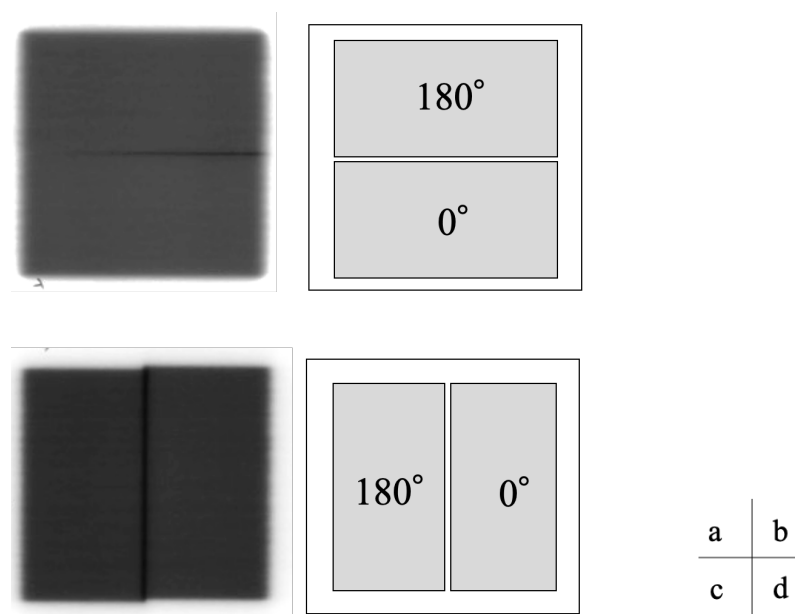


Fig. 3-4 Split Field test の結果 (Versa 1 6 MV)

100×100 mm² 照射野の半分を鉛のブロックで遮蔽してガントリ角度 0°と 180°から EBT3 フィルムに照射した。

- a: RL 方向
- b: 概略図 (RL 方向)
- c: GT 方向
- d: 概略図 (GT 方向)

Table 3-2 複数エネルギーで実施した SF test から得た分割照射野のずれ量

	Versa 1			Versa 2	
	4 MV	6 MV	10 MV	6 MV	10 MV
RL (mm)	0.6	0.1	0.1	0.2	0.1
GT (mm)	1.3	1.1	1.1	1.4	0.9

ImageJ を用いて分割照射野の中心を算出し、それぞれの差を求めた。

3.3.3 Winston Lutz test

Versa 1, Versa 2 において、複数エネルギーを用いて WL test を行った結果を、それぞれ Fig. 3-5, Fig. 3-6 に示す。エネルギー毎に BB の位置に違いが見られ (Table 3-3) , 各エネルギーで radiation isocenter の位置は変位した。さらにコリメータを 90°に変化させて WL test を行った結果から、コリメータ角度によっても radiation isocenter が 0.1~0.4 mm 変位することが示された (Fig. 3-5, Fig. 3-6, Table 3-3) .

Table 3-4 にガントリ角度 0°, コリメータ角度 0°における各エネルギーの BB の位置と、6 MV を基準にした際の変位量を示す。6 MV に比べ Versa 1 の 4 MV, 10 MV, そして Versa 2 の 10 MV の BB は、RL 方向にそれぞれ 0.3 mm, 0.3 mm, 0.2 mm, GT 方向に-0.1 mm, -0.3 mm, 0.5 mm 変位していた。

エネルギーの違いにおける WL test の結果の違いとそれぞれの焦点位置の関係を評価するため、各ガントリ角度で 6 MV を基準にしたエネルギー毎の焦点位置と BB の位置を計算した。6 MV に対する相対的な距離を軸にして、両者を同じグラフ上に示す (Fig. 3-7) 。 Versa 1 の 4 MV の場合、ガントリ角度 0, 90, 180, 270°それぞれにおける、6MV を基準にした焦点位置は RL 方向で 0.3 mm, 0.0 mm, 0.4 mm, 0.3 mm で、BB 位置は 0.3 mm, -0.1 mm, 0.5 mm, 0.7 mm だった。GT 方向 の焦点位置は 0.0 mm , -0.1 mm, 0.0 mm, -0.1 mm で、BB 位置は-0.1 mm, 0.1 mm, -0.1 mm, -0.1 mm であり、6 MV と 4 MV の GT 方向の差位は、焦点と BB 位置両方とも-0.1~0.1 mm だった。今回使用した全エネルギーに関して、焦点と BB 位置のずれ量、ずれ方向に相関を認めた。

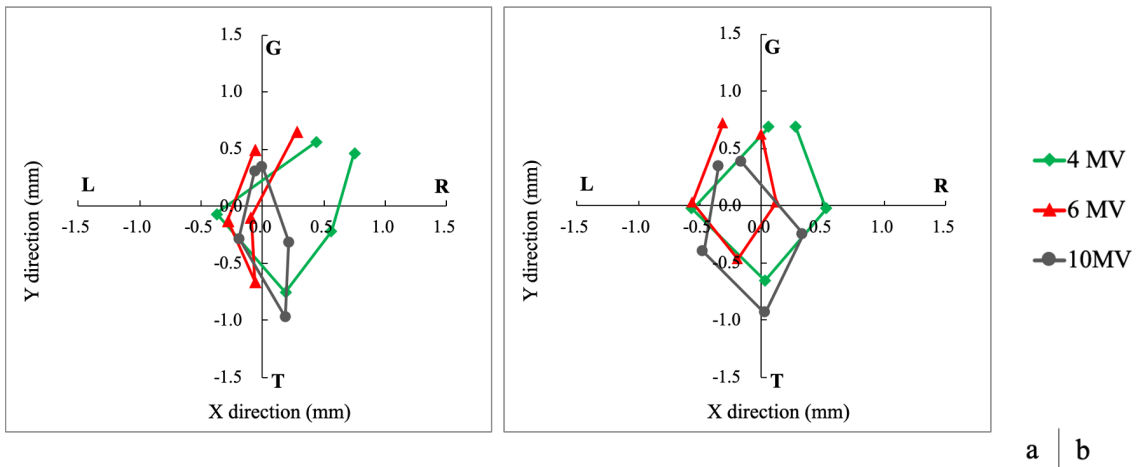


Fig. 3-5 Versa 1 複数エネルギーにおける照射野中心に対する BB 中心の変位

X 線不透過の球体 (BB) を先端にもつ棒を寝台に取り付け、ガントリ角度-180, 270, 0, 90, 180°から画像を取得する。コリメータ角度は 0°と 90°で行った。照射野中心と BB の中心の違いから、ガントリ角度毎の BB の変位を算出した。

