

# デジタル X 線画像に対する ダイナミックレンジ圧縮技術の開発

Dynamic Range Compression Technique for Digital X-ray Images

中 沢 正 行\*      土 野 久 憲\*  
Nakazawa, Masayuki      Tsuchino, Hisanori

A dynamic range compression technique for digital x-ray images has been developed in order to improve the diagnostic image quality for the lower extremity. Dynamic range in the high density (larger x-ray transmission) regions was selectively compressed by adding correction factors based on the filtered (blurred) image signals to the original image signals. The processed images were able to enhance the visibility of the soft tissues without decreasing density and contrast in the bone regions. Using of median filters were found to be useful for eliminating edge artifacts around the skin lines, compared to averaging filters.

## 1 はじめに

医用画像診断分野においては、CT、MRI等の各種診断装置の発達に伴い、医用画像のデジタル化が急速に進められてきた。当社ではデジタル X 線画像入力装置として、コニカ・ダイレクト・デジタイザを開発してきた。

コニカ・ダイレクト・デジタイザでは、X 線ディテクタとして輝尽性蛍光体 (RbBr: Tl<sup>+</sup>) を用いており、X 線照射によって装置内に内蔵された X 線ディテクタに画像情報が蓄積され、レーザ光走査系と集光系を含む読み取り光学系が移動することによって蓄積された画像情報を読み取り、X 線画像を形成している。<sup>1) 2)</sup>

医用画像のデジタル化の大きなメリットの一つは、階調処理、周波数強調処理などの画像処理を容易に行なえることである。当社においても、コニカ・ダイレクト・デジタイザで撮影した胸部画像をフィルムにプリントアウトする際、患者の体型の個人差や撮影条件の変動によらずに診断に適した見やすい出力画像を安定して得られるような自動階調処理技術を開発してきた。<sup>3)</sup>

我々は、コニカ・ダイレクト・デジタイザに搭載することを目的として、さらに新規な画像処理技術の検討を行ない、デジタル X 線画像のダイナミックレンジ圧縮技術を開発した。本論文では、このダイナミックレンジ圧縮技術を、下肢のデジタル画像に適用した場合に重点をおいて報告する。

## 2 ダイナミックレンジ圧縮技術の開発

### 2.1 従来技術の問題点

医用 X 線撮影において、被写体透過後の X 線量のダイナミックレンジは非常に広い。例えば胸部写真では、Fig. 1 (a) に示すように、透過 X 線量のヒストグラムは肺野部から縦隔部 (椎骨部) にかけて広い範囲にわたっ

ている。このヒストグラムの幅が被写体透過後の X 線量 (画像情報) のダイナミックレンジに相当する。

医用 X 線写真には主たる関心領域と従たる関心領域があり、胸部では一般に肺野部が主で縦隔部が従である。そのため、胸部撮影では肺野部が X 線フィルムの階調曲線の最も傾きの大きい範囲になるように撮影条件を設定する。従って、縦隔部は階調曲線の足の部分 (傾きの小さい部分) にならざるを得ず、コントラストが低くなってしまふ。つまり、従来の X 線フィルムでは、X 線吸収の高い部分 (低濃度部) から低い部分 (高濃度部) までを、良好なコントラストで描出することは非常に困難である。

一方、デジタル画像を階調処理してフィルムに出力する場合、その階調変換テーブルを自由に変えることができる。例えば、Fig. 1 (b) に示すように低信号部の傾きを大きくすれば、縦隔部のコントラストは向上する。しかし、被写体透過後の X 線量のダイナミックレンジが広すぎるために、全信号域にわたって高コントラストで表示しようとする、人が濃淡を識別出来る濃度範囲に画像信号が収まらなくなってしまうので、高信号部の傾きは小さくせざるを得ない。従って、縦隔部のコントラストを向上させると、主たる関心領域である肺野部のコントラストが低下してしまふ。

