原	著
---	---

下顎骨骨梁のX線写真のデジタル画像処理

荻 野 敏

東京医科歯科大学歯学部歯科放射線学教室（主任：中村 正教授）

（1987年3月24日 受付）

Digital Image Processing of Mandibular Trabeculae on Radiographs

Toshi Ogino

Department of Radiology, Faculty of Dentistry, Tokyo Medical and Dental University

(Chief : Prof. Tadashi Nakamura)

The present study was aimed to reveal the texture patterns of the radiographs of the mandibular trabeculae by digital image processing. The 32 cases of normal subjects and the 13 cases of patients with mandibular diseases of ameloblastoma, primordial cysts, squamous cell carcinoma and odontoma were analyzed by their intra-oral radiographs in the right premolar regions. The radiograms were digitized by the use of a drum scanner densitometry method. The input radiographic images were processed by a histogram equalization method. The result are as follows : First, the histogram equalization method enhances the image contrast of the textures. Second, the output images of the textures for normal mandible-trabeculae radiograms are of network pattern in nature. Third, the output images for the patients are characterized by the non-network pattern and replaced by the patterns of the fabric texture, intertwined plants (karakusa-pattern), scattered small masses and amorphous texture. Thus, these results indicates that the present digital image system is expected to be useful for revealing the texture patterns of the radiographs and in the future for the texture analysis of the clinical radiographs to obtain quantitative diagnostic findings.

I. 緒 言

顎骨は病気の“ショウ・ウインドウ”とよばれ、顎骨のX線像は歯顎領域の疾患のみならず系統疾患の診断のうえで重要な位置を占めている¹⁾。特に骨紋理²⁾といわれる骨梁のX線像の変化は、シスチン症、腎性骨異常栄養症等の代謝性疾患、甲状腺疾患、腎疾患の診断上の有効な指標である^{3~6)}。しかし、骨梁がX線写真上に作る模様

の微細構造、すなわち、テクスチュアの変化は、従来のX線診断法では所見として呈示することが困難である。X線像のテクスチュア^{7~10)}の変化をとらえるために、ViewerなどのX線写真の拡大観察による読影法の改善が行われてきたものの、限界がある。近年、画像工学の発達とともに医学領域においても、X線像のデジタル化によるX線診断への適用が期待されつつある^{11~18)}。デジタル・サブトラクション法によるX線像の改善^{11~13)}

は、臨床上実用化されている。デジタル画像処理による二次元像から三次元像への合成も含めて X 線像の改良の試みに関する研究^{14~18)}も多い。さらに、画像工学の応用による X 線像の改良とともに X 線像の定量化の試みもなされている^{19~23)}。フーリエ変換 (FFT) による骨梁像の変化の定量的表現に関する研究が進められている^{20,21)}。しかし、デジタル画像処理法によるテクスチャ特徴抽出^{7~10)}を、X 線診断へ導入する試みは少ない。本研究の意図は、骨梁のテクスチャ特徴抽出法^{7~10)}に関する研究の端緒を開くことにある。

X 線写真像のテクスチャ特徴抽出^{7~10)}を行うには、テクスチャ^{7~10)}を明示することが前提である。しかし、X 線写真ではきわめて困難である。この理由は、濃度が狭い領域に片寄っているために、テクスチャ^{7~10)}のコントラストが低いことにある²⁴⁾。本研究の目的はデジタル画像処理により、コントラストを高めることにより、X 線像のテクスチャの明示を容易にすることである。画像処理法としてヒストグラム平坦化法^{24~26)}を用いた。本法は濃度階調変換の一つであるが、特徴として、濃度の絶対値に依存することなく細部を強調するとともに規格化する機能を持つ。本研究では、顎骨全体のテクスチャ特徴抽出^{7~10)}を行う予備段階として、顎骨像の部分画のテクスチャ^{7~10)}の明示を試みた。本研究の構成は、テスト・パターン、均一な濃度の X 線フィルムを用いて、ヒストグラム平坦化法^{24~26)}に基づく画像処理システムの有効性を検討した。第二に口内法 X 線写真のデジタル画像処理により、顎骨骨梁像のテクスチャを明示し、正常像と疾患像を比較し相違を調べた。症例は、右側下顎小白歯部口内法 X 線写真での正常骨梁例と X 線写真上顕著な像を呈する数種の顎骨疾患 (エナメル上皮腫、原始性嚢胞、扁平上皮癌、歯牙腫) である。

II. 対 象

対象は東京医科歯科大学歯学部付属病院歯科放射線科で撮影された口内法 X 線写真である。撮影部位は右側下顎小白歯部に限定した。使用したフ

ィルムはコダック社製のエクタスピード デンタル X-レイ フィルム^{27~29)}である。

1. 正常骨梁例

昭和58年6月13日から昭和59年7月12日までに来院した患者の口内法 X 線写真から正常骨梁32例を以下の基準で選んだ。

- 1) 右側犬歯、第1、第2小白歯が残存している。
- 2) 右側第1小白歯に X 線診断上根尖病巣がなく歯槽硬線が明瞭に観察できる。
- 3) 骨梁が完成している。
- 4) 右側小白歯部の骨梁が広範囲に撮影されている。

