

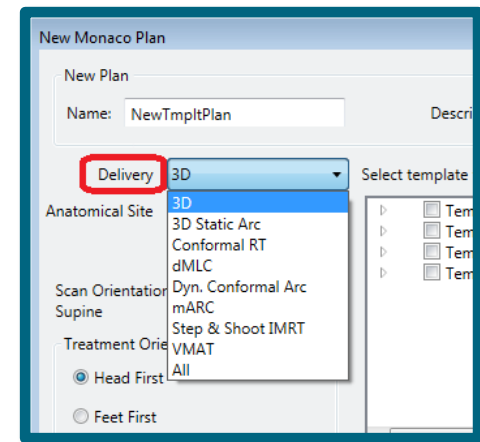


Algorithm

Application Physics 2022.12.28

アルゴリズム概要

アルゴリズム	説明	サポートされている照射モード (Delivery)
光子線 ペンシルビーム法	FSPB (Finite Size Pencil Beam)をIMRTプラン最適化のステージで使用。最終計算では使いません。 (DICOM Exportできない)	すべて 注：3Dモードにおいて、ウェッジ・ブロックといったアクセサリーを必要とするプランは未対応
光子線 モンテカルロ法 Photon Monte Carlo (pMC)	計算エンジンは線量分布計算において精度の高いXVMC(X-Ray Voxel Monte Carlo)を使用 EGS(Electron Gamma Shower)と比較し、1%以内の違い	すべて 注：3Dモードにおいて、ウェッジ・ブロックといったアクセサリーを必要とするプランは未対応
光子線 コンボリューション Collapsed Cone Convolution (CCC)	TERMAとカーネルの重畳積分で線量分布を計算 Superposition相当	3D
電子線 モンテカルロ法 Electron Monte Carlo (eMC)	電子線位相空間エンジンは他電子ビームモデル、体内における放射線輸送と線量計算にはVMC++を使用	3D



Pencil Beam / Photon Monte Carlo

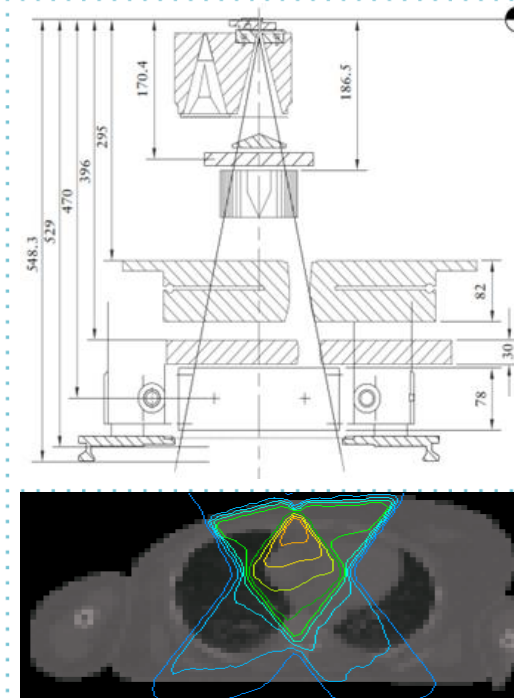
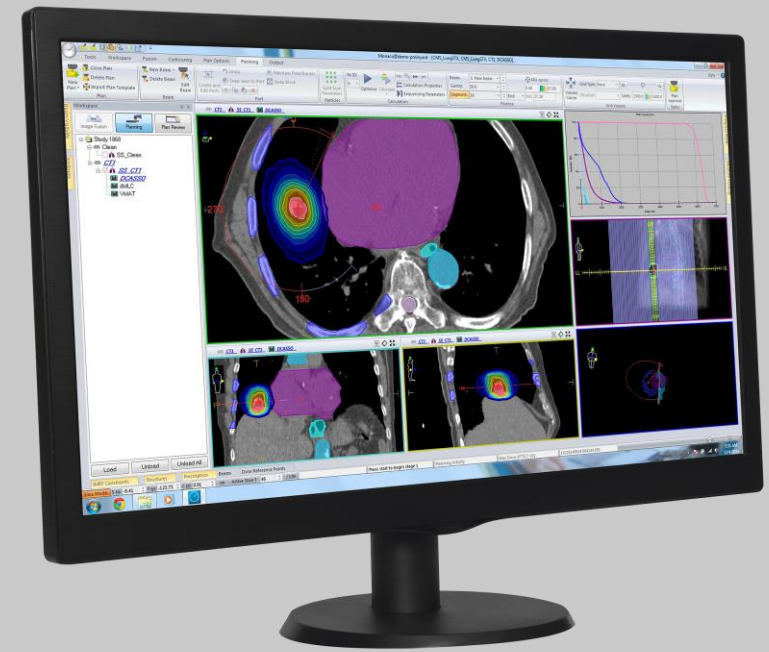
Topics

アルゴリズム概要

IMRT Optimization

PB アルゴリズム

pMC アルゴリズム



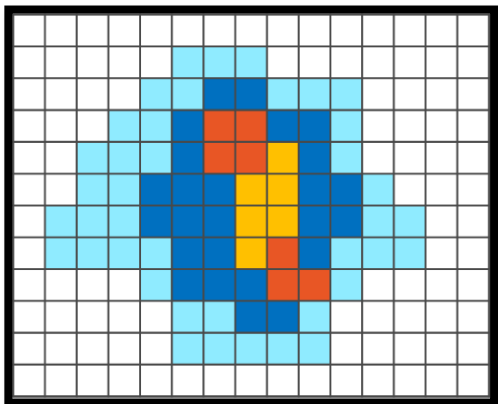
IMRT Optimization

Monaco IMRTの最適化は、大きく2つに分けられます。: Stage I と II

- **Stage I:**
 - PB を使用し、フルエンスマップを作成しています。
- **Stage II:**
 - セグメントを最適化し、pMC を使用して最終的な線量を計算、ステージIよりも少し時間がかかります。

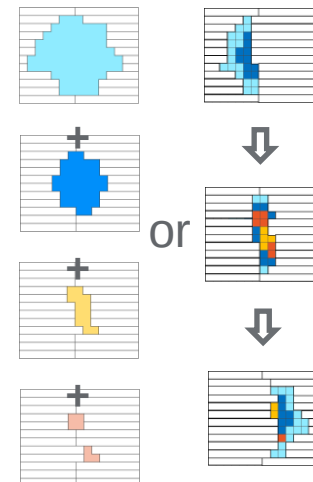
Stage I

Pencil Beam (PB)
Fluence Profile



Stage II

フィルタリング～
セグメンテーション等
パラメータの適用



SSO
(Segment Shape
Optimization)
+
SWO
(Segment Weight
Optimization)

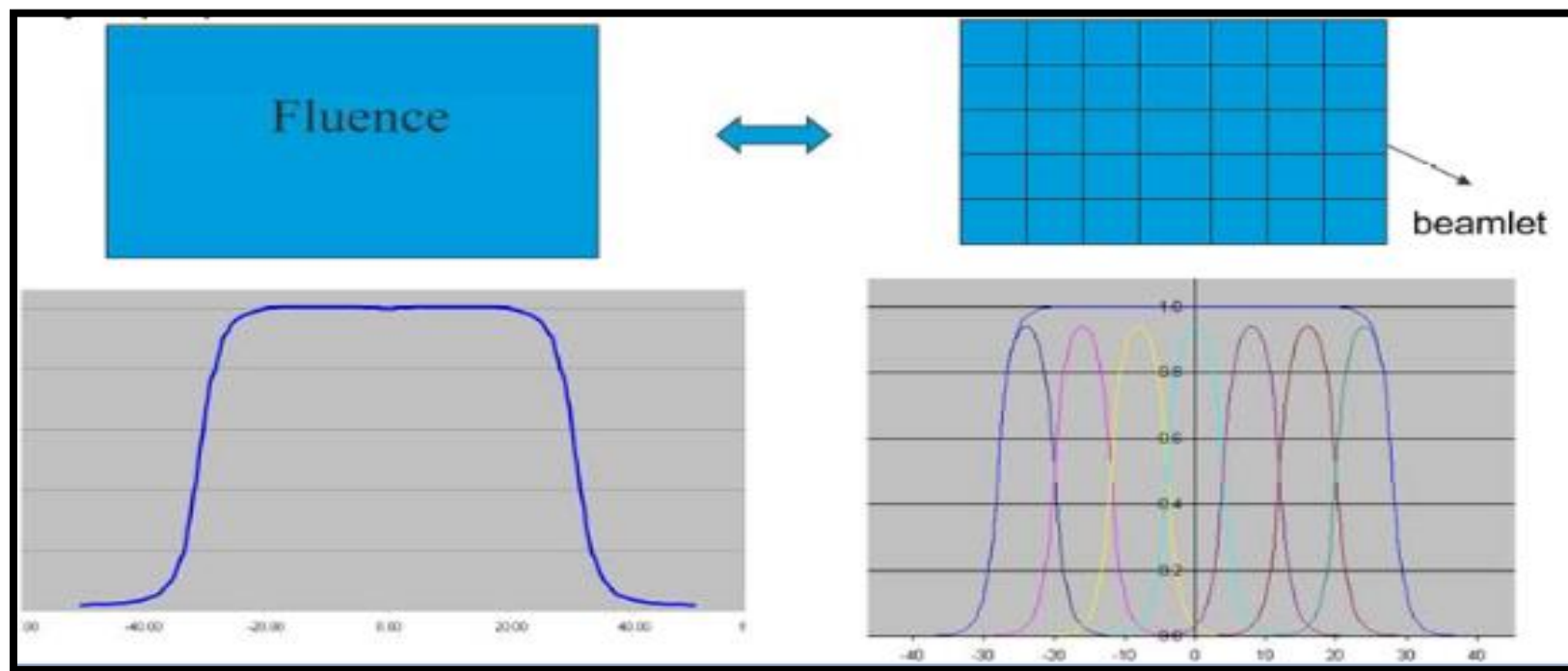


**Dose
Calculation**

Photon Monte Carlo
(pMC)

PB アルゴリズム

照射ビームを同一のサイズのペンシルビームに分割し、
重ね合わせることで線量分布を構築することができます。
この分割をビームレットと言います。

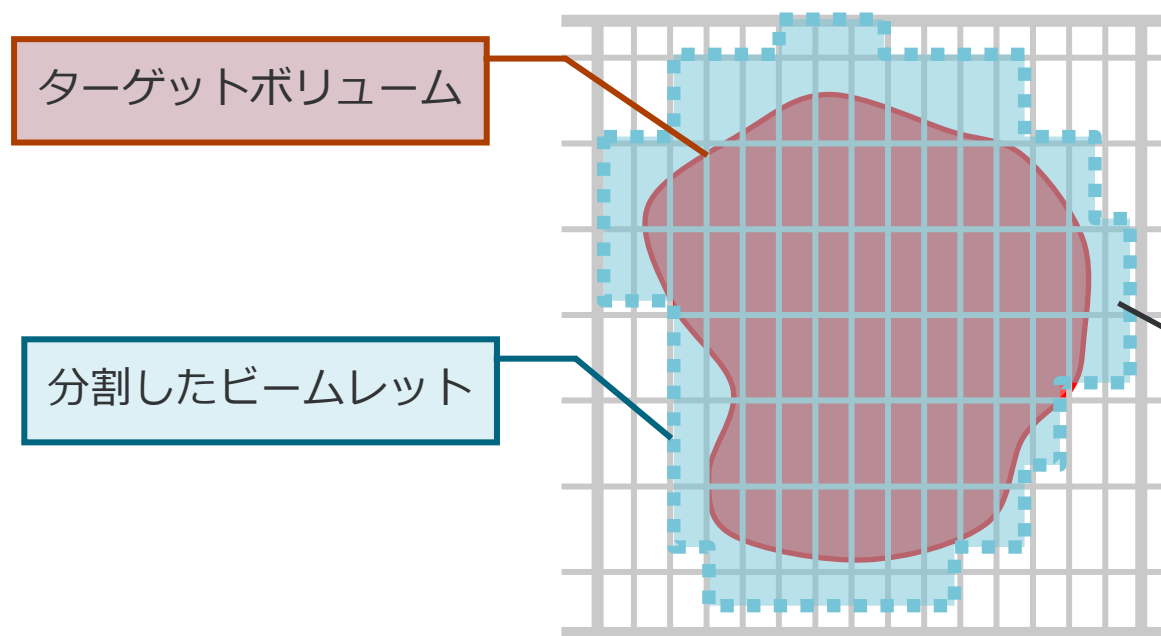


PB アルゴリズム

各BEVのすべてのターゲットボリウムを投影し、ビームレットに分割します。

Beamlet Width はユーザーにより定義され、長さは個々のMLCリーフの幅を示します。

パラメータ 'Target Margin' は、ターゲット外のビームレット量を制御することができます。



IMRT Prescription Parameters

Minimum CT Number: -200
Use with Clear option.

Auto Flash Margin (cm): 0.20

Beamlet Width (cm): 0.30

Target Margin: Normal (8mm)

Bias Contribution:

OK Cancel

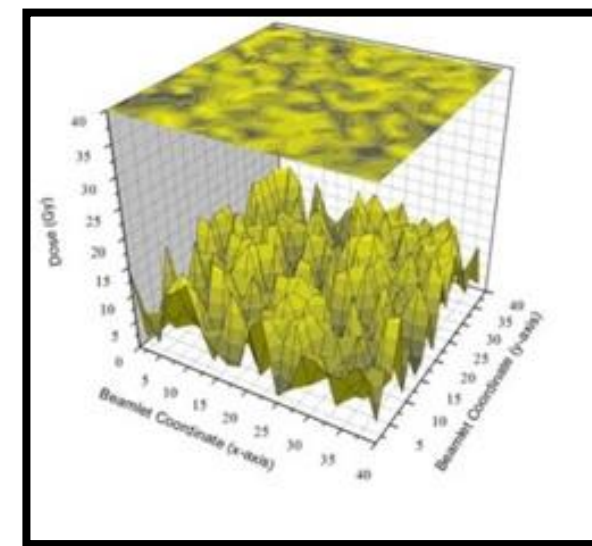
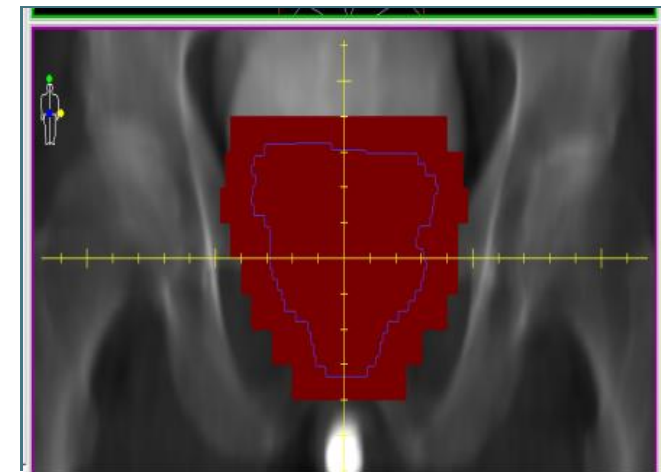
PB アルゴリズム

分割されたビームレットは重みづけの最適化がなされます。

- すべてのビームレットが等しく重み付けされる (100 MU / beamlet)
- アルゴリズムが患者内部の線量を計算し、各ビームレットの重みを最適化する
- 計画が条件を満たすまで (Isoeffectが制約を満たすまで) 重みづけを繰り返す

