

4. 線量分布の検証

自治医科大学附属病院 根本 幹央

Commentator：保科正夫

1. はじめに

近年、ハードウェアの進歩と共に放射線治療計画装置(以下、RTPS)は高性能・高機能化が実現され、より正確な結果を出力するようになって来ている。RTPS の結果が現実になづく程に内部で行われる計算は複雑さを増し、ユーザーがその過程を詳細に理解することを拒む様になってしまいうのは仕方の無い事かもしれない。しかしユーザー側から見ると、ブラックボックス化されていく計算アルゴリズムや各種の処理部分は“RTPS の商品としての完成度をどこまで信頼できるのか?”という疑問点を完全に払拭するまでには、いまだ至っていないのが実情である。以下、RTPS による計算結果を用いて治療を行う事を前提とした場合、どのような線量分布が得られるのか検証を行ったので報告する。尚、今回検証に使用する RTPS は CMS 社 XIO Ver4.1.1 を使用し、応用技研 AE132-a、JARP 型チェンバー(C110)、及び Scanditronix 社の RFA300 によるフィルムドジメトリーシステムで測定を行った。またエネルギーはすべて Varian 社 CLINAC2100C の 10MV-X 線である。

2. XIO に実装される計算アルゴリズム

光子用のアルゴリズムとして以下の 3 種類が実装されている。

(1) Clarkson 法

不整形照射野に対応させた実測ベースのアルゴリズム。扇形面積の積分により散乱線成分の計算を行うが密度変化への対応が 1 次線に限定され不均質補正下での再現性に問題が残る。

(2) Convolution 法

EGS4 モンテカルロコードにより計算された散乱カーネルを用いて散乱線成分の計算を行う物理モデルベースのアルゴリズム。

(3) Super-Position 法

Convolution と同様な処理を行うが、作用点周囲の密度変化を考慮しながら散乱カーネルを変形させて計算を行う。従って不均質補正下での効果が顕著に発揮される。

今回の検証では、それぞれに特徴があるので、アルゴリズムごとにパターンを設定して確認を行った。尚、Super-Position 法には光線追跡の間隔を広げる事で、計算速度を向上させた Fast-Super-Position も実装されているが、計算の簡略化のみの違いの為、今回の検証からは除外

することにした。

3. 基本的なビーム出力の検証

RTPS の出力結果を臨床に使用するためにはビームデータが正しく登録・管理されていることが前提となる。しかし RTPS の QA は日常業務では無い為に、得てして設置ビーム登録時の確認のみになりがちである。検証に先立って現在思案中の QA プログラムの中から RTPS に関する部分をリストにし、出力 MU と実測値との確認を行った。測定条件は臨床での使用頻度を考慮してオープン照射野で3つの照射野サイズと深さで、くさびフィルタ使用で2つの照射野サイズと深さの2種類を設定し、RTPS の計算 MU により照射を行い実測値とのエラーをアルゴリズムごとに分けて表した。表 1 は 10MV - X 線の結果を一部示したものである（誤差確認の測定の為、物理的くさびフィルタ使用の結果は省略する）。

表 1. オープン照射野（10MV の X 線）におけるアルゴリズムごとの計算 MU 値による実測線量と指示線量との差%.

深さ cm	照射野サイズ cm	基準点の差%		
		Clarkson	Convolution	Super-Position
5	5×5	-	0.57	0.57
	10×10	- 0.10	- 0.10	- 0.10
	20×20	0.09	0.09	0.09
10	5×5	-	0.19	0.86
	10×10	0.01	0.48	0.01
	20×20	0.01	0.29	0.01
15	5×5	-	0.19	0.19
	10×10	0.48	0.48	0.48
	20×20	- 0.4	0.29	0.29

