

【kV系における性能評価及び被ばく線量測定の見直し】 - Varian社製 Clinac iX (On_Board_Imager)について -

弘前大学医学部附属病院 放射線部
駒井 史雄 (Komai Fumio)

今回の東北放射線医療技術学術大会テクニカルミーティングは、3月11日に東日本大震災のあった岩手県盛岡市で開催され、日本放射線技術学会と日本放射線技師会の合同学術大会としての第1回目の貴重な大会となりました。

近年の放射線治療では、保険点数の適用に伴い、強度変調放射線治療(以下:IMRT)や画像誘導放射線治療(以下:IGRT)などの高精度放射線治療が、地方の病院でも積極的に取り入れられ、患者がより簡単に受けることが可能になってきました。これらに伴って、On_Board_Imager(以下:OBI)の使用頻度が増加し、以前のMV系で撮影を行なっているライナックグラフィィ(以下:LG)に比べ、照合回数や画像(DRRとkV_image)を重ね合わせることでズレ量の判別が容易になりました。そこで今回は、三沢市立三沢病院の笹森真実さんには、Varian社製Clinac iXのOBIアプリケーションをどのように活用すると効率が上がり、より早く画像照合を把握できるのかについて、弘前大学医学部附属病院の葛西慶彦さんには、OBIの被ばく線量について、ご説明していただきました。

今回のテクニカルミーティングにおいて、2施設の方に発表してもらったOBIの操作性及び被ばく線量が、十分に理解して貰えたかと思っております。日々患者に対し照射を行なっている我々(診療放射線技師)が、今回学んだことを念頭におき、安全で安心な放射線治療を行なってもらえれば幸いです。また、二人の発表をもとに、各施設でのスルーット向上と被ばく線量測定に少しでもお役に立てればと考えております。最後ではありますが、今回話題を提供してくださった笹森さん、葛西さんに感謝し御礼申し上げます。

OBIの性能および活用法について

三沢市立三沢病院 放射線科
笹森 真実 (Sasamori Makoto)

【はじめに】

近年、kV系の画像を撮影できる治療装置の導入が進み、従来のMV系での画像照合に比べ、より鮮明で尚且つ、正確に照合を行えるようになりました。治療前に照合を行う回数が増加し治療にかかる時間も増えるために、いかに素早く照合できるかが求められています。そこで、より効率よく照合を行うために、どのようにOn-Board-Imager(以下:OBI)アプリケーションを活用するかについて説明します。

【OBI画像照合の種類と流れ】

OBI照合に用いられる画像は、kVとCBCTの2つの画像があります。kV画像は、ここ数年で普及していて、従来のMV画像と比べ一般撮影で用いられる画像を撮影することができ、画質も鮮明です。今回は主にkV画像についての説明をします。OBIアプリケーション上では1方向(正面または側面像)の画像での照合を2D match、2方向(正面および側面像)の画像での照合を2D/2D matchと呼びます。照合の方法にはAuto match(自動照合)とmanual match(手動照合)の2つの方法があります。

OBIの撮影前に準備としてやることは、照合のためにsetup Fieldと呼ばれる正側のDRR画像を作成しておくこと、OBI撮影を毎日行うのか、それとも数日おきに行うのかをあらかじめ決めてスケジュールに登録します。2D/2D matchのワークフローをFig.1に示します。まず、0°(もしくは90°)を撮影してAuto matchを行

います。ここで体軸の大きなズレ、ネジレの回転があればポジショニングをやり直し、再撮して修正されていれば次の角度の撮影に移ります。2方向のDRRとkV画像が表示された照合ワークスペースにて、自動または手動で照合を行います。照合が終わると、画面下側にベッドの移動距離と回転角度が表示されるので、このままベッドを移動するのか、または再度ポジショニングが必要なかを判断する必要があります。必要でなければ誤差の評価を行い照射へと移ります。