年齢分布は10代2例、20代3例、30代4例、40代6例、50代11例、60代5例、70代1例であった。

2. 疾患症例

病理確定診断の得られたエナメル上皮腫4例と、原始性嚢胞3例、扁平上皮癌3例および X 線診断上の歯牙腫3例の計13例とした。エナメル上皮腫4例の内訳は、soap bubble 状所見を示す2例と cystic な所見を示す2例である。

III. 方 法

汎用医学画像解析システム (東京都臨床医学総合研究所^{30,31)}) により口内法 X 線写真のデジタル化および口内法 X 線写真のデジタル画像からの部分画の切り出しを行った。東京大学医学部情報処理室中央計算機システム (東京大学) により部分画の階調変換を行った。汎用医学画像解析システムは神沼、鈴木らの開発した MINERUBA16³²⁾の一部である。これは、計算機システム PDP 11/70 (DEC社) と画像入出力装置である TV Camera, Drum Scanner (Model 2605, 阿部設計社)^{33~35)}から構成されている。オペレーティング・システムは RSX 11M で、画像解析用のソフトウェアを有する。図1にシステム構成を示す。東京大学医学部情報処理室中央計算機システムは医学研究用に設計された。音声、脳波等の時系列信号解析、DNA の構造解析および CT 像、超音波像等の二

次元画像の合成と三次元表示等幅広く利用されている。計算機システム VAX 11/780 (DEC 社)

図1 汎用医学画像解析システム

とビデオ画像入出力装置、カラー・グラフィック・ディスプレイ、アナログ・データ入出力装置等で構成されている。オペレーティング・システムは VAX/VMS である。図2にシステム構成の一部を示す。

1. 画像入力

ドラムスキャナー³³⁻³⁵⁾により口内法X線写真の写真濃度を計算機システムに入力し、デジタル化した。同スキャナーの操作条件は、透過光濃度測光法を採用し、アパーチャ・サイズは $50\mu\text{m}$, サンプルング・レートは2回転/秒, サンプルング・ピッチは $50\mu\text{m} \times 50\mu\text{m}$ とした。デジタル画像の画素点の数は 600×800 であり、各画素点を

図2 東京大学医学部情報処理室中央計算機システムの一部

8 ビット, すなわち, 256階調のグレイ値で識別した。

2. 画像処理

1) 部分画の切り出し

等方性と計算機による処理効率を考慮して正方形の部分画を採用した。サイズは, 画素点数 128×128 (口内法X線写真上で $6.4 \text{ mm} \times 6.4 \text{ mm}$ に対応する)とした。

モニタ・ディスプレイ上に口内法X線写真のデジタル画像を表示して, 部分画の中心位置をジョイスティックで指定することにより部位を設定した。

テクスチャ特徴^{7~10)}が部位ごとに相違するかどうかを調べる目的で口内法X線写真のデジタル画像から2~4枚の部分画を切り出した。正常骨梁例の画像では右側第1小臼歯を中心として犬歯, 第2小臼歯の根尖下部について, オトガイ孔等の解剖学的構造物と重ならないように2部分画を切り出した。疾患例では, 病巣内部について, 重複しないように2~4枚の部分画を切り出した。病巣の範囲は, 通常のシャークステンでの読影にて判定した。

2) 部分画の画像変換

画像の全体的な濃淡, コントラストの影響に左右されずに画像内の微細構造を強調する特徴を持つヒストグラム平坦化法^{24~26)}により, 切り出した部分画を画像処理し, 出力画像を得た。

ヒストグラム平坦化法^{24~26)}は出力画像の階調度のヒストグラムが平坦になるように階調度を変換する方法である。画像の階調度の累積頻度曲線を取り, これを変換曲線とみなして階調度を変換する。変換前の階調度を y_1 , y_1 の累積頻度(百分比)を p_1 , 変換後の階調度の最大値を $z_{\max}$ とすれば, $z_2 = z_{\max} \cdot p_1$ に変換するのである。SPIDER (画像処理サブルーチン・パッケージ, 工業技術院)^{36, 37)}に汎用版が記載されているが, 実行速度をあげるため, 本研究では専用版 EQUALI を作成した。ヒストグラムの区間幅は1とした。プログラムの処理手順を略記する。

(1) 配列を定義する。

IMAGE (I, J): 画像 (変換前後),

$I, J = 1, \dots, 128$

IB (I): 度数テーブル,

$I = 0, \dots, 255$

IBA (I): 累積度数テーブル,

$I = 0, \dots, 255$

TABLE (I): 変換テーブル,

$I = 0, \dots, 255$

(2) IB, IBA, TABLE をゼロ・クリアする。

(3) 原画像の各階調度の度数を計算する。

$I, J = 1, \dots, 128$ について

$IB(\text{IMAGE}(I, J)) = IB(\text{IMAGE}(I, J)) + 1$

(4) 原画像の各階調度の累積度数を計算する。

$IBA(0) = IB(0)$

$I = 1, \dots, 255$ について

$IBA(I) = IB(I) + IBA(I-1)$

(5) 階調度の変換テーブルを作成する。

$$\left. \begin{aligned} Y &= 128 \cdot \sqrt{IB(I)} \\ X &= IBA(I) \end{aligned} \right\} \text{(実数)}$$

$RANGE = 256$ 。
 $TABLE(I) = X \cdot RANGE / Y - 1 + 0.5$ (-1 は最小値が0のため, $+0.5$ は四捨五入)

