

はじめに

癌に対する放射線治療の有効性は、正常組織の障害の確率を抑えながら、癌制御の確率を如何に最大にできるかにより決定される。そのために、ウェッジやコンペンセータなどのビームモディファイアーを利用したり、MLC やブロックによるコンフォーマルな照射野を用いた多門照射や原体照射が利用される。最近では IMRT が実用化され、照射法は複雑化の一途である。このような照射法は、治療計画装置により各組織の線量レベルを正確に予測できることが前提となる。

ICRU24(1976)¹⁾では、標的線量精度を $\pm 5\%$ 以下と勧告している。不確定要素としては、患者セットアップ、治療装置の校正、治療計画装置の計算アルゴリズムの三つが挙げられるが、計算アルゴリズムに許容される誤差は 3% とされる。線量計算の精度は治療計画装置により決定されてしまう要素も多いが、不均質補正を含めた計算アルゴリズムを理解し、その特性を把握して臨床に利用することは非常に重要である。

以下、治療計画装置のためのデータ収集、CADPLAN のビームデータの仕様、線量計算精度の検証について述べる。

1. 治療計画装置のためのデータ収集

治療計画装置には実際に使用する治療機のビームデータを入力する必要がある。治療計画装置へ入力するビームデータには、必ず測定誤差が含まれるが、この誤差を最小とするように努めなければならない。一般に、(1)中心軸における深部率 (PDD または TMR)、(2)深さごとのプロファイル、(3)出力係数、(4)各種ファクター(ウェッジ、トレイ)の測定を行う。特に、(1)および(2)の測定については、3次元のビームデータを効率良く計測できるコンピュータ制御の水ファントムシステムを用いることが望ましい。

1.1 検出器の選択

主な検出器の種類と特徴を下に示す。

◆イオンチェンバー(指頭型,平行平板型)

長所：使用法が確立されている

短所：感度および空間分解能が低い

◆固体検出器(ダイオード,ダイヤモンド)

長所：小型で感度が高い

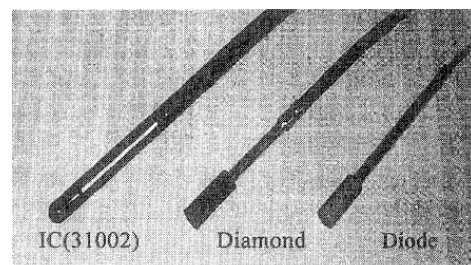


Fig.1 代表的なスキャン用検出器

短所：方向依存性,線量率依存性がある

◆フィルム(X-OMAT V)

長所：空間分解能が高い

二次元の線量分布が取れる

短所：現像処理の影響を受ける

実際の測定では,測定するパラメータや照射野サイズにあった検出器の選択が重要であ

る。Fig.1 に水ファントムシステムに使用される代表的な検出器の概観を示した。あらゆるパラメータの測定に適した万能な検出器は存在しないので、パラメータごとに最適な検出器を使い分ける必要がある。

1.2 検出器の適切な配置とスキャン方向

例外もあるが、検出器の配置は1 ビーム入射方向が方向依存性の影響が少なく2 測定方向に対して高い分解能が得られる方向にする。Fig.2 に検出器(sensitive volume)の形状とその方向依存性から決定された深部線量・プロフィール測定に適切な検出器の配置と測定方向の例を示す。

1.3 水ファントムの設置

ここでは詳しく述べないが、ビーム軸が水面に対して垂直に入射するように水ファントムを設置し、検出器の移動が PDD

測定時はビーム軸上を、プロフィール測定時はビーム軸に垂直に移動するように正確に設置調整しなければならない。

1.4 収集間隔の設定

PDD・プロフィール測定時の収集間隔は、治療計画装置の指定があればそれに従う。PDD はビルドアップ領域で 1mm 以下、深部は 2~5mm 間隔で測定する。プロフィールの場合は、高線量勾配域である照射野辺縁では 1mm 以下、照射野内の低線量勾配域は 1~3mm、照射野外は 2~5mm 程度の間隔で測定し、照射野サイズによって適宜収集間隔を変更する。

