

表 2 動悸

	動悸	N	平均±標準偏差	有意確率
AGE	あり	865	51.6±11.2	NS
	なし	14205	51.9±11.8	
BMI	あり	865	23.0±3.2	p<0.01
	なし	14197	23.4±3.2	
SBP	あり	865	117.0±17.6	NS
	なし	14202	117.3±17.5	
DBP	あり	865	73.2±12.0	NS
	なし	14202	73.5±11.7	
TC	あり	865	208.7±32.1	p<0.05
	なし	14205	206.2±32.3	
TG	あり	865	108.3±96.6	NS
	なし	14205	111.2±82.8	
HDL-C	あり	865	68.1±19.0	p<0.01
	なし	14205	65.2±17.3	
LDL-C	あり	811	119.3±29.6	NS
	なし	13386	119.3±30.2	
FBS	あり	865	98.8±17.4	p<0.05
	なし	14205	100.6±19.4	
HBA1c	あり	865	5.1±0.7	p<0.05
	なし	14205	5.2±0.7	
UA	あり	865	5.4±1.4	p<0.01
	なし	14205	5.6±1.4	

表 3 失神

	失神	N	平均±標準偏差	有意確率
AGE	あり	239	47.7±13.8	p<0.01
	なし	14831	51.9±11.8	
BMI	あり	239	22.5±3.4	p<0.01
	なし	14824	23.4±3.2	
SBP	あり	239	112.7±16.6	p<0.01
	なし	14828	117.4±17.5	
DBP	あり	239	70.5±11.5	p<0.01
	なし	14828	73.5±11.7	
TC	あり	239	197.9±30.7	p<0.01
	なし	14831	206.5±32.3	
TG	あり	239	95.6±60.2	p<0.01
	なし	14831	111.2±83.9	
HDL-C	あり	239	65.1±16.6	NS
	なし	14831	65.3±17.9	
LDL-C	あり	228	114.3±31.8	p<0.05
	なし	13969	119.4±30.1	
FBS	あり	239	98.2±19.2	NS
	なし	14828	100.5±19.3	
HBA1c	あり	239	5.1±0.8	NS
	なし	14831	5.2±0.7	
UA	あり	239	5.2±1.4	p<0.01
	なし	14831	5.6±1.4	

