

コニカ REGIUS 150			
S 値 (管電圧 130Kvp の場合)	S 値の変化	粒状性	鮮鋭性
	100	◎	(2mR)
	150	○	
	167	○	やや粗い
	200	△	(1mR)
	300	×	
管電圧の変化	400	×	
	Kvp	粒状性と画質全体	
	110	○	○
	120	○	○
	130	○	○やや粗い
コントラストに大きな差はない			
階調処理			
G 値	G 値の変化	粒状性と画質全体	
	1 85	やや軟調	
	1 95	やや軟調	
	2 05	標準	
	2 15	やや硬調	粗い
	2 25	やや硬調	粗い
階調タイプ			
THX1	THX1 が胸部用		
DL	0 22		
DH	1 9		
G 値に反映する (コントラストに影響を与える)			
周波数強調 (F 処理)	F		
F	1	ON	
β 1. 低濃度部の周波数強調度	0		
β 2. 高濃度部の周波数強調度	0 1		ソフト
	0 2		
	0 3	標準	
	0 4		
	0 5		ザラつく
M	マスクサイズ		
強調周波数	3	高周波数	変化なし
(マスクサイズ)	7	標準	
強調度一定 (0 3)	11		
	15		ブツブツ描写
DR 圧縮 (E 処理)	E		
E	1	ON	
BL 低濃度部の処理の強さ (F 処理パラメーター一定)	0 1		
	0 3	標準	
	0 5		縦隔良い
0 5 はややザラつく			
BH 高濃度部の処理の強さ	0		

M (強調周波数をきめるマスクサイズ)	マスクサイズ		
	63		
HF (ハイブリッド処理)	F		
	0		OFF
	HF		
	HFのみでは縦隔部不足		
HE2、 $\beta 103$ 一定でHFのパラメータ変化一定	4		標準
	$\beta 2$	0 1	
		0 3	標準
		0 5	肺野シャープ
	5		
	$\beta 2$	0 1	軟調
		0 3	
		0 5	ノイズ多い
	6		
	$\beta 2$	0 1	
0 3			
0 5		高周波強調、ギラツキ	
HE処理	E		
	0	OFF	
HF5一定			
HE5一定、 $\beta 203$ 一定でHEのパラメータ変化	HE		
	2		標準
	$\beta L$	0 1	ノイズ悪化
		0 3	コントラストアップ
	0 5	縦隔OK	
<p>1 S値の変化については、wetと同線量のS値150付近が画質と線量の面でバランスがよい。</p> <p>2 管電圧による変化は、F/Sのような高圧撮影による肋骨の吸収差の変化は見られないが、130Kvpで若干ザラつく。</p> <p>3 G値は、被写体コントラストで変化するので、ファントム実験では2.05がよいが被写体や管電圧により異なってくるであろう。</p> <p>4 階調はTHX1をし、DL0.22、DH1.9と固定したが、これは関心領域(肺野+縦隔・横隔膜を含む)の最低濃度と最高濃度を決定するパラメータであり、DLとDHの差が大きいとコントラストは増す。</p> <p>5 周波数の変化については、マスクサイズの標準は7であるが、11を用いると低周波から強調される。</p> <p>6 周波数の強調度は、あまり強くすると肺血管が強調され過ぎ、粒状性も悪くなるので、0.3, 0.4が推奨。</p> <p>7 E処理(DR圧縮)は、縦隔の濃度を上げるが、強調し過ぎると低濃度部のコントラストが低下する。</p> <p>8 HF処理は数字の小さい方が、低周波から強調し肺血管のコントラストが付いて見えるが、肋骨も強調される</p> <p>9 HE処理は、縦隔の濃度を上げるが、強調し過ぎると低濃度部のコントラストが低下する。</p>			

コダック KODAK-CR										
管電圧 Kvp あるいは X線量の変化と粒状性										
FCRの S値	E1 110Kvp	粒状性	mAs	E1 120Kvp	粒状性	mAs	E1 130Kvp	粒状性	mAs	
108	2280	◎	20.5	2280	◎	16.5	2270	◎	14.3	1.86mR
140	2170	◎	15.9	2170	◎	13	2150	◎	10.5	1.4mR
200	2010	◎	10.9	2000	○	8.8	2000	○	7.6	1mR
260	1830	○	7.3	1850	○	5.2	1850	△	5.2	0.7mR
400	1680	○	5.9	1680	△	4.2	1680	×	3.5	0.5mR
管電圧 Kvp と粒状性あるいは画質										
110Kvp	○									
120	○									
130	○	やや軟調。コントラストに大差はない								
130Kvp ではコントラストに大差はないがやや軟調になる										
コントラスト, 1.8 カーネル, 75 ローデンシティブースト, 0.05 ハイデンシティブースト, 0.2										
階調タイプ ボディーパート, Chest/PA(胸部用)										
ローコントラスト 低濃度側のコントラスト, 0.7										
アップコントラスト 高濃度側のコントラスト, 0.9										
トウ(足部)の濃度 0.8										
ショルダー(肩部)の濃度 1.8										
デンシティソフト(濃度ソフト) 0.1										
1 110Kvp の E1,2010 (FCR の S 値 200 同等) を基準とした場合、1830 までは推奨できる 2 120Kvp の E1,2000 を基準にした場合、1850 までが推奨値 3 130 Kvp の E1,2000 を基準にした場合、1850 では粒状性が悪化してくる 散乱線の影響と考えられる										

