

電子線(eMC)モデルのコミッショニング



目次

1.	電子線の基礎	2
2.	Grid Spacing	6
3.	Monaco における SSD の設定	7
4.	Number of Histories	9
5.	Monaco における体表面の不規則性	9
6.	Monaco における射入の影響	10
7.	Prescription Point	10
8.	出力位相空間	11
9.	低融点鉛ブロック情報	12
10.	円形電子線アプリケータと低融点鉛ブロックの違い	12
11.	小照射野における Output Factor	14
12.	アプリケータ・cutout 等からの散乱	15
13.	エレクタの電子線アプリケータの照射野が SSD95 cm で規定される理由	16

《改定履歴》

2023 年 3 月 2 日 電子線の基礎を追記しました。

2023 年 7 月 19 日 表 1 に AGLPhantom を追加しました。8.出力位相空間、11.小照射 野における Output Factor、12.アプリケータ・cutout 等からの散乱を追加しました。

従来、電子線の線量計算アルゴリズムとしてペンシルビーム法が採用されていました。 線量計算精度が劣ることから、電子線照射の MU 算出は手計算で求めてきた施設が多いよ うです。

Monacoの電子線の線量計算アルゴリズムは electron Monte Carlo (eMC) であり、ペ ンシルビーム法とは考え方や計算結果が異なります。不均質補正が存在した場合など、精 度の高い線量計算を行うことが可能です。本資料では Monaco eMC モデルのコミッショニ ングのポイントをご紹介します。

1. 電子線の基礎

電子線治療は 1970 年代に入ってから広く行われるようになり、不均質補正を考慮した 線量計算が求められました。Hogstrom らの Pencil Beam Convolution 法がしばしば使用 されていましたが、不均質補正の性能は決して高くはなく、より高性能な Electron Monte Carlo(eMC)のようなアルゴリズムが望まれます。電子線の挙動を理解するとともに、 eMC における再現性を見てみましょう。

A) PDD

電子線はエネルギーによって PDD が変化します。高エネルギー電子線では、低エネ ルギー電子線ほど散乱によって方向が大きく曲げられないため深さ方向の線量変化が緩 やかとなり、結果としてビルドアップ領域の線量勾配が小さくなっているのがわかりま す。



図 1. 各エネルギーにおける電子線の PDD

また、照射野を変更すると、ある大きさの照射野以上で横方向の電子平衡が成立し、 PDD の変化が小さくなります(図 2)。

図 3 は 9 MeV の電子線が射入した場合の PDD 形状の変化を示しています。入射角が 大きくなるにしたがって横方向の散乱が増加し、d_{max} は表面側にシフトしているのがわ かります。また、深いところでは周囲からの散乱が減少するため、グラフは傾き、治療 可能領域が小さくなることにも注意が必要です。





FIG. 14. Central-axis depth-dose curves for a number of field sizes demonstrating the decrease in dose at depth for small fields on the Siemens Mevatron 80 15 MeV. Redrawn from Meyer *et al.* (1984).

図 2. 各照射野における PDD¹

FIG. 29. Variation of central-axis depth dose with obliquity for 9-MeV electron beams. (Redrawn from Ekstrand and Dixon, 1982.)

図 3. 射入時の PDD¹

図 4 は 12MeV 電子線の SSD100 と SSD95 の時の PDD を示しています。特にビル ドアップ領域に違いがみられます。

¹ Khan, Faiz M, et al ."Clinical electron-beam dosimetry: Report of AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No. 25",Medical physics 18,1 (1991):73-109. doi.org/10.1118/1.596695



B) 照射野マッチング

図 5 は Monaco の eMC を使って隣接する異なるエネルギーの電子線線量分布を示し ています。2 つビームの間に Gap がない場合はホットスポットが生じ、Gap がある場合 はコールドスポットが生じているのがわかります。また、エネルギーが異なる場合、ホ ットスポットは高エネルギー側に伸びています。照射野マッチングは使用するビームの エネルギーの違いや放射線の種類の組み合わせ、SSD の違いによっても線量分布が異な るため注意が必要です。