a: コリメータ角度 0°,

b: コリメータ角度 90°

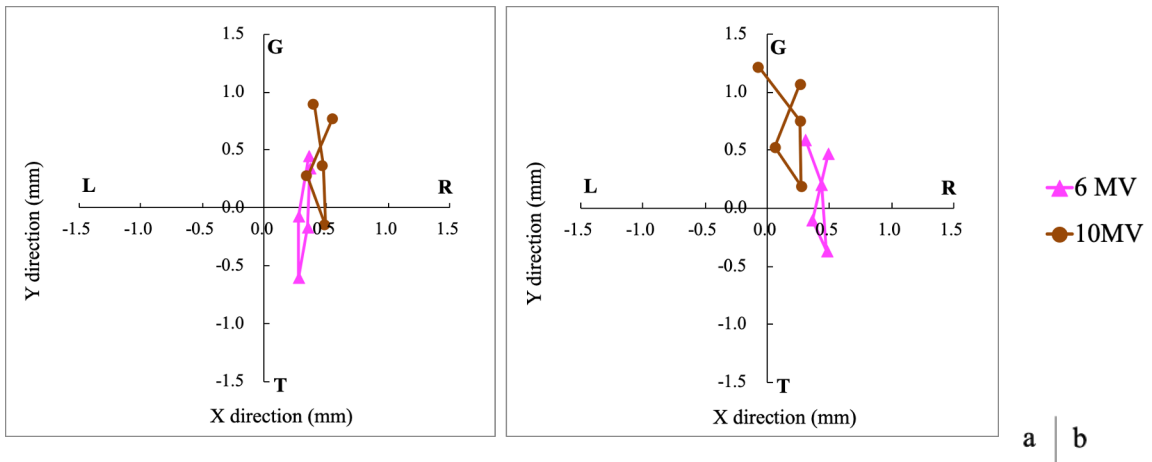


Fig. 3-6 Versa 2 複数エネルギーにおける照射野中心に対する BB 中心の変位

a: コリメータ角度 0°,

b: コリメータ角度 90°

Table 3-3 WL test によって得られた各エネルギーにおける BB の相対的位置変位

	Versa 1			Versa 2		
	4 MV	6 MV	10 MV	6 MV	10 MV	
RL (mm)	-0.2	-0.1	0.1	0.0	0.0	
GT (mm)	-0.1	-0.1	-0.3	-0.1	0.3	
Up-Down (mm)	0.5	0.1	0.2	0.0	-0.1	

	Versa 1			Versa 2		
	4 MV	6 MV	10 MV	6 MV	10 MV	
RL (mm)	-0.1	0.0	0.1	0.0	0.1	a
GT (mm)	0.0	0.1	-0.3	0.1	0.7	
Up-Down (mm)	0.5	0.3	0.4	0.0	-0.1	b

RL 方向においては L を-側, R を+側として表記し, GT 方向に関しては G を+側, T を-側として表す.

a: コリメータ角度 0°

b: コリメータ角度 90°

Table 3-4 6 MV を基準にしたエネルギーによる BB の位置変位 (ガントリ角度 0°)

	Versa 1						Versa 2			
	4 MV		6 MV		10 MV		6 MV		10 MV	
	RL (mm)	GT (mm)	RL (mm)	GT (mm)	RL (mm)	GT (mm)	RL (mm)	GT (mm)	RL (mm)	GT (mm)
BB position	0.2	-0.8	-0.1	-0.7	0.2	-1.0	0.3	-0.6	0.5	-0.2
Relative shift from 6 MV	0.3	-0.1	0.0	0.0	0.3	-0.3	0.0	0.0	0.2	0.5

RL 方向においては L を-側, R を+側として表記し, GT 方向に関しては G を+側, T を-側として表す.

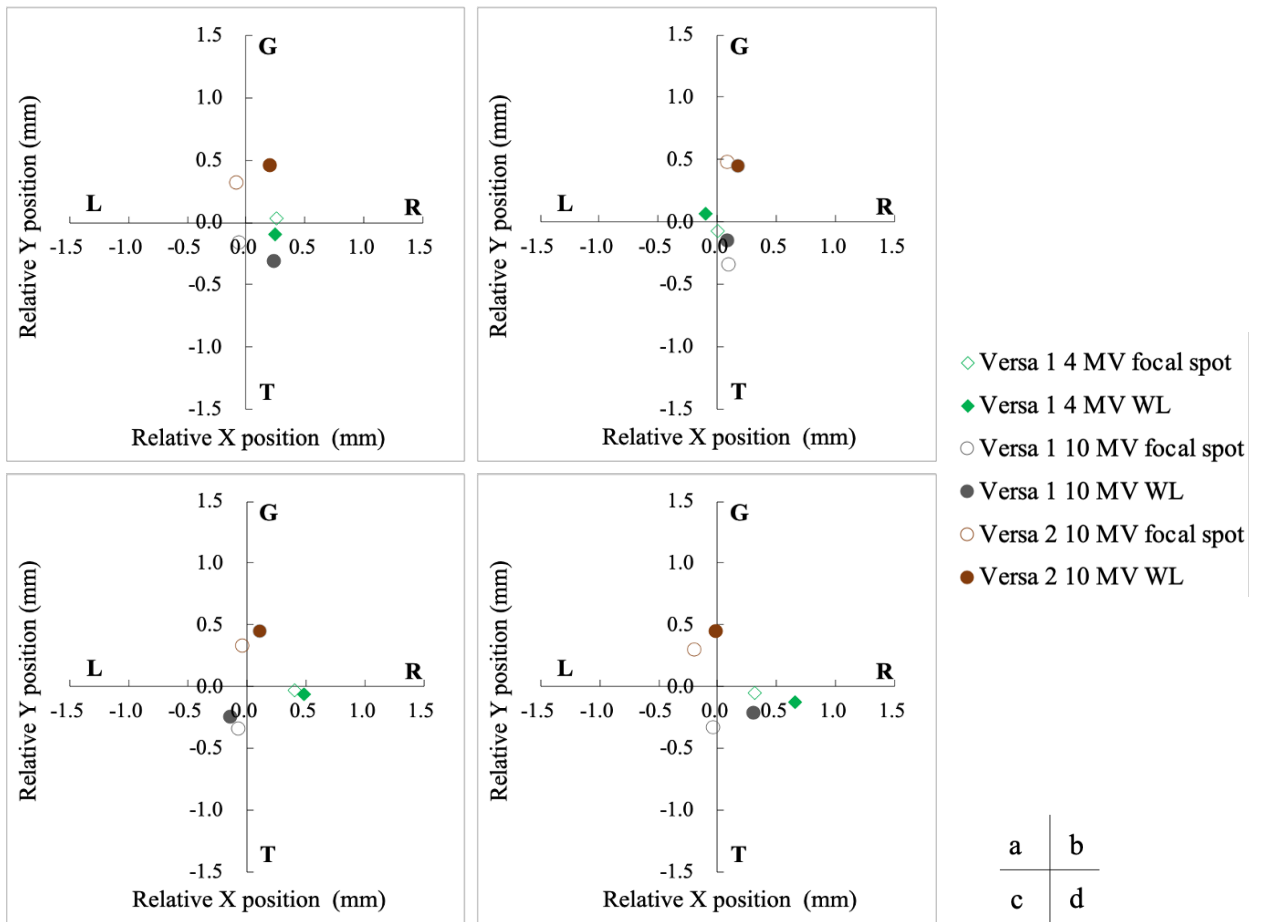


Fig. 3-7 6 MV を基準にしたエネルギーによる焦点と BB の位置変位

- a: ガントリ角度 0°
- b: ガントリ角度 90°
- c: ガントリ角度 180°
- d: ガントリ角度 270°

3.4 考察

本研究で使用した焦点測定装置の動作精度は 0.1 mm 以内で、SF test で用いた画像のマトリックスサイズは 1 pixel あたり 0.17 mm で、間を image J で直線補間した。また、W/L Analysis Software の計測精度は解像度 5 倍で平均誤差 0.034 mm、最大誤差 0.085 mm と報告されている³³⁾。したがって、本研究ではそれぞれ 0.1 mm の測定精度が担保されていると考えられる。また、SF test と WL test は複数回実施しており、同様の結果になることを確認している。