ユーザーはコスト関数によって各ストラクチャーの処方条件を定義することができます。

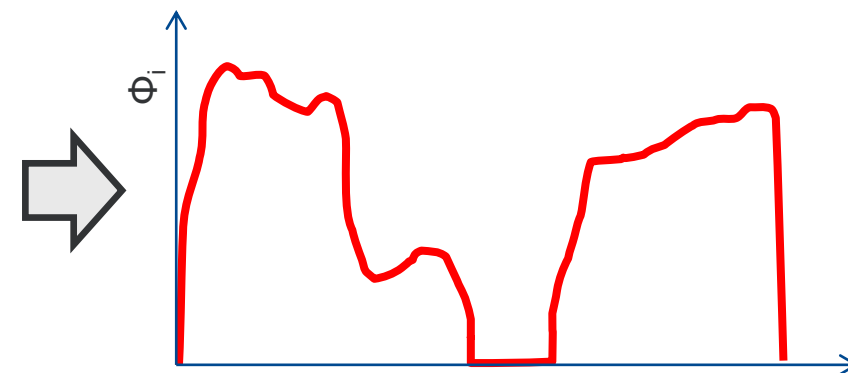
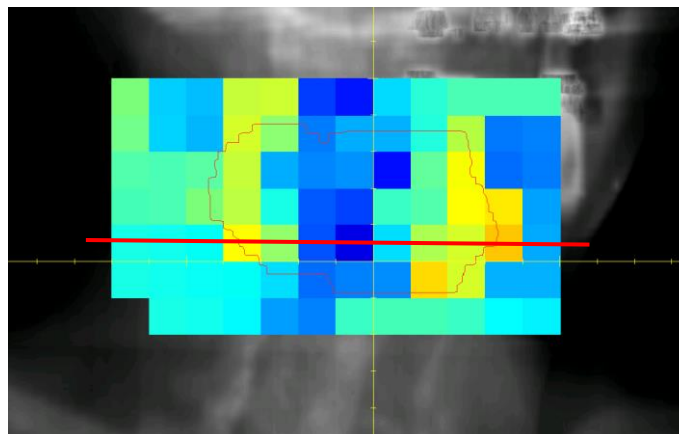
Monacoは線量を最適化するのではなく、線量の重みを最適化します！



PB アルゴリズム

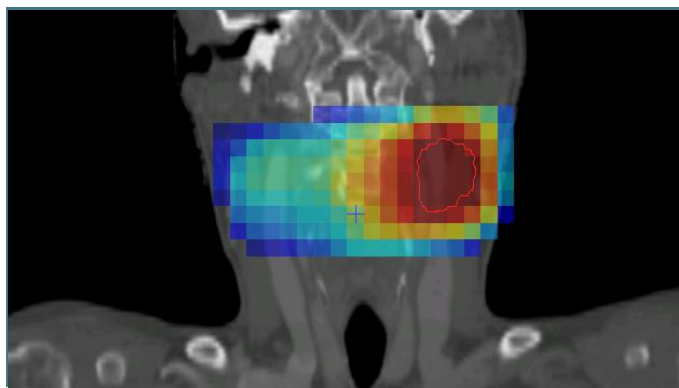
Stage I の結果、ビームごとの理想的なフルエンスマップと理想的な線量分布を作成します。

- ビームごとの理想的なフルエンスマップ (BEVで見た場合)



フルエンズの weight profile

- 理想的な線量分布

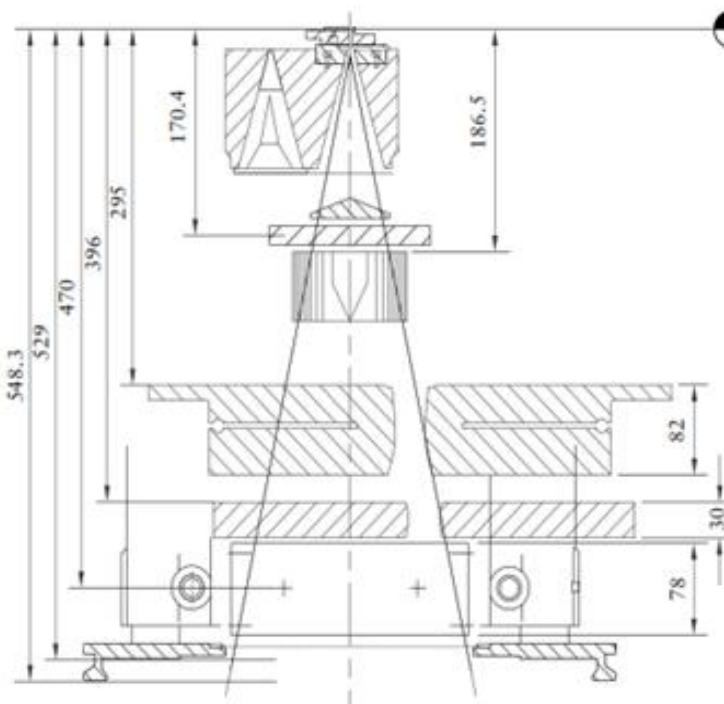


pMC アルゴリズム 概要

仮想線源モデル
Virtual Source Model(VSM)

ビーム整形装置
(MLC・Jaw) モデル

患者のCTモデル (画像)



フルエンスエンジン

解析的線源モデルに基づく

※数表や $phase\ space$ を使うわけではない。

ここで解析的(analytical)と呼んでいるのは、
「多項式で表現できる」という意味

透過フィルタ

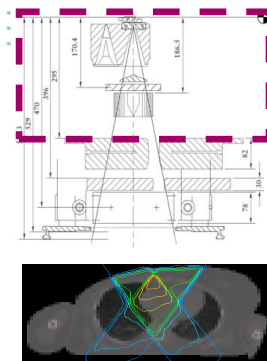
例えば軸外線量比を使うのに、

- (1) 数表を使う
 - (2) 多項式を使う
- という二つのやり方がある

線量計算エンジン

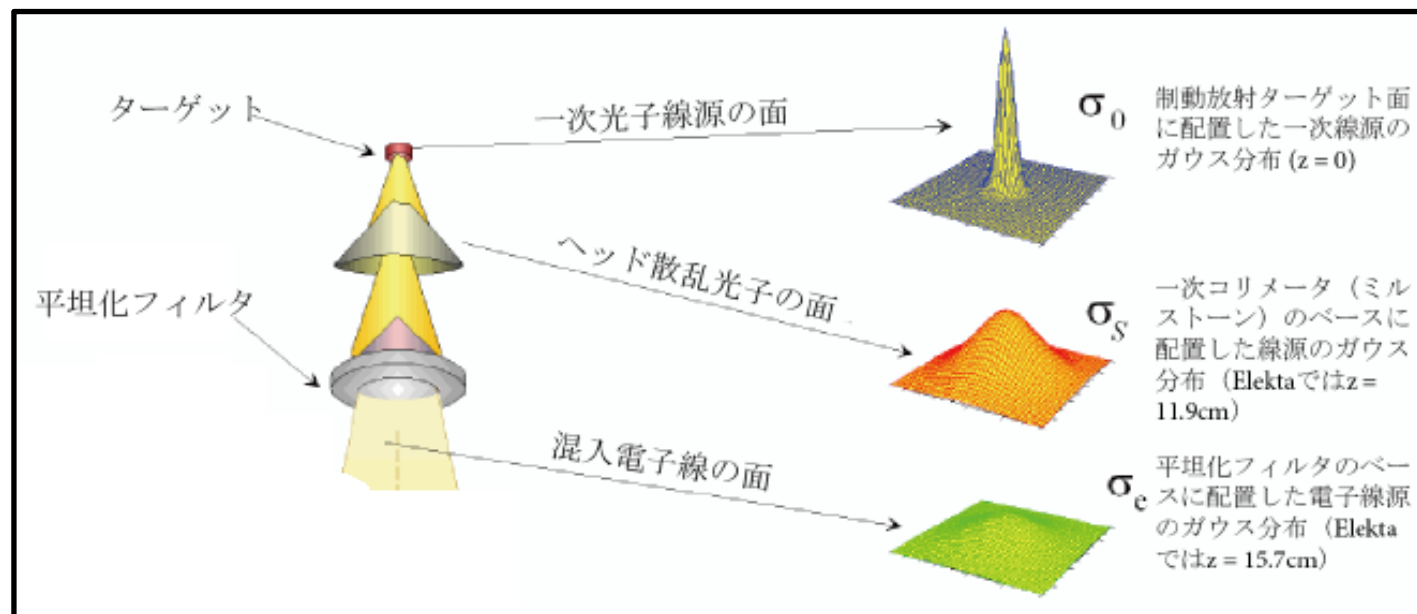
モンテカルロ計算はフルエンスエンジンによって
生成された粒子を用いて、患者の表面から開始

pMC アルゴリズム フルエンジン

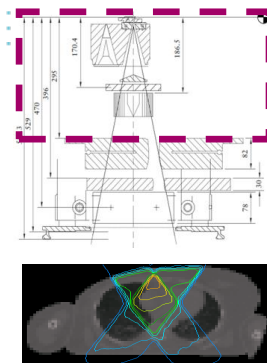


治療機ヘッドでは3つの成分を考慮してモデル化（VSM）されます。

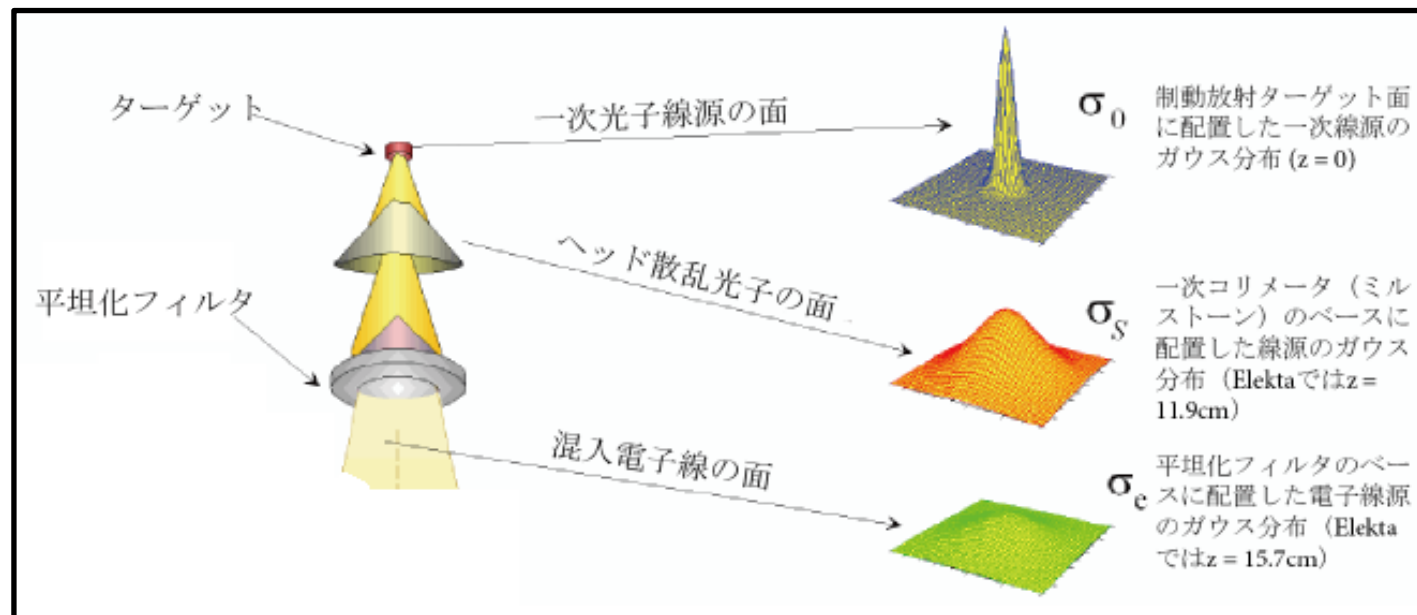
1. ターゲットから生成する主成分の光子線（Primary Photon）
2. 一次コリメータ下端から生成する散乱光子線（Secondary Photon）
3. 平坦化フィルタ下端から生成する混入電子線（Electron Contamination）



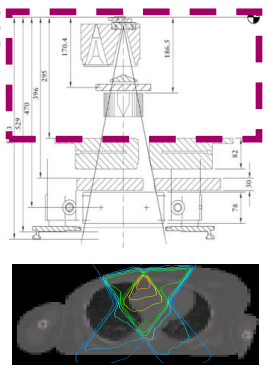
pMC アルゴリズム フルエンジン



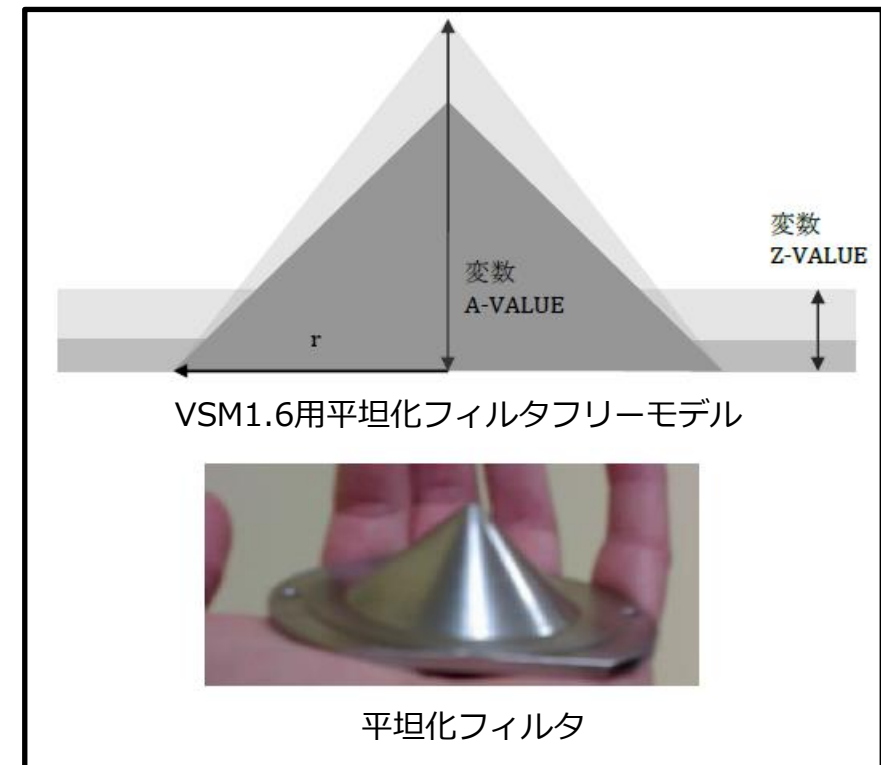
エネルギー分布と形状は解析関数で表され、
モデリングは、これらの解析関数のパラメータを調整することを示します。
パラメータは実測データと計算結果が許容範囲に入るまで調整されます。



pMC アルゴリズム フルエンジン



フラットニングフィルターモデルが実装されており、
FFF (Flattening Filter Free) にも対応できるよう、
フィルター形状の調整ができるパラメータが設けられています。
ここでは、まだモンテカルロの計算は使われていません。



