

## 3次元濃淡画像の細線化法と医用画像への応用における能力の比較評価

安江 正宏<sup>†</sup> 森 健策<sup>†</sup> 齋藤 豊文<sup>†</sup> 長谷川純一<sup>††</sup>  
鳥脇純一郎<sup>†</sup>

### Thinning Algorithms for Three-Dimensional Gray Images and Their Application to Medical Images with Comparative Evaluation of Performance

Masahiro YASUE<sup>†</sup>, Kensaku MORI<sup>†</sup>, Toyofumi SAITO<sup>†</sup>, Jun-ichi HASEGAWA<sup>††</sup>,  
and Jun-ichiro TORIWAKI<sup>†</sup>

あらまし 本論文では、3次元画像における濃度値を考慮した細線化アルゴリズムを提案し、その性質を明らかにする。これまでの3次元細線化手法は2値画像を対象としたもののみであり、濃淡情報を利用できず、また、図形の形状雑音の影響を受けやすいという問題点があった。本手法は形状情報のみではなく濃淡情報も考慮して細線化を行うことができる。この手法を人工図形および3次元CT像から抽出した血管領域画像に適用し、その結果を従来の2値画像を対象とした細線化と比較しつつ定性的および定量的に評価する。その結果、濃度値を考慮した細線化を適切に利用すれば、形状雑音の影響が少なく、より自然な細線化結果が得られることを示す。

キーワード 3次元画像処理、濃淡画像、細線化、3次元CT像、能力評価

#### 1. ま え が き

3次元空間の各標本点の値の集合を3次元デジタル画像（以下、3D画像）と呼ぶ。近年、この3D画像を扱う分野が増えている。特に、医学分野では、高速撮影が可能なりカル型CT装置の普及により、人体の3D画像を扱う機会が急増している[1]~[4]。このため、3D画像に対する種々の有効な処理手法の開発が求められている。

ところで、画像処理の最も基本的な手法の一つに、図形の中心線を求める細線化がある。2次元デジタル画像（以下、2D画像）を対象とするものについては、これまでに多数のアルゴリズムが提案されその性質もよく調べられている[5]~[15]。この中には、厳密に2値画像を対象にしたアルゴリズムのほか、背景付き濃淡画像を対象とした、2値画像の細線化を拡張した手法[5]~[7]や、重み付き距離変換を用いた手法[10]などが

開発されており、これらを用いて図形の形状と濃度値分布の両者を反映した中心線を取り出すことができる。また、一般の濃淡画像を対象とした手法[12]~[22]も開発されている。これらの手法では主に尾根線が抽出される。

一方、3D画像の場合には、2値画像を対象にしたアルゴリズムがいくつか報告されているが[11],[23]~[26]、濃淡画像を対象としたものはない。2値画像を対象としたアルゴリズムは一般に図形の形状情報を用いて細線化を行うため、図形の外部形状の雑音に影響されやすい（図1(a)）。また、濃度値情報が有効な場合（3D医用画像のほとんどすべてが、そうである）でもそれを利用できない。そこで、3D画像の細線化においても濃度値情報を考慮した細線化手法の開発が望まれている。

以上のような背景から本論文では、3次元の背景付き濃淡画像を対象とした細線化手法を提案する。ここで提案する手法は2種類あり、一つは、濃度値情報を用いて図形を周囲から削っていく手法、もう一つは、その手法の前段に重み付き距離変換を行うものである。

以下、2.でまず従来の研究の概要を述べた後、3., 4.で細線化の定義と提案するアルゴリズムについて述べ

<sup>†</sup> 名古屋大学大学院工学研究科情報工学専攻, 名古屋市  
Dept. of Information Engineering, Graduate School of Engineering,  
Nagoya University, Nagoya-shi, 464-01 Japan

<sup>††</sup> 中京大学情報科学部, 豊田市  
School of Computer and Cognitive Sciences, Chukyo University, Toyota-shi, 470-03 Japan

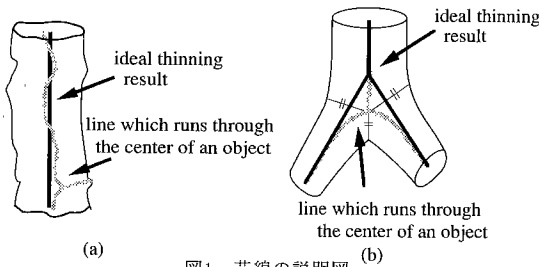


図1 芯線の説明図  
(a) 形状雑音を含む図形の芯線  
(b) 分岐部分の芯線

Fig. 1 Ideal thinning result.

- (a) Ideal thinning result of the object with noise in its shape.
- (b) Ideal thinning result of the branch.

る。次に、5.で細線化結果の比較方法について述べる。6.では人工図形及び実際の画像を用いた実験結果を示し、それらを従来の2値画像に対する細線化結果と比較する。最後に、7.で簡単な考察を加える。

## 2. 従来の研究の概要

3次元濃淡画像は3次元空間の各点に濃度値が伴うデータであり、その細線化自体を論じた論文はないようである。その細線化の基本的方針は概念的には2次元の場合のもの[12], [13]を直接に適用できるが、実現法やアルゴリズムは自明ではない。以下に2次元の場合に基づいて考え得る基本方針と3次元への拡張における問題点を要約しておく。

(1) 尾根線抽出：2次元の場合の濃度値分布曲面の尾根線抽出方式(=3次元曲面の尾根線抽出) [14]~[22]は、4次元空間の曲面の尾根線抽出に拡張される。しかし、3次元デジタル画像における尾根線の定義はおそらく極めて複雑で、アルゴリズムの構成は難しい。背景のない任意の濃淡画像に適用できるが、形状情報は入らず、従ってトポロジーの保存は保証できない(注1)。

(2) 画素の状態の分類：2次元の場合には画素の8近傍における濃度値の大小関係のパターンによって尾根状、あるいは、谷状の点を分類することが行われ[27]、それによる尾根線抽出も報告されている[14]。しかし、局所パターンによるのみでは2次元の場合でも良好な尾根線は出せず、3次元の場合への適用は容易でない。また、3次元局所濃度分布のパターンの分類もできていない。この場合も形状特徴は入らない。