焦点位置変位測定の結果、ガントリ角度によって焦点位置が GT 方向に比べ RL 方向に大きく変位した。ガントリ角度 0°以外の焦点位置変位測定においては、測定器具自体の重みによるガントリのだれの影響などによって、RL 方向では Fig. 3-2, Fig. 3-3 のグラフの原点

位置に誤差が含まれている可能性がある。ベンディングマグネットによる偏向などにより焦点形状は正円にならないことが知られており⁴⁵⁾、本研究でも RL 方向と GT 方向の焦点の大きさが異なっている。エネルギーによる焦点の大きさの違いはそれぞれでビーム調整が異なるためと考えられる。Fig. 3-1 b の 4 MV におけるバックグラウンド領域の信号値の変動に関しては、ビーム出力の変動や加速された電子の広がりの影響などが考えられる。この原因究明には、より広範囲に測定を行い、また RL, GT 方向以外にも例えば 10°刻みのスキャンを行うことで詳細な焦点強度分布を取得する必要がある。

SF test では 4 MV において RL 方向に 0.6 mm のずれを確認しており、エネルギー間のビームアライメントの変位を検出した。これは、4 MV の焦点位置が他のエネルギーに比べ R 側に変位しているためと考えられる。GT 方向では全エネルギーで約 1 mm のビームアライメントのずれが検出された。Fig. 1-5 の e のようなガントリの自重による機械的な歪みの影響⁵⁴⁾であると考えられ、この影響で GT 方向はすでにビームアライメントのずれが生じていることから、エネルギー間の差異を検出することは難しいと考えられる。

WL test では Zhang らの結果⁵³⁾と同様にエネルギー間で radiation isocenter の違いを確認し、6 MV を基準にすることで RL, GT 方向のビームアライメントの変位を捉えることができた。コリメータ角度によって radiation isocenter に変位が生じることがわかり、WL test によるビームアライメントの評価には MLC や Jaw の位置精度などの影響を受けることが示唆された。今回測定に用いた治療装置は MLC が Jaw の上部にあるため、コリメータ角度を 90°に設定すると GT 方向が MLC で制御されることになり、Versa 2 のエネルギーの違いによる GT 方向の BB 変位がコリメータ角度 90°でより顕著に現れたと考えられる。Fig. 3-7 より、エネルギーによる WL test の結果の違いはそれぞれの焦点位置の変位によるものと考えられ、焦点位置変位がビームアライメントの変化を特徴付けていることが示唆された。スリットスキャン法による焦点位置変位測定は従来の SF test や WL test の組み合わせによる総合評価とは異なり、MLC や Jaw の位置精度とは無関係な方法で、複数エネルギーにおけるビームアライメントの変化を評価することが出来ると考えられる。

焦点位置の変位は、isocenter 面における MLC と Jaw の系統的な位置誤差の要因になり、高精度放射線治療における線量誤差に影響を与える可能性がある。近年の IMRT では、単一 isocenter で複数部位を同時に照射するなど、非常に高精度な治療が行われている。IMRT は MLC によって整形された極小サイズの照射野を積算して照射されるため、定位照射だけでなく IMRT においても焦点位置変位の影響は無視できないことが予想される。エネルギーおよびガントリ角度による焦点位置の変位は小さい事が望ましく、焦点位置を経時的に測定し、調整、管理することは今後の放射線治療の高精度化において有用であると考えられる。

3.5 まとめ

焦点位置の変位がエネルギーによるビームアライメントや **radiation isocenter** の変化を特徴づける要因の一つであることを明らかにした。スリットスキャン法による焦点位置変位測定は複数エネルギーにおけるビームアライメントの評価方法として有用であり、**WL test** 等の従来の **QA** 方法と合わせて実施することが今後の放射線治療の高精度化において必要である。

第4章 焦点位置変位測定を用いた QA プログラムの提案

4.1 緒言

これまでの結果から、焦点位置変位によりビームアライメントが変化し、WL test の結果に影響を及ぼすことが明らかになった。WL test の結果に誤差を与える他の要因として、ガントリ回転軸や EPID の位置ずれといった幾何学的精度や、ビーム軸の傾き等のビームアライメントのずれが知られている^{55), 56)}。プロファイル測定はビームアライメントの評価法として一般的であり¹⁶⁾、焦点位置変位に関しても平坦度や対称性の変化として検出することが可能であることが第2章の結果から示された。しかしプロファイル測定は、焦点位置変位、ビーム軸、Flattening filter への入射位置等を含んだ総合評価であり、さらにプロファイル形状の変化はガントリ、3次元水ファントム、検出器の駆動軸の傾き等の設置誤差によっても起こり得ることから⁵²⁾、わずかな平坦度や対称性の変化から焦点位置変位があると認識することは困難である。スリットスキャン法は直接焦点位置を測定し、変位の有無を確認できるため、WL test によって許容値を超える結果が得られた場合、プロファイル測定と合わせて焦点位置変位測定を行うことでその原因究明を的確に行うことが可能である。

本研究は、今後の装置 QA プログラムとして、従来の装置 QA 方法である WL test、3次元水ファントムによるプロファイル測定でビームアライメントの不整が疑われた場合に、焦点位置変位測定を実施することを提案する。この章では、実際に FFF を含めた複数エネルギーでこの QA プログラムを実施し、妥当性について検討を行った。

4.2 方法

Versa 1 にある全てのエネルギー (4 MV, 6 MV, 10 MV, 6 MV FFF, 10 MV FFF) を使用し、WL test による radiation isocenter の評価、3次元水ファントムによるビーム軸検証を行った。ビームアライメントのずれが疑われるビームについては焦点位置変位測定を実施し、ずれの原因を検討した。

4.2.1 Winston Lutz test

FFF を含めた全てのエネルギーで、辰己らの方法³³⁾を用いて WL test を行った。Elekta 社製 Basic Calibration Kit MRT15991 の BB を用いて、先端に付随する直径 8 mm の X 線に対し高吸収の球体 (ステンレス製) を寝台の先端に配置し、照射野サイズを $30 \times 30 \text{ mm}^2$ に設定してガントリ角度 $-180, -90 (270), 0, 90, 180^\circ$ 方向から EPID に X 線照射を行った。得られた画像から、Elekta 社製 W/L Analysis Software によって照射野と BB の画像上における中心座標を自動認識させ、照射野中心と BB 中心の相対的なずれ量とずれ方向を解析した。

