



## CONTRIBUTED ARTICLE

## Combinatorial Fuzzy Hough Transform and Its Application to Medical Image Processing

TAKESHI YAMAKAWA<sup>1</sup>, EIJI UCHINO<sup>1</sup>, KATSUMI HIRAKAWA<sup>2</sup>,  
TOSHITAKA MATSUYAMA<sup>3</sup>, SUMIKO WATANABE<sup>4</sup> and NAOE NOGAMI<sup>4</sup>

*Faculty of Computer Science and Systems Engineering,  
Kyushu Institute of Technology<sup>1</sup>  
Olympus Optical Co., Ltd.<sup>2</sup>  
Faculty of Medicine, Saga Medical School<sup>3</sup>  
Harasanshin Hospital<sup>4</sup>*

*(Received 11 January 1995; revised and accepted 25 March 1995)*

**Abstract** :Hough transform is an effective method for line detection from noisy digital images. However, the conventional Hough transform is not necessarily good enough for images under heavy noise. This paper describes a combinatorial fuzzy Hough transform, which enables the detection of a blurred line and also its segment(the start and the end of a line) from very noisy image. It is then extended in order that it may further detect a noisy circle. The effectiveness of the present method has been confirmed by applying it to the real microphotograph for cytodiagnosis.

**Keywords** :hough transform, combinatorial hough transform, combinatorial fuzzy hough transform, cytodiagnosis, circle finding

### 組合せファジィハフ変換とその医用画像処理への応用

山川 烈<sup>1</sup>, 内野 英治<sup>1</sup>, 平川 克己<sup>2</sup>, 松山 敏剛<sup>3</sup>, 渡辺 寿美子<sup>4</sup>, 野上ナヲエ<sup>4</sup>

九州工業大学情報工学部<sup>1</sup>, オリンパス光学工業(株)<sup>2</sup>  
佐賀医科大学医学部<sup>3</sup>, 原三信病院<sup>4</sup>

**要約**: ハフ変換はノイズに埋もれた画像から直線を検出する有効な手法である。しかし、従来のハフ変換ではノイズが多くなると直線を検出するのが困難になる。本論文では、ノイズの多い画像中の、いわゆるぼやけた直線や、有界な線分(始点と終点)をも検出できる組合せファジィハフ変換を提案する。さらに、この手法を拡張しノイズに埋もれた円の検出も可能にした。本手法の有効性は細胞診に用いる顕微鏡画像への適用により確認された。

**キーワード**: ハフ変換, 組合せハフ変換, 組合せファジィハフ変換, 細胞診, 円検出

<sup>2</sup>この研究は著者が九州工業大学情報工学部在学中に行ったものである。

<sup>3</sup>この研究は著者が九州大学医学部在職中に行ったものである。

Faculty of Computer Science and Systems Engineering,  
Kyushu Institute of Technology, Iizuka, Fukuoka 820, Japan

## 1 まえがき

人工物体画像や自然物体画像から直線や円といった、いわゆる基本図形を抽出することは重要な研究テーマである。例えば、医療分野における細胞診等においては、顕微鏡画像から細胞核を検出しその半径、面積、核間距離などを求める必要がある。

画像からの基本図形の検出に関しては、今までハフ変換や組合せハフ変換およびその各種の改良型が提案されている [1][2][3]。しかし、一般に医用画像等では、ノイズなどににより対象の輪郭がかなりぼやけてしまうため、従来の手法ではこれら基本図形の検出は困難である。

そこで、本論文では従来の組合せハフ変換にファジィ概念を取り込み、ノイズの多いかなりぼやけた画像からでも、直線だけでなく有界な線分や円の検出をも十分可能にする組合せファジィハフ変換を提案する。本手法は D. Ben-Tzvi らによる Combinatorial Hough Transform [4] を基本とし、ファジィ化の概念の導入に加え、検出した線分の始点と終点とが変換と同時に求まるのが特徴である。

また、円の検出に関しては現在までに多くのアルゴリズムが提案されている。例えば、エッジ検出オペレータにより円の各点の法線から円を求める方法 [5] や、画像上の 2 つの黒画素で決定される線分の垂直 2 等分線から円を検出する方法 [6] などがある。しかし、前者においてはエッジ方向の検出がノイズやエッジの途切れに弱い、多数の円の検出には不向きであるなどの欠点が指摘されている。また、後者においても隣接していない全ての黒画素のペアで垂直 2 等分線を引くため多大の処理時間がかかるなどの欠点がある。そこで本論文では、より効率的な円の検出アルゴリズムについても同時に議論する。本手法の正当性は各種シミュレーション実験により確認する。また、本手法を細胞診に用いる顕微鏡画像に適用し、本手法の有効性を確認する。

