

## 2. 医療用デジタル X 線画像装置と画像処理

### 2.1. 医療用 X 線画像のデジタル化技術

X 線画像をデジタル化する装置は、大きく4つに分類することができる。

- (1)フィルムデジタイザ： フィルムを希土類蛍光体スクリーンと密着させ状態で人体を透過した X 線で露光させる。現像処理されたフィルムを光学的にスキャンしてフィルム濃度を計測する。
- (2)CR (Computed Radiography)： 輝尽性蛍光体より構成される IP (Imaging Plate)を、人体を透過した X 線で露光させる。IP 内部に形成された潜像をレーザーでスキャンする
- (3)I.I. (Imaging Intensifier)による DR (Digital Radiography)： 人体を透過した X 線をリアルタイムに I.I.で増幅、可視光化して、可視光像を撮像管あるいは CCD カメラにより読み出す。I.I.は縮小光学系を形成している。
- (4)フラットパネルセンサによる DR： X 線の 2 次元分布を蛍光体あるいは電離層で、可視光あるいは電荷に変換して、その分布を当倍に形成された半導体センサでリアルタイムに画像化する。

筆者は本画像処理の研究と同時にフィルムデジタイザ、およびフラットパネルセンサを用いた DR 装置の開発に携わったのでこれらの原理を説明する。

#### 2.1.1. フィルムデジタイザ技術

フィルムデジタイザは透過光量から各画素位置でのフィルム濃度を計測する装置である。使用される入射光で分類するとレーザーを使用するものと、ハロゲンランプ等の平行光を使用するものに分類できる。透過光の検出器には光電子増倍管 (Photo Multiplier Tube, PMT)を使用するものと、1次元 CCDを使用するものに分類できる。一般的にはレーザーには PMT が組み合わされ、スキャン光学系と集光装置があわせて使用される。平行光と1次元 CCD が組み合わされた場合には縮小光学系が使用される。それぞれメリットはあるが、1次元 CCD を使用したものは高速化にメリットがある。 Fig.2.1.1 に示す筆者らが開発した CFS3000 は、フィルムサプライ用トレイにさまざまなサイズが混在した100枚までのフィルムを同時に装填でき、約 30 秒に1枚の速度でデジタイズすることが可能である。

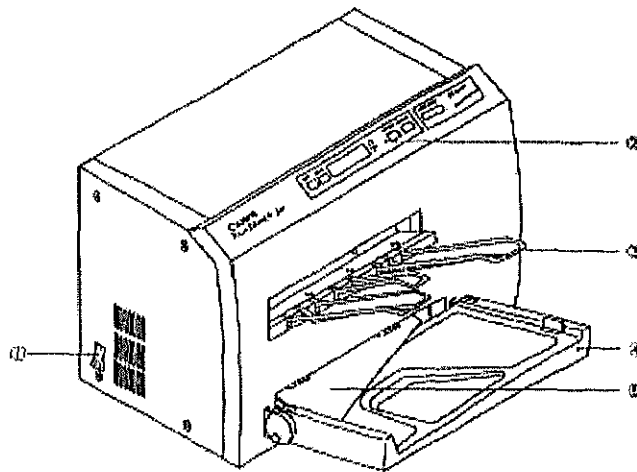


Fig.2.1.1 フィルムスキャナ CFS3000 の外観図  
 ①電源スイッチ、②オペレーションパネル、③フィルムレシーブ用トレイ、  
 ④フィルムサプライ用トレイ、⑤プロテクト用カバー

フィルムスキャナ CFS3000 の光学系を簡単に説明する。ハロゲンランプからの光はリフレクタにより集光され、縮小光学系を介して分解能 50 ミクロン、7500 画素から構成されるリニア CCD に結像される。光学系の経路には、フィルムを熱しないように赤外線フィルタ、画像の副走査(フィルム送り)のスキャン幅を決定するスリット、4 枚の折り返しミラーが挿入される。CCD から出力された電荷は電圧変換され、12 ビットに AD 変換される。デジタル系の補正処理は、センサおよび光学系の固定パターンの除去から構成される。補正処理の過程ではゲイン補正を減算で行えるようにするために LOG 変換が行われるが、これは出力を光学濃度換算で出力するのに好都合である。補正された画像は、ユーザ希望の画素サイズにキュービック補間処理により変換される。また、設定により装置から出力される画像を JPEG 圧縮画像にすることも可能である。これらのデータ収集から補間までの一連の動作は、パイプラインで処理されフィルムのスキャン完了と同時に所望の画素サイズの画像が構成されることになる。

