宿題報告

Computed Radiography の研究

名古屋保健衛生大学病院放射線部

沢 田 武 司

A STUDY OF COMPUTED RADIOGRAPHY BY WHOLE
BODY CT SCANNER

By TAKESHI SAWADA

Fujita Gakuen University Hospital

Summary

In October 1975, the first home manufactured CT unit (Hitachi) was installed in our university hospital. Since that time several methods how to set a level of scan in CT examination were investigated and reported by us. At first we discussed on the slit scanography which was used to determine a most adequate level for the examination of CT scanner. After that, two dimensional image, reconstructed from the data of CT detector, was introduced into clinical use, and some CT unit, ie. Scoutview of GE CT/T 8800 and others, has adopted at present these methods, which we called a "Computed Radiography" (CR) system. To improve the quality of the CR image and to find a new radiological technique by CT for clinical applications, efforts were made in our hospital. The conclusions obtained are as follows;

Advantages

1. As far the digital data are accumulated and memorized in this system, CR image can be modified in many way and be displayed on the CRT. The contrast resolution of the system are as well superior than that of the conventional radiography.
2. As the lineality of the detector sensitivity is superior to the conventional screen film system, quantitative analysis of the image can be practiced.
3. The CR image enables to confirm the level of the scan without moving the patient to another table. In addition of gantry inclination as well as swing angle of the CT table can easily be measured.
4. The X Ray dose of CR system reduces to 1/5 in comparison with the routine X Ray radiography of the skull and the abdomen.

Disadvantage

1. The conspicuous disadvantage of the CT image compared with the conventional X-ray radiography is an insufficient ability in spatial resolution which, however, will be solved in near future.

はじめに

近年、医学診断に使われる画像情報の種類は著しく増

加した。現在診断用に供されている方法は、従来から行われているX線診断法、RI 診断法の他に、超音波断層像やCT 像が加った。

Computed Radiography の研究 (沢田)

このうち、CT は第1世代から第IV世代に 区別出来、国内では 900 台以上稼動し急激な伸びが認められる。これらは、私共に新しい映像技術の概念を与え、臨床的価値による選択が必要になってきた。

当施設は昭和50年国産初の頭部 CT-H を設置して以来、昭和52年に全身用 CT-W₂、昭和54年頭部 CT-HF を増設した。このため、使用当初より CT 検査時のスキャン部位確認の方法を検討しはじめ、CT slit scanography¹⁾の実用化に至った。さらに、現在はこの方法を押し進め、直接二次元画像を再構成した Computed Radiography²⁾ (以下 CR と略す) を利用している。

本法は、第III世代 CT の検出器を利用して直接二次元平面像を再構成したもので、Scout view, Scanogram, Pilot scan, Topo scan 等の名称で市販されている。また、Digital Radiography の報告^{3)~5)}もあるが今回は、これらを CR と総称統一することにした。

ここに、CR の新しい利用法の可能性を技術面から評価を試み将来の発展について述べたい。以下、検討事項を箇条書きにすると次の如くなる。

検 討 事 項

1. Computed Radiography の変遷
 - 1.1 使用装置による CR の比較
 - 1.2 CR の特色
 - 1.3 小括
2. Computed Radiography の画像修正
 - 2.1 CR 用補償フィルター
 - 2.2 Edge enhancement, Smoothing の画像修正
 - 2.3 CR の生データ直接 2 倍拡大像
 - 2.4 小括
3. Computed Radiography による CT Position の検討
 - 3.1 頸部領域について
 - 3.2 胸部領域について
 - 3.3 腹部領域について
 - 3.4 脊柱領域について
 - 3.5 その他
 - 3.6 小括
4. Computed Radiography の定量解析
 - 4.1 管電圧特性について
 - 4.2 Double kilovolt method について
 - 4.3 人体各部位の CR 値
 - 4.4 その他の利用法
 - 4.5 小括

5. Computed Radiography の被曝線量

- 5.1 CR 入射線量の測定
- 5.2 撮影条件による CR 画像の比較
- 5.3 CR の被曝線量測定結果
- 5.4 小括

6. Computed Radiography の相互比較

- 6.1 X線像との比較
- 6.2 CR の装置間の比較
- 6.3 小括

7. まとめ

1. Computed Radiography の変遷

私共は昭和50年10月に国産初の頭部 CT-H を設置して以来、昭和52年12月に第III世代全身用 CT-W₂ を設置した。続いて昭和54年3月に頭部用 CT-HF を増設し、現在は3台の CT を所有している。

このため、CT 検査の際スキャン部位の確認を重要視し、最初は直接の CT のX線管球を用いて CT slit scanography を利用した。この理由は、通常の単純X線写真は実大像でなく拡大するのでスキャン部位と目的部位とが一致しないためである。この解決策として直接全身用 CT を利用し、位置決め撮影をした。この方法は実大像を相当し、被写体を検査ごとに他装置に移動させることなく、同一体位で確認できるなどの利点があった。

この CT slit scanography の実用化により次は、直接 CT 検出器に取り込まれたデータで二次元画像を再構成する方法を試みた。この平面像が CR で、スキャン部位の病巣部確認は勿論のこと、本法による新しい診断分野の開拓や、定量解析にも応用するなど今日までの成果を報告した。

1.1 使用装置による CR の比較

全身用 CT を設置して以来、CR に影響をおよぼした最大要因は検出器の素子数にあった。当初の検出器素子数は 256 個であったが昭和54年3月に 512 個に倍増した。この結果、Fig. 1 のように CR の画像が鮮明になり飛躍

Fig. 1 Comparison between CR image of CT-W3 (right) and CT-W2 (left).

的に改善された。临床上 CR を撮影する際、CT 検査とは異なり X 線錐束を絞るため、管球側コリメーター前面に鉛製 slit 板 1 mm および 3 mm 幅を装着した。

この結果、両者の CR を比較したところ、1 mm slit 幅の方が空間分解能が向上し、画像が優れた。(Fig. 2) ただ、CR では X 線錐が約 40 度の fan beam のため、寝台の移動方向に対し平行方向と重直方向とは空間分解能が異なった。一般に後者の方が解像力が劣り 3 mm slit 幅の方が傾向が顕著で、この点が X 線撮影系に較べ相違した。

Fig. 2 Comparison between CR image of a star phantom which was taken by slit width 1 mm (right) and 3 mm (left).