(3) 局所濃度値分布の2値化：局所濃度値分布を一定の方法で2値化して、2値図形細線化の方法を適用する[7]。この方法は文献[28]などを用いれば比較的容易に3

次元に拡張できるが、縮退や細線化されずに残る部分が生じやすく、細線化の質は必ずしも良くない。

(4) 重み付き距離変換(GWDT)の応用：入力画像にGWDTを適用した後に(1)~(3)などを適用する、または、GWDTの実行時のミニマルパスの情報を用いる[12], [13]。前者はGWDTによってランダム雑音を抑制し、一部に形状情報が入るが、(1)~(3)と組み合わせるときはそれらの短所が残る。後者はユークリッド距離に対しては使えないため、図形の回転に対する影響が大きく、トポロジーも保存されない。

(5) 2値画像の細線化の修正：基本的に入力画像を適当な手法で2値化して2値画像の細線化アルゴリズムを適用し、その結果を濃度値を用いて修正するか[29]~[31]、または、細線化の過程の中に濃度値の情報を組み入れる[5], [6]。この方法では形状特徴の利用や図形のトポロジーの保存は明快であるが、背景と図形(連結成分)の区別ができていないと使えない。また、前者は修正の方法において実質的に(1),(2)と同じ難点を有する。

## 3. 本論文で用いる方法

### 3.1 準備

まず、3次元濃淡画像の細線化処理の説明に必要な事項および概念の定義を与える。

第*i*行*j*列*k*段の画素(点とも言う)を(*i, j, k*)で表し、その濃度値が $f_{ijk}$ で与えられる3次元画像を $F = \{f_{ijk}\}$ と書く。

濃度値が0と1しかとらない画像を2値画像と呼ぶ。また、濃度値が負の値をとらない画像を正值画像と言い、濃度値が0より大きい画素を正画素、濃度値が0の画素を0画素と呼ぶ。以下、本論文では0画素全体の集合を背景、正画素全体の集合を図形と呼ぶ。正值画像において、近傍(6近傍)に少なくとも1個の0画素が存在する正画素を境界画素と呼ぶ(注2)。境界画素のうち、近傍(6, 18, または26近傍)に正画素がただ一つ存在するものを特に端点と呼ぶ。また、ある正画素を0に変えたとき、図形中の連結成分、穴、および空洞が、分離も生成も消滅もしない(すなわち、連結成分、穴、空洞それぞれの個数が変化しない。以下、簡単に図形のトポロジーが変わらないと言う)とき、そ

(注1)：これらの一部は距離変換画像を対象とするが[17]~[20]、このときの画像は濃度値分布の性質が極めて良好であることに注意する必要がある。

(注2)：濃淡画像には背景とみなされる部分が存在しないものも含まれる。それと区別する必要がある場合には上記のような画像を背景付き濃淡画像と呼ぶ。

の画素は消去可能であると言う[11], [32].

### 3.2 3次元濃淡画像の細線化の意味

本論文で考察する3次元濃淡画像の細線化の意味と方法の選択の方針を簡単にまとめておく.

まず, 本論文では応用対象として医用画像における血管や気管支領域などの樹状またはネットワーク状の構造の図形を想定する. 従って, 入力画像において背景と図形が分けられているもの(すなわち背景付き正值濃淡画像)とする.

(1) 細線化の定義 3次元空間において厚さ, あるいは太さのある図形を線図形に変換する処理を細線化と呼ぶ. ここで線図形とは分岐, 交差, 空洞などの特殊な場所を除いて太さが1であり, かつ, 端点以外には消去可能な画素を含まないような図形を言う. また, この線図形(細線化処理の結果)をもとの図形の芯線と呼ぶ.

(2) 芯線が満たすべき事項 細線化結果としての芯線が満たすべき事項として以下のものがある[12].

1. (連結性) 芯線は, もとの図形のトポロジーを保存する.
2. (位置) 芯線は, もとの図形がもつ濃度値分布の尾根線(以下, 単に尾根線と呼ぶ)上に位置する.
3. (線幅) 芯線の線幅(太さ)は1である(但し分岐部, 交差部, 空洞周辺部, などの特殊な部分を除く).
4. (縮退) 芯線の長さは, もとの図形を見て, 人間が自然に感じる長さに十分近い.
5. (分岐部) もとの図形に分岐部, 交差部では, 芯線も自然な形に分岐, 交差を生じる.
6. (安定性) 芯線は, もとの図形形状の雑音的な凹凸および濃度値のランダムな変動に影響されない.
7. (回転) 芯線は, もとの図形の回転の影響を受けない.

但し, このすべてを厳密に満たす方法を見出すことは実際には極めて難しい.

### 3.3 3次元濃淡画像の細線化手法

前述の用途を想定して, まずトポロジー保存(上記要請1.)を満たすこと, 次に芯線の形状(特に分岐部の形状)において, 図1(b)の黒実線で示すように, もとの図形に分岐角度が極力忠実に保存されることを重要視する. また, 3次元局所パターンの多様性[28]を考慮して, 局所領域における濃度値の大小関係に基づく

ヒューリスティックな処理の導入は極力避ける.

このような考え方に基づいて, 2.で述べた諸方法の中で(5)の后者を採用する. 具体的方法の詳細は次節で述べる.

## 4. 具体的なアルゴリズム

### 4.1 アルゴリズム1

アルゴリズム1は, 従来の2値画像の細線化手法[5]~[7]の考え方を基礎とし, その中に濃度値の情報を取り入れたものである. すなわち, 原則として, 消去可能な境界画素のうち濃度値が最小のものから消去する. 但し, 濃度値が同じものは6方向(T, B, W, E, N, S)(図2)から等しい割合で削るようにする. アルゴリズムの概要は次のとおりである.

[アルゴリズム1]

入力画像:  $F = \{f_{ijk}\}$ ; 3次元の背景付き正值画像.

[STEP 1] (境界画素の検出とグループ分け)

正画素の中からすべての境界画素を抽出し, 6近傍の0画素の位置によってグループに分ける. 例えば, 6近傍で図2のTの方向に0画素があるものをグループ $B_T$ に入れる. 他の場合も同様. 近傍に二つ以上の0画素があるものについては, T, B, W, E, N, Sの順に優先してグループに入れる. グループ分けされた境界画素の集合を $B = \{B_T, B_B, B_W, B_E, B_N, B_S\}$ とする.

[STEP 2] (消去可能かつ端点でない画素のうち最小濃度値の画素の抽出)  $B$ の要素のうち消去可能かつ端点でない画素で最小の濃度値をもつ画素を求め, その濃度値を $f_{min}$ とする.