推奨標準画像パラメーター					
FCR 標準装置パラメーター/フィルム印字例					
G 10	E #16	-0.15R	4R0.2	D 2B	0.4*
L 1.8	S 300	C *1.0*1.0		PA	

コントラスト	階調(特性曲線)			周波数強調			DR圧縮		
	GT	GC	GS	RN	RE	RT	DRN	DRT	DRE
10	E	16	-0.15	4	R	0.2	2	B	0.4

ラチチュード	感度
L値	S値
自動	300 以下

FCRマルチ周波数処理パラメータ				フィルム印字例			
G 10	E#16	-015 M CR02	AC03*				
L 18	S 300	C *10*10	PA				

コントラスト	階調(特性曲線)			周波数強調			DR圧縮		
GA	GT	GC	GS	MRB	MRT	MRE	MDB	MDT	MDE
10	E	16	-015	C	R	02	A	C	03

ラチチュード	感度
L値	S値
自動	300 以下

REGIUS標準パラメータ

	S 157	G 203	L 022	H 190	THX-1
E 1	F 1	E 030	000	M63	F 000 030 M7

コントラスト			階調曲線	周波数強調			DR圧縮(イコライゼーション処理)		
G	DL	DH	LUT	M	F $\beta$ 1	F $\beta$ 2	M	E $\beta$ L	E $\beta$ H
20	022	19	THX-1	M7	000	030	M63	030	000

ラチチュード	感度
L値	S値
20	150 以下

REGIUSハイブリッド処理パラメータ

	S 157	G 203	L 022	H 190	THX-1
E 0	F 0	E 030	000	M63	F 000 030 M7

コントラスト			階調曲線	周波数強調			DR圧縮(イコライゼーション処理)		
G	DL	DH	LUT	HF	F β1	F β2	HE	E βL	E βH
20	022	19	THX-1	HF=5	000	030	HE=2	030	000

ラチチュード	感度
L値	S値
20	150 以下

KODAK-CRパラメータ

表示なし
------

コントラスト			階調曲線	周波数強調			DR圧縮 (EVP処理)		
コントラスト	ロー コントラスト	アッパ - コントラスト	ホテイハート	カーネル	ローテンティブースト	ハイテンティブースト	EVPカーネル	EVPテンティブースト	EVPブースト
18	07	09	Chest/PA	45	005	020	17000	2200	11
	トウ	シヨルダ							
	08	18							

感度
E値
2000 以上

ファントーム実験に使用した装置と条件を表で示す。

	FCR	REGIUS	KODAK-CR
X線発生装置	東芝 KXO-80G (3相インバータ)	東芝 KXO-80F	東芝 KXO-80F
管球 固有フィルタ 付加フィルタ 焦点	東芝 DRX-372HD 11mmAL/75KV 2.0mmAL 0.6mm	東芝 DRB-0424CS 12mmAL/75KV 0.6mm	東芝 DRB-0424CS 12mmAL/75KV 0.6mm
読取装置 読取サンプリング 読取グレーレベル	FCR 5000 100 $\mu$ m/pix 10bit/pix	REGIUS 150 175 $\mu$ m/pix 12bit/pix	Direct view CR800 175 $\mu$ m / pix 12bit / pix
IP	ST-VN	RP-1S	GP25
画像記録装置 露光分解能 記録画素サイズ 赤外半導体レーザ	Drypix 7000 14bit 100 $\mu$ m 波長 660nm	Drypro 752 14 bit 80 $\mu$ m 波長 810nm	DV8700 12bit 89 $\mu$ m 波長 660nm
フィルム	DI-HL	DR-P	DVB
撮影条件	S=300 110Kvp 6.72mAs 200cm 120Kvp 5.44mAs 200cm 130Kvp 4.48mAs 200cm 140Kvp 3.52mAs 200cm	S=167 110Kvp 4.0mAs 200cm 120Kvp 2.8mAs 200cm 130Kvp 1.9mAs 200cm	EI=2000 110Kvp 10.9mAs 200cm 120Kvp 8.8mAs 200cm 130Kvp 7.6mAs 200cm
	グリット	14 1 60本 (Bucky)	三田屋 14 1 60本