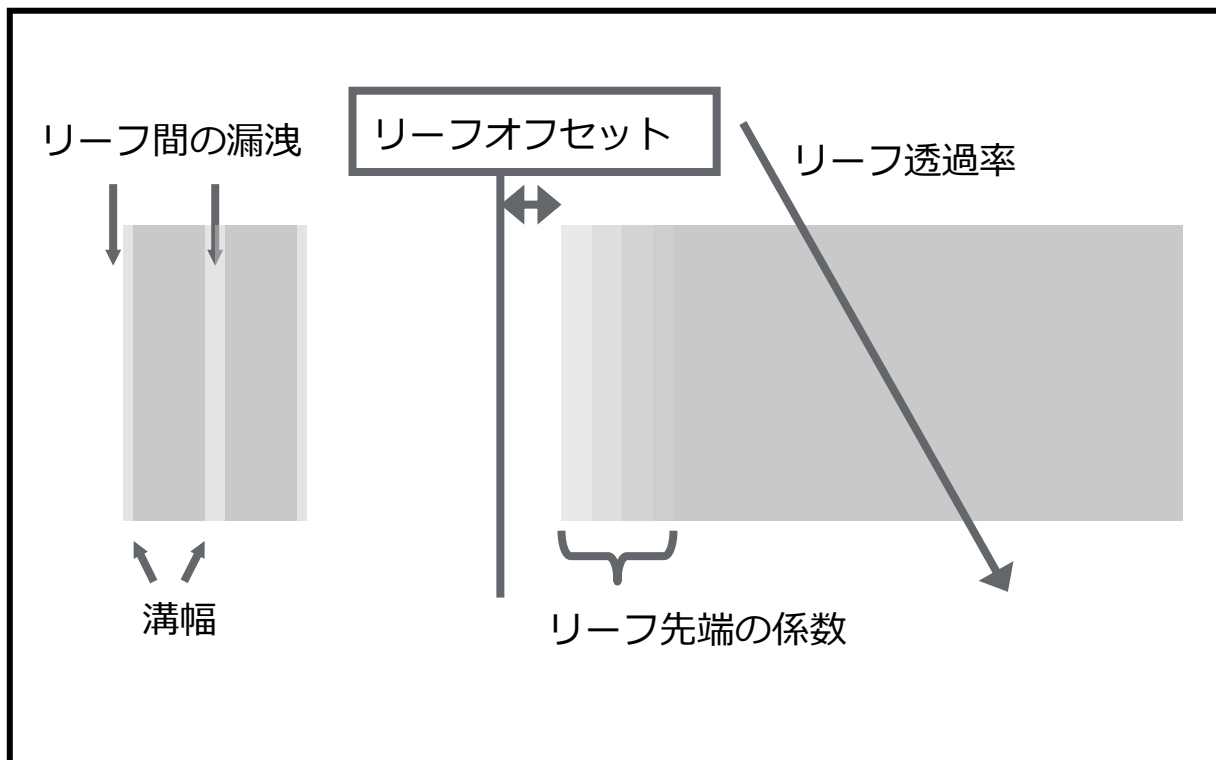
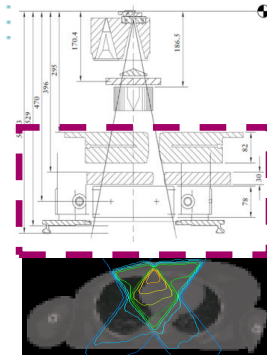
pMC アルゴリズム

透過フィルターを介してモデル化され、透過率とGroove（溝）と先端の効果が考慮されます。

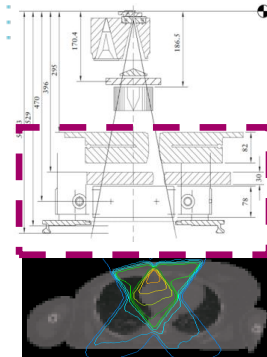
計算結果と実際のMLCの挙動に合わせるために、MLCパラメータはユーザによって編集が可能です。

MLC / Jaw を透過する際の粒子輸送は考慮されていません。

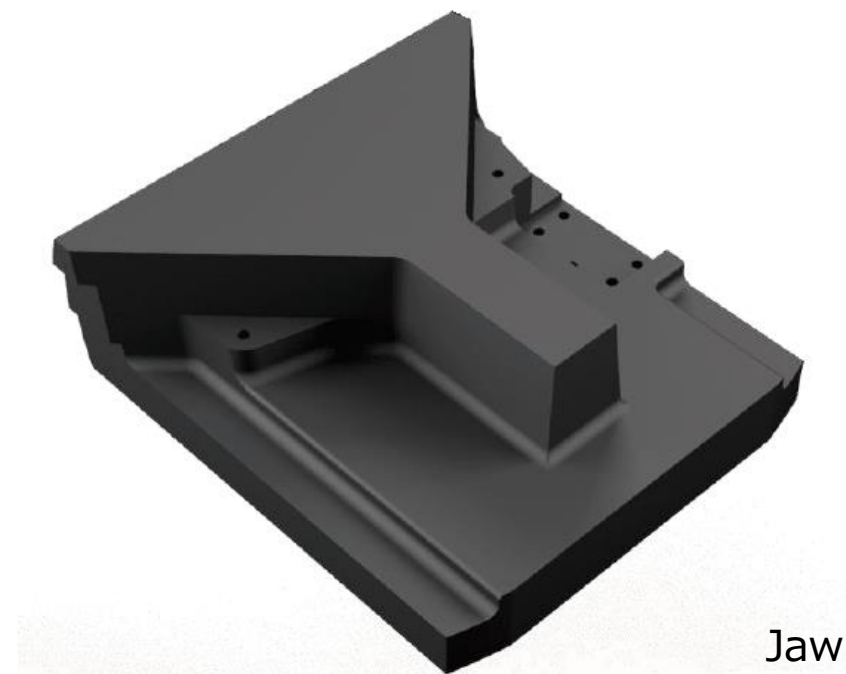
よって、粒子のエネルギーや方向の変更は起きません。



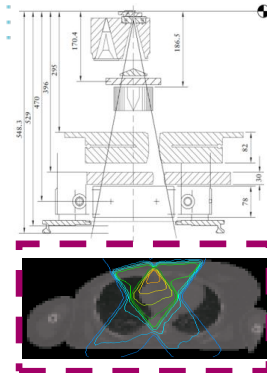
pMC アルゴリズム MLC / Jaw モデリング



Jaw の透過率はMLCと同様に扱われますが、
MLCと比較して調整すべきパラメータが少ないです。
粒子がJaw を通過する際、ジョーの透過率が1%未満であれば、
総合的に吸収されると考えています。



pMC アルゴリズム 線量計算



- まずは、ボクセルごとに、各粒子からの平均線量が計算されます。

$$D_k = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N d_{i,k},$$

D_k はボクセル k の平均線量、 $d_{i,k}$ は粒子 i のボクセル k 内での線量を示します。 N はボクセル k 内での総粒子数になります。

- システムは各粒子の線量と平均線量の差を計算し、統計的不確実性（Statistical uncertainty、 σ ）を以下の式より求めます。統計的不確実性は重要な役割を果たし、光子と電子のヒストリーの数によって決定されます。

$$\sigma^2 = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (d_{i,k} - D_k)^2$$

- 標準偏差（Variance）は平方根で求められています。2倍の精度を得るには、4倍の作業（計算）が必要になることを示します。

$$Variance = \sqrt{\sigma^2 / (N - 1)}$$

- したがって、忠実にモンテカルロ計算を行う（フル計算）は現在でも非常に時間がかかります。
- そこでVRT（Variance reduction techniques）が使われるようになりました。

pMC アルゴリズム 線量計算

Monacoで使われているヒストリー密度（HD, 粒子のヒストリー数/mm²）の方程式は以下のとおりです。

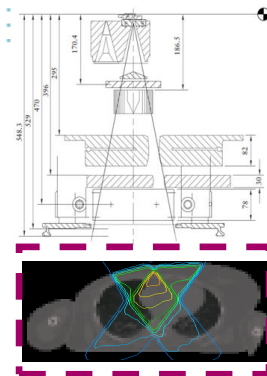
$$HD = \frac{C}{(S * \{\sqrt[3]{vv} / 3\})^2}$$

Cは経験的に導かれた定数、vvはボクセルの体積（mm³）、そして、Sはユーザーが指定した統計的不確実性となります。

上式から分かるように、統計的不確実性が一定である場合において、ボクセルのサイズ(vv) を小さくすると、密度(HD)は高くなります。

一般にモンテカルロ治療計画装置では（ユーザーがヒストリー密度を指定することが多いため）、ボクセルサイズを小さくすると統計的不確実性が増えてしまって、不便です。

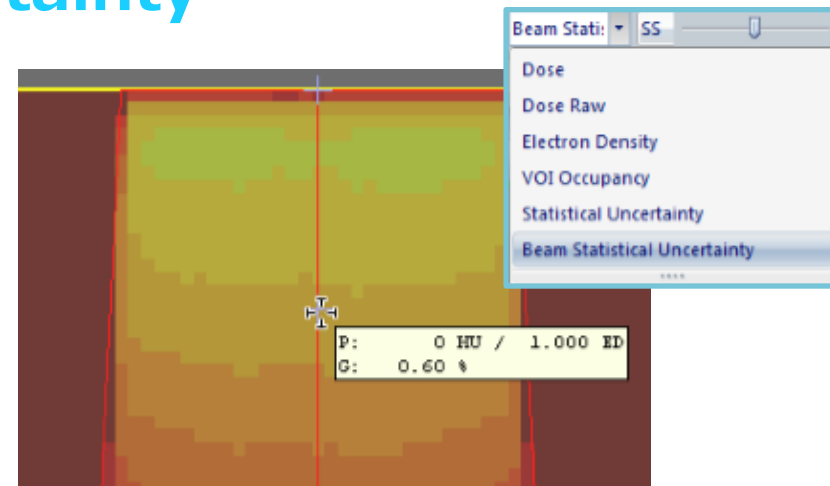
Monacoでは、ボクセルサイズを小さくしても、統計的不確実性が増えないように、ヒストリー密度を調整しています。



pMC アルゴリズム Statistical Uncertainty

ボクセルごとのStatistical Uncertainty は
Grid Volume から確認することができます。

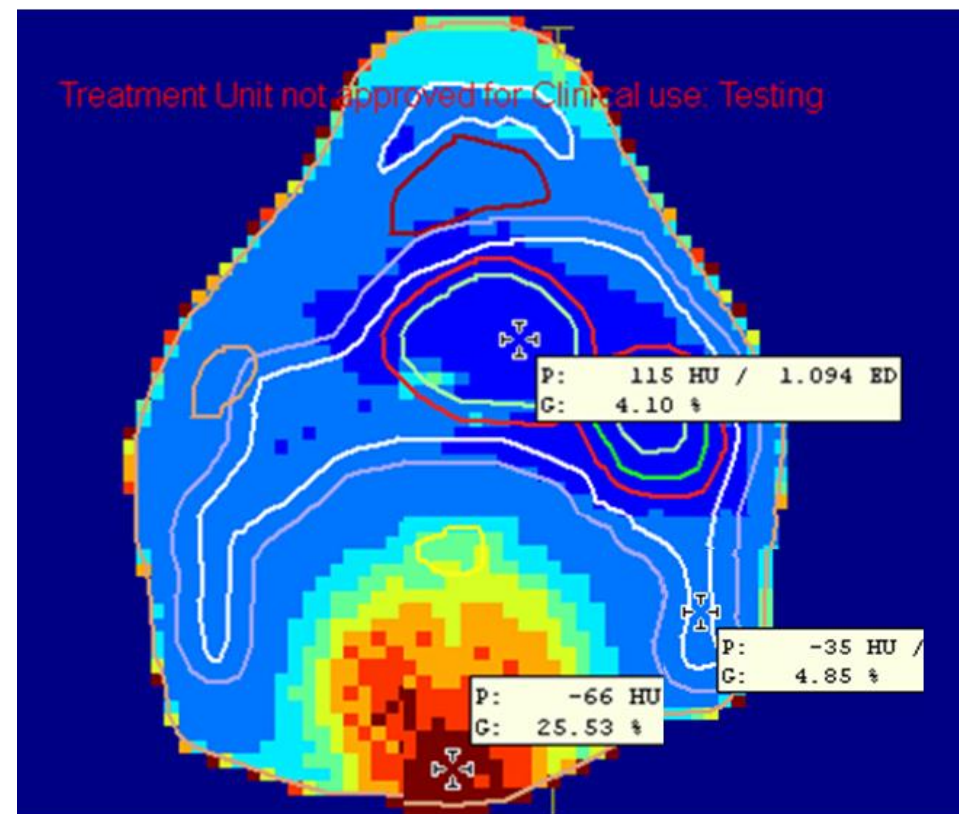
コンソールに表示されているDose uncertainty
(Statistical Uncertainty) は最大線量の90%以上の線量の
ボクセルにおける統計的不確実性を示しています。



Message		
Computing dose of segment number 1, still 0 segments to go.		
Dose simulation with 3750645 histories per thread in 24 threads.		
#####		
#		#
#	Dose uncertainty of MC calculation:	#
#	For the entire beam:	0.56 per cent #
#	For each segment (control point):	0.56 per cent #
#		#
#####		
=====		
Dose Calculation Completed		
=====		

pMC アルゴリズム Statistical Uncertainty

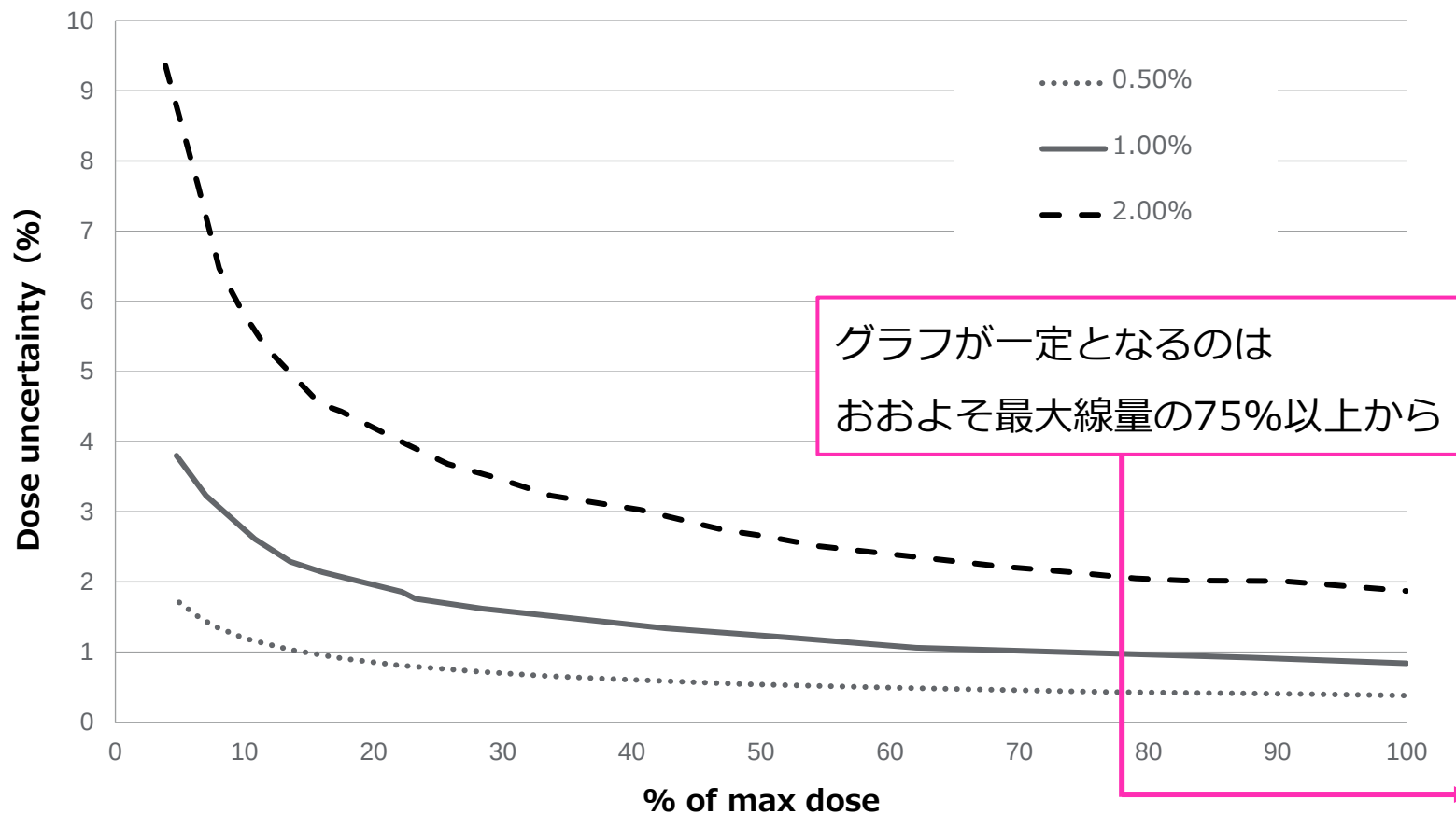
右図は、統計的不確実性（Statistical Uncertainty）の分布です。
最大線量の90%領域（電子密度はほぼ1）は、
ほぼユーザが設定したStatistical uncertaintyであり、
低線量域もしくは、低電子密度領域において、
Statistical Uncertaintyが高くなっているのが分かります。



