



血管構造に基づく眼底写真の貼合せ*

富岡 芳文*** 田中 稔**
田村 進一** 田中 幸吉**

Abstract

If an object to be observed is much larger than the field of vision, we should observe it part by part as in the case of eye fundus photographs or gastrocamera photographs. Sub-pictures obtained through partial observation should be assembled into a mosaic picture which shows the whole object.

In this paper, structure of blood vessels of eye fundus photographs is analyzed, and the obtained blood vessel parameters are used to assemble the eye fundus photographs into a mosaic picture. The method described here is effective to skewness of the photographs.

1. ま え が き

計算機で取り扱う画像には、観測視野の物理的制約等の事情により、対象画面を何枚かに分割して処理せねばならぬものがある。各画面相互の位置を撮影時に正確に記録することが困難な場合には、画面ごとの処理を終えた後、全画面に統合する操作が必要となる。医用画像として自動認識の必要性の高い眼底写真もその一例である。今回、眼底写真の画面ごとに抽出した血管構造を利用して貼合せを行う手法を開発し、実際の蛍光眼底写真の貼合せを行った。

画像の貼合せは基本的な画像処理の一つであり、本手法は単に眼底写真に限らず、道路地図など線状パターンよりなる画像や網目状構造を持つ画像に対しても有効である。さらには各種各様の方法でばらばらに構成された画像データベースの統合という問題にも手掛りを与えることになろう。

2. 眼底写真と貼合せ問題

眼底写真の撮影が始められたのは比較的最近であるが、眼底写真は眼科領域のみならず、内科系疾病の診

断、特に糖尿病や高血圧症などの成人病の早期発見の手段として集団検診においても用いられている。通常の眼底写真は赤血球などの可視物を観測対象とするが、1960年に開発された蛍光眼底写真は血漿を観測対象としており、糖尿病等の早期発見に有効である¹⁾。この蛍光眼底写真は静脈注射された眼底血管中の蛍光物質（フルオレセイン）を、眼底カメラで撮影する血管造影法の一つである。

眼底写真を取り扱った研究としては、すでに高血圧症における眼底動脈の交叉現象の解析²⁾、蛍光眼底写真の色素漏出現象の解析³⁾、緑内障疾患に対する蛍光眼底写真の各領域における蛍光濃度の時間変化の研究⁴⁾等がある。眼底写真では、光学系による歪みのほかに撮影時の照明ムラが存在し、蛍光眼底写真では蛍光物質濃度の時間変化も加わるため、自動認識は簡単ではない。

眼底写真は通常の撮影画角が28°程度であるため、眼底全体を蔽うには10枚以上の画面を必要とし、医師が診断に際して、患部の正確な位置を知ろうとする場合には貼合せが不可欠である。

今までに行われている貼合せ手法としては、基本的な2次元のFFTによるものほかに、幾何学的特徴を用いてマッチング試行回数の減少をはかるもの⁵⁾、階層的にマッチング領域を逐次決定することで効率化をはかるもの⁶⁾などがあり、またリモートセンシングなどで利用されている手法に、つきあわせ画面間の残

* Assembling of eye fundus photographs by Yoshifumi TOMIOKA, Minoru TANAKA, Shin-ichi TAMURA and Kokichi TANAKA (Department of Information and Computer Sciences, Faculty of Engineering Science, Osaka University)

** 大阪大学基礎工学部情報工学科

*** 三井銀行システム開発部

差を検定する SSDA 法⁷⁾がある。これらはいずれも実画面上での画像関数を、相関をとるなどの諸法により比較するものである。したがって、対象とする画像が歪みなどで不安定な場合、貼合せ能力が大きな問題となる。

3. 処理手法

2. で述べたように眼底写真においては、明るさのムラや歪みが大きい場合、品質のよい画像に対しては有効である重ね合せ法等の貼合せ手法では、良好な結果は期待できない。そこで、眼底写真の血管構造を抽出し、画面間で部分的に相関をとることによって貼合せ位置を決定する手法を採った。処理にあたっては、次のような方針で臨んだ。

- (1) 画面の特徴を記述するものとして、ある太さ以上の主要血管の走行状態を用いる。
- (2) 眼底写真では、光学系の歪みに加え、球面状の網膜からフィルム平面への変換の際の歪みも含まれているが、これに対処できる手法をとる。
- (3) 原画像入力後の処理は、インタラクティブな操作は含ませず、自動的に行う。

3.1 処理の概略

Fig. 1~3 に全体の処理の流れを示す。処理は大き

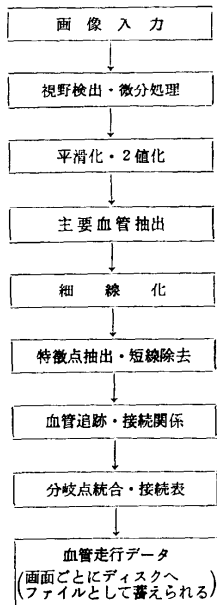


Fig. 1 Extraction process of blood vessel information.