1.2 CR の特色

CR は X 線撮影系に較べその特色は、一度 データをメモリーすれば必要に応じた最適の状態を描出できる。

Fig. 3 右は胸部単純正面像で、左写真はこの CR 像である。これより、CR では CRT に描出する条件を選択すれば、病巣内の観察が容易であるが、X 線撮影では条件を可変する必要がある。

さらに、CR はフィルム系に較べ定量性が良く、フィルム濃度曲線とは異なり、CR 値の減弱量に直線性を認めるので定量解析に有用と考えられる。

Fig. 3 Comparison between a conventional X-ray radiography (right) and a CR image of chest AP view (left).

1.3 小括

他の X 線装置を利用することなく、CT 本体の X 線管球を用いて位置決め写真を検討した。この方法は、直接 CT 検出器に被写体の減弱量であるデジタル値を取り込ませ二次元画像を再構成した。Fig. 4 右は本邦で最初に撮影した CR で、その後装置の進歩と種々の画像修正処理を駆使したところ、現在は Fig. 4 左の写真まで改善できた。

ここに、CR の新しい放射線技術領域の応用について以下述べる。

Fig. 4 Comparison between an early CR image of skull (right) and improved lateral view (left).

2. Computed Radiography の画像修正

2.1 CR 用補償フィルタ

従来から、X 線撮影系では撮影部位によりフィルム濃度を均等にするため各種補償フィルタを活用している。これと同様に CR の画質向上のため、胸部正面像などの感度補償法について述べる。

CR でも X 線写真と同様に肺野と縦隔洞との吸収差が大きく、同一濃度レベルで描出することは困難である。この理由より CR 専用の補償フィルタを検討した。

最初に成人の胸部正面 CR より、右中肺野と縦隔洞との X 線吸収量に相当する CR 値を計測した。(Fig. 5) この両者の CR 値差は平均 155 で、この吸収差を補償するためには、0.1 mm 厚銅板が 19 枚必要になった。この材料を利用して本装置の幾何学的関係を参考にし CR 用補償フィルタを試作した。

CR 用補償用フィルタの形状は、肺野に相当する範囲は厚く、縦隔洞部は薄い凹型とした。これを X 線管球前面に装着し撮影を行った。(Fig. 6, scan I)

この結果、Fig. 7 のように補償フィルタの X 線吸収差のむらが生じて、予期した効果は得られなかった。

そこで、私は今迄の X 線撮影系の濃度補償法の考えを改め、従来の発想を転換した。方法は Fig. 6, scan II の

Fig. 5 Comparison between the CR values of right middle lung field and the mediastinum.

Fig. 6 Utility method of the compensatory filter for CR image system.

ごとく、補償フィルタは縦隔洞に相当する範囲は厚く、肺野へ順に薄くした。前者とは逆な凸型の Calibration Filter を作成した。

使用方法は、CR 撮影前に Calibration Filter として、これを X 線管前面に装着し Air Calibration する。次に、この補償フィルタを取りはずして被写体を撮影すると、Fig. 8 のように補償効果が認められた。

この結果より、CR の感度補償効果は、人体の横断面と同じ減弱特性のファントムで Calibration すれば良いことが判った。現在は、前記の 0.1 mm 厚銅板に替え 23 cm×33 cm 楕円体ポリエチレンファントムで Calibration している。Fig. 9 左は、この方法を施行した腹部の CR で補償効果が確認できた。

CR における感度補償法は、撮影前に被写体の横断面に相当する X 線減弱特性のデータを取り込む。次に被写

Fig. 7 This CR image was scanned by method 1.

Fig. 8. This CR image was scanned by method 2.

Fig. 9 Comparison between compensatory filter effect of CR abdominal image without a filter (right) and with a filter (left).

体を撮影するとこのデータが収集され、前者の gain と後者の CR 値が相殺された画像が描出する。(Fig. 10) CR では最初の Calibration data により直接画像を subtraction する効果が期待できた。この点が X 線撮影系の濃度補償法と相違することが判った。

2.2 Edge enhancement, Smoothing の画像修正

次に、CR に従来 X 線撮影系に利用されてきた Xero radiography の edge effect や RI の smoothing 効果を適用した。本法は CR の画質向上の一環と考え、以下、

Fig. 10 Illustration of the compensatory filter effect for CR image system.

Edge enhancement 及び Smoothing 等で画像修正を行った。

〔Edge enhancement と Smoothing 効果〕

今回の CR 画像修正は、二次元 digital filter を用いて幾回も繰り返し重複修正を行った。初めに効果を比較するため、1 mm 厚鉛板の端の CR 値を print out し CR 値分布曲線を較べた。方法は slit 幅 1 mm と 3 mm において edge enhancement と smoothing を 1 回、2 回、3 回と重複修正した。

この結果、Fig. 11 より edge enhancement は繰り返し回数により edge 効果が強調され、反対に smoothing では平滑され両者に相反関係を認めた。さらに、この効果は slit 幅 1 mm の方が顕著で、共に画像修正により CR 値が変化した。これは CT 像の画像処理で「重み関数」を掛けて修正する場合と全く同様であった。このため、CR 値を正規化調整する必要が生じた。Fig. 12 は CR 値を正規化した時の CR 値分布曲線である。

〔CR の修正画像の比較〕

臨床応用に先き立ち各撮影部位の修正画像を供覧する。修正方法は原画像を基に、二次元 digital filter により再構成した。

Fig. 11 Distribution curved lines of CR values by edge enhancement and smoothing with a slit width 3 mm (right) or 1 mm (left).