結果は全て 1%前後以内となっており、現状登録されているデータに大きな問題は見つからなかった。このリストは基本的なビーム出力の確認のみであり、これだけで安全な治療が可能とはならないが、まずリストを作成しておくことが重要と思われる。日常業務ではないからこそ、形式をもったリストを作成し用意しておく必要があるのではないだろうか？ 尚、表 1 にみられる Clarkson での小照射野データが未記入な部分については、今回検証しているビームデータでの Clarkson アルゴリズムの使用を許可していないためである。また、小照射野で問題となる側方向への 2 次電子平衡の不成立は物理モデルのアルゴリズムであっても完全に表現しきれない訳ではなく、測定データを元にコミショニングを行うので実測ベースの Clarkson と同様にそのデータに左右される。全ての照射野と深さにおいてベストなモデリングが選択出来るわけではない為、測定データの内容如何によっては、頻度の高い照射野とは別に小照射野向けのビームデータを用意することが必要であろう。当院でも体幹部定位や IMRT を考慮して小照射野の使用時において精度が上がるようにコミショニングしたビームデータを別途用意している。また、管理面にお

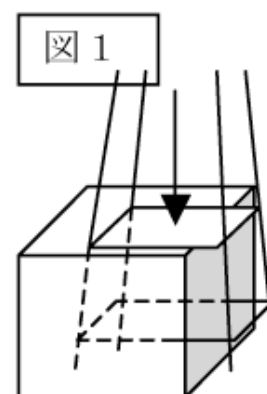
いては、ビームデータを操作する事ができる **Source-File-Maintenance** の使用許可をシステム管理者権限のみに限定し、通常使用時でのログインとで分けて管理している。これは複数の職員による線量分布の作成や、学生実習での使用時に誤ってビームデータの変更等がおきないようにする為であり、管理者権限を持ちビームデータを登録・変更出来るのは、医学物理士と治療品質管理

注記： RTPS では入力されたビームデータに基づいた内挿補間を行うことが多い。したがって、コミッショニングという試運転の中では、表 1 に示されているような測定データの照射野だけでなく内挿補間の対象となる、すなわち実測していない照射野サイズを含めることが必要である。

士に限定している。

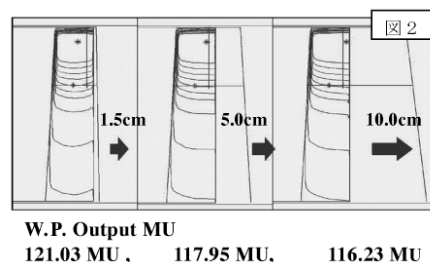
4、照射野内組織欠損での変化

体輪郭の複雑な部位に対する照射では、欠損部分を含むような状況を余儀なくされる照射があり、この空中部分からの散乱線の減少（注記：入射光子数の増加もある）が MU 値の決定と線量分布に少なからず影響を与える。このモデルでは水等価固体ファントムの辺縁から 1cm 内側で深さ 10cm にアイソセンターを設定し、フィルム法により取得したプロフィールと計算結果を比較する事とした。照射線量はファントム内で照射される部分の照射野中心に対して 100cGy 投与の設定とした。（図 1）

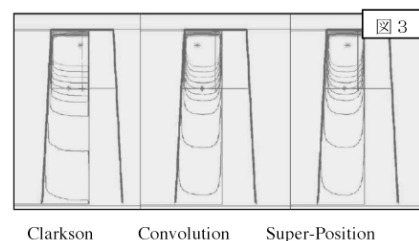


(1) RTPS の計算結果

Clarkson 法による結果をみると照射野を空中に開いていくに従い、輪郭境界での線量が増加していく（図 2）。これは Clarkson が散乱線成分の発生元となる部分を分離して計算しないことと、XIO の外部輪郭処理にあるエラーの為に起こる現象である。このような単純なビーム設定においても、Weight-Point(以下、W.P.)での MU 値の計算結果は4%もの開きが出てしまう為、注意が必要となる。



同条件のままアルゴリズムのみ変えて計算させると、Convolution と Super-Position は散乱成分の発生する場所を分離して計算する為、輪郭境界に近い部分も比較的良好に表現されていることが確認できる（図 3）。



