

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 1 項 CR の画像読み取り（画像処理の概要）

イメージングプレート（IP：詳細については第 3 章参照）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 2 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3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。

ヒストグラムを作成する手順は次のとおりである。

- 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、多い場合は右に移動する。

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、低い場合は狭くなる。

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バ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4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

<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。

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。

## 第5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、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していた部分を再現可能とすることがあげられる。

## 第3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

---

<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

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組織と発光の一連の流れは次のとおりである。

- 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
- 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

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。

<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

<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。

吸収特性"Storm and Israel, Nuclear Data Tables,"Vol.A7.565-681 (1970) の例を示すと、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。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一例をあげると、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、読み取りレーザースキャンは、輝尽性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バリウムハロゲン化物から発せられる放出光の波長の特性を示す。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 1 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 装置の読み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 (=イクスポージャーインデックス)) 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2節 通常の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に、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。

## 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。時間とともにほぼ指数関数的に生じる。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例もある。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）でそっと拭き取ること。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によって除去される。
- 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

<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3章 第8項参照の事

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線システム用のもの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4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を次ぎに示す。

### 第1項 IPのスキャン

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。)

### 第2項 IPの読み取り

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3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燈が用いられている。長期間使用すると蛍光燈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5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1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2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、ヒストグラムから関心領域を設定し、その後、分割パターン認識や照射野認識を行い、上述の関心領域の最適化をさらに行う。フジシステムでは、分割パターン認識や照射野認識を行った後でヒストグラム解析して関心領域の最適化を行う。コニカシステムではオリジナル画像の情報量を間引いた画像を作成し、それを用いて、分割パターン認識処理、照射野認識処理、画像方向判定処理を行う。次に、画像内に関心領域を設定する。この関心領域のことをROI (region of interest) と呼ぶ。ROIの中の画像データを統計的に解析することにより、出力濃度の基準にする基準信号値を決定する。

基本階調カーブを表す基本LUT (look up table) と、基準信号値をどのような濃度で出力するかという基準出力濃度の情報を用いて、階調処理を行う。処理は、複数の異なるアルゴリズムの中から、撮影部位臨床目的に応じて適切なものが選択される。この処理ではアルゴリズムの種類、基本LUT、基準出力濃度の三者の最適な組み合わせを、全ての部位や撮影体位について決定する必要がある。

### 第3項 正規化処理

上記の処理で得られた ROI 内の画像データを用いて、次のように階調処理条件が行われる。まず、ROI 内のヒストグラムに基づいて 2 つの基準信号値、ここでは最大値 H および最小値 L を定める。次に基準信号値があらかじめ定めた SL, SH と等しくなるように画像データの正規化が行われる。これを基本 LUT により変換すれば 2 つの基準信号値が所定の濃度 DL, DH で出力された画像が得られる。

右上を第一象限、左上を第二象限、左下を第三象限、右下を第四象限とする

### 第4項 階調処理

正規化された画像データに、予め定めた LUT に基づく階調変換を施し、目的とした階調画像（出力画像）を生成する。LUT は、スクリーン／フィルム系の特性と似た特性曲線を持つため、出力画像は従来のスクリーン／フィルム系画像と違和感のない画像になる。

## 第6章 周波数処理

周波数処理は、画像の空間周波数特性をコントロールすることにより、撮影された人体の特定の構造物をより鮮鋭に表現するための画像処理である。実際の X 線画像の空間周波数成分はさまざまな周波数の成分の合成であることを利用する処理法である。

一般に空間周波数処理には、単純で高速処理が可能である“非鮮鋭マスク処理”（ボケマスク処理）を用いることが多い。

### 第1項 ボケマスク処理

- 周波数処理を行う対象画像（原画像）のなかの画素毎の処理が行われる。手法は該当画素とこれを取りまく画素、それぞれの情報量の平均値を取り、これを該当画素の値とすることにある。これを画面上の全ての画素について行うと結果としてボケ像が作成される。
- 次に、上と同様に、全ての画素において原画像の信号量とボケ画像信号の信号量の差分を計算する。この差分値で形成される画像は鮮鋭なものになる。ボケ成分が除外されるためである。ここで形成される画像の内容は、ボケ像の具体的な作成法により変わってくるが、原画像のなかの高周波成分を多少とも強調した結果としての鮮鋭な画像になる。その程度は下記に左右される。