## 2 従来のハフ変換

本章では、従来のハフ変換を簡単に紹介し、その問題点を述べる。

### 2.1 標準ハフ変換

ハフ変換 (Standard Hough Transform; SHT) は 1962 年に Hough によって提案されたデジタル画像中の直線を検出するアルゴリズムである [7]。Hough が提案した初期のアルゴリズムによれば、まず検出すべき直線を

$$y = ax + b \quad (1)$$

で表し、この直線を  $a-b$  空間上の 1 点として表現する。しかし、このような表現法では直線の検出において、 $a$

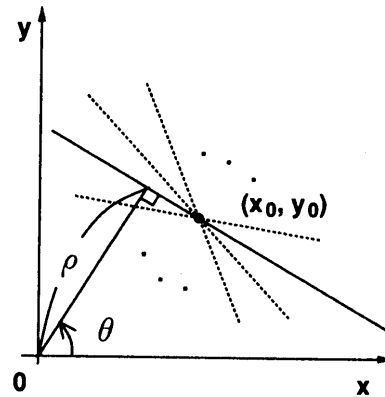


図 1  $x-y$  平面の直線とそれを特定するパラメータ  $\theta$  と  $\rho$ 。

軸および  $b$  軸方向に大きな分解能が要求される。そのため、コンピュータ処理の観点からも大量のメモリが必要となり、その非効率性が指摘されている [1]。

これに対し、Duda と Hart は図 1 に示される 2 つのパラメータ  $\theta$  および  $\rho$  によるハフ変換を提案した [8]。彼らの提案した  $\theta-\rho$  ハフ変換では、図 1 の点  $(x_0, y_0)$  を通る任意の直線をパラメータ  $\theta, \rho$  を用いて、

$$\rho = x_0 \cos \theta + y_0 \sin \theta \quad (0^\circ \leq \theta < 180^\circ) \quad (2)$$

で表す。

いま、図 2 に示すような画像平面上に数個の黒画素があるとす。このとき、例えば画素 2 を通るすべての直線を  $\theta-\rho$  空間 (以下、 $H(\theta, \rho)$  パラメータ空間と呼ぶ) で描くと、図 3 の様に正弦曲線 (以下、ハフ曲線と呼ぶ) になる。すなわち、画像平面上の黒画素  $(x_0, y_0)$  を通るすべての直線は、 $H(\theta, \rho)$  パラメータ空間上では正弦曲線となる。

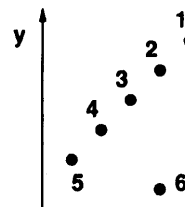


図 2 一直線上に並んだ黒画素 1~5 と孤立した黒画素 6。

次に、図 2 のすべての黒画素のハフ曲線を描くと、図 4 のようになる。各ハフ曲線は、それぞれの各黒画素を通る直線群を表すので、2 本のハフ曲線の交点は、それらの共通集合、すなわち、対応する 2 つの黒画素を通過する直線を表す。しかるに、図 4 からわかるように、同一直線上に黒画素が存在すると、その画素の数だけハフ曲線が同一点で交わることになる。よって、この交点を

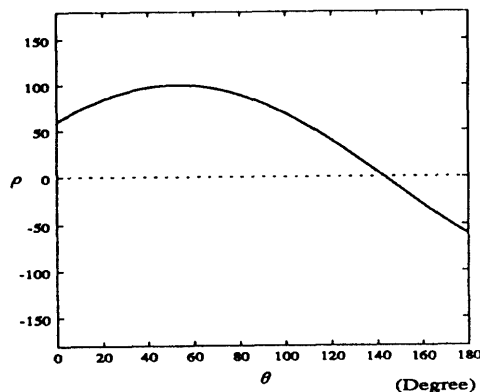


図3 黒画素2のハフ曲線.

見つけることにより、画像平面上の直線の検出が可能になる。

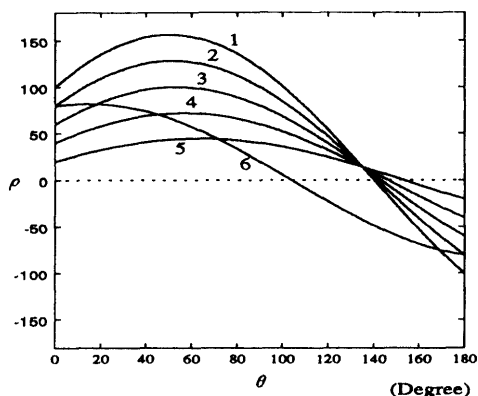


図4 黒画素1~6のハフ曲線.

以下はそのアルゴリズムである。

- (1)  $H(\theta, \rho)$  パラメータ空間を細かなメッシュに分割する。
- (2) 画像平面上のすべての黒画素に対応するハフ曲線が(1)で分割したメッシュを通過するたびにそのメッシュに+1を与える。これを投票という。
- (3) メッシュに与えられた値(投票数)がある閾値を越えた時、そのメッシュをハフ曲線の交点と見なし、その交点に対応する直線を検出する。

## 2.2 組合せハフ変換

通常のハフ変換では、おのおの各1個の黒画素につき、1本のハフ曲線を描いている。すなわち、各 $\theta$ に対して距離 $\rho$ を計算するため、多大の計算時間がかかる。そこで、この欠点を補うために、前述の投票形式を変更した組合せハフ変換(Combinatorial Hough Transform; CHT)が提案されている[4]。

