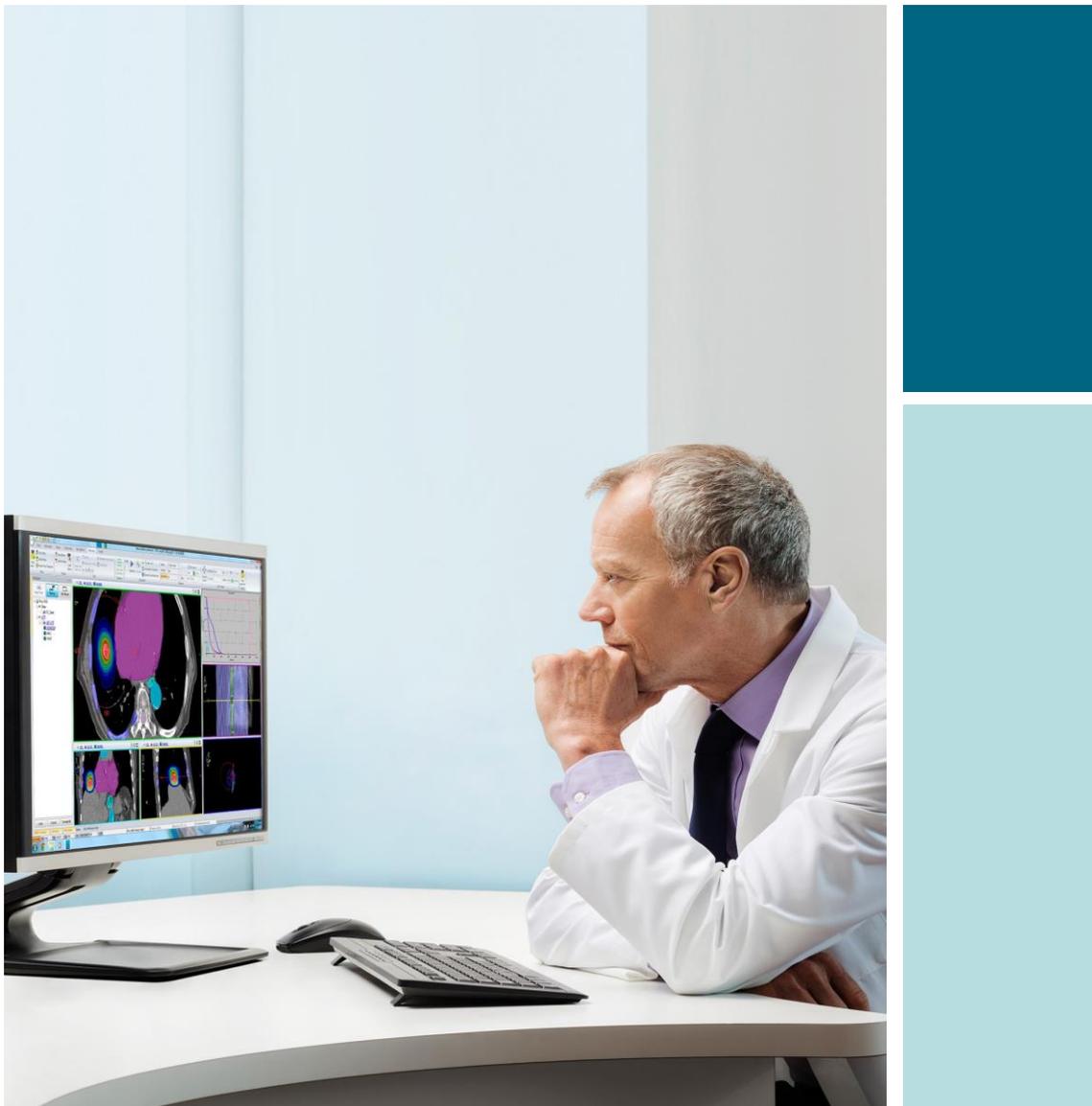


## Monaco

テクニカルリファレンス : IQM と Monaco ビームモデル



## 目次

1 はじめに .....	2
2 IQM が光子線に与える影響 .....	3
2.1 IQM の物理的効果 .....	3
2.2 出力の減少 .....	5
2.3 線量分布の形状を変化させる効果.....	7
3 IQM 効果のモデル化 .....	11
3.1 出力の減少 .....	11
3.2 線量分布の形状を変化させる効果.....	12
3.3 Monaco photon Monte Carlo アルゴリズム .....	12
3.3.1 ソースモデル .....	12
3.3.2 結果.....	15
3.4 Monaco Collapsed Cone Convolution アルゴリズム .....	19
3.4.1 正規化 .....	20
3.4.2 一次光子 .....	20
3.4.3 散乱光子 .....	21
3.4.4 電子混入 .....	21
3.4.5 結果.....	22
4 推奨.....	24

## 1 はじめに

Integral Quality Monitor (IQM)は、医療用リニアックから治療精度（エネルギー、位置、形状）の品質保証検証測定に使用される大面積の電離箱です。IQM の読み取り値は、照射された治療と期待される治療との比較や、包括的な臨床品質保証プログラムの一環として、長期に渡るデータの蓄積に使用されます。IQM は、iRT Systems GmbH（ドイツ、コブレンツ）の製品です。



1139\_MNCO

本書では、Photon Monte Carlo (pMC) および Collapsed Cone Convolution (CCC)の線量アルゴリズムにおける Monaco ビームモデルでの IQM の表現について説明します。IQM を装着した場合と未装着の場合で取得したデータを比較し、線量分布の変化を考慮するためにモデルをどのように調整するかについて考察後、文書の最後で、一連の推奨事項を記載しています。

この文書では、参考のために一部のモデルパラメータについて説明しますが、ユーザは決してこれらのパラメータを変更されませぬようお願いします<sup>1</sup>。

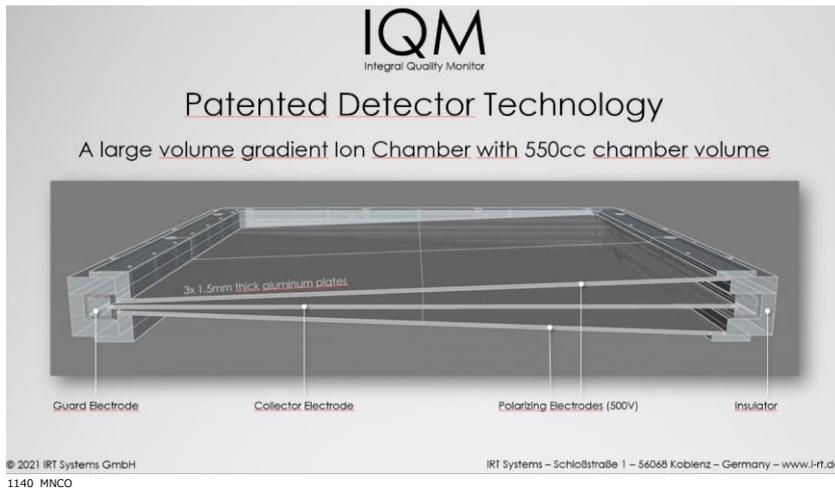
---

<sup>1</sup> Monaco: Instructions for Use for: Monaco 6.1. Elekta document ID: E018853. See warning 1.7 in section 1.15, "Treatment Unit Mapping".

## 2 IQM が光子線に与える影響

### 2.1 IQM の物理的効果

IQM の心臓部は、電極となる 3 枚のアルミニウム板を備えた 1 つの大きな電離箱です。板厚はいずれも 1.5mm で、ビーム軸に対してほぼ垂直ですが、上下の板をわずかに傾けて、くさび形の 2 つの空洞を形成しています。



検出器は 4.5mm 厚のアルミ板、または平均よりやや厚めのブロックトレイとほぼ同等です。

以下の議論では、変数  $Z$  は線源からビーム軸に沿った距離を示しています。IQM は 3.5 cm の厚みがあり<sup>2</sup>、Elekta VersaHD に取り付けられた場合、その遠位表面はおおよそ、 $Z=59$  cm になります。そのため、アルミニウム板の垂直位置は 55.5 ~59 cm になります。

放射線治療用光子線は、線量的に 3 つの重要な成分を持ち、それぞれが IQM によって、異なる影響を受けます。

1. **一次光子**は、 $Z=0$  付近のターゲットで最初に生成された後、散乱しない光子として定義します。患者が受ける線量の大部分は、この非散乱光子によるものです。IQM

---

<sup>2</sup> IQM System specifications web page: <https://www.iqm-system.com/system/iqmspecifications/>.

