

ガントリー搭載型透過型検出器における治療時の  
デリバリーエラー検出の有用性

2021年9月

本田 弘文

# 目次

第1章 序論.....	1
第2章 実験方法.....	3
2-1 使用機器.....	3
2-1-1 Delta <sup>4</sup> Discover (D4D) .....	3
2-1-2 Delta <sup>4</sup> Phantom+ (D4P) .....	4
2-2 治療計画.....	4
2-2-1 オリジナルプラン .....	4
2-2-2 治療中のエラーを検出するためのシミュレーションプラン .....	4
2-3 実験方法.....	5
2-3-1 再現性の評価 .....	6
2-3-1-1 同一セットアップにおける D4D 再現性の評価 (D4D 取付けの再現性) .....	6
2-3-1-2 D4P セットアップの再現性の評価 (基準測定の再現性) .....	7
2-3-1-3 10 名の前立腺がん患者に対する VMAT の評価 .....	7
2-3-2 評価基準.....	7
2-4 D4D を用いた前立腺 VMAT 臨床データの MLC 停止位置のばらつきとガンマ解析 .....	7
第3章 結果.....	8
3-1 同一セットアップでの D4D 再現性の評価 (D4D 取付けの再現性) .....	8
3-1-1 DD.....	11
3-1-2 DTA.....	12
3-1-3 GA.....	12
3-2 D4P セットアップの再現性の評価 (基準測定の再現性) .....	12
3-2-1 DD.....	15
3-2-2 DTA.....	16
3-2-3 GA.....	16
3-3 10 名の前立腺がん患者に対する VMAT の評価.....	16
3-3-1 DD.....	19
3-3-2 DTA.....	20
3-3-3 GA.....	20
3-3-4 統計的有意性検定 .....	20
3-4 D4D を用いた前立腺 VMAT 臨床データの MLC 停止位置のばらつきとガンマ解析 .....	21
第4章 考察.....	23
第5章 結論.....	26
第6章 謝辞.....	26
第7章 参考文献.....	27

## 第1章 序論

わが国における死亡率の年次推移を死因別にみると、第2次世界大戦後に明治から昭和初期まで多かった結核、肺炎などの感染症が急速に減少し、がん、心疾患、脳血管疾患など生活習慣病による死亡が上位を占めるようになった。1981年から死因の第1位はがんが占め、2019年には37万6千425人、総死亡の27.3%を占めている。がん死亡数の2020年推計値は、約37万9千400人である（男性22万500人、女性15万8千900人）。部位別の死亡数は、男性では肺が最も多くがん死亡全体の24%を占め、女性では大腸が最も多く16%となっている。がん罹患数の2020年推計値は、約101万2千例である（男性58万2千200例、女性42万9千900例）。部位別では男性で前立腺（16%）、胃（16%）、大腸（15%）、肺（15%）、肝臓（5%）の順、女性で乳房（21%）、大腸（16%）、肺（10%）、胃（10%）、子宮（7%）の順とがん統計2021で報告されている（1）。日本放射線腫瘍学会の定期構造調査2015年によると国内で新規に放射線治療を受ける患者さんは約23万人である。1年間に新しく発見されるがん罹患数を約100万人とすると約4人に1人が放射線治療を受けていることになる（2）。第3回がん対策推進協議会資料によるとわが国の放射線治療を受ける患者さんの割合（25%）は欧米（66%）よりも少ないとの報告である（3）。わが国の放射線治療を受ける患者さんの割合が少ないのは、放射線治療適応とはなりにくい早期大腸がんや早期胃がんが近年増加していることも考えられる。

放射線治療は、手術、薬物療法とともにがん治療の3本柱の一つである。最近の薬物療法は非常に進歩しているが、固形がんといわれる大部分のがん「乳がん、肺がん、前立腺がん、肝臓がん、食道がん、子宮がん、等」において根治治療となることができるのは、放射線療法と手術療法の二つである。放射線は自然界にも存在するが、医療においては人工的にある種の放射線をつくり出して、治療や診断に利用している。がんの放射線治療では、患部に放射線を照射することにより、細胞のDNAに損傷を与え、がん細胞を死に至らしめる。

### 放射線治療のメリット

- ・ 多くは通院での治療が可能（抗がん剤治療を同時に行なう場合は入院する場合もある）
- ・ 手術に比べて身体への負担が少ない
- ・ 身体の機能や形態を温存しながらの治療が可能
- ・ 幅広い種類のがん治療に対応できる
- ・ 治療に痛みを伴わず、全体的影響が少ない
- ・ 子どもから高齢者まで治療できる対象範囲が広い
- ・ 根治療法だけでなく（治療を目指す）、姑息（延命を目指す）、緩和（症状を和らげる）が可能

放射線治療が成立するためには、悪性腫瘍と同時に照射を受ける正常組織の耐容線量が腫瘍の致死線量より十分に大きい必要がある。腫瘍治癒線量はがんの組織型、原発部位によって異なっているが、1回2Gy、週5回法で60～70Gy程度のがん種が多い。放射線治療には物理的に正常組織の線量を下げする方法として強度変調放射線治療(Intensity modulated

radiation therapy : IMRT) がある。通常の放射線治療では照射野内の放射線強度は一定だが、IMRT では放射線の照射中に、照射野 (範囲) の形状と照射野内の放射線強度を異なるように設定し、腫瘍に集中し、かつ放射線を照射したくない臓器ができる限り照射されないような線量分布 (正常組織の線量を下げる) が得られる。特に凹んだ形状の腫瘍に対して凹んだ形状で放射線を集中的に投与することが可能である。特に、前立腺がんや耳鼻科領域のがんに応用されることが有効な照射法である。

現在、多数の施設でガントリーを回転しながら放射線強度変調をしながら照射する強度変調回転放射線治療 (Volumetric-modulated arc therapy : VMAT) が広く使用されている

(4,5)。VMAT では、照射中に多分割コリメータ (Multi-leaf collimator : MLC)、直線加速装置のガントリーの回転速度、モニターユニット (MU) を高精度に制御する必要がある。VMAT のような高精度放射線治療では、これらの要因にわずかな誤差があっても重大な事故につながる。したがって、VMAT では MLC の動きやガントリーの回転速度を患者ごとに治療前に確認する必要がある (6,7)。また、患者の治療中に直線加速装置やその制御システムが故障する可能性もある。放射線治療の現場では、すでにいくつかの重大な事故が発生している (8-12)。重大な事故の中には、頭頸部がんの IMRT 中に MLC が誤って開き、患者が重傷を負った事故もあった (12)。この事故は、治療計画装置 (Treatment planning system : TPS) の使用中にコンピュータのソフトウェアが機能を停止して、治療計画データに含まれるべき MLC 制御点 (コントロールポイント) データが欠落していたことに起因したものである (12)。この事故は、MLC コントロールポイントデータがない状態で大量の MU が患者に照射されたことにより発生した (12)。したがって、このような事故を防ぐためには、患者ごとの事前検証が必須である (6,7)。

2010 年にオランダで報告された内容によると、患者ごとの事前検証を行ってもデリバリーエラーは検出されず、治療中に電子ポータル画像装置 (Electronic Portal Imaging Device : EPID) を用いた生体内線量測定 (in vivo dosimetry : IVD) で検出されたとのことである

(13,14)。そのため、VMAT を効率的に運用するためには、治療前の検証だけでなく、照射中の照射線量や線量分布のモニタリングが必要となる (15)。近年、照射中の線量確認の重要性が認識されるようになってきた (13,14)。EPID を用いた IVD は、照射中の線量確認に利用されることが期待されている (16)。従来の IVD では、照射時の線量確認のために、患者の体表面に設置された熱ルミネセンス線量計やダイオード検出器が用いられてきた (16)。しかし、これらの線量計は、複雑な線量分布と急峻な線量勾配を必要とする VMAT の IVD には適していない (16)。さらに、EPID を用いた IVD では、治療中にモニタリングした線量を再計算する必要があるため、リアルタイムの線量モニタリングは不可能である。VMAT における照射中のエラーを正確に検出するために、ガントリー搭載型の透過型検出器が開発された。ガントリー搭載型の透過型検出器は、治療直後に得られた線量分布と治療計画装置で計算された線量分布を比較することで、照射中のエラーを自動的に検出することができる。したがって、これらのシステムは、照射線量モニタリングにお

けるデリバリーエラーの検出に有利であり、臨床に応用されている (17,18)。本研究の目的は、ガントリー搭載型の透過型検出器を用いて MLC の停止位置のエラープランを作成して基礎実験を行い、治療中のエラーを検出する可能性を検討することである。本研究では、MLC 調整時のリーフオフセットの取り付け位置誤差によるシステムティックエラーが発生していることを想定した基礎的な研究である。

また、本研究では、治療中のモニタリングに使用するガントリー搭載型の透過型検出器と、治療前の患者の品質保証 (Quality Assurance : QA) に使用する三次元検出器の誤差検出能力を比較した。両検出器の誤差検出能力が同等であることが証明することができれば、ガントリー搭載型の透過型検出器を単独で使用することができるため、臨床現場での有用性が期待できる。

## 第 2 章 実験方法

### 2-1 使用機器

本研究では、Delta<sup>4</sup> Discover (D4D) システム (ScandiDos AB, Uppsala, Sweden) を線量モニタリングシステムとして使用し、治療中の線量や MLC の位置の誤差、照射中のデリバリーエラーを検出した。このシステムは、患者ごとの事前検証に使用される Delta<sup>4</sup> Phantom + (D4P) (ScandiDos AB, Uppsala, Sweden) と、ガントリー搭載型の透過型検出器 D4D で構成されている。直線加速装置は、TrueBeam (Millennium 120 : MLC 5 mm leaf) (Varian Medical Systems, California, USA) を使用し、10 MV の X 線を用いた。

直線加速装置の出力の安定性を確保するために、データ収集期間中に行った毎週の QA の出力測定値の変動係数を算出した。電離箱線量計 (ファーナー型 : PTW 30013) を用いた毎週の QA 線量管理では、出力線量の変動係数は 0.19% で安定していることがわかった。TPS の計算線量は、Eclipse version 11.0 (Varian Medical Systems, California, USA) を用いて、anisotropic analysis algorithm を用いた。

#### 2-1-1 Delta<sup>4</sup> Discover (D4D)

D4D は、直径 790 mm、厚さ約 22 mm の非常に薄い円盤状の本体で、TrueBeam のレーザーガードの内側に収まるように設計されている。D4D は、直径 1.0 mm、厚さ 0.1 mm の p 型ダイオード検出器 4,040 個で構成されている。検出器の配置は、X 方向 (MLC の軌道に沿って平行な方向) に約 1.5 mm、Y 方向 (MLC の軌道に垂直な方向) に約 3.0 mm の間隔で配置されている。これは、アイソセンター面に換算すると X 方向に 2.5 mm、Y 方向に 5.0 mm の間隔に相当し、アイソセンター上に 195×250 mm<sup>2</sup> の検出器を配置したこととな

る。検出器のカバーを含めた全体の厚さは 5.5 cm で、ターゲットから検出器までの距離は 604 mm である。また、ガントリー搭載型の透過型検出器であるが、ビーム減衰率や患者表面線量への影響は小さい (19)。

### 2-1-2 Delta<sup>4</sup> Phantom + (D4P)

D4P は、直交する 2 枚のボードに 1,069 個のダイオードを配置し、D4D と同じ直径 1.0 mm の p 型ダイオード検出器で構成されている。検出器は中央部 (60×60 mm<sup>2</sup>) では 5 mm 間隔、周辺部では 10 mm 間隔で配置、合計 200×200 mm<sup>2</sup> の範囲をカバーしている。これらの検出器は、直径 22 cm、長さ 40 cm のアクリル製円筒ファントムの中に収められている (20)。