CHTでは、2つの黒画素を通る直線を表すパラメータの対 $(\theta_i, \rho_i)$ に対して投票を行なう。具体的には、画像平面上の2つの黒画素を $(x_1, y_1)$ ,  $(x_2, y_2)$ とし、この2点を通る直線を表すパラメータを $(\theta_0, \rho_0)$ とすると

$$\rho_0 = x_1 \cos \theta_0 + y_1 \sin \theta_0 \quad (3)$$

$$\rho_0 = x_2 \cos \theta_0 + y_2 \sin \theta_0 \quad (4)$$

となる。ここで、

$$\theta_0 = \arctan \frac{-\Delta x}{\Delta y} \quad (5)$$

$$\Delta x = x_1 - x_2 \quad (6)$$

$$\Delta y = y_1 - y_2 \quad (7)$$

である。CHTでは式(3)から式(7)により求めたパラメータの対 $(\theta_0, \rho_0)$ に対して投票を行なう。これは、2本のハフ曲線の交点だけを $H(\theta, \rho)$ パラメータ空間に描くことに相当する。これにより、計算時間の大幅な短縮化が実現される[3]。

さて、黒画素のペアの作成を画像全体に対して行なうと、爆発的な組合せ数となる。そこで、画像をいくつかのセグメントに分割し、そのセグメント内でペアを作成する方法なども提案されている[4]。

## 2.3 従来のハフ変換の欠点

一般に、ハフ変換を用いた直線の検出はパラメータ空間上での投票数のピーク検出に基づいており、次のような欠点が報告されている[9]。

- (a) 直線の端点を直接求めることができない。
- (b) 幅のある線分の検出ができない。
- (c) 密度、間げき、長さなどの属性に基づく線分の検出ができない。

一方、図5に示すように、直線を表す特徴点1~5に対してノイズ6が少ない場合など、CHTでの直線検出においてはほとんどノイズの影響を受けないことも報告されている。しかし、図6のようなぼやけた直線に対しては、今度は投票自体が分散してしまうため、これらの特徴点から1本の直線を検出するのが難しくなる。SHTに対しても同じような現象が起こる。そこで、筆者らはこれらのぼやけた直線の検出も十分可能な組合せファジィハフ変換を次章で提案する。

## 3 組合せファジィハフ変換

本章では、図6に示すようなぼやけた直線の検出を可能にする新たな組合せファジィハフ変換(Combinatorial Fuzzy Hough Transform; CFHT)について議論する。

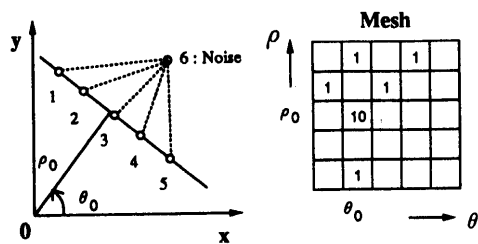


図5 画素平面の黒画素と、それに対応するメッシュ上の投票値. 同一直線上の5つの黒画素は $C_2$ の投票値を与えるが、ノイズの影響は分散した低投票値として現われる.

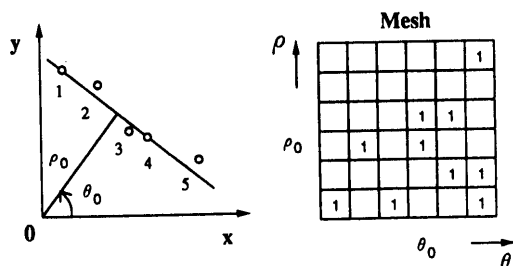


図6 ぼやけた直線を構成する黒画素と、それに対応するメッシュ上の投票値. 分散した黒画素は、分散した投票値として現われる.

まず,CFHT では、図7のようにペアとして選択された2点  $P_1, P_2$  に対し、それぞれを中心とした半径  $R$  (pixel) 内に存在する黒画素をグループ  $P_1$ , グループ  $P_2$  とする. その後、それぞれのグループに属する黒画素へ、その帰属度 (メンバーシップ値) を次のように与える. すなわち、 $P_1, P_2$  に近いほどメンバーシップ値は大きく、離れるほどメンバーシップ値は小さくする. この2点  $P_1, P_2$  を通る直線の投票には、これら周辺の画素の影響を反映

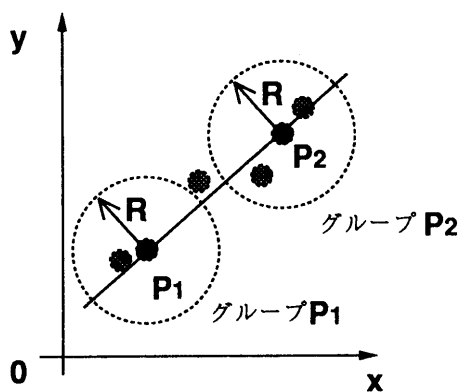


図7 組合せファジィハフ変換.

すべく、以下のように投票値を決める.

$$\text{投票値} = 1 + \sum [\text{メンバーシップ値}] \quad (8)$$

SHT, CHT の投票値が単に1であったのに対し,CFHT の投票はペアの1画素につき、このように投票値に周囲の黒画素のメンバーシップ値が反映されており、黒画素が集中しているところで投票値が大きくなる. そのため、結果的に黒画素が集中している部分での直線が検出し易くなる.