### 2.2 ダイナミックレンジ圧縮技術

ところで、Fig. 1 (c) に示すように、縦隔部に相当する信号領域のみを肺野部側に移動することができれば、階調曲線の傾きが比較的大きな領域で画像表示できるので、縦隔部のコントラストを上げることが可能である。一方、肺野部のコントラストと濃度は、従来の適切な状態を維持することができる。すなわち、ヒストグラムの幅を狭めることによって、上記問題は解決されるのである。そして、このヒストグラムの幅を狭める技術を、ダイナミックレンジ圧縮技術と称する。

\* 技術研究所 研究グループ

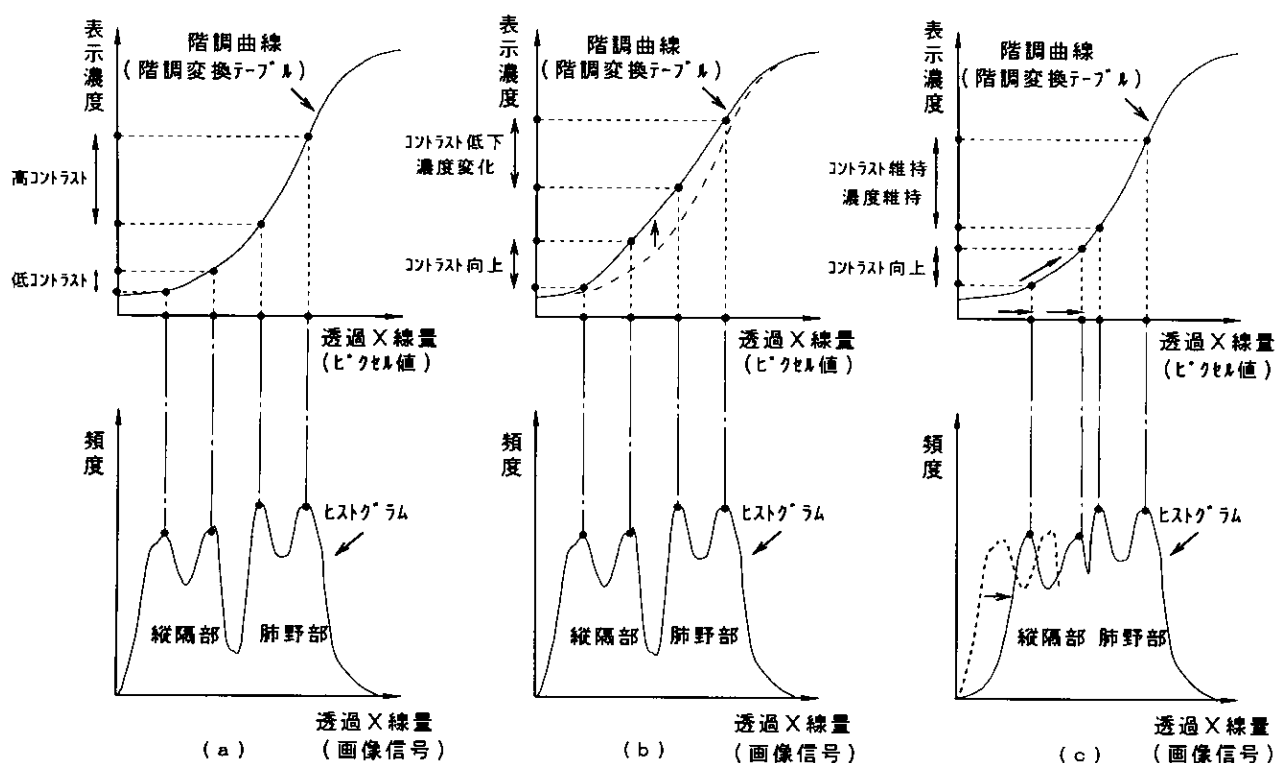


Fig. 1 被写体透過 X 線量のダイナミックレンジと表示濃度の関係

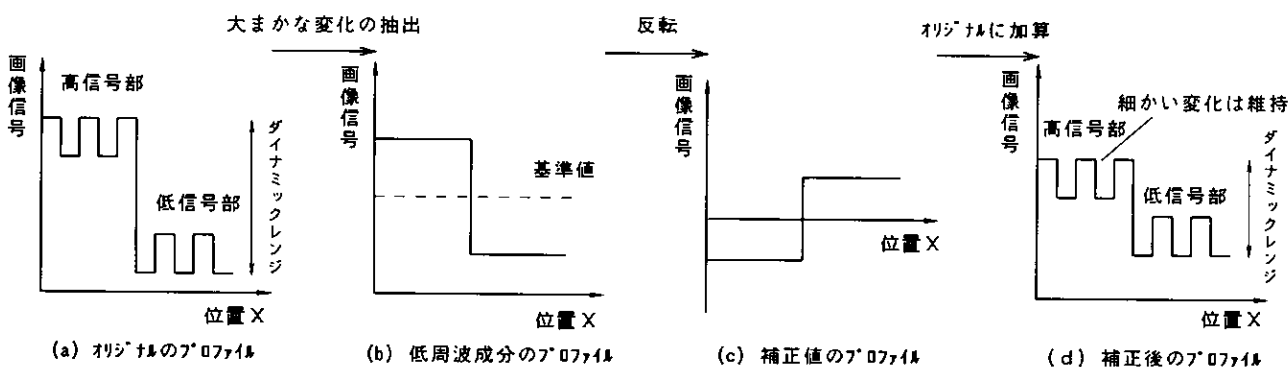


Fig. 2 ダイナミックレンジ圧縮の概念図

ここで、ダイナミックレンジ圧縮プロセスの概略を説明する。

Fig. 2 (a) は、X 線画像情報のプロフィールを模式的に示したもので、信号値の大きな変化は肺野部、縦隔部といった人体の大まかな構造物に対応している。それぞれの領域の細かい変化は、骨や血管などの構造物を示している。人体の大まかな構造物に対応した画像信号差がダイナミックレンジであり、このダイナミックレンジを圧縮するためには、X 線画像情報から信号値の大まかな変化（低周波成分）だけを抽出して、この振幅を減弱すれば良い。画像情報の細かい変化（高周波成分）も含めて減弱してしまうと、細かい構造物の情報までもが失われてしまう。

Fig. 2 (b) は画像信号から大まかな変化（低周波成分）だけを抽出したプロフィールを示している。Fig. 2 (c) のように低周波成分のプロファイルの大小関係を逆転し、それをオリジナルの X 線画像情報に重畳すれば、細かい構造物の情報を維持したまま、大まかな構造物の振幅を減弱して、ダイナミックレンジを圧縮することができる。