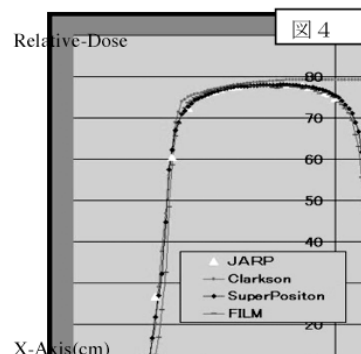
(2) プロフィールの比較

10MV の X 線、 $10 \times 10 \text{ cm}^2$ の照射野の内
で 4 cm 幅の領域が空中にある。

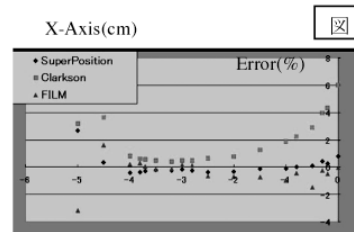
実測値を Clarkson、Super-Position の計算結果と比較してみると(図 4、5)、Super Position の結果が 1~2%の誤差に収まっており、より正確に再現している事が確認できる。物理モデルベースと異なり Clarkson 使用時では、空中からの本来なら存在しない散乱線成分が影響を及ぼす為にファントム境界に近くなる程誤差は大きくなる。言い換えれば、Clarkson 使用時でも組織欠損部分の散乱線成分を計算から除外することで、計算精度の向上は得られる。図 6,7 は同一条件の照射野で MLC により空中部分をブロックした分布と実測値である。Clarkson でも不要な空中部分を遮蔽する事で外部輪郭処理の問題をクリアし許容範囲に収まる結果を得ることが出来る。

計算の簡便さと実測モデルゆえの理解が容易な点において、極端な形状の照射野を除けば Clarkson の臨床での有用性是否定できない。MLC によるコリメーター散乱の変化は無視出来るので Clarkson を利用するのであれば、組織欠損状態に注意し極力、最終照射野形状に整形して出力を求め使用する事が、より良い精度での治療につな

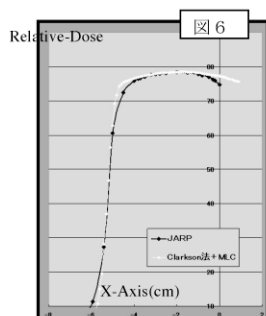
第3段 MLC の場合の S_c は MLC 照射野によって変化しない。上下絞りのいずれかが MLC の場合には、 S_c は MLC 照射野によって変化する。



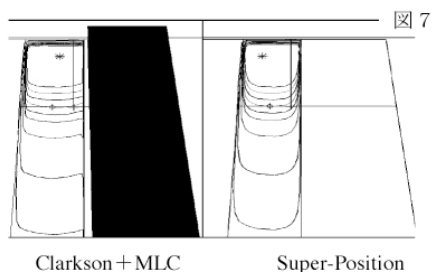
本文中の「Clarkson 使用時でも組織欠損部分の散乱線成分を計算から除外すること」とは、組織輪郭に沿った照射野形状とすることで散乱線の低下を見積もることができるということである。