[STEP 3] (消去)  $B_T, B_B, B_W, B_E, B_N, B_S$ の順でグループごとに探索を行い, 濃度値が $f_{min}$ に等しく, 消去可能かつ端点でない要素を $B$ から除き, 同時に $F$ の対応する画素を消去する(濃度値を0にする). 探索した画素が消去不可能になっていれば端点のマークを付ける(注3).

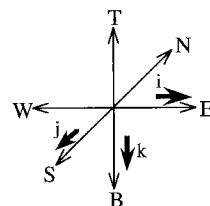


図2 座標軸と方向

Fig. 2 Coordinate axes and directions.

[STEP 4] (停止判定) STEP 3で消去された画素がなければ終了。そうでなければSTEP 1へ戻る。  
終了したとき画像Fには細線化の結果が入る。

このアルゴリズムは逐次型アルゴリズムで、かつ、画像全体を反復走査する (STEP 1~3を反復する)。反復回数は図形の大きさ (太さ) に依存する。

#### 4.2 アルゴリズム2

アルゴリズム2は、上記アルゴリズム1の前処理として3次元の重み付き距離変換(GWDT)を行うものである。GWDTは図形の内部の画素に、背景からその画素への適当な経路に沿っての濃度値の和の最小値を与える処理である[10]~[12]。ここでは、文献[10]の2次元画像に対するGWDTを3次元に拡張して用いるが、単に濃度値を総和するのではなく、経路上の隣接する画素間のユークリッド距離で重み付けられた濃度値を総和する。重み係数は、隣接画素の位置により1,  $\sqrt{2}$ , 若しくは、 $\sqrt{3}$  のいずれかの値をとる。アルゴリズムの概要は次のとおりである (詳細は付録参照)。

[アルゴリズム2]

入力画像:  $F = \{f_{ijk}\}$ ; 3次元の背景付き正值画像。

出力画像:  $G = \{g_{ijk}\}$ ; 細線化の結果。

[STEP 1] (3次元GWDT)

(初期設定) すべての  $(i,j,k)$  に対して、

$f_{ijk} > 0$  ならば  $g_{ijk} \leftarrow M$  : Mは最大距離値より十分大きい整数

$f_{ijk} = 0$  ならば  $g_{ijk} \leftarrow 0$

(反復) すべての  $(i,j,k)$  に対して、

$g_{ijk} \leftarrow \min \{g_{ijk}, f_{ijk} + \pi_{pqr} \times g_{pqr} : (p,q,r) \in N^{(26)}(i,j,k)\}$  :

$\pi_{pqr}$  は画素  $(p,q,r)$  と  $(i,j,k)$  の位置関係に応じて1,  $\sqrt{2}$ , または  $\sqrt{3}$  をとる係数,  $N^{(26)}(i,j,k)$  は  $(i,j,k)$  の26近傍。

(終了判定) 画像全体で  $g_{ijk}$  が一つも変更されなければ反復を終了してSTEP 2へ。

[STEP 2] (細線化)

距離値画像Gを入力 of 正值画像とみなし、アルゴリズム1を実行する。終了後のGにFを細線化した画像が入る。

### 5. 細線化結果の評価方法

#### 5.1 定性的評価

3.2で述べた細線化結果の満たすべき事項(1)~(7)のうち、連結性、位置、線幅、分岐部、安定性、回転依存性について視察評価を行う。

安定性については、濃度値雑音と形状雑音の両者の影響について評価する。濃度値雑音は図形部分の濃度値のみに加えられる雑音であり、形状雑音は図形形状の変動 (3次元図形表面の凹凸) である。

#### 5.2 定量的評価

定量的な評価は、細線化の出力結果の芯線 (以下単に芯線と書く) と理想芯線を図形的に比較することによって行う。ここで、理想芯線とは人工図形においては図形形状に基づいて定まる中心線、実際の図形では3.2で述べた要求事項を極力満たすように人間が手入力したものである (詳細は6.参照)。比較評価のための尺度には以下の三つを用いる (図3)。

(1) [距離の平均値] 理想芯線の各点から芯線への最短距離の平均値。芯線と理想芯線の位置のずれが大きいほど距離の平均値は大きくなる。

(2) [角度の平均値] 理想芯線の各点における方向と、その点に最も近い芯線上の点 (以下、参照点と呼ぶ) における方向のなす角の平均値。ここで、芯線上の各点における方向は、その点の近傍に存在する二つの正画素を結んでできるベクトルで与える。但し、近傍に正画素がただ一つ存在する場合は、注目点と近傍の正画素を結んでできるベクトルで与える。また、近傍に正画素が三つ以上存在する場合は方向は一意に決まらないが、上記の角としては、最も値の小さくなるものを選ぶ。芯線と理想芯線の方向のずれが大きいほど角度の平均値は大きくなる。

(3) [不对応点の割合] 理想芯線における不对応点の割合。但し、不对応点とは、理想芯線の各点とそれ

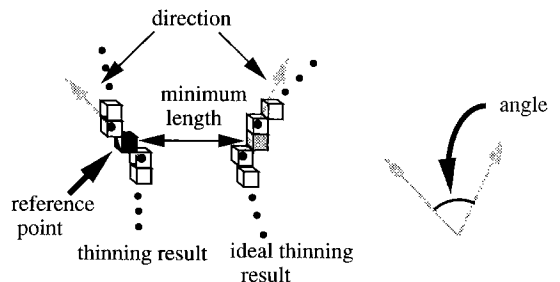


図3 評価尺度の説明図

Fig. 3 Measure of valuations.

(注3) : 同一グループ内に2個以上の消去可能な境界画素がある場合、それらすべてを処理した後に次のグループへ移る。消去に該当する画素が見つけれたら、その時点で直ちに入力画像F上で0に変えられる (逐次型アルゴリズム)。一度端点となった画素は永久保存点とし、それ以後消去対象としない。

それぞれの参照点の近傍に存在する正画素の数が異なるものをいう。芯線にひげ（余分な分岐）や、面成分が多いと、不対応点の割合は大きくなる。また、この値が大きくなると上記の距離および角度の平均値の信頼性は低くなる。

## 6. 実験

本論文で提案する細線化手法を、人工的に発生させた図形（人工図形）および実際の3次元胸部CT像に適用することにより、本手法の有効性の検討を行った。また、従来の細線化処理による細線化結果との比較評価も行った。但し、1.で述べたように、3次元濃淡画像を対象とする細線化手法は報告されていないため、3次元2値画像を対象とする三つの細線化手法、川瀬らの方法(K-T法と略記)[23]、Tsaoらの方法(T-F法と略記)[24]、および齋藤らの方法(S-T法と略記)[25]、[26]を今回の比較実験に用いる。これらはすべてもとの図形のトポロジーを保存する。