図 5. 照射野マッチング(a:Gapなし、b:Gap1.0cm)

C) 体表面の不規則性

乳房照射のような肺野を含む電子線照射では、不均質補正の精度が線量分布に大きく 影響します。特に胸壁と肺の境界面や肺野内などではアルゴリズムによって大きな違い が生じます。また、表面の凹凸にも注意が必要です。図 6 では Monaco の eMC を使っ て耳鼻科領域における電子線照射をシミュレーションしてみました。表面に鋭い凹凸が ある場合、散乱により下層の媒質に局所的なホットスポットとコールドスポットを生じ させる可能性があります。

5



図 6. 耳鼻科領域の線量分布

2. Grid Spacing

深さ方向に急峻な分布を持つ電子線を大きな Grid Spacing で計算すると、MU の計算誤 差につながります。

低エネルギーの PDD を考えます。4 MeV のピーク深さは 1 cm 程度です。仮に Grid Spacing の大きさが 5 mm だと、明らかに PDD カーブをうまく表現できなくなることが 予想できます。事実、Dose Voxel の大きさ分、平均化され、分解能が低下します。 Monaco で設定できる最小値は 0.1 cm です。モデリングチームはモデリング終了後に Grid Spacing を 0.2 cm に設定して計算確認を実施しています。

エネルギーが高くなると、ピーク付近での勾配が緩くなりますので、幾分か Grid Spacing を大きく設定しても良いかも知れません。コミッショニング時に分布を見て検討してください。



図 7. エネルギーによる PDD の違い(10x10)

3. Monaco における SSD の設定

Monaco では 1 つ目のビームの Isocenter を中心に Dose Voxel が生成されます。その ため、Voxel のサイズを考慮すると厳密には SSD100 cm にはなりません。この Voxel の 効果は電子線かつ低エネルギーになるほど影響が大きくなります。左側の図がその状況を 示しています。



図 8. Dose Voxel の生成

そこで、右側の図のように 1 本目のビームに 0 MU のダミービームを作成し、SSD を Dose voxel サイズの 1/2 だけ遷移させると、Dose voxel の表面がファントム上面に配置 され、厳密な計算が可能です。ダミービームは Monaco 上で下記のように設定します。

Calculatio	on Properties	×				
Grid Set Grid Sp Calculat Force e Store a	ttings acing (cm): te Dose Deposition to: entire patient to be treated i and display dose in couch s	0.20 Medium • as water: v				Τ
Girid Se Algorithi Algorithi Number	ttings changes will be appli m Settings m: r of Histories per cm^2:	ed to ALL Rx IDs. Monte Carlo Electron 500000			調整用ビーム:0 MU SSD = 100 - (half grid s 注:このビームは線量グリッ 調整するためにのみ使用され	ize パド
IS				-		
J L I J	Delete Parent Beams					G
m Description	Field ID Visible Deliver	GĐ Treatment Unit	Modality Algorithm	GD Energy	MU / Fx Setup SSD (cm) ¢⊅ Isocenter Location X (cm) Y (cm)	Z (cm
1 Alignment 2 10x10	2 🖌 3D	 Synergy Svnergy 	Electron + Monte Carlo	 4.0 MeV 	U.00 SSD - 99.90 Arbitrary Point 0.00 0.00 100.00 SSD - 100.00 Volume Isocenter 0.00 0.00	-0.1

図 9. Monaco 上でのダミービームの設定

患者 QA などで QA プランからダミービームを追加する場合は 1 本目のビームをコピー (Duplicate Beam) してください。Beams タブ内の <click to add a new beam>から ビームを追加した場合は、SSD を変更することができません。

E	Beams														
	7. 7 To To Delete Parent Beams														
	Beam	Description	Field ID	Visible	Delivery		GD Treatment Unit	Modality	Algorithm		GD Energy		MU / Fx	Setup	SSD (cm)
	1	Alignment	1	V	3D	*	AGL	Electron 👻	Monte Carlo		4.0 MeV	*	0.00	SSD +	99.90
	2	10×10	2	v	3D	*	AGL	Electron +	Monte Carlo	Ŧ	4.0 MeV	*	100.00	SSD 👻	100.00
	<click a="" add="" beam="" new="" to=""></click>														