表4

		胸痛		合計
		なし	あり	
Af	なし	10035	1445	11480
	あり	179	67	246
合計		10214	1512	11726

p<0.01

表5

		動悸		合計
		なし	あり	
Af	なし	10881	599	11480
	あり	222	24	246
合計		11103	623	11726

p<0.01

表6

		失神		合計
		なし	あり	
Af	なし	11291	189	11480
	あり	240	6	246
合計		11531	195	11726

NS

表10

		胸痛		合計
		なし	あり	
LVH	なし	10035	1445	11480
	あり	44	8	52
合計		10079	1453	11532

NS

表11

		動悸		合計
		なし	あり	
LVH	なし	10881	599	11480
	あり	48	4	52
合計		10929	603	11532

NS

表12

		失神		合計
		なし	あり	
LVH	なし	11291	189	11480
	あり	52	0	52
合計		11343	189	11532

NS

表16

		胸痛		合計
		なし	あり	
ST	なし	10035	1445	11480
	あり	720	180	900
合計		10755	1625	12380

p<0.01

表17

		動悸		合計
		なし	あり	
ST	なし	10881	599	11480
	あり	833	67	900
合計		11714	666	12380

p<0.01

表18

		失神		合計
		なし	あり	
ST	なし	11291	189	11480
	あり	885	15	900
合計		12176	204	12380

NS

表7

		胸痛		合計
		なし	あり	
LQT	なし	10035	1445	11480
	あり	27	10	37
合計		10062	1455	11517

p<0.05

表8

		動悸		合計
		なし	あり	
LQT	なし	10881	599	11480
	あり	34	3	37
合計		10915	602	11517

NS

表9

		失神		合計
		なし	あり	
LQT	なし	11291	189	11480
	あり	36	1	37
合計		11327	190	11517

NS

表13

		胸痛		合計
		なし	あり	
Q	なし	10035	1445	11480
	あり	61	14	75
合計		10096	1459	11555

NS

表14

		動悸		合計
		なし	あり	
Q	なし	10881	599	11480
	あり	73	2	75
合計		10954	601	11555

NS

表15

		失神		合計
		なし	あり	
Q	なし	11291	189	11480
	あり	75	0	75
合計		11366	189	11555

NS

表19

		胸痛		合計
		なし	あり	
T	なし	10035	1445	11480
	あり	1815	464	2279
合計		11850	1909	13759

p<0.01

表20

		動悸		合計
		なし	あり	
T	なし	10881	599	11480
	あり	2113	166	2279
合計		12994	765	13759

p<0.01

表21

		失神		合計
		なし	あり	
T	なし	11291	189	11480
	あり	2251	28	2279
合計		13542	217	13759

NS

添付資料

8 治療中疾患

8-1 治療中（通院中）の病気をお持ちですか？

- ない
- 高血圧 糖尿病
- 高脂血症（高コレステロール、高中性脂肪） 高尿酸血症
- 脳卒中（脳梗塞、脳血栓、脳出血、くも膜下出血）
- 心臓病（狭心症、心筋梗塞、その他）

9 胸痛

9-1 今までに胸の痛みや胸の不快感を感じたことがありますか？

- ある ない

※あると答えた方は、9-2、9-3の質問にもお答えください。

9-2 その症状はいつ頃からありますか？

- 数年前から 一年前から 半年前から
- 半年から1ヶ月前から 1ヶ月以内から

9-3 それは、安静時（体をあまり動かしていない時）ですか、
運動時（坂や階段を昇っていた時または急いで走っていた時など）
あるいは、軽い運動時（平地を歩いていた時）ですか？

- 安静時 運動時 軽い運動時

※運動時、または軽い運動時と答えた方は、9-4から9-9の質問にもお答えください。

安静時と答えた方は、9-4と9-7から9-9の質問にもお答えください。

9-4 症状が起こったのはいつですか？

- 日中 夜間 夜間就寝中 その他

9-5 その時あなたはどうしましたか？

- 運動を続けた 運動を止めた
- ゆっくりと歩く（昇る）ようにした

9-6 運動を止めたとき症状はどうなりましたか？

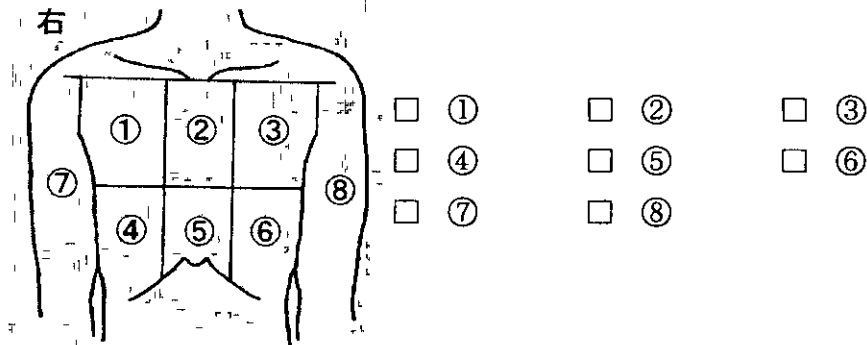
- 症状が消えた 変化はなかった
 症状が悪化した

9-7 症状はどのくらいで消えましたか？

- 数秒以内 数秒～30秒
 30秒～20分以内 20分以上

9-8 症状が生じたのはどの部位ですか？絵の番号でお答えください。

(複数回答可)



9-9 症状はどのくらいの広がりがありましたか？

- 指先で示せる範囲 こぶし位～手のひら位
 胸全体

記入しないで下さい

No.