pMC アルゴリズム Statistical Uncertainty

統計的不確実性と線量の関係

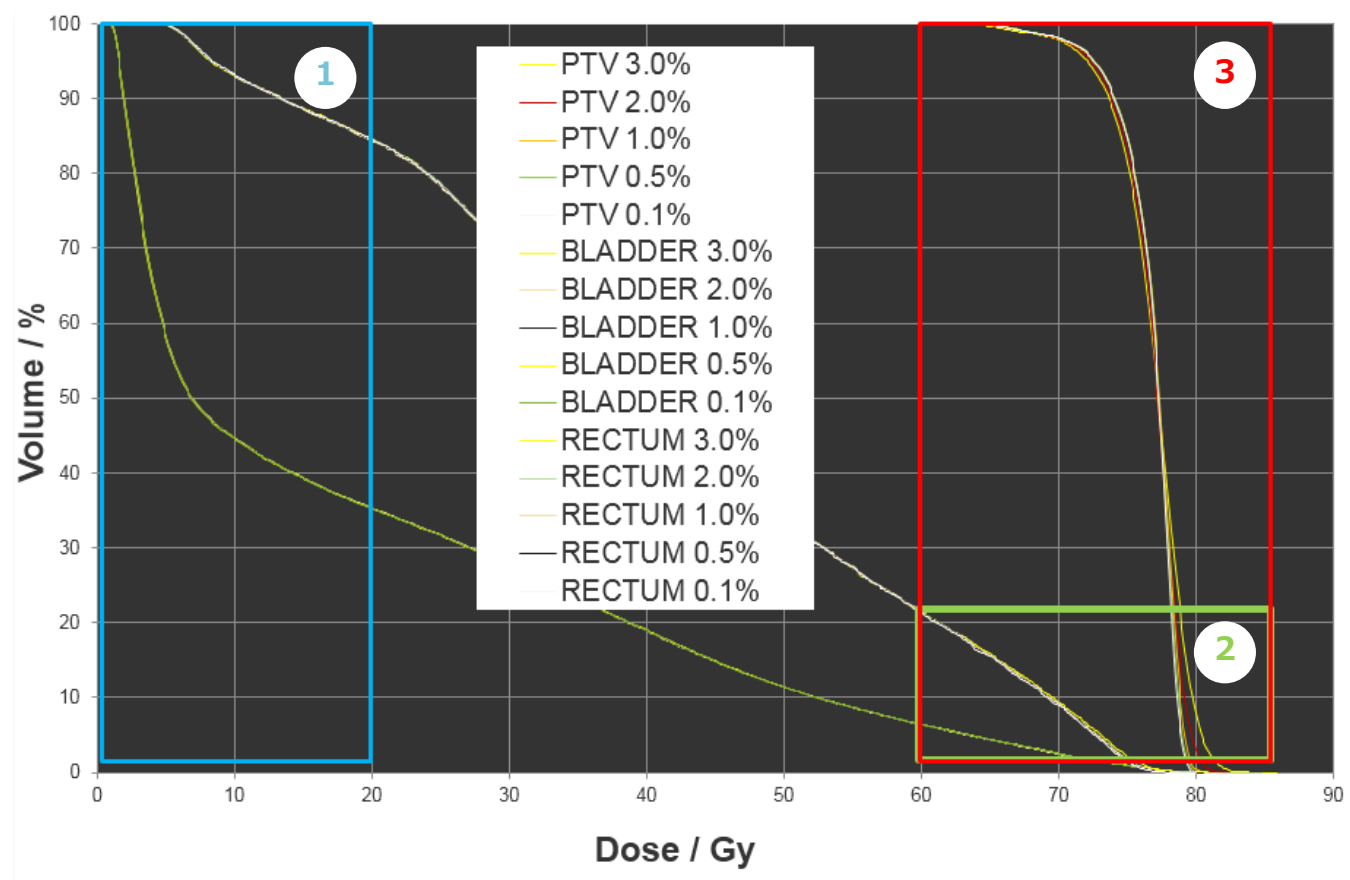
Statistical Uncertaintyを0.5%、1.0%、2.0%で設定した場合の違い



pMC アルゴリズム Statistical Uncertainty

Statistical Uncertainty がどのような影響を線量分布に及ぼすか？

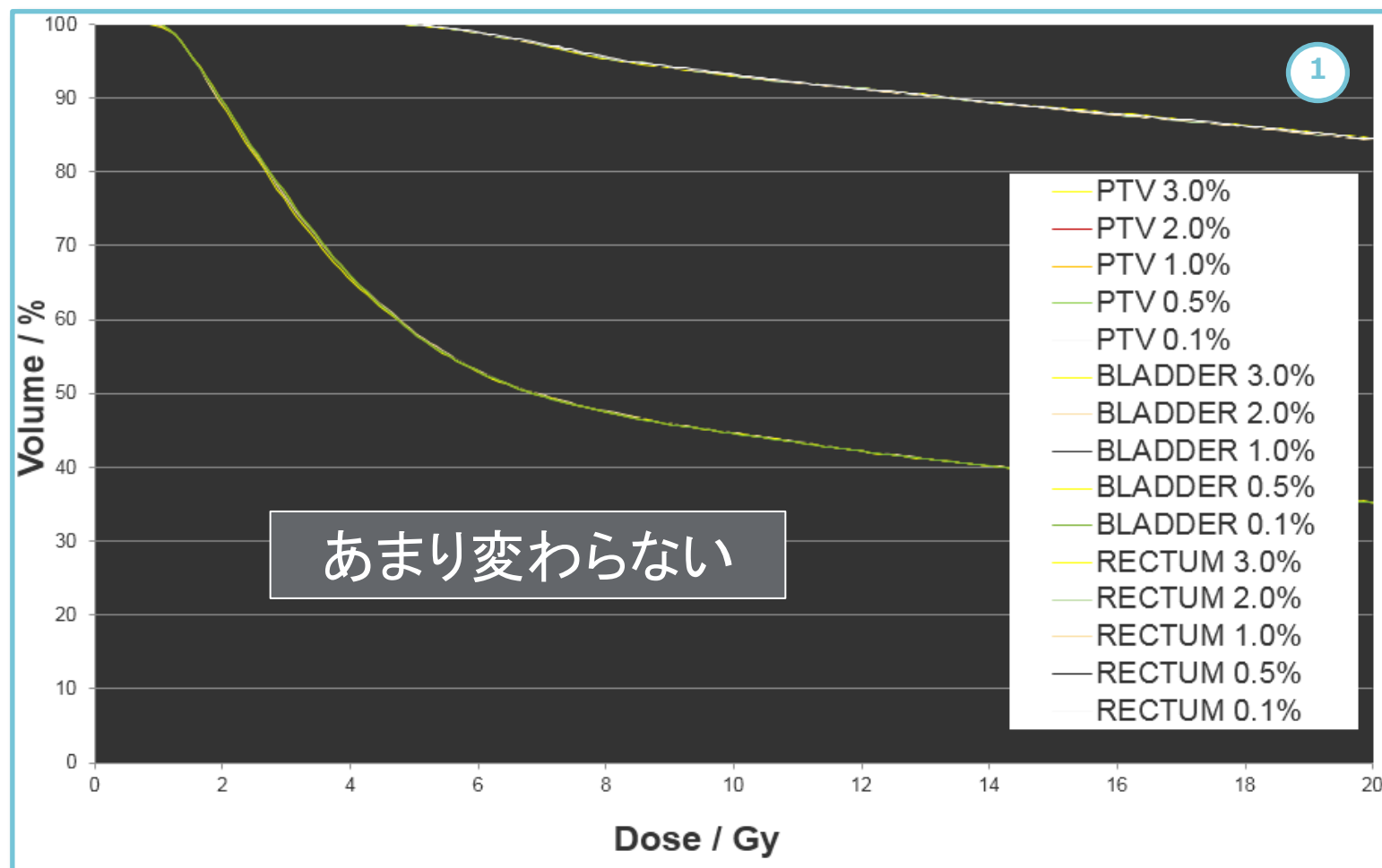
IMRT前立腺計画を最適化させず、Statistical Uncertaintyを0.1, 0.5, 1.0, 2.0, 3.0% に設定して再計算させた結果が以下のグラフに示されています。



pMC アルゴリズム Statistical Uncertainty

Statistical Uncertainty がどのような影響を線量分布に及ぼすか？

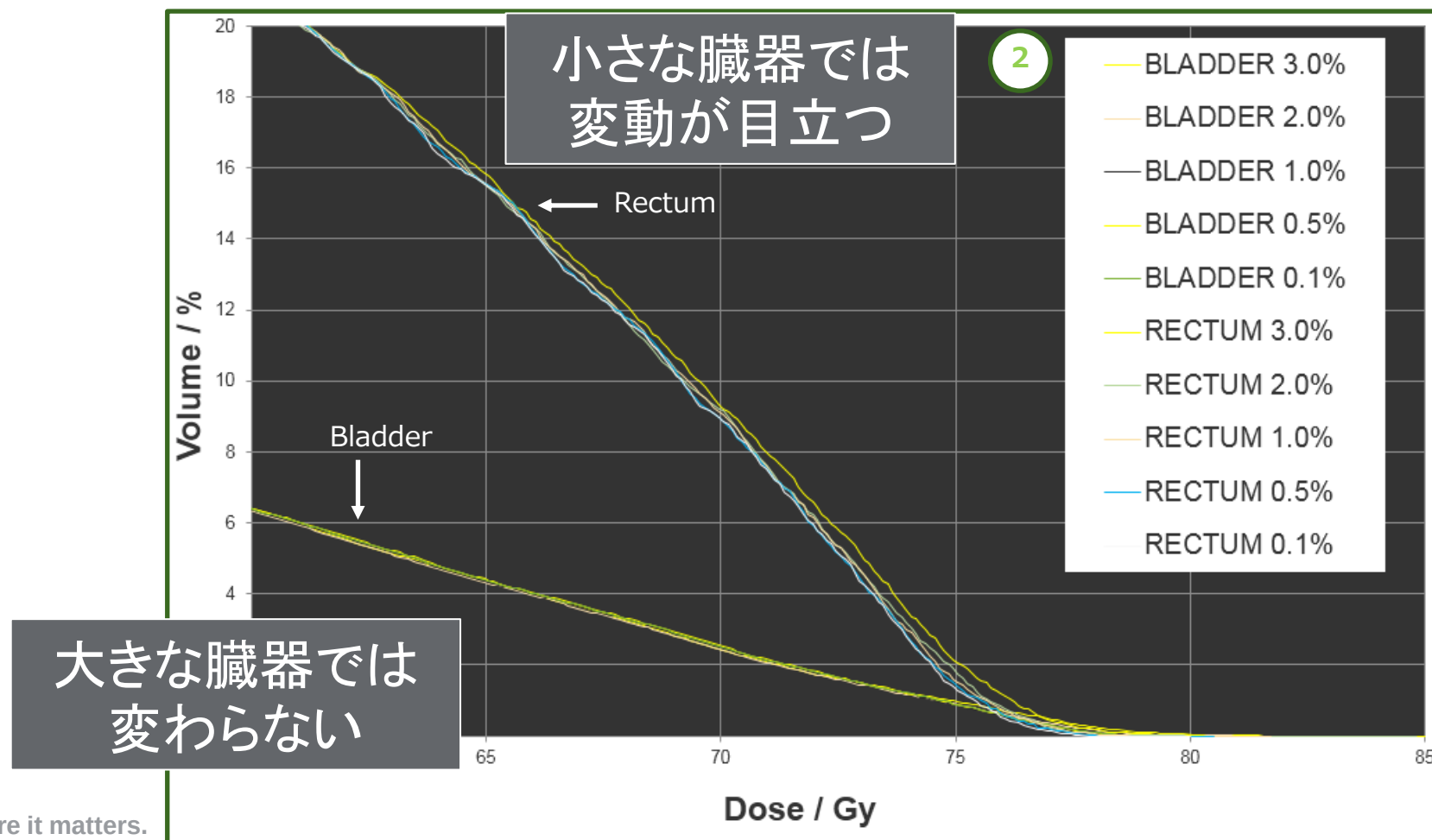
リスク臓器（OAR）：低線量領域、0～20 Gy（青で囲まれた領域）



pMC アルゴリズム Statistical Uncertainty

Statistical Uncertainty がどのような影響を線量分布に及ぼすか？

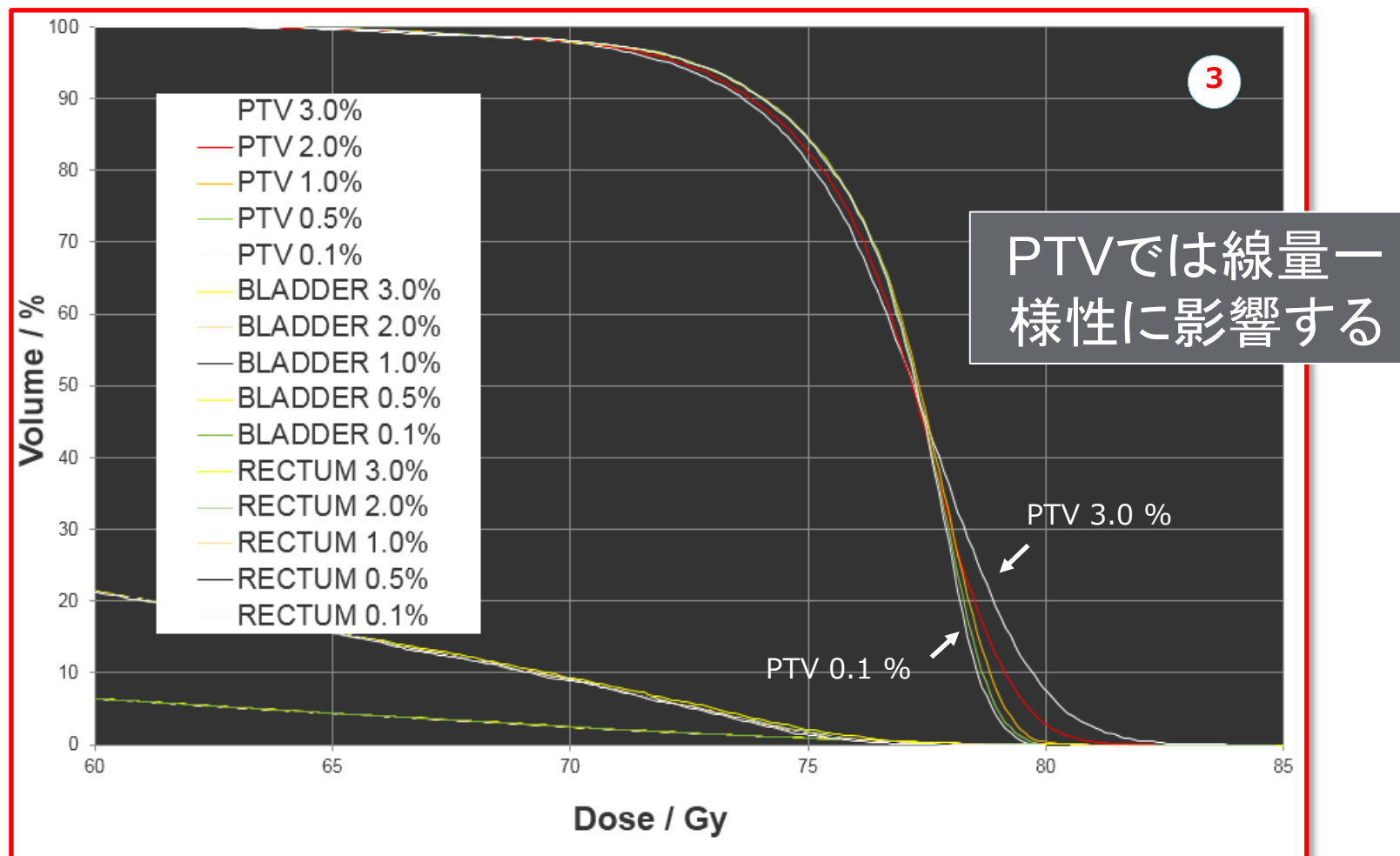
リスク臓器（OAR）：高線量領域、60～85 Gy（緑で囲まれた領域）



pMC アルゴリズム Statistical Uncertainty

Statistical Uncertainty がどのような影響を線量分布に及ぼすか？

PTV : 高線量領域、60~85 Gy (赤で囲まれた領域)