がるであろう。



側方組織欠損の照射野における Clarkson 法による計算値と実測値の比較。



組織欠損部分を遮蔽した照射野とした場合の Clarkson 法と Super-Position 法による線量分布の比較

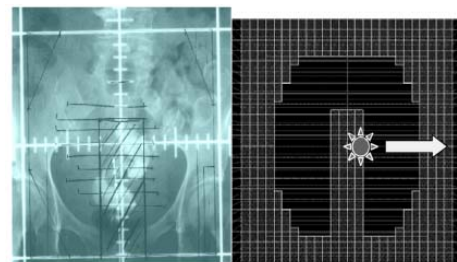
5. Weight-Point の設定位置

腫瘍医は照射したい部分を Volume として捉えるが、ある一

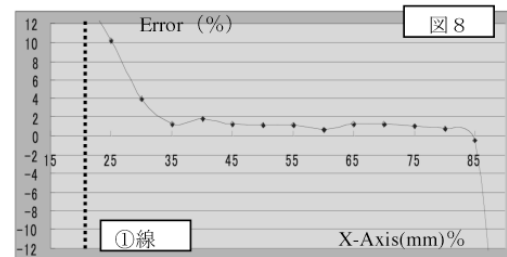
点の処方点から MU 値は計算する事になる。従って W.P. が移動する事は、全体の線量分布と MU 値に影響を与えることになる。XIO はデフォルトで、W.P.をノーマルコリメーターによる照射野の重心に設定する為に、MLC や遮蔽ブロックなどにより中央遮蔽がある場合には明らかに障害線量を投与する様な計算結果が出力され、MU 値に至っては Maximum-Dose と 30%以上の開きがあるという警告メッセージを表示し計算を行わない。ICRU レポート 50 では、線量の規定点を定義しており一般的にアイソセンター= W.P. となるが、臨床ではこのような設定が不可能な場合として、頸部の前 1 門照射と RALS 併用による全骨盤照射などが高頻度で存在する。今回は全骨盤照射に対する 1 例を元に妥当な W.P.を検討してみた。

(1) 測定方法

W.P.を照射野横軸方向に対してブロック直下から移動させて計算した結果と、実測値を比較することで行う（右図）。



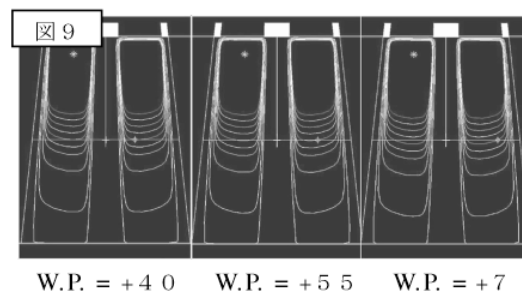
W.P.に 100cGy 投与の設定で出力を計算し、固体ファントム内に配置したイオンチェンバーの位置を、計算した W.P.と同じ位置になるように移動しつつ測定を行った。この様な照射では、縦軸方向や斜めの位置に W.P.を設定する事も考えられるが、RALS 線源や遮蔽ブロック位置等は、様々な状況があり不定と考える。骨盤内のリンパ節に対しては確実に照射したい治療なので、横軸方向についての確認として行った。また一般的に骨盤照射で不均質を考慮することは無いので、アルゴリズムは Convolution を選択する事とした。



注記：この測定では 10MV の X 線を用いている。したがって、ブロック境界領域は荷電粒子平衡の成立しない領域が存在する。図 8 で示された実測値においても非平衡の影響があり、また RTPS の計算においてもこのような領域の精度が低下する。したがって、このような領域に基準点を配置することは避けなければならない。

(2) 中央遮蔽下での実測値との比較

図 8 は各点での計算値と実測値の差を表したものである。中央遮蔽の X 軸方向片側の幅は 20mm であり①線から右側が実照射野となっている。ブロック境界付近でのイオンチェンバーの電離容積が問題になるが、RTPS の MU 出力エラーを確実に 2%以内に抑えることを考慮するとブロック境界面から 20mm 以上移



動させた点が妥当である事は、判別できる。

この 20mm 以上離れる位置では+40mm 以降が対象となるが、OCR 変化とファンライン方向での減衰による傾きが分布に現れ、W.P.の位置によって僅かながら差がでてしまう (図 9)。W.P.を移動した位置での積算線量を、中央遮蔽が無い状態から遮蔽が追加された状態まで極力均一にする為、遮蔽あり

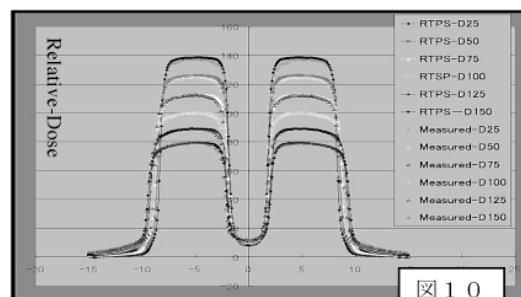


図 10

と無しのプロフィールを比較した所、+55mm に W.P.を設定した時に両者の差が小さく、最も近いプロフィール形状をしていた。この位置は実照射野の中央に位置し、線量勾配が最も安定する部分である。ブロック辺縁の変化を見る為、半導体検出器により 3 次元水ファントムで取得したプロフィール (図 10) を確認した所、良好な再現性があり実務上問題にならない範囲であった。