(6) 原画像の各画素点の階調度を変換テーブルに従って変換する。

$I, J = 1, \dots, 128$ について

$IMAGE(I, J) = TABLE(IMAGE(I, J))$

3. 画像出力

階調変換された部分画をディスプレイ上に256グレイ・レベルで白黒反転表示し, テクスチャ特徴^{7~10)}を基本単位と繰り返し構造に着目して観察した。

IV. 結 果

1. ヒストグラム平坦化法^{24~26)}の検定

1) プログラムの検定

ヒストグラム平坦化法のプログラムの動作を検査する目的で, コンピュータにより作成したテスト・パターンを原画像として, 処理画像を調べた。

(1) 端点の検定

全ての画素点に同一の階調度を与えた時の画像処理後の画像を調べた。原画像Aの画素点 (i, j) の階調度を $a_{i,j}$ とする。処理画像A'の階調度を $a'_{i,j}$ とする。

テスト・パターンを、 $A: a_{i,j}=0 (i, j=1, \dots, 128)$ とし $A': a'_{i,j}=255 (i, j=1, \dots, 128)$ を得た。同様にテスト・パターンを $A: a_{i,j}=255 (i, j=1, \dots, 128)$ とした時にも $A': a'_{i,j}=255 (i, j=1, \dots, 128)$ を得た。原画像の階調度の累積頻度に応じて処理画像の階調度が割り当てられていることが確認された。

(2) 正常動作の検定

低い階調度に片寄った、図3のテスト・パターンを作成した。

入力したテスト・パターンAと変換結果のディスプレイ像は図4に示すとおりである。テスト・パターンAは、図3に示すように、

$$\begin{aligned} a_{i,j} &= 1 & i &= 1, \dots, 128 & j &= 1 \\ a_{i,j} &= 2 & i &= 1, \dots, 128 & j &= 2, 3 \\ a_{i,j} &= 3 & i &= 1, \dots, 128 & j &= 4, 5, 6 \\ & \vdots \\ a_{i,j} &= 15 & i &= 1, \dots, 128 & j &= 106, \dots, 120 \\ a_{i,j} &= 16 & i &= 1, \dots, 128 & j &= 121, \dots, 128 \end{aligned}$$

である。このテスト・パターンのヒストグラムを図5(a)に示した。

処理後の画像A' (図4(b)の階調度は、

$$\begin{aligned} a'_{i,j} &= 1 & i &= 1, \dots, 128 & j &= 1 \\ a'_{i,j} &= 5 & i &= 1, \dots, 128 & j &= 2, 3 \\ a'_{i,j} &= 11 & i &= 1, \dots, 128 & j &= 4, 5, 6 \\ & \vdots \\ a'_{i,j} &= 239 & i &= 1, \dots, 128 & j &= 106, \dots, 120 \\ a'_{i,j} &= 255 & i &= 1, \dots, 128 & j &= 121, \dots, 128 \end{aligned}$$

であった。

図3 低い階調度に片寄ったテスト・パターン

図4 低い階調度に片寄ったテスト・パターンと処理画像のディスプレイ像

図5 低い階調度に片寄ったテスト・パターンのヒストグラム (区間幅: 5)

これをヒストグラムで表示すると、図5 (b) となる。低い階調度に片寄ったテスト・パターンは、出力画像のヒストグラムが平坦化されている。

2) ヒストグラム平坦化法の特徴

(1) コントラストに依存しない

前項で作成したテスト・パターンA (図3) の階調度 $a_{i,j}$ を各10倍したテスト・パターンBを作成した。テスト・パターンBの処理画像 B' はAの処理画像 A' と同一となる。本画像処理法は、入力画像のコントラストに依存することなく、階調度の順序と累積頻度のみに左右される。

(2) 面積比に依存する

図6の(a), (c)に示した線幅の異なる十字のテスト・パターンを階調変換した。十字部の階調度は、両者とも255であり、地の部分の階調度は0である。(a)の処理画像は(b)であり、(c)の処理画像は(d)である。(b)では十字は視認不能であるのに対し、(d)では原画像よりもコントラストが低下しているものの、十字が認められる。(b)では、十字部の階調度は255で、地の部分の階調度が251であるのに対して、(d)では、十字部の階調度は255、地の部分の階調度が180とコントラストが大きい。ヒスト

グラム平坦化法により割り当てられる階調度は、入力画像の各階調度の累積頻度に比例する。つまり、ある階調度以下の占める面積の比率に応じて割り当てられる。したがって、部分画全体に占める面積の少ない像(輪郭線、階調度の異なるノイズ)のコントラストが低下する。

また、(c)の幅広い十字のテスト・パターンは、階調度が0と255であるが、これを、階調度80と100のテスト・パターンとした時の処理画像も(d)となることは明らかである。この場合は画像のコントラストは向上する。つまり、(b)のようにコントラストの強い入力画像に対しては本ヒストグラム平坦化法による処理画像は、コントラストが低下し、逆にコントラストの低い入力画像(X線写真等)に対してはコントラストが向上する。

(3) 微細構造の強調

図7に示した微細構造を持つテスト・パターンにヒストグラム平坦化法^{24~26)}を施した。図8(a)は同テスト・パターンのディスプレイ像である。処理画像は図8(b)に示した。テスト・パターンの広い面積を占めているコントラストの低い上方の縞模様は、図8(a)のディスプレイ像では視認不能であるが、ヒストグラム平坦化処