Zhang ら⁵³⁾による BB を用いたビームアライメントの評価方法を参考に、radiation isocenter の位置変位を算出した。

4.2.2 3次元水ファントムによる照射野中心位置の測定

ビーム軸の検証のため、3次元水ファントム Blue Phantom2 (IBA Dosimetry 社製) を用いて AAPMTG-106⁵²⁾を参考にプロファイル測定を行った。各エネルギーにおいてピーク深さ、100 mm 深、200 mm 深、300 mm、350 mm 深における RL 方向 と GT 方向 の OAR 測定を 3 回繰り返した。線源表面間距離 (source-surface distance: SSD) は 1000 mm、照射野の大きさは $100 \times 100 \text{ mm}^2$ に設定した。本装置は 6 MV X 線を基準に定期的な装置 QA がなされているため、ファントムは 6 MVX 線のビーム軸を基準に設置した。得られた OAR の測定データから、それぞれの照射野の中心位置を算出した。

4.2.3 焦点位置変位測定

4.2.1、4.2.2 の測定で radiation isocenter やビームアライメントのずれが確認されたエネルギーにおいて、焦点位置変位の測定をグローバル・フォー社の焦点測定装置を用いて行った。穴井による焦点測定方法と同様に⁴⁷⁾、X 線が照射されている状態で電離箱 (PTW 社製 TN30013 型：公称容量 0.6 cc) をスリット間隙と同時に 0.1 mm 間隔で動かし、電気信号を電位計 (TOYO MEDIC RAMTEC smart) で計測した。測定は RL 方向、GT 方向で行い、走査方向の変更はコリメータを 90°回転させて行った。測定にはノイズが含まれるため、スリットがないステンレス治具を 1.0 mm 間隔で走査させて測定を行い、これを差し引いて正味の信号とした。測定によって得られた焦点強度分布から半値幅の中心位置を算出し、焦点位置とした。

4.3 結果

4.3.1 Winston Lutz test

FFF ビームを含めた全エネルギーで WL test を行った結果を Fig. 4-1, Table 4-1 に示す。エネルギーによって radiation isocenter は変位した。10 MV FFF の radiation isocenter は GT 方向に 0.7 mm 変位しており、ガントリ角度によっては BB の位置ずれが 1 mm 以上生じた。

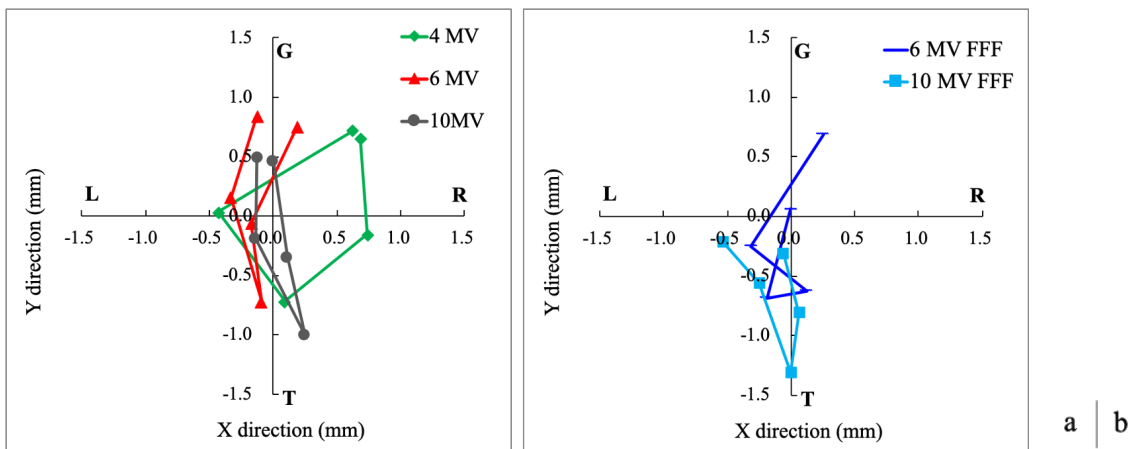


Fig. 4-1 Versa 1 全エネルギーにおける照射野中心に対する BB 中心の変位

a: 4 MV, 6 MV, 10 MV

b: 6 MV FFF, 10 MV FFF

Table 4-1 WL test によって得られた各エネルギーにおけ BB の相対的位置変位

	4 MV	6 MV	10 MV	6 MV FFF	10 MV FFF
RL (mm)	-0.3	-0.1	0.2	0.0	0.1
GT (mm)	0.0	0.0	-0.3	-0.3	-0.7
Up-Down (mm)	0.6	0.1	0.1	-0.1	0.2

RL 方向においては R を+側, L を-側として表記し, GT 方向に関しては G を+側, T を-側として表す.

4.3.2 3次元水ファントムによる照射野中心位置の測定

各エネルギー, 深さでの照射野中心を Fig. 4-2 (RL 方向) と Fig. 4-3 (GT 方向) に示す. 4 MV, 6 MV, 10 MV, 6 MV FFF, 10 MV FFF のビーム中心は peak 深で RL 方向だとそれぞれ, -0.2 mm, 0.0 mm, -0.1 mm, 0.0 mm, -0.2 mm で, GT 方向だと 0.1 mm, 0.0 mm, 0.3 mm, 0.1 mm, 0.5 mm だった. 4 MV, 6 MV, 10 MV, 6 MV FFF は深さによる照射野中心の変位は 0.2 mm 以内であり, 10 MV FFF は深さによって RL 方向で 0.3 mm, GT 方向で 0.3 mm 変位した.

