

バーチャルカウチのモデリングの評価

JA 福島厚生連 白河厚生総合病院 放射線科 ○佐藤 祐二 (Satou Yuji)
鈴木 広志

【目的】

近年の治療計画装置は、仮想寝台機能が搭載されている装置が普及しつつある。しかし、当院で使用している治療計画装置のXiOには、仮想寝台機能が搭載されておらず、自施設において仮想寝台の設定をしなければならない。そこで、XiOを用いた仮想寝台に関する報告が散見されることから、XiO上に仮想寝台を模擬した構造物を作成し、仮想寝台による照射線量の減弱の考慮の有用性について検討した。

【方法】

まず、スライス厚1.0 mmでCT撮影した画像をXiOに取込み、I'mRTファントム、治療寝台、線量計の構造物を作成した。その線量計の幾何学的中心をアイソセンターとし、電離空洞内の平均吸収線量をXiOにて算出した。

次に、補正値の算出として、Step1.測定日の出力変動を考慮するために、X線MU校正測定ジオメトリでDMUを算出し、Step2.水ファントムとI'mRTファントムの測定深9 cmで、吸収線量を測定しファントム係数を算出した (Fig.1)。これは放射線の振る舞いの相違について考慮している。これらの補正を次で行う測定に加えた。

電子密度の決定では、Step3.4.として、CT撮影時と同等のセッティングにおいて、寝台の影響がない場合と、寝台の影響がある場合の吸収線量の測定を行った (Fig.2)。

寝台の影響がない場合においては、上からの角度である、0°、30°、330°の角度において測定を行い、I'mRTファントムの電子密度を決定した。寝台の影響がある場合においては、下からの角度である、180°、150°、210°の角度において測定を行い、寝台の電子密度を決定した。寝台の電子密度の決定においては、I'mRTファントムの電子密度を決定後、その電子密度をXiOに設定することで求めた。

最後に、実測値とXiO算出値の確認をするために、設定したI'mRTファントム密度と寝台密度の値の検証として、架台角度0°~180°において、10°毎のXiO算出値と測定値の比較を行った。許容値は±1%とし、XiOによる線量計算にはStep3.で算出した電子密度を割り当て計算した。

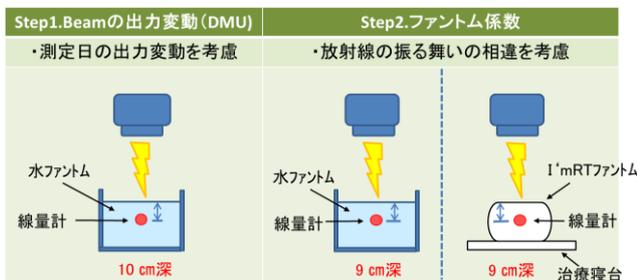


Fig.1 Beam の出力変動とファントム係数の測定

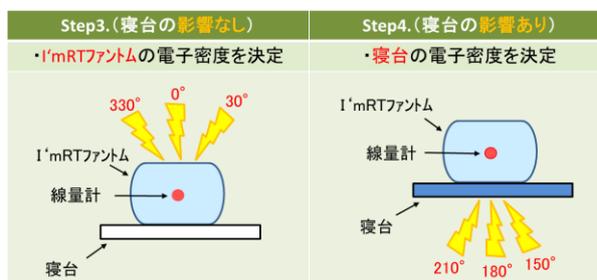


Fig.2 I'mRT ファントムと寝台電子密度の測定

【結果】

XiOの仮想寝台作成では、I'mRTファントム、仮想寝台、線量計の構造物を作成し、XiOでの吸収線量を算出した。線量計の電離空洞体積の公称値0.60ccに対し、0.61ccとほぼ同等の構造物を作成することができた。

補正値の算出では、Beamの出力の変動は0.997 cGy/MUとなり、ファントムの係数においては、1.00386の値を求めた。これらから、実測値をXiOの値と比較する為の補正値を取得することができた。

I'mRTファントム電子密度の決定では、寝台の影響がない、上からの角度の測定値に補正を行い得られた実測値と、各電子密度ごとのXiO算出値を比較し最も近い値の電子密度をI'mRTファントムの電子密度とした (Table 1)。これより、I'mRTファントム電子密度を1.03に設定した。