はこれらの光子を、主に低エネルギーの散乱光子を発生させるコンプトン相互作用によって減弱させます。アルミニウムの減弱係数は放射線治療領域ではエネルギーとともに減少するため、低エネルギーの光子は高エネルギーの光子よりも減衰します。従って、一次光子に対する IQM の作業は観察可能な 2 つの線量効果を有します。

- a 全体のビーム出力が低下する。
- b エネルギースペクトルの「硬化」、つまりスペクトルを表す確率密度関数がより高いエネルギーにシフトする。

2. **散乱光子**は、ターゲットの下と患者表面の上にある加速器ヘッドでの相互作用によって発生しますが、対生成による消滅光子や、2次電子がターゲット下で生成する制動放射光子も含まれます。散乱光子の最も重要な発生源は、平坦化フィルタと一次コリメータであり、両者はターゲット下方と MLC の間の  $Z=1.6\sim 16\text{ cm}$  の範囲に位置しています。IQM に入射した散乱光子は、一次光子と同様に減弱し散乱しますが、そのような 2重、多重散乱光子は線量的には重要ではありません。ここで重要なのは、一次光子にとって、IQM がさらなる散乱光源となることです。 $Z=57\sim 58\text{ cm}$  付近の新しい散乱光源は、辺縁の幅を広げ、特に大きい照射野において照射野外の線量が増加につながります。

3. **電子混入**はコンプトン散乱や対生成によって、加速器ヘッド内にて発生します。電子についても、光子と同様に、入射粒子を変更させるものであると同時に、新しい粒子の発生源でもあります。運動エネルギーが約 2MeV までの入射電子は、装置内の 4.5mm のアルミニウムによって完全にブロックされます。それ以上のエネルギーの入射電子は、通常、通過中に運動エネルギーを失い、大きな角度で散乱します。したがって、IQM は上流の電子源を覆い隠し、それ自体が患者に到達する電子混入の主要源になります。IQM を装着しない場合と比べて、IQM を透過したビームは体表面により近い場所で電子を発生させます。その結果、浅い深さで線量が増加します。新しい電子混入の数は一次光子が照射される IQM の表面積に比例するため、この効果は小照射野よりも大きい照射の方が強く見られます。

つまり、ビームの遠位端に IQM が存在することで、4つの異なる線量効果がみられると考えられます。

- A. 主に一次光子の減弱による出力の低下
- B. 低エネルギーの一次光子の減弱が相対的に大きくなるため、スペクトルが硬化
- C. 体表面の近くに散乱光源が追加されるため、照射野外の線量が増加

D. 体表面近くに非平衡電子の新たな発生源ができるため、表面線量の増加  
出力減少（A）は、臨床的に最も重要な効果です。次に大きいのは表面線量の増加（D）ですが、照射野サイズが小さい場合や表面線量をあまり気にしない場合には、臨床的に重要でない場合があります。BとCの効果はそれほど顕著ではありませんが、それでも測定データには明確に表れています。IQM と Elekta Versa HD を使用している Monaco のサイトのデータをもとに、以下に、4つの効果について説明します。

## 2.2 出力の減少

以下の表は、IQM を装着した場合と未装着の場合の、照射野 10x10-cm、SSD=90cm、深さ 10 cm における 1MU あたりの線量を示しています。

Table2.1

Nominal Accelerating Potential and Fluence Mode	Without IQM (cGy/MU)	With IQM (cGy/MU)	Transmission Factor
6 MV, flattened	0.810	0.755	0.932
6 MV, flattening filter free (FFF)	0.800	0.743	0.929
10 MV, flattened	0.873	0.824	0.944
15 MV, flattened	0.914	0.868	0.950

ビーム出力の減少（効果 A）は、6MV では約 7%、15MV では約 5%であり、同様の数値が文献で報告されています。

- IQM の仕様<sup>3</sup>では、6MV で 0.945、18MV で 0.955 というおおよその透過率が示されています。
- Miori ら<sup>4</sup>は、6MV は 6.56%、10MV では 5.27%の出力減少を測定しました。

<sup>3</sup> IQM System specifications web page: <https://www.iqm-system.com/system/iqmspecifications/>.

<sup>4</sup> Miori, G., et al. "Evaluation of an integral quality monitor device for monitoring real-time delivery". Poster number A.144 from the 9th national congress of the Italian Association of Medical Physics (AIFM) in Perugia, Italy in February 2016. Available online at [https://i-rt.de/publications?\\_sft\\_publication\\_category=beam-](https://i-rt.de/publications?_sft_publication_category=beam-)

- Hoffman ら<sup>5</sup>は、6MV で 5.43%、10MV では 4.60%、15MV では 4.21%の出力減少を測定しました。
- Nguyen らは、4MV では 0.926-0.933、6MV では 0.937-0.941、6MVFFF では 0.937-0.939、10MV は 0.949-0.953 という透過係数を測定しました。
- 参加した9つのがんセンターは、2017年にIQM線量測定その他施設共同研究を行いました<sup>6</sup>。論文要旨に記載されている透過係数は、6MVで0.9412、6MVFFFで0.9440、10MVFFFで0.9533、18MVで0.9578です。

出力の低減は、照射野サイズにほぼ依存しませんが、完全ではありません。以下の表は、表2.1で参照した6MVの出力係数を示しています。(10x10-cmにて正規化)

---

attenuation .

<sup>5</sup> Hoffman, D., et al. "Characterization and evaluation of an integrated quality monitoring system for online quality assurance of external beam radiation therapy". J. Appl. Clin. Med. Phys. 18 (2017) 40–48.

<sup>6</sup> Casar, B., et al. "Influence of the Integral Quality Monitor transmission detector on high energy photon beams: A multi-centre study". Z. Med. Phys. 27 (2017) 232–242.

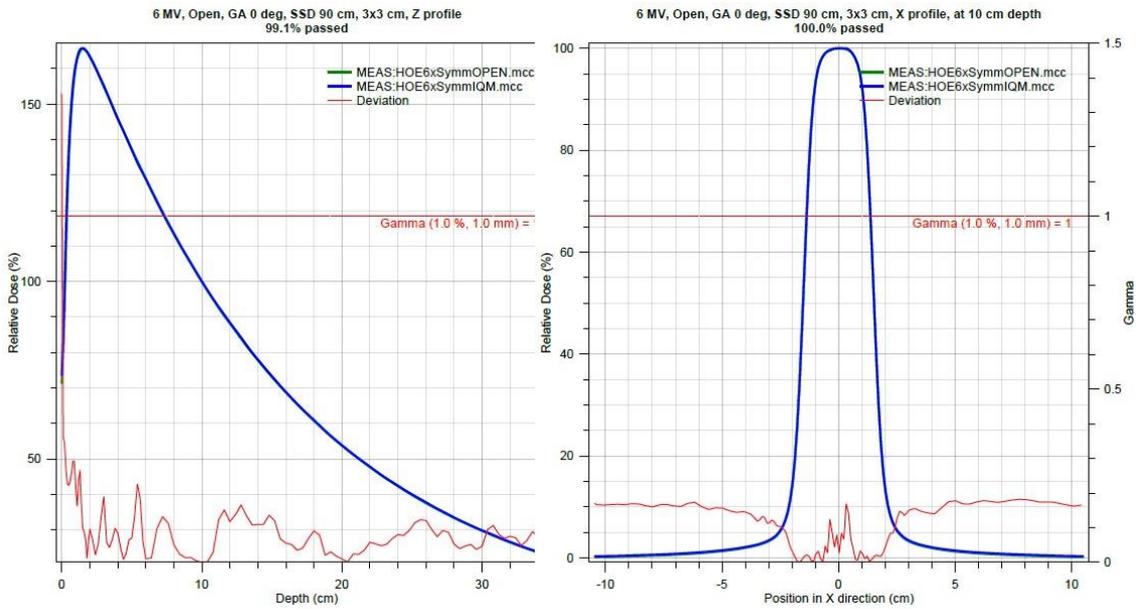
Table 2.2

Field Size (cm)	Without IQM	With IQM	Ratio
1x1	0.698	0.698	1.000
2x2	0.806	0.806	1.000
3x3	0.847	0.848	1.001
4x4	0.879	0.878	0.999
5x5	0.906	0.905	0.999
7x7	0.950	0.949	0.999
10x10	1.000	1.000	1.000
15x15	1.057	1.058	1.001
20x20	1.096	1.099	1.003
30x30	1.144	1.153	1.008
40x40	1.165	1.179	1.012

20x20-cm までの照射野は、IQM による出力係数の変化は 0.5%未満です。しかし、最大照射野では 1.2%高くなります。これは、小照射野は IQM によって散乱した光子が一般に照射野の境界の外に到達するに対し、大きな照射野の散乱光子は、検出器が配置されている中心軸を含む境界の内側に到達する可能性があるためです。