### 2.1.2. フラットパネルを使用した Direct Radiography

1980 年代後半から普及が始まった CR 装置は一般 X 線撮影をデジタル化した装置ではあるが、使い勝手を考えるとデジタル機器とは言い難い面があった。近年フラットパネルセンサを使用したデジタルカメラ感覚の DR 装置が製品化され注目を集めている。DR は高度に進化した半導体技術をベースに開発される技術で、アモルファスシリコンを使用した概略 40 cm 四方の撮像エリアを用い、縮小・拡

大光学系を使用せずに当倍画像を収集するシステムである。

DR 装置は日米欧の5社が開発、製品化にしのぎを削っているが、方式は大きく2つに分類することができる。一つは Sterling 社(デュポンの旧医療画像部門)が採用している X 線をセレン層で受けて電離したホールを電解で誘導し、その電荷をアモルファスシリコンを使用したスイッチで読み出すのものである(ダイレクト方式と呼ばれている)。他方のインダイレクト方式と呼ばれるものは、X 線を蛍光体を使用して一旦可視光に変換して、その可視光をアモルファスシリコンベースの光電部とスイッチで読み出すものである。インダイレクト方式は、キヤノンをはじめ、Dpix 社(ゼロックスの子会社)、GE メディカル社、Trixell 社(トムソン、シーメンス、フィリップスの3社の合弁会社)が採用している。

筆者らが開発している X 線デジタルカメラの外観図を Fig.2.1.2 に示す。画像形成過程で蛍光スクリーンの発光を検出する観点からは、フィルム/スクリーン(従来のアナログ撮影フィルムのことで、S/F 系とも呼ぶ)撮影系と同様であるが、異なる点としては(1)広大なダイナミックレンジを有する、(2)画像全体を構成する各チャンネルの特性が均一ではない、をあげることができる。ただし、正確には S/F 系でもスクリーン、フィルムは全面で特性が全く均一ではないが、製品では視覚化できない。チャンネル間の特性の不均一性を補正する画像処理を前処理、広大なダイナミックレンジを有するデータを画像再現の際に有効利用し医師が診断しやすい画像を提供するための処理を QA(Quality Assurance)処理と呼ぶ。センサのダイナミックレンジの広さを、画像処理技術により有効に視覚化することにより、従来の S/F 系撮影では出来なかった X 線画像を再現することが可能である。また線量の加減による撮影ミスを軽減することが可能である。ばらつきや欠陥等のセンサ特性を補正する新たな前処理が必要になるが、画素のばらつきを補正するオフセット補正、ゲイン補正を行うことによって X 線源のシェーディングを同時に補正出来ることになる。

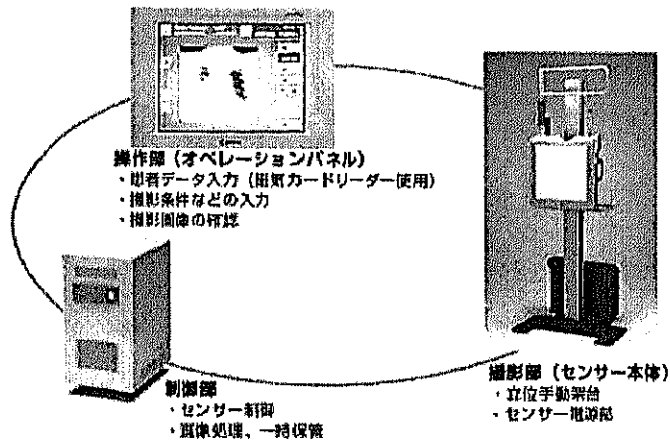


Fig.2.1.2 X線デジタルカメラ CXDI-11の外観図  
撮影部で取得されたデータは、PCで構成される制御部に転送され、画像処理され操作部に瞬時に表示される。

## 2.2. 医療用デジタル X 線画像装置の画像処理

アモルファスセンサーを使用した DR 装置の一つである X 線デジタルカメラ (CXDI-11) の画像処理を、センサの特性を補正するための前処理と、診断画像をつくための QA 処理に分けて詳細に説明する。