収集間隔は細かいほど良いが、装置の負荷を考えて必要最小限に留めるべきである。

1.5 測定時の注意点

TMR・PDD 測定時に検出器が大きい場合、水の表面張力により Fig.3 に示すように水表面のデータが影響を受けるので、深部から表面方向に測定しなければならない。自動で水を注入しながら連続的に TMR を測定する方式の場合、Fig.4 に示すように注入速度を速くして収集時間を長くする(収集回数を多くする)とデータ収集が水の増減に追いつかない場合がある。したがって、収

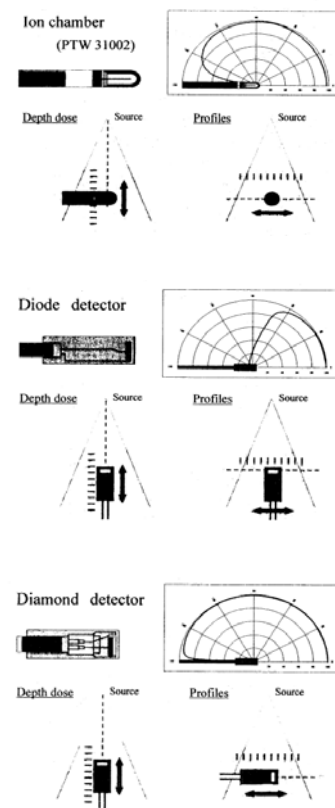


Fig.2 各検出器の構造及び方向依存性と測定目的に適った検出器の配置。

集回数ごとに最適な水の注入速度を求めておく必要がある。また、TMR 測定時はリファレンス検出器の設定も重要で、測定に影響がない程度に照射野内で、かつ線源寄りに設置しなければならない。リファレンス検出器の設置位置が水面に近い場合、深部の測定になると検出器は水面からの後方散乱だけを拾うようになる。リファレンス検出器がイオンチェンバーである場合は特に注意が必要で、小照射野の測定ではリファレンスの検出器器を使用しない方が良い場合もある。

2. CADPLAN のビームデータの仕様

治療計画装置へ入力するビームデータの仕様は、各計画装置で用いられる計算アルゴリズムによってその詳細が決定される。他の計画装置同様、CADPLAN においても、深部量百分率、プロフィール、出力係数が主な対象となる。

2.1 深部線量百分率(PDD)

幾何学的設定は SSD 100 cm で、最小、3、4、6、8、10、12、15、20、25、30、40cm のオープン正方形照射野(整数値)について最大 30cm の深さまでイオンチェンバーで測定する。ビルドアップ領域は 1mm 間隔以下、その他は 2~5mm 間隔で測定する。治療計画装置内部では照射野サイズ 1cm ごとのデータに内部で内挿し、深さ方向に対して 0.5cm 間隔の PDD として計算に利用する。

2.2 オープンフィールド・プロフィール

幾何学的設定および照射野サイズは PDD 測定時と同じ状態で行う。各照射野において 5 種類(一般に、照射野 10×10cm における d_{\max} 、5、10、20、30 cm)の深さを測定する。測定間隔は等間隔である必要はなく、1~3 mm 程度で行う。各深さにおいて照射野のエッジから 5 cm 以上外側まで測定が必要である。大照射野(30×30cm 以上)の場合は、水ファントムの測定範囲を超えてしまうので、ハーフプロフィールの測定となる。中心軸をファントムの中心から変位させて測定するが、線束が水ファントム側壁に近づきすぎると、側壁からの散乱の影響でプロフィールの形状が変わってくるので注意が必要である。

測定したプロフィールは計画装置内部では中心軸を対称に平均した 0.25cm 間隔のハーフプロ

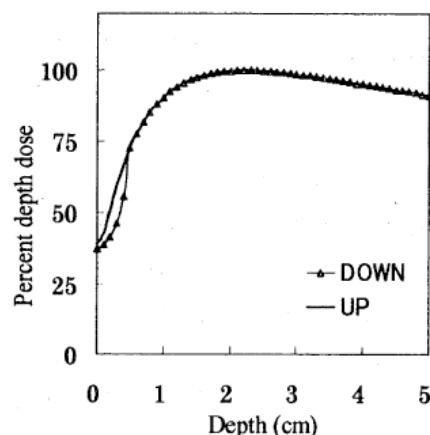


Fig.3 PDD 測定時の検出器のスキャン方向による水面の表面張力の影響. DOWN : 検出器を水面→深部、UP : 深部→水面.