図6 面積比依存性

理後の画像(図8 (b))では明瞭に認められる。図8 (b)のディスプレイ像で輝度の高い線の線幅が広くみえるのは、使用したディスプレイの特性である。反復により広い面積(78.1%)を占めているコントラストの低い像(上方の縞模様)が処理画像ではコントラストが向上し、狭い面積を占めているコントラストの高い像(下方の横線)はコントラストが低下する。ヒストグラム平坦化法が模様の微細構造、つまり、テクスチャを強調することが明らかとなった。

2. 画像処理システムの検討

本デジタル画像処理システムにおける対照実験

として、均一な濃度を持つX線フィルムについて画像処理を行い、処理画像の特徴について検討した。均一なX線照射により得られたX線写真であっても、感光乳剤層の不均一性を反映した濃度の分散、すなわち、粒状性^{28, 29, 38, 39)}が存在する。粒状性は、照射線量とともに大きくなる。つぎに述べる粒状性の異なる4種類のX線写真を使用した。

(a) 現像液による処理過程を省き、定着液による処理を行ったフィルム。クリアー・フィルムとよぶ。粒状性は最小であるが、ドラムスキャナーの濃度測光系の安定性を反映した、階調度 $a_{i,j}$ のゆらぎがある。

(b) 非照射フィルムの写真処理。かぶりによる粒状性が存在する。

(c) 0.8 mm 厚さの銅板の X 線撮影。

(d) 0.1 mm 厚さの銅板の, (c) と同一条件下での X 線撮影。X 線照射量が最も大きく, 粒状性が最大である。

これら 4 種類のフィルムを各々 3 枚作成し, Ⅲの 1 の方法でデジタル化した。各デジタル画像から 1 部分画を切り出し, Ⅲの 2 の 2), 3 の方法により画像処理を行った。合計 12 部分画の処理画像

図 7 微細構造をもつテスト・パターン

を得た。図 9 には各種フィルムの処理画像の代表画像を呈示した。

図 9 の結果から, 均一な濃度の X 線写真を入力画像とした時のヒストグラム平坦化法^{24~26)}による処理画像の特徴は, ドラムスキャン・デンシトメータ^{33~35)}の走査方向と一致する線像群である。線像群のコントラストは, (d) にみられるように, 濃度分散の大きい(粒状性の大きい) X 線写真の処理画像では, 低下あるいは消失する傾向がある。本実験のアーチファクトは斉一な幾何学的パターンであることから, 臨床 X 線写真の処理画像に出現した場合であっても, 容易に識別できる。また, 最も X 線不透過性であるエナメル質の画像の写真濃度であっても, (d) と同程度に粒状性は大きい。すなわち, 臨床 X 線写真においては, 本実験のアーチファクトが出現する機会が少ないことが期待される。

本アーチファクト出現の原因は, 前述した微細構造の強調を示すテスト・パターンによる実験結果から, つぎのように解釈できる。

(1) ドラムスキャン・デンシトメータ^{33~35)}の濃度測定の精度は, 走査ごとに制御されている。

(2) クリアー・フィルムの濃度の分散(粒状性^{28, 29, 38, 39)}がきわめて小さい。

(3) したがって, 走査線ごとの濃度値の差異は, (2) の濃度分散に比べて, 相対的に大き

図 8 低いコントラストの微細構造の強調

図9 均一な濃度のX線写真の処理画像

い。ここに、入力画像において、走査線ごとのコントラストが生じる。

出力画像は(3)のコントラストを強調する。本実験の示したアーチファクト像は、ドラムスキャン・デントメータの測定精度³⁴⁾を検討するうえで、将来、重視されるべき現象であるが、これまで報告されていない。本アーチファクト像を呈示し得たことは、ヒストグラム平坦化法による画像処理の特徴および有用性を如実に示すと考えられる。

3. 臨床例への適用

1) 正常骨梁像

図10に右側下顎小白歯部の正常骨梁の処理画像の代表例、12画像を呈示した。従来の口内法X線写真の読影では、骨梁の走行状態を認識するとどまるが本方法による処理画像では骨梁の微細構

造が認識できる。正常骨梁全32症例64部分画の処理画像は、網目模様である。網目模様の横方向（口内法X線写真では近遠心方向）が強く、縦方向（口内法X線写真では上下方向）の模様は弱い。この網目模様は粗い構造を示す症例が多いが、年齢との相関については本研究は例数が少なく、明らかではない。また、一症例において、関心部位を部分画に分割した時の、網目模様の部分画間の相関関係を調べることは今後の課題とした。

2) 疾患像

図11は、疾患症例の処理画像の代表例として12画像を呈示した。いわゆる均一な透過像を示す原始性嚢胞、エナメル上皮腫、扁平上皮癌の骨融解部の処理画像（図11のa～f）では、横線のノイズが図11のd、fに認められたが、図9に示す均

図10 下顎骨正常骨梁の処理画像の代表例

(a), (b), (c), (k) : 扁平上皮癌, (d), (f) : 原始性嚢胞, (e), (j), (l) : エナメル上皮腫, (g), (h), (i) : 歯牙腫