ダミービームが無い場合とある場合のファントム表面を比較してみましょう。Monaco上で、Grid Type を「Dose Raw」に設定すると、最適化ツールから返された補間されていない線量が表示されます。ボクセルサイズは、実際の計算グリッドの分解能を表します。



図 10. ダミービームの有無による Dose Voxel の配置の違い(左:無し、右:有り)

Monaco 5.11 では、すべての仮想ファントムについて、ダミービームの SSD を Dose Voxel の 1/2 だけ調整することでアライメントを行うことができます。

Monaco 5.51 では、Patient Model の変更により一部のファントムでは Dose Voxel の 表面をファントム表面に完全に一致させることはできません。この場合、別のファントム を使用する必要があります。

Patient Name	Patient ID	
Carpe, Phantom	New30x30x3005	0
Phantom, Monaco	60x40x60Sl1cm	0
30x30x30, Phantom	MonacoPhantom	×
AGL, Phantom	AGLPhantom	0

表 1. ファントムによる Dose Voxel 調整の可否(Monaco 5.51)

4. Number of Histories

Monte Carlo では統計的誤差が大きく関わるということを念頭に置く必要があります。 PDD を考えてみると、高エネルギーは低エネルギーに比べて深部まで到達しますので、 同じ Number of Histories を設定した場合、高エネルギーでは単位深さあたりの粒子数が 少なくなります。言い換えると、同じ Number of Histories だと低エネルギーの方が統計 量を得ることができます。高エネルギーでは Number of Histories を多くしなければなり ません。

計算時間との兼ね合いを考慮して、R50 くらいまでならば 40, 50 万くらいになるかと 思います。コミッショニング時に Number of Histories も検討するのが良いでしょう。

5. Monaco における体表面の不規則性

表面の不規則性は、電子の不均一な線量分布を引き起こします。 電子は体表面から突出 した部分で散乱し、その直下にコールドスポットを、横方向にホットスポットを引き起こ します。



図 11. 体表面のワイヤの有無による線量分布の違い(左:ワイヤ有、右:ワイヤ無)

電子線の治療の際には、体表面にワイヤ等でマーキングをして CT を撮影することがあるかもしれません。治療時にワイヤが存在しない場合は、計算に含まれるべきではありません。

体輪郭にワイヤを含めないようにすることで計算から除外することができます。ワイヤ に"Force ED "は使用しないでください。

6. Monaco における射入の影響

ホットスポットやコールドスポットを避けるためには、患者体表面に対して電子線がなるべく垂直に入射するよう考慮します。Axial 面と Sagittal 面を確認してガントリやカウチの角度を決定しましょう。図 12 で紹介する例では、射入したビームでは垂直に入射した場合と比較して、MU と最大線量が 7.5 %高くなりました。



図 12. 体表面のワイヤの有無による線量分布の違い(上:射入、下:垂直に入射)

7. Prescription Point

Monte Carlo では統計的なゆらぎがあるため、点処方ではなく体積処方が理想です。 Monacoでは、Interest Pointを中心とした微小球体内の平均線量を確認できます。1つの Voxel の線量に統計的な誤差があっても、体積のある Volume の平均線量で考えると統計 的な誤差は減少します。そのため、処方点における Voxel の Total Dose ではなく、とあ る体積の Mean Dose を使用します。Mean Dose は Sphere(球体)内の Dose の平均値 を示します。

interest Points & Markers@DESKTOP-LVEARFU - [MonacoPhantom, 30x30x30, Monaco, 30x30x30, eMC10x10]										×		
New Island Balat	ID	X (cm)	Y (cm)	Z (cm)	Description	Total Dose (cGy)	Mean Dose(cGy)	Min Dose(cGy)	Max Dose(cGy)	Standard Dev(cGy)	#Grid Points	
New Interest Fork	11	0.00	0.00	15.00	SSD	80.1	65.2	0.0	94.6	29.3	7	
New Marker	12	0.00	0.00	10.00	5cm	0.8	0.9	0.6	1.1	0.1	11	
Jump to Point	13	0.00	0.00	5.00	10cm	0.5	0.5	0.4	0.7	0.0	11	
Delete	I4	0.00	0.00	14.00	1cm	103.3	101.4	92.9	112.5	3.0	11	
Sohere												
Radius: 0.40 cm												
Volume: 0.257 cm th												
Delate: 207												
FOILS. 257												