〔頭部正・側面像〕

最初は頭部正・側面 CR である。Fig. 13. 左は正面像、右は側面像の edge enhancement と smoothing で修正処理したものである。撮影条件は 120 kV・200 mA で各 CR は edge enhancement 及び smoothing を 1, 2, 3 回と繰り返し修正した。

〔頸部側面像〕

次に頸部側面像で Fig. 14 は edge enhancement 及び smoothing 画像修正である。この 1 枚の画像修正は数秒間で完了する。

Fig. 12 Corrected distribution curved lines of CR values with a slit width 3 mm (right) and 1 mm (left).

Fig. 13 Comparison of the edge enhancement and smoothing CR images in case of skull AP or lateral view.

Computed Radiography の研究 (沢田)

Fig. 14 Comparison of the edge enhancement and smoothing CR images in case of neck lateral view.

〔胸部正・側面像〕

Fig. 15 上が胸部正面像の edge enhancement で、下が smoothing 修正像である。また、**Fig. 16** が側面像の edge enhancement と smoothing である。

〔腹部正面像〕

さらに、**Fig. 17** が腹部正面像の edge enhancement と smoothing 修正画像である。

〔骨盤部正面像〕

最後は骨盤部を中心にした CR で、**Fig. 18** が edge enhancement と smoothing 像である。

以上、各部位の修正効果を放射線部内の 5 名で評価した。この結果、最適修正は **Fig. 19** のごとく、CR では smoothing より edge enhancement 1~2 回が適正であった。

〔症例〕

Fig. 20 は頸部側面像で前記の感度補償法を兼用した 3 回の edge enhancement である。Xeroradiography に類似した画像になった。次に、**Fig. 21** は腹部造影像で 2 回の edge enhancement で処理した腸管造影像である。造影撮影は edge 効果により鮮明になった。**Fig. 22** 左は CT の位置決め写真である。現在の CR は、X線写真の代替としても十分利用できるまでに進歩したとおもう。

CT 像の画像修正と同様に、CR も二次元 digital filter

Fig. 15 Comparison of the edge enhancement and smoothing CR images in case of chest AP view.

Fig. 16 Comparison of the edge enhancement and smoothing CR images in case of chest lateral view.

Fig. 17 Comparison of the edge enhancement and smoothing CR images in case of abdomen AP view.

Fig. 18 Comparison of the edge enhancement and smoothing CR images in case of pelvis AP view.

を用いて edge enhancement 及び smoothing 処理をした。この結果、CR では smoothing より edge enhancement の 2~3 回が良く、頸部、胸部等に効果を認めた。本法の画像修正は短時間内で処理でき、CR は勿論のこ

FILTER		NORMAL	EDGE I	II	III	SMOOTH- ING I	II	III
HEAD	ANT.	2	2	1				
	LAT.	1	2	1	1			
NECK	ANT.							
	LAT.			5				
BREAST	ANT.			4	1			
	LAT.		1	3	1			
ABDOMEN	ANT.		3	1	1			
	LAT.							
ABDOMEN (ENHANCE.)	ANT.	1	2	1	1			
	LAT.							
PELVIS	ANT.			4	1			
	LAT.							

Fig. 19 Evaluation of the edge enhancement and the smoothing effect at CR images.

Enhancement 3

Fig. 20 CR image of neck lateral view corrected the edge enhancement three times.

Enhancement 2

Fig. 21 CR image of abdomen AP view corrected the edge enhancement twice times.

と CT 像にも応用できる。

2.3 CR の生データ直接 2 倍拡大像

現在、X線撮影系に較べ CR の最大の短所は空間分解能が劣ることである。この欠点を僅かでも改善するため

Computed Radiography の研究 (沢田)

Fig. 22 CR image of abdomen AP view obtained prior to CT scan.

に私は種々の画像修正に努力してきた。この一つとして、CR の空間分解能を向上させるため直接生データから 2 倍拡大像を再構成することを利用した。

〔撮影方法〕

CR の生データ直接 2 倍拡大の撮影法は、通常の CR のスキャン移動距離 420 mm を半分に縮小し、この代りに X 線曝射間隔は 0.6 mm に短縮してサンプリング数を倍増した。この 2 倍の生データより直接 2 倍拡大像を再構成し空間分解能の向上を計った。撮影条件は単純 CR と同様に管電圧 120kV、管電流 200 mA とした。

〔空間分解能の比較〕

今回 CR の空間分解能を比較するため、CR 専用のテストチャートを用いた。この材質は 7 mm 厚真鍮板に、slit 幅 4 mm, 3 mm, 2 mm, 1 mm 深さ 4 mm の溝を作った。これを寝台の移動方向に対して僅か斜めに固定し、単純及び拡大 CR を撮影した。

この結果、Fig. 23 より slit 幅 1 mm の 2 倍拡大 CR が一番空間分解能が良く、検出器側より X 線管球側の方が良かった。また、Fig. 24 のように X 線 TV 用 Test chart で追試したところ、チャートの 0.8 mm 幅まで識別できた。本装置により、生データ直接 2 倍拡大は CT 検出器の各素子間隔まで解像し、CR の分解能が一段と上昇した。

〔密度分解能の比較〕

CR の密度分解能を知るため、5 cm 厚アクリル板に 10 mm, 6 mm, 4.5 cm, 3 cm, 2.5 cm 直径の吸収体を埋め込んだ CT 用ファントムを撮影した。各 CR 値を print out して密度分解能を較べた。

この結果、Fig. 25 より 1 mm slit 幅の生データ直接 2 倍拡大像が一番良く、所期の目的を果たした。

〔症例〕

はじめに標本頭蓋骨を用いて、コリメータ 1 mm slit 幅、3 mm slit 幅の単純 CR と 2 倍拡大像とを比較した。

Fig. 23 Comparison between the conventional CR and twice times magnification CR images of a test chart. The upper was parallel direction to table and the lower was spatial resolution of depth (left) or the vertical direction (right).

Fig. 24 Comparison between the conventional CR and twice times magnification CR images of a X-ray TV test chart.