CXDI-11 の画像化過程を Fig.2.2.1 に示す撮影部の構造を用いて簡単に説明する。人体を透過した X 線は、その散乱線成分が移動グリッドにより除去されて蛍光板 (スクリーン) に到達する。アモルファスシリコン平面センサは X 線には感度がないので、X 線を可視光化するために、撮影部は蛍光板 (スクリーン) を前面に貼り付けた構造となっている。スクリーンの蛍光体には S/F 撮影系と同様な希土類蛍光体ガドリニウムオキサリファイド ( $Gd_2O_2S:Tb$ ) を使用している。GE メディカル社、Trixell 社の製品においては蛍光体として柱状結晶化した沃化セシウム (CsI) が使用されている。柱状結晶化沃化セシウムを使用することのメリットは、柱状構造により蛍光体厚を比較的厚くしても光学的にボケにくい特性が得られる事である。デメリットは沃化セシウムの潮解性による蛍光体劣化を防ぐために密封する必要があることである。可視光化された画像は、アモルファスシリコン平面センサにより  $160\mu m$  ピッチで電子化され、各チャンネル (画素) の電荷が A/D 変換回路によりデジタル画像化されコンピュータに転送される。センサ全体のチャンネル数は  $2688 \times 2688$  画素、サイズは  $43\text{ cm} \times 43\text{ cm}$ 、AD 変換回路の出力は 14 ビットである。

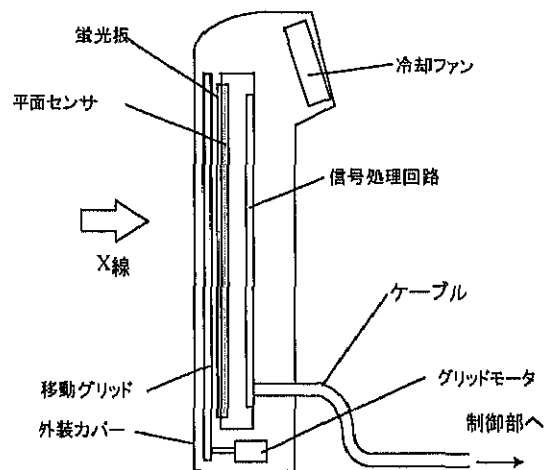


Fig.2.2.1 CXDI-11の撮影部構造

撮影部全体の外形は、幅 553 mm X 長さ 659 mm X 厚さ 147 mm。2688 x 2688 画素にデジタル化された画像は、約 100msec でホストコンピュータに転送される。

CXDI-11 の画像処理フローを Fig.2.2.2 に示す。撮影部から送り出された画像を純生データとし、前処理 1 (オフセット補正、LOG 変換、ゲイン補正、欠陥補正) が施された画像を生画像とし、生画像に対して前処理 2 (モアレ補正、散乱線補正) を行ったものをオリジナル画像とする。ただし、現行の製品においては、前処理 2 は行われていない。オリジナル画像のビット長は、前処理 1 の LOG 変換、ゲイン補正の過程で有効精度を考慮して 12 ビットに圧縮される。また、オリジナル画像のサイズは 2688 x 2688 画素であり、CXDI-11 システムの仕様上は、オリジナル画像はホストコンピュータ内部にテンポラリーに保存される。オリジナル画像に対して QA 処理 (画像解析、ダイナミックレンジ圧縮、選択的先鋭化処理、及び階調変換) を行ったものが、放射線医が診断に使用する QA 画像となる。QA 画像はフィルムレーザプリンタ and/or 画像保存装置に転送されるが、QA 処理内部で X 線が照射されたところだけを切り出す処理 (照射野抽出) を行っているため、フィルムレーザプリンタおよび画像保存装置に転送される画像のサイズは一般的に 2688 x 2688 画素よりも小さくなる。

### 2.2.1. 医療用デジタル X 線画像装置の前処理

DR の前処理を同じデジタル X 線画像装置である CR と対比しながら説明する。DR の例として、CXDI-11 に実装されている前処理1について説明する。前処理2は現在のセンサ部に移動グリッドが実装されているため CXDI-11 では必要ではないが、フラットパネルを使用したデジタルカセットでは固定グリッドを使用した撮影やグリッドを使用しない撮影が行われる場合があり、その際にそれぞれモアレ補正、散乱線補正が行われる可能性がある。

#### (A) オフセット補正

CXDI-11 におけるオフセット補正の目的は、2688 x 2688 チャンネルから構成されるセンサの固定パターンの除去にある。固定パターンとは、センサがリセットされた後、X線曝射を行わない状態でX線曝射データ時と同じ遅延時間後に同じ積分時間センサを駆動した時に各チャンネルから読み出される値である。