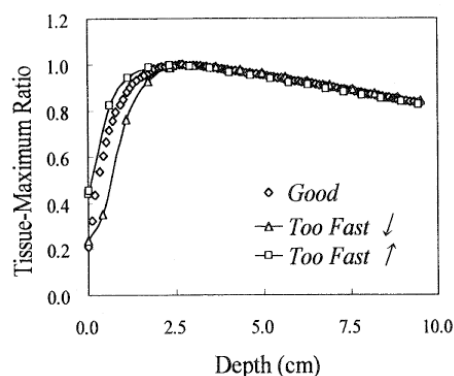


Fig.4 水ファントム自動注入 TMR 測定における注入速度の最適化.

フィールドとして計算に利用する。

2.3 ウェッジビームのビームデータ

ウェッジビームについては、ウェッジフィルタ自体の密度や形状を入力するのではなく、ウ

ェッジフィルタを装着して実測したPDDとウェッジ方向および非ウェッジ方向のプロフィールを測定する。

Fig.5、6はウェッジを使用したビームのPDDおよび非ウェッジ方向のプロフィールをオープンビームと比較したもので、オープンビームのプロフィールを代用できないことがわかる。原則として、ウェッジ方向のプロフィールはオープンビーム測定時と同じ方向のプロフィールを測定する。

2.4 出力係数

コリメータの exchange 効果を考慮して、正方形照射野だけでなく、多くの矩形照射野の組合せデータを必要とする。かなりシビアな測定なので、リファレンスの照射野のデータを確認しながら測定する。測定時間が長くなるので、水の蒸発の影響を考えると大照射野以外は固体ファントムでの測定が良い。

3. CADPLAN の線量計算精度の検証

フォトンに対する線量計算アルゴリズムは、下に示すように(1)ビーム再構成モデル、(2)患者モデルに分類され、(1)については矩形および不整形照射野に対して、それぞれレギュラーフォトンビーム・モデルⁱⁱとペンシルビーム・モデルⁱⁱⁱ、(2)については、斜入射補正や不均質補正アルゴリズムなどから成る。ここでは、各計算アルゴリズムの計算精度の検証例を示しながら、計算精度とアルゴリズムの特性を考える。

3.1 計算精度の検証手順

◆均質ファントムによる検証

(1) Fig.7 のような直方体の均質ファントムの画像を治療計画装置に入力

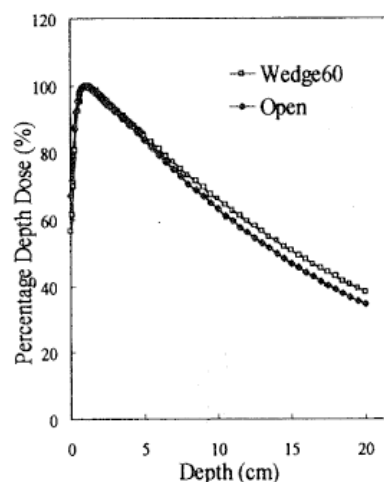


Fig.5 オープンとくさび照射野 (60度) における PDD の相違.

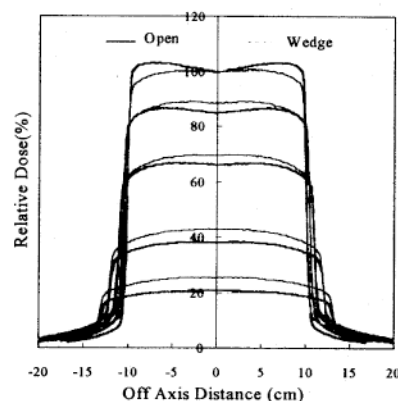


Fig.6 オープン照射野とくさび照射野の非くさび角度方向のOCRの比較.

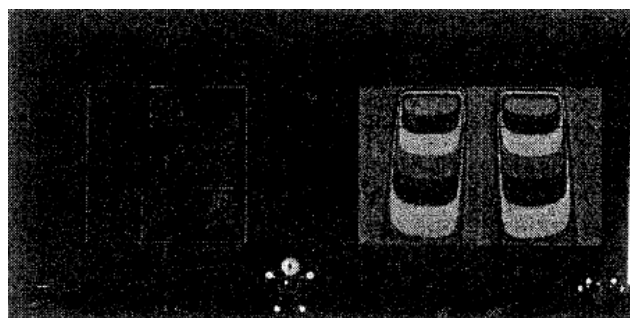


Fig.7 直方体均質ファントムによる計算精度検証.