ファントム 京都科学社製

## 個別研究2

### CR システムの概説

#### 執筆編集者

安曇総合病院 病院長 曾根脩輔

#### 主たる執筆者

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

#### 執筆協力者

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ネージャ 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

信州大学病院中央放射線部副技師長 平野浩志

## 目次

### 第一章 デジタル画像処理とは

#### 第一項 画像処理の歴史

#### 第二項 画像を構成する因子

##### 第一節 コントラストとレスポンス

##### 第二節 シャープネス

##### 第三節 ノイズ

#### 第三項 デジタル化で重要な因子

##### 第一節 標本化と量子化

##### 第二節 画像のサイズと情報量

### 第二章 CR 画像処理の基礎

#### 第一項 CR の画像読み取り

- 第二項 濃度とコントラストの自動調整
- 第三項 ヒストグラム
- 第四項 ルックアップテーブル (LUT)
- 第五項 新しい画像処理ソフトウェア

### 第三章 イメージングプレート (IP)

- 第一項 組成と発光の原理
- 第二項 X線吸収特性
- 第三項 発光特性
- 第四項 感度
  - 第一節 線量表示
  - 第二節 増感紙との感度比
- 第五項 フェーディング
- 第六項 消去
- 第七項 劣化とクリーニング
- 第八項 カセット

### 第四章 CR システムのメカニズム画像処理

- 第一項 IP のスキャン
- 第二項 IP の読み取り
- 第三項 IP の消去

### 第五章 画像処理

- 第一項 自動階調処理
- 第二項 自動階調処理の流れ
- 第三項 正規化処理
- 第四項 階調処理

### 第六章 周波数処理

- 第一項 ホケマスク処理
- 第二項 周波数処理の流れ
- 第三項 周波数処理のパラメーター



## 第七章 ダイナミックレンジ圧縮処理

第一項 ダイナミックレンジ圧縮処理の原理

第二項 ダイナミックレンジ圧縮処理の方式

第三項 ダイナミックレンジ圧縮処理のパラメーター

## 第八章 新タイプ画像処理

第一項 新タイプ画像処理の特徴

第二項 処理の概要

第三項 パラメーター

## 第1章 画像処理とは

昨今、CAD (computer aided diagnosis) 等が話題となり、放射線画像の読影診断者の負担の軽減や精度維持目的での利用が模索されているが、人命を左右する医療行為に係る内容であり、これを医師から独立した形で安易に利用することは許されない。従って、医師が人間の「目」をもって視覚的に医用画像を判定する時代はなお続くし、そのために「診断に適した画像」の提供は今後も求められる。

ところで、従来からの X 線写真、被写体を透過したオリジナルの X 線情報では、

「人間の目」にとってはコントラストが低いため正確な診断を困難にしていた (Fig 1)。

そこで、この情報を「人間の目が感覚し易い」画像に「加工する」のがここで述べる「画像処理」である。人間の「目」が画像を判断するための基本的な次の三要素に大別できる。画像の明るさ (または濃度) とコントラスト

- 画像のエッジ (輪郭) のシャープネス (鮮鋭さ)
- ノイズ (粒状性)

これらの要素を基本的要素として、それぞれの要求レベルを達成させるべくアナログシステムの開発も行われ、多角的に改善がはかられ進化してきた。デジタル画像もこの原則からはずれるものではない。

## 第一項 画像処理の歴史

参考図をまず列記する。

左の写真は、1926年の暗室透視の機器である。使用する画像デハイスは、透視板なのでコントラストは「傾き 10」の直線そのまま反映した画像であり、コントラストに問題があり、シャープさと明るさは透視板の性能に依存した。

このように被写体を透過する X 線情報は、そのままではコントラストが低く、軽微な濃度差としてここに描出される体内の病変を肉眼的に発見することは困難なことが多い。これを改善するために従来は、フィルムの特性曲線を S 字状に変化させて、中間濃度から高濃度部部分の画像情報について、すなわちこの範囲に身体に関心領域を描出するよう X 線曝射量を設定しながら、コントラストを高め、医師による肉眼的診断を助けてきた。これは人間の視覚生理機能の特性を考慮した工夫であり、濃度差、すなわちコントラスト感知システムになっていた。

Fig 3 被写体を透過する X 線情報は、コントラストが低く肉眼的観察による診断を行うには不利である。

そこで、フィルムの特性曲線を S 字状にして、中間濃度から高濃度部のコントラストを高め、この濃度域に描出された身体の形態（体内構造による）情報を人間の目でとらえやすくしている。人の視覚能の限界、あるいはアナログシステムの不足を補う工夫である。