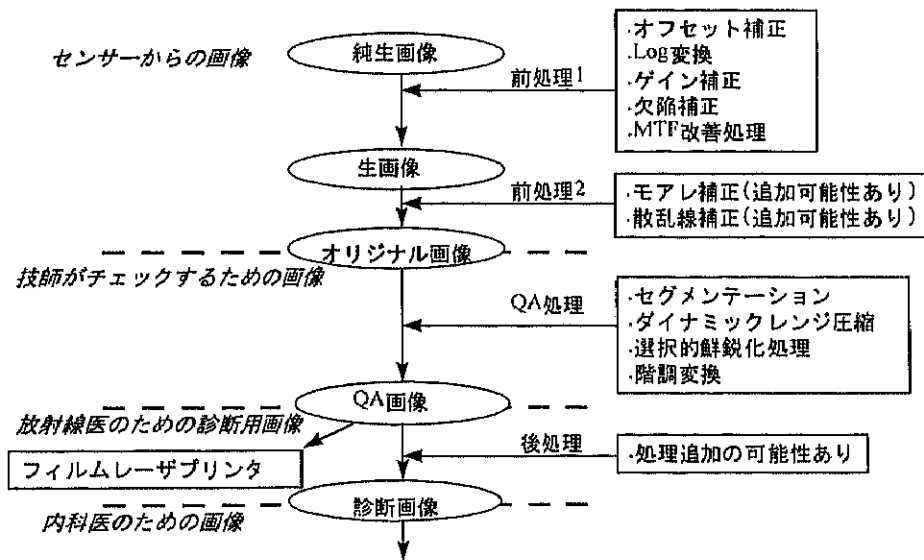


Fig.2.2.2 CXDI-11 の画像処理フロー

後処理とは、内科医に診断結果をわかりやすく示すために行う画像処理、および画像の記憶容量を小さくするための画像圧縮、画像縮小処理のことである。画像圧縮、画像縮小処理された画像は、初期診断には使用されず参照画像として扱われる。

回路的には、X線曝射を伴う14ビット画像データを画像用フレームメモリ上へ記憶した後、X線曝射がない状態で画像データを取り込んだときと同条件(遅延時間、積分時間)で、14ビット固定パターンをオフセット用フレームメモリへ記憶し、CPUからの読み出しに合わせて画像データから固定パターンを減算する。CRにおいては、イメージングプレート全体を1チャンネルのフォトマル検出器でスキャンし、しかも使用している複数枚のイメージングプレートの位置再現性も困難であることから、イメージングプレートの持つ固定パターンを消去することは行われていない。CRの固定パターン対策としては、イメージングプレートを均一に製造し固定パターンをなるべく小さくすることと考えられる。他方、1チャンネルのフォトマル検出器が持っているオフセット成分はアナログ的に対策できるレベルであるが現在ではデジタル的に行われている可能性がある。以上説明したように、CXDI-11ではセンサの固定パターンが除去可能であるがCRでは困難である。CRでの対策としては、センサであるイメージングプレートを固定パターンが無視できる程度に均一に製造することである。しかし、イメージングプレートの装置内部での搬送のために、特に周辺エッジ部分が劣化することが多く、均一性が保てなくなれば廃棄/交換ということになる。

## (B) LOG 変換

LOG変換はオフセット補正に引き続き行われ、センサから出力された画像データを線量換算から、X線が減衰してきた物質の吸収係数換算にルックアップテーブルを使用して変換する。CRにおいては、LOG変換はアナログ回路で構成される。フォトマル検出器の出力をLOGアンプで増幅しその出力を10ビットでAD変換している。CXDI-11の純生画像ビット数は14ビットであるので、CRの画像出力は4ビットも小さいことになる。これらの相違は、CRが開発されたのが1980年以前であり、その当時の技術水準の限界であったと思える。この10ビットという狭い出力レンジが起こす弊害に、CRの先読みの必要性があげられる。先読みとは、本読みに先だって弱いレーザ光でイメージングプレートをスキャンしてデータを取りこむことである。この先読みのデータをもとに、曝射されたX線量の範囲を限られた10ビット範囲にAD変換するためアンプのゲインを調節している。先読みは決して無害ではなく、本読みデータのSN比の悪化を招いているし、また、先読みデータの解析に失敗すると適切なゲインレンジで画像を読み込むことが出来ず、最悪の場合は再撮影が必要になる。

### (C) ゲイン補正

DRにおけるゲイン補正の目的は、2688 x 2688 画素毎の光電変換素子のゲインばらつきを補正することにある。補正には被写体を置かないで撮影された白画像が使用されるが、撮影画像、白画像ともLOG変換済であるので減算処理により補正を実行することが可能である。DRのゲイン補正においては、各光電変換素子のゲインを補正すると同時に、X線源のシェーディングそのものもキャンセルできる可能性がある。具体的には、撮影画像を撮影したときのX線曝射アングルと白画像を撮影したときのX線曝射アングルが同一になる撮影においては、X線源のシェーディングも補正される。CRでは読み取り光学系のシェーディングを補正することがゲイン補正に相当する。CRでは励起用レーザーではスキャン光学系が採用され、主走査スキャンライン上からの蛍光は集光光学系が用いられるが、スキャン系、集光系にそれぞれ不均一性が存在し、それらをまとめてゲイン補正としてキャンセルしている。