図11 顎骨疾患の処理画像の代表例

表 1 疾患とテクスチャの関係

疾 患	テク ス チ ュ ア
扁平上皮癌	織物のテクスチャ, 不定形のテクスチャ
原始性嚢胞	織物のテクスチャ, 唐草のテクスチャ
エナメル上皮腫	織物のテクスチャ, 唐草のテクスチャ, 不定形のテクスチャ
歯 牙 腫	散在する小塊のテクスチャ

一な濃度のX線フィルムの処理画像と異なっており、織物のテクスチャ（図11のa～c）と唐草のテクスチャ（図11のd～f）との2種類の有意の像を得た。特にこれらは微細構造が強調された。扁平上皮癌の骨残留部位の処理画像には不定形のテクスチャ（図11のk）が認められた。従来の読影法では形態を想起させるような像を認めがたい症例についても、本方法では大きな不定形の構造物が認められた。エナメル上皮腫の soap bubble 状を示す部位の処理画像では、大きな骨格が強調された（図11のj, l）。歯牙腫の処理画像では、1の2)の(2)で予想されたとおり、小塊の輪郭はボケたが、小塊の中の微細構造は強調された（図11のg～i）。顎骨疾患の処理画像では、いずれも正常下顎骨骨梁の処理画像の特徴である網目模様が消失し、代わって織物のテクスチャ（図11のa～c）、唐草のテクスチャ（図11のd～f）、散在する小塊のテクスチャ（図11のg～i）と織物地の上の三日月、樹枝等の比較的大きな模様のある不定形のテクスチャ（図11のj～l）が認められた。疾患とテクスチャ特徴との対応関係を表1に示す。歯牙腫を除いては疾患とテクスチャ特徴の対応関係は明らかではなく、従来のX線所見との関係よりも複雑である。以上、従来の読影では認められなかった像が本方法ではいくつか認められたが、これらの鑑別診断上の有効性については結論し得ない。症例の蓄積をまって病巣境界およびX線上顕著な像を示さない疾患について本方法の適用範囲を拡大することは今後の課題である。

V. 考 察

1. 臨床的意義

本研究は、デジタル画像処理による顎骨のテクスチャ特徴抽出^{7～10)}の開発研究への出発点となることが期待される。

顎骨では骨とX線フィルムとの間に歯肉という薄い軟組織のみを介してX線撮影を行い、しかも用いられているフィルムはノン・スクリーンであるため、他の骨と比較すると細部まで解像力が大きく、診断学的価値が高い¹⁾。顎骨の、とりわけ骨梁像は、シャークステンでの読影法、光学的手法あるいはデジタル画像処理法により、パターン分類、像の強調、定量化等の数々の試みがなされてきた^{2, 12, 13, 20, 21, 40～42)}。これらは、顎骨骨梁像の走行状態に重点をおいている。本研究では、骨梁の断裂、顆粒状の変化の像等を検出するために、骨梁像の微細構造に重点をおいた。

定量化はX線所見の客観性、再現性を確保するうえでは必須である。骨梁像の微細構造の変化をとらえるためには、元来、微妙な像ゆえに定量化は特に重要である。近年のデジタル画像処理工学の発達により、十分ではないが、定量化は可能となった。X線写真をデジタル画像処理すると、微細構造の明示、テクスチャ特徴抽出^{7～10)}が連続的に行え、病巣の検出等の応用あるいは文字情報と合体した診断システムへの組み入れが可能となる。

テクスチャ特徴抽出方法には各種の手法がある。大別すると、光学的手法、信号解析の伝統にのっとった自己相関、フーリエ解析等の手法と、デジタル画像処理とともに新しく登場した同時生起行列、ランレングス等の手法がある。歯科、医科ともに、X線診断では、おもに前者の手法が試みられ、診断的意義ある定量値を算出している^{20, 21, 41, 43～47)}。確かに自己相関、フーリエ変換等の手法は、テクスチャの基本性質、すなわち、繰り返しをとらえる点からは有益な手法である。しかし、後者の手法は、テクスチャの特徴を視覚的に直截にとらえることおよび計算時間が

短いという利点を有す。顕微鏡写真での診断では後者の手法、同時生起行列による研究が行われている⁴⁸⁾。顕微鏡写真は、X線写真と異なっており、像が明瞭でコントラストが大きい。X線写真像について後者の手法を適用するには、像を明瞭にすることが必須である。明瞭なX線像でなければ、視覚的に直裁なアプローチは施せないからである。

テクスチャ特徴抽出の応用としては著者は病巣境界の検出を考えている。疾病の早期発見も病巣境界の検出も工学的には領域の分割という同じ問題である。領域の分割では、X線写真をメッシュに区切って部分画に分割し、部分画ごとにテクスチャ特徴を抽出し、その定量値によって正常と疾患の別を判定して振り分け、正常から疾患へと反転している部位を連結して病巣境界とする。その時間問題となるのは、テクスチャ特徴の抽出方法^{7~10)}とともに部分画のサイズである。領域分割の精度(境界位置の確かさ)からサイズは小さい方がよく、領域識別の正確さ(カテゴリー正当率)からはサイズは大きい方がよい^{7,8)}。これらは矛盾する。本研究では、サイズをパラメータにしてプログラムを作成し、32, 64, 128, 256と変化させて、正方形の部分画を切り出した。その結果、32では基本単位がかなり把握できるのみであり、64では基本単位は把握できるが繰り返し構造は把握できず、128, 256で両方が把握できたので128とした。