Fig 4 X 線フィルムのコントラスト特性はユーザーの要求を満足させるべく、何種類かのパターンのもものが作られ販売されている。撮影の部位、内容により、その中から適したシステムが選択され日常の撮影が行われている。選択が適切でなければ診断に適した X 線写真は撮影困難である。とくに最近では、フィルム特性は用途別に絞り込まれており、特性が安定する写真乳剤技術により、現像でコントラストなどがあまり変化しないのでシステムの選択が適切に行われることは重要である。

## 第2項 画像を構成する諸因子

### 第一節 コントラスト

高コントラスト、中間コントラスト、低コントラストの3種類のシステムが販売されている。それぞれによる画像例を示す。

### 第二節 シャープネス

シャープネスは、主に増感紙の感度と蛍光体の特性により決められる。設定された感度と量子モトルのバランスで高感度増感紙における鮮鋭度は一般に低めに設定される。

### 第三節 ノイズ

#### 第3項 デジタル化で重要となる因子

##### 第一節 標本化<sup>1</sup>と量子化<sup>2</sup>

従来のアナログ画像における空間的に連続的なデータ列の表現に対して、デジタル画像では連続的なデータを空間的に区切り(サンプリングあるいは標本化)、区切られた範囲(画素・ピクセル)でのデータ値を、数値で表現する(量子化)ものである。デジタル化されたデータを再度アナログデータに変換して表示しこれを観察して診断などの医療が行われる。

ここでのデジタル化には工夫、種々の配慮が要求される。できるだけオリジナルに近い画像として再現する為には、標本化における画素を小さくし、かつ、その画素でのデータ値の変化量を細かくきざむ必要がある。しかし必要以上の過剰なサンプリングと量子化を行うことは画像データ量の膨大化、処理時間や保存容量の増加をきたし効率的でない。目的に応じた処理が必要になる。ピクセル(画素)の大きさ、濃度分解能の設定に伴う画像の変化を以下に例示する。

##### 第二節

画像のサイズと情報量診断部位やその目的によって、デジタル画像のための適当な標本化と量子化の詳細さが異なってくるが一般的に胸部では  $200\mu\text{m}$  の画素サイズ、10bit 以上の濃度分解能があれば読影に支障がないとされている。また、画像の情報量は、図で示されるように画素数と濃度分解レベルの積である。この場合、縦が 2500 画素、横が 2048 画素であり、濃度分解レベルを 12bit としているので、その情報量(bit)は  $2500 \times 2048 \times 12$  となる。通常、情報量は Mbyte で表され、 $1\text{M}=1024\text{k}$ (キロ)、 $1\text{k}=1024\text{ byte}$  であり、 $2500$ (約  $2\text{M}$ )  $\times$   $2048$ ( $2\text{M}$ )、9-16bit の濃度分解能は  $2\text{Mbyte}$  に相当するので、およそ  $2 \times 2 \times 2 = 8\text{M byte}$  必要となる。DICOM フォーマットの場合、フォーマット上で、8 の整数倍にデータ量が切り上げられるので、12bit の濃度分解能は 2byte の扱いとなる。

---

<sup>1</sup> 標本化 画像のオリジナルデータをある大きさと区切り、デジタル化の最少単位を定める作業。  
最少単位が小さいほど、オリジナルに近い画像が得られるが

<sup>2</sup> 量子化 標本化されたデータの変化量(濃度値と置換えても良い)の設定作業。変化量を小さく取るほど微細な濃度変化を再現することができる。

各社 CR の情報量 表 1

	コダック	12bit	フジ	10bit <sup>3</sup>	コニカ	12bit <sup>4</sup>	
半切	168 μ m	10MB	100 μ m		18MB	175 μ m	3 1MB
大角	168 μ m	8MB	100 μ m		15MB	175 μ m	4 6MB
四切	115 μ m	10MB	100 μ m	9MB	175 μ m		7 7MB
六切	97 μ m	8MB	100 μ m	6MB	175 μ m		9 4MB

## 第 2 章 CR の画像処理の特徴

従来のアナログ系 X 線撮影システム(Film / Screen システム)の内容や進歩は主に感光材料メーカーの努力により、その考え方により方向づけられてきたが、デジタルイメージングシステムでは、画像調整パラメーターが CR 装置に内蔵されているために、利用者側での調整や利用法に関する選択肢が増加し煩雑さや精度管理面での複雑さが加わった。しかし CR システムでは画像処理前に、処理する部位(ボディーパート)を予め入力することによる自動的な表示設定が可能になっており、これを利用するなら平均的な業務水準は保証されるので、一般の利便はやはり大きいといえよう。撮影条件や被写体の大小による X 線曝射量の不安定が解消され、再撮影が殆ど必要なくなった。以下に撮影処理プロセスを示す。