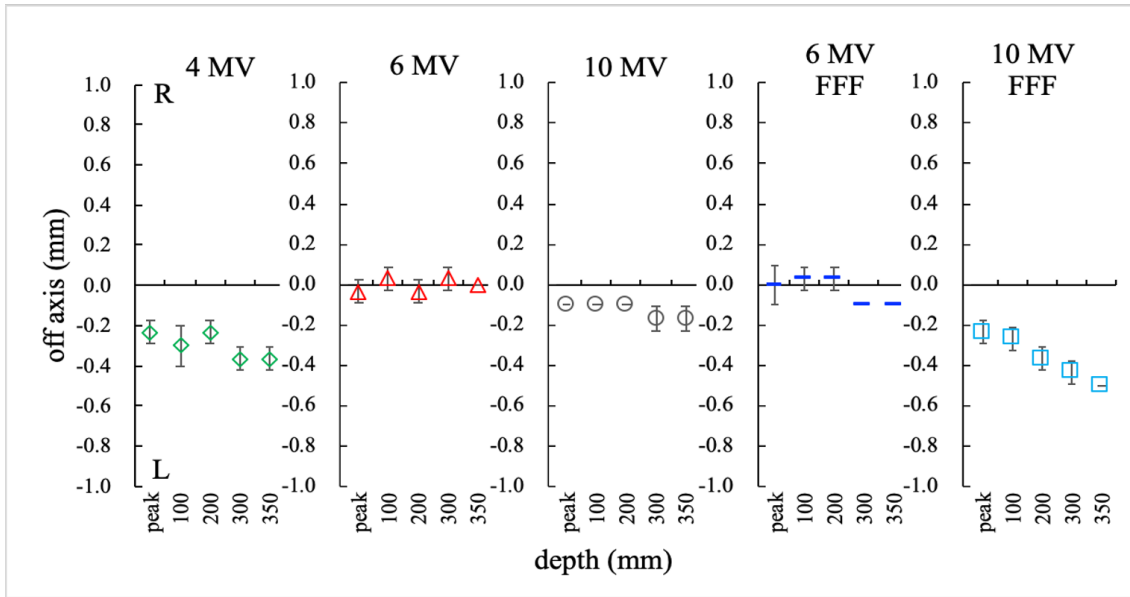


Fig. 4-2 複数エネルギーごとの深さにおける照射野中心位置の変化 (RL 方向)

3次元水ファントムを用いて OAR 測定を行い、プロファイルから照射野中心位置を算出した。

L : -側, R : +側

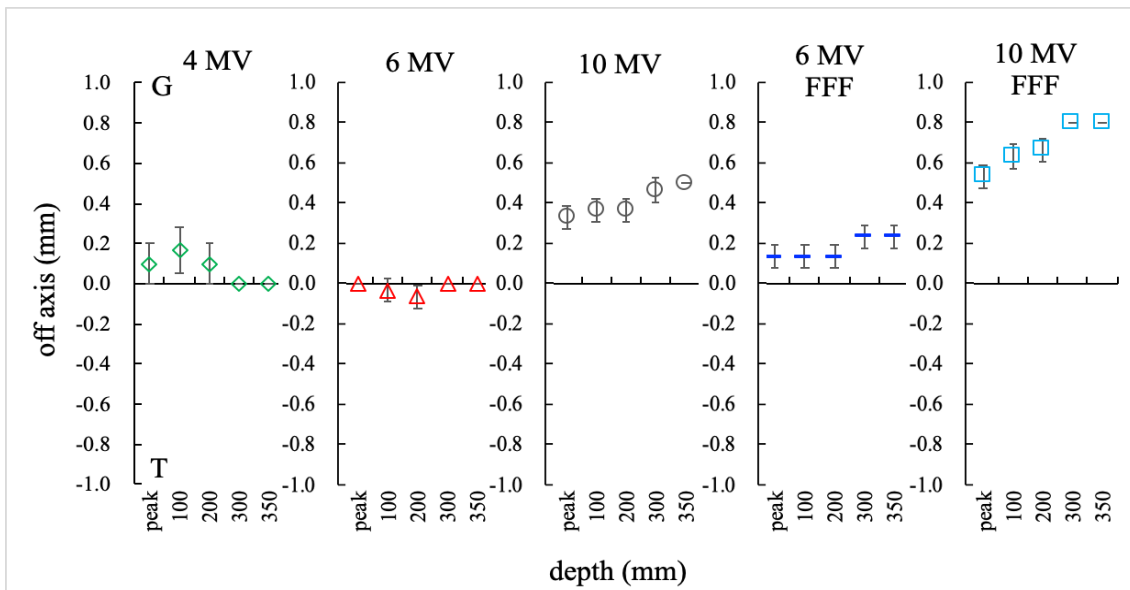


Fig. 4-3 複数エネルギーごとの深さにおける照射野中心位置の変化 (GT 方向)

T : -側, G : +側

4.3.3 焦点位置変位測定

10 MV FFF ビームを用いて、スリットスキャン法によって得られた焦点強度分布を Fig. 4-4 に示す。10 MV FFF の焦点位置は RL 方向 0.0 mm で、GT 方向 -0.1 mm だった (Fig. 4-

5) .

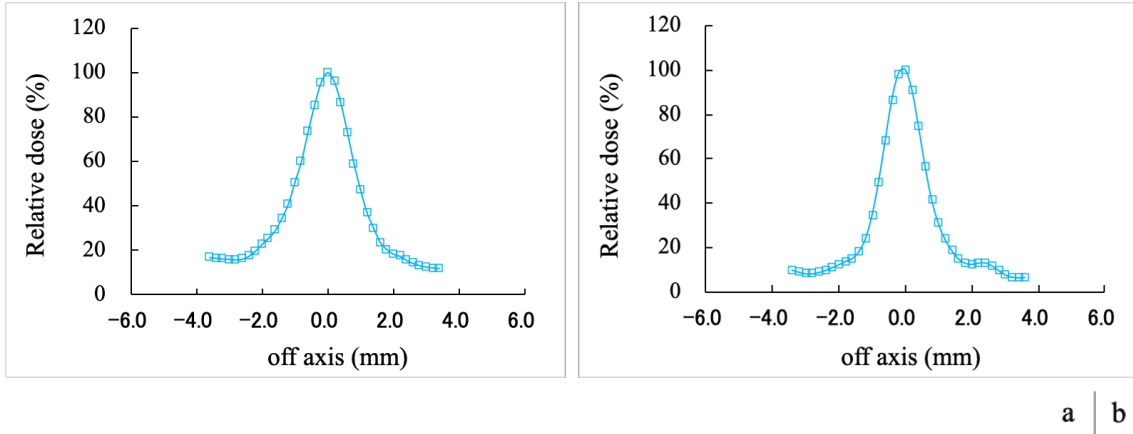


Fig 4-4 スリットスキャン法によって得られた, 10 MV FFF の焦点強度分布

バックグラウンド測定によって得られた信号を差し引き, 最大値を 100%として正規化し表示している.

a: スキャン方向: RL (-側 : L, +側 : R)

b: スキャン方向: GT (-側 : T, +側 : G)

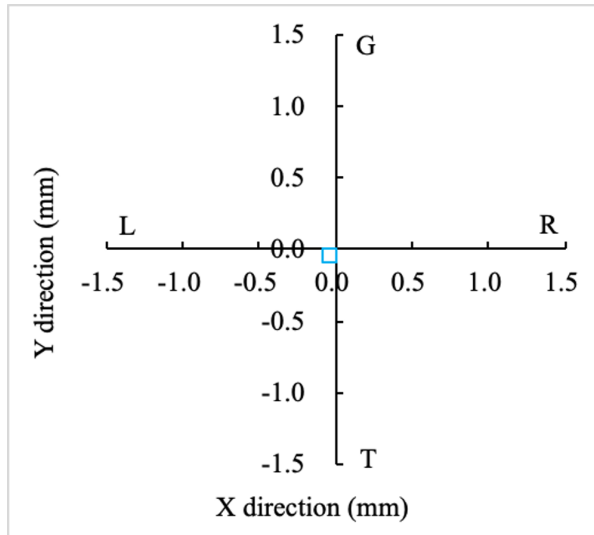


Fig. 4-5 スリットスキャン法によって得られた, 10 MV FFF ビームの焦点位置

スリットスキャン法で得られた焦点強度分布の半値幅の中心位置を示す. R, G が+側で, L, T が-側を示している.