--	--	--	--	--	--	--	--

10 失神・めまい

10-1 この3ヶ月で気を失ったことがありますか？

- はい いいえ

※はいと答えた方は、10-2 から 10-7 の質問にもお答えください。

10-2 この3ヶ月で何回ありましたか？

- 一回 二回以上

10-3 どのような時に起こりましたか？

- 横になっていた時 座っていた時
 立っていた時 立ちあがった時

10-4 どのくらいの時間続きましたか？

- 一瞬（数秒以内） 数分以内
 数分よりも長い わからない

10-5 気を失う前に何か胸の症状はありましたか？

- ない 動悸 胸の痛み（不快感） その他

10-6 胸部以外の症状はありましたか？

- ない 気分不快 全身の力がぬける
 汗をかく あくび その他

10-7 気を失ったとき痙攣しましたか？

- はい いいえ わからない

11 動悸

11-1 突然に始まり、終わった時がはっきりわかるどきどき発作を感じたことがありますか？

- はい いいえ

その時に気が遠くなる感じがありましたか？

- はい いいえ

11-2 ドッキンとする動悸を感じたことがありますか？

- はい いいえ

その時に気が遠くなる感じがありましたか？

- はい いいえ

12 息切れ

12-1 階段を2階まで上がる時に息切れのために途中で休むことがよくありますか？

はい

いいえ

※はいと答えた方は、12-2、12-3の質問にもお答えください。

12-2 階段を休むようになったのはいつ頃からですか？

3か月以上前からある

最近3か月以内に起こっている

12-3 息切れは最近強くなってきていますか？

余り変わらない

徐々にひどくなっている

厚生労働科学研究費補助金（労働安全衛生総合研究事業）
分担研究報告書

職域健康診断における胸部放射線診断のあり方とその精度管理
および時系列データの利用法に関する調査研究

分担研究者 曾根脩輔 安曇総合病院病院長

研究要旨

第1にCR(computed radiography)については、平成14年度の調査研究の継続としてCRシステムの多様な機能の利用方法、精度管理を中心にした撮影方法、表示方法についての追加検討を行い、平成14年度の暫定的まとめの部分的改定と至適パラメーターの最終まとめを作成した。そして胸部ファントームのCR写真による具体的な検討を追加した。そしてこれと平行して胸部X線撮影用CRシステムの基礎をマニュアル作成にとりかかった。今後は適当な付図の追加により利用者の理解を容易にする方向でこれを改良し次年度の完成を期している。

第2に肺癌やじん肺に対する胸部検診へのCT(computed tomography)の利用に関してであるが、平成15年度にはその国際的調査研究への参加協力するための準備を行った。具体的には、ELCAP (early lung cancer action project、本部 New York Cornell 大学、Henschke 教授が代表)とここが主宰する研究会 I-ELCAP (International Conference on Screening for Lung Cancer、年2回開催中)に安曇総合病院として参加開始した。肺癌検診のデータを登録することにより、この国際的組織のなかでわが国の肺癌を包括的に検討し、肺癌検診の方法や精度管理について協同研究を行う準備が整った。国際的組織でのデータ集積や公開に参加する。この会には、放射線医学のみならず呼吸器病学、呼吸器外科学、呼吸器病理学、公衆衛生学、医学統計学などのエキスパート、CAD(computer-assisted diagnosis)研究者、米国保健行政担当官 (NIH, NCI スタッフ) など、国別では米国、日本、英国、ドイツ、イスラエル、イタリア、フランス、スウェーデン、スペイン、スイス、デンマーク、中国などが参加中である。さらにCADシステムの利用はCT検診における精度管理に有効であることから次年度の検討課題とした。

第3に、従来から、全国労働衛生団体連合会エックス線写真専門委員会では、胸部検診に用いられている胸部 X 線写真の画質審査を行い、各検診機関の評価得点の経年変化も検討してきたが、平成 15 年度に一応のまとめを行ったので報告する。

研究協力者

小山 真弘 安曇総合病院放射線科
技師長

平野 浩志 信州大学病院中央放射
線部副技師長

加納 和輝 松本協立病院診療放射
線技師

貝吹 敬司 鹿教湯病院診療放射線
技師長

萩原 明 神奈川県予防医学協会
技術部長

東村 亨治 福井医科大学放射線部
技師長

伊知地宏志 コタックヘルスイマーノソコ事
業部アノクヒンネ本部
営業技術グループ

竹内 浩美 エコメテイル&グラフィックカン
パニーMI商品企画グル
ープ課長代理

山室 紀人 エコメテイル&グラフィックカン
パニーMI商品企画グル
ープ

藤岡 隆 富士フィルムメテイル営業技
術部長材料グループ部長
マネージャー

古川 克治 全国労働衛生団体連合
会エックス写真専門委員会

前委員

花岡孝臣 安曇総合病院呼吸器外科
津島健司 信州大学内科

A. 研究の目的

臨床医学は近年の放射線医学的検査法の急速な進歩により大きい変貌を遂げた。保健予防医学活動、あるいはその中の職域における健康診断についてもこのような新しい手法の導入あるいはその効率的運用、精度管理などをはかることは重要であろう。

特に胸部 X 線診断に限れば、最近の臨床医学では X 線フィルム法から IP(imaging plate)を用いた CR 法への転換がはかられているし、肺癌やしん肺の検診においては胸部 X 線写真法の不足を補うために CT の追加利用の有効性が注目されている。健康診断においてもこのような動向に無関心に過ごすことはできない。