Fig. 26 より、明らかに後者の方が鮮明な画像であった。

次に、胸部正面像の単純と 2 倍拡大像とを比較した。(Fig. 27) さらに胸部正面像の 2 倍ズーム拡大像と、生データ直接 2 倍拡大像とを比較したところ、後者の方が数段と微細なところまで摘出した。(Fig. 28)。

同様に骨盤部リンパ管造影にも応用したところ、単純に較べ 2 倍拡大像が一段と画質が向上した。また、演算時間も単純 CR と同程度で問題がない。(Fig. 29)

さらに、本法により空間分解能が向上したので、臨床に現出する状況を眼内異物で確かめた。Fig. 30 は、私が経験した最小限の眼内異物である。異物の寸法は 0.7 mm × 1.4 mm、重量は 0.018 g の金属性で、2 倍拡大 CR で現出した最小異物であった。

以上、生データ直接 2 倍拡大 CR は撮影範囲は半分に

Fig. 25 Compared with twice times magnification CR images of the contrast resolution.

Fig. 26 Compared with twice times magnification CR images of a dry bone skull.

Fig. 27 Comparison between the conventional CR (left) and twice times magnification CR image of chest AP view (right).

Fig. 28 Comparison between zoom twice times (left) and directly twice times magnification CR image of chest (right).

Fig. 29 Comparison between the pelviolymphography of the conventional CR (upper) and twice times magnification CR image (lower).

Fig. 30 Microscopic appearance of a minimum foreign body in eyeball. (One graduation is 0.2 mm).

Computed Radiography の研究 (沢田)

なるが、サンプリング数が2倍になるので画質が改善でき、臨床成果を認めた。

2.4 小括

以上をとりまとめてみると、次のように要約される。

1. CR の感度補償は、最初に取り込まれたデータで subtraction することができる。
2. CR の画像修正のため、edge enhancement 及び smoothing 処理したが、edge enhancement 1~2 回が最適効果を認めた。
3. CR の空間分解能を向上させるため、単純に較べて、サンプリング数を倍増して生データ直接2倍拡大像を撮影した。

3. Computed Radiography によるCT Position の検討

当施設は昭和52年12月に国産全身用第Ⅲ世代CTを設置して以来、検査件数は約4,000件に達した。この間、昭和54年3月に新しく高性能CT-W₃に取り替えた。このCT-W₃の特色の一つに、検査時の患者体位を容易にするため、回転架台の tilt は勿論のこと、寝台が左右20度 swing する機構を取りつけた。この寝台の swing と回転架台の tilt 機構をCT position に活用することを検討した。特に swing と tilt の必要な傾斜角度を決める際、CR は最善の確認方法で、この利用結果について述べる。

〔撮影部位〕

3.1 頸部領域について

従来より、喉頭はX線断層撮影が広く利用されている。最近CTの性能が向上し、スキャン時間の短縮はもとより、slice 厚が3~5mmと薄いものが使用できるようになった。このため、正確なスキャン部位の確認が必要になる。

例えば、Fig. 31の頸部側面像は喉頭部をスキャンする際、忠実な横断像を撮影する slice 面の傾斜角を求める。Fig. 32は頭側方向に12度回転架台を傾斜した場合と垂直方向とで比較したところ声帯の広がり異なる。同時に slice 厚が10mmから3mmと薄くなる程微細な部分が良く観察できた。今後、CTの slice 厚が益々薄くなるので正確な位置決めが必要になると思う、(Fig. 33)

3.2 胸部領域について

胸部X線断層撮影の時、気管、気管支の走行と一致した断層面で撮影することがある。この方法として、被写体斜位法とかフィルム傾斜法が該当する。これと同様に

Fig. 31 The CR image of neck lateral view.

Fig. 32 Comparison between CT image was not inclined gantry (right) and other was inclined (left).

Fig. 33 Comparison between CT image with slice width 10 mm (left) and 3 mm (right).

CTの際も slice 面と病巣部及びこれと関連する血管・気管支系とを一致させるため、Fig. 34のように寝台を swing する方法を検討した。

Fig. 35の胸部正面像より、気管支・血管系の走行方向を調べ寝台の swing 角度を求めた。Fig. 36は正常成人の左側気管支に一致してスキャンしたCT像で、寝台は左側17度 swing した。Fig. 37は気管支狭窄の場合で、寝台の swing により両患側が良く確認できた。また、Fig. 38の胸部正面は、右上肺に病巣がある症例で、寝台を swing した方が病巣と血管との関係が良く描出できた。

さらに、解離性動脈瘤を検査する時、胸部正側より必要傾斜角度が計測できる。Fig. 39より回転架台は尾側方向11度、寝台の swing は左15度とした。この方法により、通常の横断像に軽微解離性動脈瘤が良く判った。

3.3 腹部領域について

Swing

Fig. 34 Application of a bed swing for CT examination.

Swing

Fig. 36 Bed swing CT image showed left side of the bronchia.

Fig. 35 An angle of the bronchia estimated from CR image chest AP view.

Swing

Swing

Fig. 37 Bed swing CT image showed both side of the bronchia.

left

Swing and tilt
right

Fig. 38 Bed swing CT image of the chest (right) and CR image of same chest AP view (left).

次に腹部 CT 検査の代表例として脾臓を取り上げた。脾臓は CT が開発された当初より期待された検査部位であった。このため、スキャン方法についても未だ検討が必要である。Fig. 40 左の腹部正面像は脾のスキャンレ

ベルを表示したもので、第12胸椎から第2腰椎に位置する。Fig. 41 は正常成人を 5 mm 間隔でスキャンした脾 CT 像である。これより、脾頭部と脾体・尾部とで 10~15 mm のスキャンレベルが異なり、一載面で脾全体を描

Computed Rrdiogrpahy の研究 (沢田)

Swing and tilt

Fig. 39 The upper CR images showed an angle of gantry inclination or bed swing. The lower CT images were same patient.

Swing

Fig. 40 Left CR image of abdomen AP view showed a portion of pancreas for CT examination.