### 3.1 CFHT による直線の検出

以下に本手法における直接検出アルゴリズムを示す. また、図8にその流れ図を示した.

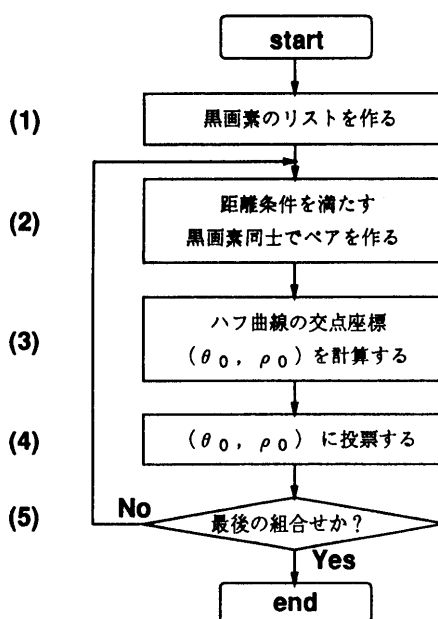


図8 CFHT の流れ図

- (1) 画像を上から下へラスタ走査 (左から右への走査) し、黒画素の  $x$  座標と  $y$  座標のリストを作る.
- (2) (1) で作成した黒画素のリストを用いて、次のように画素のペアを作成する. すなわち、図9に示すように、画素  $P$  と組み合わせる画素は網掛けの領域内 ( $P$  を中心とする1辺  $D_{min}$  の正方形より外側) から選ぶ. これは、近接する画素同士でペアを作ると、標本化誤差の影響を受け、また遠くにある画素同士でペアを作ると、これらの画素は異なる図形に属する可能性が大きいため、そのような組合せを避けるのが目的である.
- (3) ペアとなった画素同士のハフ曲線に対応する交点座標  $(\theta_0, \rho_0)$  を式 (3)-(7) から求める.

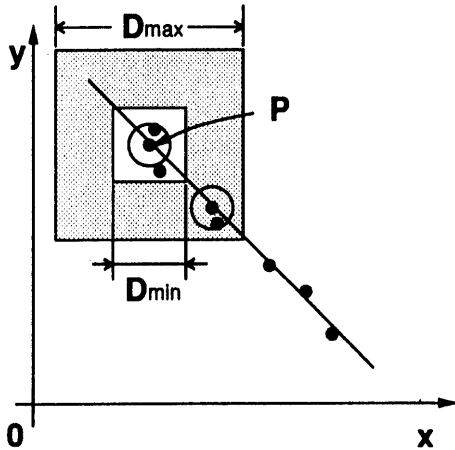


図9 黒画素の標準化誤差の影響を軽減し、線分検出を可能にするための画素ペアの形成領域。

- (4) メンバーシップ値を計算して  $(\theta_0, \rho_0)$  に投票する。
- (5) 組合せ可能な画素をすべて組み合わせるまで(2)から(4)を繰り返す。

以上の処理を行なった後、以下の検出条件を同時に満たすものを直線として検出する。

- (a) 投票値が閾値  $T_l$  より大きい。
- (b) 投票値がパラメータ空間の  $5(\text{degree}) \times 5(\text{pixel})$  近傍で最大である。

### 3.2 CFHT による線分の端点検出

2.2 節で述べたように、ハフ変換では直線の検出はできるが、線分の端点(始点、終点)の検出はできない。線分の端点を検出する手法はいくつか報告されている。例えば、直線上の黒画素の粗密性に注目して線分を検出する方法 [10]、ハフ変換後  $\theta - \rho$  空間の投票値のピークで直線の大略を把握し、その後  $x - y$  平面に戻して直線の詳しい解析を行なう方法 [11] などがある。これに対し、筆者らは変換と同時に線分の始点と終点の検出が可能である、より効率的なアルゴリズムを提案する。具体的なアルゴリズムを以下に示す。画像の座標系は図9と同じである。

- (1) 線分の始点を記憶する空間  $S(\theta, \rho)$  と終点を記憶する空間  $E(\theta, \rho)$  を用意する。それぞれの空間の大きさと分割数は  $H(\theta, \rho)$  パラメータ空間と同じである。
- (2) CFHT でペアを作成した時、ペアとなった要素のうち  $y$  座標が大きい方を  $P1$ 、小さい方を  $P2$  とする。

- (3) ペアとなった画素のハフ曲線の交点  $(\theta_0, \rho_0)$  を式(3)-(7)から求める。パラメータは直線によって固有であり、また、ペアは  $y$  座標の大きい黒画素から順に作成される。したがって、パラメータ  $(\theta_0, \rho_0)$  に最初に投票するペアの要素で、 $y$  座標が大きい  $P1$  の座標が始点の座標である。CFHT で投票を行なうと共に、 $S(\theta_0, \rho_0)$  に  $P1$  の座標を書き込む。
- (4) ペアの要素のうち  $P2$  の座標を終点として、逐次  $E(\theta_0, \rho_0)$  に記憶する。