CR 法については、画像情報がデジタル化されるので、モニター診断や、データの電子保管、伝送が可能になり、時系列データの取扱いが簡便になる利点が多い。この場合に

必要なことは、受診者の画像データの収集法や表示法、あるいは保管や再利用法に関する標準化、そのためのガイドラインの作成である。たとえば、じん肺審査に胸部 CR 写真を提出するものに対して、一定範囲の画質を要求するには、そのためのガイドラインが必要である。本研究はそのような目標にかなうものである。

肺癌検診については、国内におけるがん死亡の主原因である肺癌に対する従来法、胸部単純 X 線写真による検診法の効果が疑問視されている。国際的にも肺がん検診への CT の利用が有望視されこれについての調査研究が始まっている。このような組織に参加協力することは有意義なことと思われるので参加するための準備を行った。

従来からの胸部 X 線写真はなお臨床医学で広く利用されており、感光材料の改善も行われている。そのためにその適切な利用、精度管理が重要である。全国的規模での画質審査とこれに基づく精度管理、指導を行っている全国労働衛生団体 X 線写真専門委員会での検討内容をまとめる。

B. 研究方法

初年度の平成 14 年度に引き続いて、CR システムに関する研究として、システムの最近の性能の調査、各種 CR システムの特徴、機能の比較など

を行った。現在国内で市販のシステムの画像処理パラメーターのターミノロジーの整理、包括的理解と整合性を実現するために必要なデータ収集や解析を行った。CR 法の特徴である画像処理パラメーターの多様化の実体を明らかにした。

CR の最近の動向を紹介するために、CR の基礎的事項を示し、CR システム毎に異なった名称で供給されているシステムの理解、他のシステムのものとの比較をたずけるための解説書の作成を開始した。胸部ファンとームを用いた CR 撮影実験を行い、画質評価を試みた。

肺癌の CT 検診については、現在これが国際的に注目され、その有効性の調査が行われ始めている。わが国における普及が先行している。国際的あるいは国内的な利用状況を学会や研究会における発表などを通じて調査した。具体的なデータとして長野県下で平成 8～10 年度に実施された CT 検診の結果を参照して考察した。

第 3 に、従来から、全国労働衛生団体連合会エックス線写真専門委員会では、胸部検診に用いられている胸部 X 線写真の画質審査を行い、各検診機関の評価得点の経年変化も検討してきたが、平成 15 年度に一応のまとめを行ったので報告する。

C. 研究結果

A) CR について以下の表題にて調査研究を行った。その成果は文末に追加して示す。

1 各種 CR システムの比較マニュアル (胸部撮影実務編)

2 CR システムの概説

B) 肺がん検診へのCTの利用について。国際的な研究協力の基盤を構築した。具体的成果は次年度に発表可能になる。国内における肺がんに対するCT検診についてのまとめを文末に示す。

C) 胸部 X 線写真の画質精度管理—全衛連 X 線写真専門委員会における経年的画質変化についての研究を行った。成果は文末に示す。

D. 考察

第1に CR(computed radiography) システムの最近の機能、ソフトウェア関係の調査、各種システムのコセプトや機能、画質の調査、比較を行ってまとめた。現在国内で市販されている CR はソフト面で急速にその性能向上がはかられているが、その利点を使用者における利便性の向上につなげるための整理、まとめを行い、CR システムの可能性をよく引き出すための準備とした。具体的な CR イメージを作成し、すなわちフアントームを撮影して、その画質

により検証した。

第2に CR システムの最近のハード、ソフト面の基礎的概説をこころみた。現在は各種システムの統一的理解か、横断的な解説書の不足から困難であるので、新たな CR システム利用機関における担当者に役立つ簡潔なマニュアルの作成にとりかかった。今後、適宜付図を加えて視覚的な理解を促進する方向で完成を目指す。

第3に肺癌やじん肺に対する胸部検診への CT(computed tomography) の利用は国内的、国際的にその有効性の調査が国歌プロジェクトとして始まっており、具体的な普及活動、一般的な利用を行うものもでてきた。平成 15 年度にはその国際的調査研究への参加協力するための準備を行い、わが国では唯一の参加組織として安曇総合病院が加わり、国際的データ集積を開始した。肺がんの CT 検診を普及させるために重要なことは、その処理能力や精度管理であり、そのために必要な読影者の養成、読影補助システムの研究開発を次年度以降行う。CAD(computer assisted diagnosis)の開発導入も重要とみておりその可能性をさぐる。