出することは難しい。

この理由より、**Fig. 42** のように寝台を右15度 swing してスキャンすると、同一横断面に膵の概観像が得られる。**Fig. 43** の寝台 swing 法は患者体位が変わらないので、側臥位に比べ slice 面の確認が容易であった。

3.4 脊柱領域について

頸椎、腰椎等脊椎は生理的彎曲があり、この部位をスキャンする場合、これらの椎体にX線錐を垂直に入射させる必要がある。この時 CR は椎体のスキャンレベルの確認は勿論のこと、回転架台のX線入射角度を求めることが大切である。**Fig. 44** は第2頸椎をスキャンする場合の頸椎側面像である。これより回転架台の尾側方向に15度傾斜した。また、**Fig. 45** の腰椎側面像より頭側方向17度傾斜した。この方法により、はじめて脊椎腔の正確な計測が可能となる。**Table 1** より、X線錐が椎体に

Fig. 41 CT images showed normal pancreas which was scanned at intervals 5 mm width.

Neutral

Swing

Fig. 42 Compared with CT image of the pancreas, right was a bed swing right side 15 degrees in the supine position and left was not bed swing.

Neutral

Swing

lateral decubitus

Fig. 43 Compared with CT image of the pancreas, middle was a bed swing in the supine position and right was in lateral decubitus.

垂直に入射した場合と、そうでない場合とで寸法が異なった。

以上より、回転架台の tilt 及び寝台の swing 機構を

Fig. 44 The upper CR image was the cervical vertebrae lateral view and the lower CT image of same patient.

Fig. 45 The upper CR image was the lumbar vertebrae lateral view and the lower CT image of same patient.

Table 1 Compared with measuring value of the vertebral canal diameter, the upper table was second cervical canal and the lower table was fifth lumbar vertebral canal.

upper

傾斜角	計測値	Slice 厚	
		10 mm	3 mm
0°	石灰化	14 mm	—
	横 径	22 mm	—
15°	石灰化	—	12.7 mm
	横 径	—	22.7 mm

(第2頸椎)

傾斜角	計測値	Slice 厚		
		10 mm	5 mm	3 mm
0°	縦 径	13 mm	—	—
	横 径	26 mm	—	—
+17°	縦 径	18 mm	18 mm	18 mm
	横 径	28 mm	27 mm	23 mm

(第5腰椎)

Swing and tilt 表示

Fig. 46 An expression diagram of the inclination angle for CT examination.

Computed Radiography の研究 (沢田)

Fig. 47 The upper CR image showed same a section of CT scan and ultrasound examination, right was CT and left was US image.

CT Position に活用した。今後も、CT Position についてX線撮影法の知識を基に柔軟な態度で努力改善したいと思う。

3.5 その他

CT スキャン部位の確認としてCR は最適であるが、利用する際回転架台の tilt 及び寝台の swing 角度の表示を統一する必要がある。Fig. 46 は超音波検査の基準を参考にして決めた。これを基に CT の場合も傾斜角を表示するのが良いと思う。

Fig. 47 は US と CT のスキャン部位を表示したもので、両者の画像を比較するのに役立ち、超音波断層装置を CT と同室に設置するのも良策と考える。

3.6 小括

CR の画質が一段と鮮明になり、CT Position への利用が容易になった。特に高性能 CT-W₃ は寝台の swing 機構が特色で、この利用法とX線入射角度を決める上で大変便利であった。

4. Computed Radiography の定量評価

CR を当初の位置決め写真から応用範囲を拡大した。本来 CR はX線写真と異なりデジタル表示のため、定量的評価に利用できる。この機会に、新しい診断分野への実用化を試みたので述べる。

4.1 管電圧特性について

CR の新しい診断領域の応用として、定量解析を重視し、管電圧と CR 値の関係を調べた。計測方法は吸収体にアクリル、Al の 2 種類を用いて、管電圧 120 kV・80 kV の CR 値を ROI 設定し算出した。

Fig. 48 の結果より、2 種類の吸収体とも管電圧が低い程 CR 値が高値になった。さらに、コリメータの slit 幅 1 mm の方が 3 mm 幅に比べ CR 値が高く、CR 値と吸収体の厚みとの関係は直線性の良いことを認めた。

また、フィルム系と比較するため、上記アクリルを用いて、CR 値特性とフィルム濃度曲線とを較べた。

この結果、Fig. 49 よりフィルム濃度曲線は CR 値特性とは異なり、直線性を認めず両者の相異点を確認でき

Fig. 48 CR values absorption curves of the acrylic (upper) and Aluminum (lower).

Fig. 49 Density Curves of the screen-film system for 80 kV (right) and 120 kV (left).

た. CR 値の計測が定量評価に役立つことが判った.

4.2 Double kilovolt method について

CR も X 線撮影同様に, 水 CR 値の管電圧依存性を認めた. (Fig. 50) この特色を活用するため撮影条件 80 kV・120 kV の 2 回撮影を行い, 両者の画像で subtraction 修正をした. この場合, 管電圧 120 kV から 80 kV と, 反対に 80 kV から 120 kV を subtraction する二通りがある. 電圧効果により CR の描出状態が異った.

Fig. 50 Effect of kV changes on CR values for 80 kV and 120 kV with water.

Fig. 51 Marker was setting on CRT case to subtracted from both CR. Subtracted 80 kV from 120 kV (right) and subtracted 120 kV from 80 kV (left).

Fig. 52 Subtraction CR image of neck AP view. (Fig. 51) 実際, 操作上の問題として重要なことは, 2枚の CR がずれなく重ね合さることである. 当施設では CRT 上にマーカーを付け, 2枚のずれを防止して subtraction している.

Fig. 52 は頸部正面像の subtraction である. 初めに管電圧 120 kV で撮影し, 引き続いて 80 kV で同一部位を撮影後 80 kV から 120 kV を subtraction した. この画

Computed Radiography の研究 (沢田)

Subtraction

Fig. 53 Subtraction CR image of chest lateral view.