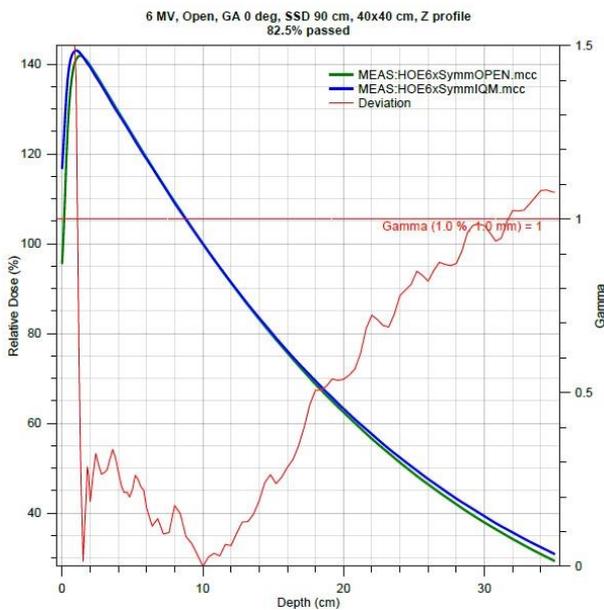
### 2.3 線量分布の形状を変化させる効果

セクション 2.1 で述べた他 3 つの効果について、前述の Monaco サイトの 6MV を用いて説明します。同様の効果は他のエネルギーや他リニアックでも観察できます。まず、小照射野の場合、効果 B、C、D はごくわずかの傾向にあることが分かります。Monaco Commissioning Utility (MCU) の画像は、照射野 3x3-cm、深さ 10cm における PDD と X (AB) 方向のプロファイルを示しています。



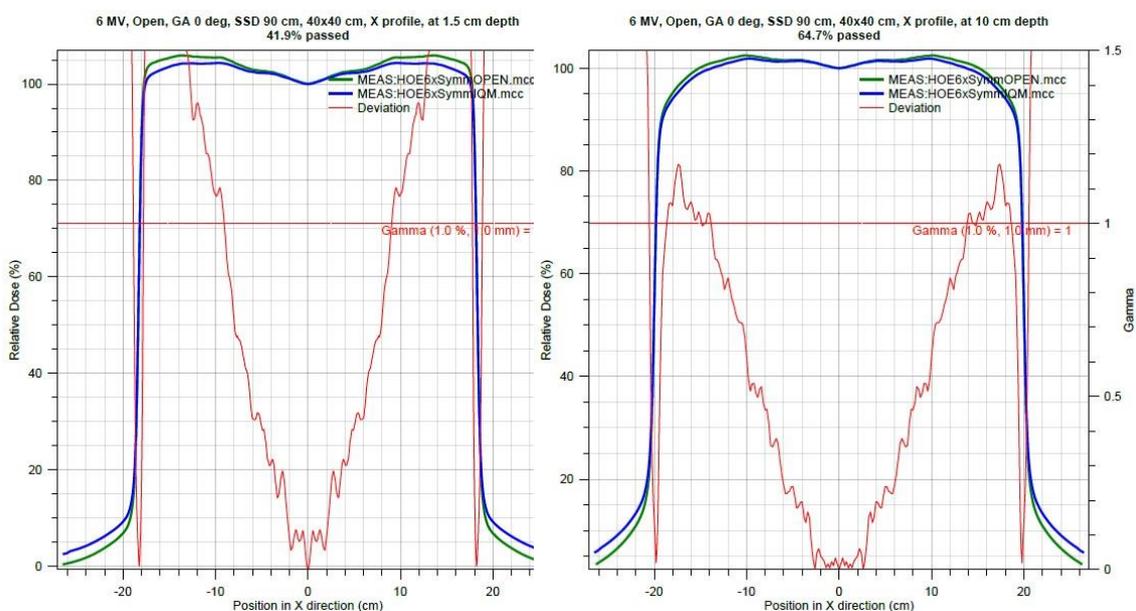
青い線と緑の線はそれぞれ、IQM を装着した場合と未装着の場合の実測値（相対値）を表しています。深さ 10 cm、中心軸で 100%になるように正規化しています。緑の線は IQM を未装着の場合の実測値を表しています。これらの形状はほぼ同じであるため、緑の線が見えません。すべての測定深で、X (AB) 方向のプロファイルと同様に Y (GT) 方向のプロファイルもほぼ完全に一致しています。

IQM が線量分の形状を変え始めるのは照射野が大きい場合です。次の図は、同じビームの照射野 40x40-cm の PDD です。



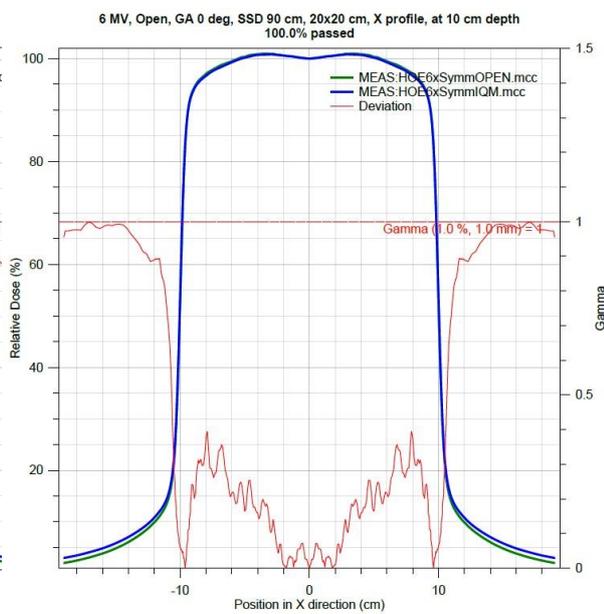
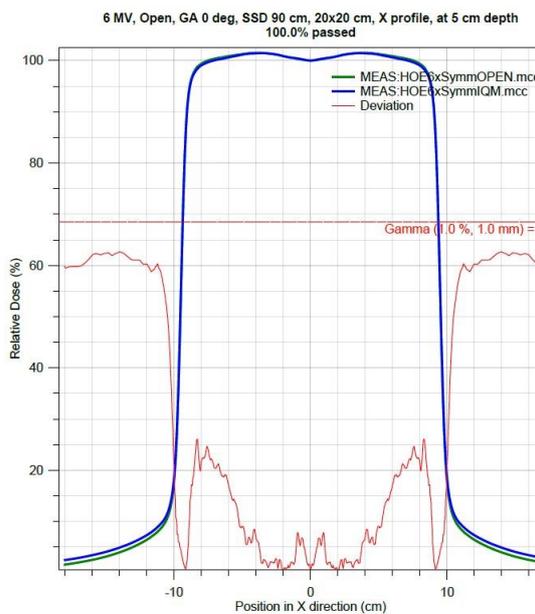
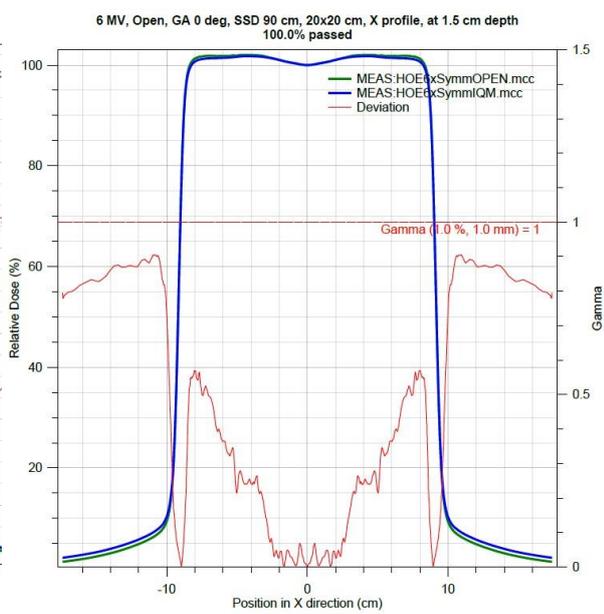
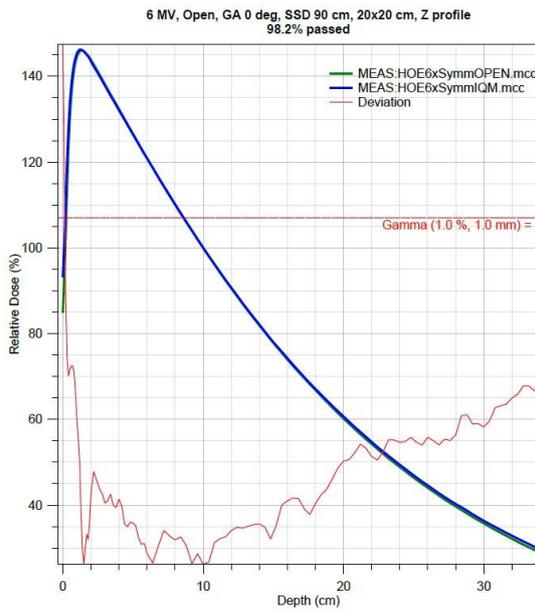
表面線量の増加（効果 D）は浅い部分で、スペクトルの硬化（効果 B）は深い部分ではつきりと確認することができます。

次の画像は、同じ照射野の深さ 1.5cm と 10cm の X (AB) 方向のプロファイルです。



両方の深さで照射野外の線量が増加しています。深さ 1.5 cm のプロファイルでは、電子が照射野の線量に寄与しているが、深さ 10 cm の深さでも線量増加が確認できることから、そのほとんどが散乱光子によるものであることが分かります。また、IQM の存在により、ビームの“肩”や“角”が低くなっていることも明確です。この変化は、スペクトル硬化（効果 B）の更なる証拠です。