第3に、従来から、全国労働衛生団体連合会エックス線写真専門委員会では、胸部検診に用いられている胸部 X 線写真の画質審査を行い、各

検診機関の評価得点の経年変化も検討してきた。そのなかで、X線写真の画質の向上に重要な事項として、X線撮影系についての最新の情報が撮影担当者に適切に提供されていないことや機関における画質に関する理解の不統一、あるいは画質向上に対する現場の熱意不足あるいはそのための動機付け不足が明らかになった。精度管理が行き届いていて評価の高い優良な機関を公表するなど、機関の精度管理に対するインセンティブを高めることが大切と思われた。

E 結論

A)CR については、国内における利用状況やシステムの開発状況を調査した。CR法の特徴である画像処理パラメーターは各社それぞれが開発中であり、独自の特徴をもって進歩を続け次第に複雑化、多様化の様相を呈し、統一的理解を困難にしていることがわかった。その標準化が使用者サイドの混乱を防ぐため、精度管理のために必要な段階にきていると思われた。

B)肺癌検診へのCT(computed tomography)の利用については、現在米国やわが国でその有効性の検討が始まっている。しかしすでに具体的に検診事業に取り入れられてきておりその診断面

での精度管理や適切な受診者の設定やあるいは検診回数についての指標の作成が必要である。精度管理についてはCAD (computer assisted diagnosis) が役立つとみられる。

C)胸部X線写真の画質精度管理については機関に対する適切な情報の提供、担当の医師や技師に対する注意喚起あるいは精度管理に対する医療機関におけるインセンティブを高めることが大切である。

F 健康危険情報

特になし。

G. 研究発表

2003年の発表業績

- 1 Aoyama M, Li Q, Katsuragawa S, Li F, Sone S, Doi K
Computerized scheme for determination of the likelihood measure of malignance for pulmonary nodules on low-dose CT images Med Phys 2003, 30 387-394
- 2 Li F, Sone S, Abe H, MacMahon H, Doi K
Low-Dose CT Screening for Lung Cancer in a General Population Characteristics of

- Cancer in Non-smokers
versus Heavy Smokers
Academic Radiology 2003,
10 1013-1020
- 3 Suzuki K, Armato SG III, Li F,
Sone S, Doi K Massive
training artificial neural
network (MTANN) for
reduction of false positives in
computerized detection of
lung nodules in low-dose CT
Med Phys 2003,
30 1602-1616
- 4 Armato SG III, Altman MB,
Wilkie J, Sone S, Li F, Doi K
Automated lung nodule
classification following
automated nodule detection
on CT A serial approach Med
Phys 2003, 30 1188-1197
- 5 Li Q, Li F, Shiraishi J,
Katsuragawa S, Sone S, Doi
K Investigation of new
psychophysical measures for
evaluation of similar images
on thoracic CT for distinction
between benign and
malignant nodules Med Phys
2003, 30 2584-2588
- 6 Li F, Sone S, Abe H,
MacMahon H, Doi K
Comparison of
high-resolution CT findings in
malignant and benign
nodules in CT screening for
lung cancer Radiology (in
press)
- 7 Li F, Aoyama H, Shiraishi J,
Abe H, Li Q, Suzuki K,
Engelmann R, Sone S,
MacMahon H Doi K
Improvement in radiologists'
performance for
differentiating small benign
from malignant lung nodules
on high-resolution CT by
using computer-estimated
likelihood of malignancy AJR
(in press)
- 8 T Matsumoto, A Furukawa,
M Tsuchikawa, Y Fujino and
S Sone Relationship between
changes in pupil size over
time and diagnostic accuracy
Medical Imaging 5034 18-20
2003
- H 知的財産権の出願・登録状況
特になし。

個別研究 1

各種 CR システムの比較マニュアル（胸部撮影実務編）

研究分担者

全国労働衛生団体連合会（全衛連）エックス写真専門委員会委員長
安曇総合病院 病院長 曾根脩輔

主たる執筆者 曾根脩輔

協力者（研究協力者 CR グループ）

安曇総合病院放射線科技師長 小山真弘

信州大学病院中央放射線部副技師長 平野浩志

富士フイルムメディカル（株）営業技術部長

材料グループ部長マナーシャ 藤岡隆

全国労働衛生団体連合会エックス写真専門委員会前委員 古川克治

コニカ（株）メディカル&グラフィックカンパニー

MI 商品企画グループ課長代理 竹内浩美

コニカ（株）メディカル&グラフィックカンパニー

MI 商品企画グループ 山室紀人

コダック（株）ヘルスイメージング事業部

アナログビジネス本部営業技術グループ 伊知地宏志

神奈川県予防医学協会技術部長 萩原明

福井医科大学放射線部技師長 東村亨治

松本協立病院診療放射線技師 加納和輝

鹿教湯病院診療放射線技師長 貝吹敬司

はじめに

このマニュアルは胸部X線検査にCRを利用する医療従事者が関連事項を簡単に理解、確認するために便利な資料の不足を感じて作成することになった。従来から、CRメーカーによる自社システムの解説書は多少とも提供されているが、医療現場における具体的疑問に答えるものとしては過不足があり、メーカー間の横並びの解説が欠除するために統一的理解を困難にしていた。その解消、とくに共通項目の統一的理解を助けることをこのマニュアルは志向している。次の項目がその対象になると考えた。