なお、上記3手法の中で、K-T法とT-F法は回転の影響を受けやすく、また、K-T法では縮退、T-F法では面成分が多く抽出される傾向が見られる。それに対し、S-T法は回転に影響されにくい細線化手法であることが知られている[25]、[26]。

(1) 人工図形による実験 人工図形として、円柱の組合せにより構成された図形を用いる（図4の図形(Objcet)1,2）。円柱の各画素の濃度値は、中心軸からの距離が $r$ のとき $a \times (R+1-r)$ を超えない最大の整数とする。ここで、 $R$ は円柱の半径、 $a$ は濃度値分布の傾きであり、以下の実験では $R=10$ 、 $a=10$ である。人工図形の理想芯線は、構成する円柱の中心軸を通る線図形である。この人工図形に対して回転、濃度値雑音付加、および形状雑音付加の操作を行い、これらの操作による影響を調べる。

[回転] Object2を0度から120度まで、30度刻みで回転させ、細線化を施す。

[濃度値雑音] Object2の正画素に対して正規乱数を加

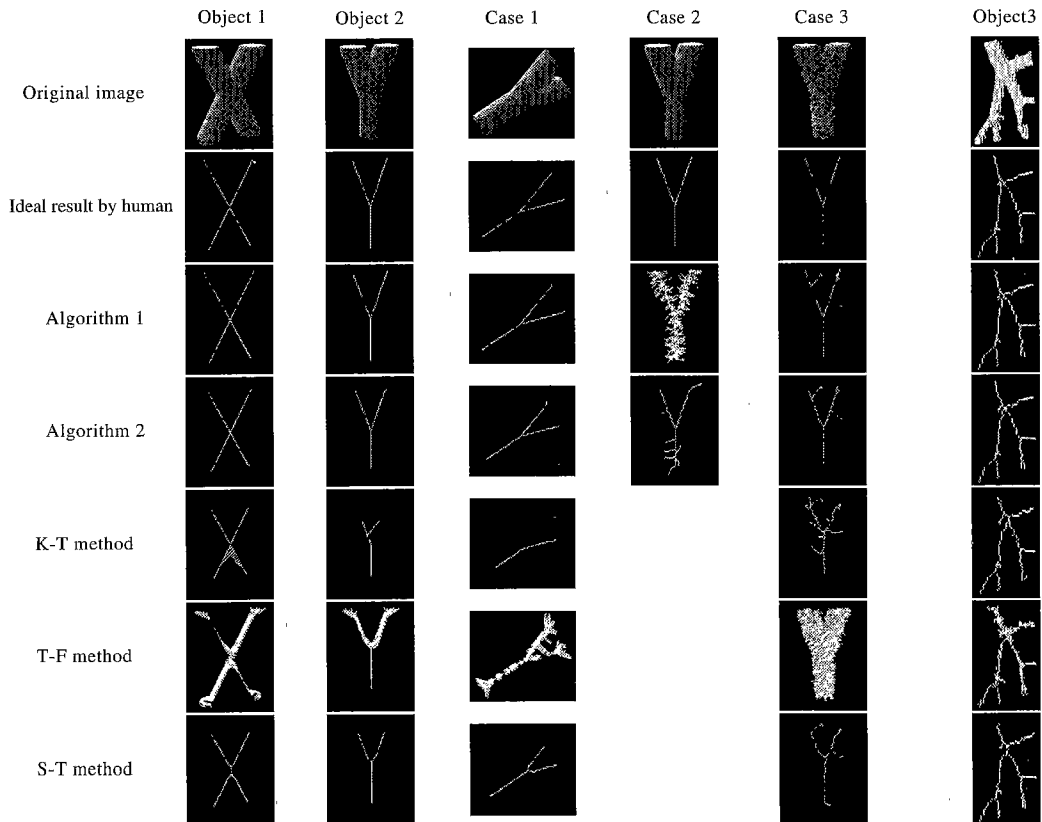


図4 実験に用いた3次元図形の例とそれらの各手法による細線化結果  
Fig. 4 Examples of 3D images used in the experiment and their results of thinning.

えた画像<sup>(注4)</sup>に対し、細線化処理を行う。正規乱数の平均値は0とし、標準偏差を2から10まで2刻みで変化させる。

更に、図形の濃度値分布の傾きと濃度値雑音の芯線に対する影響の関係を調べるために、濃度値分布の傾きを10から50まで10刻みで変化させ、それぞれの場合について細線化結果の不对応点の割合が0.4を超えない最大の濃度値雑音の標準偏差を調べる。この値が大きいほど濃度値雑音の影響を受けにくいと言える。なお、不对応点の割合0.4という基準は、実験によりこの基準を超えると、芯線にひげや面成分が多くなり、視察評価で不適当な結果となることが多いことから決定した値である。

なお、濃度値雑音は2値画像の細線化に影響を与えないので、この実験はアルゴリズム1およびアルゴリズム2のみで行う。

[形状雑音] Object2を半径15の円柱(中心軸からの距離 $r$ の画素の濃度値は $10 \times (15 + 1 - r)$ )で構成し、正画素に正規乱数を加える。この画像を濃度値 $10 \times (15 + 1 - 10)$ でしきい値処理することにより図形の形状雑音を得る。図形の各画素の濃度値は、中心軸からの距離が $r$ のとき $10 \times (15 + 1 - r)$ を超えない最大の整数とする。正規乱数の平均値は0であり、標準偏差は5ごとに5から25まで変化させる。

回転の実験で角度60度の場合をCase1、濃度値雑音の実験で正規乱数の標準偏差6の場合をCase2、形状雑音の実験で正規乱数の標準偏差15の場合をCase3として、図4にそれらの細線化結果を示す。

以上の実験の定量的評価結果をそれぞれ図6~8に示す。

(2) 実画像による実験 実画像として血管領域画像を用い、細線化結果の評価を行う。これはヘリカル型CT装置から得られた胸部CT像にしきい値処理を施して得られた画像である[4]。但し、血管領域内の各画素は、原画像上の対応する位置における濃度値をもつ。血管領域画像の濃度値は、血管領域の中心付近ほど高い値をもつ。この画像に対する細線化結果から切り出した5個の部分画像に対し、定量的評価を行う。この血管領域部分画像に対する理想芯線には、血管領域の中心を通り、分岐部の角度が実際の血管のそれになるべく一致するように画像を見ながら手入力したものを用いる。