10MV-X 線の側方向への 2 次電子平衡領域が 3.3cm 四方との報告からも、W.P.はブロック辺縁から 2cm 以上の距離を確実にとる必要がある。境界点での計算は不安定になるので、可能であれば線量勾配が安定する実照射野の中央付近に設定する事で、安定した出力が得られるであろう。

今回のモデルは一例であり、W.P.の設定には様々な状況があるが計算の起点となる為、移動を行う時には明確な理由を持ち、腫瘍医との間で十分な確認をする必要がある。

注記：著者が図 9 で述べたことは、以下のようなことであろう。基準点の位置を変えることで基準点の線量も変化する。その線量をもとに百分率で表される等線量曲線分布の形状は当然変化する。そのことが図 9 に現れている。そこにアルゴリズムに起因する誤差が上乘せされる可能性もあるので、水ファントム中の種々の深さで測定した線量プロフィール (図 10) との対比をした。

この問題に対する通常の対応は、基準点が線量の平坦な領域にない限り、基準点の位置を変えることによって等線量分布の形状が変わるのは当然であるので、図 8 で示されている線量の平坦とみなせる領域内に基準点を配置するという事であろう。

6. 不均質補正を考慮した場合の変化

放射線治療は水等価を前提にして処方量の決定や測定を行って来た経緯があるが、最近では肺への定位照射などが徐々に実施され始め不均質補正での参照要求が求められつつある。このモデルでは不均質補正下で出力した MU により照射した場合、密度変化の境界付近や PDD にどのような変化があるのかを確認してみた。

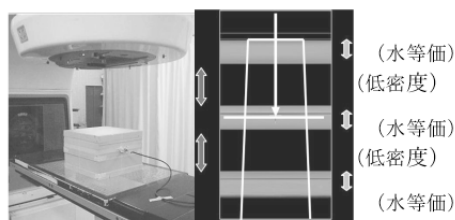
(1) 測定方法

低密度内に腫瘍がある事を想定し、固体ファントムを 5 層に組み合わせ不均質補正での変化を確認してみる。モデル形状は、ビルドアップ領域を確保し後方散乱を飽和させる為に、上下に 3cm の水等価ファントムを配置する。ターゲットを想定した水等価部分 (3cm) を含む低密度領域 (計 13cm) を内部にはさみ、イオンチェンバーを配置して照射体とした (下図)。アイソセン

ターはファントムの厚みの中心に設定し、100cGy 投与で、pixel by pixel により計算を行う事とした。

(2) アルゴリズムの違いによる変化

アルゴリズムをかえて不均質補正を行い計算させた線量分布を示す(図 11)。Clarkson、Convolution、Super-Position で比較すると Super-Position は散乱線成分の評価が前者と異なる為に、密度境界付近での



計算結果が大きく違ってくる。このモデルでは不均質媒体での変化を確認するので Super-Position による計算結果を採用し、アイソセンタ及び境界面より上下 1cm の位置(図 11、①~③)でのプロファイルをフィルム法により比較してみる事にした。両者のプロファイルを実測値と比較してみると Super-Position が理論背景どおりに、精度よく表現していることがわかる(図 12)。

特にポジション①と③は、密度変化の前後であるために Clarkson との散乱線成分の評価の違いが肩と裾の部分に顕著に現れており Super-Position の優位性が見て取れる。