上述したように、ダイナミックレンジの圧縮は X 線画像情報の低周波成分を抽出し、抽出した情報に基づいて画像情報の補正を行なうものである。我々は、コニカ・ダイレクト・デジタイザにおけるダイナミックレンジ圧縮手段として、以下に示す 3 つの方法を開発してきた。

1) 被写体を透過する X 線量の分布を検出する手段と照射 X 線量を 2 次的に調整する手段とを設け、

X線透過量の場所的変化を事前に検出し、この情報に基づいてX線を2次的に調整しながら照射する方法。

2) 被写体を透過するX線量の分布を検出する手段を設けて、X線透過量の場所的変化を事前に検出し、この情報に基づいて、デジタル画像の読取時に読取条件(信号増幅率など)をX線透過量に応じて変化させる方法。

3) デジタル画像信号として読み取った後、X線透過量の場所的変化を画像信号値から検出し、この情報に基づいて、デジタル画像信号を画像処理で補正する方法。

1)と2)の方法は、画像読取装置のハードウェア構成を大幅に変える必要があるのに対し、3)のデジタル画像処理で行なう方法はソフトウェアの開発で実現できることから、最も有効な方法と考えられる。

なお、上記1)から3)のダイナミックレンジ圧縮技術の基本特許は、当社から出願されている。また、3)のデジタル画像処理によるダイナミックレンジ圧縮に関する研究は、当社をはじめ、いくつかの機関で盛んに行われている。<sup>4)</sup>

### 2.3 胸部X線画像のダイナミックレンジ圧縮

医用画像で最も撮影枚数が多いのは胸部画像であるため、ダイナミックレンジ圧縮技術も、まずは胸部画像を対象にして開発した。以下、胸部画像に対するダイナミックレンジ圧縮技術について説明する。