一般的なガイドラインとして、照射野 20x20-cm を B から D の線量効果が無視できなくなる照射野サイズの閾値とすることができます。上記と同じビームの照射野 20x20-cm の PDD と 3 つの深さの X (AB) 方向のプロファイルを次の画像で示します。



スペクトル硬化と表面線量の増加は PDD から確認できますが、臨床的に大きなインパクトを与えるものではないと考えます。照射野外の線量増加はすべての深さのプロファイルで確認できるが、IQM 装着・未装着の比較で、1%/1mm ガンマ基準の範囲内で一致を見せています。

### 3 IQM 効果のモデル化

#### 3.1 出力の減少

前項で述べたように、IQM の主な効果は、一次光子の減衰による出力低下です。この出力低下は 5%になることもあるため、その影響を考慮する必要があります。IQM を装着しながら治療する場合において、施設の治療機で IQM を検証し、治療計画に IQM の効果が考慮されていることが非常に重要になります<sup>7</sup>。

幸いなことに、出力の低下は簡単にそれぞれのモデルに係数を導入することで反映させることができます。この係数は該当のエネルギーのすべてのフィールドサイズの線量分布全体に適用されます。この係数「IQM Factor」は、放射線治療計画において長い歴史を持つ「Block Tray Factor」に類似しています。出力の変化を係数として適用するだけで、ほとんどの症例において IQM を安全に使用できるというのが、臨床的な総意です。

- IQM のウェブページ<sup>8</sup>には「ビーム品質への影響」と「ビームスペクトルへの影響」はともに「無視できる」と記載されています。治療計画装置への出力減弱は、Tray Factor またはモデルに登録されている出力の修正を提案しています。
- 同様に、前述の 9 施設による報告<sup>9</sup>は以下のように結論付けています。「発見された変化の大きさは、IQM をあたかもトレイとして扱い治療計画装置には Tray Factor を登録する、あるいは、治療装置の該当エネルギーの出力を調整すれば、IQM の臨床使用は容易になる。」
- The Christie Hospital は「臨床的にモデルに単純に補正係数を登録しただけで十分であった」と 2016 年に学会発表<sup>10</sup>しています。

---

<sup>7</sup> IQM User Reference Manual. v1.35, SW-v1.8. See warning 7 in section 2.4, “Safety Notices”.

<sup>8</sup> IQM System specifications web page: <https://www.iqm-system.com/system/iqmspecifications/>.

<sup>9</sup> Casar, B., et al. “Influence of the Integral Quality Monitor transmission detector on high energy photon beams: A multi-centre study”. Z. Med. Phys. 27 (2017) 232–242.

<sup>10</sup> [8] Perrin, B., et al. “Integrating the IQM into a commercial planning system”.

この単純な再正規化のアプローチは、小・中サイズの照射野ではうまく機能しますが、大きな照射野における出力係数の照射野依存性は無視されます。また、次のセクションで説明するように、線量分布の形状を変化させる効果も無視しています。

### 3.2 線量分布の形状を変化させる効果

ビームを単に再正規化することによって得られる線量測定精度は、特に大きい照射野が関与する場合や浅い深さでの線量が臨床的に重要な場合、臨床医にとって満足のいくものではないかもしれません。この文書の残りの部分では、上述したより少ない線量効果、すなわちスペクトル硬化、照射野外の線量増加、および表面線量の増加をモデル化するために何ができるかを検討します。

長期的な解決策は、既存の線量アルゴリズムを更新して、より正確にモデル化することです。すなわち、一次光子の減弱体として、また一次光子によって照射された部分（ジョーと MLC によって定義された開口部分のみ）でのみ散乱光子と電子混入を放出する二次光源としてモデル化します。以下のセクションでは、Monaco バージョン 5.x および 6.x で現在リリースされている線量アルゴリズムについて説明し、既存アルゴリズムを変更せずに IQM 装着時のビームをより正確にモデル化する方法について説明します。

### 3.3 Monaco photon Monte Carlo アルゴリズム

#### 3.3.1 ソースモデル

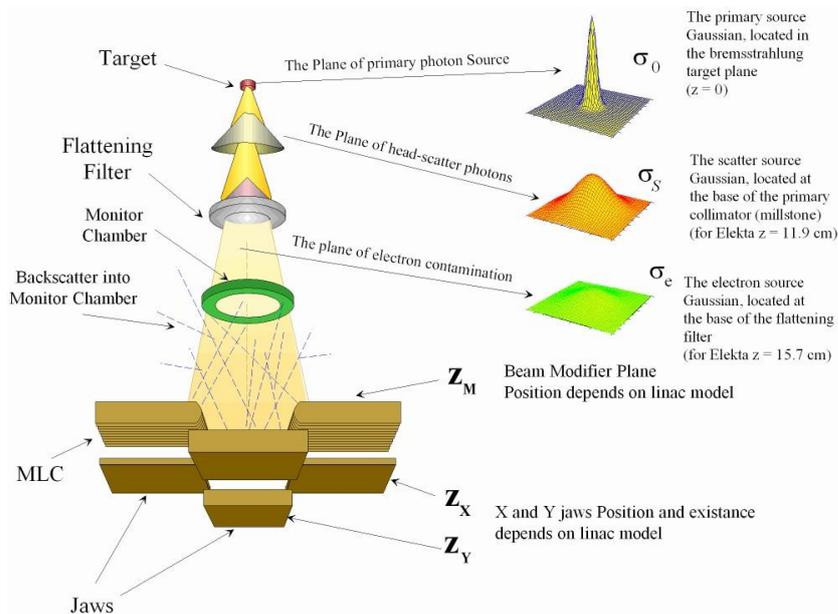
このセクションでは、現在 Monaco に実装されている pMC アルゴリズムについて説明します。pMC は X-ray Voxel Monte Carlo (XVMC)放射線輸送コードと Virtual Source Model (VSM) 1.6 ソースモデルを用いています。以下の図は、Monaco Dose Calculation Technical Reference Manual<sup>11</sup> から引用しています。

---

Christie Hospital

NHS Trust, Withington, Manchester, UK. Conference presentation as shown during the ESTRO35 Conference in Turin, Italy in May 2016. Available online at <https://www.iqm-system.com/publications/>, under the heading “Beam Attenuation”.

<sup>11</sup> Monaco Dose Calculation Technical Reference Manual. Elekta document ID:



このモデルでは、一次光子源、散乱（二次）光子源、電子源の3つの仮想光源の存在を仮定しています。ビームの特性を決める重要なパラメータは以下の通りです（詳細は参考文献<sup>12</sup>を参照）。

#### A. 一般パラメータ:

- 1 NORM : ビームの全体的な正規化を支配する乗法的な係数

#### B. 一次光子源を制御するパラメータ:

- 1 PRIMARY-PHOTONS ( $P_{pri}$ ): 一次光子の割合
- 2 PRIMARY-SIGMA ( $\sigma_{pri}$ ): 一次光子源の形状を表す2次元ガウス分布の  $1\sigma$
- 3 OAS-PROFILE: 一次光子の放射状フルエンスプロファイル
- 4 ENERGY-MAX ( $E_{max}$ ): 一次および散乱光子の最大エネルギー (MeV)
- 5 B-VALUE: 一次光子スペクトルの形状を決定するパラメータ
- 6 DELTA-B-OAS: 一次スペクトルの軸外変動を規定するパラメータ

#### C. 散乱光子を制御するパラメータ:

- 1 SCATTER-DIST: 散乱光子源の Z 位置 (cm)
- 2 SCATTER-SIGMA ( $\sigma_{scat}$ ): 散乱光子源の大きさを規定するパラメータ

E014439.

<sup>12</sup> Monaco Dose Calculation Technical Reference Manual. Elekta document ID:

E014439.

3 SEC-B-VALUE: 散乱光子のスペクトルの形状を決定するパラメータ

4 SEC-DELTA-B: 散乱スペクトルの軸外変動を規定するパラメータ

**D. 電子源を制御するパラメータ:**

1 CHARGE-PARTICLES( $P_{econ}$ ): 全粒子のうち電子である割合

2 CHARGED-DIST: 電子線源の Z 位置 (cm)

3 CHARGED-RADIUS ( $\sigma_{econ}$ ): 電子線源の大きさを規定するパラメータ

4 CHARGED-E-MEAN ( $\bar{E}_{con}$ ): 電子線の平均エネルギー (MeV)

5 CHARGED-E-MAX ( $E_{charged,max}$ ): 電子線の最大エネルギー (MeV)

注釈: 3つの一次光源パラメータは二次光源にも影響します。

- PRIMARY-PHOTONS ( $P_{pri}$ ) は一次光子の割合であることから、 $(1 - P_{pri})$  は散乱される光子の割合であることがわかります。
- ENERGY-MAX は、一次光子の場合と同様に、散乱光子の最大エネルギーです。
- 一次光子の場合、OAS-PROFILE は統計的重みを直接決定します。二次光子の場合は、二次光子が発生した地点を通過する一次光子に対して OAS-PROFILE が決定した値が統計的重みに設定されます。