## 2-2 治療計画

### 2-2-1 オリジナルプラン

本研究では、10 名の前立腺がん患者に対して臨床的に使用された VMAT プラン[181°～179°の時計回り (CW) 回転と 179°～181°の反時計回り (CCW) 回転の 2 アークプラン]を基に、評価用の新しいプラン (オリジナル) を作成した。オリジナルプランは最適化パラメータを変更することなく、1 アークプラン (181°-179° CW 回転) に変更した。コリメータの角度は 30°とした。治療計画装置で作成したプランの MLC のコントロールポイントは 178 であった。

### 2-2-2 治療中のエラーを検出するためのシミュレーションプラン

本研究で検討したオリジナルプランに 6 種類のエラーを意図的に導入した。治療中のエラーを検出するためのシミュレーションプランは MLC のすべてのコントロールポイントを B 側 (X1 側) から A 側 (X2 側) に 0.5, 1.0, 1.5, 2.0, 2.5, 3.0 mm ずらして作成した。図 1 は、オリジナルプランの MLC 停止位置と A 側と B 側の MLC 停止位置を 3.0 mm ずらした MLC 停止位置の模式図である。

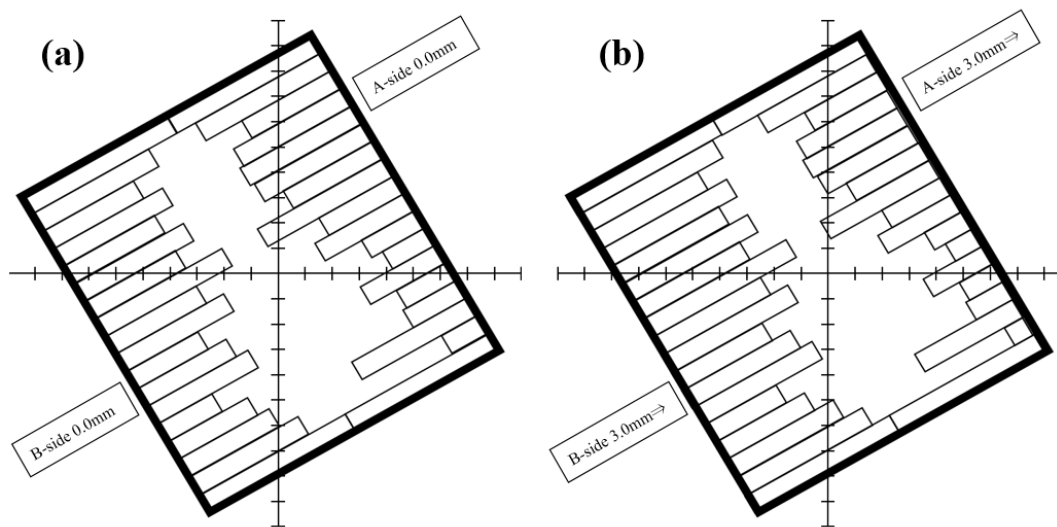


図 1. MLC 同方向シフトの模式図

(a) 元の MLC の位置の模式図

(b) A 側と B 側の MLC の停止位置が B 側から A 側に 3.0 mm ずれた状態の模式図

### 2-3 実験方法

まず、治療室のレーザーを用いて D4P をアイソセンターに設置した。次に、ガントリー角度  $0^\circ$  と  $90^\circ$  から照射野  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  で 100MU 照射を行い、D4P 付属のソフトウェアで実測のプロファイルを確認した。TPS で算出されたプロファイルをもとに、TrueBeam のカウチを 0.1 mm 単位で最も一致する位置に移動させ、D4P の再設置を行った。図 2 に D4D 測定の手順を示す。D4D はフルエンスを測定する透過型検出器であるため、D4P で測定した線量を合成して線量を測定した (21)。

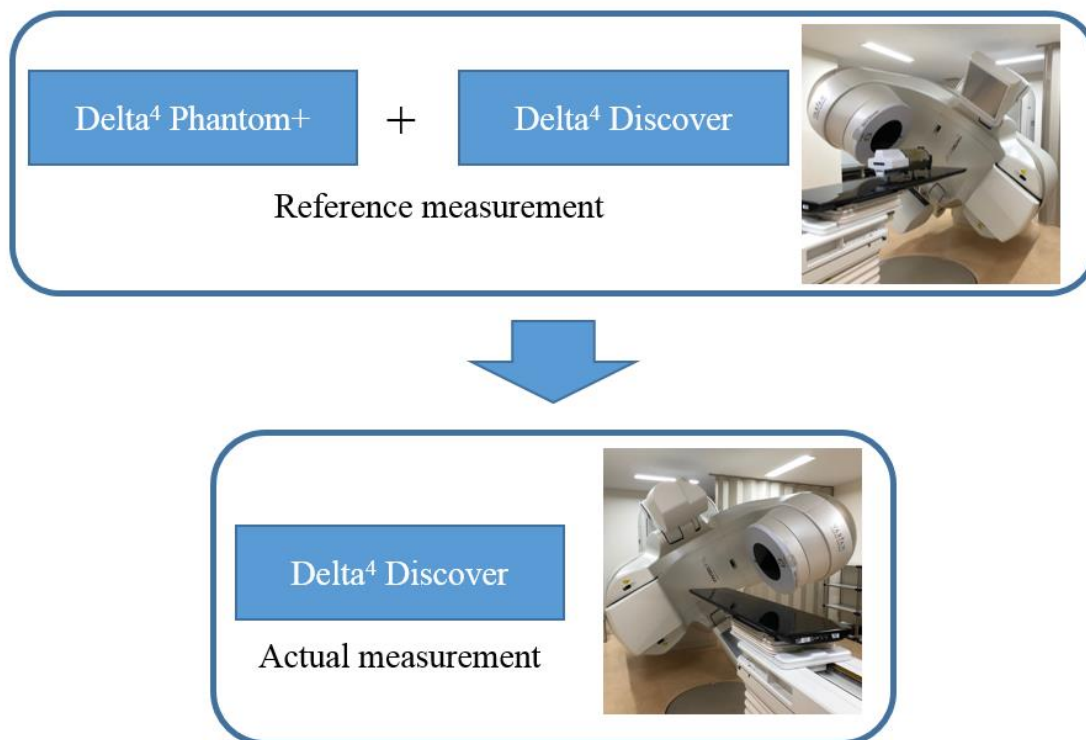


図 2. D4D 測定の手順

D4P と D4D を組み合わせて、「合成モード」で基準となる測定を行う。

次に、D4D で直接測定してフルエンスを線量に変換する。

\* このプロセスの基準測定は、すべての線量検証ケースで実施する必要がある。

### 2-3-1 再現性の評価

D4D はガントリー搭載型の透過型検出器であるため、D4D の設置位置によって測定値が異なる可能性がある。まず、透過型検出器のガントリーへの取付け精度に起因する測定値の再現性を評価した。次に、D4D は、D4P と同時に収集した基準測定値に基づいて測定結果を得るため、D4P のセットアップの再現性を評価した。

#### 2-3-1-1 同一セットアップにおける D4D 再現性の評価 (D4D 取付けの再現性)

D4D の取付け精度の再現性を前立腺がん 1 名の治療計画で評価した。まず、D4P をセットアップし、オリジナルプランと 6 つのシミュレーションプランの線量分布を測定した。次に、図 2 に示すように、D4P と D4D を用いて基準測定を行った。さらに、D4D のみを



用いて、オリジナルプランと 6 種類のシミュレーションプランの線量分布を測定した。今回の測定では、まず D4P のみで測定を行い、その後、D4D を装着して測定を行った。これを 1 セットの測定と定義した。各セットの測定の前に D4D を外して再装着した。D4D の取付け位置の再現性を測定するため、取付けと取り外しの過程を 10 回繰り返した。

### 2-3-1-2 D4P セットアップの再現性の評価（基準測定の再現性）

D4P セットアップの再現性を評価するため、D4D 再現性の評価で使用した前立腺 1 名の治療計画のオリジナルプランと、6 種類のシミュレーションプランを使用した。D4P と D4D を用いて、同日ではなく別の日に 10 回再セットアップを行い、線量分布を測定した。

### 2-3-1-3 10 名の前立腺がん患者に対する VMAT の評価

10 名の前立腺がん患者に対する VMAT の評価の測定は、D4D のセットアップの再現性の評価と同様に測定した。図 2 の過程を症例ごとに繰り返し、D4P および D4D の線量分布を 1 回測定した。

### 2-3-2 評価基準

2-3-1-1～2-3-1-3 の方法を評価するため、D4P と D4D の再現性について、線量偏差 (Dose deviation : DD)、等線量を示す点と点の間の距離の評価 (Distance-to-agreement : DTA)、ガンマ解析 (Gamma index analysis : GA) を用いた。評価基準は、DD が 3%、DTA が 2 mm、GA が 3%/2 mm で、閾値は 10% に設定した (7)。ばらつきは 95% 信頼区間 (1.96 標準偏差) で評価した。GA は、絶対線量でグローバル正規化を行った。10 名の前立腺がん患者に対する VMAT の評価については、ウェルチの t 検定を用いて、オリジナルプランとシミュレーションプランの間の有意差を統計的に検定した。p 値は 0.05 とし、多重比較を考慮したボンフェローニ補正を行った後、p 値が 0.007 未満を統計的に有意とした。

### 2-4 D4D を用いた前立腺 VMAT 臨床データの MLC 停止位置のばらつきとガンマ解析

Rangel らは、MLC のシステムティックエラーに比べてランダムエラーによるデリバリーエラーへの影響が小さいと報告している (22)。そこで本研究では、MLC 調整時のリー

フオフセットの配置ミスによりシステムティックエラーが発生することを前提に、基本的なエラー検出能力の評価を行った。しかし、MLCのランダムエラーを調べることも重要である。そこで、前立腺VMATの臨床5名において、2アークプランのMLC停止位置（A側とB側）の計画値と実測値の偏差を比較し、GA値を測定した。1症例の治療回数は39～40回で、A側とB側のMLC停止位置は合計396回記録した。治療計画のMLC停止位置の平均値と各治療で測定したMLC停止位置ばらつきの平均値との標準偏差（1 standard deviation: 1SD）を算出した。GA値は3%/2 mm、閾値は10%とした。GAは、絶対線量でのグローバル正規化を行い、1アークごとに平均値と1SDを算出した。

### 第3章 結果

#### 3-1 同一セットアップでのD4D再現性の評価（D4D取付けの再現性）

図3は、オリジナルプランと各シミュレーションプランの線量分布を測定して得られたDD, DTA, GAのパス率を示したものである。同一セットアップでのD4Dの再現性を評価するために、10回繰り返して測定した。