- 胸部CR撮影実践に役立つ基礎知識と取り扱い説明、推奨されるパラメーターメニューの提示。
- CRの理解を助けるための専門用語の簡単な説明(共通項目、各社の特徴、画像処理一覧表)
- 基本的事項のメモ的説明
 - ◇ イメージングプレート
 - ◇ データの流れ、読み取り、量子化、処理過程
 - ◇ 各社特有の画像処理表示法用語の説明—信号量、階調処理、周波数処理、ダイナミックレンジコンプレッション)
 - ◇ 各社機能の対応付け
- 応用的画像処理表示法概説
- データ圧縮、保管、伝送、表示システム

CRの概説

Computed Radiography(CR)は国際的に最初にフジフィルム社が開発発表した。FCR(Fuji Computed Radiography)とも称されていた。X線フィルム増感紙システムのかわりに輝尽性蛍光体 photostimulable storage phosphor としてのユーロピウム付活バリウムフッ化ハロゲン (BaFBr) を用いた imaging plate(IP)を用いている。入射X線を受けるとIP上のその点に一次励起が起こり、そのエネルギーの一部が蛍光体に捕獲されて潜像として残る。ここへレーザービームを当てると、二次励起(輝尽励起)により蛍光を発する。これを光電子増倍管に集め、アナログ電気信号をADCでデジタル化する。光電子増倍管が介在して、受像系と表示系が分離しているので、ここに画像処理系を加える余地が生じる。必要な画像処理を加えてプリントすると通常のX線写真類似の画像

が得られる。あるいは単に CRT モニターに即刻表示できる。画像処理を追加できるために、従来のアナログシステム、X 線フィルム増感紙システムより豊富な画像情報を引き出して利用できる。診断目的に合わせた画像を作成できる。

「CRシステムは受像系と表示系が分離した医用画像法であり、両系間で画像処理をおこなえるもの」と広義に定義される。

同様の装置は、現在コニカやアグファゲハルト、フィリップスあるいはコダックから出されているので、この種のシステムは「輝尽性蛍光体 (photo-stimulable storage phosphor) を用いた CR」と表現するのが厳密であり、CR 一般との混同をきたさないであろう。

DR(digital radiography)という CR に類似した表現がある。コンピューターを使用する画像法という意味で、両者あるいはこれらにさらに CT を加えて CR システムと理解することも可能であるが、現実には、その内容やそれぞれの成立の経緯から、とくに CT は全く別扱され、IP を用いるものに限って CR と称する。そして「DR は、この広義の CR のなかで、受像や画像処理、あるいは画像データ保管などが、コンピューターのハードウェアによりデジタル的におこなわれるもの」として別扱いするのが一般的である。

CR 画像処理条件

じん肺健康診断技術等に係る研究委員会報告書（平成12年3月）において適当とされた CR 画像処理条件をひとまず参考に示しておく。

FCR	GA	GS	RE	Mask size	High Density Boost	
	0.9~1.0	-0.2~-0.1	0, 0.1, 0.2			
コニカ		濃度	強調度	マスクサイズ		LUT
		1.6~1.8	0.1~0.3	7		ThX-2
コダック	Contrast factor	Density shift				
	1.6~1.8	-0.3		35~75	0.05~0.1	

3 CRの基礎的事項のまとめ

1) Computed Radiography(CR)とは

フシフィルム社が1977年にX線フィルム増感紙システムにかわる輝尽性蛍光体、**photostimulable storage phosphor**として、ユーロピウム付活バリウムフッ化ハロゲン (**BaFX**, X=Cl や Br, I など) を用いた **imaging plate(IP)**を利用する **CR** システムを開発、1981年の国際放射線医学会で技術発表した。受像面にユーロピウム付活フッ化ハロゲン塩が塗布された。付活剤である二価イオンのユーロピウムはBaイオンと置換され、ハロゲン元素として当初のIPにはBrが利用されたが、その後、Iも加えられるようになった。