上記のアルゴリズムに従えば、始点は一度だけ記録され、終点は逐次更新されていく。また、直線の連続性については次のように調べる。すなわち、直線  $l$  上にある黒画素が閾値  $D_{max}$  より離れている時直線  $l$  が切れていると判断する。直線  $l$  が不連続性が判断された後、その時点までの  $l$  に対する投票数に、3.1 節の線分検出条件を適用し、条件を満たす時にそれまでの区間を線分として検出する。その後、投票数および始点と終点の座標をクリアし、後続の黒画素に対して同様のことを行なう。これにより同一直線上にある複数の線分を区別して検出できるようになる。

### 3.3 CFHT による円の検出

円を検出するハフ変換は、円を表現するパラメータ即ち、中心  $(a, b)$ 、半径  $r$  の3つのパラメータにハフ変換を拡張したものである。中心  $(a, b)$ 、半径  $r$  の円の方程式は

$$(x - a)^2 + (y - b)^2 = r^2 \quad (9)$$

で表される。黒画素の座標を  $(x, y)$  とする時、SHT による円の検出アルゴリズムは以下のように表わされる。

- (1) 図10に示すように、各黒画素  $(x, y)$  を通るあらゆる円の存在を仮定し、3次元パラメータ空間  $(a, b, r)$  の個々の円を表す要素に1票ずつを入れる。
- (2) すべての画素に対して(1)の投票を行なった後、閾値  $T_r$  より多い投票数を得た点  $(a, b, r)$  を円として検出する。

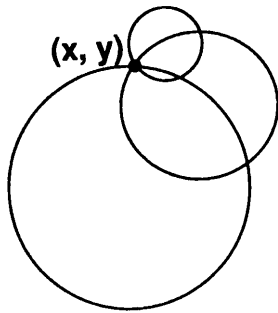


図 10 SHT による円検出. SHT は黒画素を通過するあらゆる円の存在を仮定し, それらに対して投票を行なう.

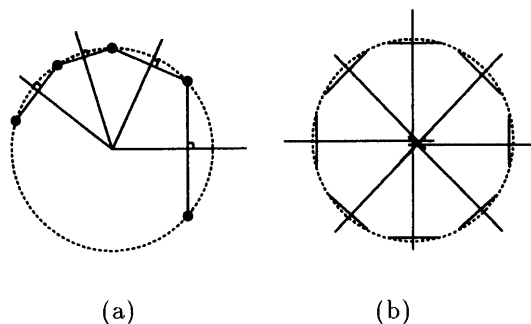


図 11 CFHT による円検出. (a) 法線と中心の関係. (b) 法線を求める線分の限定. CFHT は円上の 2 画素を結ぶ線分の法線が円の中心を通る性質を利用する.

しかし, この手法ではパラメータ空間用の膨大なメモリが必要となり, また計算にも多大の時間を要する [2]. そこで, 本手法では, 円の各点の法線が円の中心で交わる性質を利用し, この法線の決定に 3.2 節で述べた線分検出用の CFHT を適用する.

具体的には, 円上の 2 つの黒画素を端点とする線分を CFHT で求め, その垂直 2 等分線を円の法線とする (図 11(a) 参照). これら法線の交点が円の中心座標の候補となる. 画像上の全ての黒画素のペアに対し, その垂直 2 等分線 (法線) を全て求めるのは非効率である. そこで, 例えば図 11(b) に示すように法線の角度が  $0^\circ, 45^\circ, 90^\circ, 135^\circ$  の線分のみ限定して考える. ただし, 実際の法線は図 11(b) のように標本化誤差と円の変形により 1 点で交わらないことが多い.

図 12 に円検出の流れ図を示す. ここでは, 検出する円の半径  $r$  を  $R_{min} \leq r < R_{max}$  としている. 以下がそのアルゴリズムである.

- (1) CFHT により法線が  $0^\circ, 45^\circ, 90^\circ, 135^\circ$  の線分のみを検出する.
- (2) 検出された線分の垂直 2 等分線 (法線) を求める.

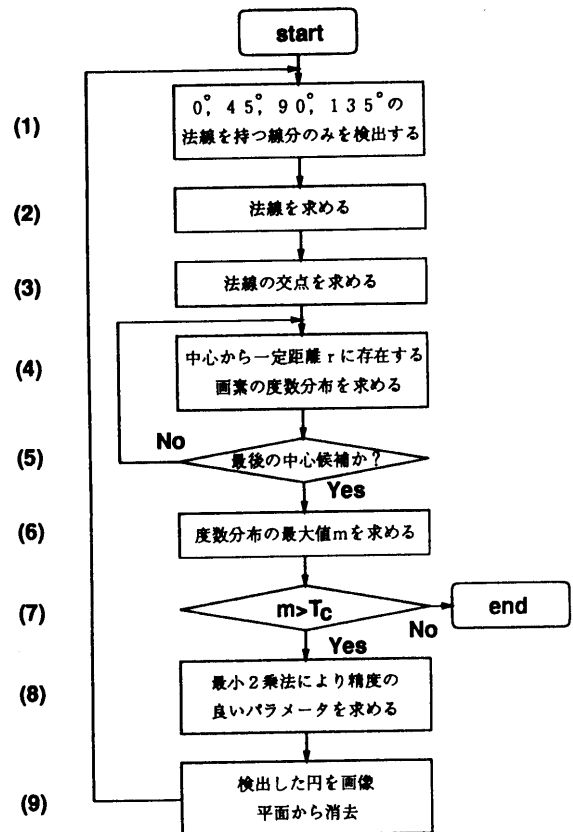


図 12 円検出の流れ図.