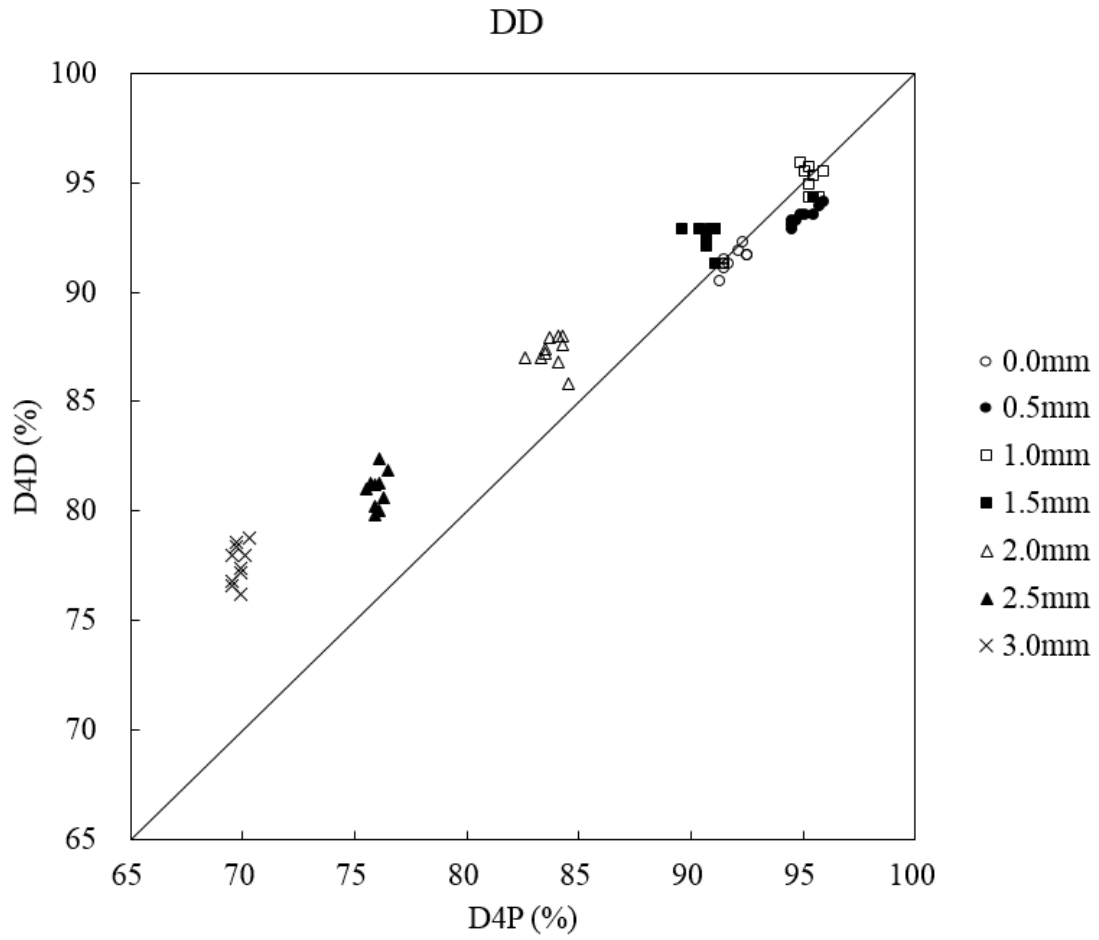


図 3. 同一セットアップでの D4D 再現性の評価 (D4D 取付けの再現性)

(a) DD : 横軸は D4P のパス率, 縦軸は D4D のパス率を示す。

D4P と D4D が等しくなる値を結んだ線を基準線とする。

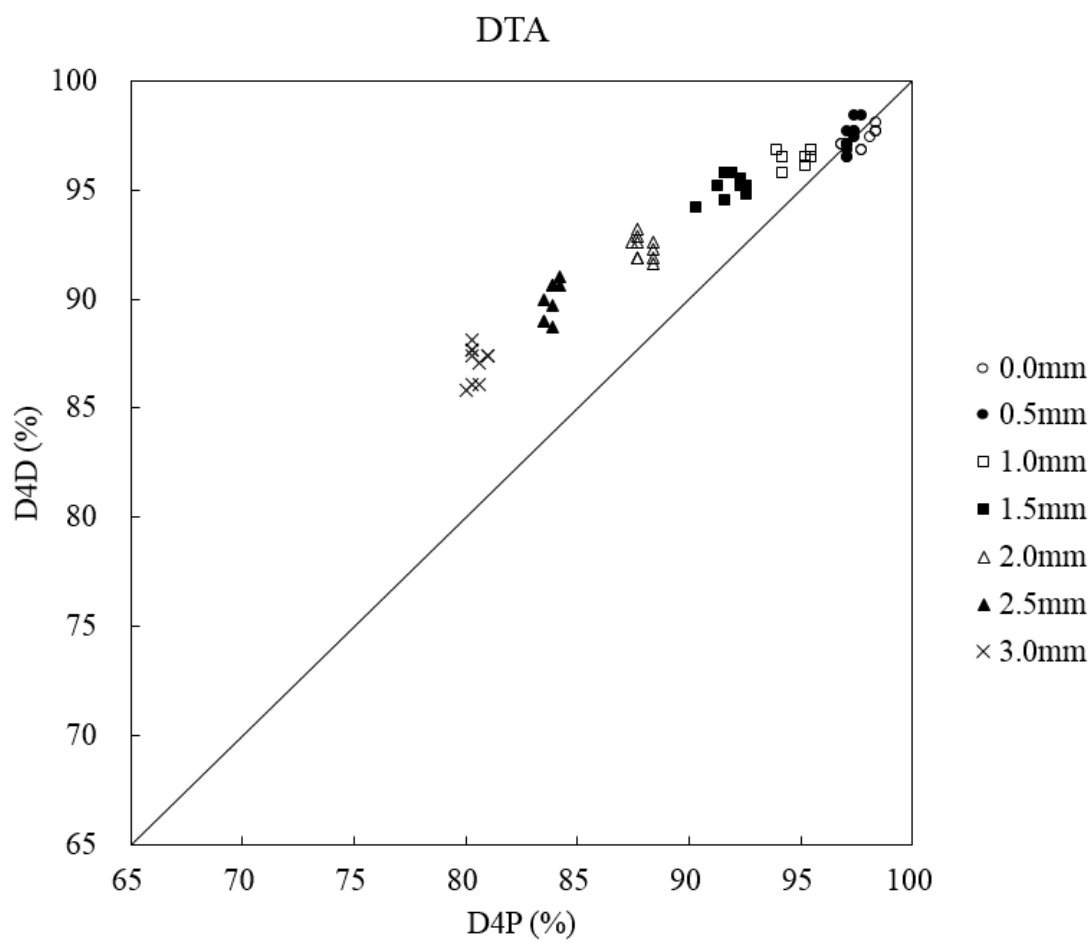


図 3. 同一セットアップでの D4D 再現性の評価 (D4D 取付けの再現性)

(b) DTA : 横軸は D4P パス率, 縦軸は D4D パス率を示す。

D4P と D4D が等しくなる値を結んだ線を基準線とする。

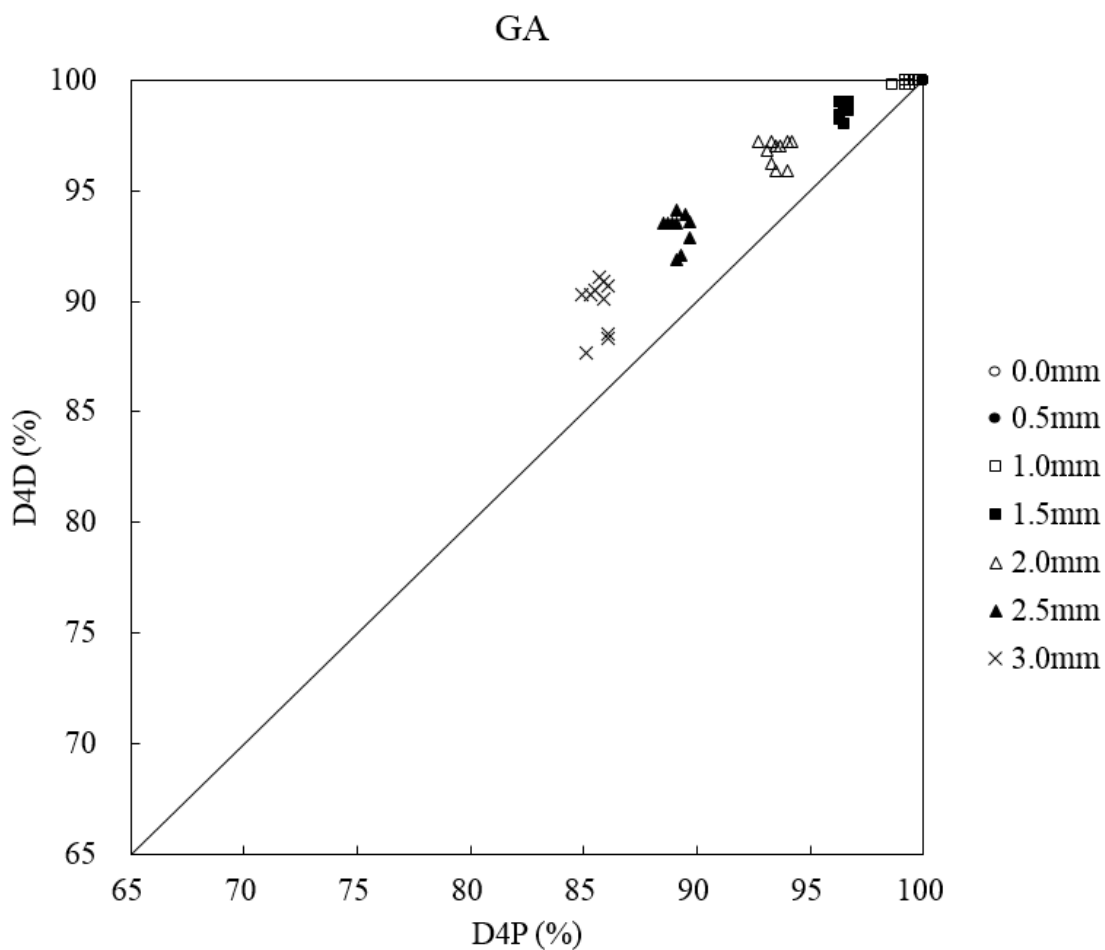


図 3. 同一セットアップでの D4D 再現性の評価 (D4D 取付けの再現性)

(c) GA : 横軸は D4P のパス率, 縦軸は D4D のパス率を示す。

D4P と D4D が等しくなる値を結んだ線を基準線とする。

### 3-1-1 DD

図 3 (a) は, MLC の位置誤差が 1.5 mm を超えると, D4D の DD のパス率が D4P のパス率より高くなった。この傾向は MLC の位置誤差が大きくなるほど高くなることを示していた。MLC の位置誤差が 1.0 mm のとき, D4P の最大パス率は 95.4%, D4D の最大パス率は 95.0%であった。D4P と D4D の最小パス率は, MLC の位置誤差が 3.0 mm のときにそれぞれ 69.8%と 77.6%であり, D4D の最小パス率は D4P の最小パス率よりも 7.8%高かった。オリジナルプランと MLC 位置誤差シミュレーションプランのパス率のばらつきの平均値は, D4P で $\pm 0.8\%$ , D4D で $\pm 1.3\%$ であった。明らかに, D4P の方が D4D よりもばらつきが小さかった。

### 3-1-2 DTA

図3 (b) より、MLC の位置誤差が 0.5 mm を超えると、D4D のパス率が D4P のパス率よりも高くなり、その傾向は DD と同様であった。最大パス率は、D4P の場合はオリジナルプランで 97.7%、D4D は MLC の位置誤差が 0.5 mm で 97.5% であった。また、D4P と D4D の最小パス率は、MLC の位置誤差が 3.0 mm でそれぞれ 80.5% と 87.1% であり、D4D の最小パス率は D4P の最小パス率よりも 6.6% 高かった。オリジナルプランと MLC 位置誤差シミュレーションプランのパス率のばらつきの平均値は、D4P で  $\pm 0.9\%$ 、D4D で  $\pm 1.2\%$  であった。明らかに D4P の方が D4D に比べてばらつきが小さかった。