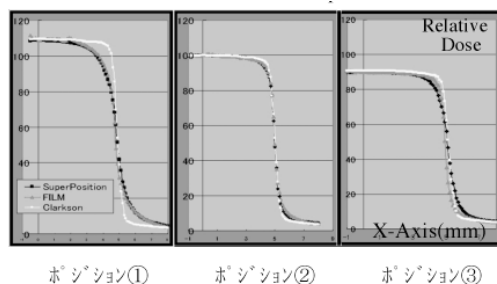
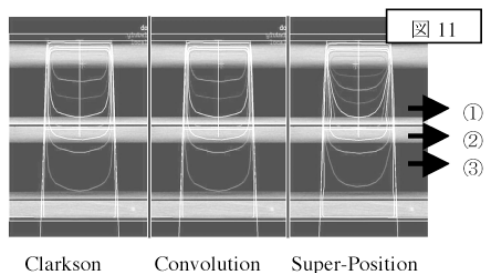


図 12

(3) 低密度のみの中心軸上の PDD での変化

内部を低密度のみにして測定した PDD 変化の結果を示す(図 13)。不均質領域の計算はアルゴリズム由来の部分であり、計算によって再現するが、最初のビルドアップ領域を除くと実測値との誤差は 1~2%程におさまっており、低密度領域での計算結果は実測値と良好な結果を示した。

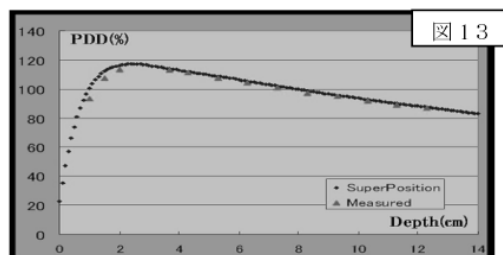


図 13

(4) 低密度内に水等価ファントムを含む状態

次に多層構造での結果であるが、不均質補正を行わないもの(①水均等計算)、行ったもの(②不均質計算)、水等価で計算した MU 値を Weight-Point に与えて不均質補正をかけたもの(③水均等出力不均質計算)を実測データ(④)と比較して表示した(図 14)。

まず不均質補正下での出力 MU による実測値と計算値の比較であるが、低密度領域の中でビルドアップとビルドダウンを繰り返した後でも正確に再現されている事が確認できる。実測値との誤差を確認するとその値は(③低密度のみ)の場合と同様に1~2%以内の差で収まっており、Super-Position 法は多層構造においても良好な結果を出力している(②、④)。

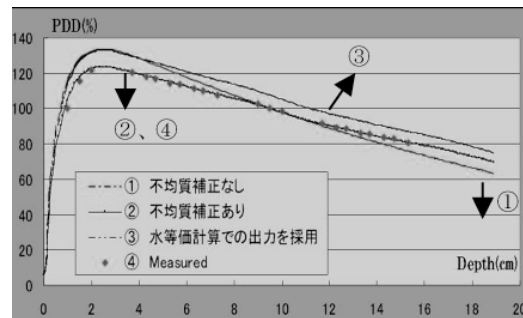
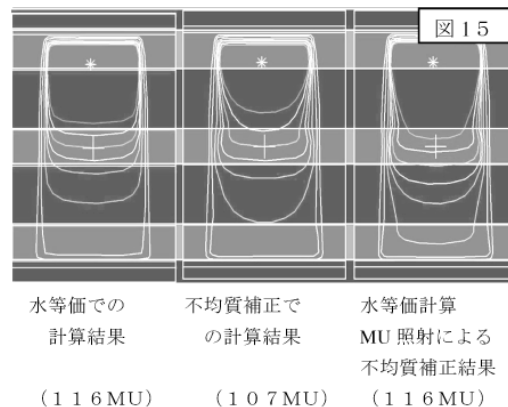


図 14

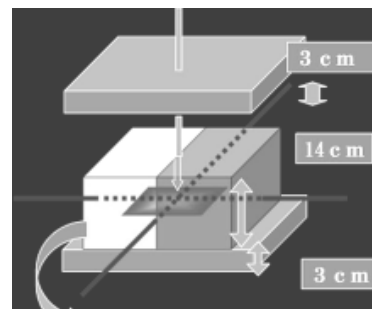
不均質補正無しで(①)、同一条件下で照射すると補正の有無で深さによっては10%近い線量の差が現れ、仮に水等価での出力 MU で照射し不均質補正下で実際の治療を再現してみると、その差は更に大きくなる(③)。