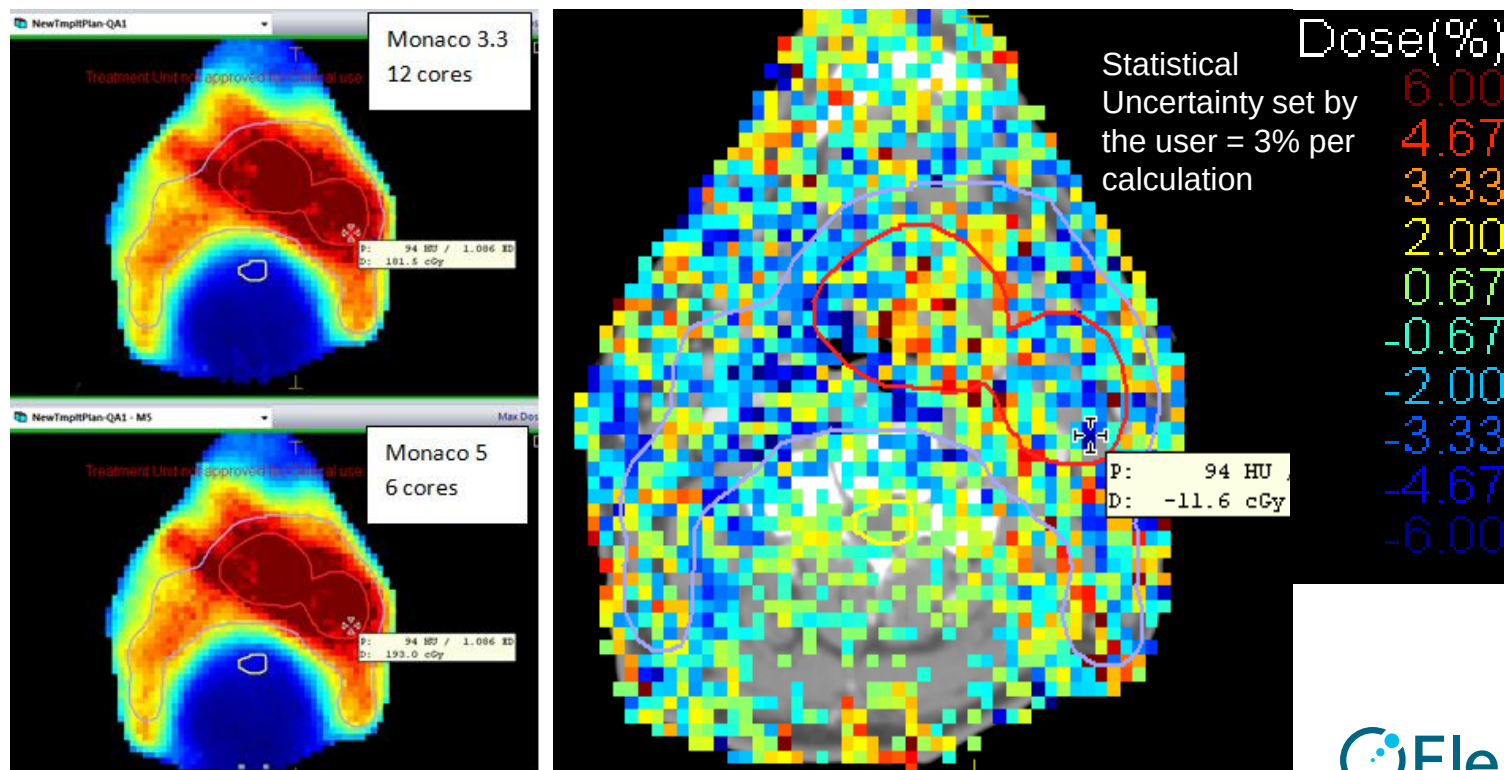


pMC アルゴリズム Statistical Uncertainty

Monacoでは、乱数を生成する種（シード）は固定です。

よって、ある特定のコンピュータで特定の計算を繰り返した場合、計算結果は同じになります。

しかし、別のコンピュータ（異なるコア数）で同じ計算をした場合、使われる乱数が異なるため、計算結果は同じにはなりません。



Collapsed Cone Convolution

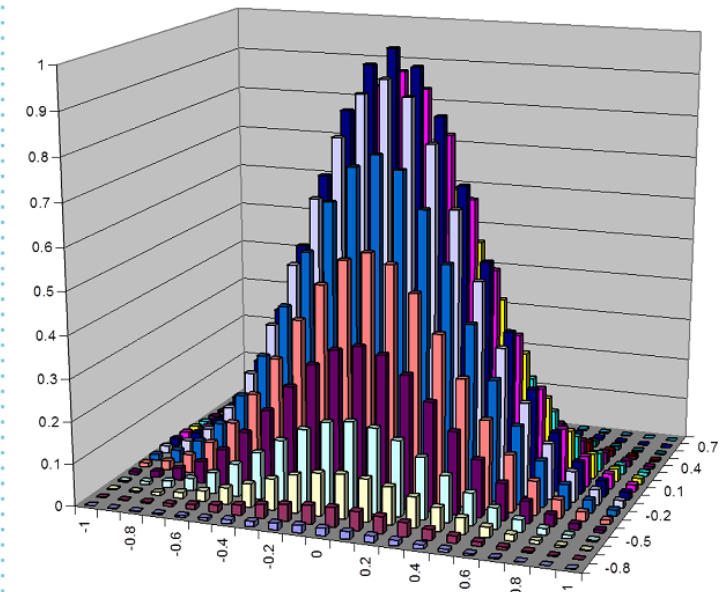
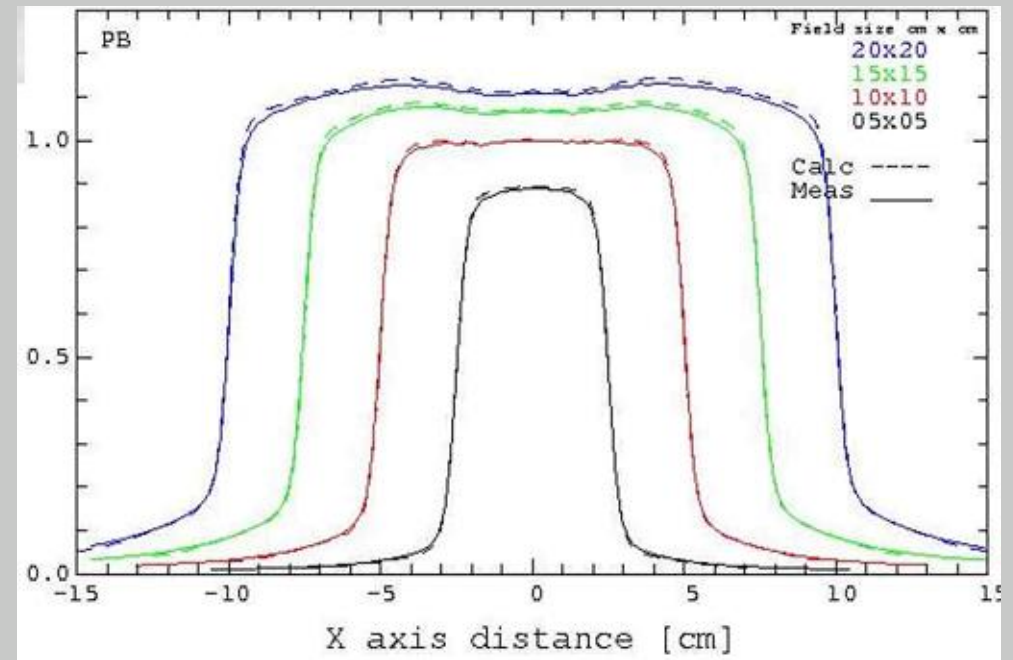
Topics

アルゴリズム概要

フルエンスの生成

線量計算

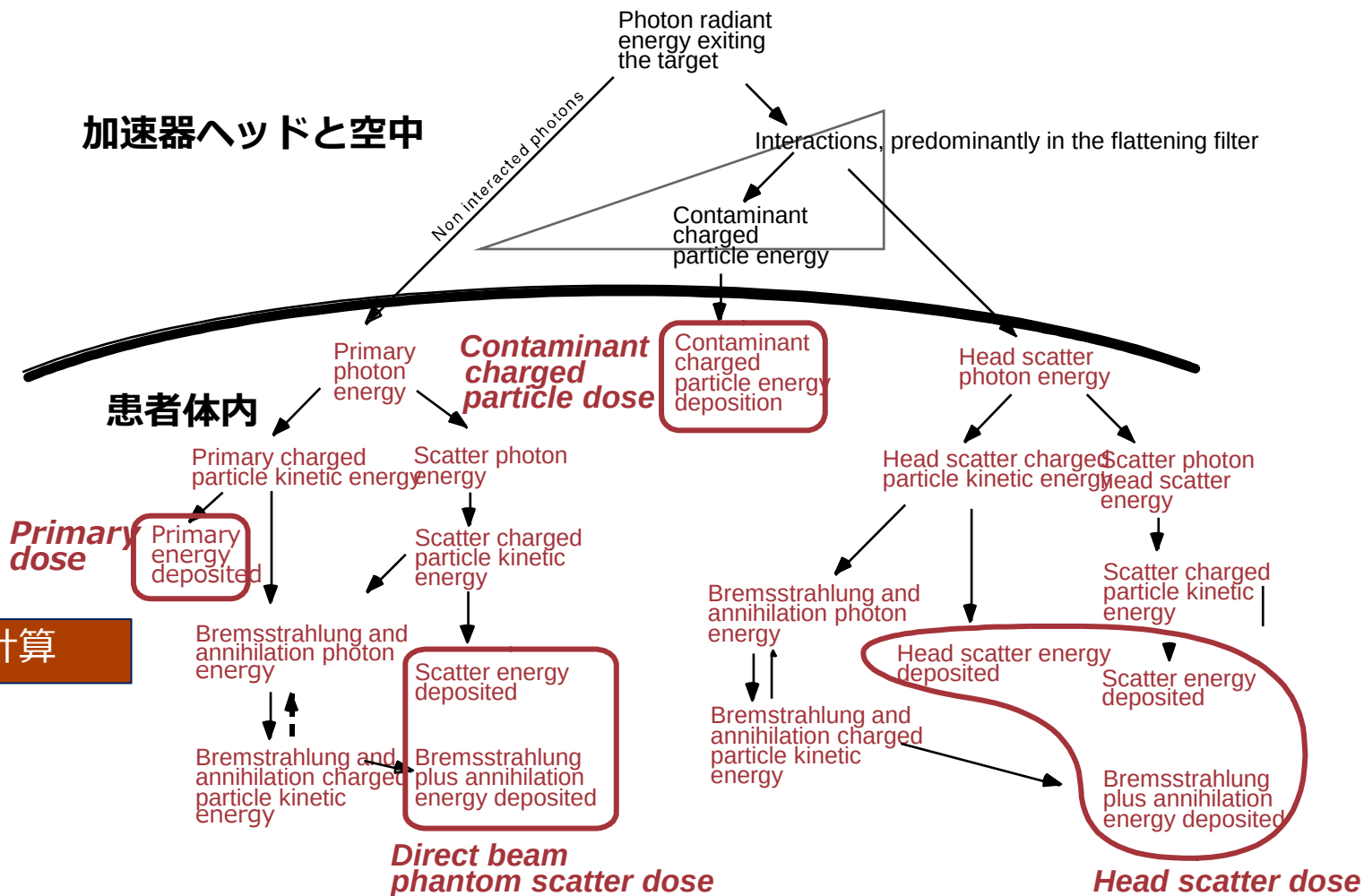
モデリングと測定項目の関係



アルゴリズム概要

解析的なフルエンス表現

Superposition法による線量計算

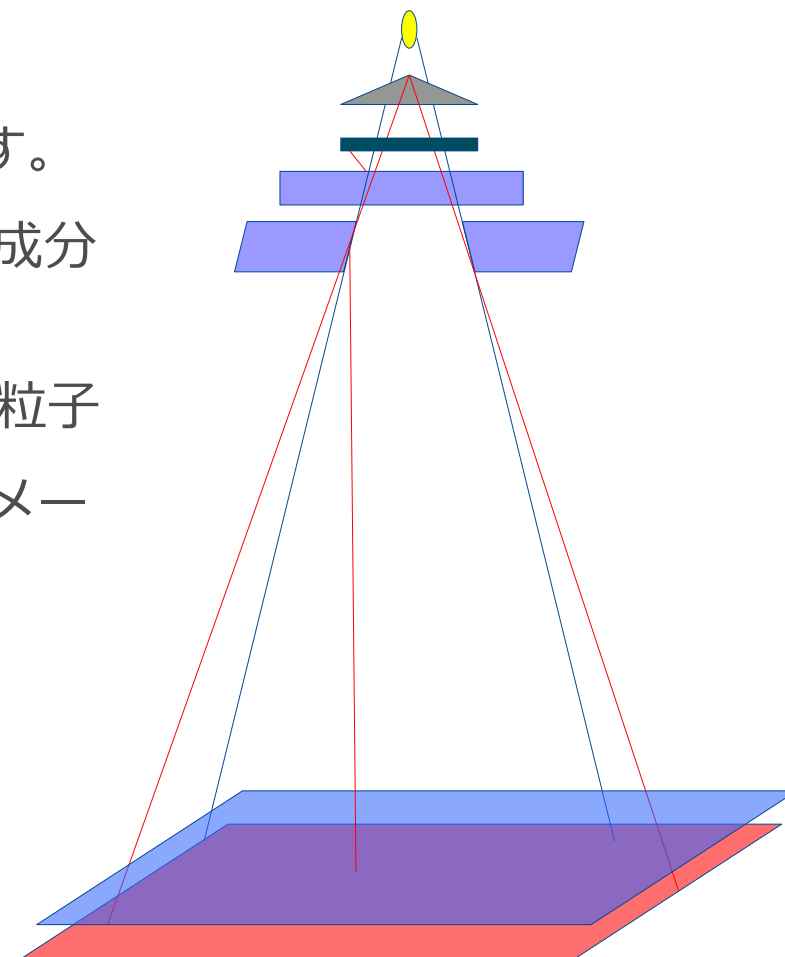


フルエンスの生成

- Collapsed Cone は、フルエンス ベースのアルゴリズムです。
- 総フルエンスは、**direct**および**Indirect**フルエンスの2つの成分から構成されます。
 - direct (青)**: 相互作用なしでファントムに入るすべての粒子
 - Indirect (赤)**: その他すべて (平坦化フィルター、コリメーター、ウェッジなど)