### 3-1-3 GA

図3 (c) より、MLC の位置誤差が 1.0 mm を超えると、DD や DTA と同様に、D4D のパス率が D4P のパス率よりも高くなることを示していた。オリジナルプランと MLC の位置誤差が 0.5 mm のとき、D4P と D4D の最大パス率は 100.0% であった。D4P と D4D の最小パス率は、MLC の位置誤差が 3.0 mm のときにそれぞれ 85.7% と 89.8% であり、D4D の最小パス率は D4P の最小パス率よりも 4.2% 高かった。オリジナルプランと MLC 位置誤差シミュレーションプランのパス率のばらつきの平均値は、D4P で  $\pm 0.5\%$ 、D4D で  $\pm 0.8\%$  であった。ここでも、D4P は D4D に比べて明らかにばらつきが小さかった。

## 3-2 D4P セットアップの再現性の評価 (基準測定の再現性)

図4 に D4P セットアップの再現性を評価した DD、DTA、GA のパス率を示す。これらのパス率は、いずれも同一セットアップでの D4D 再現性の評価 (D4D 取付けの再現性) と同様の傾向を示していた。同一セットアップでの D4D 再現性の評価 (D4D 取付けの再現性) との違いを以下に示す。

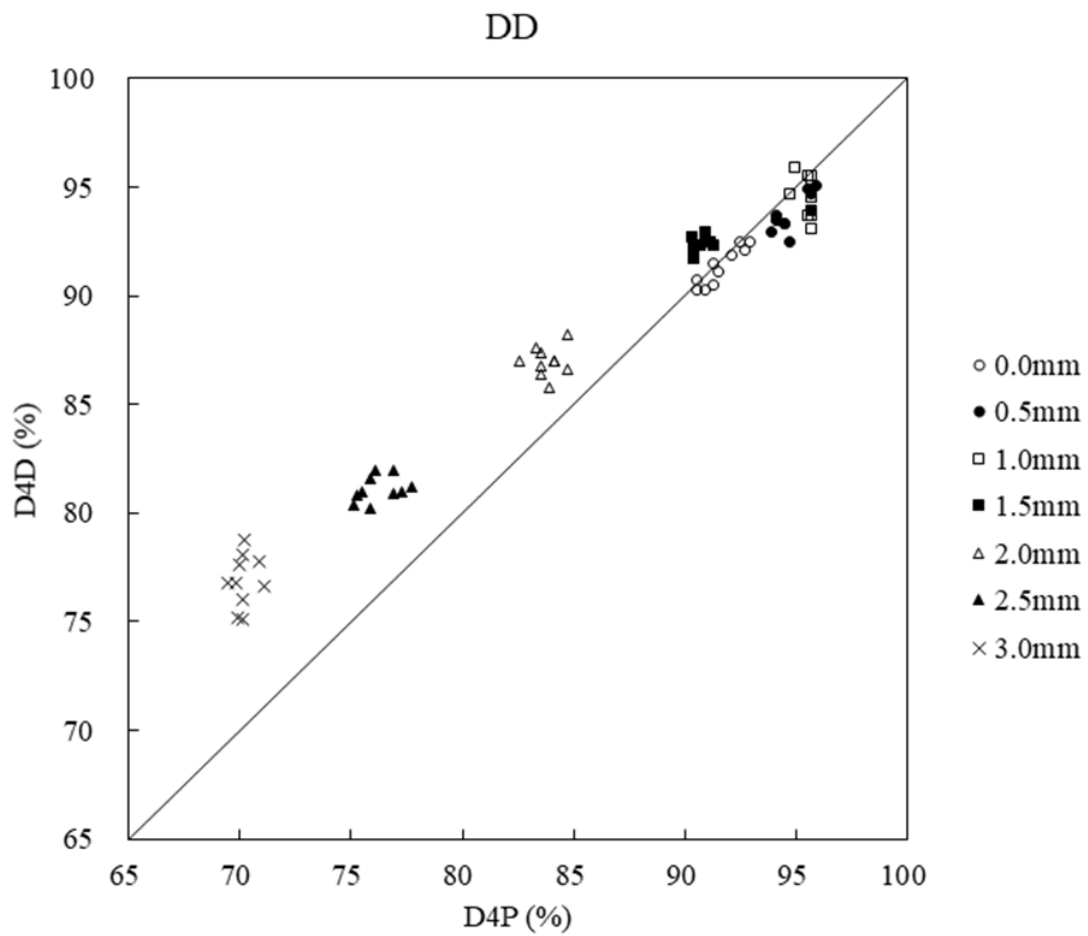


図4. D4P セットアップの再現性の評価 (基準測定の再現性)  
 (a) DD : 横軸は D4P のパス率, 縦軸は D4D のパス率を示す。  
 D4P と D4D が等しくなる値を結んだ線を基準線とする。

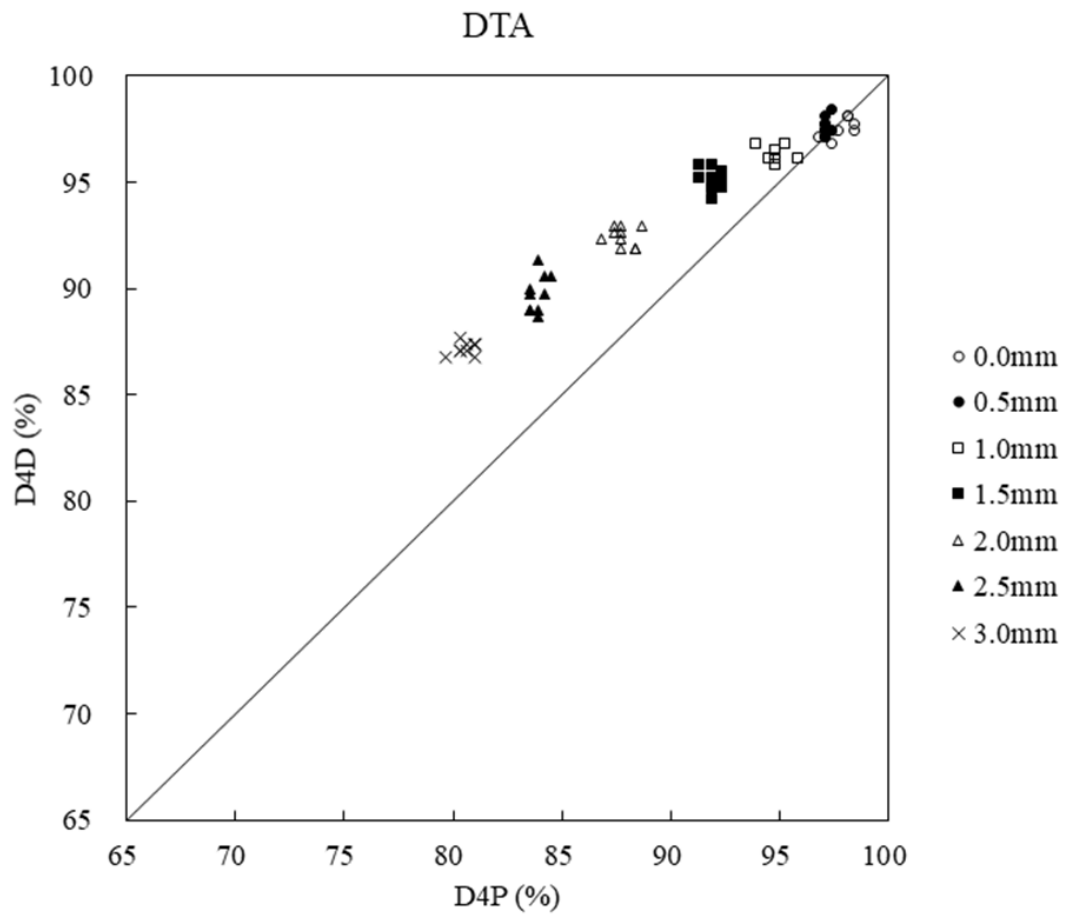


図4. D4P セットアップの再現性の評価 (基準測定の再現性)  
 (b) DTA : 横軸は D4P パス率, 縦軸は D4D パス率を示す。  
 D4P と D4D が等しくなる値を結んだ線を基準線とする。



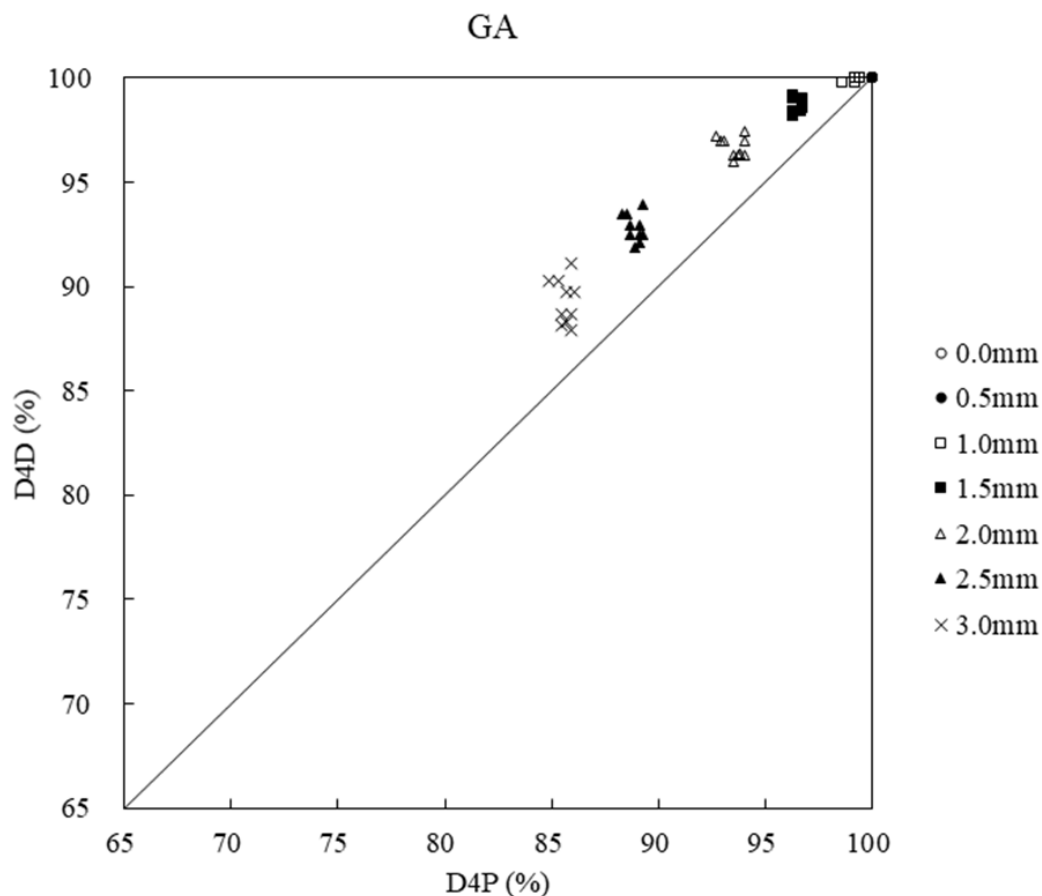


図4. D4P セットアップの再現性の評価（基準測定の再現性）  
 (c) GA：横軸は D4P のパス率，縦軸は D4D のパス率を示す。  
 D4P と D4D が等しくなる値を結んだ線を基準線とする。