### 第一項 CR の画像読み取り ( 画像処理の概要 )

CR 撮影をする場合の流れは下記の通りである

イメージングプレート(IP)の詳細については第三章 イメージングプレート(IP)で解説している。

IP は、大きなダイナミックレンジを有しており、極めて広い範囲の入力情報を記録することができる。しかしながら、加工前の画像は第一章でも述べたようにコントラストが低いために十分な画像情報を観察者に伝えられない。淡くて肉眼的観察では認識困難な画像情報のコントラストを高めるなどの処理で見えやすく変更するために画像処理が行われる。このソフトウェア(以下 画像ソフト)の働きは、IP から検出された信号を常に安定的に標準的画像に変換するためにあり、濃度やコントラストを自動的に設定する。さらに、付加画像ソフト

<sup>3</sup> フジシステムの場合 HQ システムでは 50 μ m のサンプリングピッチを使用することも可能

<sup>4</sup> コニカシステムの場合、87.5 μ m のサンプリングピッチを使用することも可能。

この場合データ量は単純に二倍になると考えて良い。

を使用することにより、従来描写困難であった低・高濃度領域もほどよく描出して観察を容易にしている。

### 第二項濃度とコントラストの自動調整

CR は、撮影メニューを予め指定することで、IP から検出された情報から、その部位を診断するために適した濃度分布の画像を自動的に表示できる。下記はその撮影メニューの一例である。

表 2

胸部	頸椎	肩	股関節	頭部
ポータブル	胸椎	上腕	大腿	鼻骨
小児胸部	腰椎	肘	膝	顔面骨
腹部	仙椎	前腕	下腿	頭蓋
小児腹部	椎体全般	手首	踵	その他
一般腹部	間接	手	足	パターン
胸郭		四肢	長骨	

### 第三項 ヒストグラム

イメージングプレート(IP)から検出される信号、アナログ情報をデジタル化するが、この際に、収集したデータを使い濃度・コントラストを安定化するための画像処理が実施される。各社はそれぞれ異なる手法をとるが、その一例であるヒストグラム（信号の分布図）から安定化する方法を紹介する。ヒストグラムによってIP上に記録されている信号を把握し、その後の画像処理へと進む。

下図はヒストグラムを作成する手順を模式図で示したものである。

- オリジナルデータをスキャンする。被写体を透過してIPに入射したX線量がデジタル値に変換される。
- 画面上でのライン毎にデジタル値が記録される。(実際のスキャンは、画像全体で行われる)

デジタル値の大小を横軸にとり、頻度を縦軸に取る。このグラフをヒストグラムと称する。

X線の入射量が少ない場合は、ヒストグラムの山は左に移動し(下図左上 a)、多い場合は右(下図左下 b)に移動する。

被写体コントラストが高い場合は、ヒストグラムの幅が広がり(下図右上 c)、

低い場合は狭くなる( 下図右下 d)。

ヒストグラムの位置と形状の変化に対応して表示する濃度を決定するための変換用の表、ルックアップテーブル(後述)が用意されているメーカー例により説明する。( 撮影メニューで指定 )された撮影部位毎にこれが働き、濃度とコントラストが決定される。この画像処理機能により撮影条件の設定ハラツキ等に起因する再撮影が殆ど必要とされなくなった。

#### 第四項 ルックアップテーブル<sup>5</sup> (LUT)

CR の画像処理ではヒストグラムを分析し、デジタル値を適切な濃度に変換するが、その変換のための表がルックアップテーブル(以下 LUT)である。CR の画像安定化の方式には幾つかの方法があるが、各社が用いる手法は異なるが一般的にルックアップテーブルを説明すると以下のようなになる。ルックアップテーブルは、フィルムの特性曲線に似た形状をしているが、その形状と出力される画像との関係はフィルムの特性曲線と大きく異なる。LUT はデジタル値の分布に対応してその形状を変えながら、入力量の変化に対応した一定画質の出力画像を常に表示できるよう設計されている。

例えば元画像のコントラストが低い場合は、LUT のコントラストを高くして出力画像を適正なコントラストにする。従来のスクリーンフィルムに置き換えて考えた場合、

- 標準的なコントラストの画像は標準コントラストフィルムで撮影する。
- コントラストの低い画像をハイコントラストのフィルムで撮影する。出来上がった画像のコントラストは標準システムに近い状態に補正される。
- コントラストの高い画像をローコントラストのフィルムで撮影する。できあがった画像のコントラストは標準システムに近い状態に補正される。