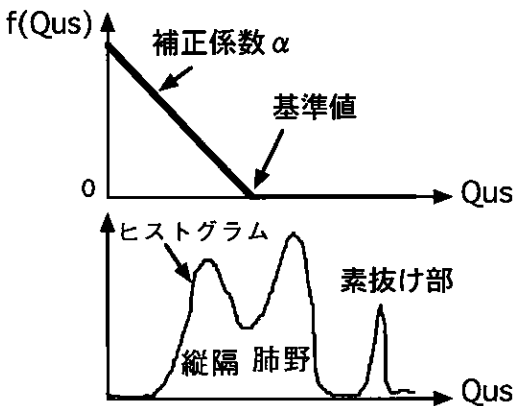


Fig. 3 低濃度部を圧縮するための補正関数

$Q_{org}$  をオリジナル画像信号、 $Q'$  を処理済み画像信号、 $Q_{us}$  をアンシャープ画像信号、 $f(Q_{us})$  を補正值とすると、ダイナミックレンジ圧縮の演算は以下の式で表され、処理画像はオリジナル画像信号に補正值を加算することによって得られる。

$$Q' = Q_{org} + f(Q_{us}) \dots\dots\dots (1)$$

補正值  $f(Q_{us})$  はアンシャープ画像信号  $Q_{us}$  の関数であり、胸部画像のダイナミックレンジを圧縮する場合には、Fig. 3 のような関数形を用いる。すなわち、基準値

よりも  $Q_{us}$  が小さい場合、補正值は  $Q_{us}$  の増加に伴って減少し、 $Q_{us}$  が基準値より大きい場合、補正值は 0 である。

$Q_{us}$  の大きな領域で補正值を 0 とするのは、もともとコントラストが十分な肺野部に対して、ダイナミックレンジの圧縮が行われないようにするためである。また、補正関数の傾きが負であるのは、画像信号の大小関係を逆転したものを補正值とするためである。さらに、補正值が  $Q_{us}$  の関数であるのは、画像信号の低周波数成分のみを圧縮するためである。

胸部画像に対してこのような補正関数を用いることにより、胸部画像の肺野部(高濃度領域)の濃度はそのまま、縦隔部(低濃度領域)のダイナミックレンジを圧縮して濃度を上げることができる。補正関数の傾き  $\alpha$  の絶対値が大きいほどダイナミックレンジ圧縮の度合いは強くなる。以後、この  $\alpha$  を補正係数と呼ぶ。

### 3 ダイナミックレンジ圧縮の下肢画像への適用

上述のように、ダイナミックレンジ圧縮技術は、部位によって、その部位特有の画像特性を理解した上で、アルゴリズムを開発しなければいけないことが分かる。

そこで我々は、このダイナミックレンジの圧縮技術を下肢画像に新たに適用し、固有の問題点を抽出して下肢画像に適したアルゴリズムの開発を試みた。

#### 3.1 画像の収集と評価方法

今回の検討に用いた画像は、富山医科薬科大学附属病院放射線部に設置されたコニカ・ダイレクト・デジタイザで撮影されたものを使用した。

画像評価は、ダイナミックレンジ圧縮処理を行った後、レーザービームプリンタでフィルムにプリントし、オリジナル画像との比較評価を行なった。この際、オリジナル画像に対しては、骨部を見るのに適した濃度に階調処理を行なった。ダイナミックレンジ圧縮処理を行なった画像に対しても、オリジナル画像と同じ階調変換テーブルを用いて階調処理を行なった。コニカ・ダイレクト・デジタイザとレーザービームプリンタの主な仕様を表1と表2に示す。

表1 コニカ・ダイレクト・デジタイザの主な仕様

画像サイズ: 2048 画素 × 2464 画素
画素サイズ: 175 μm × 175 μm
入力サイズ: 358.4 mm × 431.2 mm (半切)
濃度分解能: 10 ビット