### 3-2-1 DD

図4 (a) より，MLC の位置誤差が 1.5 mm を超えると，D4D の DD のパス率が D4P のパス率をより高くなることを示していた。MLC の位置誤差が 1.0 mm のとき，D4P の最大パス率は 95.5%，D4D の最大パス率は 94.6%であった。D4P と D4D の最小パス率は，MLC の位置誤差が 3.0 mm のときにそれぞれ 70.2%と 77.9%であり，D4D の最小パス率は D4P のそれよりも 6.7%高かった。オリジナルプランと MLC 位置誤差シミュレーションプランのパス率のばらつきの平均値は，D4P で $\pm 1.2\%$ ，D4D で $\pm 1.5\%$ であった。明らかに D4P の方が D4D に比べてばらつきが小さかった。また，同じセットアップでの D4D の再現性の評価（D4D 取り付けの再現性）と比較すると，D4P の最小パス率は高くなり，D4D の最大パス率は 94.6%で，最小パス率は 76.9%と低くなった。D4P，D4D とともにばらつきが大きくなった。

### 3-2-2 DTA

図4 (b) より、MLC の位置誤差が 0.5 mm を超えると D4D のパス率が D4P のパス率よりも高くなり、DD と同様の傾向になることを示していた。パス率の最大値は、D4P の場合、オリジナルプランの 97.7%、D4D の場合、MLC の位置誤差が 0.5 mm の場合、97.6%であった。また、D4P と D4D の最小パス率は、MLC の位置誤差が 3.0 mm でそれぞれ 80.6%と 87.2%であり、D4D の最小パス率は D4P のそれよりも 6.6%高かった。オリジナルプランと MLC 位置誤差シミュレーションプランのパス率のばらつきの平均値は、D4P で $\pm 0.8\%$ 、D4D で $\pm 0.9\%$ であった。D4P の方が D4D に比べてばらつきが小さかった。また、同一セットアップにおける D4D の再現性の評価 (D4D 取付けの再現性) と比較しても、D4P、D4D とともにばらつきが小さかった。

### 3-2-3 GA

図4 (c) は、DD や DTA と同様、MLC の位置誤差が 1.0 mm を超えると、D4D のパス率が D4P のパス率より高くなることを示していた。D4P と D4D の最大パス率は、オリジナルプランと MLC の位置誤差が 0.5 mm のときに 100.0%であった。D4P と D4D の最小パス率は、MLC の位置誤差が 3.0 mm のときにそれぞれ 85.6%と 89.3%であり、D4D の最小パス率は D4P の最小パス率よりも 3.7%高かった。オリジナルプランと MLC 位置誤差シミュレーションプランのパス率のばらつきの平均値は、D4P で $\pm 0.4\%$ 、D4D で $\pm 0.8\%$ であった。ここでも、D4P は D4D に比べて明らかにばらつきが小さいことがわかる。同一セットアップでの D4D の再現性の評価 (D4D 取付けの再現性) と比較して、D4D の最小パス率は小さくなっていた。また、そのばらつきは D4P、D4D とともにほぼ同等であった。

### 3-3 10 名の前立腺がん患者に対する VMAT の評価

10 名の前立腺がんに対する VMAT の評価の DD、DTA、GA のパス率を図5に示す。これらのパス率は、同一セットアップにおける D4D の再現性の評価 (D4D 取付けの再現性) や、D4P セットアップの再現性の評価 (基準測定の再現性) に比べて低い傾向にあった。さらに、D4P、D4D とともにばらつきが大きくなっていた。同一セットアップでの D4D の再現性の評価 (D4D 取付けの再現性) と D4P セットアップの再現性の評価 (基準測定の再現性) との違いを以下に示す。

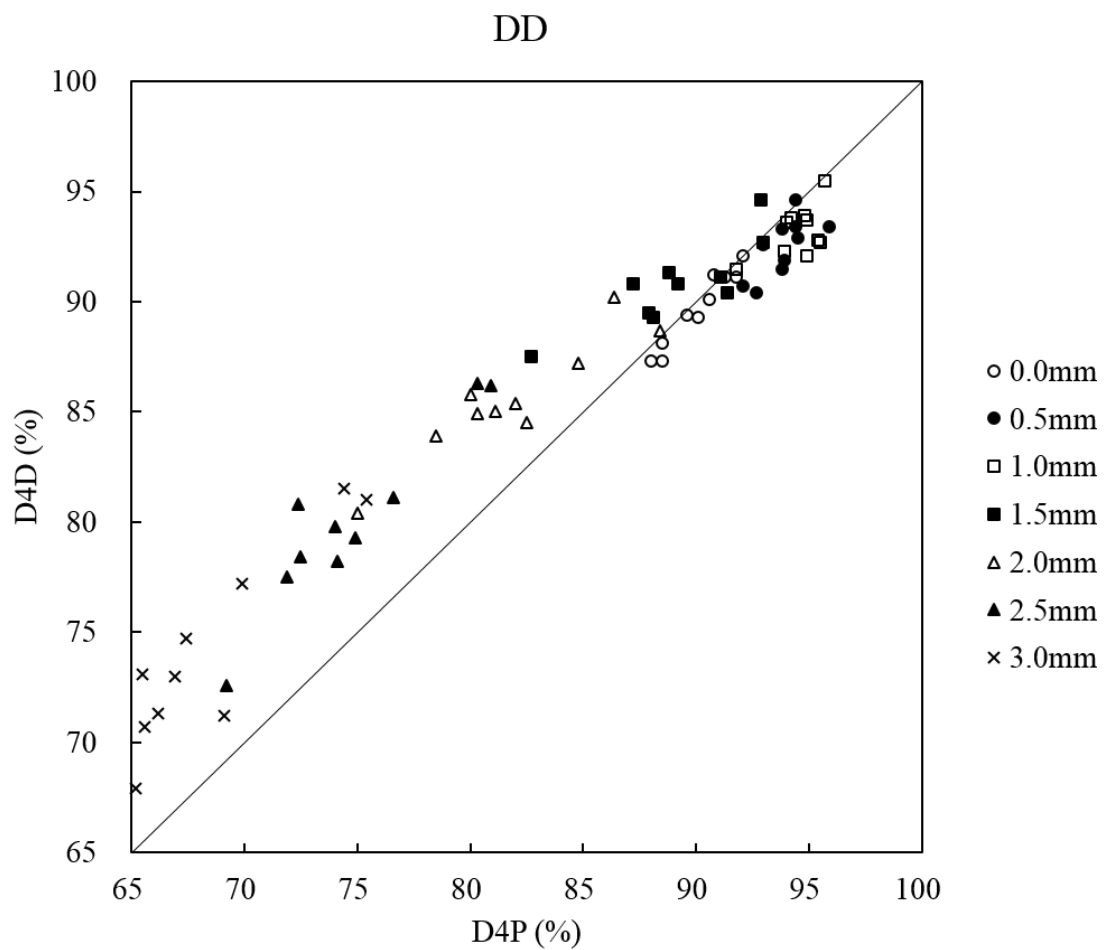


図 5. 10 名の前立腺がん患者に対する VMAT の評価  
 (a) DD : 横軸に D4P のパス率, 縦軸に D4D のパス率を示す。  
 D4P と D4D が等しくなる値を結んだ線を基準線とする。

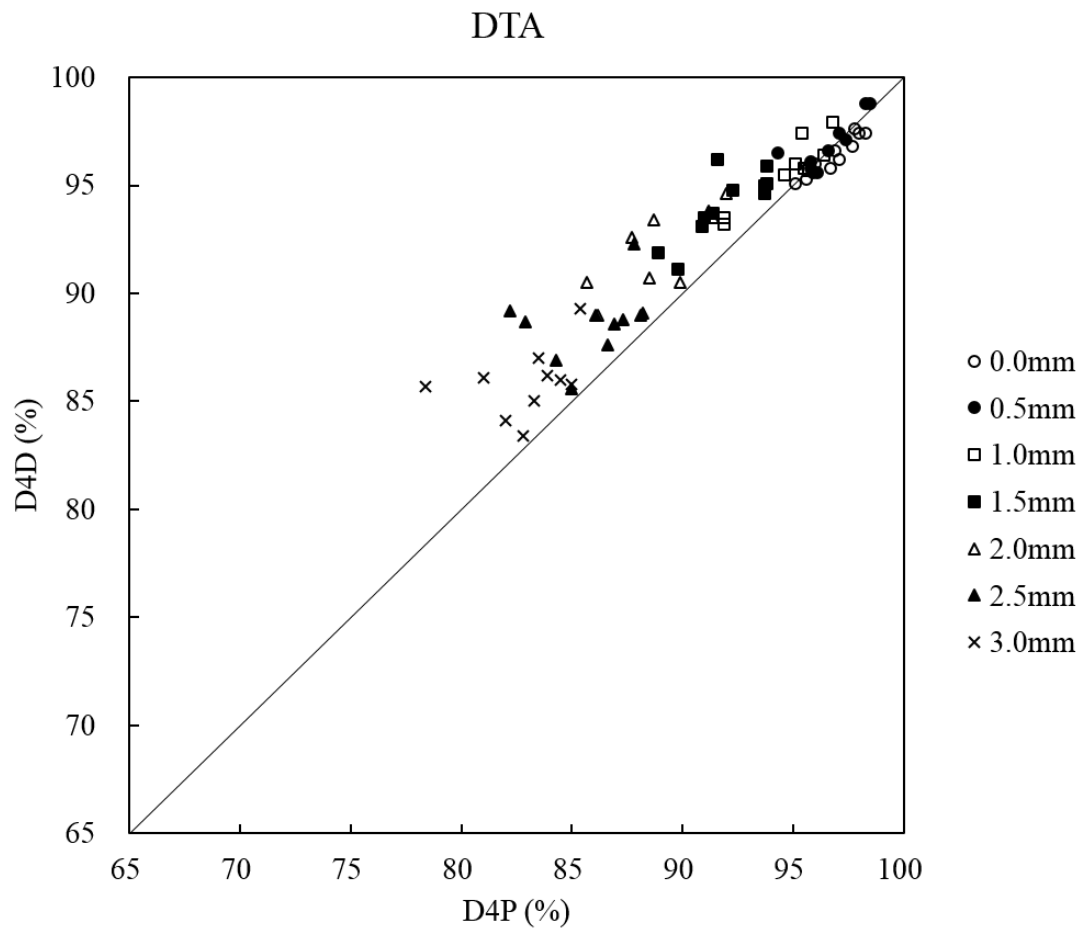


図 5. 10 名の前立腺がん患者に対する VMAT の評価  
 (b) DTA : 横軸は D4P パス率, 縦軸は D4D パス率を示す。  
 D4P と D4D が等しくなる値を結んだ線を基準線とする。