X線が入射すると、これによる一次励起の吸収エネルギーが発光中心である二価ユーロピウムにおいて発光を生じ、同時に蛍光体中のハロゲンイオンの空格子点にトラップされて準安定状態の色中心を生成する。後者がX線CR写真の潜像となり、エネルギーの一部が蓄積され、この際の発光より長波長光の照射を受けると二次励起により発光する。これを輝尽性発光と呼ぶ。X線照射による発光の後に潜像が輝尽性蛍光体に捕獲されて残り、エレクトロントラップ孔における電子数の変化として残り、レーザービームを照射しながらスキャンすると二次励起(輝尽励起)による蛍光を発する。蛍光量はX線入射量により決まってくる。これを光電子倍增管に集め、アナログ電気信号をADCでデジタル化して、画像処理を加えた後に、適当な表示系で表示するか、あるいはX線フィルムにプリントアウトする。

画像処理法には、階調処理や空間周波数処理(エッジ強調 **edge enhancement** やこれと同じ効果を示すボケマスク処理 **unsharp masking**,あるいは平滑化処理 **smoothing**),画像間のサブトラクションあるいは加算、断層像あるいは三次元画像への画像再構成法などがある。

2) CRの開発、普及状況

1981年にフシフィルム社が国際的に先駆けてCRシステムを開発、1983年に第1世代**FCR**として販売を開始した。その後、画素数や画面の大きさ、画像処理法などに関する何回かの機能更新を重ねながら、1998年に第五世代まで進化させ今日に至っている。当初は大規模のシステムが大病院用に発売されたか、最近では診療所用の小規模のシステムも追加販売されている。富士フィルムメ

ディカル社からのデータによると、国内の同社製品の稼働台数は平成 10 年の約 2700 台から平成 11 年の約 3500 台、平成 12 年の約 4600 台、平成 13 年の約 6500 台と伸びを示し、平成 14 年 4 月に累積販売数は約 15000 台以上とのことである。コニカ社からのデータによると平成 8 年が立位撮影用据え置きタイプ、平成 11 年にカセットタイプが発売開始され、2003 年 12 月現在それぞれ約 500 台と 1500 台が稼働している。同様の装置は、現在コニカやアグファゲハルト、フィリップスあるいはコダックからも販売されている。

3) CR の放射線画像法としての特徴

画像処理法には、階調処理や空間周波数処理（エッジ強調 edge enhancement やこれと同じ効果を示すホケマスク処理 unsharp masking, あるいは平滑化処理 smoothing ）、画像間のサブトラクションあるいは加算、最近加わったダイナミックレンジ圧縮処理(DRC, dynamic range compression)、マルチ周波数処理、過去に汎用されたボケ断層撮影像における直線軌道断層像における障害陰影低減処理などがある。

4) 各社 CR の画像処理パラメーター

- (1) フシ (FCR 画像処理解説書、富士フイルムメディカル、平成 13 年、参照)

自動感度補正機能 EDR(exposure data recognizer)

撮影条件の変化、過不足にかかわらず、適当濃度と良コントラストのもとに CR 像を表示する機能である。そのための具体的処理の概略を述べるなら、IP からの発光量のヒストグラムを作って、その中の検査目的の被写体部分を代表するとみられる特定範囲を決定して、その限定された領域上の各点（画素）から検出された光量を深さ 10 ビットで量子化し、すなわち濃度対応のディジタル値を与え、CR 像における各画素における濃度を決定する。診断に関係ない部分、すなわち極端に高濃度あるいは低濃度の領域は除外されるので、CR 表示の濃度範囲が 10 ビットに限られるとはいえ、残った領域がコントラスト良く表示される。胸部 CR 写真では、例えば、肺野の高濃度部が濃度 16、心臓に重なる部分が濃度 05 で表示されるよう調整されることになる。胸部 CR 写真では肺野より濃い部分や心臓より薄い部分が含まれるが、これらの領域を含めて、かつ効率的に、濃度に対応して 10 ビットのディジタル値、0～1023 が画面上の各画素に