表2 レーザービームプリンタの主な仕様

画像サイズ: 2048 画素 × 2464 画素
画素サイズ: 87.5 μm × 87.5 μm
表示サイズ: 179.2 mm × 215.6 mm (六切)
濃度分解能: 12 ビット

### 3.2 圧縮する濃度領域と補正係数の検討

下肢画像は多くの場合、骨部の観察を目的として撮影され、骨部の濃度とコントラストが最適になるように表示される。このとき、軟部（筋肉など）は濃度が高すぎて十分な観察ができないのが一般的である。そこで、胸部画像では低濃度領域のダイナミックレンジを圧縮していたのに対し、下肢画像では高濃度領域のダイナミックレンジを圧縮すれば良いと考えられる。

高濃度領域を圧縮するための補正関数として、Fig. 4 に示すようなものが考えられる。すなわち、骨部と軟部の境界付近の信号を基準値とし、 $Q_{us}$  が基準値よりも小さいときは補正值が0、 $Q_{us}$  が基準値よりも大きいときは  $Q_u$  の増加にともなって減少し、負の値をとる。

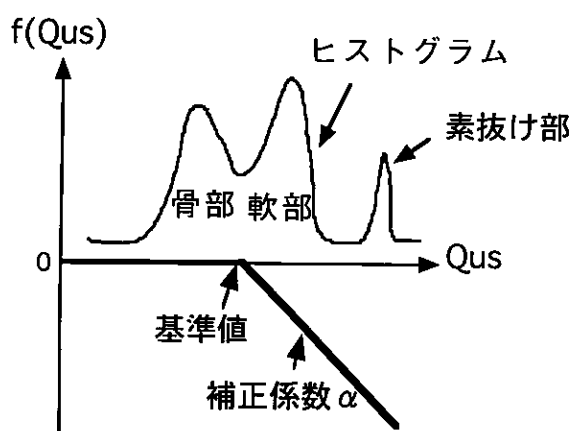


Fig. 4 高濃度部を圧縮するための補正関数

このような関数形を用いることにより、骨部の濃度はそのまま、軟部のダイナミックレンジを圧縮し、濃度を観察しやすいレベルに下げることができると考えた。

なお、補正係数  $\alpha$  は  $-0.6$ 、 $-0.8$ 、 $-1.0$  の3通りで処理を行なった。

Fig. 7 のオリジナル画像は、骨部の診断に適した濃度とコントラストで表示されているが、軟部は濃度が濃すぎてほとんど観察できない。一方、Fig. 8 の処理画像1では、Fig. 4 に示す補正関数を用いて高濃度領域のダイナミックレンジを圧縮することにより、骨部の濃度（低濃度部）はオリジナル画像と同様に保ちながら軟部（ふくらはぎやアキレス腱にかけて）の濃度が下がり、骨部から軟部までを観察することが可能になっていることがわかる。

処理画像1は補正係数を  $-0.8$  として処理してある。補正係数が  $-0.6$  の画像では、軟部の濃度が高く、ダイナミックレンジ圧縮効果が不十分であり、補正係数が  $-1.0$  の画像では、軟部の濃度が骨部とほとんど変わらなくなり、違和感のある画像になってしまった。以上より、補正係数は  $-0.8$  が適当であることが分かった。

### 3.3 マスクサイズの検討

ダイナミックレンジの圧縮は画像情報の低周波成分のみを減弱するために、アンシャープ信号  $Q_{us}$  を用いて補正值を算出している。一般にアンシャープ信号は、対象画素を中心とした一定のマスク内のオリジナル画像信号  $Q_{org}$  に基づく演算（フィルタリング処理）によって求められており、マスク内の  $Q_{org}$  の単純平均値を対象画素の  $Q_{us}$  とする単純平均フィルタが最も簡単な方法である。

このマスクサイズの大きさによって  $Q_{us}$  の含む周波数成分が異なり、マスクサイズが小さいほど、より高周波成分を含み、マスクサイズが大きいほど、含まれる周波数の帯域が狭くなる。

そこで、マスクサイズを変化させ、人体の細かい構造物の情報を失うことなくダイナミックレンジを圧縮するのに適したマスクサイズを検討した。画像の縦方向と横方向でダイナミックレンジ圧縮効果を同じにするため、マスクの形状は正方形とし、1辺の画素数を7、15、31、63、127、255画素の6通りとした。