Interest Points & Markers

8. 出力位相空間

Monacoの eMC モデルでは、図 14 のように治療機ヘッドモデルを線源位相空間と出力 位相空間の 2 つに分割しています。線源位相空間から出力位相空間までの電子伝搬は専用 のモンテカルロコードを使用して計算しており、アプリケータサイズや Cutout サイズ、 SSD の変更が計算結果に影響を与えます。すなわち、電子線のエネルギーが一定の場合、 被写体入射直前までの線量寄与は、アプリケータサイズ、Cutout サイズ、SSD 等によっ て異なります。

※eMC のアルゴリズムの詳細は、物理サービスページ内の「アルゴリズム」をご参照く ださい。



図 144. eMC の計算モデル_位相空間

9. 低融点鉛ブロック情報

Monaco のモデリング用に測定されたビームデータはアプリケータにデフォルトで装着されている Standard insert のみ(Cutout 無し)の状態です。一方で、Monaco での計算に は必ず Port が必要になり、Cutout 無しの計算はできません。

したがって、モデリング用もしくは Standard insert のみで測定したデータを Monaco で再現させることはできません。コミッショニング時には自施設の低融点鉛ブロックを作 成し、実測と比較していただくことをお勧めします。低融点鉛を使用する場合は、いくつ かの不整形照射野を作成して、実測と計算がどのような関係にあるかを調べておきます。

その他に、電子線のコミッショニングに関する参考文献として AAPM TG106²にも目を 通しておくと良いでしょう。日本語訳も用意されていま

す。



10.円形電子線アプリケータと低融点鉛ブロックの違い

Monaco では円形電子線アプリケータ用のモデルは作成できません。円形電子線アプリ ケータ(図14・左)を使って治療する際に、Monaco にてアプリケータと同じ直径の円形 ポート(図14・右)を使って計算し、おおよその分布を確認するといった運用は可能です。 この場合、治療時と計算時の条件が違うため、Monaco が算出する MU に関しては注意が 必要です。

実際に同直径の円形電子線アプリケータと円形ポートの比較を実施いたしました。

【使用機器】

治療機:VersaHD(Agility ヘッド) 円形電子線アプリケータ:5φ 円形ポート:5φ、低融点鉛 材質 MCP96,厚み 1.6 cm 開口は先細りしていない 検出器:SNC125

² Das, Indra J et al. "Accelerator beam data commissioning equipment and procedures: report of the TG-106 of the Therapy Physics Committee of the AAPM." *Medical physics* vol. 35,9 (2008): 4186-215. doi:10.1118/1.2969070





図 15. 測定の設定

青:5φ円形電子線アプリケータ 緑:5φの円形ポート



PDD (SSD=100cm)

(SSD=100cm, Depth= 2.05cm)

図 16. スキャンデータ (9MeV) の比較

	4 MeV	6 MeV	9 MeV	12 MeV	15 MeV
円形電子線アプリケータ	0.51	0.79	1.01	1.15	1.20
円形ポート	0.74	0.88	0.92	0.95	0.95
Diff. (%)	45	11	-9.2	-17	-21

表 2. Output Factor の	比較(10 x 10 アプ	リケータにて正規化)
----------------------	---------------	------------

スキャンデータに大きな違いがなくとも、Output Factor に顕著な違いが見られます。今 回の検証では4MeVの際、最大で45%の差異が見られました。コミッショニング時には、 それぞれの特徴を検証し、治療計画装置との差異も確認されることを推奨いたします。