以下の手順に従って上記のパラメータを調整することによって、IQM を考慮することができます。

1. 出力の減少を考慮し、NORM の値を下げる。
2. IQM により二次光子が増え、一次光子の数が相対的に少なくなるため、PRIMARY-PPHOTONS の値を下げる。
3. PDD に現れているように、中心軸の一次エネルギースペクトル (ENERGY-MAX および B-VALUE) を調整して、スペクトル硬化を考慮する。
4. 浅い深さのビームプロファイルの“角”に現れるスペクトル硬化を考慮し、必要に応じて OAS-PROFILE を調整する。
5. 深い深さでの“角”の減衰による軸外のスペクトルは、必要に応じて DELTA-B-OAS で調整する。
6. 散乱光子が体表面近くで生成されているという事実を反映させるため、SCATTER-DIST を増加させる。
7. 何らかの利点が見られる場合は、散乱光子のスペクトル (SEC-B-VALUE と SEC-DELTA-

B) を調整する。

8. IQM は体表面により近い場所で電子を生成し、その下流で電子を吸収するコリメーションがないため、CHARGED-PARTICLES の値を増加させる。
9. 平均的に体表面近くで電子が生成されている事実を反映させるため、CHARGED-DIST を増やす。

ステップ 1~5 は、IQM による一次光子フルエンスの変化を忠実に表すことができます。つまり、効果 A と B はうまく扱うことができます。上記の調整の弱点はステップ 6 (散乱光子) と 9 (電子) です。どちらのタイプの粒子でも、実際には、 $Z < 20$  cm に二次粒子の主要な発生源が 1 つあり、 $Z > 50$  cm に二次粒子の別の重要な発生源があります。このような二つの異なる現実の線源を表現するために、単一の仮想線源を作成することは困難です。IQM による照射野外の線量増加 (効果 C) と表面線量の増加 (効果 D) をモデル化するには以下の課題をクリアする必要があります。すべての照射野サイズにおいて臨床的に許容できるような、二つの光源 (PRIMARY-PHOTONS と CHARGED-PARTICLES)、2 つの二次光源の一 (SCATTER-DIST と CHARGED-DIST)、および 2 つの二次光源のサイズ (SCATTER-SIGMA と CHARGED-RADIUS) の最適な数値を探します。この課題を達成し良好な結果を得られたことが以下に示されています。

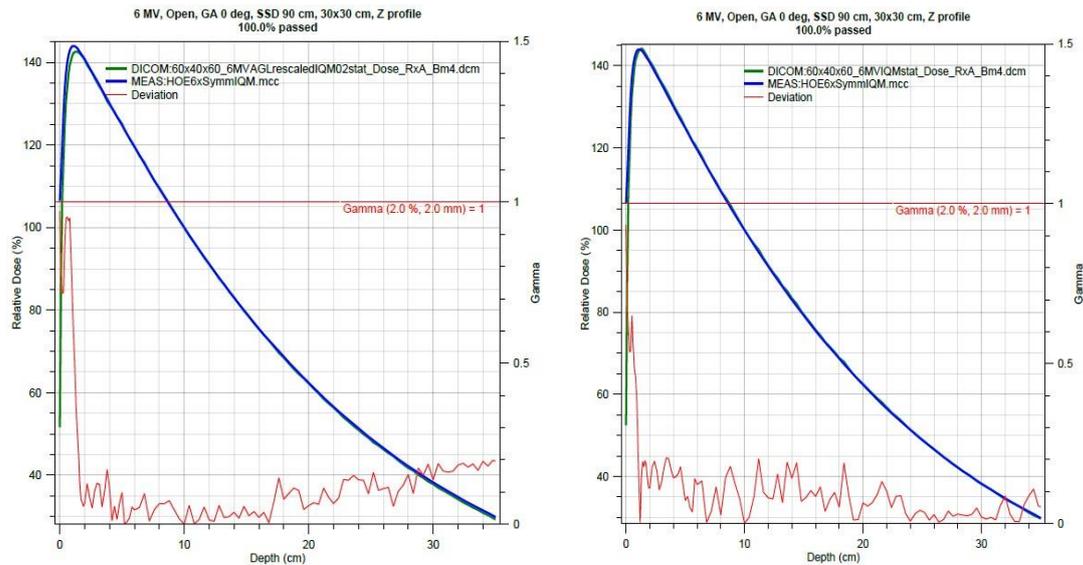
### 3.3.2 結果

このセクションでは、上に示した同じ 6MV のビームの pMC による計算結果と実測を比較します。IQM を透過しているビームに対して、2 つの異なる pMC モデル; 単に再正規化したモデル (モデル I) とセクション 3.3.1 の手順を踏んだモデル (モデル II)、を作成しました。照射野が 20x20-cm までの場合、どちらのモデルも 2%/2mm ガンマ解析を容易に満たすことができます。モデル II は、幾つかの場所でわずかに良い結果をもたらしますが (どこでというわけでもありません)、その差は臨床的に重要ではありません。

より大きな照射野に目を向けると、セクション 3.3.1 で説明したモデリング戦略がうまく機能していることが分かります。モデル I の場合、照射野 30x30-cm と 40x40-cm のそれぞれで、出力係数が 1.44%, 1.79% 高くなっています。モデル II では、これらの数値はそれぞれ 0.62% と 1.02% となり、実測と近くなります。どちらのモデルも、全体的な出力の減少 (効果 A) を捉えています。モデル II はモデル I より照射野依存の効果をよく捉え

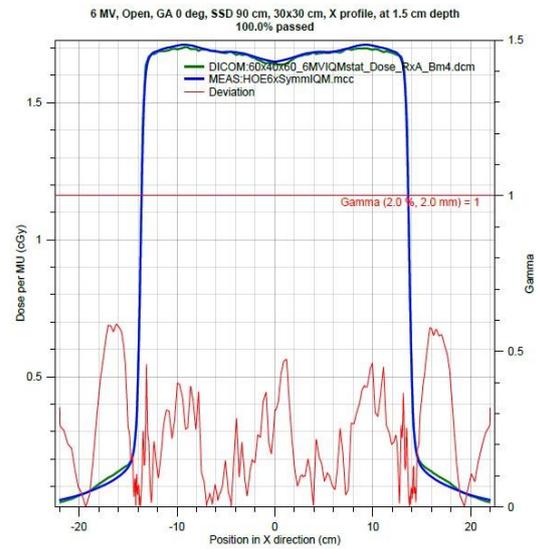
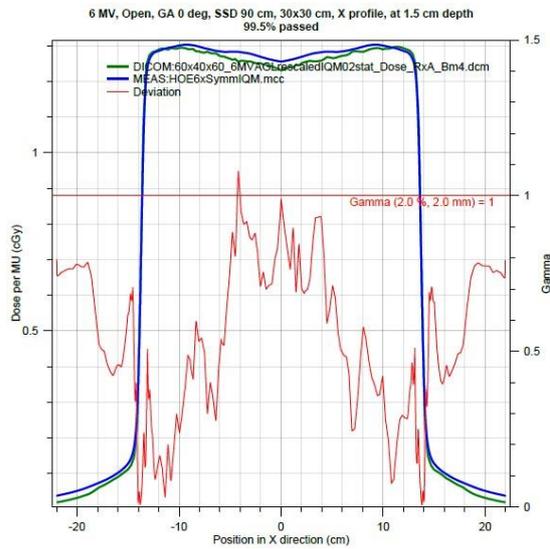
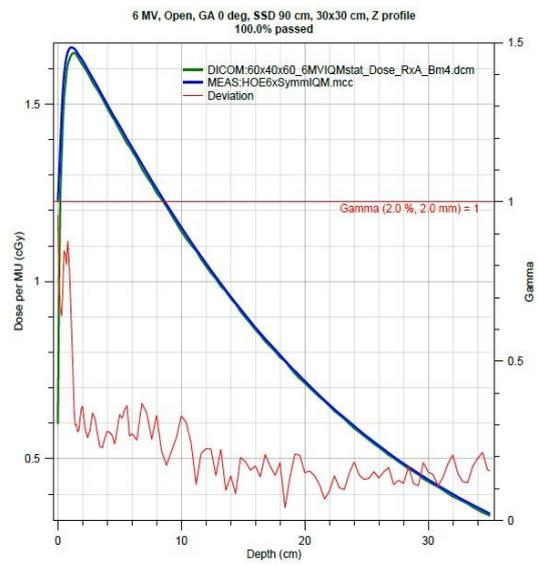
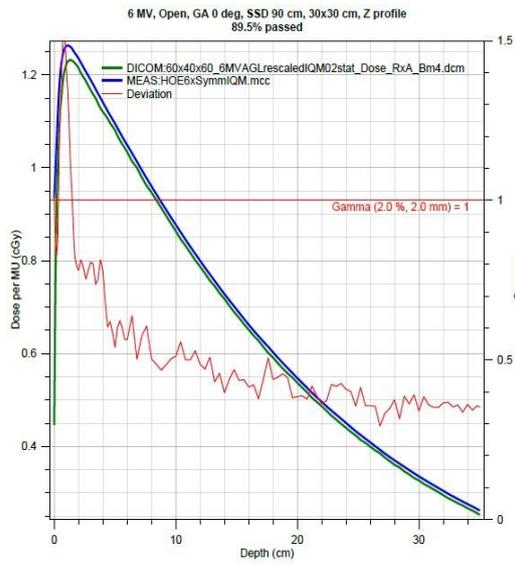
ています。