2. ヒストグラム平坦化法について^{24~26)}

本研究ではヒストグラム平坦化法を用いたが画像の強調処理には画像の鮮鋭化、階調変換等がある⁴⁹⁾。画像の鮮鋭化は微分処理が中心であるから、コントラストの強いところを強調する。ヒストグラム平坦化法^{24~26)}とは逆に、コントラストの低い微細構造は強調しない。すなわち、ヒストグラム平坦化法^{24~26)}の相補的な処理法である。一方、階調変換には、コントラスト・ストレッチ、レベル・スライシング等^{10,50)}があり、ヒストグラム平坦化法はこれの中でも規格化という機能をもった特殊な方法である。コントラスト・ストレッチ⁵⁰⁾は、画像全体の濃度域を均一に広げる。し

たがって、画像全体の濃度が低いところに片寄っている時は、有効な方法であるが、図7の微細構造をもつテスト・パターン(図8のaはディスプレイ像)のように、大半の階調度は低いところに片寄っているが、わずかに階調度の高いところがあって画像全体の階調度の幅が広い場合は、効果がない。レベル・スライシング⁵⁰⁾は、等高線等を見るにはよい方法であるが、均一な透過像と歯牙腫の部分画のように原画像の階調度が画像ごとに全く違う場合には無意味な方法である。これらの方法に対して、ヒストグラム平坦化法^{24~26)}は、図7, 8で明らかにしたように濃度域が狭くノイズあるいは構造物を含んでいるかも知れないX線写真像の微細構造を強調するには、至適な方法である。ただ、本研究で明らかにされたヒストグラム平坦化法の弱点(図6)については、相補的な処理法が必要となる。ヒストグラム平坦化法の長所、すなわち、ヒストグラムを平坦にすることによる統計的な規格化は、テクスチャ特徴^{7~10)}を定量表示する場合に有利である。

ヒストグラム平坦化法^{24~26)}は従来は、各種のテクスチャの混在した写真全体に適用されてきた²⁴⁾が、本研究では、部分画ごとに適用した。この方法は、画像内での階調度の面積比に依存するので、微細な像の特徴は大画像領域に対しては消失してしまう。写真全体についてテクスチャ特徴を明示するには、同一の口内法X線写真を部分画ごとに分割することが将来必要となる。したがって、口内法X線写真を部分画を単位としてメッシュに区切った時、ヒストグラム平坦化法を施したのちの部分画の再構成画像は、部分画間で階調度がずれて繋がらず、モザイク状となる。しかし、テクスチャ特徴は、部分画間で連続していることから、X線像全体のテクスチャ特徴抽出は可能となる。

本方法の弱点として微細構造を強調するあまり、ノイズが目立つ²⁵⁾あるいはノイズと微細構造が区別できない²⁶⁾と報告されている。このノイズの除去がX線写真の場合にむずかしいことが推察される。本研究では、均一な濃度のX線フィルム

を用いて、本画像処理システム全体の検討により、デンシトメータの走査方向に一致する線像群のアーチファクトを示し得た。このアーチファクトが、フィルムの粒状性が小さいほど強く出現し、粒状性が大きくなるにつれて減少するという結果は、ヒストグラム平坦化法の特徴を如実に示すものである。斉一な線像群のアーチファクトはヒストグラム平坦化法の有用性を示唆するものの、口内法X線写真も含めた本画像処理システムのX線写真上の像のテクスチャの強調という面からの限界を示すものである。これらのパターンが臨床画像に出現しても識別は容易である。本実験では、臨床例は、ブロー、歪のない写真を選んだが、実際の臨床に应用するには、これらを除去するフィルタリング処理が必要である。工学的には同処理技術は確立されているが、コントラストの低い、複雑なX線像にどの程度適用できるかは今後の検討課題である。

VI. 結 論

右側下顎小白歯部口内法X線写真での正常骨梁32例と顎骨疾患13例（エナメル上皮腫、原始性嚢胞、扁平上皮癌、歯牙腫）の画像について、デジタル画像処理によるテクスチャ特徴の明示を検討した。画像処理法として、ヒストグラム平坦化法を採用した。本研究のデジタル画像処理はつぎの手順に従った。

1) デジタル化：ドラムスキャン・デンシトメータ（アパーチャ・サイズ $50\ \mu\text{m} \times 50\ \mu\text{m}$ ）より口内法X線写真の濃度を測定し、濃度値（0, 4 D）を（0, 255）の階調に量子化する。画素点数 600×800 のデジタル画像に変換する。

2) 部分画の切り出し：画素点数 128×128 （口内法X線写真では $6.4\ \text{mm} \times 6.4\ \text{mm}$ の正方形に相当する。）の領域である。1枚の口内法X線写真のデジタル画像から2～4枚の部分画を切り出す。

3) テクスチャの明示：部分画をヒストグラム平坦化法により画像変換し、出力画像を得る。

結果はつぎのとおりである。

(1) テスト・パターンによるヒストグラム平坦化法の検討：出力画像は原画像のコントラストに依存しない。部分画に占める、画像の面積比に依存する。輪郭のコントラストは低下するが、微細構造のコントラストは向上する。

(2) 均一な濃度のX線フィルムによる画像処理システムの検討：均一なX線フィルムの処理画像は斉一なパターンである。デンシトメータの走査線ごとのアーチファクト像が出現する。