11.小照射野における Output Factor

図 17 は、エレクタ治療機による 8MeV と 10MeV の Output Factor の測定結果です。
 横軸はアプリケータサイズ、縦軸はピーク深 dmax における Output Factor で、10×
 10-cm で正規化したものです。3 種類の電離箱検出器 – 平行平板型(NACP02)、指頭型(CC13 と CC04)の測定結果を示しました。

5×5-cm 以上では矩形、5x5-cm 以下では管状(円形)のアプリケータに変わっている ため、不連続なカーブになっています。

両エネルギーともに 5×5-cm (5 ϕ) 以下で NACP02 の相対線量は低下し、3×3-cm (3 ϕ) では最大 7.5%低下しています。これは検出器の存在によって、特に小照射野の場合 には、中心軸付近の線量が撹乱されることに起因すると言われています³。



図 177. 照射野サイズと Output Factor の関係

³ Amin M.N, et.al. "Small field electron beam dosimetry using MOSFET detector " J. Appl. Clin. Med.Phys. 2010 Oct 4; 12(1):3267

12.アプリケータ・cutout 等からの散乱

照射野外の線量を測定することは難しいですが、プロファイルから単純条件における線 量の把握は可能かと思われます。図 18 は 6 MeV, SSD 100cm, 1 cm depth, Application size 6x6 cm²の条件における水中プロファイルの一例です。青く塗りつぶされている低線 量領域には主にアプリケータからの散乱が含まれていると考えられます。中心軸から約 4cm 離れたところの線量は、中心線量の 10%以下であることがわかります。

実際にはリニアックや検出器によってプロファイルの形状が異なることと、臨床条件で は対象が患者様であり、不均質な物質が含まれるためあくまでも参考であることにご注意 ください。



図 188. 6MeV のプロファイルの一例

13.エレクタの電子線アプリケータの照射野が SSD95 cm で規定される理由

これには歴史的な背景があります。

初期の電子線治療では、電子線の周囲への漏洩を心配したため、円形金属チューブ (Cone)を皮膚に接触させて SSD 95 cm で治療を行いました。おそらく散乱薄膜がまだ 1枚だったと考えられます。1枚の場合は、プロファイルがガウス分布になってしまいま すので、平坦化するために 電子線が Cone 壁に衝突して発生する散乱線が利用されました。

1981 年に Philips Linac の SSD95 cm と SSD125 cm での PDI の比較が報告⁴されました。図 19 を見ると、Cone に直接ファントム表面を接触させたほうが、ビルドアップ領域の線量が上昇して、深さ方向の線量均一度が向上することがわかります。



図 19. SSD95 cm と SSD125 cm での 10MeV 10x10 の PDI の比較

出典: Sweeney, L E et al. "Scatter component and its effect on virtual source and electron beam quality." International journal of radiation oncology, biology, physics vol. 7,7 (1981), p.970 Fig.4

⁴ Sweeney, L E et al. "Scatter component and its effect on virtual source and electron beam quality." International journal of radiation oncology, biology, physics vol. 7,7 (1981): 967-71. doi:10.1016/0360-3016(81)90018-3

また、2003 年発刊されたノルウェーの Dosimetry に関する資料5には下記の記載がありま す。

"For electron calibration according to TRS 398 , a standard SSD = 100 cm for the new accelerators is being used. However, for old accelerator SSD = 95 cm is used as standard."

古いリニアック(=Cone)では電子線の線量校正は SSD 95 cm で実施したようです。リニ アックの散乱薄膜は、後に二重散乱体方式に変わり同時に Cone からいわゆるアプリケータに 変わっていったのだと思います。SSD 100 cm がスタンダードになった時に、変更しない選択 をした明確な理由は分かりませんが、ダブルスタンダードは現場を混乱させますし、過小また は過大照射のリスクを考えたのかもしれません。

⁵ Bjerke Hans. Dosimetry in Norwegian radiotherapy. Implementation of the absorbed dose to water standard and code of practice in Norway. StrålevernRapport 2003:11. Østerås: Norwegian Radiation Protection Authority, 2003.