【OBIの撮影と画像フィルタ】

撮影のパラメータとして選択できるのは、照射野の大きさ、kV、mAs値、焦点の大きさ、解像度となっています。kV、mAs値は手入力するか、デフォルトで用意されているパラメータを選択して決定します。解像度はDG (Dual gain standard resolution:1024×1536)とSG (Single gain high resolution:2048×1536)が選択できます。次に取得したkV画像にはフィルタの選択をします。目的の部位や体型にあわせた適切なフィルタをかけることは重要な項目の一つです。胸部領域では、肺野と縦隔とのコントラスト差が大きいので、コントラストを小さくするためBrightnessやEqualizeのフィルタを使い、頭部や骨盤部では、骨輪郭をはっきりさせるためにContrastやSharpenを選択します。Dynamic Filterはどちらの用途でも使いやすいフィルタです。

【Auto matchについて】

Auto matchは最初に関心領域の設定をします。関心領域をどこに設定するかは重要で、照合の結果も変わってきます。操作する人により関心領域の設定場所に相違がないように、部位ごとに設定場所をあらかじめ決めておく必要があります。関心領域を設定した後はAuto matchのパラメータを決定します。メニューの中から部位ごとのパラメータを選択し、スタートボタンを押すと数秒で照合は終わります。このパラメータの選択によっても照合の結果は変わるので、どれを適用するのかは決めておかなければなりません。Auto matchが終わるとベッドの移動距離を確認し、基準画像とのズレを再度手動で見直します。ここで大きなズレ・ネジレ・傾きがあれば再度ポジショニングを行いもう一度照合をします。Auto matchの注意点としては、最初のズレが大きすぎるとAuto機能が使えないので、ある程度まで手動で修正するか、もしくは再度ポジショニングをしないといけません。

【Manual matchについて】

Manual matchはFlicker Displayと呼ばれる画面で行います。下方にスライダーと呼ばれるものがあり、これが左側でDRR、右側で撮影した画像、真ん中でそれぞれ50%ずつの画像が表示されます。このスライダーを左右に動かして修正を行います。また、このスライダーは自動で動かすこともでき、Flickerとその速度を選ぶことができます。さらにはキーボードから操作する方法もありCtrl + Aを押すことでFlickerのように画像が切り替わります。そのほかにキーボードから操作できる項目として、画像の移動、回転やズーム、リセットなどがあります。

照合の際に使用できる様々なツールや表示方法があります。Moving Displayは四角形の中にDRRを表示し、ズレをみることができます。四角形のサイズを変えて、その四角形自体をスライドさせてkV画像との相違を確認します。Split Windowは画面を4分割し、中心点を動かしながら画像の比較を行います。Moving Windowと共に照合後の確認の用途で使えると思います。Manual matchをまとめると部位ごとに適切な画像フィルタを選択すること。右手にマウス左手にキーボードを操りFlicker Displayを駆使すること。そのためには操作になれていない場合は、前もって練習しておくことが必要でしょう。どのように操作すると素早くできるかを前もって想定しておくことも重要です。

【まとめ】

Auto matchを積極的に活用し、体軸のネジレや傾き、また誤差を確認し、再ポジショニングの必要性を判断します。数ミリのズレまたは何度のズレで修正を行うかは各施設であらかじめ決めておきます。その後、

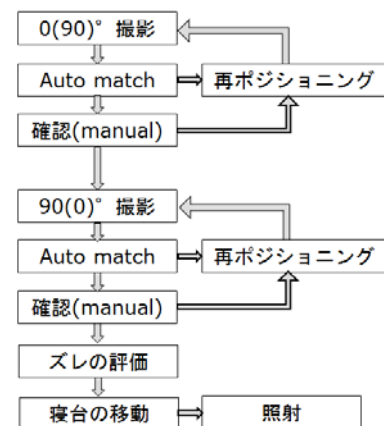


Fig. 1

Manual matchで確認または微調整を行い、照合にかかる時間を短縮します。

最初のポジショニングの精度、再現性は重要で、画像照合の回数や部位ごとの撮影条件の検討もまた各施設で必要な項目であると考えます。

OBI system における被ばく線量について - 2D-Match & 3D-Match -

弘前大学医学部附属病院 放射線部
葛西 慶彦(Kasai Yoshihiko)