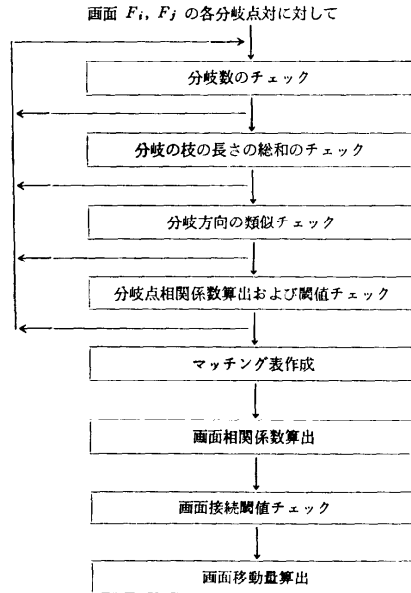


Fig. 2 Assembling for each picture pair.

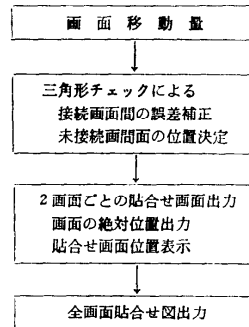


Fig. 3 Assembling process for all pictures.

く2つに分けられる。前半は、各々の眼底写真における血管構造すなわち血管の走行状態を抽出、記述する過程であり、後半は得られた各々の血管構造において一致点を検出し、それらの間のずれ量から眼底写真相互のずれ量を決定する過程である。

3.2 画像データ

画像データは、35 m/m モノクロ螢光眼底フィルム (Fig. 4(次頁参照)) から FSS により得られる画素数 136×136、濃淡レベル 128 のものである。眼底写真の視野はネガフィルム上で直径 21.5 m/m の円形をなすが、データとしては円形の中央部の正方形領域が取られる。このため、データ採取領域の四隅に視野外の部分を含む形となる。

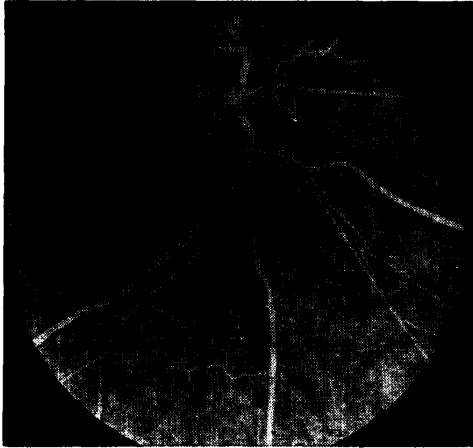


Fig. 4 Fluorescent dye eye fundus photograph.

3.3 視野検出・微分処理

視野外が視野内に比べて十分暗いこと、および視野外領域の大きさが画面によらずほぼ一定であることを用い、濃淡レベルのヒストグラム累積値が視野外領域の大きさ (T_1) 以下になる濃淡レベルを視野検出閾値 (t) とする。

微分処理は血管抽出のための基本処理であるが、本論文では以後の平滑化、2値化処理の結果がよいことから、 3×3 のマスクで周囲8近傍*との間の最急勾配を求める式(3.1)の方法を探った。

$$\begin{matrix} A & B & C \\ D & E & F \\ G & H & I \end{matrix} \quad \begin{matrix} \text{中央} E \text{ での出力 } f_E \text{ は、} \\ f_E = E - \min(A, B, C, D, F, G, H, I) \end{matrix} \quad (3.1)$$

この際、視野検出閾値 (t) を利用し、微分処理で境界線が抽出されぬよう次の操作を加える。

$$\begin{matrix} \min(A, B, C, D, F, G, H, I) \leq t \text{ ならば、} \\ f_E = -K_0 \quad (K_0 > 0) \end{matrix} \quad (3.2)$$

実験では $K_0 = 40$ とした。

3.4 平滑化・2値化

血管の途切れを補ない、雑音を取り除く目的で微分画像に対し平滑化を行った。平滑化後のE点での出力 g_E を式(3.3)で与える。

$$g_E = (4 \cdot f_E + f_A + f_B + f_C + f_D + f_F + f_G + f_H + f_I) / 12 \quad (3.3)$$