実験に用いた血管領域画像と、そのアルゴリズム1による細線化結果を図5に、部分画像の一例を図4

(Object3)に示す。また、部分画像5例に対する定量的評価結果を図9に示す。

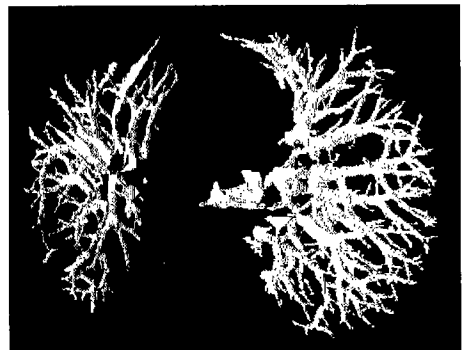
## 7. 考 察

### 7.1 定性的な評価結果

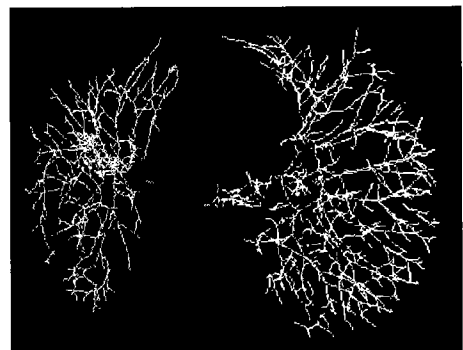
#### 7.1.1 人工図形の場合

アルゴリズム1では、Case2以外の場合には、ほぼ理想芯線に近い芯線を抽出している。Case2に対して枝が多く抽出されているのは、濃度値雑音による図形内部の濃度値の極大点を誤って端点と認識したためであると考えられる。

アルゴリズム2ではアルゴリズム1に比べ、Case2に対して濃度値雑音の影響がかなり抑制されているが(GWDTの平滑化効果による)、逆にCase3では形状雑音の影響を受けている。このアルゴリズムではGWDTを利用しているため、アルゴリズム1に比べ、図形の形状の影響がより大きい。



(a) Blood vessel area image



(b) Thinning result (Algorithm 1)

図5 血管領域画像と細線化結果(アルゴリズム1による)

Fig. 5 Blood vessel area image and thinning result.

(注4) : 濃度値が0以下となる場合はその値を1にする。

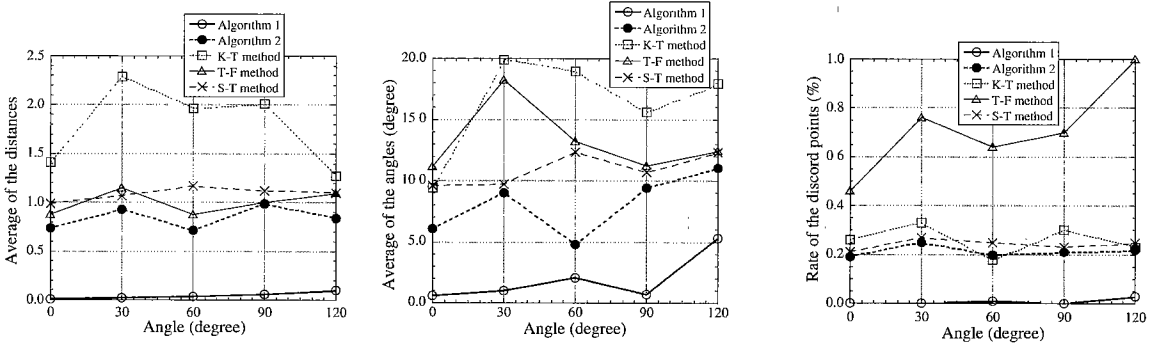


図6 回転させた図形に対する細線化結果の評価  
Fig. 6 Valuation of thinning results for the rotated objects.

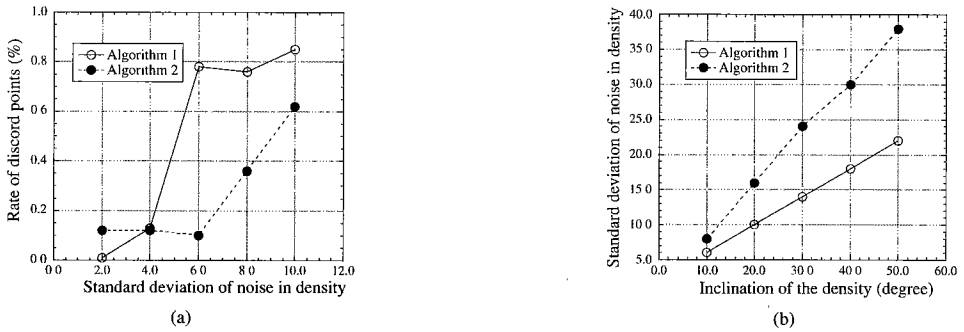


図7 濃度値雑音の影響 (a) 濃度値雑音を加えた図形に対する芯線の不対応点の割合  
(b) 図形の濃度値分布の傾きと濃度値雑音の影響の関係  
Fig. 7 Influence of noise in density (a) Rate of the discord points on thinning results of the objects with noise in density. (b) Relationship between the slope of density and noise in density.

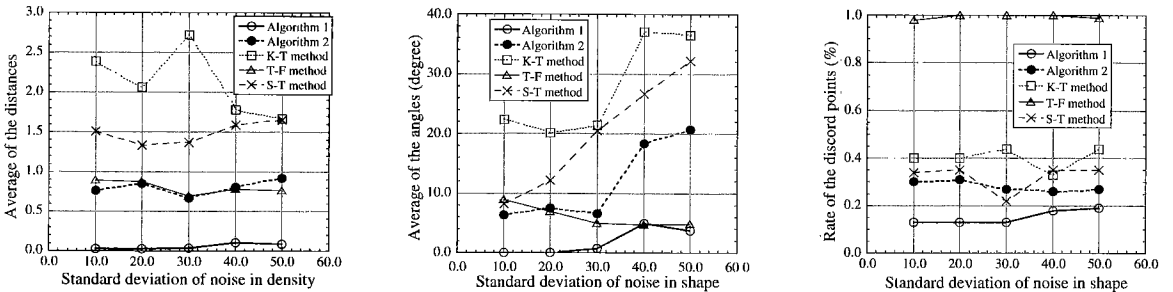


図8 形状雑音を加えた図形に対する細線化結果の評価  
Fig. 8 Valuation of thinning results for the objects with noise in its shape.