### (D) 欠陥補正

欠陥補正は、センサの画素欠陥を近傍画素の平均値等で置きかえる処理であるが、欠陥画素の選別も重要な技術課題であることを付け加えておく。欠陥画素の周囲8画素中で、欠陥でない画素の平均値でうめる方法が直感的であるが、単独欠陥でなくライン状に連続する欠陥を処理する場合は不自然になる可能性がある。つまり、画像中の変化のあまりない領域で画素値のヒストグラムをとると正規分布することが予測されるが、その領域中に多数の欠陥があり、それを平均値で置きかえると、画素値ヒストグラムは正規分布からはずれ、歪になる。この歪さを欠陥補正の不自然さとする事ができる。対策としては、周辺画素の利用法のパターンを複数種類用意して、乱数を使用してどのパターンを使用するか決定する方法が考えられる。ここで利用パターンとしては、たとえば、①8画素の平均、②上下画素の平均、③左右画素の平均、④右対角線画素の平均、⑤左対角線画素の平均、その他のパターンとしては上3画素の平均とか、様々に考える事ができる。

CRでは、イメージングプレート(IP)の傷は一般に白く発生し、これを補正すると、誤って診断信号である石灰化をも消去する恐れがあるので欠陥(傷)補正は行われぬ。他に、IPの搬送を繰り返すとシートの縁の部分にひび割れが認められるようになるが、これも画像処理で補正することは出来ない。この様にハンドリングの際に一旦傷がつくとイメージングプレートは交換しなければならない。他方、イ



メーキングプレートに混入した放射性同位元素等による黒点は、周辺画素からの特異度で検出し、補間処理した画素値に置きかえられる。

## 2.2.2. 医療用デジタル X 線画像装置の QA 処理

QA 処理は、前処理済み画像から「診断に使用される画像」を作成するための画像処理である。「診断に使用される画像」とは、診断しやすい画像のことであり、ダイナミックレンジ圧縮処理、周波数処理、階調処理で実現される。上記のダイナミックレンジ圧縮処理、周波数処理、階調処理をオートで行うためのパラメータ決定手段が、前段で行われる照射野絞り有無判定、照射野領域判定、および画像解析である。各処理に対して CR 装置と DR 装置の対比をしながら以下に概略を説明する。

### (A) 照射野絞りの有無の判定

照射野絞りは患者の被爆線量をなるべく小さくするために、極力画像化に必要な部分に限定して X 線を当てようとする撮影テクニックである。照射野絞りの有無の判定は照射野領域の抽出に先立って実行されるが、簡単にはセンサの周辺部分に X 線をほとんど受けていない領域が存在するか否かの判定をする。センサの周辺で X 線をほとんど受けない理由には、周辺に人体の高吸収部分（例えば腹部）がかかって X 線が到達しない事も考えられるので、単純な判定ではない。ただし、CXDI-11 の場合、センサの外形が 43cmX43cm と大型であり、大きな人でも画像の 3 辺以上ではみ出すことは例外的であるので、人体によるはみ出し率の経験的な閾値を使用して判定をすることができる。CR は判定の代表値に周辺画素の平均値が使用しているが、このアルゴリズムでは画像の端部に X 線吸収の大きい部分がある場合に平均値を押し下げて誤判定する場合は考えられる。

### (B) 照射野認識

照射野抽出の目的は、以下で行われる画像解析の際に X 線を受けていない非画像化領域を考慮にいれないようにするために行われる。照射野の認識は、基本的にはエッジを検出すれば良いわけであるが、照射野絞りの有無判別と同様に、照射野からはみ出している人体の影響を考慮する必要がある。つまり、一般に照射野のエッジは到達 X 線量の非常に多い領域から非常に少ない領域への変化（あるいはその逆）として観察されるわけであるが、照射野から人体がはみ出しているところでは、エッジは期待したところと違うところで検出されてしまう。例えば、

肺野の輪郭部や横隔膜をエッジとして誤検出する。また、照射野端がスキンラインのすぐ内側にある場合などは、散乱線が原因でエッジ点を誤る場合がある。アルゴリズムは以上のような誤検出の要因を考慮して経験的に構築される。照射野領域が多角形、あるいは複数個存在する可能性のある CR では画像中央部(重心等を使用して決定される)から放射状に伸びる線分の微分値を計算して、それを閾値処理して照射野輪郭が決定される。CXDI-11 においては、照射野は 1 個の矩形と考えて良いので、CR に比して簡単な処理で行える。

