61. I . I 像による R A L S 治療計画の試み

癌研究会附属病院 ○桑原 秋夫・ 長堀 孝史・ 高橋 民雄・ 吉岡 実・ 和久井聖
(Akio Kuwabara) (Takashi Nagahori) (Minoru Yoshioka) (Shoh Wakui)
東芝メディカル株式会社 広瀬一男
(Kazuo Hirose)

【目的】 R A L S の治療計画に視野可変型 I . I を利用し、線源位置の取得ならびに、前回線源配置との比較をモニタ画面上ですみやかに行なう。これにより、病巣の減退によらない線源配置の変動を修正し繰り返しの再現性を高める。

【方法】 視野可変型 I . I (RTP9211G) の 4.5 インチ透視像を画像メモリに取り込み、デジタイザにて CRT 上のカーソルを移動し、模擬線源位置を取得する。計算結果は RS232C にて治療装置 (RAL-303) に送り即時性を得る。2 回目以後の治療では、比較する回の線源配置と I . I 像を CRT 上で重ね、修正を容易に行なうことが出来る。このような画像処理をするため、従来の R A L S 専用治療計画装置 (RALPLAN) に、画像処理装置 (NEXUS 6411) を組み合わせた。全体の SYSTEM 構成を Fig.1 に示す。

治療室内にある、REMOTE CONTROL BOX により、画像の正側の切り替え、FREEZE の指示を行ない、FREAM の重ね合わせ (4 画面、66msec×4=240msec) を実行する。必要に応じ、操作室で、撮影条件による画像の取得を行なうこともできる。

比較に関する入力は、CRT 上でカーソルにより外子宮口を入力するだけの、簡単なものにし、比較する回の線源配置を×印で重ねて描く。模擬線源位置の入力は、デジタイザで CRT 上のカーソルにより行ない、入力画面はひとつで、修正も同じ画面で行える。画質の低下する、側面像入力の補助として、ガイドライン (Fig.3) を表示している。

【結果および考察】 取り込まれた静止像に、画像処理を幾つか試みたが、前述のように FREAM の重ね合わせにより、動画の水平解像力 2.32 LP/mm (=4.5 インチ入射面) と同程度まで向上した。

また、フィルムでは移動するので、問題とならないビーム中心のわずかな偏位も、正側別々に設定できるようにした。

フィルムと I . I 静止画について、リングによる拡大率 (通常の入力は SAD による) を測定し、その変動係数を比較したのが Table 1 である。リングだけの撮影で、係数は film より I . I (4.5 インチ) がやや小さく、像の拡大により操作性は向上していると言える。しかし、実際の患者で比較すると、結果は逆になり、I . I 像の画質の低下が、操作性の向上を上回り、変動係数を大きくしている。撮像条件として、現在使用中のグリッドは 6:1 であり、改良の余地がある。さらに、肥満体では、撮影条件での取り込を検討する必要がある。

I . I 像の歪は Fig.2 に示すように、方向により異なり、4.5 インチで最大 2.4mm / 30mm (SAD740mm) であり補正を検討している。また、距離が等しければ、サイズによらず、ほぼ同等の誤差を示すので、拡大の利点はないが他のサイズを使用することも可能である。A 点座標の film との相違は、模擬線源のみで 0.6 mm 以下であり、照射時間に対しては、1.3 % 程度の誤差である。

【結論】 肥満体を除いて、透視像を FREEZE して、線源配置を重ね、比較することができ、再現性を高めることができる。また、種々な改善により、フィルムに先立ち、照射時間の計算を迅速に行なうことが出来る。

Fig. 1 SYSTEM 構成図

Table 1 film と I . I の比較

写真	リング拡大率 の入力変動	リングのみ	患者	
			患者	患者
11	変動係数 [%]	0.96	1.50	1.54
	最大偏差 [%]	1.72	2.46	2.60
	変動係数 [%]	0.86	2.00	2.16
	最大偏差 [%]	1.67	3.17	4.05

Fig.2 I . I の歪

Fig.3 I . I 静止画像