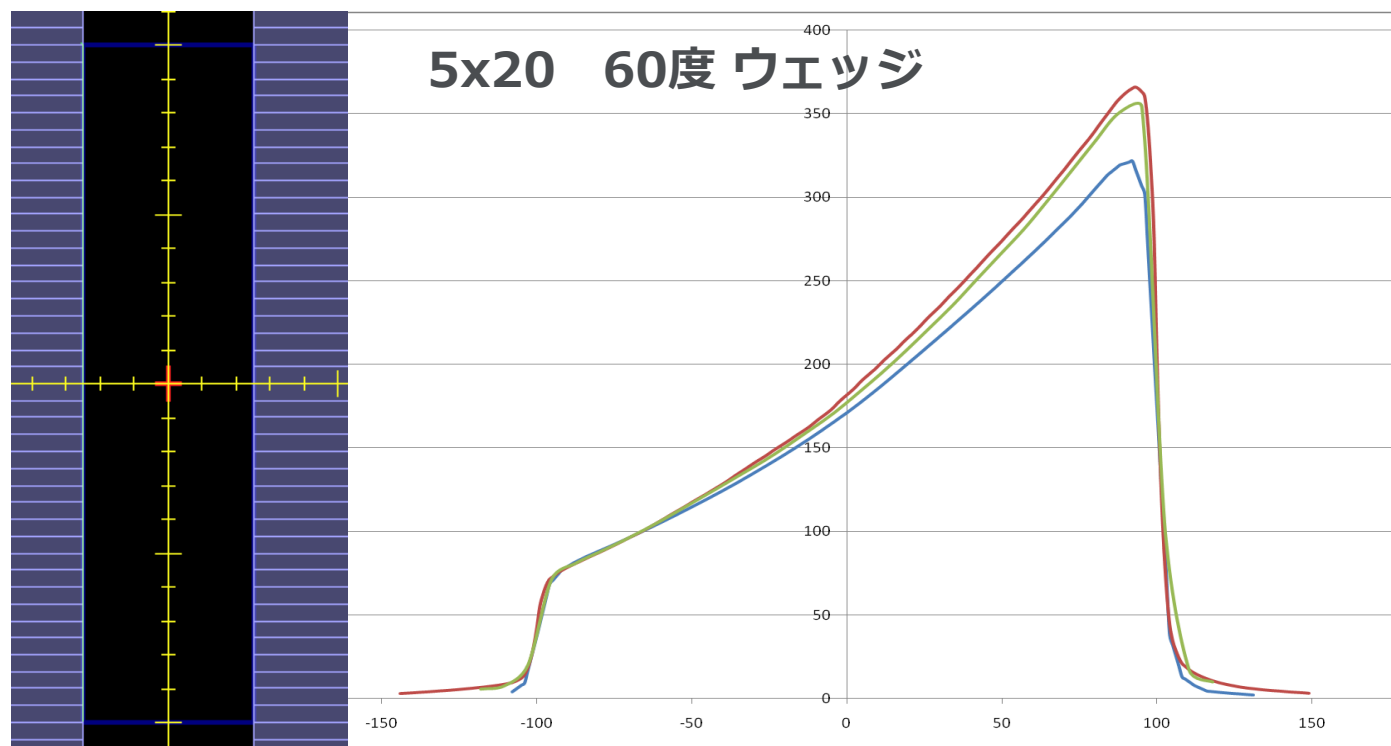
$$\Psi_{\text{tot}}(A; x, y) = \Psi_{\text{direct}}(x, y) \cdot \eta(x, y) + \Psi_{\text{indirect}}(A; x, y)$$

- フルエンスは、リニアックの実測値に対して調整されます。



フルエンスの生成

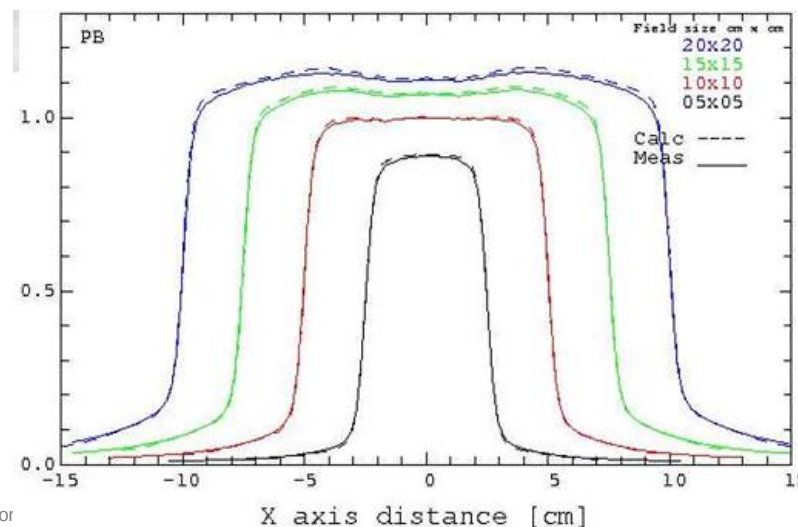
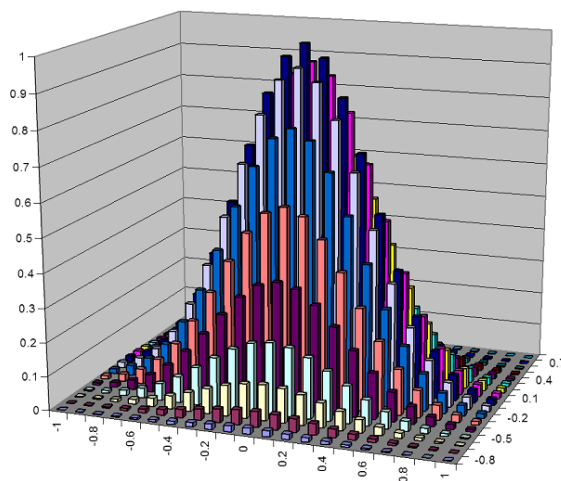
- **Indirect**のフルエンスが良くモデル化されていれば、必然的に不整形照射野やウェッジなどのフィールドをより正確に計算されます。



コリメータ散乱を考慮した場合の計算結果
コリメータ散乱を考慮しない場合の計算結果
実測

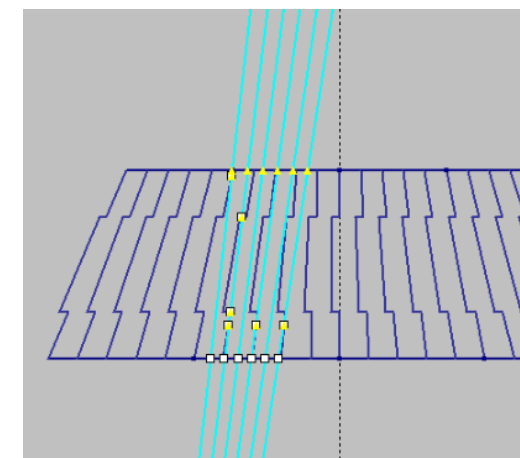
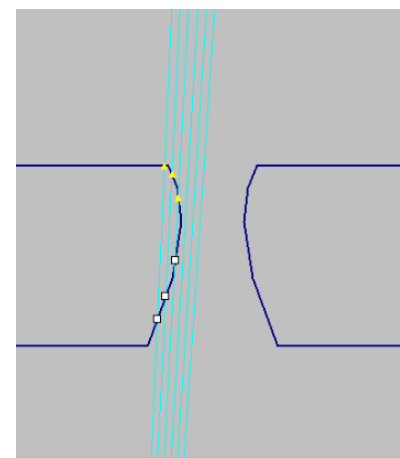
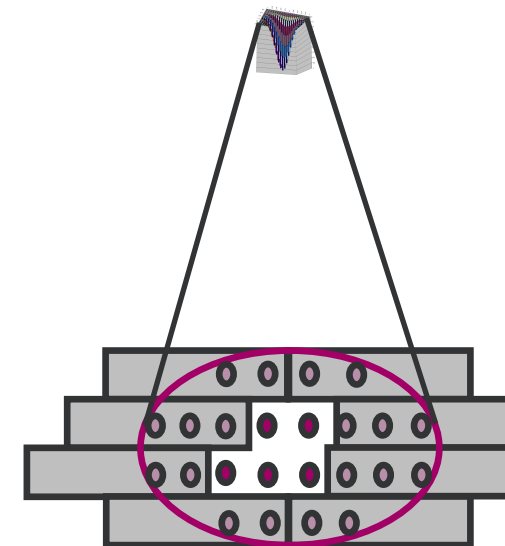
フルエンスの生成

- 一次線源は点光源ではなく、2次元ガウス分布として扱われることで、半影（ペナンブラ）領域において計算精度が改善されます。
- 線源は2次元の形状をしていますますが、3次元のグラフで表現することができ、グラフの高さは線源の強度を示します。
- ビームモデラーによって実測に合うように線源のサイズが調整されます。



MLCモデリング

- 一次フルエンスは計算点から見た線源の量と減衰の度合いに基づいています。
 1. Directの線源が患者に投影される。
 2. MLCやJawの厚みをどのくらい通過したかを係数(0~1)を使用してフルエンスを調整します。リーフ間の隙間も考慮されます。
- ユーザーによって変更はできません。



線量計算

- 患者内の線量計算は以下を使用しています。
 - TERMA
 - カーネルの重畳積分
(Collapsed Cone Superposition法)

線量計算: TERMA

- 直射線と散乱線による線量に相当するエネルギーはそれぞれ、**Collision KERMA**と**SCERMA**にわけて計算されます。
- ビーム線質の硬化および軸外における軟化はレイトレースで考慮しており、これらは KERMAとSCERMAに用意されているパラメータでモデル化されます。

TERMA (*Total Energy Released per Mass*)

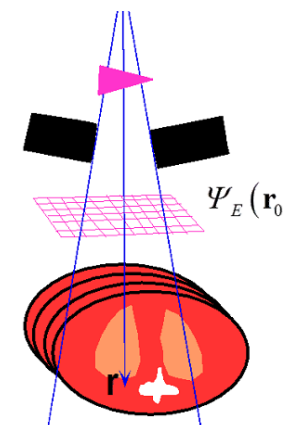
$$T(\mathbf{r}) = \int_E \frac{\mu}{\rho}(E, \mathbf{r}) \quad \Psi_E(\mathbf{r}) dE$$

Collision KERMA (*the released energy to become primary dose*)

$$P(\mathbf{r}) = \int_E \frac{\mu_{\text{en}}}{\rho}(E, \mathbf{r}) \quad \Psi_E(\mathbf{r}) dE$$

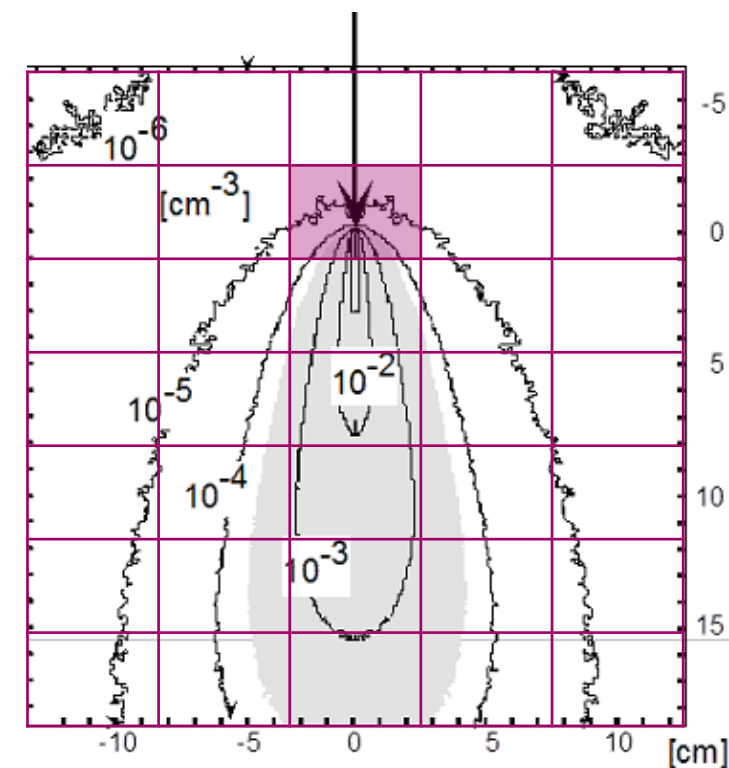
“SCERMA” (*the released energy to become scatter dose*)

$$S(\mathbf{r}) = \int_E \frac{\mu - \mu_{\text{en}}}{\rho}(E, \mathbf{r}) \quad \Psi_E(\mathbf{r}) dE$$



線量計算: カーネル

- コリメータを通過するフルエンスを算出した後、Collapsed Cone Convolution アルゴリズムを使用して患者体内の線量計算が行われます。
- 事前にモンテカルロで水中で計算されたカーネルが使用されています。



線量計算: カーネル

- このカーネルは以下の通りパラメータ化されています。

$$h(r, \theta) = \frac{\overset{\text{第一項}}{A_{\theta} e^{-a_{\theta} r}} + \overset{\text{第二項}}{B_{\theta} e^{-b_{\theta} r}}}{r^2}$$