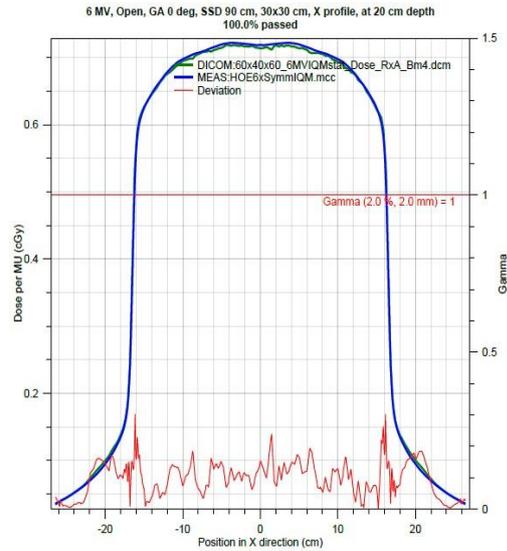
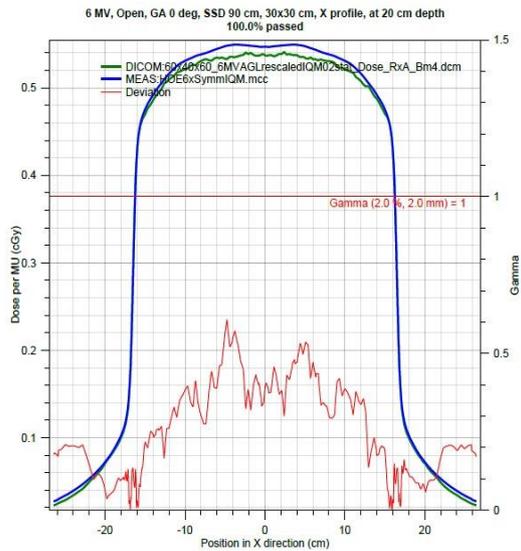
モデル II がどのように効果 B、C、D を捉えているかを確認するためには、線量分布を見る必要があります。以下は、照射野 30x30-cm の PDD を示しています。左はモデル I、右はモデル II の計算結果です。



これらのグラフは、相対線量モードで表示されています。スペクトル硬化は左の PDD の深い部分で見られますが、右では効果的に除去されています。更に、左では表面線量の大幅な不足が見られます。

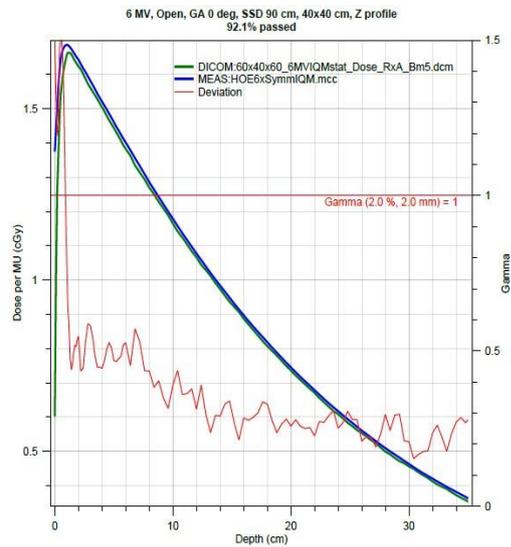
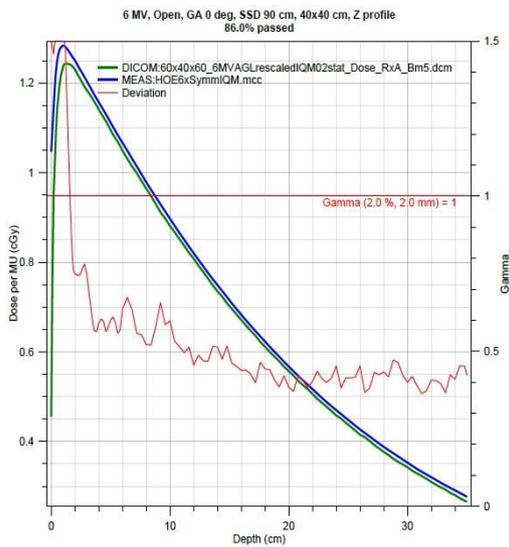
次のグラフは、出力係数の違絶対線量モードで表示されています。実際に Monaco で計算された場合の、出力係数の違いと線量分布の違いが分かります。以下のグラフはすべて、左がモデル I、右がモデル II の結果を示しています。最初のペアは、PDD になります。2つ目と3つ目のペアはそれぞれ、深さ 1.5 cm と 20 cm の X (AB) 方向のプロファイルを比較しています。

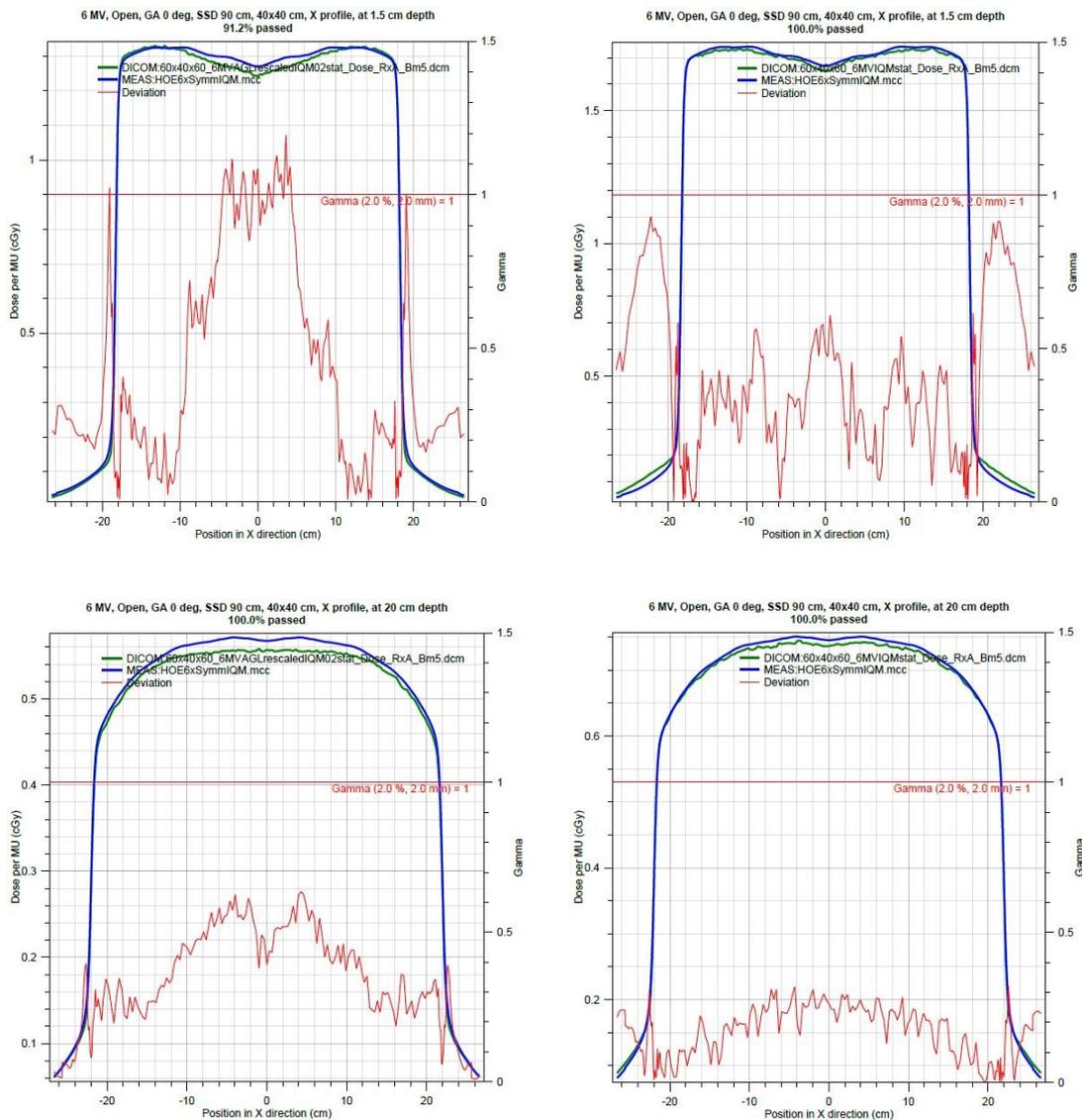




深さ 1.5 cm のプロファイルから、モデル II は照射野外の線量増加（効果 C）と電子混入による表面線量の増加（効果 D）を上手く捉えていることがわかります。深さ 20 cm のプロファイルからは、モデル II が照射野外の線量増加（効果 C）とこの深さでより高い中心線量を引き起こすスペクトル硬化（効果 B）をよく捕捉したことを示しています。