### (C) 画像解析(画像処理パラメータの決定)

QA 処理中の最大の目的である階調変換のパラメータを決定するために、画像中の関心領域を決定する必要がある。CR は 1970 年代後半のコンピュータ技術が未熟の時代に開発された経緯もあって、データ量がなるべくすくない 1 次元ヒストグラムの解析をおこなっている。CXDI-11 では 1 次元の画素値ヒストグラムでなく、2 次元画像をベースに関心領域の抽出を行っている。ただし、製品実装においては処理時間を短くすることも重要であり、あまり複雑な処理をすることが出来ない。安定性と処理時間のトレードオフのなかで閾値処理、Morphology 処理、経験的領域制限情報などが使用されている。他方、前述したように CR においては、画像解析は先読みデータを使用して行われ、この解析結果をもとに本読みの読み取り条件が決定される。つまり、画像解析の失敗は再撮影につながる。しかも、画像を瞬時に再生することが出来ないため、イメージングプレートから画像を読みこんで簡易表示するまでの数分間は患者を解放できないというワークフロー上の問題にまで発展する。CXDI-11 の場合は最初から十分な分解能とダイナミックレンジでデジタル化されているので解析に失敗しても再撮影の心配はない。

### (D) ダイナミックレンジ圧縮処理(DRC)

ダイナミックレンジ圧縮処理は本論文の主眼のひとつとなる命題であるが、画像強調のひとつの手法と考えられる。従来の DRC は一般的に以下のように表すことが出来る。

$$S_{drc} = S_{org} + f(S_{ns})$$

ここで、 $S_{drc}$  は DRC 結果画像、 $S_{org}$  は原画像、 $S_{ns}$  はボケ画像、 $f(\ )$  は単調減少関数である。CR では国立癌センターの阿南らの「肺部用自動補償デジタルフィルタ」を参考にし上の式のような方式をとっている。ボケ画像  $S_{ns}$  は以下のよう

に計算され、微細な信号成分は平滑化されて消失する。

$$S_{us} = \frac{\sum S_{org}}{M^2}$$

この信号  $S_{us}$  を Fig.2.2.3 に示すような単調に減少するような関数  $f(S_{us})$  で変換し原画像信号  $S_{org}$  に加算すると、ボケ画像において低濃度域の信号は濃度が高くなり、画像のダイナミックレンジが狭くなる。しかし、細かな信号の変化は全濃度域に渡って原画像に近い程度で保存され、この処理にとって信号の細かなコントラストが低下することはない。関数  $f(S_{us})$  の形状は自由に設定でき、高濃度域を圧縮するようにも選択することができる。

DRC 処理のパラメータを決定することは関数  $f(S_{us})$  の形状を決定することにある。CXDI-11 では画像解析処理の結果を使用して関数  $f(S_{us})$  の決定を行っている。他方、DRC の問題点として、(1)グローバルはコントラストが落ちすぎると診断しにくくなる、(2)到達 X 線量の少ないところの濃度をあげると量子ノイズが目立つ、などが医師から指摘される。これらの指摘に対処するために濃度を大きくシフトさせることなく血管等の構造線を見やすくする濃度復元型 DRC を実装することも検討している。濃度復元型 DRC は、従来の画素値に対してバイアス(濃度)を非線形に加える処理に引き続いて、画素値に線形にバイアス(濃度)をキャンセルするとき、微小信号が強調される現象を利用している。

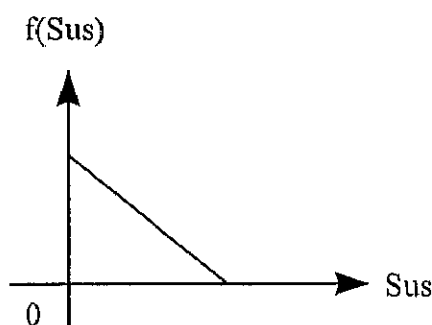


Fig.2.2.3 単調に減少するような関数  $f(S_{us})$  の例

この関数は低濃度域に濃度を加える DRC に利用される。ここでは、画素値が低いほど濃度が低い(CRT 表示の場合は輝度が高い)とする。応用としては胸部正面画像の縦隔部の濃度をあげて、心臓の裏の欠陥、脊椎に隠された気管、血管を見やすくすることができる。