コントラストの低い入力  
ヒストグラムの幅が  
(X 線入力の幅が小さい)  
狭く、LUT の傾きが  
大きい。

コントラストの高い入力  
ヒストグラムの幅が  
(X 線入力の幅が大きく)  
広く、LUT の傾きが  
小さい。

<sup>5</sup> ルックアップテーブル (Look Up Table, LUT と省略される)

デジタル信号を CRT やフィルムに表示する場合にどのような特徴で再現されるかを表示する示性曲線。

## 第五項 画像表示の処理ソフト

CR の基本的な画像ソフトを用いることで画像をアナログ写真以上に情報量を適正化して表示する技術は高まったが、依然として不足が残っている。IP に記録された情報には従来の再現方法ではまだ表現されていない部分が多く残っているのである。画像表示の処理ソフト<sup>7</sup>は出来るだけ多くのIP情報を引き出しそのような問題を低減する。表現する画像のダイナミックレンジを圧縮しながら、微細部のコントラストを従来と同様に表現する。一例として、下図を示す。従来は、被写体の条件により白トビ<sup>6</sup>して再現できなかった部分や黒ツブレ<sup>\*</sup>していた部分も再現可能になっている。

## 第三章 イメージングプレート (IP) と CR カセット

### 第1項 組成と発光の原理

IP は、ユーロピウム<sup>7</sup>で活性化されたフルオロハロゲン化バリウムの結晶 (BaFX Eu<sup>2+</sup>、ただし、Xはハロゲン元素、すなわち臭素またはヨウ素のいずれか) である。これらのIPに用いられている蛍光体の結晶はX線を被曝すると蛍光を発することが知られている。中でも、バリウム結晶は光変換効率が比較的高く、X線吸収特性が優れていることから、従来X線撮影に用いられてきた増感紙 (スクリーン) の構成要素であるタングステン酸カルシウムの代替物としての使用が提唱された。すなわち、光刺激性 (=輝尽性と同意、以下「輝尽性」と称する) 蛍光体で作成したIPは、従来のX線画像を形成する為の増感紙としても用いることができるのである。

さて、X線曝射を受けると輝尽性蛍光体はその吸収エネルギーの大部分を蛍光として放出するが、エネルギーの一部を潜像として蓄える。そして、そのエネルギーは可視光または赤外光に曝露され、刺激されたときに蓄積エネルギー量に比例した光を放出する。この輝尽性発光の特性を利用するものとしてCRシステムがわが国で開発された。

- 曝射されたX線量をIPに記憶する
- レーザーでスキャンするとこれが輝尽性発光を起こす

<sup>6</sup> 白トビ IPには記録されているが、データ値が低すぎるため従来の濃度曲線での再現可能範囲から外れ(最低濃度領域以下になる)、濃度差として表現できなくなった現象

<sup>7</sup> ユーロピウム 原子番号 XX 番の元素で、各種の蛍光体

- 発光を変換機によりデジタルの量的信号にする
- 画像処理する
- フィルムにプリントして従来の X 線写真と同様の画像を作る

## 第 2 項 X 線吸収特性

輝尽性蛍光体と従来のスクリーンの X 線吸収特性を、一次および散乱 X 線エネルギーのスペクトルとともに Fig 20 に示す。解剖学的構造の情報(診断に有用な情報)は、一次 X 線に含まれており、IP に到達して診断に有用な画像を形成する。また、被写体内で散乱された X 線の光子も、IP に到達するが、これは画質を低下させる一因となる。輝尽性蛍光体中の主要 X 線吸収元素であるバリウムは、希土類等と比較して原子番号が小さく、k エッジエネルギーが低い位置にあるためランタン、ガドリニウムまたはタングステンなどの元素より低エネルギーの放射線を吸収する。このため、有効な X 線を優先的に吸収し不要な X 線は吸収しない、散乱弁別<sup>8</sup>は他の増感紙より低く希土類増感紙等と比較するとより多くの散乱 X 線を吸収することになる。図は吸収特性"Storm and Israel, Nuclear Data Tables,"Vol A7 565-681 ( 1970)を示すが、輝尽性蛍光体の K-エッジである 37 4keV で多くの直接線が吸収されることを示す。一次線と散乱線の分布の測定は 12.5cm のアクリル板と 2mm Al のフィルターを用い 85kV の X 線を曝射して行った。

フィルムスクリーン法の場合は、そのダイナミックレンジはグロスフォグから濃度 2.0 程度までであり約 30 倍から 40 倍のダイナミックレンジとなる。一方、IP は 4 桁以上の広い範囲の X 線量に対して良い直線性を示す。そのダイナミックレンジはフィルム・スクリーン法の約 250 倍である。