図 15 (左、中央) は不均質補正の有無によるビーム軸面の分布を示しているが、その出力は7.7%も異なる。また仮に不均質補正下での Super-Position の計算を信頼できると仮定し、水均等で計算した MU を採用し照射した場合に、実際の治療は右側の分布に近い事が予測される(図 15、右)。



(5) ビーム軸直交方向に低密度を配置

ビーム軸直交方向に低密度領域が存在するような場合の変化を見る為、低密度と水等価ファントムを左右に並べ密度変化の境界部分にビーム軸を設定し確認してみた(右図)。



前項の(4)と同様に上下に水等価ファントムを配置し、アイソセンターに対して100cGy 投与の設定で行った。このモデルでの密度境界部分を見ると、非常に切り立った線量分布になっていることがわかる(図 16)。アルゴリズムを変え計算し変化をみると Convolution、Super-Position による結果が、境界付近での傾斜を緩やかに表現している事が分かるが、いずれにせよ100%の部分と比較すると等線量曲線が各々の密度の中で、最大4cm 近く異なっ

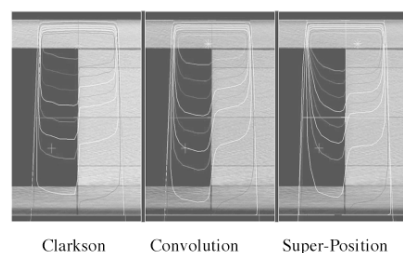


図 16

ていた。この線量勾配の急峻な部分に W.P.を設定すると、計算結果が大きく異なることが予測される。アイソセンター面でのプロファイルをフィルム法の結果と比較すると、Super-Position の計算結果が最も良好な一致を示していた（図 17）。

このモデルではチェンバーの配置が不可能なために、内部の厚みを変更してチェンバーを配置し Clarkson と Super-Position 及び実測データを比較したものが図 18 である。このように低密度領域と側方向での境界でも Super-Position による計算結果は、良好に再現されており、特に低密度側の肩の部分の再現性は、Clarkson よりもかなり優れていることが見て取れる。低密度領域での側方向への散乱成分は水等価とは異なるので、このモデルでも不均質補正下で Super-Position 優位性が現れていた。

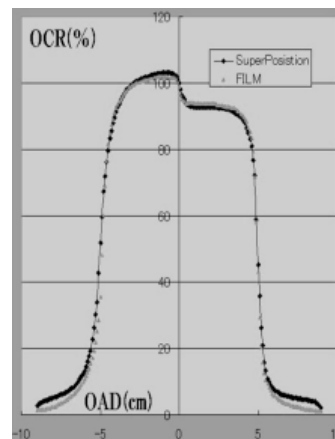


図 17

(6) 不均質補正下でのまとめ

不均質補正での計算は、ビームデータが水等価による実測値を元としている為に、アルゴリズムの特性によって結果が大きく異なる。現状、低密度を含む領域での精度を上げる為には、Super-Position が使用可能な施設においては積極的な利用を検討してみるべきではないかと思われる。

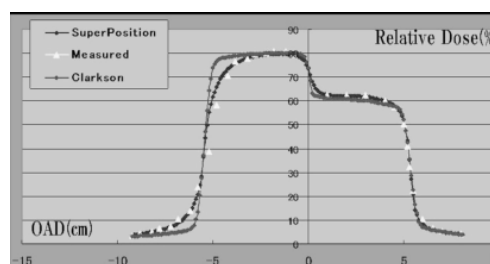


図 18

しかし従来の水等価で計算してきた出力では、Super-Position の使用によって計算結果が大きく異なる事になるのは明らかである。水均等での処方経験が元になっている事や、ポジショニングエラー、呼吸位相など RTPS との整合性の諸問題が Super-Position というアルゴリズムの使用だけでは解決できない事を忘れてはならない。RTPS の出力 MU 利用時において不均質補正をどのように扱い定義するのかは、各施設とも慎重かつ十分な検討が必要である。