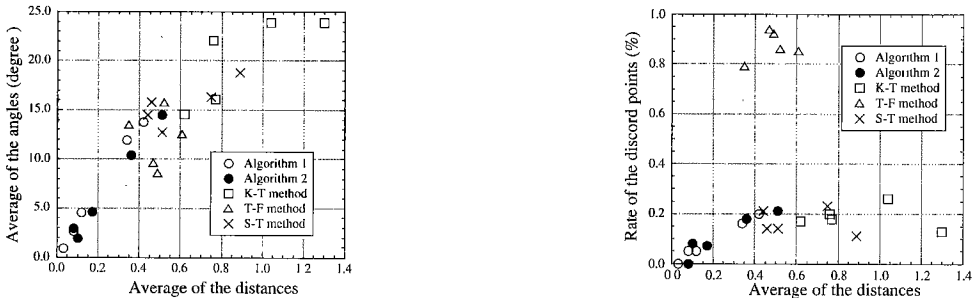


図9 実画像(血管領域画像)に対する細線化結果の評価  
Fig. 9 Valuation of thinning results for a real blood vessel area image.

K-T法ではObject2に対して縮退が見られ、Object1、およびCase1は分岐部が今回の基準としてはうまく抽出されていない。また、Case3では形状雑音の影響を強く受けている。

T-F法では面成分が多く抽出されている。特にCase1およびCase3で面成分が増加しており、回転および形状雑音の影響を強く受けることがわかる。

S-T法ではObject1で分岐部が二つ抽出され、Object2、およびCase1は、分岐形状が今回の基準としては不自然である。アルゴリズム1,2に比べ、Case3で形状雑音の影響が大きい。

以上の内容を、3.で述べた細線化結果に対する各要請事項ごとにまとめたものを表1に示す。

人工図形に対する結果から、アルゴリズム1では図形の形状よりも濃度値の影響を強く受け、図形の濃度値が理想芯線付近ほど高い値をもつ場合には有効であるが、濃度値雑音に弱いということがわかる。2次元では尾根線を抽出する手法がいくつか開発されており[12]~[15]、3次元に拡張してもアルゴリズム1と同様の性質をもつと考えられるが、トポロジーの保存が保証されない。アルゴリズム2では図形の中心線と尾根線を折衷した芯線が得られる。

7.1.2 実画像の場合

図4の部分画像(Object3)から、アルゴリズム1,2の芯線は理想芯線に近いことがわかる。これに対してS-T法、K-T法では血管領域の形状の凹凸の影響を受けており、芯線が滑らかではない。分岐部も今回の基準では不適当である。T-F法では面成分が多く抽出されている。これらのことから血管領域画像の細線化にはアル

ゴリズム1,2が有効であることがわかる。実際図5から、アルゴリズム1の芯線が血管領域の構造をおおむね保存していることが確かめられる。

7.2 定量的な評価結果

7.2.1 人工図形の場合

回転させた図形の細線化結果に対する評価値(図6)はT-F法では不対応点の割合、K-T法では距離および角度の平均値が、回転の角度により大きく変動している。S-T法、アルゴリズム1、アルゴリズム2では評価値はほとんど変化しておらず、回転の影響は少ないことがわかる。

濃度値雑音を加えた図形の細線化結果に対する評価値(図7(a))はアルゴリズム1では、雑音の標準偏差が0.6のとき不対応点の割合が急激に大きくなっている。それに対してアルゴリズム2では、雑音の標準偏差が0.8のときの不対応点の割合は0.4程度にとどまっている。図7(b)から、不対応点の割合が0.4を越える濃度値雑音の標準偏差は、アルゴリズム1では図形の濃度値分布の傾きの40%程度であるのに対し、アルゴリズム2では75%ほどである。このことから、アルゴリズム2ではアルゴリズム1に比べて濃度値雑音の影響を抑える働きがあり、2次元の場合のGWDITの平滑化効果[12],[13]は3次元図形の場合も有効であることが知られる。

形状雑音を加えた図形の細線化結果に対する評価値(図8)はK-T法とS-T法では角度の平均値が大きく変動しており、形状雑音の影響を強く受けていることがわかる。それに対してアルゴリズム1では評価値はほとんど変化していない。アルゴリズム2の評価値はアルゴリズム1とS-T法の間に分布しており、形状の影響を多少受けていることがわかる。T-F法では不対応点の割合が1.0に近い。これは、芯線の大部分がひげまたは面成分であり、形状雑音に弱いことを示唆する。

以上の人工図形に対する定量的評価は、表1の定性的評価を裏付ける結果となっている。

7.2.2 実画像の場合

血管領域部分画像に対する評価値(図8)では、アルゴリズム1,2が最も良い評価値となっており、以下、S-T法、K-T法の順で分布している。T-F法では不対応点の割合が大きくなっており、面成分が抽出されていると考えられる。アルゴリズム1,2がともに良い結果となったのは、血管領域画像が図形の中心付近ほど高い濃度値を持っており、また、この濃度値分布の傾きに比べ濃度値雑音が少ないためであると考えられる。

表1 細線化に対する要請事項別の評価  
Table 1 Valuation on requirements of thinning.

	Algorithm 1	Algorithm 2	K-T method	T-F method	S-T method
connectivity	○	○	○	○	○
position	○ <sup>(1)</sup>	△ <sup>(1)</sup>	△ <sup>(2)</sup>	△ <sup>(2)</sup>	○ <sup>(2)</sup>
thickness	○	○	○	×	○
branch	○	△	×	×	△
noise in density	×	△	—	—	—
noise in shape	○	△	×	×	△
rotation	○	○	×	×	○

○ : good, △ : average, × : poor

(1) Ridge line of the object.

(2) Medium axis of the object.