実効長

散乱角

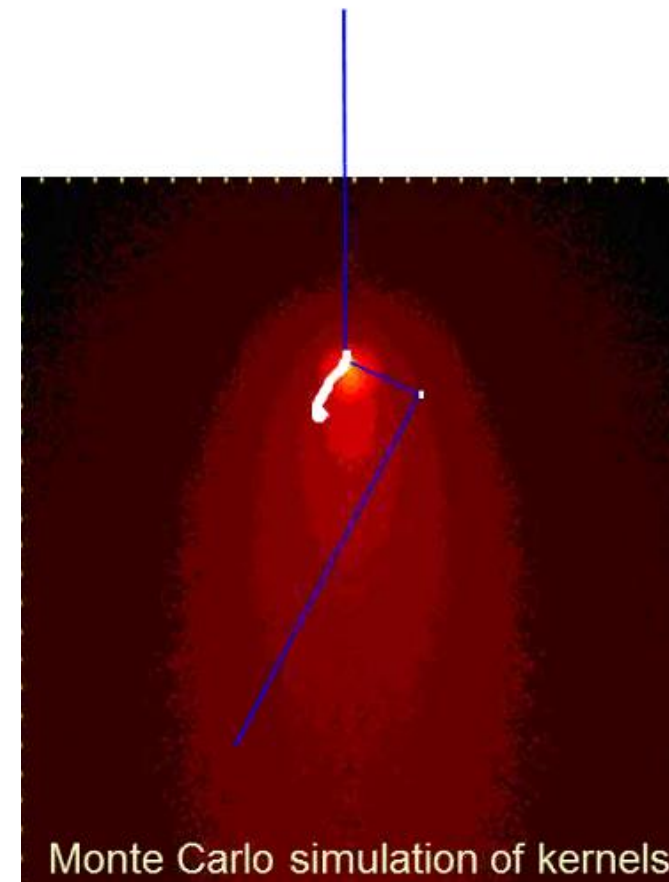
A_{θ} 、 B_{θ} 、 a_{θ} 、 b_{θ}

: r

: θ

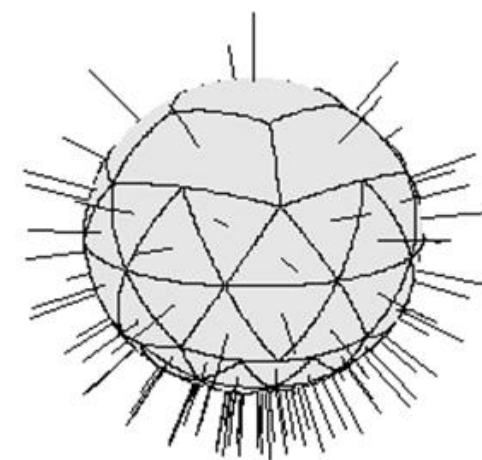
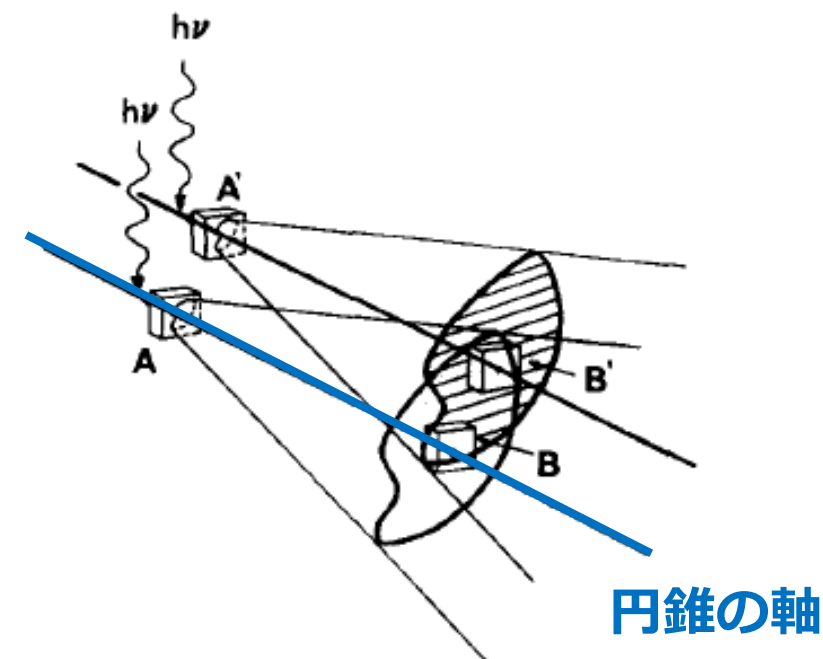
: フィッティングによって決定される位置に
依存しないパラメータ

- 不均質物質への計算は経路長の相対電子密度に基づいてカーネルを縮尺・拡大することによって考慮します。



線量計算: コンボリューション

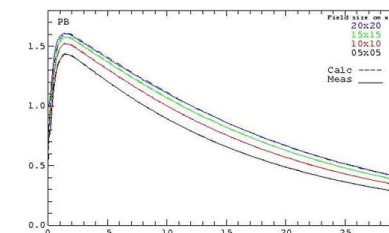
- Monacoでは"Collapsed Cone近似"を用いてTERMAとカーネルの重畳積分を簡易化しています。
- Collapsed Cone近似では、円錐の立体角で生じた全てのエネルギーは円錐軸に沿って輸送されると仮定します。
- Monacoの基準設定では、106の円錐が計算に使用されます。



モデリングと測定項目の関係

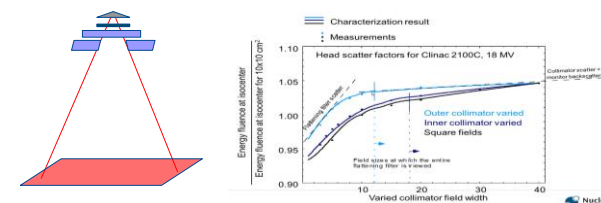
スペクトラム

スペクトラムパラメータは実測と計算PDDを比較しながら調整されます。



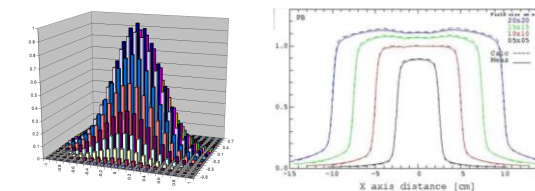
Indirect フルエンス

平坦化フィルタから出てくるエネルギーを特徴付けるパラメータは実測と計算されたコリメータ散乱係数を比較しながら調整されます。



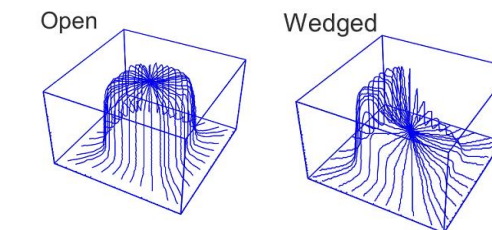
線源（二次元ガウス分布）

線源のサイズは実測と計算プロファイルの半影を一致させながら、調整されます。



フルエンス

オープン照射野の場合は対角線上、ウェッジ照射野の場合は最大照射野のプロファイルを使って調整されます。



Electron Monte Carlo

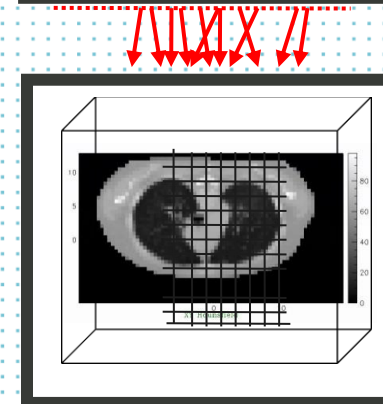
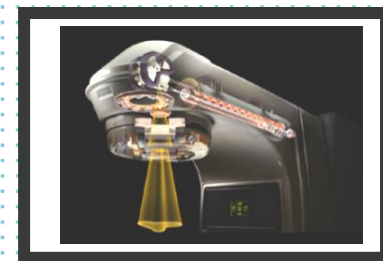
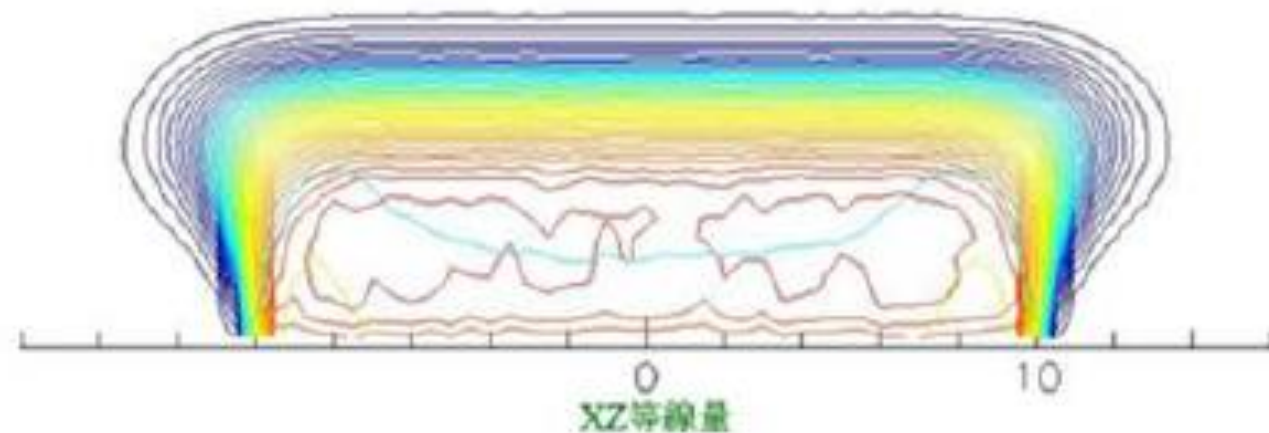
Topics

概要

電子位相空間エンジン

モンテカルロ計算エンジン

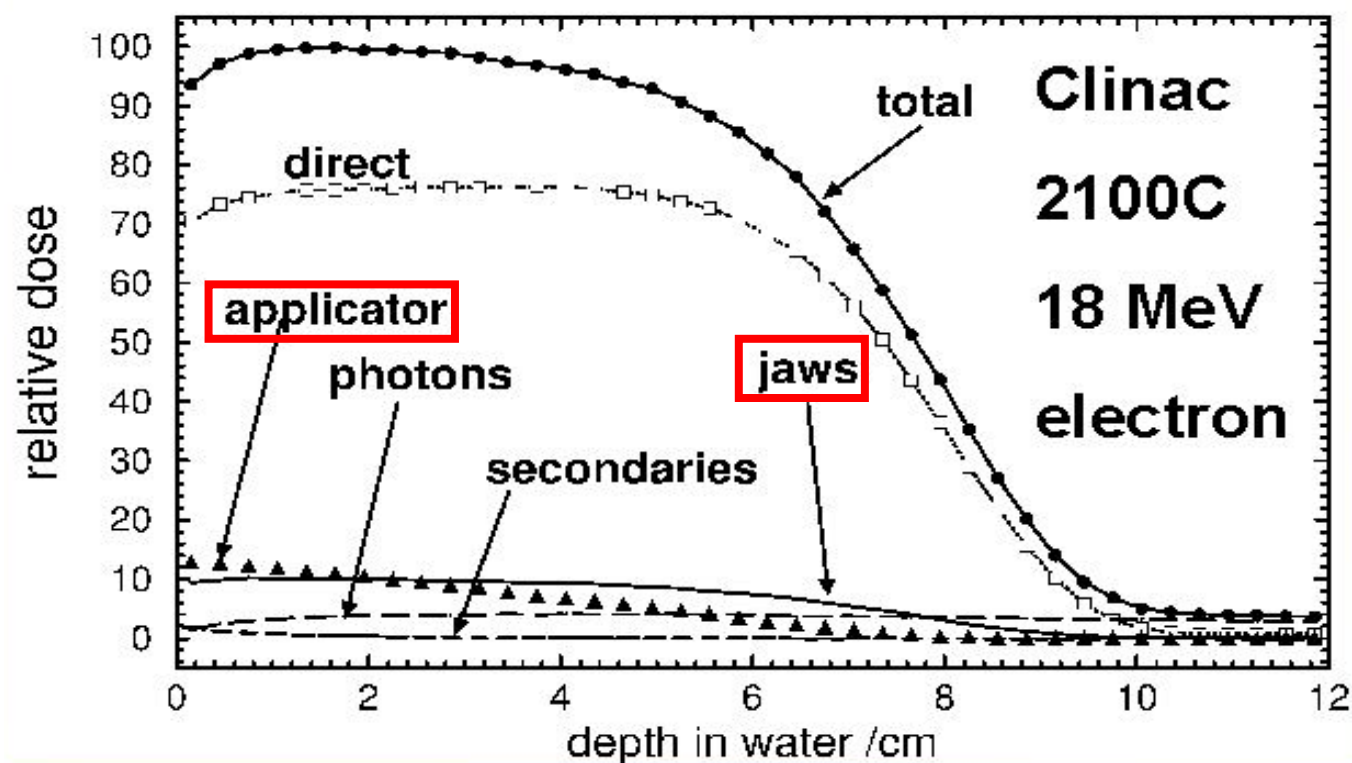
まとめ



概要

フルエンスの構成要素

以下の例から見ると、散乱粒子はビームの10～20%を占めています。



Ma et. al, Med. Phys 24, 401-416(1997)

概要

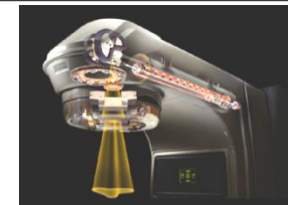
Monacoでは2つの独立した計算エンジンを使用

電子位相空間エンジン:

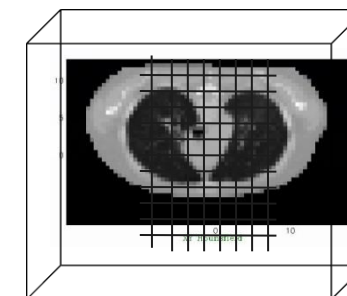
- "Coupled Multi-Source" ビームモデル

モンテカルロ線量エンジン:

