

AMCoR

Asahikawa Medical College Repository <http://amcor.asahikawa-med.ac.jp/>

旭川放射線技師会会誌 (1991) 13巻:20～23.

ポータブル撮影のCR化について

岩田邦弘、宮田武雄、増田憲昭、高橋敬一

ポータブル撮影のCR化について

旭川医科大学医学部附属病院 放射線部 岩田邦弘
宮田武雄
増田憲昭
高橋敬一

【はじめに】

89年11月、当施設にFCR7000システムが導入されたことにより、ポータブル撮影は従来のフィルム—スクリーン系からCRに変更された。CRシステムの最大の特徴はIP（イメージングプレート）で取り込んだX線の強度をデジタル値に変換して最適な濃度にコンピュータが自動的に調整し、画像出力される点にある。ポータブル撮影をCR化することによる最大の利点は撮影者の違いや、撮影条件の過不足がコンピュータによって自動的に調整される点にある。

今回ポータブル撮影における胸部写真において、濃度測定法をもとにCRシステムの画像出力の安定性について種々の検討を行い、有用な結果を得たので報告する。なおCRシステムの画像出力はAUTOモードとし、測定はいっさいの画像処理を加えない状態で出力された写真に対して行った。

【使用機器】

ポータブル装置：日立シリウス 125 K
CRシステム：FCR 7000
ファントーム：人体ファントーム
TLD：NATIONAL UD-502 B
（素子：UD-170 A）
デンスitomーター：FUJI FD-101

図1は従来のスクリーン—フィルム系による写真とCRによる写真を同時に示したものである。左はCR、右は従来のフィルムである。なお撮影条件は、CRが60KV 6mAsグリッドなし、フィルムが60KV 10mAsグリッドなし、距離は両方FFD=100cmである。つまりスクリーン—フィルム系の60%の線量で撮影を行った。

【方法】

1) まず胸部ファントームを2mAs~10mAsの間で線量を変化させ撮影した。このときの条件は

FFD=100cm、照射野は大角カセットの大きさとした。同時にファントームの表面、及びカセット面における照射線量をTLDにて測定した。

- 2) 続いて写真濃度を測定すべき部位を図2のように決定し、撮影したファントームの写真においてそれぞれの濃度を測定した。なお、ここでいう“写真”とはCRシステムによって出力されたものをさす。
- 3) さらに一人の患者を2週間毎日撮影した胸部写真（15枚）において、2)と同様の点における濃度を測定した。図3に示す写真はその一部である。写真上の丸い点は実際に測定した測定点を示す。なお当施設では、ICUに入院している患者については、毎朝撮影をルーチンとしており、約3週間入院した患者の胸部写真を用いて測定を行った。
- 4) 最後にランダムに選んだのべ35人の胸部写真において、先ほどと同じように各点における濃度を測定した。

【結果】

- 1) 図4はファントーム撮影時におけるmAs値と、ファントーム表面及びカセット表面の照射線量を示したものである。なお測定位置は線束の中心（ファントーム表面）と肺野に当たる部分（カセット表面）である。ちなみに当施設の撮影条件は60KV 5mAsグリッドなしFFD=100cmである。また図5は方法2)の結果を示す。線量の違いに対してもほぼ一定の画像出力が得られていることを示している。
- 2) 図6、表1は方法3)の結果を示す。この患者は先ほど写真に示した通り、かなりの重症患者で肺癌のため右肺を全摘しており、左肺のみの測定となった。肺野の濃度の変化はその日の状態を示すと考えられ、その他の測定点については多少のばらつきがみられた。なお測定点6については全ての写真の心陰影の部分特定することが著しく

困難であったため、省略した。

- 3) 図7、表2は方法4)の結果を示す。このときも多少のばらつきがみられたが、ばらつきにしても一人の時とはほぼ同じ濃度帯で変動していることがわかった。肺の濃度のばらつきはこれもそれぞれの患者の状態を示すと考えられる。