4.4 考察

WL test では FFF ビームを含めた全てのエネルギー間で radiation isocenter の違いを確認し、10 MV FFF において BB がガントリ角度によっては 1 mm 以上 T 方向に変位し、3 次元水ファントムによる測定では、深さによって 0.3 mm の照射野中心位置の変化を確認した。3 次元水ファントムによる測定において、同じ場所での 3 回測定で 0.2 mm 以上値がばらつくことはなかったことから、深さ方向における 0.3 mm 以上の照射野中心位置の変位はビームアライメントの不整が生じていることが疑われる。これらのことから、10 MV FFF は焦点位置変位やビーム軸の傾きのどちらか、または両方が生じている事が推測され、焦点位置変位測定が必要と判断された。スリットスキャン法による測定結果から 10 MV FFF の焦点位置変位は 0.1 mm 以内で、ビームアライメントは、焦点位置が照射野中心付近にあり、ビーム軸が傾いている Fig. 1-10 の b の状態であることがわかった。メーカーにビーム軸調整を依頼することで、radiation isocenter の変位は改善した(Fig. 4-6, Fig. 4-7)。

AAPM TG-142 では、QA を日毎、月毎、年毎に分類し、手間と時間を要するものは年毎で行うべきとされ³¹⁾、専用の治具を必要とし、測定に時間を要するスリットスキャン法は年毎に行うことが妥当であると考えられる。QA の実施プログラムは、簡便で速く、繰り返し行うことができることが必要であり、簡易的なものから実施し、その後にレベルの高い技術、機器で実施される試験を行うことが推奨される³¹⁾。本研究が提案する QA プログラムは、簡便に行える WL test から実施し、最後にスリットスキャン法を実施することで、ビームアライメントの不整を効率よく評価し、ビーム調整における有用な結果を得ることが出来ており、装置 QA 方法として妥当であると考えられる。これまで原因究明が困難だったビームアライメントの不整を検出、修正することが可能であり、装置の新規導入、部品交換の際に今回の QA プログラムを実施することは、放射線治療の照射精度向上において有用であることが示された。

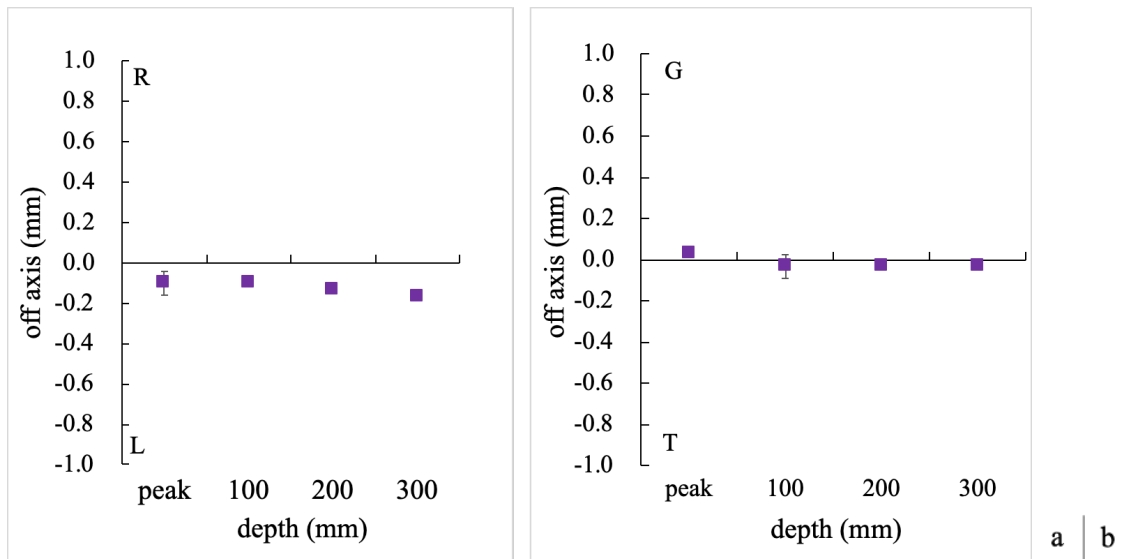


Fig. 4-6 10 MV FFF ビームの深さにおける照射野中心位置の変化 (ビーム調整後)

a: RL 方向 (-側 : L, +側 : R)

b: GT 方向 (-側 : T, +側 : G)

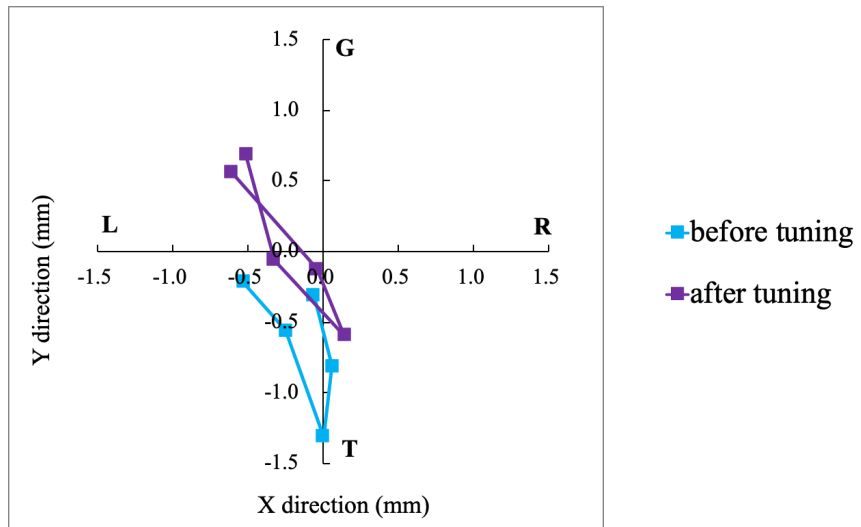


Fig. 4-7 10 MVFFF におけるビーム調整前後の WL test 結果

4.5 まとめ

従来の装置 QA 方法である WL test, 3次元水ファントムによる測定に, 焦点位置変位測定を組み合わせた QA プログラムを実施することで, ビームアライメントの状態を適切に評価し, 改善することが可能であった. 焦点位置変位測定はビームアライメント不整の原因を明らかにするために有用であり, 放射線治療の照射精度向上において, QA として実施することの妥当性が明らかになった.