次のグラフは、照射野 40x40-cm の結果です。





照射野 40x40-cm は、線量計算における最悪のシナリオであり、モデル II は臨床的に許容できる結果であることがわかります。

### 3.4 Monaco Collapsed Cone Convolution アルゴリズム

このセクションでは、Monaco に実装されている Collapsed Cone Convolution (CCC) アルゴリズムについて説明します。CCC ソースモデルは、“dcm” というフォルダにある複数のファイルにまたがっています。これらは、チェックサムで保護されており、ユーザが直接編集することはできません。

### 3.4.1 正規化

Monaco は、CCC アルゴリズムを IMRT や VMAT の計画には使用していません。理論的には、IQM をトレイとして扱い、IQM の透過率をトレイファクタとして登録することで再正規化できます。但し、Elekta は IQM を使用した治療計画専用の CCC モデルを使用することを推奨しています。ユーザは、既存のモデルをコピーし、コピーしたモデルの Dose Calibration (再正規化) を調整することで、IQM 専用の TU を作成することができます。ビームの正規化は、IQM を装着した状態で取得した照射野 10x10-cm、深さ 10cm の cGy/MU を登録します。

CCC アルゴリズムは pMC アルゴリズムと校正条件の処理方法が異なります。pMC アルゴリズムでは間接的に対処され、明示的に伝達されることはありません。モデラーは指定された絶対線量 (cGy/MU) に一致するように、パラメータ NORM を調整します。

対照的に、CCC アルゴリズムは校正条件を直接処理します。指定された絶対線量 (MU/Gy) はモデルの一部として (PERTDA1.DAT) に入力され、指定された SSD・照射野サイズ・深さで指定された値を持つように線量を強制します。IQM による減衰を捉えるには、ファイル PERTDA1.DAT の「Calculation calibration MU/Gy」というラベルの付いた値を増やします。例えば、IQM がビームの出力を 5%減弱する場合、ファイル内の値は、100.0 から 105.263 に増加する可能性があります。

### 3.4.2 一次光子

一次光子の減弱は、前節で述べたように、正規化の変化でとらえることができます。一次光子のスペクトル硬化は以下の方法でモデル化できます。

1. CCC モデルは、中心軸の一次エネルギースペクトルを、ファイル SPECTRUMCC1.DAT に保存されているエネルギーのビンと重みのビンのテーブルとして表します。このスペクトルは必要に応じて変更し、分布を高エネルギーに偏らせることができます。
2. 横方向の光子ビームプロファイルの「ホーン」に対するスペクトル硬化は、ファイル FLUENMTXCC1.DAT に保存されているフルエンスマトリックスに組み込むことができます。
3. 必要に応じて、ファイル OFFAX1.DAT のパラメータ MUP\_A[123]と KAPPAP\_C を使用して、修正スペクトルの軸外軟化とカーネル硬化をモデル化することができます。

ます<sup>13</sup>。

### 3.4.3 散乱光子

CCC ソースモデルでは、散乱光子のエネルギースペクトルは、一次光子のスペクトルから決定されます。したがって、CCC モデルは、2次光子のスペクトルをモデル化するための自由なパラメータがありません。ただし、このモデルは散乱光子源の強度とサイズを変更することができます。具体的には：

1. 散乱光子源の強度は、PHOTCALC1.DAT ファイルの「Total scatter from flattening filter」と記されているパラメータを変更します。
2. 散乱光子源のサイズと形状は、ファイル PHOTCALC1.DAT の「Flattening filter projected radius」と「Slope parameter for flattening filter」と記されているパラメータを変更します。

### 3.4.4 電子混入

pMC モデルとは異なり、CCC モデルには、電子が発生する明確なソースが含まれていません。代わりに、alpha、beta、gamma というパラメータを使用して、患者の電子混入の分布を直接モデル化します。深さの増加に伴う電子線量の減少を支配するパラメータ beta は、IQM の存在によって大きく変化しません。一方で：

1. パラメータ alpha は、電子線量の強度または、相対的な重みを表します。IQM の存在による追加表面線量をモデル化するために、ファイル CHPCONT1.DAT の「Alpha」と記されている値を調整します。
2. パラメータ gamma は電子線量の横方向の広がりを係数  $e^{-\gamma R^2}$  によって制御します。R は  $R = \sqrt{X^2 + Y^2}$  で表されます。IQM で生成され、その後遮断されない電子が移動する横方向の距離の増加をモデル化するために、ファイル CHPCONT1.DAT の「Gamma」と記された値を調整します。

---

<sup>13</sup> Oncentra External Beam v4.5: Physics and Algorithms. Version 170.730.

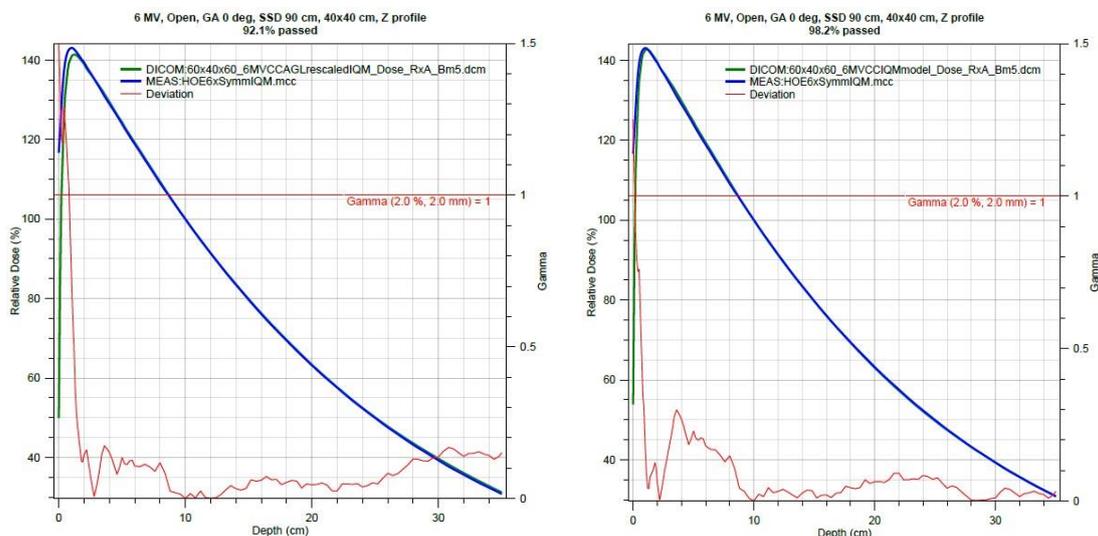
Nucletron document ID 777.00357MAN-00.

### 3.4.5 結果

このセクションでは、上に示した同じ 6MV ビームの CCC による計算結果と実測を比較します。pMC アルゴリズムの場合と同様に、CCC の 2 つの異なるモデルを作成しました。1 つは単純に再正規化したもの（モデル C）、もう 1 つは再モデリングを実施したもの（モデル D）です。繰り返しになりますが、両方のモデルは、照射野 20x20-cm の 2%/2mm のガンマ基準を満たします。モデル D はわずかに良く見えますが、それほど大きな違いはありません。