## 8. む す び

本論文では3次元画像に対する濃度値情報を利用した細線化手法を2種類提案し、それぞれの具体的なアルゴリズムを示した。また、それらを人工図形に適用し、従来の2値画像に対する細線化手法との比較を通して、それぞれの性能を定性的および定量的に評価した。更に、応用例として胸部CT像から得られた血管領域画像に適用し、濃度値情報を利用することの有効性を確認した。

今回提案した手法は背景付き濃淡画像を対象としており、一般濃淡画像には適用できない。しかしながら、2次元画像に対する細線化では、既に極値抽出型、尾根線抽出[12]~[22]といった一般濃淡画像を扱う手法が開発されており、今後の課題としてはこれらの手法を3次元に拡張することが考えられる。

謝辞 実験に用いたCT画像を提供頂いた藤田保健衛生大学片田和廣博士、安野泰史博士に感謝する。また日ごろ御討論頂く名古屋大学鳥脇研究室の諸氏に感謝する。本研究の一部は文部省科研費、厚生省がん研究助成金、科学技術庁振興調整費および日本私学振興財団学術研究振興資金による。

## 文 献

- [1] 鳥脇純一郎, "画像診断支援-研究開発の動向," *Medical Imaging Technology*, vol.12, no.3, pp.171-179, May 1994.
- [2] 特集, "医用次元画像処理の技法と応用-現状と展望," *BME(日本ME学会誌)*, vol.3, no.8, 1989.
- [3] 森 健策, 長谷川純一, 鳥脇純一郎, 安野泰史, 片田和廣, "可変しきい値処理と距離変換を用いた3次元胸部CT像からの異常陰影候補領域自動抽出手順," *Medical Imaging Technology*, vol.12, no.3, pp.216-223, May 1994.
- [4] 森 健策, 長谷川純一, 鳥脇純一郎, 安野泰史, 片田和廣, "3次元デジタル画像処理による胸部連続CT像からの肺がん候補領域の自動抽出," *信学論(D-II)*, vol.J76-D-II, no.8, pp.1587-1594, Aug. 1993.
- [5] J.C.Hilditch, "Linear skeletons from square cupboards," in B.Meltzer and D.Michie, eds. *Machine Intelligence IV*, Edinburgh Univ.Press, Edinburgh, pp.403-420, 1969.
- [6] 鶴岡信治, 木村文隆, 吉村ミツ, 横井茂樹, 三宅康二, "デジタル図形の細線化法と手書き文字認識システムへの応用," *信学論(D)*, vol.J66-D, no.5, pp.525-532, May 1983.
- [7] 横井茂樹, 鳥脇純一郎, 福村晃夫, "濃淡図形における特徴点の抽出と細線化の一方法," *信学論(D)*, vol.58-D, no.10, pp.601-608, Oct.1975.
- [8] 横井茂樹, 鳥脇純一郎, 福村晃夫, "標本化された二値図形のトポロジカルな性質について," *信学論(D)*, vol.56-D, pp.662-669, 1973.
- [9] 田村秀行, "多面的画像処理とそのソフトウェアシステムに関する研究," 電総研研究報告, 第835号, 1983.
- [10] 鳥脇純一郎, 成瀬 正, 福村晃夫, "濃淡画像の重みつき距離変換の基礎的性質," *信学論(D)*, vol.J60-D, no.12, pp.1093-1100, 1977.
- [11] 鳥脇純一郎, "3次元画像のデジタル処理," *O<sub>plus</sub>E*別冊 画像処理アルゴリズムの最新動向, pp.84-98, Nov.1986.
- [12] 鳥脇純一郎, "画像理解のためのデジタル画像処理 [II]," 昭晃堂, 1991.
- [13] 成瀬 正, 鳥脇純一郎, 福村晃夫, "濃淡画像の細線化法の比較研究," *信学論(D)*, vol.J60-D, no.12, pp.1093-1100, Dec. 1977.
- [14] J.Toriwaki and T.Fukumura, "Extraction of structural information from gray pictures," *Comp. Graphics and Image Processing*, vol.4, pp.375-387, 1975.
- [15] 榎本 肇, 片山卓也, 吉岡孝登志, "画像構造線の大域的性質に関する研究計算機実験とその考察," *情報処理*, vol.17, no.7, pp.641-649, 1976.
- [16] S.S.Yu and W.H.Tsai, "A new thinning algorithm for gray-scale images by the relation technique," *Pattern Recognition*, vol.23, no.10, pp.1067-1076, 1990.
- [17] D.S.Fritsch, S.M.Pizer, B.S.Morse, D.H.Eberly, Alan Liu, "The multiscale medial axis and its applications in image registration," *Pattern Recognition Letters*, vol.15, pp.445-452, May 1994.
- [18] T.W.Pai and John H.L. Hansen, "Boundary-constrained morphological skeleton minimization and skeleton reconstruction," *IEEE Trans. Pattern Analysis and Machine intell.*, vol.16, no.2, pp.201-208, Feb.1994.
- [19] C.Arcelli and G.S. di Baja, "Ridge points in Euclidean distance maps," *Pattern Recognition letters*, vol.13, pp.237-243, April 1992.
- [20] C.W.Niblack, P.B.Gibbons and D.W.Capson, "Generating skeltons and centerlines from the distance transform," *CVGIP:Graphical Models and Image Processing*, vol. 54, no.5, pp.420-437, Sept. 1992.
- [21] O.Monga and S.Benayoun, "Using partial derivatives of 3D images to extract typical surface features," *Computer Vision and Image Understanding*, vol.61, no.2, pp.171-189, March 1995.
- [22] J.P.Thirion and A.Gourdon, "Computing the Differential Characteristics of Isointensity Surfaces," *Computer Vision and Image Understanding*, vol.61, no.2, pp.190-202, March 1995.
- [23] 川瀬洋一, 横井茂樹, 鳥脇純一郎, "3次元デジタル画像の逐次薄面化アルゴリズムについて," *信学論(D)*, vol.J68-D, no.4, pp.481-488, April 1985.
- [24] Y.F.Tsao and K.S.Fu, "A parallel thinning algorithm for 3-D pictures," *CGIP*, vol.17, pp.315-331, 1981.
- [25] T.Saito and J.Toriwaki, "A sequential thinning algorithm for three dimensional digital pictures using the Euclidean distance transformation," *Proc. of 9SCIA*, pp.507-516, June 1995.
- [26] 齋藤豊文, 森 健策, 鳥脇純一郎, "ユークリッド距離変換を用いた3次元デジタル画像の薄面化および細線化

- の逐次型アルゴリズムとその諸性質,” 信学論(D-II), vol.J79-D-II, no.10, pp.1675-1685, Oct. 1996.
- [27] 鳥脇純一郎, “画像理解のためのデジタル画像処理 [I],” 昭晃堂, 1991.
- [28] 鳥脇純一郎, 齋藤豊文, 早瀬研二, “3次元デジタル画像の局所パターンの計数および連結指数の分布について,” 信学論(D-II), vol.J78-D-II, no.7, pp.1080-1090, July 1995.
- [29] 青木 剛, 福村晃夫, 鳥脇純一郎, “地形図構造抽出における尾根線, 谷線の位置修正,” 昭57信学全大講演論文集, pp.5-20, May 1982.
- [30] E.Salari and P.Siy, “The ridge-seeking method for obtaining the skelton of digital images,” IEEE Trans. SMC, SMC-14, 3, pp.524-528, 1984.
- [31] 阿部圭一, 平岡英樹, 杉崎由典, 鳥脇純一郎, “二値画像細線化図形の修正による濃淡画像の細線化,” 昭60信学会情報・システム部門全大講演論文集, p.224, 1985.
- [32] 米倉達広, 鳥脇純一郎, 横井茂樹, 福村晃夫, “三次元デジタル画像における連結数と消去可能性について,” 信学論(D), vol.J65-D, no.5, pp.652-659, May 1982.