する。(2)矩形(不整形)照射野を用いて計画を行い計算する。(3)均質ファントム内の計算プロフィールを求める。(4) (3)と同一な幾何学的位置において水ファントム中でプロフィールを実測し、比較検討する。(二次元で線量分布を確認する場合は、フィルム法で行う)。

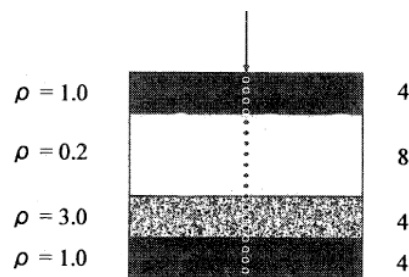


Fig.8 不均質検証で用いたファントム.

◆不均質ファントムによる検証

(1) Fig.8 のような板状の不均質ファントム(またはラインドファントム)の CT 画像を治療計画装置に入力する。(2)矩形(不整形)照射野を用いて治療計画を行い計算する。(3)不均質ファントム内のプロフィールを求める。(4) (3)の幾何学的位置において小容積の検出器または TLD にてポイント線量を測定し、比較検討する。

3.2 検証例

Fig.9 は代表的な不整形照射野として作成した T 字照射野 (Fig.7) のプロフィールを 3 つの深さで検証したものである。照射野内は 1%以内で一致しているが、照射野外では過少に線量評価する傾向がある。

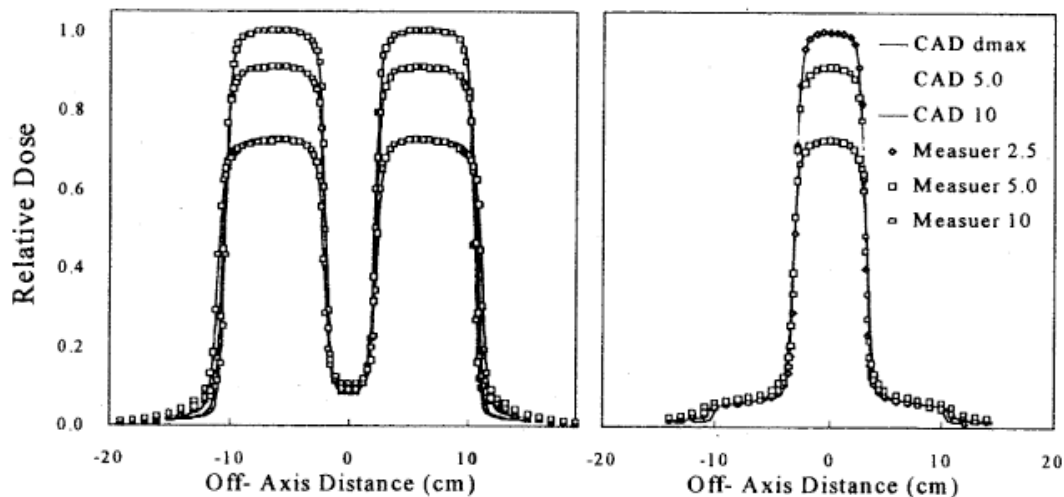


Fig.9 均質ファントムに対する T 字照射野の d_{\max} 、5 cm、10 cm 深部の線量プロファイルの RTPS 計算値と測定値の比較.

Fig.10(上)は 10MV-X 線、照射野 10×10 の PDD について検証した結果である。レギュラーフォトンビーム・モデルおよびペンシルビームモデルともに良い一致が得られている。このように、各計算値と測定値を同時に表示するとその差がわかり難いので、Fig.10(下)のように絶対的な差で表示した方がわかり易い場合もある。本例ではビルドアップ領域で誤差が大きいことがわかる。

Fig.11 に不均質アルゴリズムの検証例を示す。密度の異なる固体ファントムを積層し、測定点

を移動して各深さの線量測定を 0.6cc イオンチェンバーで行い、各アルゴリズムの計算結果と比較した。Modified B. P. Law と E-TAR とはほぼ同等の計算結果となった。実測値との比較では、アルゴリズムが二次電子の振舞いを考慮していないことに起因して、かなりの誤差が生じることがわかる。