処理画像1では、マスクサイズが63画素で処理されており、細かい構造物の情報を維持しながら、軟部の濃度を全体的に下げることができている。しかし、マスクサイズを31より小さくしていくと、軟部の細かい構造物の情報が失われ、マスクサイズが小さいほど、よりぼけて見えた。一方、マスクサイズを63より大きくしても軟部の細かい構造物の見え方に違いはなかった。

マスクサイズを大きくするほど  $Q_{us}$  の算出に時間がかかるので、マスクサイズは63画素が適当と判断した。

### 3.4 フィルタの種類を検討

X線画像には被写体のない領域（素抜け部）が存在する。素抜け部のX線量は被写体部に比べてX線量が著しく多いので、軟部と素抜け部の境界付近では画像濃度が急激に変化している。胸部画像のダイナミックレンジ圧縮においては、素抜け部の存在する高濃度領域に対して補正を行わないので問題にならないが、下肢画像のように高濃度領域を圧縮する場合には、軟部と素抜け部の境界付近で偽画像が発生することが予想された。

この偽画像の発生について、簡単のために一次元のプロファイルを用いて説明する。（Fig. 5）

横軸を位置、縦軸を信号値とし、素抜け部と軟部の境界付近の信号変化を模式的に表わしている。

オリジナル画像信号  $Q_{org}$  に対し、単純平均フィルタによってアンシャープ信号  $Q_{us}$  を求めると、エッジ部分がなだらかになり、補正值もそれに伴ってなだらかに変化する。オリジナル画像信号に補正值を加算すると処理画像はエッジ強調され、これが偽画像として見える可能性がある。

一方、 $Q_{us}$  をマスク内の  $Q_{org}$  のメジアン値（中央値）とするメジアンフィルタで求めると、 $Q_{us}$  及び補正值はエッジ部分の信号変化を忠実に反映することができるの

で、処理画像にエッジ強調が起こらないことが期待できる。

以上より、 $Q_{us}$  を求める際のフィルタは単純平均とメジアンとの2通りとした。

処理画像1は単純平均フィルタを用いて処理されており、軟部と素抜け部との境界に注目すると、境界線の軟部側にスジ状の偽画像が生じていることがわかる。これは、前述のように信号値が急激に変化しているところでエッジ強調が起こっているためと考えられる。この偽画像はマスクサイズが大きいほど顕著であり、診断の際に病的異常と間違える危険性がある。

一方、処理画像2はメジアンフィルタを用いて処理されており、軟部と素抜け部との境界でエッジ強調が起こっておらず、より自然に見える。メジアンフィルタを用いた場合、マスクサイズを127画素、255画素と大きくしてもほとんど偽画像は発生しなかった。

### 3.5 素抜け部の濃度低下の検討

素抜け部のX線量は被写体部に比べてX線量が著しく多いので、通常は真っ黒なバックグラウンドとして表示される。しかし、Fig. 4のような補正関数を用いて高濃度領域のダイナミックレンジを圧縮すると、軟部ばかりではなく、本来真っ黒なバックグラウンドであるべき素抜け部の濃度も低下してしまい、被写体部と十分な濃度差がとれなくなることが予想される。

そこで、Fig. 6に示すように、補正関数に制限値を設け、一定の濃度以上は補正されないような処理を行なった、Fig. 4の補正関数で処理した画像と比較した。

処理画像1はFig. 4に示した補正関数で処理されている。オリジナル画像と比べると、軟部だけでなく、素抜け部の濃度も低下しており、被写体部と素抜け部の濃度差が不十分である。

一方、処理画像2はFig. 6に示したように補正值に制限を設けた関数を用いて処理されており、処理画像2に比べて素抜け部の濃度が高く、軟部と素抜け部の濃度差が大きくとれて見やすい画像となった。