- (3) (2) で求めた法線の交点を求め, それを円の中心候補  $(a, b)$  とする. 交点の検出には, 交点検出フィルタ [12] を用いた.
- (4) 円の中心から一定距離  $r$  ( $R_{min} \leq r < R_{max}$ ) に存在する画素の度数分布を求める.
- (5) すべての中心候補に対して (4) を実行する.
- (6) 度数分布の最大値  $m$  を求める.
- (7) 最大値  $m$  が閾値  $T_c$  より大きい時, 度数分布  $m$  を与える位置に存在する円  $(a, b, r)$  を検出する. そうでなければ処理を終了する.
- (8) 半径  $r \pm 1$  (pixel) 上のすべての黒画素に対し, 仮想的に円を描き, この円と黒画素の距離の総和が最小になる円のパラメータを求める. 距離の最小化の規準として最小 2 乗誤差を用い, より精度の良いパラメータ  $(a, b, r)$  を決定する.
- (9) 検出した円を画像平面から消去し, (1) へもどる.

## 4 実験結果

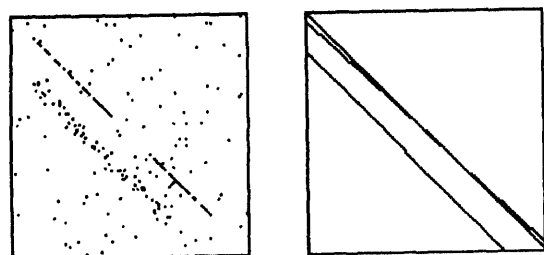
本手法の有効性を確認するために以下の実験を行なった。

### 4.1 直線の検出

実験に用いたテスト画像を図 13(a) に示す。画像は  $112 \times 112$  (pixel) の大きさで人工的に発生させた 2 値画像である。画像中には同一直線上にある 2 本の線分と 1 本のぼやけた線分が観測される。また 3 本の線分とも連続性が失われている。実験に使用したパラメータは  $D_{min} = 10$  (pixel),  $D_{max} = 30$  (pixel),  $R = 3$  (pixel) である。また、中心の黒画素から距離  $r$  だけ離れた近傍の黒画素に与えるメンバーシップ値は

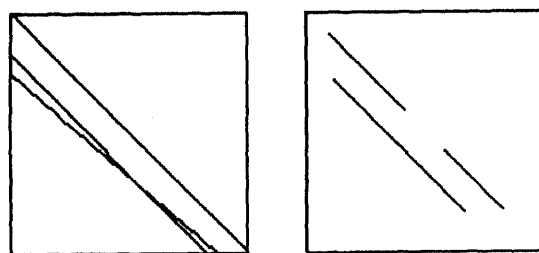
$$m(r) = \exp(-r^2/s^2) \quad (10)$$

とし、本実験では  $s = 2$  (pixel) を採用した。



(a) Test Image  
(112 × 112 pixel)

(b) SHT  
(閾値:  $T_1 = 17$ )



(c) CHT  
(閾値:  $T_1 = 6$ )

(d) CFHT  
(閾値:  $T_1 = 60$ )

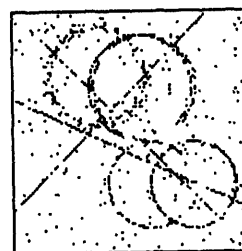
図 13 人工画像からの直線の検出。(a)テスト画像。(b)標準ハフ変換。(c)組合せハフ変換。(d)組合せファジィハフ変換。組合せファジィハフ変換は、ぼやけた画像からも正確に線分を検出できる。

それぞれの手法における検出結果を図 13(b)~(d) に示す。SHT と CHT では本来存在しない偽直線を抽出している。これに対し CFHT では、2 本の線分と 1 本のぼ

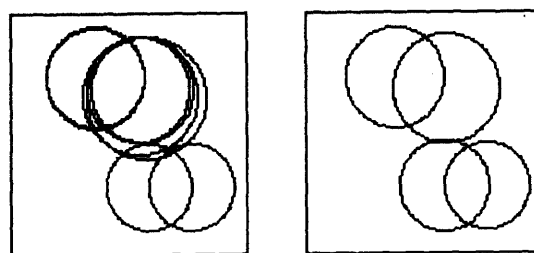
やけた線分が完全に検出されている。また CFHT では線分の始点、終点とも正確に求まっているのがわかる。