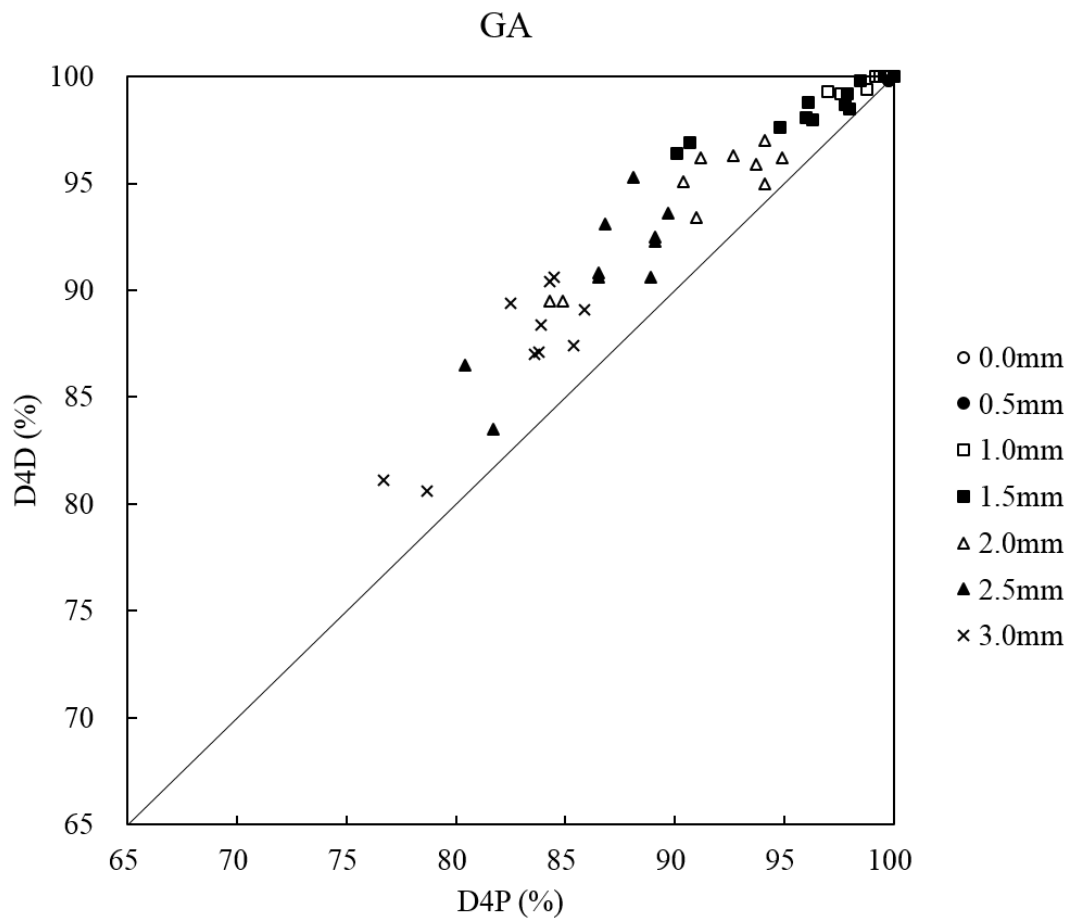


図 5. 10 名の前立腺がん患者に対する VMAT の評価  
(c) GA : 横軸は D4P のパス率, 縦軸は D4D のパス率を示す。  
D4P と D4D が等しくなる値を結んだ線を基準線とする。

### 3-3-1 DD

図 5 (a) より, MLC の位置誤差が 1.5 mm を超えると, D4D の DD のパス率が D4P のパス率より高くなり, その傾向は MLC の位置誤差が大きくなるほど強くなることを示していた。MLC の位置誤差が 1.0 mm のとき, D4P と D4D の最大パス率はそれぞれ 94.5% と 93.2% であった。D4P と D4D の最小パス率は, MLC の位置誤差が 3.0 mm のときにそれぞれ 68.6% と 74.2% であり, D4D の最小パス率は D4P の最小パス率よりも 5.6% 高かった。オリジナルプランと MLC 位置誤差シミュレーションプランのパス率のばらつきは, D4P で  $\pm 5.0\%$ , D4D で  $\pm 4.9\%$  であった。D4D は D4P に比べてばらつきが小さかった。また, D4P および D4D の最大パス率および最小パス率は, 同一セットアップにおける D4D の再現性の評価 (D4D 取付けの再現性) および D4P セットアップの再現性の評価 (基準測定の再現性) よりも小さかった。また, D4P, D4D とともに, より大きいばらつき

を示した。

### 3-3-2 DTA

図 5 (b) より、MLC の位置誤差が 0.5 mm を超えると、D4D のパス率が D4P のパス率よりも高くなり、その傾向は DD と同様であった。パス率の最大値は、D4P の場合はオリジナルプランで 96.9%、D4D の場合は MLC の位置誤差が 0.5 mm の場合に 96.8%であった。

D4P と D4D の最小パス率は、MLC の位置誤差が 3.0 mm でそれぞれ 83.0%と 85.9%であり、D4D の最小パス率は D4P の最小パス率よりも 2.9%高かった。オリジナルプランと MLC 位置誤差シミュレーションプランのパス率のばらつきの平均値は、D4P で $\pm 3.4\%$ 、D4D で $\pm 3.0\%$ であった。D4D は D4P に比べてばらつきが小さかった。D4P の最小パス率は、同一セットアップにおける D4D の再現性の評価 (D4D 取付けの再現性) および D4P セットアップの再現性の評価 (基準測定 of 再現性) よりも高かった。

### 3-3-3 GA

図 5 (c) より、DD, DTA と同様に MLC の位置誤差が 1.0 mm を超えた場合、D4D のパス率が D4P のパス率よりも高くなった。D4P と D4D の最大パス率は、オリジナルプランと MLC の位置誤差が 0.5 mm のときに 100.0%であった。D4P と D4D の最小パス率は、MLC の位置誤差が 3.0 mm のときにそれぞれ 82.9%と 87.1%であり、D4D の最小パス率は D4P の最小パス率よりも 4.2%高かった。オリジナルプランと MLC 位置誤差シミュレーションプランのパス率のばらつきの平均値は、D4P で $\pm 3.9\%$ 、D4D で $\pm 3.2\%$ であった。ここでも D4D は D4P に比べて明らかにばらつきが小さかった。最大パス率は D4P と D4D とともに同じであったが、MLC の位置誤差が 0.5 mm でばらつきが認められた。

### 3-3-4 統計的有意性検定

オリジナルの D4D プランと MLC 位置誤差シミュレーションプランとの違いを評価するため、DD, DTA, GA についてウェルチの t 検定を用いて統計的有意性検定を行った。表 1 に  $p$  値の一覧を示す。DD を比較した D4D の  $p$  値は MLC の位置誤差が 1.5 mm の場合、 $p = 0.194$ 、DTA の  $p$  値は MLC の位置誤差が 0.5 mm と 1.0 mm の場合、それぞれ  $p = 0.397$  と  $p = 0.175$ 、GA の  $p$  値は MLC の位置誤差が 0.5 mm と 1.0 mm の場合、 $p = 0.168$  と  $p = 0.084$  で有意差はなかった。MLC の位置誤差が 0.5 mm と 1.0 mm の場合、DD でのパス率はオリジナルプランのパス率よりも高く、有意差があった ( $p < 0.007$ )。MLC の位置誤差

が 2.0, 2.5, 3.0 mm の場合, DD のパス率はオリジナルプランよりも低く, 有意差があった ( $p < 0.007$ )。DTA と GA は, オリジナルプランからの MLC の位置の誤差が 1.5 mm から大きくなると,  $p < 0.007$  で有意差を示した。DD, DTA, GA のパラメータを使用した場合, MLC の位置誤差の検出は, DD では 2.0 mm, DTA と GA では 1.5 mm であった。さらに, D4P についても統計的検定を行った。D4P の場合, MLC の位置誤差の検出は, DD で 2.0 mm, DTA で 1.0 mm, GA で 1.5 mm であった。

表 1. 10 プランですべての MLC 位置誤差シミュレーションプランが検出できる  $p$  値の比較

Evaluation method	Device	MLC error (mm)						
		0.0	0.5	1.0	1.5	2.0	2.5	3.0
DD	D4P	1.000	<0.001*	<0.001*	0.419	<0.001*	<0.001*	<0.001*
	D4D	1.000	<0.001*	<0.001*	0.194	0.001*	<0.001*	<0.001*
DTA	D4P	1.000	0.528	0.003*	<0.001*	<0.001*	<0.001*	<0.001*
	D4D	1.000	0.397	0.175	0.001*	<0.001*	<0.001*	<0.001*
GA	D4P	-	0.168	0.018	0.001*	<0.001*	<0.001*	<0.001*
	D4D	-	0.168	0.084	<0.001*	<0.001*	<0.001*	<0.001*

オリジナルプランとシミュレーションプラン (MLC 位置誤差 0.5, 1.0, 1.5, 2.0, 2.5, 3.0 mm) の有意性について, ウェルチの  $t$  検定を用いて統計的検定を行った。検出器 D4P と D4D の両方を評価した。 $p$  値 (0.05) を用いた多重比較を考慮してボンフェローニ補正を行い,  $p$  値が 0.007 未満であれば統計的に有意であるとした。

\* 統計的に有意 ( $p < 0.007$ ), (-) は D4P と D4D が 100% のため計算不能。

### 3-4 D4D を用いた前立腺 VMAT 臨床データの MLC 停止位置のばらつきとガンマ解析

表 2 に示すデータもとに前立腺 VMAT (A 側および B 側) の MLC 停止位置のばらつきを算出した。測定値からのばらつきは, 5 名とも平均  $-0.09 \pm 0.05$  mm (最大  $+0.17 \pm 0.07$  mm, 最小  $-0.46 \pm 0.03$  mm) で安定しており, GA のパス率はすべて 99.86% 以上であった。GA のパス率のばらつきは  $\pm 0.11\%$  と小さかった。

表 2. D4D による前立腺 VMAT 臨床データの MLC 停止位置のばらつきとガンマ解析

Patient	Arc number	Side	MLC error (mm)	Gamma analysis (%)
Patient1	Arc 1	A side	$0.04 \pm 0.04$	$99.98 \pm 0.08$
		B side	$-0.25 \pm 0.05$	
	Arc 2	A side	$-0.07 \pm 0.06$	$99.98 \pm 0.11$
		B side	$-0.31 \pm 0.03$	
Patient2	Arc 1	A side	$0.10 \pm 0.05$	$99.86 \pm 0.25$
		B side	$-0.29 \pm 0.07$	
	Arc 2	A side	$-0.09 \pm 0.04$	$99.93 \pm 0.30$
		B side	$-0.46 \pm 0.03$	
Patient3	Arc 1	A side	$0.15 \pm 0.06$	$99.98 \pm 0.06$
		B side	$-0.07 \pm 0.05$	
	Arc 2	A side	$0.17 \pm 0.07$	$99.94 \pm 0.12$
		B side	$-0.10 \pm 0.05$	
Patient4	Arc 1	A side	$0.10 \pm 0.05$	$99.94 \pm 0.09$
		B side	$-0.08 \pm 0.05$	
	Arc 2	A side	$0.02 \pm 0.06$	$100.00 \pm 0.00$
		B side	$-0.12 \pm 0.07$	
Patient5	Arc 1	A side	$-0.08 \pm 0.03$	$99.93 \pm 0.10$
		B side	$-0.26 \pm 0.05$	
	Arc 2	A side	$-0.03 \pm 0.05$	$100.00 \pm 0.00$
		B side	$-0.22 \pm 0.04$	

D4D による前立腺 VMAT 臨床データの MLC 停止位置 (A 側, B 側) のばらつきの平均値と 1SD を算出した。各 1arc プランの GA の平均値と 1SD を算出した。



## 第4章 考察

本研究では、オリジナルプランとシミュレーションプランの線量分布を測定し、D4DのMLC位置誤差の検出能力を評価した。先行研究ではEPIDを用いて治療中に3mmのMLC誤差を検出したと報告されているため、本研究で使用したガントリー搭載型の透過型検出器が同程度の検出能力を持つかどうかを評価した(23, 24)。まず、同一セットアップにおけるD4D再現性の評価を評価した。出力の安定性を確保するために、データ収集期間中の毎週のQAの出力測定値の変動係数を算出した。本研究で使用した直線加速装置の出力線量の変動係数は、電離箱線量計を用いた毎週の線量管理のQAにおいて0.19%と安定していた。また、1日1回の短期再現性の出力変動係数は0.01%であった。これまでの報告では、10回のD4P測定の短期再現性は0.1% (1SD)、長期安定性は0.5% (1SD)であった