- 最後に、この差分信号に強調係数を掛けて原画像に加えることにより周波数処理画像が完成する。

## 第2項 周波数処理の流れ

一般に画像データは、システムを通過するたびに、システムのレスポンスが低い高周波数成分を失う。画像についていえば、輪郭が不鮮明に流れる。周波数処理により特定周波数を強調し、鮮鋭な画像を作り出すことでこれを回復できる。

## 第3項 周波数処理のパラメータ

周波数処理においては、「マスクサイズ」と「強調係数」が重要なパラメータである。マスクサイズが大きいほど強調される空間周波数が低くなる。すなわち、おおきなマスクサイズを用いるほど非鮮鋭画像のぼけが大きくなり、結果として得られる処理済み画像にて強調される周波数は低周波側に寄ることになる。

強調係数は、周波数強調の度合いを決定するパラメータであり、強調係数が大きいほど強調が大きくなる。ただし、周波数処理の強調により鮮鋭性は向上するが画像のノイズも強調されて粒状性を劣化させることになる。注意が必要である。

## 第7章 ダイナミックレンジ圧縮処理（イコライゼーション処理）

ダイナミックレンジの広い画像データをそのまま表示すると非常に軟調なものになり、コントラストの低下を招き、その結果低コントラストの病変の認識を困難にする。利用できる限られた濃度分解能、コントラストの範囲内で如何に関心領域をコントラストよく描出するかは画像処理を考える上で重要である。画像全体を、見やすい濃度範囲に納めるための画像処理としてダイナミックレンジ圧縮が利用される。軟調に移行する画像部分のコントラストを圧縮して、画像全体のコントラストを高める処理法である。たとえば、胸部正面像では、肺野部と縦隔部の両方の領域で良好な濃度、コントラストを要求されるが、階調処理のみでこの要求を達成することは非常に難しい。ダイナミックレンジの圧縮では、肺野の濃度、コントラストを変えずに、縦隔部の平均的な濃度をあげることでこのことが可能になる。これは、フィルム・スクリーン系で

用いられる感度補償フィルターの役割と似ている。原画像の非鮮鋭画像信号に基づいて画像信号の大まかな変化のみを補償するため、関心領域の信号は劣化することなくよく表現される。

### 第1項 ダイナミックレンジ圧縮処理（イコライゼーション処理）の原理（胸部写真の場合）

- 原画像をぼかした非鮮鋭画像を周波数処理と同様に作成する。
- 肺野部を変化させず、縦隔部信号を補償する目的で、どの信号値（濃度）を境に補正を加えるかを補正関数にて決定する。

補正信号と原画像信号を加えることにより、ダイナミックレンジ圧縮画像が得られる。補正関数を決定するとき、低周波成分のみを用いると肺野部は変化することなく、縦隔部の平均濃度が持ち上げられる。このとき、縦隔部の血管等の局所的な信号は変化しない。

### 第2項 ダイナミックレンジ圧縮処理の方式

ダイナミックレンジ圧縮処理（イコライゼーション処理）は次の式で表される。

$$S = S_{org} + f(S_{us})$$

$$f(S_{us}) = \beta(A - S_{us})$$

S	: 処理後の画像信号
S <sub>org</sub>	: 原画像信号
S <sub>us</sub>	: 非鮮鋭画像信号
f	: 補正信号
β	: 補正係数
A	: 定数

### 第3項 ダイナミックレンジ圧縮処理（イコライゼーション処理）のパラメータ

ダイナミックレンジ圧縮処理のパラメータには、「マスクサイズ」「強調係数」および「濃度範囲指定」のパラメータである。

マスクパラメータは、非鮮鋭画像作成時のマスクの大きさに対応する。すなわち、ぼかす程度を決めるパラメータであり、サイズが大きいほど補正の加わ

る空間周波数領域は低周波領域に制限される。逆にマスクパラメータサイズが小さいと比較的高周波側まで補正の影響がおよび、肋骨のコントラストなどが変化する場合がある。

強調係数は圧縮の程度を決めるパラメータである。強調係数を大きくするほど、領域の平均的な濃度が一様になり、めりはりのない画像に仕上がる。濃度範囲指定のパラメータは、補正を加える信号領域と補正しない信号領域との境界信号を決定するパラメータである。