## 付 録

### 提案手法の具体的アルゴリズム

<アルゴリズム1>

$F = \{f_{ijk}\}$  : 開始時点で入力画像 (背景付き正值画像)  
(入力および出力)

$W = \{w_{ijk}\}$  : 作業用配列 (入力)

$L, M, N$  : 画像の行, 列, 段数 (定数)

$min$  : 最小濃度値 (変数)

$bordertype$  : 境界画素のグループ番号 (変数)

[STEP 1] 境界画素の検出, グループ化

```
for ( all (i,j,k)'s )
  if ( (fijk > 0) ∩ ((i,j,k) ≠ 端点) )
    if (fi,j,k-t = 0) wijk ← 2;
    else if (fi,j,k+t = 0) wijk ← 3;
    else if (fi-1,j,k = 0) wijk ← 4;
    else if (fi+1,j,k = 0) wijk ← 5;
    else if (fi,j-1,k = 0) wijk ← 6;
    else if (fi,j+1,k = 0) wijk ← 7;
```

[STEP 2] 消去可能かつ端点でない画素の中での最小濃度値の検出

```
min ← 十分大きい値;
for ( all (i,j,k)'s ) {
  if ( 2 ≤ wijk ≤ 7 ) {
    if ( (fijk < min)
      ∩ ((i,j,k) = 消去可能かつ端点でない) )
      min ← fijk;
  } ... }
```

[STEP 3] 消去

```
for ( bordertype = 2 to 7 ) {
```

```
  for ( k = 1 to N ) {
    for ( j = 1 to M ) {
      for ( i = 1 to L ) {
        if ( (wijk = bordertype) ∩ (fijk = min) ) {
          if ( ((i,j,k) ≠ 端点) )
            if ( (i,j,k) = 消去可能 ) fijk ← 0;
          else (i,j,k) = 端点;
        } ... }
```

[STEP 4] 停止判定条件

```
if ( no point changed ) stop;
else go to [STEP 1];
```

<アルゴリズム2>

$F = \{f_{ijk}\}$  : 入力画像 (背景付き正值画像) (入力)  
 $G = \{g_{ijk}\}$  : 出力画像 (出力)  
 $W = \{w_{ijk}\}$  : 作業用配列 (入力)  
 $L, M, N$  : 画像の行, 列, 段数 (定数)  
 $\pi$  : 重み係数 (変数)  
 $t$  : 作業用変数 (変数)

[STEP 1] 重み付き距離変換

[STEP 1.1] 初期設定

```
for ( all (i,j,k)'s )
  if (fijk = 0) gijk ← 0;
  else gijk ← 十分大きい値;
```

[STEP 1.2]

```
for ( k = 1 to N ) {
  for ( j = 1 to M ) {
    for ( i = 1 to L ) {
      if (fijk > 0) {
        for ( all (p,q,r) ∈ N26(i,j,k) ) {
          if ( (p,q,r) ∈ N6(i,j,k) ) π ← 1;
          elseif ( (p,q,r) ∈ N18(i,j,k) ) π ← √2;
          else π ← √3;
          t ← π × gpqr + fijk, (p,q,r) ∈ N26(i,j,k);
          if ( t < gijk ) gijk ← t;
        } ... }
```

[STEP 1.3] 判定

```
if ( no gray value in G changed ) go to [STEP 2];
else go to [STEP 1.2];
```

[STEP 2] アルゴリズム1の細線化を行う。

(平成8年3月1日受付)



安江 正宏 (学生員)

平7名大・工・情報卒。現在同大学院工学研究科博士課程前期課程在学中。3次元画像処理に関する研究に従事。日本医用画像工学会会員。



森 健策 (学生員)

平4名大・工・電子卒。平6同大学院工学研究科博士課程前期課程了。同年4月より日本学術振興会特別研究員。現在同大学院工学研究科博士課程後期課程在学中。3次元画像処理およびバーチャルリアリティの医学応用に関する研究に従事。日本医用画像工学会、コンピュータ支援画像診断学会、日本エム・イー学会各会員。



齋藤 豊文 (正員)

昭61名大・工・電子卒。平3同大学院博士課程了。同年4月名古屋大学工学部助手。平7同講師。工博。パターン認識、画像処理に関する研究に従事。日本エム・イー学会会員。



長谷川純一 (正員)

昭49名大・工・電気・電子卒。昭54同大学院博士課程(情報工学専攻)了。同年同大学工学部電子工学科助手。昭57~59カナダ・サスカチュワン大学博士研究員。昭61名大情報工学科講師。昭62中京大学教養部助教授。昭63同教授を経て、平4より同大学情報科学部教授。現在に至る。工博。パターン認識、画像処理、エキスパートビジョン、および、それらの医学応用に関する研究に従事。情報処理学会、人工知能学会、日本エム・イー学会、日本医療情報学会、日本医用画像工学会、米国IEEE各会員。



鳥脇純一郎 (正員)

昭37名大・工・電子卒。昭42同大学院博士課程了。同年4月名古屋大学工学部助手。以後、昭45助教授、昭49名古屋大学大型計算機センター助教授、昭55豊橋技術科学大学情報工学系教授、昭58名古屋大学工学部電子工学科教授を経て、昭60年4月より同情報工学科教授。工博。パターン認識、画像処理、グラフィックスおよびそれらの医学情報処理への応用に関する研究に従事。著書「画像理解のためのデジタル画像処理I, II」(昭見堂)。「パターン認識と画像処理」(朝倉書店)、「認識工学」(コロナ社)、情報処理学会、日本エム・イー学会、医療情報学会、人工知能学会、IEEE各会員。