(20)。D4Dで測定したDD, DTA, GAでは、MLCの位置誤差が大きくなるとパス率の変動が大きくなる傾向が認められた。しかし、D4PのDD, DTA, GAについては、各プランのパス率のばらつきに大きな変化は認められなかった。これらの結果は、D4PおよびD4Dの線量検証システムのセットアップの不確かさ、およびD4DおよびD4Pシステムの機械的特徴の不確かさによるものと考えられる。D4Dは測定のために取り付けと取り外しを行っていたため、D4Dの取り付けと取り外しに起因する不確かさがセットアップの誤差の原因として考えられた。次に、D4DおよびD4Pシステムの機械的精度に起因する不確かさについて検討した。D4DシステムとD4Pシステムの機械的精度については、D4DとD4Pの幾何学的配置の違いが、検出器の配置の違いを誘発し、コリメータの回転に影響を与える可能性がある。D4Dはガントリーヘッドに取り付けられているため、コリメータと共に回転する。一方、D4Pの検出器は、治療用寝台のアイソセンター面に設置されているため、コリメータの回転に合わせて回転することはない。従って、コリメータを回転させることで、D4DとD4Pの線量検証結果に影響を与える可能性がある。さらに、検出器の素子間隔の影響も考えられる。D4P検出器は、各ボードの中央部の60×60 mm<sup>2</sup>の領域内では素子間の距離が5.0 mm、中央部の60×60 mm<sup>2</sup>の領域外では素子間の距離が10.0 mmとなるように配置されている。D4Dの検出器の素子は、アイソセンター面上では、X方向に2.5 mm、Y方向に5.0 mmの間隔で配置されている。その結果、D4DはD4Pよりも優れた解像度を示している。D4Dの線量分布の表示は、D4Dの検出器表面ではなく、アイソセンター面での線量変化を示している。D4Dの線量分布には、検出器間隔、検出器表面、アイソセンター面の線量分布など、これらの複雑な要因が影響していると考えられる。D4Pではアイソセンターを中心とした3次元位置での点線量差が得られるが、D4Dでは2次元のフルエンスでの誤差を示す。D4Pは、D4Pだけの単体での測定結果を示す。しかし、D4Dは単体での測定はできないため、D4Pの測定結果に基づく線量分布を使用してD4Dの線量分布を計算

している。したがって、D4D の測定結果は、D4P の測定結果の不確かさの影響を受けていると考えられる。さらに、D4D の線量分布は、D4P オリジナルプランの MLC の位置誤差 0.0 mm に基づいた計算で取得された線量分布であるため、MLC の位置誤差が大きくなると誤差が増幅され、パス率のばらつきが大きくなることが予想される。

次に、MLC の位置誤差 0.5 mm のパス率が、オリジナルプランの DD よりも高かった理由を説明する。今回の D4P のセットアップでは、 $10 \times 10 \text{ cm}^2$  のジョーで照射野を作成し、線量プロファイルは D4P に付属のソフトウェアで確認した。TPS で算出したプロファイルをもとに、治療用カウチは 2 つのプロファイルが 0.1 mm ずつ最も一致する位置に移動させ、D4P を再セットアップした。しかし、MLC の中心位置とジョーの中心位置、ガントリーのたるみとガントリー回転中心のズレなど、わずかな違いが生じたと考えられる。これらの要因が複雑に絡み合っていたと考えられるため、MLC の位置誤差 0.5 mm のパス率がオリジナルプランよりも高くなったと考えられる。今回の MLC 位置誤差プランは、すべての MLC コントロールポイントで MLC 停止位置を系統的に移動させたものである。そのため、全体の線量分布が系統的に移動した。特に、急峻な線量勾配部分が系統的に移動すると、DD に大きな影響を及ぼすことになった。線量勾配が急な部分では、小さな位置誤差でかなりの線量差を示すため、DD は誤差を過大評価していることが考えられる。DTA は線量勾配が急な場所でのズレを検出することに有効であることから、オリジナルプランと MLC の位置誤差をシミュレーションしたプランのパス率の差の影響は小さいと考えられる。次に、GA は線量差と位置誤差を同時に検出するパラメータであるため、MLC の停止位置誤差の影響は検出されなかった (25)。

次に、D4P のセットアップの再現性の評価について検討する。同一セットアップでの D4D 再現性の評価に加えて、D4P の再セットアップも影響する。D4P の 95%信頼区間 (1.96SD) を持つ DD のばらつきは、基準となる D4P データのセットアップ再現性の評価が  $\pm 0.7\% \sim \pm 1.7\%$  であった。この値は、同一セットアップにおける D4D の再現性の評価において、D4P セットアップエラーによる変動が大きくなっていることを示している。DTA と GA は、D4P のセットアップエラーによるばらつきについて、DD と同じ傾向を示した。同一セットアップでの D4D の再現性の評価 (D4D の取付けの再現性) と、D4P セットアップの再現性の評価 (基準測定 of 再現性) は、Li G.らが報告しているように、D4P および D4D を導入する際の再現性の重要な項目である (26)。

最後に、10 名の前立腺がん患者に対する VMAT の評価を検討した。オリジナルプランと D4D でシミュレーションした各プランについてウェルチの t 検定を行ったところ、MLC の位置誤差がオリジナルプランから 1.5 mm ずれたときに DD は有意差を示さなかった。これは、MLC の位置誤差 1.5 mm とオリジナルプランの DD の平均値が等しくなったためと考えられる。DD は MLC の位置誤差が 2.0 mm 以上になると有意差が認められた。しかし、位置情報を評価するパラメータである DTA と GA は、MLC の位置誤差が 1.5 mm 以上の場合に有意差を示した。MLC の位置誤差プランでは DD の誤差検出精度が不安定であり、DTA

や GA を用いることで正しく誤差を検出できることが示唆された。したがって、臨床使用においては、DD のパス率よりも DTA と GA のパス率を重要視すべきである。今回使用した直線加速装置では、MLC の調整を定期的に行っている。この定期的な MLC 調整の際に、リーフオフセットの取り付け位置の誤差によるシステムティックエラーが事故につながる可能性がある。そこで、本研究では、MLC 調整時のリーフオフセットの位置誤差によるシステムティックエラーが発生したものを想定した。

Rangel らは、MLC のシステムティックエラーに比べてランダムエラーによるデリバリーエラーへの影響が小さいと報告しており (22)、本研究では、5 例の前立腺 VMAT 治療の 39 日から 40 日の間の治療における MLC の停止位置のばらつきは、1SD で最大  $\pm 0.07$  mm であることを確認した。ランダムな誤差については、小さく安定していた。MLC のシステムティックエラーに比べて誤差量が大きい場合でも、GA 値は最大  $-0.46 \pm 0.03$  mm で  $99.93 \pm 0.30\%$  であった。この結果から、MLC のシステムティックエラーが大きい場合には、GA 値のばらつきが誤差の大きさに反映されることが示唆された。しかし、アメリカ医学物理学会 (American Association of Physicists in Medicine : AAPM) ガイドライン (7) に記載されている標準的な GA 値である 95% を大きく上回っていたことから、そのばらつきは標準的な事前検証基準の範囲内であると考えられた。従って、今回の前立腺 VMAT の 5 名の結果は、ランダムなエラーがデリバリーエラーに与える影響はシステムティックなエラーに比べて著しく小さいことを示唆している。

英国のガイドラインでは、EPID システムと同等 (またはそれ以上) の精度のエラー検出が IVD において有用であると考えられるとしている (16)。Liang らは、頭頸部 VMAT の GA2%/2 mm の観察者受動特性 (Receiver Operating Characteristic) 解析に基づき、D4P では 2.0 mm、EPID では 3.0 mm の最小検出可能 MLC 位置誤差を報告している (23)。さらに、Young らは EPID を用いた前立腺 VMAT における MLC 位置誤差の研究を報告している。Elekta Synergy と自社製ソフトウェアを組み合わせ使用した場合、MLC 位置誤差 7.0 mm から GA3%/3 mm で 90% より低く、MLC 位置誤差 3.0 mm から GA2%/2 mm で 90% よりも低いパス率となった (24)。また、Arumugam らは D4P を用いて前立腺 VMAT の MLC 位置誤差を検討し、GA の基準を 2%/2 mm とすることで、2.0 mm 以上の MLC 位置誤差を有意差検定で検出できると報告している (27)。本研究はこれらの先行研究とは状況が異なるため、直接比較することは難しいが、我々の限られた条件下では MLC の位置誤差は 1.5 mm で検出可能であった。今回の研究では、GA 評価基準である 3%/2 mm の D4D と D4P の有意差が 1.5 mm であった。しかし、統計的検定は、臨床データを用いた合否判定の方法ではない。臨床データでの合否判定の場合は、前述のように AAPM の Task Group No. 218 の推奨評価基準 (10% 線量閾値で 3%/2 mm を基準に設定) と一定のガンマパス率 (95%) を選択することになる (7)。2 つの検出器 (D4D と D4P) を比較する際には、各検出器がガンマパス率を満たさない MLC 位置誤差のレベルを決定することが重要である。本研究では、2 つの検出器 (D4D と D4P) を比較する際に、それぞれの検出器がガンマパス率の不合格につな

がる MLC 位置誤差のレベルを決定することを目的とした。一般的に、D4P は D4D よりも低い MLC 位置誤差で不合格の結果となり、D4D がより感度の高い装置であることが示唆された。パス率を 95%と仮定すると、MLC 位置誤差が 1.5 mm と 2 mm の場合、D4D では合格したが D4P では不合格となったプランがあった。ユーザーは、関連するガイドラインに基づいてデータを評価した後、D4D が一般的な使用に十分な感度であるかどうかを判断する必要がある。英国のガイドラインでは、システムの精度を評価するための手順や、使用しなければならない指標が明記されていない (16)。したがって、本研究は D4D および D4P のユーザーにとって有益な情報と考えられる。また、MLC の位置誤差は D4D のみでも検出可能であり、照射時のデリバリーエラーの検出への応用も期待できる。

照射時のデリバリーエラーを検出するために D4D を使用すると、直線加速装置から照射される出力線量分布を直接観察することができるため、直線加速装置のエラーだけを正確に検出することができる。一方、EPID を使用する場合は、患者を透過した放射線の線量分布を測定するため、患者の体形変化の影響や患者のセットアップが含まれる。そのため、直線加速装置のみの誤差検出を評価することは困難である。2010 年のオランダからの報告では、治療中の線量確認の重要性が強調されている (13,14)。VMAT や IMRT の治療中に発生する MLC の位置誤差のうち、本研究では、MLC 両側のシステムティックなシフトを利用して、一定レベルの照射中のデリバリーエラーを検出できることを示した。本研究では、治療部位の中で最も強度変調が少ないとされる前立腺を対象に誤差検出解析を行った (7)。そのため、今後、頭頸部症例など他の部位を含めて、照射中のエラーをより詳細に検出するための追加研究が必要である。

## 第 5 章 結論

本研究では、MLC の位置誤差を検出するための D4D の適合性を検討した。その結果、D4D は照射中のデリバリーエラーを検出できることがわかった。また、D4D は D4P とほぼ同等の検出力を持ち、DTA や GA を用いて 1.5 mm 以上の MLC 位置誤差を検出することができる。以上のことから、照射中のデリバリーエラーの検出には、透過型検出器が適していると考えられる。