低密度領域において照射野 10×10 では Modified B. P. Law が実測値に良く一致しているが、照射野 5×5 では Generalized B. P. Law が実測値に近い。照射野 5×5 cm の場合、どのアルゴリズムも過大評価となるのは、低密度領域では照射野 5×5 であっても側方電子平衡が成立しないことに起因する。EGS4 モンテカルロシミュレーションでは、X 線 10MV(ペンシルビーム)の低密度領域 ($\rho=0.2$) における二次電子の最大飛程は約 4.0cm であることから予想される結果である。

高密度領域では高密度物質による散乱が増加するために両アルゴリズムともに過少評価となる。この領域には骨相当と考えるには密度が高い密度 3.0 の物質を使用していることから、臨床を考えた場合、このデータの評価には若干の注意が必要である。結果として、CADPLAN の場合、治療部位や照射野サイズによって不均質補正アルゴリズムを使い分ける必要があると言える。

VARIAN 社では新しい計算アルゴリズム

を開発中であり、近い将来、この問題は解決されるものと考えている。

ここで述べた例以外には、斜入射補正、EDW、原体照射などの検証が挙げられるが、あらゆる場合を想定した検証が必要である。また、算出され MU 値の検証も行う。

4. 結語

代表的な腫瘍の場合、Brahme^{iv}によると 5%の線量減少は 15%の制御率の低下を招くとされる。市販の計画装置を使用する限り、アルゴリズムは修正できない部分であるが、計算精度を落とさないためにさま患者データやビームデータのエラーを限りなくゼロとするように努める必要が

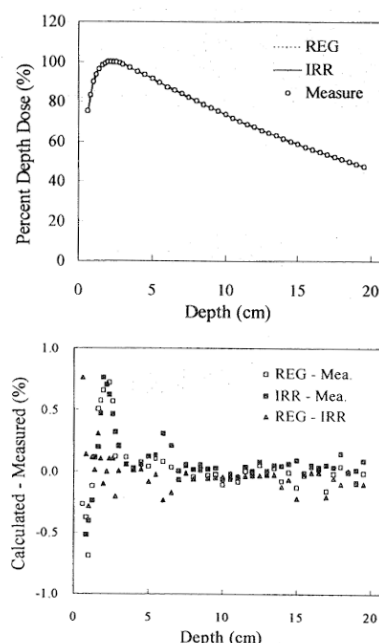


Fig.10 PDD の測定値と計算値の差%.

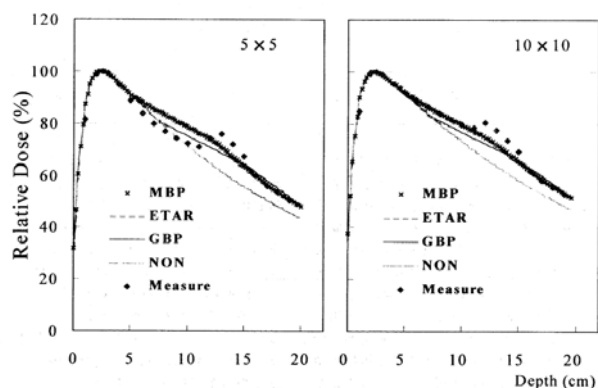


Fig.11 不均質ファントム中の深部線量のアルゴリズム比較

ある。

ビームデータの仕様は計算アルゴリズムと密接な関係があり、測定の際には内部でのビームデータの利用の仕方やアルゴリズムを理解することが非常に重要である。また、計画装置導入後は、計算結果と実測値との誤差を検証し、定期的な QA を引き続き行うべきである。

CADPLAN の利用においては、計画に適したアルゴリズムを選択して使用することで、より現実に近い治療計画が可能となると考える。

5. 参考文献

i ICRU (1976) Report24.

Determination of absorbed dose in a patient irradiated with beams of x or gamma rays in radiation procedures. ICRU Publications. Washington D.C.

ii Pascal Storchi and Evert Woudstra 1995 Calculation models for determining the absorbed dose in water phantoms in off-axis planes rectangular fields of open and wedged photon beams. Phys. Med. Biol. 40, 511-527

iii Pascal Storchi and Evert Woudstra 1996 Calculation of the absorbed dose distribution due to irregularly shaped photon beams using pencil beam kernels derived from basic beam data. Phys. Med. Biol. 41, 637-656

iv Brahme A.1984 Dosimetric precision requirements in radiation therapy. Acta Radiol. 23, 379-391