## 第 3 項 発光特性

IP の発光システムを刺激するのに用いられる光の波長は輝尽性蛍光体が放出する光の波長とは異なっている。Fig 22 は、フルオロハロゲン化バリウムの輝尽性蛍光体の刺激および放出光スペクトルをプロットしたものである。輝尽性蛍光体は、600 ナノメートル (nm) 付近で最も感光性が高いのに対し、それらが放出する光は、400nm にある。また、読み取りレーザーสキャンは、輝尽性

<sup>8</sup> 散乱弁別 増感紙の管電圧特性により、散乱線の影響が変化する現象。例、希土類増感紙などは、高電圧に効率よく反応し、低エネルギーの散乱線には反応しにくいいため、高電圧の撮影の際には、散乱線の影響の少ない画像になる。



蛍光体に蓄えられたエネルギーをすべて放出するわけではないので、残っている情報を完全に除去するためにスキャン後に IP は白色光を当てて情報を消去する必要がある。

刺激光と輝尽性蛍光体に用いられるハリウムハロゲン化物から発せられる放出光の波長の特徴を示す。それぞれの光のピークが異なっているため 刺激レーザー光を IP の発する輝尽性蛍光と区別するためフィルターすることができる。

## 第 4 項 感度

### 第一節 感度表示と線量

IP に到達する線量を CR メーカーは何らかの方法により表示している。本来この数値は CR 装置の読取り感度を管理する為のもので撮影毎の線量を示すものではない。表示の方法も各社異なることを承知した上で照射線量の参考としたい。この数値は、通常の X 線増感紙システムのシステム感度とは異なる。IP に到達する線量のうち、ROI( 関心領域 )の平均線量を現すのが線量表示(フジ・コニカは S 値 / コダックは EI( = イクスパーチャーインデックス)である。この値は ROI の平均線量の指標なので厳密な感度ではなく、照射線量を調節する際の指標とされたい。

### 第二節 通常増感紙に対する感度

輝尽性蛍光体は第 2 項で述べたように、X 線の線質に対する特性が希土類蛍光体( $Gd_2SO_4, Tb$ )やタングステン酸カルシウム( $CaWO_4$ )と異なり、比較的低いエネルギーに K エッジが存在する。電圧特性を理解した運用が必要である。留意点としては 38.5KeV に吸収のピークが有る為、希土類増感紙と比較して高電圧側では相対的に感度が低くなる傾向にある(胸部など)。

低エネルギーの散乱線に感度が高い為、散乱線の含有率が高い部位又は撮影環境(グリッド比が電圧や部位に対して低い場合)によっては相対的な表示感度が高くなる(腰椎、骨盤など)

低電圧領域であっても、散乱が少ない場合は表示感度が低くなる(四肢など)。

ヒストグラム分析の手法が撮影条件などより部位別に異なるため、撮影部位別に感度(線量表示の傾向)が若干異なる。下記の修正相対感度が参考になる。

テストモード(直線階調)を用いた管電圧特性のデータである。

## 第5項 フェーディング

X線曝射後にIP上に残された潜像は時間とともに減衰する。時間とともにおよそ指数関数的に生じる。下図では、シグナル強度の減衰が、曝射後の最初の1分間に最も大きく起こることがわかる。減衰率は、曝射量に左右されない。露光後、数日経っても画像をスクリーンから読み取ることができる。CRシステムの画素値を研究的にみる場合などには、撮影から読取りまでの遅延を考慮しなければならない。

感度表示値，一例で示すならば、10分間で約20% 減衰、1時間で約30% 減衰する。但し、この減衰量は、IPの保存温度やIPの素材差により異なるので、時間経過による減衰量は参考値とみられたい。

## 第6項 消去

しばらく使われなかったIPにはノイズが蓄積されている。これは、外部からの自然X線にIPが反応することや、輝尽性蛍光体中に自然同位元素が存在しているためであり、これらが蛍光体を刺激し潜像を形成するからである。このため、24時間以上使われなかったIPは、フラッシュ消去にかけることが望ましい。IPを高輝度の蛍光に露光させると蛍光体に蓄えられたエネルギーが放出されプレートを「消去」できる。

## 第7項 劣化とクリーニング

輝尽性蛍光体は、経時的に劣化することがない。そのため、IPの寿命は主として物理的損傷と湿度による経年的な蛍光体の変化によって左右されるといえる。輝尽性蛍光体は湿気に対して極めて敏感であり、水分との接触でイオンの放出を開始する。イオンは蛍光体層の内部あるいは、オーバーコート層<sup>9</sup>と蛍光体層の中間に定位し、放出されたイオンは黄色-茶色に変色し輝尽性蛍光が発する青色光を吸収することから感度面での大きなロスにつながる。目視で観察できない程度の変化感度には反映される。