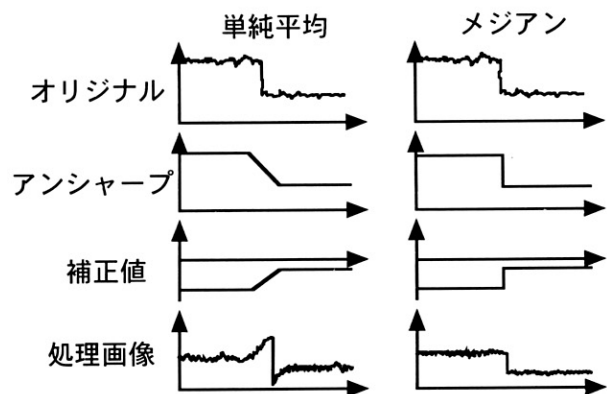


Fig. 5 エッジ強調の説明図

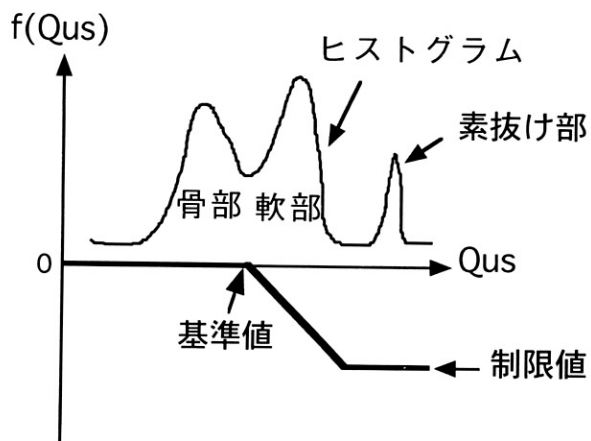


Fig. 6 補正值に制限を設けた補正関数



Fig. 7 オリジナル画像

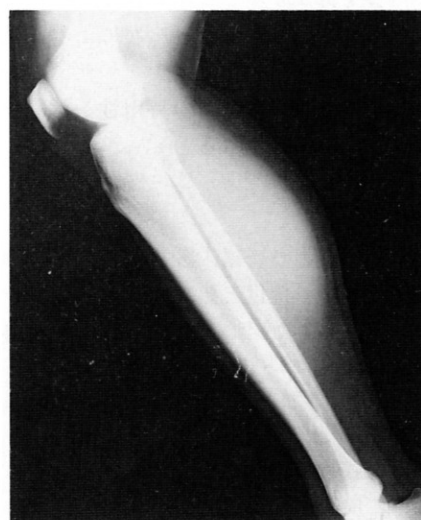


Fig. 8 処理画像1

マスクサイズ : 63画素  
 フィルタ種類 : 単純平均  
 補正関数 : Fig. 4  
 補正係数 : -0.8



Fig.9 処理画像 2

マスクサイズ : 63 画素  
フィルタ種類 : メジアン  
補正関数 : Fig. 6  
補正係数 : -0.8

#### 4 まとめ

デジタル X 線画像に対するダイナミックレンジ圧縮技術を開発し、これを下肢画像に適用した。

その結果、

- 1) 下肢画像の高濃度領域のダイナミックレンジを圧縮することにより、骨部を最適濃度で表示しながら軟部も同時に観察できるようになった。
- 2) アンシャープ画像をメジアンフィルタを用いて作成することにより、皮膚と素抜け部との境界付近の偽画像を抑制することができた。
- 3) 補正関数に制限値を設けることにより、素抜け部の濃度低下を抑制できた。

このような処理方法の臨床上的有用性を検討することが、今後の課題として残される。

#### 5 謝辞

本研究を行うにあたり、富山医科薬科大学附属病院放射線部より臨床画像の提供と処理画像の評価、さらには、様々なアドバイスをいただいたことに、深く感謝いたします。

#### ●参考文献

- 1) Toda, H., et al:Konica Tech Rep, **3**, 134 (1990)
- 2) Honda, S., et al:Konica Tech Rep, **6**, 58 (1993)
- 3) Nagatsuka, S., et al:Konica Tech Rep, **6**, 101 (1993)
- 4) 阿南、他:映像情報(M)、Vol. 23, No. 15, 805 (1991)