### 4.2 円の検出

図 14(a) に示した人工画像に対して円の検出実験を行なった。画像のサイズは  $112 \times 112$  (pixel) の 2 値画像である。ごま塩雑音と 3 本の直線、および 4 個の円が観測される。4 個の円の特徴はそれぞれ右下よりほぼ完全な円、重なりによって大幅に欠損した円、ノイズによって連続性が失われている円、輪郭がぼやけている円である。実験には  $D_{min} = 4$  (pixel),  $D_{max} = 16$  (pixel),  $R = 3$  (pixel),  $R_{min} = 20$  (pixel),  $R_{max} = 30$  (pixel),  $T_1 = 20$  の値を使用した。メンバーシップ値は式 (10) において  $s = 2$  (pixel) とした。垂線の決定に用いる線分の角度は  $0^\circ, 45^\circ, 90^\circ, 135^\circ$  とし、その検出結果を図 14(b), (c) に示す。SHT では 1 つの円を複数個の円として検出している。それに対し、本手法の CFHT ではノイズやぼやけにもかかわらず 4 つの円を完全に検出しているのがわかる。



(a) Test Image (112 × 112 pixel)



(b) SHT  
(閾値:  $T_c = 42$ )

(c) CFHT  
(閾値:  $T_c = 70$ )

図 14 人工画像からの円の検出。(a)テスト画像。(b)標準ハフ変換。(c)組合せファジィハフ変換。組合せファジィハフ変換は、ノイズに埋もれた線群、円群の中から正確に 4 つの円を検出している。

### 4.3.1 細胞診

例えば、子宮の集団検診などでは、細胞診と呼ばれる方法が主流になっている。細胞診とは、患部から採取した細胞をプレパラートに塗抹し、パパニコロー染色またはギムザ染色を施し、顕微鏡下で病的細胞の有無を細胞の形態から判断する検査である [13]。細胞診は、

- (a) 専門的知識を必要とする。
- (b) 熟練者でなければ診断が難しい。
- (c) 忍耐を要する作業である。

などの問題を抱えている。そこで、この細胞診の効率化および省力化を目指す初期段階として、顕微鏡画像内の細胞核の検出に本手法を適用する。

### 4.3.2 細胞核の認識

図 15 (a) に示す実際の顕微鏡画像へ本手法を適用し、細胞核の検出を行なった。この画像は 256 階調の濃淡画像から局所平均フィルタ [12] によるノイズ除去、ソーベルフィルタ [12] による微分処理と 2 値化によって得られたものである。実験に用いた各種パラメータ、近傍の黒画素に与えるメンバーシップ値およびその他の条件はすべて 4.2 節と同一にした。

検出結果を図 15 (b), (c) に示す。SHT ではノイズやぼやけのために 1 個の細胞核を多数の細胞核として誤検出している。それに対し本手法では、細胞核の検出がほぼ完全に行なわれており、またその位置や大きさなどについても十分な精度がある。本手法では、画像中の全細胞核数、細胞核の半径や面積、核間距離なども十分な精度で求めることができる。

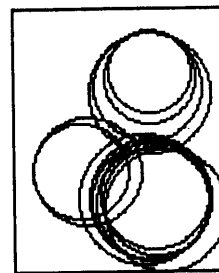
## 5 あとがき

本論文では、組合せハフ変換における投票をファジィ化することにより、ノイズの多い非常にぼやけた画像からでも直線の検出が有効に行なえる新たな組合せファジィハフ変換を提案した。また、有界な線分の端点(始点, 終点)検出についても考察した。さらに、組合せファジィハフ変換を拡張し、ぼやけた円の検出も可能にした。

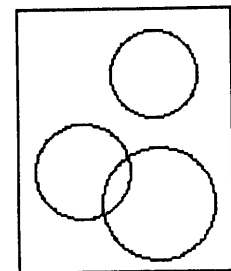
本手法の正当性は各種のシミュレーション実験により確認された。また、本手法を実際の顕微鏡画像へ適用したところ、将来の細胞診自動化への期待が持てる非常に良好な結果が得られた。



(a) Test Image (100 × 122 pixel)



(b) SHT  
(閾値:  $T_s = 33$ )



(c) CFHT  
(閾値:  $T_c = 70$ )

図 15 顕微鏡画像からの細胞核の検出。(a) テスト画像。(b) 標準ハフ変換。(c) 組合せファジィハフ変換。組合せファジィハフ変換は、核の検出が完全に行なわれている。

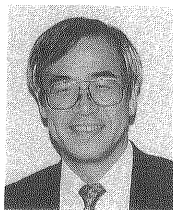
## 参考文献

- [1] 奥水大和: “Hough 変換に関する最近の研究動向,” 情報処理学会コンピュータビジョン研究会資料, 51-1, pp.1-8, 1987.
- [2] 松山隆司, 奥水大和: “Hough 変換とパターンマッチング,” 情報処理, Vol.30, No.9, pp.1035-1046, 1989.
- [3] 奥水大和: “Hough 変換に関する最近の研究動向 (2),” 電子情報通信学会技術研究報告, PRU91-15, pp.25-32, 1991.
- [4] D. Ben-Tzvi, M.B. Sandler: “A Combinatorial Hough Transform,” Pattern Recognition Letters, Vol.11, pp.167-174, 1990.
- [5] J. Illingworth, J. Kittler: “The Adaptive Hough Transform,” IEEE Trans. on Pattern Analysis and Machine Intelligence, Vol.PAMI-9, No.5, pp.690-698, 1987.
- [6] 小野直樹, 滝山竜三: “データ点の組み合わせによる円の検出,” 平成 2 年電子情報通信学会秋期全国大会講演論文集, D-375, pp.6 - 337, 1990.