## 第8章 新タイプ画像処理（多重空間周波数での画像処理）

（マルチ周波数処理：フジ、ハイブリッド処理：コニカ）

周波数強調処理およびダイナミックレンジ圧縮処理は画像の周波数的な分解を利用した処理である。周波数強調処理とは画像を高周波成分と低周波成分に分解し、高周波成分のレスポンスを操作することで画像の鮮鋭性を調整する処理であり、ダイナミックレンジ圧縮処理は、画像の低周波成分に基づいて算出した濃度補正成分を原画像に加算することで高周波成分のレスポンスを変更することなく、意図した領域内の濃度を平均的に持ち上げたりする処理である。

これらの周波数処理は画像診断の性能向上に大きく役立ってきたが、処理によるノイズの強調やアーチファクトの発生といった問題も残っており、これらを改善するために様々な工夫が行われている。新タイプの画像処理は、従来のボケマスクを用いた周波数画像処理と圧縮処理をさらに発展させたものである。

### 第1項 新タイプ画像処理の特徴

- 大きな構造物から小さな構造物までバランスよく強調できる。
- ノイズを強調することなく濃淡陰影、形状陰影をバランスよく強調できる。
- より自然に、見えにくい領域の描写向上をおこなう。

### 第2項 処理の概要

新タイプ画像処理は、従来の周波数処理に替わる新しい周波数処理として位置付けられ、周波数強調処理とダイナミックレンジ圧縮処理の2つの処理から構成される。そのいずれの処理も原画像信号から複数の階層的な非鮮鋭画像を作成することで各周波数帯域成分の抽出を行う。具体的には各周波数帯域成分の抽出は以下のステップで行われる。

- オリジナル画像に対して複数の非鮮鋭画像を作成する。
- 非鮮鋭画像に補正処理を行い、濃度依存非鮮鋭画像に変換する。
- 隣り合う帯域の差分をとることで各周波数帯域の成分を抽出する。抽出した差分画像をオリジナル画像に加算することで強調画像を得るのが周波数強調処理であり、加算した高周波成分をオリジナル画像から減算して得られる低周波成分に基づいて濃度補正成分を算出するのがダイナミックレンジ圧縮処理である。

差分画像の周波数特性は、破線のような形状になる。これらの成分の加算度を調整することにより、強調成分の周波数特性をコントロールすることが可能となる。新タイプの周波数処理では、構造物の大きさによらず自然な強調を行うことができる。

## 第2項 パラメータの概要

画像処理の周波数特性は、次のようなパラメータの設定により決定する。

- 周波数強調をコントロールするパラメータ
  - 周波数強調のバランスパラメータ  
(高周波成分の強調重視、低周波成分の強調重視など)
  - 周波数強調パラメータ (通常の周波数強調)
  - 強調度合いのパラメータ
- ダイナミックレンジ圧縮をコントロールするパラメータ
  - 圧縮レベルのバランスタイプ  
(エッジ重視など、濃度レベルでの圧縮バランス)
  - 圧縮強調パラメータ  
(濃度域)
  - 圧縮強調度パラメータ  
(濃度の補正程度)

新タイプの画像処理では、各社で特徴的な処理手法を開発しており、診断目的に応じた柔軟で高度な画像処理により、画像診断能の向上が期待される。

## 肺がんに対する CT 検診

—対象群と検診回数および継年受診者における比較読影について—

主たる研究者 曾根脩輔 安曇総合病院 病院長

研究協力者

花岡孝臣 安曇総合病院呼吸器外科

津島健司 信州大学呼吸器内科

小山真弘 安曇総合病院放射線科技師長

肺癌の治療成績の向上には、その早期発見が不可欠であり、肺野型肺癌については、CT 検診の利用によりこれが一般的に容易になる。そして CT 検診の普及や効率的運用には、適当な検診対象群の年齢などの内容や検診回数などについての適切な目安が必要である。CT 検診像の読影については、継年受診者の場合には前年の CT 像との比較読影が判定の精度をあげる。

ここでは肺癌に対する CT 検診の受診者としてどのような対象が適当か、適当な検診回数はどれ程かを調査検討したのでまとめる。

対象：

平成 8、9、10 年度に長野県の中信地区で一般住民を対象として肺癌に対する一次 CT 検診が実施された。その追跡結果をもとにする。

結果：

初年度 CT 検診では多くの肺癌が発見され、継年検診の 2 年目、すなわち検診の 3 年目に発見数は減少する。長野県の肺癌死亡率は 10 万人対 33 人であり、罹患率は 10 万人対おそらく 40 人程度とみられるが、我々の発見率は 10 万人対で約 400 人であった。死亡率あるいは罹患率の約 10 倍の発見率であった。