## (E) 周波数強調処理

周波数強調の高速実現手段であるアンシャープマスキング(USM)は、1985年に浅田らにより提案されているが、撮影線量に依存する項 $\beta(S_{org})$ などがさまざまに改良されている。

$$S_{usm} = S_{org} + \beta(S_{org}) \times (S_{org} - S_{us})$$

ここで、 $S_{usm}$  は処理後の画像、 $S_{org}$  は原画像、 $S_{us}$  はボケ画像である。強調度 $\beta$ は撮影部位や撮影条件により予め決められた定数を使用される場合もあるが、線量に依存するようにしてノイズの多い低線量部分ではノイズを目立たせないように強調度を低くするようなことが考えられている。CXDI-11はCRで行われてきたノイズも同様に強調しているのとは異なり、構造とノイズをフィルタで弁別して構造線を選択的に強調するように改良を加えている。

## (F) 階調処理

階調処理はQA処理でもっとも重要な処理で、画素値を一般的にはS字変換する処理であり、S字変換テーブルを作成することがパラメータの決定である。S字変換の概略パラメータは、ガンマ曲線の傾きと横シフト量と考えることができる。CXDI-11では従来のフィルム法に近い画像を提供するために、画像解析結果からS字変換テーブルのシフトを行う手法を採用している。CRでは前述したように1次元のヒストグラム解析により読み取り条件を決定しているため、S字変換テーブルのシフトは行わずガンマの補正を行っている。

## 2.3. DR装置がもたらす波及効果

DR装置がもたらす波及効果について、情報管理の側面と診断精度の側面で考察する。情報管理面での革新でいえば、DRは病院内でのワークフローを一新すると考えられる。ワークフローの変化は従来のフィルムベースの写真システムとデジタルカメラの相違を考えれば容易に想像することができる。従来、放射線技師がカセットにフィルムを装填して、患者を撮影し、暗室で現像して、医師のもとに配達していたのが、DRを使用すれば、X装置の曝射ボタンを押すだけで、画像はネットワークを介して医師のコンピュータに送信される、あるいは一旦画像がサーバーに転送されて医師はいつでもそれを参照することが可能になる。

放射線情報システム(Radiology Information System、RIS)からの撮影依頼情報がDR装置にネットワーク転送されてくるので、カセットの時には煩雑であった画像(この場合はフィルム)と患者との対応付けが必要なくなり、画像の取り違い、画像の紛失の心配もなくなる。さらには、医療画像の大半を占める一般X線画像のデジタル化は患者重視の病院情報システム構築の牽引材になる。患者個人が保持する可搬メディアに画像を含めた医療情報が保存されていれば、医師は患者の過去データに容易にアクセスすることが可能になり、現在のデータとの比較により高度な医療を提供することが可能になる。

診断精度の側面での、DR装置による革新について考えると、

(1)デジタルである

(2)即時的である

という2つの特徴がANDで成立することがキーである。X線フィルムをフィルムスキャナで読みこめば(1)を満足する。CR装置も(1)を満足しているにすぎず、(2)を同時に満足するにはDR装置の製品化を待たねばならなかった。以下では、それぞれの特徴が意味するところを議論する。

「デジタルである」ことのメリットは「コンピュータで処理できる」ことにつきる。デジタルを保存するときの手段として考えるかもしれないが、保存メディアのインフラに対する耐久年数まで考慮すると、デジタルの方がアナログより短いのではないだろうか。たとえば、1990年始めに開発された640MBの5インチMOを使用した医療画像の互換規格ISACは、今持っている対応Reader-Writerが壊れれば再生は不可能になり、そこに納められたCTの画像は読み出せなくなるが、銀塩フィルムに記録したCTの画像はあと10年は使えると思う。

「コンピュータで処理できる」ことのメリットは、画像を画像以外にも加工できることを意味し、この技術が画像計測技術である。医療診断プログラムを開発すれば、画像を提供することなく診断結果だけ(例えば、右乳房に悪性の石灰化があり2cm程度の腫瘍を伴っている、とか)を、乳房X線画像を読影できない医師に提供することができる。専門医でなければ画像を提示されても確信の持てる診断が出来ない診断分野においては非常に有効である。医師にとってかわるまで行かなくとも、Second-Reader(もうひとりの診断医)としてSuspiciousな部位をCRT表示するシステムでも診断精度向上に貢献すると考える。