与えられる。肺野の高濃度部に入射される X 線量 (mR) は最大(S_{max})、心臓に重なる部分に入射する X 線量は最小(S_{min})と表示される。両者の差 (レンジ) が胸部 CR 写真では利用可能な濃度域を最大限に有効利用してコントラスト良く表示される。上記のように最大(S_{max})から心臓に重なる部分の X 線量、最小(S_{min})を含めて、しかしこれよりさらに外挿した必要範囲に対する入射 X 線量の範囲を L 値 (対数値) として FCR 画像パラメータ表示部分に示す。例えば、太った被写体などでは、 S_{min} と S_{max} の差は大きくなるので L 値も大きくなる。 S_{min} と S_{max} の中央 (10 ビットの量子化に際してデジタル値 511 が割り付けられる部分) の X 線量の対数値、 S_k については、これを変換式にかけて代表値、S 値として示される。例えば、同一被写体の撮影に際して、X 線曝射が多い時には、被写体を透過して IP に入射する X 線量は大きく、従って S_k は大きくなる。変換式によりこれを変換するとその結果としての S 値は小さくなる。後者は X 線フィルムスクリーン系における比感度に類似するが一致するものではない。例えば FCR システムの ST タイプに 1 ミリレントゲン曝射した時の S 値は 200 である。HR タイプに 20 ミリレントゲン曝射した時の S 値は 120 である。最大(S_{max})と最小(S_{min})X 線量に対応する濃度デジタル値はそれぞれ Q_{max} と Q_{min} と称される。

階調処理と周波数処理

階調処理

上記のように EDR で CR 画像全般が適正濃度と良好なコントラストで表示されるが、さらに追加の画像処理により診断目的に適合した内容に画像を修飾できる。CR 画像上の各画素に与えられる濃度、デジタル値を修飾して、画像の濃度やコントラスト、あるいは鮮鋭度を微調整する機能である。まず画像の濃度とコントラストを調整する階調処理がある。パラメータは回転量 (GA) と階調タイプ (GT)、回転中心 (GC)、および回転シフト (GS) からなる。

回転量 (GA)

コントラストを変更する。胸部撮影には GA10 が推奨されている。これを大きくとるとコントラストが大になる。例えば GA12 では GA10 の場合よりコントラストが 1.2 倍になる。

階調タイプ (GT)

非線形カーブによって画像の各画素の濃度を修飾する。X 線フィルムの特性

曲線に類似する。一部に線形カーブが含まれている。A, B, C, D, E, F, G, H, I, J, K, L, M, O, P, R, T の 17 種類が用意されている。胸部撮影には E タイプが推奨されている。

回転中心 (GC)

回転量 (GA) 処理に際しての濃度中心である。胸部撮影には濃度 16(#160) が推奨されている。この濃度が支点になって、この上下の濃度域における濃度が回転量に応じて傾斜して変化する。ただし、X 線写真の濃度 16 以上の領域とは、例えば胸部 X 線写真における肺野部分のごとく非常に黒く見える部分であり、さらに黒い部分においてこの回転処理の効果を肉眼的観察で認めることは一般に困難である。これより低濃度部分における変化は認識できる。

回転シフト (GS)

濃度の変更を行う。胸部撮影には -0.15 が推奨されている。これを大きく取ると画面の濃度はあがり、黒くなる。例えば、GA=10 の場合に、GS を 0.1 大きくとると、画面の濃度は 0.1 増加する。このあたりの感覚である。

周波数処理

上記の処理によって画像の濃度やコントラストが調整される。さらに画像の鮮鋭化あるいは逆に不鮮明化のための加工が周波数処理により可能になる。鮮鋭化あるいは不鮮明化の加工の対象となる解剖学的構造物をその画像的特性から選択可能である。CR の周波数処理とは、画像情報を空間周波数に関して処理するのであるが、CR では特にこれをボケマスク処理で行う。ボケマスク処理とは、例えば、X 線像は撮影系を通して描出されているので、対象のイメージはこの間に実物よりやや不鮮明化されるのが一般である。ところがこれを画像処理で鮮明化できるのが CR 法、広くはデジタル画像法における長所である。実物よりぼけて描出されている CR 原画像からそのボケ成分を取り出して不鮮鋭なボケマスク像を作り、原画像からこれを引き算してやると鮮明な画像が残る。逆に、ボケ成分を主に利用して平滑化、すなわち一層不鮮明な画像を作ることも可能である。以上の説明は、感覚的に理解をたすけるためのものであり、処理過程の正しい流れは次のようである。

ボケ像の作成(どこまでぼかすかは後述の RN で規定)、

原画像とボケ像の差分像を作成 (ここで鮮鋭な画像が得られる)、

差分像に任意の係数を掛け(後述の RE)、これを原画像に加算する。ここに原画像に差分像の鮮鋭成分が加わる。係数が大きい程、原画像への修飾効果が大