- Iwan Kawrakow氏によるVMC++ コード



Coupled Multi-Source
phase space engine



In patient dose
calculation by VMC++

電子位相空間エンジン

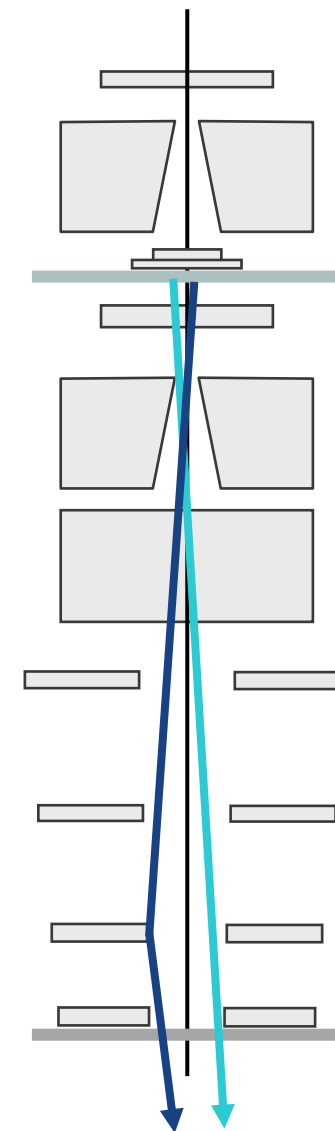
フルエンスの構成要素

直接フルエンス

いずれのコリメータによる相互作用していない電子

間接フルエンス

- i. コリメータとの相互作用により放出される電子
- ii. 治療機ヘッド内で発生する制動放射線



電子位相空間エンジン

治療機ヘッドモデルを2つの位相空間に分割します

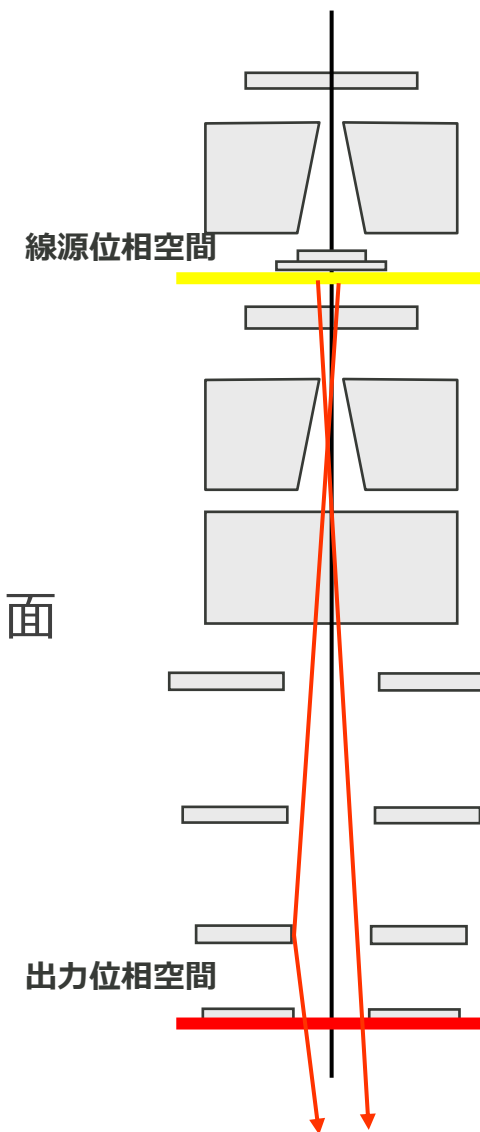
線源位相空間

二次散乱フォイルの近くにある平面を表します。

エネルギースペクトラムやその他のパラメータ（仮想源と位相空間面の距離、線源の幅など）によってパラメータ化されます。

出力位相空間

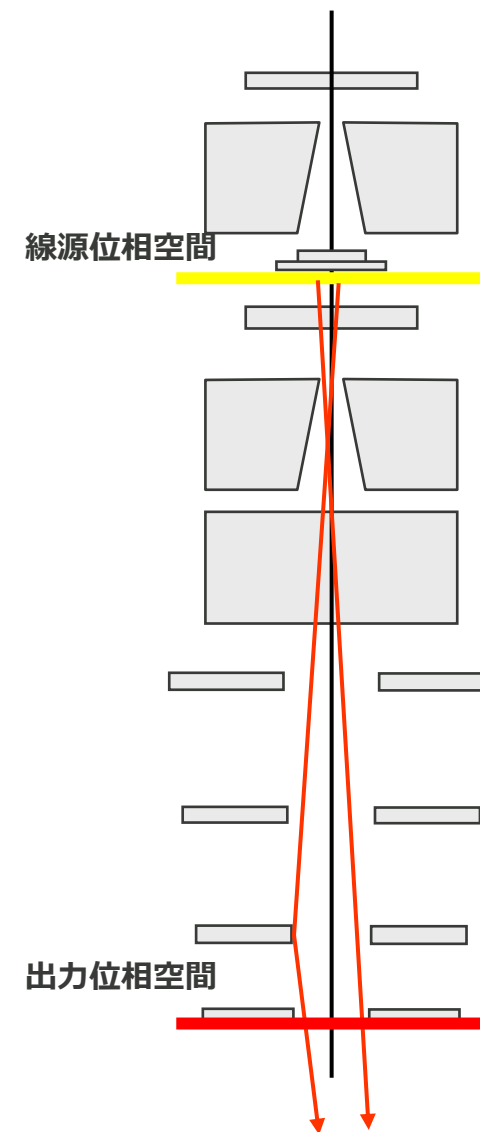
アプリケーションの平面を表します。この面でパラメータ化されます。



電子位相空間エンジン

線源位相空間

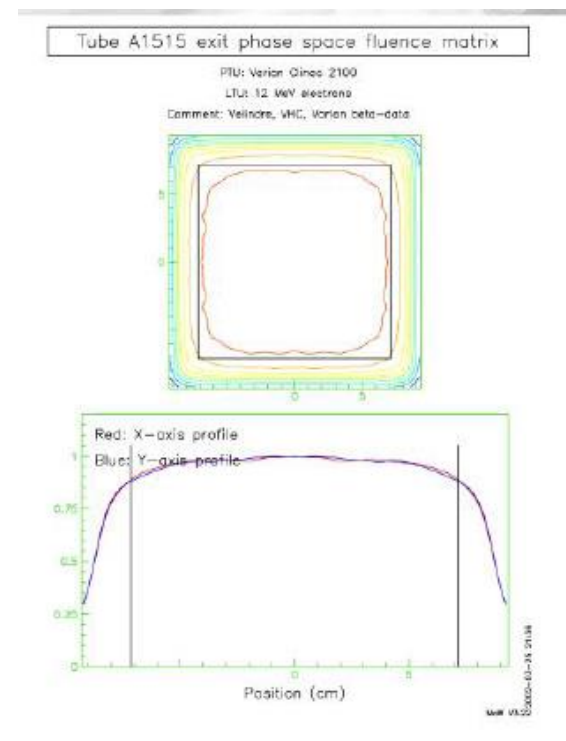
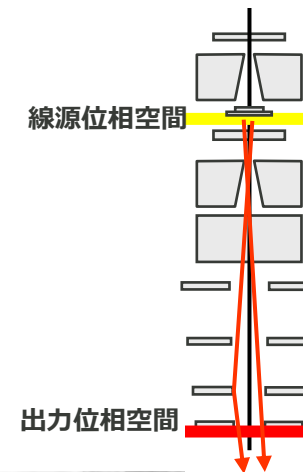
1. アプリケーターに依存しないため全てのアプリケーターで共通しています。
2. アプリケーターが存在しないため、間接電子はなく、直接電子と制動放射線を考慮しています。



電子位相空間エンジン

出力位相空間 直接フルエンス

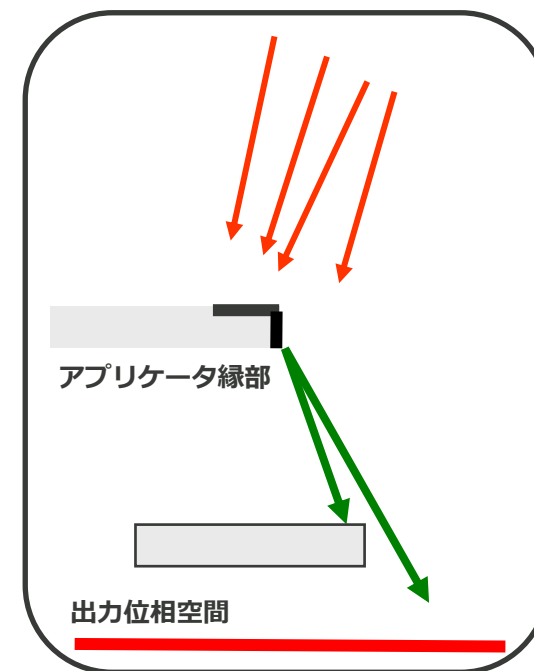
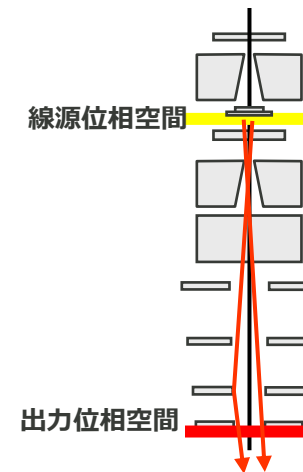
1. 出力位相空間に到達したときに直接電子の位置をスコア付けすることで得られるフルエンス分布によってパラメータ化されます。



電子位相空間エンジン

出力位相空間 間接フルエンス

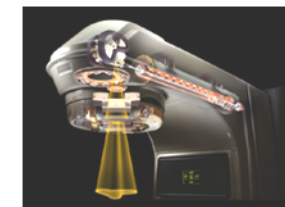
1. 線源位相空間を伝播する間にコリメータ・アパーチャの縁の部分で衝突する電子のスコア付けをします。
2. 間接電子を抽出し出力位相空間面へ輸送するために、事前に計算された散乱カーネルを使用します。



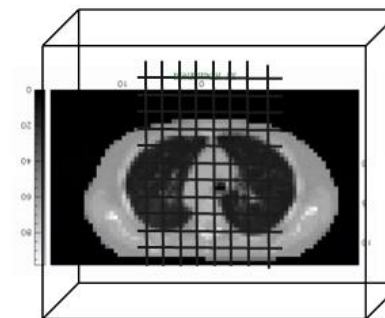
モンテカルロ計算エンジン

患者内:

- **電子 (直接フルエンス + 間接フルエンス):**
電子の両成分はVMC++によって患者内に輸送されます。
- **制動放射線:**
制動放射線はエネルギー依存性深部線量、横方向のガウス分布を組み合わせた解析モデルで計算されます。



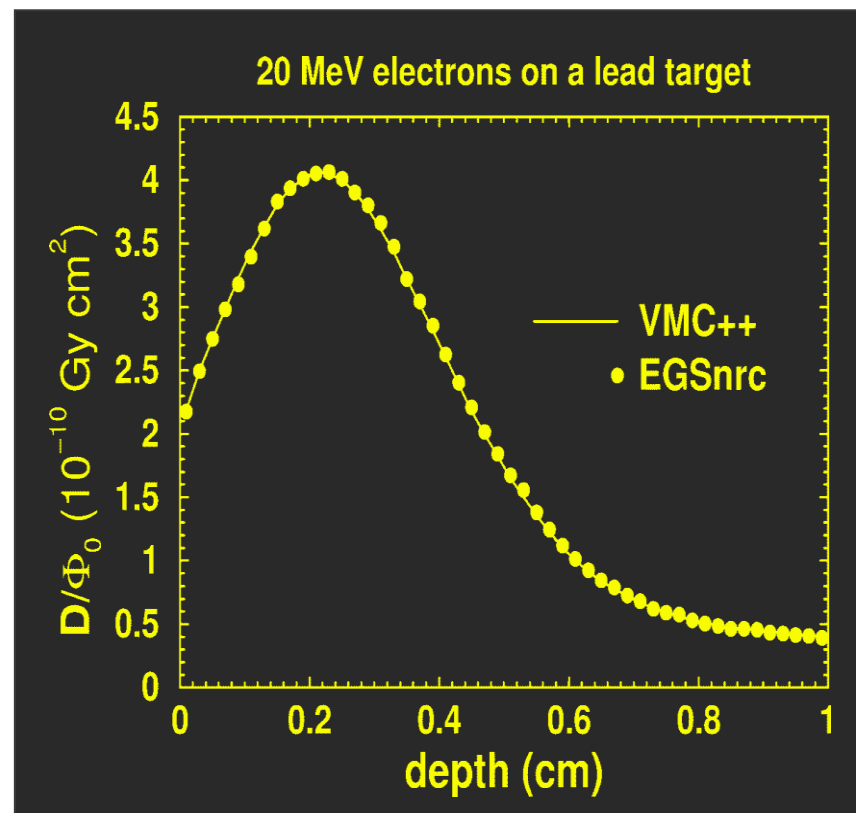
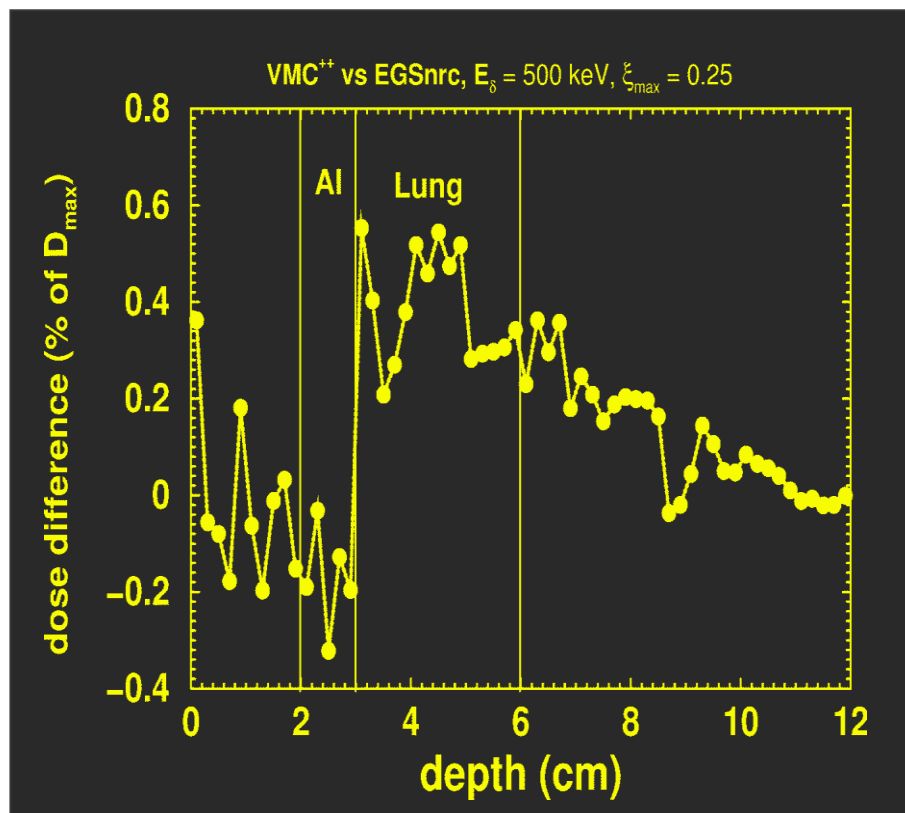
Coupled Multi-Source
phase space engine



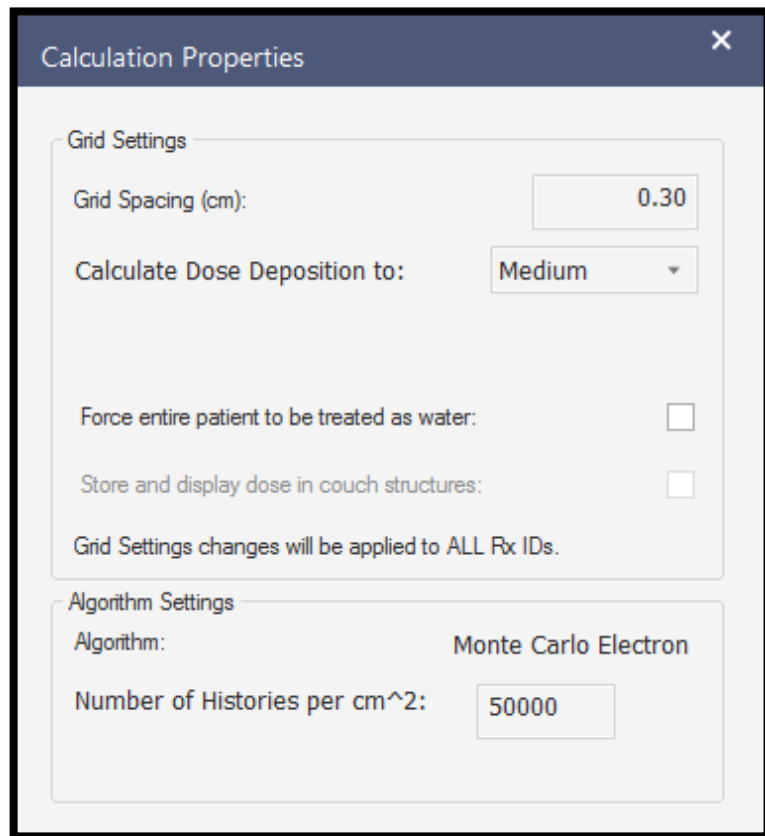
In patient dose
calculation by VMC++

モンテカルロ計算エンジン

以下のグラフはVMC++とEGSnrcとの比較を表したものです。



モンテカルロ計算エンジン



Monacoでは計算の不確実性は、
Number of Histories per cm²
(ヒストリー密度、ヒストリー数/cm²)で定義されています。

デフォルトのヒストリー数:50,000
臨床時のヒストリー数:500,000

コミッショニングを目的としている場合、
ヒストリー数を1,000,000まであげること可能です。

乱数を生成する種（シード）は固定です。
よって、再計算させても同じ結果となります。

まとめ

- eMCのアルゴリズムは大きく2つに分類
 - 電子位相空間エンジン(Coupled Multi-Source)
 - モンテカルロ線量エンジン(VMC++)
- 直接電子と間接電子の成分はVMC++を用いて患者内で輸送される
- 制動放射線は解析モデルで計算される



Thank you