【考察】

FCRにおけるポータブル撮影では、撮影条件に関わらず、ほぼ一定濃度の写真を得ることができることがわかった。実際の測定では若干の濃度のばらつきがみられたが、この原因として、カセット（IP）挿入位置の違いによる散乱線の影響や、撮影時における患者の肺野状態の違いなどが考えられる。これらの影響をより少なくすることによってもっと濃度のばらつきは小さくなると考えられる。また、ポータブル撮影をCR化することによる利点は以下のような事が考えられる。

- 1) 撮影者（技師）が異なっても一定の出力画像が得られる。
- 2) ある程度の撮影条件の過不足がコンピュータにより最適に調整される。
- 3) 色々な画像処理が行える。
- 4) 撮影線量を落とすことにより患者の被曝線量を低減することが出来る。（当施設では従来のスクリーンフィルム系の55%~60%の被曝線量で撮影している。）

【おわりに】

当施設ではポータブル撮影は毎日交代で異なる技師が行っており、そこで今回の検討は線量を特に指定せず、撮影者それぞれの線量で撮影したものについて行った。「状態が悪い患者の肺野の部分もコンピュータが自動的に濃度を持ち上げてしまうのでは？」という問題も今回の実験では患者の状態を反映した肺野の濃度で写真が出力される事が確認された。以後、撮影管電圧や、その他の部位についても検討を進めてゆきたい。

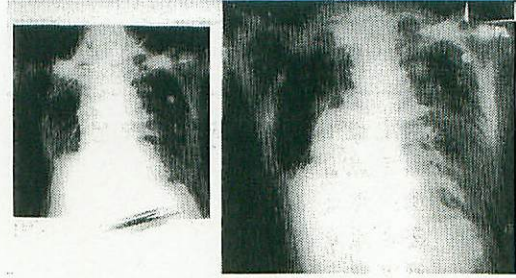


図 1

CRシステム出力写真における濃度測定部分

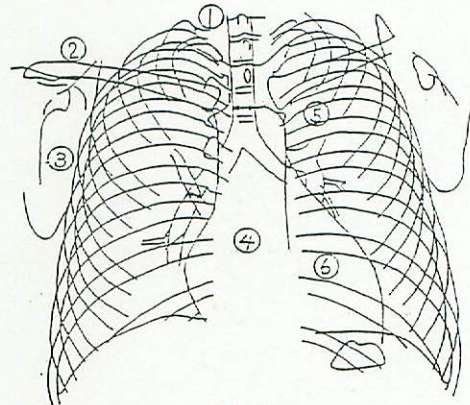


図 2

- ① 第1胸椎横突起
- ② 鎖骨：肩甲骨に重ならない部分
- ③ 肋骨：第4肋骨と第5肋骨の重なった部分
- ④ 縦隔
- ⑤ 肺野高濃度部分
- ⑥ 心陰影部

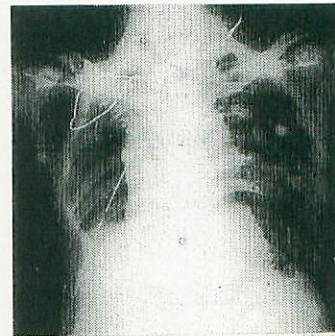


図 3

濃度分析・個人

	AVE	MAX	MIN	SD	Cv
測定点1 (第一胸椎横突起)	0.79	0.91	0.63	0.08	0.10
測定点2 (鎖骨)	0.78	0.90	0.59	0.08	0.10
測定点3 (肋骨)	0.94	1.04	0.69	0.08	0.08
測定点4 (縦隔)	0.32	0.36	0.30	0.02	0.05
測定点5 (肺野)	1.64	1.99	1.29	0.17	0.10

濃度分析・不特定多数

	AVE	MAX	MIN	SD	Cv
測定点1 (第一胸椎横突起)	0.73	0.98	0.56	0.11	0.14
測定点2 (鎖骨)	0.82	1.21	0.58	0.16	0.19
測定点3 (肋骨)	0.77	1.03	0.55	0.11	0.13
測定点4 (縦隔)	0.25	0.28	0.22	0.01	0.06
測定点5 (肺野)	2.05	2.32	1.84	0.10	0.05
測定点6 (心陰影)	0.61	0.76	0.46	0.07	0.11

mAs値と照射線量との関係