像は従来の単純 CR とは趣きを異にしたもので、軟部組織の描出に適した。

次に **Fig. 53** は胸部側面像で、管電圧 80 kV から 120 kV の subtraction により前縦隔病巣部が観察しやすくなった。本法により、画像処理の威力が発揮できた。

4.3 人体各部位の CR 値

人体各部における CR 値を計測して、X線撮影系における条件の参考に供した。将来、X線撮影系の基準化を考慮する上で、人体の代表的部位のX線減弱が、どの程度であるかを知る必要があると思う。

測定対象部位は、頭部・胸部・腹部・骨盤等における正面像より CR 値を求めた。撮影条件は、総べて管電圧 120 kV、管電流 200 mA とした。計算方法は、成人男女 10名の各 CR 上に ROI を設定し CR 値を計算した。さらに、CR 値の変動を配慮し、Air 部位の CR 値を求め測定値を補正した。(Fig. 54)

Table 2 より頭部正面の CR 値は平均 268.2 に対し、側面の CR 値は 237.1 になった。次に、胸部正面の CR 値は右中肺野が 129.0 左中肺野が 139.8 縦隔洞は、281.6 となった。胸部側面での肺門部は 272.7 であった。さらに、成人者腹部の第 2 腰椎における正面 CR 値は、244.5 で、側面 CR 値は 362.2 になった。最後に骨盤部、仙骨部の正面は 240.2 側面は 477.6 となり正側比率が極端に大きくなった。

以上の結果の CR 値と、水の X 線吸収係数 $\mu = 0.191 \text{ cm}^{-1}$ より減弱量比が求まる。これより各部位の減弱比

Fig. 54 It was setting the parts of ROI that we measured the values of CR at skull AP view.**Table 2** Relationship between CR values and the rate of the X-ray absorption in each regions of body.

部 位	C R 値	X 線 減 弱 量
頭部	正 側	0.026
	237.1	0.039
胸部	R M L	R M L
	129.0 281.6 139.8	0.175 0.022 0.15
腹部	正 側	0.035
	244.5 362.2	0.0072
骨盤	正 側	0.038
	240.2 477.6	0.0015

は頭部正面が入射線量に対し 2.6/100 腹部正面は 3.5/100 骨盤部の側面は 1.5/1000 まで減弱することか換算できた。

4.4 その他の利用法

CR の撮影原理は、**Fig. 55** より、X線管球・検出器の両方を固定し、被写体を連続移動する。ここで、X線管球・被写体・検出器の三者を固定して、数秒間X線を照射し、CR 値の経時変化を計測した。これは測定部位の運動変化を求めたことになり、心臓を対象にすればX線撮影系 Kymography (以下 CR Kymography と呼ぶ) に該当する。

そこで、本法の臨床応用のため 2, 3 技術的な改良を加えたので述べる。今回の主な改善は、(1)心電図をCRT上に同時表示する。(2)CR Kymography と CT 横断像とを複合表示する。(3)CR Kymography を左右 0°~90° 方向から自由にデータを取り込ませ、三次元表示する等である。

Scanography & Kymography の Blockdiagram

Fig. 55 A blok diagram of the CR system and the CR kymography.

Fig. 56 Displayed the electrocardiogram on TV monitor (left).

〔CT 装置の改良〕

最初に CR Kymography を施行する際、まず必要になるのは被検者から取り込まれたデータと、心電図との関係を知ることである。このため、心電計からの信号を CT 検出器の 1 チャンネルを用いて、CRT に表示することにした。この結果、Fig. 56 のように、熱ペン式心電計に較べあまり劣ることはなかった。なお、通常は第 2 誘導を用いている。

〔CR Kymography の撮影法〕

CR Kymography の撮影法は、初めに CR で検査部位を確認後、横断像を撮影する。次に、X線管球を適当な角度で固定して、X線を約 4 秒間照射してデータを取り込む。この間の CR 値変化を CR Kymography と呼称し、モニターに表示したものが Fig. 57 である。今回、このデータと CT 横断像の両者を重複させ、X線入射方向に従ってトラックボールで自由に Kymography の変化が観察できるようにした。(Fig. 58)

さらに、Fig. 59 のように、心臓全体を三次元表示させると共に、左右辺縁部のみの狭い範囲を詳細に表示することもできる。これにより、心臓の前壁、後壁は勿論のこと、右房、左房、右室、左室の運動解析に利用できた。

以下、臨床例を紹介する。

Fig. 60 は正常者の左室の CR Kymography で運動波

Fig. 57 Displayed CR kymography on CRT.

Fig. 58 Superposed recording of CR kymography and CT image.

Fig. 59 Displayed with a different three dimension of CR kymography.

Fig. 60 Normal patient's CR kymography.

形が良く確認できる。

次の Fig. 61 は左室前壁の心筋硬塞の場合で、CR Ky

Computed Radiography の研究 (沢田)

Fig. 61 CR kymography with myocadial anterior infarction of the left ventricle.

mography より運動が全く認められない部位がある。写真は同部位での三次元表示である。

4.5 小括

CR の定量性の良いことは確証できたので、この臨床応用について述べた。しかし、本法の臨床適応については技術的に未解決の問題もあり、CR の画像改善とは区別しなければならない。まだ未開拓のため努力のしがいがあると思う。

5. Computed Radiography の被曝線量

現在、CR は CT 検査部位の確認には欠くことができない。一般に CR は CT のスライス幅に較べ狭く、X線錐を 1~3 mm の slit 幅に絞り、Narrow beam で撮影する。この結果、X線撮影条件に較べ被曝線量が少ないのが長所である。今回、さらに被曝線量を軽減するため、撮影条件を変え被曝線量と画像について述べる。

5.1 CR 入射線量の測定

初めに被曝線量測定に先きだち、現在まで利用してきた CT-W₂ と CT-W₃ との X線質を Al 半価層で計測比較した。

この結果、Table 3 の如く CT-W₃ の方が X線質が僅かに硬くなった。次に現在使用している CT-W₃ を用いて、CR 1 回撮影当りの入射線量を計測した。測定方法

Table 3 Compared with HVL of Aluminum of CT-W₂ and CT-W₃.

条件 装置	120 kV 200 mA	100 kV 200 mA	80 kV 200 mA
CT W ₂	9.05	7.25	6.80
CT W ₃	10.0	9.40	8.30

(単位: mmAl)

Table 4 Compared with the radiation doses and X-ray condition.