【はじめに】

当院ではVarian社製Clinac iXのOn_Board_Imager(以下:OBI)によって瞬時に位置照合を行うことができ、kV撮影(以下:2D-Match)やCBCT撮影(以下:3D-Match)での画像誘導放射線治療(以下:IGRT)を前提とした高精度放射線治療を行っている。

しかしIGRTによる患者被ばく線量をモニタリングできるシステムや設備がないため、被ばく線量の把握ができないのが現状である。そこで今回は、IGRTで使用するOBIの被ばく線量を把握するため、2D-Matchでは表面吸収線量の測定と実効エネルギーを変数とした推定式による算出、3D-Matchでは中心吸収線量の測定を行ったので報告する。

【使用機器】

- 放射線治療装置及び位置照合装置 : Clinac iX、On-Board Imager (Varian社)
- 測定器及び電離箱 : 9015型電位計、10X5-6(6cc指頭型電離箱) (Radcal社)
10X5-3CT (ペンシル型電離箱) (Radcal社)
- 吸収板 : アルミニウムフィルタ
- ファントム : Tough-Water Phantom (京都科学社製)
Tough-Lung Phantom (京都科学社製)
Acryl Phantom (京都科学社製)

【2D-Matchにおける表面吸収線量の推定】

1. 表面吸収線量計算式

表面吸収線量を求めるための式は以下のとおりである。

$$D(\text{Gy}) = X(\text{C/kg}) \times \text{BSF} \times F(\text{Gy} \cdot \text{kg/C}) \dots \dots \dots (1)$$

D : 吸収線量 X : 自由空間での照射線量 BSF : 後方散乱係数 F : 吸収線量への変換係数

2. 表面吸収線量推定式

任意の照射野での空中照射線量における散乱体表面の線量増加率を乗じたものが式(1)のXとBSFの積に等しくなると仮定し任意の照射野での空中照射線量を管電流時間積1mAsあたりに換算したものを基準線量Ds[C/kg/mAs]、任意の照射野における散乱体表面の線量増加率をFSF(field scatter factor)と定義した¹⁾。

よって今回の表面吸収線量推定式は以下の様になる。

$$D(\text{Gy}) = D_s(\text{C/kg/mAs}) \times \text{FSF} \times F(\text{Gy} \cdot \text{kg/C}) \times \text{DST} \times \text{mAs} \dots \dots \dots (2)$$

D : 表面吸収線量 D_s : ある照射野の基準空中線量 FSF : 任意照射野の散乱体表面線量増加率
F : 吸収線量への変換係数 DST : 距離補正係数

D_s、FSF、Fの実効エネルギーを変数とした近似式を作成し、式(2)に代入することにより表面吸収線量推定を行った。

3. 半価層測定

アルミニウム(Al)半価層(HVL)測定を行い、実効エネルギーを求め、管電圧を実効エネルギーに換算した³⁾。

測定条件は管電圧60、70、80、90、100、110、120kV、管電流80mA、照射時間50msec、線源検出器間距離(SCD)150cm、照射野3×5cm²で、Al filterは純度99.8%を用いた。

4. 基準線量

照射野5×5cm²における空気中での照射線量を1mAsあたりに換算したものを基準線量Ds[C/kg/mAs]とし、実効エネルギーを変数とした近似式を作成した。測定条件はSCD100cm、照射野5×5cm²で、管電圧、管電流、照射時間、は半価層測定と同じとした。

5. 散乱係数

任意の照射野におけるTough-Water Phantomでの表面照射線量Dt[C/kg]を測定し、1mAsあたりのDt[C/kg/mAs]を基準線量Dsで除したものを散乱体表面の線量増加率であるFSF(field scatter factor)とした。

また、後方散乱係数BSFはファントム厚に依存するためファントム厚別に実効エネルギーを変数とし、各照射野のFSFの近似式を作成した。測定条件は基準線量測定と同じとした。