発見される肺癌の大きさについては、10mm 以下のものも少なくない。初回検診では従来から胸部 X 線写真で見落とされてきたものが発見されるので 2cm 以上のものも見つかる。

### CT 検診の適当な対象群：

1. 舘野によると（呼吸、12: 328-、1993）、年一回の低 X 線量 CT 検診（被曝量が 0.01Gy の場合）においては、有病率が 10 万人につき 10 人以上の集団において、肺癌の早期発見による利益（救命人年）が放射線被曝による統計学的リスクを上回る。男性では 40～44 才（10 万人対の罹患は 7.7 人）、女性では 45～49 才（9.2/10 万人）以上の年齢層において利益が上回る。

飯沼によると（日本医師会雑誌、124: 361-、2000）、管電流 25mA を用いた LSCT（lung screening CT）における利益対リスクについては 40～44 才の男性では 6.6、女性では 1.8 であり、これ以上の年齢層では利益が一層大きくなる。

今後の CT スキャナーの進歩、すなわちその X 線検出器の感度の向上や画質改善により、低 X 線量 CT 検診を実施するために必要とされる X 線曝射量が一層低減されるであろうことから、この試算よりさらに利益が大きくなるであろう。

2. われわれが行った、一般住民を対象とした CT 検診においては、40～74 才の受診者、延べ 13786 件における肺癌の発見率は 10 万人対で 435 人であり、舘野らによる上記の数値、10 万人につき 10 人以上をはるかに上回った。われわれの検診での肺癌発見は、40 才台前半になく、40 才台後半から発見され、男性では 50 才台以上、女性では 60 才台以上において 10 万人対で 500 人以上になった。年間の肺癌死亡が 10 万人につき約 35 人である本県においても、初回の CT 検診ではこのように高密度に肺癌を有する集団に遭遇する（British J Cancer, 84: 25-2001）。

発見率については、男女あるいは喫煙歴による差は殆どなかった。初回検診においては非喫煙者、女性に多くの高分化腺癌が発見された。特に 45～49 歳の女性にも多くの患者が発見された。しかし継年検診では喫煙者、主に男性に肺癌が発見され、高分化腺癌以外の組織型の肺癌、すなわち扁平上皮がんや小細胞癌、あるいは分化度の低い腺癌が発見される傾向にあった。以上から、45～49 歳以上の男女を、喫煙の有無にかかわらず、初回 CT 検診の至適対象群と考えたい。55 歳以上の受診者からの肺癌の発見率は大きいので、特に重要な対象群とみたい。喫煙歴の有無に関わらず肺がんは発生するが、組織型や増大速度は異なる。従って、このことを考慮するなら、増大速度の遅い高分化腺癌を発生しやすい非喫煙者、女性においては、CT 検診の回数を 3 年に 1 回程度に少なくしても良いだろう。喫煙者は年 1 回がよく、これと差をつけるのが効率的であろう。われわれの発見した小さい肺癌の多くは胸部単純 X 線写真では見えなかった。



適当な検診回数：

1. 治療により治る大きさで肺癌が発見されることが望ましく、これを目標として検診回数を設定するのがよい。リンパ節転移が比較的少ない大きさ 2cm 以下、できればこれが稀になる 1.5cm 以下の肺癌の発見を目標として検診回数を設定するのが良い。

2. 低線量 CT 像においては大きさ約 3mm 以下の腫瘍は認識困難とみられる。一方腫瘍が 15mm 以上の大きさになると肺門リンパ節転移の危険性を増すので肺癌の手術は 15mm 以下で行うのが望ましい。大きさ 3mm の腫瘍が 15mm に増大するまでに 7 回の容積倍増を要することを考慮して検診の間隔をきめるべきである。年 1 回の CT により殆どの肺癌は 20 ミリ以下で発見できる。われわれのデータでは喫煙者では年 1 回、非喫煙者では 3～4 年に 1 回の検診が適当とみられる。

まとめ：

肺癌に対する低 X 線量 CT 検診は有用である。われわれの結果からみた適当な対象群や検診回数について示した。

## 資料 19

### CXR 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

分担研究者 曾根脩輔（安曇総合病院病院長）

#### A. 目的

全衛連 X 線写真専門委員会が毎年実施している胸部 X 線写真精度管理事業に参加している全国の検診機関から提出の胸部 X 線写真に対する審査結果の経年的比較、および専門委員会の活動の効果の検討。