CR の scan 条件

Ionex type 2, 500/3 0.6 cc

管電圧	管電流	入射線量
120 kV	200 mA	46 mR
110	〃	32
100	〃	29
90	〃	22
80	〃	16
120	100	23 mR
110	〃	19
100	〃	16
90	〃	13
80	〃	11
120	50	14 mR
110	〃	12
100	〃	9
90	〃	8
80	〃	7

10 cm 水 phantom

は、水 10 cm 厚のファントム入射面に、Ionex type 2500/3-chamber 0.6 cc を用いた。

Table 4 の結果より、管電圧を変化した時、120 kV・200 mA は 46 mR、100 kV・200 mA は 29 mR、80 kV・200 mA は 16 mR になった。

次に、管電圧を 120 kV と一定して、管電流 200 mA は 46 mR、100 mA は 23 mR、50 mA は 14 mR と減少した。

次に、人体 Mix-Dp phantom を用い National TLD 素子で、頭部・胸部・腹部・骨盤部の体内線量を計測した (Fig. 62 a, b, c, d)。

この結果、各部位の入射線量は頭部が 34.6 mR、胸部は 44.2 mR、腹部は 47.8 mR、骨盤部が 48.8 mR となった。この線量の相違は管球焦点・寝台間が一定のため、ファントムの寸法の違いによる原因だと思う。この測定

CR 120kV 200mA
3mm Slit

Fig. 62-a

Fig. 63-b

Fig. 62-c

Fig. 62-d

Fig. 62 The radiation doses in various CR images.

a; head, b; chest, c; abdomen, d; pelvis.

結果より, 1 回の CR 被曝線量は平均 46 mrad になる。

5.2 撮影条件による CR 画像の比較

通常の CR スキャン条件は管電圧 120 kV・管電流 200 mA, slit 幅は 3 mm である。この撮影条件を変化させた時の画質について検討した。初めに管電圧 120 kV, 100 kV, 80 kV の三者について, 頭部・頸部・胸部・腹部の CR を供覧する。

この結果, Fig. 63-a より頭部・頸部・胸部については, 管電圧 120 kV, 100 kV, 80 kV と下げても, 三者の画像に殆んど有意差を認めない。ただ胸部側面像, 腹部正面像では 120 kV, 100 kV では優劣はないが, 80 kV では, X線量の不足により Noise が目立ち画質が劣化した。一方, 管電圧 120 kV で管電流 250 mA, 200 mA, 100 mA, 50 mA と下げた場合の胸部 CR も比較した。Fig. 63b より管電圧 120 kV・管電流 50 mA でも, 画質は劣ることなく十分利用できる画像であった。

5.3 CR の被曝線量測定結果

日常 CT の検査の位置決め写真の代表的部位について, 人体各部位の被曝線量を測定した。測定部位は, 眼窩・甲状腺・乳房・剣状突起・臍・恥骨結合・膝関節の 7 箇所について National TLD 素子を 2 個装着して計測し

Fig. 63-a

Fig. 63-b

Fig. 63 Evaluation of the kilovoltages and the current at CR images.

a: 80, 100, 120 kV, the upper to down skull, neck, chest and abdomen.

b: 250, 200, 100, 50 mA at chest.

Fig. 64 Patient dose in our routine CR examination of neck.

た。

Fig. 64 の頸部を中心にした場合は、X線錐内に収まる範囲は 30~40 mR で、X線錐外は 10 mR 以下になった。**Fig. 65, 66** は胸部・腹部の CT 検査におけるスキャンレベル確認の代表例である。この結果、最高は 55 mR で、X線錐外は 11 mR となった。

さらに、前記した、生データ直接 2 倍拡大 CR については、**Fig. 67** より最高は 93 mR と単純 CR の 2 倍に増加した。

Fig. 65 Patient dose in our routine CR examination of chest.

Fig. 66 Patient dose in our routine CR examination of abdomen.

Fig. 67 Patient dose in our twice magnification CR examination of abdomen.

5.4 小括

CR の特色は、X線錐を細く絞るため、通常のX線撮影系に比べ低線量である。しかしこれに満足することなく、被曝線量を減少するため影条件を管電圧 80 kV と管電流を 50 mA まで下げた。この結果、被曝線量が 1/3 以下になり、CT 検査の位置決め写真としては十分利用できた。

left

right

Fig. 68 Compared with CR image (right) and conventional roentgenogram of chest (left).

6. Computed Radiography の相互比較

6.1 X線写真との比較

CR の臨床応用としてX線写真との比較を画像診断の観点から行った。両者の画像管理上 CR はデジタル表示のため、一度データを記憶すれば自由自在に画像修正ができる。一方、X線像の場合は撮影条件を変えて撮影する必要が生ずる。この両者の相違を考慮し、CR と X線像とを比較した。ここに CR の長所を認めたものを供覧する。

胸部正面像: Fig. 68 左のX線写真では左上肺野の高吸収を呈し、内部構造を見分けることは難かしいものである。これに対し、右 CR では画像処理の効果により、左上肺の気管支描出等が断層写真に較べても見劣りはしない。次に Fig. 69 左のX線写真では、左下肺野の横隔膜下に一部高吸収を呈する範囲があるが内部構造は明瞭ではない。この右 CR では、CRT の display 条件を変化させ、左上腹部の腫瘤状陰影が明らかに確認できた。

腹部正面像: Fig. 70 は、CR の特色を最初に認識させた症例である。右X線写真では淡い陰影としか確認できない胆石症である。これを左 CR で観ると胆石が明瞭に描出し、スキャン部位の確認が容易になった。旧 CT 装置は、検出器の素子数が 256 個で、現在のものに比べ画質が劣るがそれでも鮮明に現出した。

CR は、X線写真が高吸収で低濃度領域のところは現出能が優れ使用効果が期待できた。

left

right

Fig. 69 Compared with CR image (right) and conventional roentgenogram of chest (left).

left

right

Fig. 70 Compared with CR image (left) and conventional roentgenogram of abdomen (right).