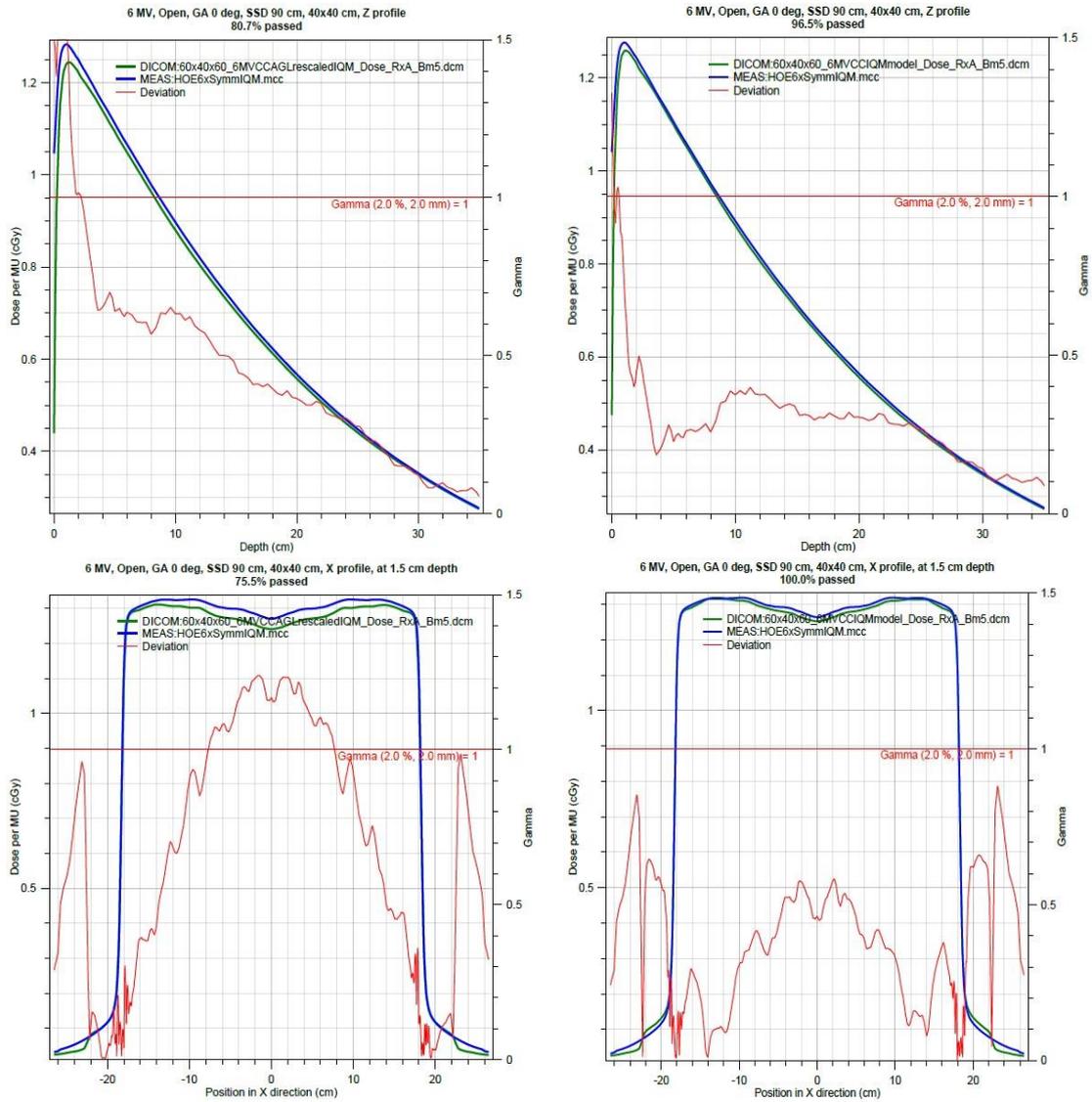
大きい照射野の照射野係数で乖離を見せる現象に関しては、pMC の結果に似ています。モデル C は、照射野 30x30-cm と 40x40-cm の照射野係数がそれぞれ、1.67% と 1.97% 過大でした。モデル D では、誤差はそれぞれ 0.80% と 1.13% になります。ここでもまた、モデル D が、IQM の存在による照射野サイズ依存性を部分的に捉えていることが分かります。

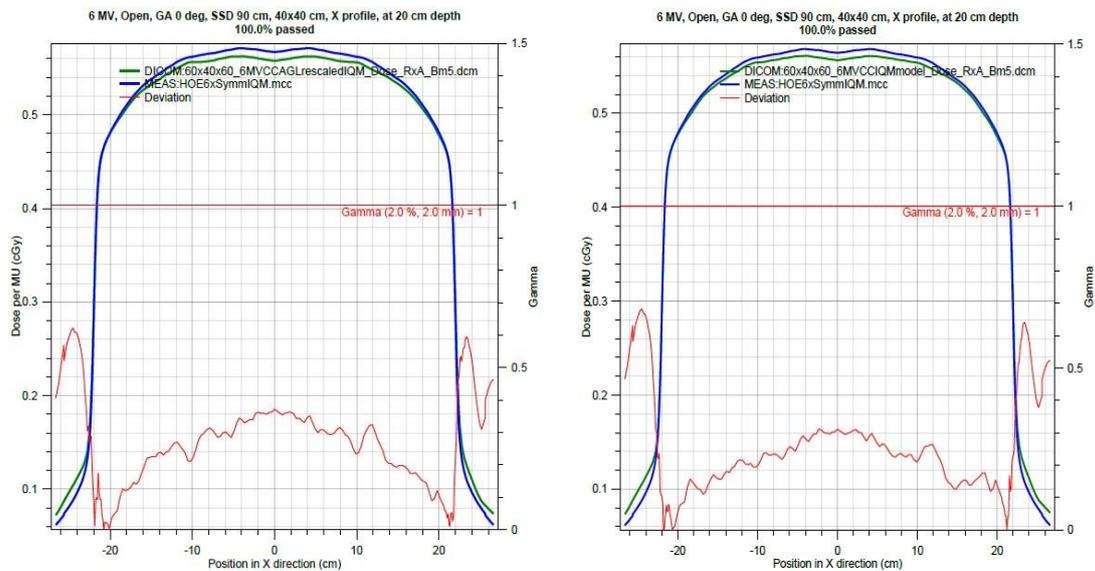
繰り返しを避けるため、下図は最悪のケースである照射野 40x40-cm の結果のみ表示しています。左はモデル C、右はモデル D の計算結果を相対線量モードで示しています。



深い部分では、スペクトル硬化がモデル D でより良く捉えられていることが分かります。浅い部分では、過剰な表面線量がモデル D でより正確にモデル化されていることがはっきりとわかります。

次のグラフは、絶対線量モードで表示しています。左はモデルC、右はモデルDを示しており、PDDの他に、深さ1.5cmと20cmのX（AB）方向のプロファイルと比較しています。





予想通り、モデル D は大きな照射野において、モデル C に比べて優れた結果をもたらします。

#### 4 推奨

IQM は放射線治療の光子線を減弱させるので、治療計画装置のモデルを修正する必要があります。このドキュメントでは、IQM 固有のモデルを作成するための2つの異なる方法について説明しました。最初は単純な再正規化、2つ目は再モデリングです。

臨床的な総意は、通常は単純な再正規化が適切であるということです。20x20-cm までの正方形照射野であれば、再正規化がうまく機能することは前述したとおりです。但し、治療では正方形ではなく細長い照射野を使うことも多々あります。例えば、次の表 (iRT 社提供) は、14 の異なるクリニックで作成された Monaco の数千の 6MV VMAT 計画の照射野サイズの頻度分布を示しています。

	Y-Dimension [cm]															
	0.5	0.8	1	2	3	4	5	6	8	10	12	15	20	25	30	35
0.4	4	12	20	21	29	26	11	14	5	6	4	2	0	0	0	0
0.5	10	17	30	73	99	90	89	103	73	33	49	58	28	13	4	1
0.8	20	28	84	342	412	546	537	853	753	449	475	757	963	792	70	8
1	59	75	335	1705	3371	4824	6143	12494	14530	9437	9212	20232	29235	21710	4198	424
2	65	108	473	3794	7614	11555	16325	36976	50309	37582	39209	75063	94214	42879	11915	2430
3	97	54	186	959	3672	7472	12669	31850	48073	37362	40169	71928	80530	29821	7531	2167
4	19	10	36	142	861	2666	6672	19688	31569	24162	25320	45280	48591	17520	4260	1569
5	9	7	5	38	227	650	2742	8961	16643	12814	13664	23487	23801	7931	2150	862
6	4	1	0	5	47	367	1133	3962	7319	6960	7739	13692	13039	3639	1000	554
8	1	0	2	3	8	44	254	714	1495	1807	2129	3589	3239	844	211	187
10	0	0	0	0	0	13	21	52	251	248	182	314	429	70	21	29
12	0	0	0	0	0	0	0	1	36	29	22	7	37	1	0	4
14	0	0	0	0	0	0	0	0	10	1	6	0	0	0	0	0
16	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
20	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
25	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
30	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
35	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
40	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0

照射野の大きさは一辺が 20 cm を超えることが多いが、一般的に垂直方向には狭く、照射野の面積が 400 cm<sup>2</sup> を超えることは非常に稀です。上記の線量効果を再検討すると、このような細長い照射野には再正規化が依然として適切な対処方法であることが分かります。効果 A（出力の減少）は、主にエネルギースペクトルと二次的にはファントム散乱の関数であり、それに関しては、照射野の長さよりも照射野の面積が重要です。効果 C と D（照射野外線量と表面線量の増加）も同様に、一次光子が照射される IQM の総面積に依存します。照射野の長さに直接依存する唯一の現象は、スペクトル硬化によるビームの「ホーン」のわずかな抑制です（効果 B）。この効果は比較的小さく、めったに発生しない照射野の最も外側の領域にのみ影響します。シンプルな再正規化のアプローチを選択したクリニックは、IQM をより迅速にコミショニングすることができます。各ビームとフルエンスタイプにおいて、以下のステップのみが必要です。

- IQM を透過する 1 つまたは複数のポイント測定を行います。
- Dose Calibration の値のみを変更したモデルを作成します。（再正規化）
- このモデルを検証し、IQM による治療を開始します。

対照的に、再モデリングのアプローチの場合は、より時間が掛かり負担も大きく、次の手順が必要です。

IQM を装着した状態で、『Monaco ビームデータ測定の手引き』で指定された光子線（タイプ A・B・F）のスキャンデータとノンスキャンデータを収集します。

- データをエレクタモデリングチームへ提出します。
- モデリングチームがモデルを作成します。これは、全く新しいビームの場合と同様です。

- モデルを検証し、IQM による治療を開始します。  
再モデリングのアプローチは約 400 cm<sup>2</sup> を超える面積のフィールドに IQM を使用する予定のクリニックのみ推奨されます。