#### B. 従来経過

平成 13 年度から、画質評価の経年変化の検討を開始した。初年度は、検討対象とした機関数は限られていたが、経年変化を見る場合にこれを 5 パターンに分類できることを明らかにした。

パターン 1：評価点 70 点（100 点満点）以上で変動少なく推移

パターン 2：毎年上昇傾向を示し約 80 点に到達したもの

パターン 3：毎年下降傾向を示し 64 点以下まで低下したもの

パターン 4：毎年上下動して、70～80 点にあるもの

パターン 5：低得点、70 点未満で進歩のないもの

平成 14 年度はパターン別に、対象機関数を増加して検討した。平成 15 年度は対象機関数をさらに増加して本研究のまとめとする。

#### C. CXR の画質の経年変化についての検討委員構成

##### 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

##### 主な研究協力者

全衛連エックス写真専門委員会委員

奈良先端科学技術大学院大学情報科学研究科医師 畠山雅行  
全衛連エックス写真専門委員会委員  
東海大学病院診療協力部放射線科科長補佐 安藤富士夫

研究協力者

全衛連エックス写真専門委員会その他の委員

#### D. 検討事項

平成10年度以降に2回以上精度管理調査に参加した272機関を母対象にした。そのうち、審査結果の経年的パターン分類（パターン1-5）をみて、パターン5の全機関（10機関）、パターン2のうちの一部機関、すなわち10点以上上昇の12機関、パターン3のうちの一部機関、すなわち評価の低い15機関について詳細な検討を行った。

検討に利用した資料（経年変化分析検討用資料）は、平成10年から14年度までの精度管理調査へ参加した機関から提出された調査票、付帯調査票、審査結果とコメントである。

経年変化分析検討用資料において注目した内容は以下の通りである。

- 1) 全衛連審査にもとづくコメントを活用したか、コメントに従って、
- 2) 感光材料、増感紙X線フィルム組み合わせを是正したか、
- 3) グリッドの格子比を改善し、X線管電圧とのミスマッチを解消したか、
- 4) X線管電圧を適切なところに変更したか、
- 5) 自現機、現像条件を変更し処理条件を改善したか、
- 6) 付加フィルターを適切にしたか、
- 7) フィルムオートチェンジャーの内容を向上させたか、
- 8) 読影医師は全衛連が採用している画質評価方法を理解したか、
- 9) 画質改善の重要性を検診機関が組織的に理解したか、
- 10) その他

#### E. 結果

パターン分類結果を平成13、14、15年度別に下表に示す。パターン1と2が好ましく、とくにパターン2が精度管理事業における効果である。一方、パターン3と5は好ましくない内容であるが、15年度にもこれらはまだ残っていた。

パターン	機関数					
	平成13年 (%)		平成14年 (%)		平成15年 (%)	
1	141	55	165	62	155	57
2	52	20	35	13	37	14
3	37	15	15	6	22	8
4	18	7	44	17	48	18
5	8	3	6	2	10	4
計	256	100	265	100	272	100

評価が向上した機関について下表に示す。委員会からのコメントの活用による効果が明瞭であった。特に最近の改良された感光材料への転換の効果は明瞭であった。パターン2を示す12機関中の7機関では全衛連からのコメントが利用され効果をあげていた。

項目	機関数(平成14/15年度)
全衛連審査にもとづくコメントの活用した	5 / 7
感光材料、増感紙 X 線フィルム組み合わせの 是正	7 / 3
グリッドの格子比の改善	1 / 0
X 線管電圧の改善	1 / 6
自現機、現像条件の改善	0 / 3
付加フィルターの改善	1 / 0
フィルムオートチェンジャーの改善	1 / 0
読影医師の画質評価方法の理解向上	0 / 0
画質改善の重要性の理解	0 / 0
その他	0 / 3

評価が下降した機関を下表に示す。全衛連審査にもとづくコメントを活用できていないこと、あるいは感光材料、増感紙 X 線フィルム組み合わせの是正を行いながら向上できていない事業所が少なくなかった。さらなる分析が必要である。パターン3の機関における障害要因は特定できないことが多かった。

項目	機関数(平成14/15年度)
全衛連審査にもとづくコメントを活用していない	6 / -
感光材料、増感紙 X 線フィルム組み合わせの 是正	6 / 1
グリッドの格子比の改善	2 / 0
X 線管電圧の改善	2 / 6
自現機、現像条件の改善	1 / -
付加フィルターの改善	1 / -