6.2 CR の装置間の比較

私が CR を実用化した当初は、国内では CR を撮影する装置は皆無であった。しかし、最近他社の装置でも撮

Computed Radiography の研究 (沢田)

Fig. 71 Compared with CR images of other CT scanner.

left

right

Fig. 72 Comparison between a hybrid type CT scanner (left) and a fan beam type scanner (right).

影可能となり、CR を相互比較した。この結果、Fig. 71 より装置間により画像処理の特色がうかがえ、比較するための基準方法が必要となる。CR の新しい診断分野の適用を広げるため、CT とは区別したファントムを用いるべきである。また、当施設の左第Ⅱ世代、右第Ⅲ世代の CR でも、Fig. 72 のように画質が異なり、装置の特色を区別する必要がある。

6.3 小括

CR と X 線像とを比較した総括は、X 線写真に較べて空間分解能が劣るが、濃度分解能は優れている。このため、X 線写真で高吸収を呈する場合は、CR の描出方法が良かった。

7. ま と め

今回、CR の放射線領域への応用とも言うべき課題について、種々検討を加えた結果、次の如き結論を得た。

長所

1. CR 画像は一度データをメモリーすれば、CRT 上に自由自在に可変描出することができる。また、従来の X 線写真に較べ濃度分解が優れている。

2. CT 検出器の性能は、増感紙・フィルム系に較べ、

X 線減弱特性が直線性で定量性が良い。このため CR 値による定量解析に利用価値があった。

3. CR による位置決め写真は、被写体を他装置に移動することなくスキャン部位が確認できた。さらに、スライスの入射角度及び寝台の

swing 角度を計測するのに役立った。

短所

1. 現在のところ、CR の最大の欠点は、X 線撮影系に較べ空間分解能が劣ることである。

最後に稿を終るに当たり、宿題報告の機会を与えて下さった前々標本会長、現遠藤会長に深謝致します。また、放射線科古賀佑彦教授をはじめ諸兄に深く敬意を表します。さらに、次の方々の心からの御援助に対し感謝致します。

名古屋大学医学部附属病院

名古屋市立東市民病院

豊田地域医療センター

五井病院

株式会社日立メディコ CT 研究開発グループ

株式会社日立メディコ中部営業本部

文 献

- 1) 沢田武司他: CT による Slit Scanography の研究. 日放技学誌, **34**(6), 720-731, (昭和54年).
- 2) 沢田武司他: Direct CT Slit Scanography (Computed Radiography) の応用. 日放技学誌, **35**(4), 437-446, (1979年).
- 3) Chandra S, Katragadda, et al.: Digital Radiography Using a Computed Tomographic instrument. Radiology, **133**, 83-87, (1979).
- 4) Dennis Foley, et al.: Digital Radiography of Chest Using a Computed Tomography instrument. Radiology, **133**, 231-234, (1979).
- 5) David J. Curtis, et al.: Digital Radiography in Trauma Using Small Dose Exposure. Radiology, **132**, 587-591, (1979).
- 6) Jay A. Stein: X Ray imaging with a Scanning Beam. Radiology, **117**, 713-716, (1975).
- 7) 小林敏雄他: 定量的 X 線診断のための小型 X 線マイクロビームスキャナの試作. 日医放誌, **39**(3), 304-

- 316 (昭和54年).
- 8) Yukio Tatenno, et al.: Low Dosage X-Ray imaging System Employing Flying Spot X-Ray Microbeam (Dynamic Scanner). *Radiology*, **121**, 189-195, (1976).
 - 9) Lawrence R. Kuhns, et al.: Land marks of the Abdomen Related to Vertebral Segments: Application in Cross Sectional Imaging. *Am. J. Roentgenol.*, **131**, 115-117, (1978).
 - 10) P. Ruben Koehler, et al.: The Effect of Computed Tomography Viewer Controls on Anatomical measurements. *Radiology*, **130**, 189-194, (1979).
 - 11) Robert E., Anderson, et al.: An Accessory Patient Table for Multidirectional CT Scanning. *Radiology*, **130**, 802-803, (1979).
 - 12) 井出正男: 超音波診断情報と Standardization. *超音波医学*, Vol. 6, No. 1, 28-32, (1979).
 - 13) John R., Haaga, et al.: Definitive Role of CT Scanning of the Pancreas. *Radiology*, **124**, 723-730, (1977).
 - 14) 梅垣洋一郎: これからの総合画像診断. 診断と治療, **66**(8), 1-5, (昭和53年).
 - 15) 梅垣洋一郎: 形態画像と機能画像. *日本臨床*, **37**(1), 5-9, (1979).
 - 16) 高橋 隆: 医用画像処理の現状. *医用電子と生体工学*, **17**(4), 249-257, (1979).
 - 17) J. Cederlund, et al.: Image Enhancement by Digital-Analogy Filtration. *ACTa Radiological Diagnosis*, **20**, 154-160, (1979).
 - 18) Giovanni Di Chiro et al.: Tissue Signatures with Dual-Energy Computed Tomography. *Radiology*, **131**, 521-523, (1979).
 - 19) 安居院猛他: コンピュータ画像処理. 産報出版, (1979).
 - 20) Robert E., Dinsmore, et al.: Evaluation of left ventricular Free Wall Asynergy due to Coronary Artery Disease: Use of an Interlaced ECG-Gated Radiography System. *Am. J. Roentgenol.*, **132**, 909-914, (1979).

社団法人 日本放射線技術学会賛助会員

X線装置用測定器

● X線管電圧電流計 AB—2015D

1. 直接分岐型接続ケーブル(特許申請中)を使いますので測定前後の管電流の差は殆んどありません。
2. 管電流は磁電変換素子により高压側で直接測定します。

● 蛍光量計 EY—1001D

1. 蛍光量積算値と蛍光強度波形を同時に測定出来ます。出力波形は(正)に出ます。
2. 温度補償回路により出力の温度ドリフトは3%以内です。

● 負荷時一次電圧計 CY—4001D

● X線リニヤ式ストロボチェッカー FY—1003

詳細につきましては下記まで御連絡いただきますようお願いいたします。

東京レントゲン株式会社

横浜市港北区綱島東5-6-20
〒223 電話045-531-8041 (代表)