第5章 本研究の結論と今後の課題

5.1 本研究の結論

第2章で記載した我々の過去の研究において、焦点位置を変位させた際の3次元水ファントム測定、WL testの結果から、1 mm以下の微小な焦点位置変位がビームプロファイル形状と radiation isocenter 位置において許容誤差を超える変化要因となることを報告している⁴⁹⁾。スリットスキャン法は焦点位置変位測定に応用可能であり、プロファイル形状や radiation isocenter 位置の変位における原因究明に有用であるとした。

第3章の複数エネルギー間での焦点位置変位測定、SF test、WL testの結果から、エネルギーの違いによるビームアライメントや radiation isocenter の変位がそれぞれの焦点位置に起因していることを明らかにした。スリットスキャン法による焦点位置変位測定は、SF test や WL test のように MLC や Jaw の位置精度に影響されることなく、複数エネルギーにおけるビームアライメントの変化を評価することが出来ると結論づけた。

第4章では、従来の装置 QA 方法である WL test、3次元水ファントム測定に、焦点位置変位測定を組み合わせた QA プログラムを提案した。実際にこのプログラムを実施した結果、従来の方法では原因究明が困難だったビームアライメントの不整を検出し、修正することが可能だった。焦点位置変位測定を組み合わせた QA プログラムは、エネルギー毎のビームアライメントを効率よく評価できると結論づけた。

焦点位置変位がビームプロファイル形状の変化や radiation isocenter 変位に及ぼす影響は大きく、エネルギー間のビームアライメント変化の要因であることを明らかにした。従来の QA 方法である WL test、3次元水ファントム測定に加えて焦点位置変位測定を1年に1回程度、また、装置の新規導入時や部品交換時に行うことは、ビームアライメントの QA 精度を向上させ、今後の放射線治療の高精度化において有用であることが明らかになった。

5.2 今後の課題

MLC を用いた IMRT では、定位照射のようなビーム中心の照射野だけでなく、単一 isocenter で複数部位を同時に照射するなど中心軸外の照射野を積算した照射が行われる。焦点位置変位の影響は、中心軸外照射でより大きくなることが予想され、IMRT の照射精度に及ぼす影響について今後検討していく必要がある。

本研究は測定に臨床機を用いており、許容誤差の範囲で測定を行った。許容誤差内であっても、焦点位置に起因するビームアライメントの変化、radiation isocenter の変位が生じていることが明らかになった。X線の線質やプロファイル形状などは年1回測定し評価することが望ましいとされており、焦点位置も同様の頻度で検証する必要があると考える。今後さ

らに年単位で経時的に測定を行い、また他の機種においても同様の結果が得られることを確認することで、装置の QA 項目として有用であることを示す予定である。今回スリットスキャン法で用いた装置は専用の治具が必要であり、リニアックのガントリヘッドに取り付ける形状であった。今後、ガントリヘッドがないリニアック以外の装置でも焦点位置変位測定を実施できる治具や、より簡便な手法の開発が求められる。

謝辞

本研究の論文作成にあたり、ご指導とご鞭撻を賜った国際医療福祉大学大学院放射線・情報科学分野放射線治療学領域 橋本光康教授に心より感謝申し上げます。

本研究の測定においてご協力頂いたグローバルフォー社長 林徳裕氏, **Precise Accuracy Laboratory** 社長 西谷数春氏に厚くお礼を申し上げます。

また、測定にご協力頂いた鈴木真人氏 (自治医科大学附属さいたま医療センター) , 伊藤憲一氏 (栃木県立がんセンター) に深く感謝申し上げます。

参考文献

- 1) 厚生労働省大臣官房統計情報部. 平成 30 年人口動態統計月報年計 (概数) の概況. 2018
- 2) 日本放射線腫瘍学会データベース委員会. 2015 年構造調査結果第 1 報.
- 3) UNSCEAR, Sources and effects of ionizing radiation: 2008 report to the general assembly, with scientific annexes. United Nations, 2008.
- 4) Martin A, Gaya A. Stereotactic Body Radiotherapy: A review. *Clinical Oncology* 2010; 22(3): 157-72
- 5) Nagata Y, Matsuo Y, Takayama K, et al. Current status of stereotactic body radiotherapy for lung cancer. *International Journal of Clinical Oncology* 2007; 12(1): 3-7
- 6) Nakagawa K, Haga A, Kida S, et al. 4D registration and 4D verification of lung tumor position for stereotactic volumetric modulated arc therapy using respiratory-correlated cone-beam CT. *J Radiat Res* 2013; 54(1): 152-156
- 7) Kai Y, Toya R, Saito T, et al. Plan quality and delivery time comparisons between volumetric modulated arc therapy and intensity modulated radiation therapy for scalp angiosarcoma: A planning study. *Journal of Medical Radiation Sciences* 2018; 65(1): 39-47
- 8) Stieler F, Fleckenstein J, Simeonova A, et al. Intensity modulated radiosurgery of brain metastases with flattening filter-free beams. *Radiother Oncol* 2013; 109(3): 448-451.
- 9) Heggemann JB, Mai S, Fleckenstein J, et al. Flattening-filter-free intensity modulated breath-hold image-guided SABR (Stereotactic Ablative Radiotherapy) can be applied in a 15-min treatment slot. *Radiother Oncol* 2013; 109(3): 503-509.
- 10) Nakagawa K, Haga A, Sakumi A, et al. Impact of flattening-filter-free techniques on delivery time for lung stereotactic volumetric modulated arc therapy and image quality of concurrent kilovoltage cone-beam computed tomography: a preliminary phantom study. *J Radiat Res* 2014; 55(1): 200-202.
- 11) Greene D, Williams PC. *Linear accelerators for radiation therapy: Second edition*. Florida: CRC Press 2017: 62-74.
- 12) Paynter D, Weston SJ, Cosgrove VP, et al. Characterization of flattening filter free (FFF) beam properties for initial beam set-up and routine QA, independent of flattened beams. *Phys Med Biol* 2018; 63(1), 015021.
- 13) David M. Energy spectra comparisons for matched clinical electron beams on Elekta linear accelerators using a permanent magnet spectrometer. Louisiana State University digital commons. 2013
- 14) Karzmark CJ. Advances in linear accelerator design for radiotherapy. *Med Phys* 1984;11(2):105-

128.