同様に、寝台電子密度でも、寝台の影響を受ける、下からの角度での測定値に補正を行い得られた実測値と、新たにI'mRTファントムの電子密度を1.03と設定し、計算したXiOの算出値を比較し、最も近い値の電子密度を寝台の電子密度とした (Table 2)。その結果、寝台の電子密度を0.3に設定した。

Table 1 I'mRT ファントムの電子密度

架台角度 (°)	実測値 (cGy)	XiO算出値(cGy)			
		I'mRTファントム電子密度(g/cc)			
		1.01	1.02	1.03	1.04
0	86.96	87.2	87.2	87.0	86.8
30	83.71	83.8	83.7	83.5	83.2
330	83.55	83.9	83.8	83.5	83.3

Table 2 寝台の電子密度

架台角度 (°)	実測値 (cGy)	XiO算出値(cGy)			
		寝台電子密度(g/cc)			
		0.1	0.2	0.3	0.4
180	86.18	86.8	86.3	86.2	85.9
150	82.65	83.1	82.8	82.5	82.2
210	82.71	83.1	82.8	82.5	82.2

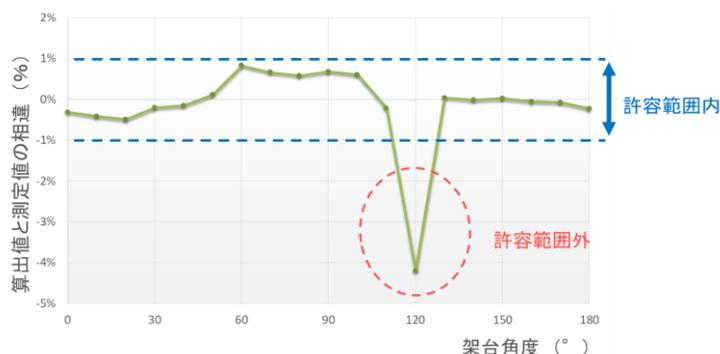


Fig.3 XiO 算出値と測定値の相違

最後に、実測値とXiO算出値の確認をし架台角度10°毎の、XiO算出値と測定値の相違をグラフにした(Fig.3)。ほとんどの角度においては許容範囲内である±1%以内(-0.49%~0.83%)に収まっていることが分かる。しかし、120°の角度においてはマイナス側(-4.2%)に大きく差が生じ許容範囲外となっている。このことから、110°~130°においても詳細な再測定が必要と考えられた。

【考察】

正確な絶対線量評価には、極僅かであったが、ファントム係数およびBeamの出力変動の各補正が必要と考えられる。ファントム係数(フルエンススケーリング係数)の実測値(1.0039)と、荒木らの報告値*(1.017)と乖離が生じた。これは、個体ファントムと電離箱線量計の組み合わせ毎に測定を推奨しているが、測定における全ての不確かさの影響を受けるため、慎重に再考していきたいと思う。

深さスケーリング係数は、種々の算出方法(密度比、電子濃度比、実効線減弱係数比等)があるが、XiO上のI'mRTファントムに電子密度を割り当て計算にて考慮する手法を採用した。これにより、様々な架台角度においても容易に算出が可能となると考えられた。架台角度120°において、設定許容値を超過する相違が生じた原因は、仮想寝台端の形状が不正確であったためと考えられ、正確な形状の仮想寝台を作成し引き続き検討していきたいと思う。

【結語】

XiO上に仮想寝台を模擬した構造物を作成し、仮想寝台による照射線量の減弱の考慮の有用性について検討した。各補正係数(DMU、深さスケーリング係数、フルエンススケーリング)を用いることで、IMRTの事前検証の一つである絶対線量検証が可能となった。

【参考文献】

- 1) 外部放射線治療における治療寝台の吸収による影響:実測値とVirtual Couch挿入時の計算値との比較
下郷 智弘, 齊藤 圭亮, 谷口 拓矢 岐阜医療科学大学紀要(11), 1-4, 2017
- 2) 日本医学物理学会:強度変調放射線治療の線量検証法. 医学物理 30,2010