(3) 正常骨梁例、疾患例とも微細構造が強調される。

(4) 右側下顎小白歯部正常骨梁の処理画像は網目模様である。

(5) 顎骨疾患の処理画像は、網目模様が消失し、織物のテクスチャ、唐草のテクスチャ、不定形のテクスチャが認められる。疾患とテクスチャは必ずしも1:1に対応しない。

謝 辞

ご指導賜った中村正教授に感謝いたします。汎用医学画像解析システムを使用させてくださるとともに、ご助言いただいた臨床医学総合研究所医療工学研究室、神沼二真室長はじめ鈴木勇氏、南川玲子氏に感謝します。また、東京大学医学部情報処理室中央計算機システムを使用させてくださるとともに、ご指導くださった東京大学医学部付属病院中央医療情報部、開原成允教授に感謝いたします。論文の書き方について懇切丁寧にご指導くださった当教室土門正治助教授に感謝いたします。終始、暖かくご協力くださった芝崎初江講師に感謝いたします。最後に、歯科放射線学教室の方々、東京大学医学部中央医療情報部および情報処理室の方々の好意に感謝いたします。

付記：本論文の要旨は、第142回日本歯科放射線学会関東地方会（昭和61年3月29日）および第51回口腔病学会総会（昭和61年11月29日）において発表した。

文 献

- 1) David, H. T. and John, E. B.: 歯科X線にみる系統疾患. 東京, 1981, 書林, 13-14.
- 2) 尾沢光久: 歯槽付近に見られる骨梁とそのX線像. 歯界展望 33: 417-423, 1969.
- 3) Eugene, E. K., Edward, C. S. and Joseph, A. G.

- : Oral Radiographic Manifestations of Systemic Disease. Oral Radiographic Diagnosis (Editor: Joseph, A. G.), Philadelphia, 1985, W. B. Saunders Company, 250-322.
- 4) William, H. K., Michael, K. M., James, H. S. S. and John, T. G.: Radiographic changes of the jawbones in end stage renal disease. Oral Surg. 50: 372-381, 1980.
 - 5) Robert, F. W., Mortimer, K. and Bronx, N. Y.: Oral roentgenographic findings in osteitis fibrosa generalisata associated with chronic renal disease. O. S., O. M. & O. P. 28: 273-281, 1969.
 - 6) Joseph, P. W.: Bone Changes in the Jaw Caused By Renal Hyperparathyroidism. J. Periodontol. 16: 94-104, 1945.
 - 7) 土井康弘, 安藤 繁: 画像処理論. 東京, 1981, 昭晃堂, 172-197.
 - 8) 手塚慶一, 北橋忠宏, 小川秀夫: デジタル画像処理工学. 東京, 1985, 日刊工業新聞社, 94-104.
 - 9) 長尾 真: パターン情報処理 (電子通信学会大学シリーズ, I-4), 東京, 1983, コロナ社, 60-66.
 - 10) 高木幹雄: 画像処理. パターン認識と図形処理 (長尾 真編) (岩波講座情報科学21), 東京, 1983, 岩波書店, 148-162.
 - 11) 阿部 悟, 大森桂一, 滝波修一, 工藤元義, 高村敬純, 呉 明仁, 山崎岐男: 頭頸部DSAの経験. 歯放 25: 187, 1985.
 - 12) 大喜雅文, 岡野友宏, 石橋昭夫, 山田直之: X線フィルムを用いた Digital Subtraction 法. 歯放 26: 235, 1986.
 - 13) 岡野友宏, 大喜雅文, 添島秀隆, 山田直之, 米良豊常, 石川 烈: 歯科X線写真像の Digital Subtraction: 歯周治療に伴う歯槽骨の経時的变化の評価. 歯放 26: 285, 1986.
 - 14) 藤田 實, 小寺吉衛, 谷本啓二, 和田卓郎, 土井邦雄: 顎顔面領域におけるX線像のデジタル処理. 歯放 25: 197, 1985.
 - 15) 大喜雅文, 上野穰一, 後馮博行, 中村 卓, 岡野友宏, 山田直之: 顎関節断層X線写真の画像処理. 歯放 25: 158, 1985.
 - 16) 徳岡 修, 角田 明, 小倉 壽, 速水昭宗, 藤下昌巳, 淵端 孟, 岩崎裕一: Digital tomographyによる顎関節の描出 (その2). 歯放 26: 237, 1986.
 - 17) 田中武昌, 荒木和之, 豊福不可依, 神田重信, 村瀬隆弘, 加藤 誠: CT画像の三次元表示法 その2: 臨床応用に対する検討. 歯放 26: 283, 1986.
 - 18) 小川正晃, 小寺吉衛, 古木良彦, 藤田 實, 谷本啓二, 砂屋敦 忠, 和田卓郎: X線映画における画像処理の試み. 歯放 26: 287-295, 1986.
 - 19) 大庭 健, 柏木茂昌, 竹井 力: フーリエ級数による曲線の解析. 歯放 16: 189-197, 1976.
 - 20) 石塚理一郎: 2次元フーリエ変換による下顎歯槽部骨梁像の定量的評価. 日大口腔科学 7: 149-159, 1981.
 - 21) 佐藤強志: 画像解析による口内法X線像の客観的評価に関する研究. 歯放 26: 242-253, 1986.
 - 22) 菅田栄一: 含歯性嚢胞およびエナメル上皮腫のパノラマX線像の形状解析. 口病誌 53: 46-57, 1986.
 - 23) 菅田栄一: デンタルX線写真におけるX線不透過性病変の濃度解析. 歯放 25: 285-294, 1985.
 - 24) Ernest, L. H. et al.: A Survey of Preprocessing and Feature Extraction Techniques for Radiographic Images. IEEE Trans. Comput. C-20: 1032-1044, 1971.
 - 25) Robert, A. H.: Histogram Modification Techniques. Computer Graphics and Image Processing. 4: 209-224, 1975.
 - 26) Ernest, L. H.: Almost Uniform Distributions for Computer Image Enhancement. IEEE Trans. Comput. C-23: 207-208, 1974.
 - 27) 岡野友宏: ノンスクリーン系撮影におけるフィルムの特性に関する研究. 歯放 16: 198-207, 1976.
 - 28) 代居 敬, 山崎良雅, 前野雅一, 松本 仁, 古本啓一: 超高感度デンタルX線フィルムの特性について. 歯放 22: 223-227, 1982.
 - 29) 田村俊品, 黒田 勝, 柏戸信美, 小山宏樹, 山田英彦, 丹羽克味, 金井良維: 超高感度歯科用X線フィルムの特性. 城歯大紀要 11: 103-107, 1982.
 - 30) Kaminuma, T. and Suzuki, I.: Experience with an Interactive Pattern Analysis System for Medical Application. Pattern Recognition in Practice (E. S. Gelsema and L. N. Kanal), New York, Amsterdam, Oxford, 1980, North-Holland Publishing Company, 259-269.
 - 31) 神沼二真, 鈴木 勇: 汎用画像解析システム開発哲学と実践活動. 映像情報 (M) 1980/2: 177-181, 1980.
 - 32) 神沼二真: 混沌から秩序へ. 科学 56: 631-643, 1986.
 - 33) 阿部俊雄: 画像データ入出力装置 (I). 映像情報 (I) 1982/8: 53-56, 1982.
 - 34) 阿部俊雄: 画像データ入出力装置 (II). 映像情報 (I) 1982/9: 45-47, 1982.
 - 35) 阿部俊雄: 画像データ入出力装置 (III). 映像情報 (I) 1982/10: 37-39, 1982.
 - 36) 工業技術院: Spider User's Manual. 東京, 1982, 共同システム開発株式会社 III 265-278.