6. 吸収線量変換係数

表面照射線量[C/kg]を表面吸収線量[Gy]に換算するための吸収線量変換係数F[Gy・kg/C]は、空気の質量エネルギー吸収係数(μ_{en}/ρ)_{air}と組織の質量エネルギー吸収係数(μ_{en}/ρ)_{tissue}を用いて³⁾式(3)に示す。

$$F = (W/e) \times \frac{(\mu_{en}/\rho)_{tissue}}{(\mu_{en}/\rho)_{air}} \dots \dots \dots (3)$$

空気のW値は33.97[eV]、電子の電荷量1.6×10⁻¹⁹[C]、1[eV]=1.6×10⁻¹⁹[J]であることからW/eは33.97[J/C]となる。このF値についても実効エネルギーを変数とした近似式を作成した。

【2D-Matchにおける推定値と測定値の比較】

1. 方法

各部位の撮影条件において式(2)より計算される吸収線量が、照射野を20×20cm²一定にしてTough-Water Phantomに照射したときと、任意照射野で照射したときとで表面吸収線量の測定値とどれくらい誤差があるかを求め比較した。

2. 結果

照射野を20×20cm²一定にした時の各撮影条件における推定線量及び測定線量をTable 1に示し、任意照射野にした時の各撮影条件における推定線量及び測定線量をTable 2に示す。最大誤差は骨盤側面で-6.56%であった。

Table 1 照射野 20×20cm²での各撮影条件における推定値と測定値

部位	電圧 (kV)	管電流 (mA)	照射時間 (msec)	厚さ (cm)	推定線量 (mGy)	測定線量 (mGy)	誤差 (%)
頭部正面	70	63	63	15	0.235	0.247	-5.02
頭部側面	70	63	50	15	0.187	0.192	-2.80
頸部正面	70	63	50	10	0.186	0.190	-2.34
頸部側面	70	63	50	10	0.186	0.189	-1.61
胸部正面	75	83	63	20	0.360	0.361	-0.41
胸部側面	85	80	80	30	0.578	0.614	-5.88
胸部側面(※)	85	80	80	28	0.578	0.608	-4.89
骨盤正面	75	63	63	20	0.275	0.289	-4.87
骨盤側面	95	100	80	30	0.903	0.966	-6.56

※Tough-Lung Phantom 使用

Table 2 任意照射野での各撮影条件における推定値と測定値

部位	電圧 (kV)	管電流 (mA)	照射時間 (msec)	照射野 (X×Y)	厚さ (cm)	推定線量 (mGy)	測定線量 (mGy)	誤差 (%)
頭部正面	70	63	63	15×15	15	0.224	0.234	-4.27
頭部側面	70	63	50	10×20	15	0.174	0.174	0.12
頸部正面	70	63	50	10×20	10	0.173	0.171	1.35
頸部側面	70	63	50	15×20	10	0.186	0.178	4.52
胸部正面	75	83	63	20×20	20	0.360	0.361	-0.41
胸部側面	85	80	80	20×20	30	0.578	0.608	-4.95
胸部側面(※)	85	80	80	20×20	28	0.578	0.602	-3.95
骨盤正面	75	63	63	25×20	20	0.285	0.296	-3.72
骨盤側面	95	100	80	15×20	30	0.868	0.902	-3.79

※Tough-Lung Phantom 使用

【3D-Matchにおけるファントム中心での吸収線量の側定】

1. 3D-Matchモードの各撮影条件

3D-Matchの各撮影条件には頭部、骨盤部、胸部用がプリセットされている (Table 3)。

2. 半価層測定

各モードで使用する管電圧で、管球のBow-tie filter有りとBow-tie filter無しで測定した。

3. 照射線量の測定

各撮影モードにおいて頭部用直径16cmと体幹部用直径32cmのアクリルファントムを配置し、ファントム中心の照射線量を測定した。

Table 3 3D-Match 各撮影条件

Scan-Mode	頭部用			骨盤部用		胸部用
	Standard-Dose Head	Low-dose Head	High-Quality Head	Pelvis spot light	Pelvis	Low-dose thorax
管電圧(kV)	100	100	100	125	125	100
管電流(mA)	20	10	80	80	80	20
照射時間(msec)	20	20	25	25	13	20
回転角度(°)	200	200	200	200	360	360
照射数(回)	360	360	360	360	655	655
mAs 値(mAs)	145	72	720	720	680	262
Fan type	Full fan	Full fan	Full fan	Full fan	Half fan	Half fan
Bow-tie Filter	Full	Full	Full	Half	Half	Half