勿論、「コンピュータで処理できる」ことのメリットは、画像を加工して提示する(画像再生)ことにもある。光量的にはX線フィルムの0.3-3.5濃度程度の範囲を人

間は識別できるが、濃度 0.5 以下や 2.5 以上ではほとんど診断できず、診断可能ダイナミックレンジとしては1.5–2.0 桁と考えられる。このフィルムに到達 X 線量で 1–1.5 桁の違いのある肺野から縦隔までの部位を HD 曲線のガンマを 2.0–4.0 にして表示する事は困難である。ここで、HD 曲線とは入射 X 線線量を濃度に変化する Sigmoid 関数 (S 字関数) のことであり、ガンマとはこの HD 曲線の直線部分の傾きである。つまり、1.5–2.0 桁と制限された表示ダイナミックレンジのなかに、肺野から縦隔までの部位を適切なガンマで表示する時に必要な 3–3.5 桁 (=肺野から縦隔までレンジ×ガンマ) の画素値レンジを配置する技術が求められている。

「即時的である」ことのメリットは、X 線画像の診断利用領域の拡大を可能にしている。歴史を振り返ってみると、X 線画像は 1972 年に発明された CT に放射線診断画像の主役の座を譲った。整形以外では精密診断のほとんど CT や MRI の画像をもとに行われる。更にはアナログの X 線断層撮影のように CT に完全に置きかえられて、撮影が行われなくなった画像もある。しかし、DR のもたらす即時性は新たな X 線画像の提供を可能にしている。具体的にはステレオ撮影、ステレオ拡大撮影、デュアルエネルギー撮影、デジタル断層撮影などを挙げる事ができる。これらのアイデアはアナログフィルムや CR の時代からあったものであるが、DR の即時性を利用してより有効な撮影法になることが予想される。

ステレオ撮影とは 2 個の X 線焦点を有する X 線管球を使用して、被写体 (患者) の動きが無視できるような時間間隔で異なる焦点から X 線を曝射し、それぞれを画像化してステレオ視のできるディスプレイで観察するものである。デュアルエネルギー撮影とは、被写体 (患者) の動きが無視できるような時間間隔で管電圧 (エネルギー) の異なる複数回の曝射を行い、それぞれの画像の相関関係を画像化する撮影である。エネルギーに依存した X 線の減衰が物質に依存した関数で表されることを利用したもので、例えば胸部画像の肺野部分から肋骨を削除した画像を作り出す事が可能になる。

DR 装置の特徴となるデジタル化と即時性に関して議論したが、本論文ではデジタル化がもたらす側面に関して、特に画像計測と画像再生について研究する。上で説明した DR の即時性がもたらす新撮影法の研究は、本論文の範囲外であるが、研究には診断学をとまなう必要があり、大変な作業であることを付け加えておく必要がある。つまり、診断上のメリットが見出されなければ、たとえステレオ視ができて撮影法として成立しないということである。多くの臨床評価を行って診断上の有効性を示す必要がある。

## 2.4. まとめ

医療用 X 線デジタル画像装置をフィルムデジタル化とフラットパネル型 DR を中心に説明した。これらの装置での画像処理の基本は前処理と QA 処理から構成されることである。前処理では画像取り込みシステムの特性を補正することが目的となる。多チャンネルで構成される収集系においてはチャンネル間の特性を補正することが主題となる。

診断画像は病気診断を左右する重要な画像であるので、技術者の自己満足で QA 処理のパラメータを決定することは出来ない。ここで云うパラメータとは、S 字変換特性や周波数強調やダイナミックレンジ圧縮のマスクサイズ、強度等である。しかも、これらのパラメータは、撮影部位(胸部正面、頸椎側面、胸椎正面など)毎に、アルゴリズムを開発するエンジニア、撮影して画像を作る放射線技師、そして診断する医師の共同のもとに決定される。

診断画像を決める QA 処理の技術でもっとも重要なのは階調変換である。その他の鮮鋭化処理(周波数強調)やダイナミックレンジ変換などの技術は微妙な味付けを提供している。以上の処理のほかに、最近マルチ周波数処理が行われるようになった。画像成分の周波数帯域ごとに階調を微妙に変える処理であるが、ダイナミックレンジ制御を 2 つの周波数帯域に限定せず、もっと多くの帯域で行うものとする事が出来る。コンピュータの高速化と大容量主記憶の恩恵により、このような複雑な処理が実用的になっているが、診断能の向上を目指して更に有効な QA 処理技術の開発が求められている。

最後に DR 装置のもたらす波及効果について議論し、分類を行った。DR はデジタル化のほかに、即時性の側面があることを示した。デジタル化の側面から画像計測技術と画像再生技術の必要性を明確にした。即時性の側面は、新しい画像撮影方法、新しい診断法の開発に繋がるものであることを示した。