T. YAMAKAWA *et al.* : Combinatorial Fuzzy Hough Transform and Its Application to Medical Image Processing

- [7] P.V.C. Hough: "Method and Means for Recognizing Complex Patterns," U.S. Patent, 3, 069, 654, 1962.
- [8] R.O. Duda and P.E. Hart: "Use of the Hough Transformation to Detect Lines and Curves in Pictures," Commun. ACM, Vol.15, No.1, pp.11-15, 1972.
- [9] 和田俊和, 藤井高広, 松山隆司: "r-wハフ変換—可変標準化による $\rho-\theta$ パラメータ空間のひずみの除去と投票軌跡の直線化—," 電子情報通信学会論文誌, Vol.J75-D-II, No.1, pp.21-30, 1992.
- [10] 阿部圭一, 陳 風: "点の粗密性を考慮した逐次的Hough変換," 平成3年前期情報処理学会全国大会講演論文集, 2D-5, pp.2-29-2-30, 1991.
- [11] 大和淳二, 稲葉稔智, 石井郁夫, 牧野秀夫: "Hough変換を用いた線分検出の高精度化," 電子情報通信学会論文誌, Vol.J72-D-II, No.1, pp.85-92, 1989.
- [12] 田中弘: "画像応用処理技術," 工業調査会, 1989.
- [13] 渡辺, 野上, 永井, 金城, 松山, 山川: "エキスパートシステムの細胞診への応用," 第6回バイオメディカル・ファジィ・システム研究会講演論文集, pp.69-74, 1993.



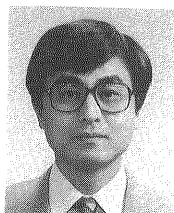
山川 烈(やまかわ たけし)

九州工業大学情報工学部制御システム工学科  
1974年東北大学大学院博士課程・電子工学専攻修了, 工学博士。

1974年東北大学工学部助手, 1981年熊本大学工学部助教授, 1989年九州工業大学情報工学部教授, 1990年財団法人ファジィシステム研究所理事長, 1993年九州工業大学情報工学部長(1997年3月まで予定), 現在に至る。

現在, ファジィシステム, ニューラルネットワーク, カオスシステム, 及びそれら等の融合に関する研究に従事。

BMFSA, 国際ファジィシステム学会, IEEE, 日本ファジィ学会, 日本医療情報学会等, 各会員。



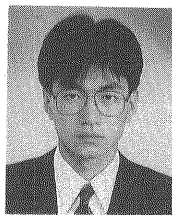
内野 英治(うちの えいじ)

九州工業大学情報工学部制御システム工学科  
1984年広島大学大学院博士課程・システム工学専攻, 工学博士。

1984年九州工業大学工学部助手, 1990年同大学情報工学部助教授, 現在に至る。

現在, システム推定理論, 知的信号情報処理, ファジィシステム等の研究に従事。

電子情報通信学会, 計測自動制御学会, 日本音響学会, 日本ファジィ学会等各会員。



平川 克己(ひらかわ かつみ)

オリンパス光学工業

1995年九州工業大学大学院修士課程・情報科学専攻修了, 工学修士

1995年オリンパス光学工業入社, 現在に至る。現在, ファジィ工学, ファジィ画像処理の研究に従事。



松山 敏剛(まつやま としたか)

佐賀医科大学医学部

1971年九州大学大学院博士課程・産婦人科学専攻, 医学博士。

1971年九州大学医学部付属病院助手, 1979年同大学医学部講師, 1988年同大学医学部付属統合教育研究実習センター助教授, 1995年佐賀医科大学医学部臨床看護学講座教授, 現在に至る。現在, 細胞診の精度向上, 医学教育技法に関する研究に従事。

BMFSA, 日本産婦人科学会, 日本臨床細胞学会, 日本癌治療学会, 日本医学教育学会各会員。



渡辺 寿美子(わたなべ すみこ)

原三信病院病理検査科

1980年九州大学医療技術短期大学部衛生技術学科卒業。

1981年福岡市立第一病院検査科勤務, 1989年九州大学医学部産婦人科病理学研究室勤務,

1992年原三信病院病理検査科勤務, 現在に至る。現在, 細胞診の精度向上に関する研究に従事。

BMFSA, 日本臨床細胞学会, 日本サイトメトリー学会, 癌DNA学会各会員。



野上 ナラエ(のがみ なをえ)

原三信病院

1952年県立嘉穂東高等学校卒業。

1952年飯塚病院入社, 1983年飯塚病院中央検査科技師長, 1992年飯塚病院定年退職, 1993年原三信病院入社, 現在に至る。

現在, 細胞診断学における客観的指標の模索に力を注いでいる。

DMNFSA, 日本臨床細胞学会, 血液学会, 臨床検査技師学会各会員。