4. 吸収線量計算

1) 照射線量計算式

ファントム中心での照射線量は以下の式で表わされる。

$$X[C/kg] = X_{out} \times f \times K \times (2.58 \times 10^{-4}) [(C/kg)/R] \dots \dots \dots (4)$$

X : 吸収線量 X_{out} : 電離箱の出力[R] f : 検出幅1cmあたりの校正定数[(R・cm)/R]

K : 大気補正係数

2) 吸収線量計算式

式(4)で求めた照射線量をアクリルファントムの吸収線量に変換する為の空気吸収線量変換式を式(5)に示す。

$$D_{air} [Gy] = X [C/kg] \times 33.97 [J/C] \dots \dots \dots (5)$$

D_{air} : 空気吸収線量[Gy] X : 照射線量[C/kg]

アクリル樹脂の質量エネルギー吸収係数 $(\mu_{en}/\rho)_{Acryl}$ 、空気の質量エネルギー吸収係数 $(\mu_{en}/\rho)_{Air}$ を求め³⁾、係数比を式(5)に乗じるとアクリルファントムの吸収線量となり式(6)に示す。

$$D_{acryl} = X [C/kg] \times 33.97 [J/C] \times \frac{(\mu_{en}/\rho)_{acryl} [cm^2/g]}{(\mu_{en}/\rho)_{air} [cm^2/g]} \dots \dots \dots (6)$$

【結果】

頭部撮影モードではHigh-Quality Headの吸収線量が最も高くStandard-Dose Headの5.1倍、Low-dose Headの9.2倍の吸収線量となり、骨盤撮影モードではPelvisの吸収線量がPelvis spot lightよりも3.8mGy高かった(Table 4)。

Table 4 撮影モードとファントム中心での吸収線量

Scan-Mode	頭部用			骨盤部用		胸部用
	Standard-Dose Head	Low-dose Head	High-Quality Head	Pelvis spot light	Pelvis	Low-dose thorax
中心吸収線量 (mGy)	34.73	19.31	177.6	97.6	101.4	26.5
ファントム直径 (cm)	16			32		

【まとめ】

今回の2D-Matchにおける表面吸収線量推定式より、およそ10%以内で推定が可能であることが分かった。測定した表面吸収線量より、1MUあたり1cGyとして単純に計算すると骨盤側面では約0.1cGyの表面吸収線量となる。3D-Matchについては部位毎の撮影モード間での中心吸収線量の違いをみることができた。

また、今回実際に2D-Match、3D-Matchの吸収線量を測定してみて2D-Matchは被ばく線量が非常に少く、3D-Matchはかなり多いことが分かった。CBCTを撮影する際の回数や条件を吟味して取り扱うことが重要であることが理解できる。今後は被ばく線量の低減と画質向上を目的とし、2D-Match、3D-Matchの撮影条件や3D-MatchのCTDI_wによる吸収線量評価等を行い、より信頼できる放射線治療を提供できるように研究および実験を行っていく必要がある。

【参考文献・図書】

- 1) 松本光弘 他 : 実効エネルギーに基づく患者表面吸収線量推定式 日本放射線技術学会雑誌 Vol.57 No.12 2001
- 2) 医療被ばく測定テキスト 日本放射線技術学会 11-25,44-60, 2007
- 3) S.M. Seltzer and J.H. Hubbell : 光子減弱係数データブック 放射線医療技術学叢書(11) 日本放射線技術学会 1995