IPは後述するように独立タイプ(接触型)と基盤タイプ(非接触型)があり、それぞれ異なった特徴をもつ。接触型はカセットの軽量化が可能だが物理的な摩耗のためIPは定期的な交換が必要になる。非接触型は物理的な摩耗が少ないため長期の使用が可能だが、交換時のコストなどの問題がある。共にIPの表面には

---

<sup>9</sup> オーバーコート層

IPの表面に塗布されており、蛍光体を湿気や物理的損傷から保護している。第三章 第八項参照の事

湿気の進入を防止するために耐湿性の高いオーバーコートを使用している。同時に高画質を維持するためにその厚さは非常に薄く設定されているので、物理的な外力に対しては弱く、従来の希土類増感紙のような扱いはできない。クリーニング時のオーバーコートへのスリキズは水分の蛍光体への影響を強めスクリーンの品質を著しく低下させるので注意が必要である。

#### クリーニングの方法

クリーニングは定期的に行われることが望ましいが、水分への接触は最低限にとどめるよう留意されたい。

- 写真上に白点などを発生している場合でその点が汚れている場合、「乾いた」「糸クズの出ない」「柔らかい」布(以下「布」と記す)でそっと拭き取る。写真にマイナス濃度を発生させている要因は単に増感紙にのっているだけのことが多く、そっと拭き取ることで除去される。
- さらに、強く汚れが附着しているのであれば、先に使用した布をメーカーの推奨するクリーナーで軽く湿らせ(液を浸さないこと)汚れを取り除く。汚れが取り除かれた後は、乾いた布で湿気をすばやく拭き取り表面はできるだけ早く乾燥させる。
- 汚れが頑固にスクリーンに附着している場合はイソプロパノールを使用し上と同じ手順で作業する。

#### 第8項 カセットの構造

IPの読み取り方式の違いにより、IPが増感紙のようなプラスチックのサポートに貼り付けられたものや、基盤に貼りつけられたものなどがある。しかし基本的にはすべてに共通して、アナログ系X線システム用のもと外形や外形構造は同じでアナログ系X線システムの撮影装置にそのまま使用できる。これに加えてバーコードリーダーシステムで各種情報を読み取り、撮影操作の管理や各種患者情報・施設情報・撮影情報などをフィルム上に印字できる。パソコンでの運用に便利である。

#### 第四章 CRシステムの概要

CRシステムによるプレートのスキャンからデジタル化の流れの概念図を次ぎに示す。

第一項 撮影後にIPに形成された潜像をレーザーでスキャンして読み取る。

機械的なプレート搬送方式をスロースキャン、レーザービームによる光学的走査による読み取りをファストスキャンと称して区別する。

揮尽性蛍光 スキャンビーム（励起光）により IP は青色光を発する。発光は 10n 秒前後（1 万分の一秒）の短い時間で終了し、高速なスキャンを可能にしている。揮尽性蛍光はフォトマルチプライヤー（PMT）により読まれてデジタルデータを与える。揮尽性い蛍光のみ読み、励起光の入力を防止するために PMT の表面にはブルーのフィルターが装着されている。

## 第二項 IP の消去

スキャンを終了した IP に対しては残存する画像情報を消去し次の撮影に備えるために、白色蛍光を照射する。消去装置は CR の内部に設置されている。白色光の光源には蛍光灯が用いられている。長期間使用すると蛍光灯は劣化していくので消去時間が長くなり、あるいは消去できなくなる。劣化が進むと機器が交換のメッセージを表示するので交換が必要である。

## 第五章 画像処理

CR での一般的画像処理には、『階調処理』『周波数処理』と『ダイナミックレンジ圧縮処理』の 3 種類がある。

### 第一項 自動階調処理

入力データを診断に適した、濃度およびコントラストになるように変換する画像処理を階調処理という。これを自動的に行うのが自動階調処理であり、画像解析が終了した後、適正な階調条件でプリンターからフィルム出力されたり、モニターに表示されたりする。画像データは、スクリーン／フィルム系と異なり、ダイナミックレンジが非常に広く、X線量の対数に対してリニアな信号特性を持っているので、そのままではコントラストが低く、診断に適した画像にならない。そこで、自動階調処理によってフィルムの特性曲線に似た階調を与える。同時に、被写体や撮影条件によって変動する入力信号分布を自動的に補正し、安定した仕上がりの画像を提供する。

### 第二項 自動階調処理の流れ

階調処理の方式は各社で異なる。コダックシステムでは、ヒストグラムから