- 15) Thompson CM, Weston SJ, Cosgrove VC. A dosimetric normalization of a novel linear accelerator. *Med Phys* 2014; 41(3): 031713.
- 16) 岡本裕之監修. 詳説 放射線治療の精度管理と測定技術 —高精度放射線治療に対応した実践 Q&A—. 東京: 中外医学社 2012: 40-42.
- 17) Skworcow P, Mills JA, Haas OC, et al. A new approach to quantify the mechanical and radiation isocentres of radio-therapy treatment machine gantries. *Phys Med Biol* 2007; 52(23): 7109-7124.
- 18) Kutcher GJ, Coia L, Gillin M, et al. Comprehensive QA for radiation oncology: Report of AAPM Radiation Therapy Committee Task Group 40. *Med Phys* 1994; 21(4): 581-618.
- 19) Low DA, Li Z, Drzymala RE. Minimization of target positioning error in accelerator-based radiosurgery. *Med Phys* 1995; 22(4): 443-448.
- 20) Woo MK, O'Brien P, Gillies B, et al. Mechanical and radiation isocenter coincidence: An experience in linear accelerator alignment. *Med Phys* 1992; 19(2): 357-359.
- 21) Hartmann GH, Bauer-Kirpes B, Serago CF, et al. Precision and accuracy of stereotactic convergent beam irradiation from a linear accelerator. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1994; 28(2): 481-492.
- 22) Treuer H, Hoevels M, Luyken K, et al. On isocentre adjustment and quality control in linear accelerator based radiosurgery with circular collimators and room lasers. *Phys Med Biol* 2000; 45(8): 2331-2342.
- 23) Nath R, Biggs PJ, Bova FJ, et al. AAPM cord of practice for Radiotherapy Accelerators Report of AAPM Radiation Task Group 45. *Med Phys* 1994; 21(7): 1093-1121.
- 24) Bissonnette JP, Balter PA, Dong L, et al. Quality assurance for image-guided radiation therapy utilizing CT-based technologies: A report of the AAPM TG-179. *Med Phys*. 2012; 39(4):1946–1963.
- 25) 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. 東京: 金原出版, 2016.
- 26) AAPM Report No. 13 : Physical aspects of quality assurance in radiation therapy. Report of AAPM Radiation Therapy Committee Task Group 24 with contribution by AAPM Radiation Therapy Committee Task Group 22. 1984.
- 27) Lutz WR, Larsen RD, Bjarngard BE. Beam alignment tests for therapy accelerators. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1981; 7: 1727-1731.
- 28) AAPM Report No.54. Stereotactic Radiosurgery. Reports of AAPM Task Group 42. 1995.
- 29) Lutz W, Winston KR, Maleki N. A system for stereotactic radiosurgery with a linear accelerator.

- Int J Radiat Oncol Biol Phys 1988; 14(2): 373-381.
- 30) ICRU. Determination of absorbed dose in a patient irradiated by a single beam of x or gamma rays in radiotherapy procedures, International Commission on Radiation Units and Measurement Bethesda Report 24, 1976.
 - 31) Klein EE, Hanley J, Bayouth J, et al. Task Group142 report: quality assurance of medical accelerators. Med Phys 2009; 36(9): 4197-4212.
 - 32) Rowshanfarzad P, Sabet M, O'Connor DJ, et al. Verification of the linac isocenter of stereotactic radiosurgery using cine-EPID imaging and arc delivery. Med Phys 2011; 38(7): 3963-3970.
 - 33) 辰己大作, 家永晃功, 中田良成, 他. 定位放射線照射における放射線アイソセンタの定量的管理手法の構築. 日本放射線技術学会学会誌 2012; 68(10): 1333-1339.
 - 34) Iwai Y, Ozawa S, Ageishi T, et al. Feasibility of single-isocenter, multi-arc non-coplanar volumetric modulated arc therapy for multiple brain tumors using a linear accelerator with a 160-leaf multileaf collimator: a phantom study. J Radial Res 2014; 55(5): 1015-1020
 - 35) 日本医学物理学会 QA/QC 委員会. 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). 医学物理 2010; 30: 49-53.
 - 36) Guckenberger M, Andratschke N, Dieckmann K et al. ESTRO ACROP consensus guideline on implementation and practice of stereotactic body radiotherapy for peripherally located early stage non-small cell lung cancer. Radiother Oncol 2017; 124(1):11-17.
 - 37) Vandervoort E, Patrocinio H, Chow T et al. COMP Report: CPQR technical quality control guidelines for CyberKnife® Technology. Journal of Applied Clinical Medical Physics 2018; 19(2): 29-34.
 - 38) Das IJ, Ding GX, Ahnesjö A. Small fields: Nonequilibrium radiation dosimetry. Med Phys 2008; 35(1): 206-215.
 - 39) Stewart JG, Jackson AW, The steepness of the dose response curve both for tumor curve and normal tissue injury. Laryngoscope, 85(7)1107-1011, 1975.
 - 40) Boyer AL, Schultheiss T. Effects of dosimetric and clinical uncertainty on complication-free local tumor control. Radiother Oncol 1988; 11(1), 65-71.
 - 41) Karzmark CJ, Numan CS, Tanabe E. Medical electron accelerators. New York: McGraw-hill, 1993: 126-127.
 - 42) Lutz WR, Maleki N, Bjarngard BE. Evaluation of a beam-spot camera for megavoltage x rays. Med Phys 1988; 15(4): 614-617.
 - 43) Munro P, Rawlinson J.A, Fenster A. Therapy imaging:Source sizes of radiotherapy beams. Med Phys 1988;15(4):517-524.

- 44) Loewenthal E, Loewinger E, Bar-Avraham E, et al. Measurement of the source size of a 6- and 18- MV radiotherapy linac. *Med Phys* 1992; 19(3): 687-690.
- 45) Jaffray DA, Battista JJ, Fenster A, et al. X-ray sources of medical linear accelerators: Focal and extra-focal radiation. *Med Phys* 1993; 20(5): 1417-1427.
- 46) Sham E, Seuntjens J, Devic S, et al. Influence of focal spot on characteristics of very small diameter radiosurgical beams. *Med Phys* 2008; 35(7): 3317-3330.
- 47) 穴井重男. 放射線治療の高精度化に向けた X 線ビームの強度分布特性の実験的研究. 九州大学 2013.
- 48) Wang LL, Leszczynski K. Estimation of the focal size and shape for a medical linear accelerator by Monte Carlo simulation. *Med Phys* 2007; 34(2): 485-488.
- 49) 永井良明, 伊藤憲一, 橋本光康. 装置 QA における放射線治療ビーム焦点位置変位測定の有用性. *国際医療福祉大学学会誌* 2020; 25(2): 25-36.
- 50) International Electrotechnical Commission. IEC 61217: Radiotherapy equipment- coordinates, movements and scales. 1996.
- 51) Fogliata A, Garcia R, Knoos T, et al. Definition of parameters for quality assurance of flattening filter free (FFF) photon beams in radiation therapy. *Med Phys* 2012; 39(10): 6455-6464.
- 52) Das IJ, Cheng CW, Watts RJ, et al. Accelerator beam data commissioning equipment and procedures: Report of the TG-106 of the Therapy Physics Committee of the AAPM. *Med Phys* 2008; 35(9): 4186-4215.
- 53) Zhang Y, Ding K, Cowan G, et al. Alignment of multiradiation isocenters for megavoltage photon beam. *Journal of Applied Clinical Medical Physics* 2015; 16(6): 314-324.
- 54) Du W, Gao S, Wang X, et al. Quantifying the gantry sag on linear accelerators and introducing an MLC-based compensation strategy. *Med Phys* 2012; 39(4): 2156-2162.
- 55) 辰己大作, 中田良成, 堤真一, 他. マイクロマルチリーフコリメータを用いた定位放射線照射システムの機械的精度評価. *日本放射線技術学会雑誌* 2011; 67(10): 1267-1274.
- 56) 今江禄一, 芳賀昭弘, 早乙女直也, 他. 回転照射法を用いた Winston-Lutz テストおよび幾何学的補正テーブルの取得. *日本放射線技術学会雑誌* 2014; 70(4): 359-368.