## 第 6 章 謝辞

本研究にあたり、研究の機会を提供して頂くとともに、ご教授くださいました徳島大学大学院社会産業理工学研究部 生物資源産業学域教授 宇都 義浩 先生、徳島大学大学院医科歯科薬研究部講師 富永 正英 先生、徳島大学大学院医科歯科薬研究部助教 佐々

木 幹治 先生，岡山大学大学院ヘルスシステム統合科学研究科 ヘルスケアサイエンス部門 放射線健康支援科学分野准教授 笈田 将皇 先生に深く御礼申し上げます。

学位論文審査において，貴重なご指導とご助言を頂いた徳島大学大学院社会産業理工学研究部 生物資源産業学域教授 松木 均 先生，同 教授 中村 嘉利 先生に心より感謝申し上げます。

本研究の技術的な情報の提供をして頂いたユーロメディテック株式会社 中原 真道 博士に深く感謝いたします。また，本研究に協力いただいた愛媛大学医学部附属病院の放射線治療スタッフの皆様に深く感謝申し上げます。

## 第7章 参考文献

1. がん統計 2021.  
[https://ganjoho.jp/public/qa\\_links/report/statistics/pdf/cancer\\_statistics\\_2021.pdf](https://ganjoho.jp/public/qa_links/report/statistics/pdf/cancer_statistics_2021.pdf),  
(参照 2021 年 8 月 1 日)
2. 全国放射線治療施設の 2015 年定期構造調査報告 (第 1 報) .  
[https://www.jastro.or.jp/medicalpersonnel/data\\_center/JASTRO\\_NSS\\_2015-01.pdf](https://www.jastro.or.jp/medicalpersonnel/data_center/JASTRO_NSS_2015-01.pdf),  
(参照 2021 年 8 月 1 日)
3. 第三回がん対策推進協議会資料，東大病院放射線科准教授／緩和ケア診療部長中川恵一資料.  
[https://www.wam.go.jp/wamappl/bb11gs20.nsf/0/cf1a82702da5dee0492572d600059026/\\$FILE/20070509\\_1haifu2.pdf](https://www.wam.go.jp/wamappl/bb11gs20.nsf/0/cf1a82702da5dee0492572d600059026/$FILE/20070509_1haifu2.pdf), (参照 2021 年 8 月 1 日)
4. Otto K. Volumetric modulated arc therapy: IMRT in a single gantry arc. *Med Phys*. 2008;35(1):310-317. doi:10.1118/1.28128738
5. Palma D, Vollans E, James K, et al. Volumetric modulated arc therapy for delivery of prostate radiotherapy: comparison with intensity-modulated radiotherapy and three-dimensional conformal radiotherapy. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*. 2008;72(4):996-1001. doi: 10.1016/j.ijrobp.2008.02.047
6. Alber M, Broggi C, De Wagter C, et al. Guidelines for the verification of IMRT. *ESTRO booklet*, 2008.
7. Miften M, Olch A, Mihailidis D, et al. Tolerance limits and methodologies for IMRT measurement-based verification QA: Recommendations of AAPM Task Group No. 218. *Med Phys*. 2018;45(4):e53-e83. doi: 10.1002/mp.12810
8. Williams MV. Radiotherapy near misses, incidents and errors: radiotherapy incident at Glasgow. *Clin Oncol (R Coll Radiol)*. 2007;19(1):1-3. doi: 10.1016/j.clon.2006.12.004

9. Mayles WP. The Glasgow incident--a physicist's reflections. *Clin Oncol (R Coll Radiol)*. 2007;19(1):4-7. doi: 10.1016/j.clon.2006.12.003
10. Derreumaux S, Etard C, Huet C, et al. Lessons from recent accidents in radiation therapy in France. *Radiat Prot Dosimetry*. 2008;131(1):130-135. doi: 10.1093.rpd/ncn235
11. Ortiz López P, Cosset JM, Dunscombe P, et al. ICRP publication 112. A report of preventing accidental exposures from new external beam radiation therapy technologies. *Ann ICRP*. 2009;39(4):1-86. doi: 10.1016/j.icrp.2010.02.002
12. Bogdanich W. Radiation Offers New Cures, and Ways to Do Harm. *The New York Times*, 2010.
13. Mans A, Wendling M, McDermott LN, et al. Catching errors with in vivo EPID dosimetry. *Med Phys*. 2010;37(6):2638-2644. doi: 10.1118/1.3397807
14. Bojechko C, Phillips M, Kalet A, Ford EC. A quantification of the effectiveness of EPID dosimetry and software-based plan verification systems in detecting incidents in radiotherapy. *Med Phys*. 2015;42(9):5363-5369. doi:10.1118/1.4928601.
15. Donaldson S. Towards safer radiotherapy. *Clin Oncol (R Coll Radiol)*. 2008.
16. MacDougall ND, Graveling M, Hansen VN, Brownsword K, et al. In vivo dosimetry in UK external beam radiotherapy: current and future usage. *Br J Radiol*. 2017;90(1072):20160915. doi: 10.1259/bjr.20160915
17. Poppe B, Looe HK, Chofor N, et al. Clinical performance of a transmission detector array for the permanent supervision of IMRT deliveries. *Radiother Oncol*. 2010;95(2):158-165. doi: 10.1016/j.radonc.2009.12.041
18. Karagoz G, Zorlu F, Yeginer M, Yildiz D, Ozyigit G. Evaluation of MLC leaf positioning accuracy for static and dynamic IMRT treatments using DAVID in vivo dosimetric system. *J Appl Clin Med Phys*. 2016;17(2):14-23. Published 2016 Mar 8. doi:10.1120/jacmp.v17i2.5474
19. Li T, Wu QJ, Matzen T, Yin FF, O'Daniel JC. Diode-based transmission detector for IMRT delivery monitoring: a validation study. *J Appl Clin Med Phys*. 2016;17(5):235-244. doi: 10.1120/jacmp.v17i5.6204
20. Sadagopan R, Bencomo JA, Martin RL, et al. Characterization and clinical evaluation of a novel IMRT quality assurance system. *J Appl Clin Med Phys*. 2009;10(2):2928. doi: 10.1120/jacmp.v10i2.2928
21. Sarkar V, Paxton A, Kunz J, et al. A systematic evaluation of the error detection abilities of a new diode transmission detector. *J Appl Clin Med Phys*. 2019;20(9):122-132. doi: 10.1002/acm2.12691
22. Rangel A, Dunscombe P. Tolerances on MLC leaf position accuracy for IMRT delivery with a dynamic MLC. *Med Phys*. 2009 Jul;36(7):3304-9. doi: 10.1118/1.3134244. PMID: 19673226.
23. Liang B, Liu B, Zhou F, et al. Comparisons of volumetric modulated arc therapy (VMAT) quality assurance (QA) systems: sensitivity analysis to machine errors. *Radiat Oncol*. 2016;11(1):146.

doi: 10.1186/s13014-016-0725-4

24. Young T, Xing A, Vial P, et al. Sensitivity of collapsed arc QA method for delivery errors in Volumetric Modulated Arc Therapy (VMAT). IOP Publishing. *Journal of Physics: Conference Series* 573 (2015) 012021. doi:10.1088/1742-6596/573/1/012021
25. Low DA, Harms WB, Mutic S, Purdy JA. A technique for the quantitative evaluation of dose distributions. *Med Phys*. 1998;25(5):656-661. doi:10.1118/1.598248
26. Li G, Bai S, Chen N, et al. Evaluation of the sensitivity of two 3D diode array dosimetry systems to setup error for quality assurance (QA) of volumetric-modulated arc therapy (VMAT). *J Appl Clin Med Phys*. 2013;14(5):13-24. doi: 10.1120/jacmp.v14i5.3828
27. Arumugam S, Xing A, Young T, et al. Comparison of three commercial dosimetric systems in detecting clinically significant VMAT delivery errors. *Phys Med*. 2016;32(10):1238-1244. doi: 10.1016/j.ejmp.2016.09.016

#### 発表論文リスト

##### 筆頭論文

[1] Hirofumi Honda, Masahide Tominaga, Motoharu Sasaki, Masataka Oita, Hiromitsu Kanzaki, Yasushi Hamamoto, Yoshiaki Ishii, Ryuji Yamamoto, Teruhito Mochizuki, Teruhito Kido, Yoshihiro Uto. Usability of detecting delivery errors during treatment of prostate VMAT with a gantry-mounted transmission detector. *J Appl Clin Med Phys*. 22(7):66-76, 2021.

[2] Hirofumi Honda, Masataka Oita, Masahide Tominaga, Yoshihiro Uto. Development and clinical application of In Vivo dosimetry for radiotherapy. *Radiation Biology Research Communications*. 51(3):255-268, 2016.

##### 共著論文

[3] Takahiro Hara, Masahide Tominaga, Masataka Oita, Hirofumi Honda, Yoshihiro Uto. The clinical and biological effect of flattening filter free high dose rate mode in radiation oncology. *Radiation Biology Research Communications*. 51(3):230-240, 2016.

##### 海外学会報告

Hirofumi Honda, Masahide Tominaga, Motoharu Sasaki, Yoshihiro Uto, Masataka Oita, Yasushi Hamamoto, Teruhito Mochizuki, Teruhito Kido, Yoshiaki Ishii, Ryuji Yamamoto, Kenji Omoto, Detectability of MLC Stop Position Error During Treatment by Gantry-Mounted Transmission Detector, 2020 Joint AAPM | COMP Meeting, Virtual Annual Meeting, 2020.7.12-16

Hirofumi Honda, Kei Kubo, Ryuji Yamamoto, Yoshiaki Ishii, Hiromitsu Kanzaki, Yasushi Hamamoto, Teruhito Mochizuki, Masataka Oita, Motoharu Sasaki, Masataka Tominaga, Yoshihiro Uto, Feasibility of dose delivery error detection by a transmission detector for patient-specific QA, ESTRO 36 Annual Meeting, Vienna, Austria, 2017.5.5-9

#### 国内学会報告

本田弘文, 富永正英, 佐々木幹治, 笈田将皇, 石井香明, 山本竜次, 大元謙二, 上津孝太郎, 城戸輝仁, 宇都義浩, ガントリー搭載型検出器を用いた MLC 位置エラーの  $\gamma$  解析の検討, 日本放射線腫瘍学会 第 34 回高精度放射線外部照射部学術大会, オンライン開催, 2021 年 3 月 20-21 日, 4 月 1-30 日 (オンデマンド配信)

本田弘文, 富永正英, 佐々木幹治, 笈田将皇, 石井香明, 高田紀子, 鶴岡慎太郎, 石川浩史, 濱本泰, 望月輝一, 宇都義浩, ガントリー搭載型検出器を用いた MLC 解析の検討, 第 32 回日本放射線腫瘍学会学術大会, 名古屋市, 2019 年 11 月 21-23 日

本田弘文, 石井香明, 長崎慧, 高田紀子, 鶴岡慎太郎, 石川浩史, 濱本泰, 望月輝一, 宇都義浩, 透過型検出器の臨床導入に関する検討, 第 31 回日本放射線腫瘍学会学術大会, 京都市, 2018 年 10 月 11-13 日

本田弘文, 石井香明, 神崎博充, 長崎慧, 高田紀子, 濱本泰, 望月輝一, 宇都義浩, ガントリー搭載型検出器の検出能の検討, 第 30 回日本放射線腫瘍学会学術大会, 大阪市, 2017 年 11 月 17-19 日

本田弘文, 石井香明, 神崎博充, 長崎慧, 西島紀子, 濱本泰, 望月輝一, 宇都義浩, 生体内線量測定システム Delta<sup>4</sup>-Discover の基礎的検証, 第 29 回日本放射線腫瘍学会学術大会, 京都市, 2016 年 11 月 25-27 日