8. 物理モデルベースのデメリット

後発のアルゴリズムだけに、Super-Position の再現性が高い事は事実であるが、全ての計算で使用すれば良いかと言うと問題点もある。1 例として食道への 4 門照射の臨床データで計算時間を比較してみることにした。表 2 はメーカー提供資料の前 1 門の計算時間である。当院のハードウェア性能の問題もあるが、臨床ではビーム数も計算領域も異なる為に、かなり時間のかかる結果を示した（表 3）。運用上の観点からも、施設の状況に合わせて Clarkson を選択する柔軟性も必要であろう。また Fast-Super-Position や Multi-Grid 法等、計算速度を上げる手法が多数用いら

れているが、物理的な理論背景以外にプログラマ的な商品としての不具合も存在する可能性を完全に否定はできない。メーカー側でも十分なバグ検証は実施しているし不具合が見つかった場合には直ち

に障害レポートが送付されるが、この不具合に最初に気がつくのは、やはりユーザー自身が多いと思われる。アルゴリズムの理論背景に信頼性があるとしても、ソフトウェアのバージョンアップ後は、計算結果の挙動に留意する必要があると考える。

表 2. RTPS の計算時間比較. マシンスペック: workstation HP UNIX C3000、5 mm matrix、531441 ポイント.

	5×5 cm ²	10×10 cm ²	20×20 cm ²
Clarkson	6 秒	6 秒	6 秒
Super-Position	18 秒	31 秒	72 秒

表 3. 不均質補正の有無、matrix サイズ、計算点数およびアルゴリズムによる計算時間の比較.

Matrix size, mm	計算点数	不均質補正なし		不均質補正あり	
		Clarkson	Super-Position	Clarkson	Super-Position
5	362,112	53 秒	84 秒	62 秒	100 秒
3	981,920	55	384	64	516
2	3,302,352	69	1,992	77	2,572

9. まとめ

3 種類のアロリズムを用いて、幾つかのパターンについて確認した。現状、RTPS の特性やアロリズムの限界、実務上での不整合など種々の問題点は残るものの安全に運用する為には、以下のような点に留意することが必要と思われる。

1. 基本的なビーム出力再現性の確認
2. W.P.やアロリズム選択の理由を明確にした計画を行う
3. 不均質補正など、出力変化の要因に対する明確な方針を確立する
4. 医師との綿密なコミュニケーション

臨床場で確かな治療を行う為には、施設ごとの治療事情にあった利用方法から導き出される結果を“確認”し、実測との相違を“把握”し、現状での結果に対して、“容認できるのか?どこまで許容するのか?”を検討しておく一連のプロセスが重要であると考え。この検討までのプロセスが検証でもあり、結果として誤照射防止につながり、重大な事故に至る要因を未然に防ぐ事になるものと思われる。

参考文献

- 1) 平林久江:放射線治療領域におけるフィルム線量測定法の有効利用と問題点、日本放射線技術学会誌(1995)
- 2) XIO Reference Library for Release 4. 0.9 (CD-ROM)
- 3) 羽生裕二:不整形照射野・不均質内線量分布の線量評価、放射線治療分化会誌 Vol14(2000)

- 4) 日本放射線技術学会:放射線治療技術マニュアル、日本放射線技術学会(1998)
- 5) 日本放射線技術学会：放射線治療における誤照射事故防止指針、日本放射線技術学会(2003)
- 6) 日本放射線技術学会:外部放射線治療における保守管理マニュアル、日本放射線技術学会(2003)
- 7) 保科正夫:品質管理プログラム作成要領、放射線治療品質管理士講習会(2005)
- 8) AAPM TG53: Quality assurance for clinical radiotherapy treatment planning.