- 37) 田村秀行, 坂根茂幸, 富田文明, 横矢直和, 金子正秀, 坂上勝彦: ポータブル画像処理ソフトウェア・パッケージ SPIDER の開発. 情報処理学会論文誌 23 : 321-328, 1982.
- 38) Rossmann, K. : Spatial Fluctuations of X-ray Quanta and the Recording of Radiographic Mottle. Am. J. Roentgenol., Rad. Therapy & Nuclear Med. 90 : 863-869, 1963.
- 39) 土井邦雄, 大頭 仁: ラジオグラフィーにおける粒状性の解析. 応用物理 35 : 804-811, 1966.
- 40) Brescia, N. J. : Applied Dental Anatomy. Saint Louis, 1961, The Mosby Company, 161-170.
- 41) 山田英彦, 田村俊晶, 黒田 勝, 柏戸信美, 小山宏樹, 丹羽克味, 金井良維: 光学的フーリエ変換による口内法X線写真の画像解析: 域歯大紀要 9 : 231-236, 1980.
- 42) 川津泰一: 口内法X線写真における顎骨骨梁の写真コントラストの測定, ならびにそれに対する散乱線の影響. 歯放 24 : 1-20, 1984.
- 43) Richard, N. S. and Ernest, L. H. : Texture Measures for Automatic Classification of Pulmonary Disease. IEEE Trans. Comput. C-21 : 667-676, 1972.
- 44) 滝沢正臣: 肺X線像の空間周波数分析. 日医放 32 : 540-550, 1972.
- 45) B. R. Pullan, R. A. Fawcitt, and I. Isherwood : Tissue Characterization by an Analysis of the Distribution of Attenuation Values in Computed Tomography Scans : A Preliminary Report. J. Comput. Assist. Tomogr. 2 : 49-54, 1978.
- 46) R. T. Ritchings, B. R. Pullan, S. B. Lucas, R. A. Fawcitt, J. J. K. Best, I. Isherwood, and A. I. Morris : An Analysis of the Spatial Distribution of Attenuation Values in Computed Tomographic Scans of Liver and Spleen. J. Comput. Assist. Tomogr. 3 : 36-39, 1979.
- 47) A. J. Coleman, K. A. Tonge and S. C. Rankin : The power spectral density as a texture measure in computed tomographic scans of the liver. British Journal of Radiology. 55 : 601-603, 1982.
- 48) Demetri, T. and Steven, W. Z. : Detection of Osteogenesis Imperfecta by Automated Texture Analysis. Computer Graphics and Image Processing. 20 : 229-243, 1982.
- 49) 手塚慶一, 北橋忠宏, 小川秀夫: デジタル画像処理工学, 東京, 1985, 日刊工業新聞社, 61-70.
- 50) 長尾 真: パターン情報処理 (電子通信学会大学シリーズ, I-4). 東京, 1983, コロナ社, 55-58.