次に、この平滑化出力に基づき、画像を2値化する。2値化は、画面内での明るさのムラ、血管の部分的不明瞭などがあるので、各点ごとに2値化閾値を決

* E に接している8点 (A, B, C, D, F, G, H, I) を点 E の8近傍と呼び、 $N^8(E)$ で表わす。同様に E の上下左右の4点 (B, D, F, H) を点 E の4近傍と呼び、 $N^4(E)$ で表わす。

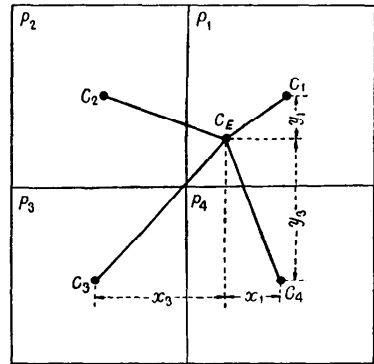


Fig. 5 Local threshold C_E obtained from basic thresholds C_i .

定する動的閾値法⁸⁾を用いて行う。

まず平滑化画面全体を4つの等しい大きさの部分画面 P_1, P_2, P_3, P_4 に分割する (Fig. 5)。部分画面 P_i で g_E (負の値は領域外として無視する) のヒストグラムの累積度数が、全体の80%を初めて越える g_E の値を P_i での基本閾値 c_i とする。点 E での局所閾値を C_E 、E から部分画面 P_i の中央点までの x 方向、y 方向の距離をそれぞれ x_i, y_i とするとき、

$$C_E = (x_3 y_3 c_1 + x_4 y_4 c_2 + x_1 y_1 c_3 + x_2 y_2 c_4) / \{(x_1 + x_3)(y_1 + y_3)\} \quad (3.4)$$

ここで $x_1 = x_4, x_2 = x_3, y_1 = y_2, y_3 = y_4$

2値化画面およびその画像関数をともに G_2 で表わすとき、 G_2 は局所閾値 C_E を基に式(3.5)で決められる (Fig. 6 次頁参照)。

$$\begin{cases} g_E \geq C_E \text{ ならば、} & G_2(E) = 1 \\ g_E < C_E \text{ ならば、} & G_2(E) = 0 \end{cases} \quad (3.5)$$

3.5 主要血管抽出

2値化画面から、血管幅を基に主要血管部の抽出を行う。血管幅は周囲4近傍の状態によって逐次求めていく。

血管幅算出アルゴリズム

0, 1 からなる2値化画面 G_2 上で、値1をとる点 E での血管幅を $BW(E)$ で表わす。

- (1) $w = 1, BW(E) = 1, p = 0$ (初期設定)
- (2) G_2 上で1あるすべての点において、i), ii) の判定をする。
 - i) $\sum_{N \in N^4(E)} G_2(N) = 4$ ならば、
 $BW(E) = 2w + 1, p = p + 1.$
 - ii) $\sum_{N \in N^4(E)} G_2(N) = 3$ ならば、
 $BW(E) = 2w.$
- (3) 画面全域で(2)の操作終了後、 $BW(E) \leq 2w$



Fig. 6 Binary picture G_2 of Fig. 4

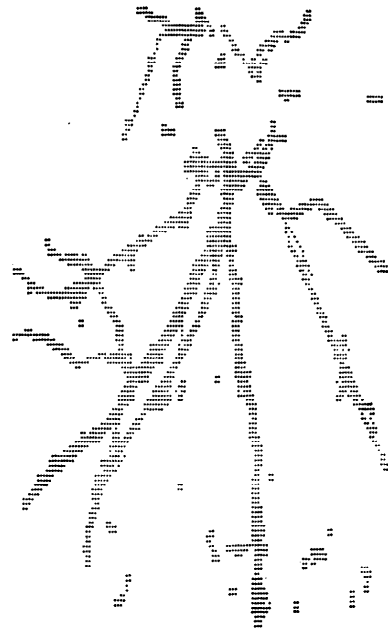


Fig. 7 Main blood vessels extracted from Fig. 6

なる点 E を, G_2 上で $1 \rightarrow 0$ とする.

- (4) $p \neq 0$ ならば $w = w + 1$, $p = 0$ とし (2) へ
 $p = 0$ ならば全操作終了.

画面走査回数は, 最大血管幅 w_{max} によって決まり, $[(w_{max} - 1)/2] + 1$ 回である.

算出された血管幅が 3 以上のものを主要血管とする. さらに, 部分的に血管幅が減少し, 主要血管の連結性が失われるのを防ぐため, 主要血管相互を連結する幅 3 以下の血管もあわせて抽出する (Fig. 7).

算出された血管幅の数値を内容に持つ画面および画像関数を BW , この画面より主要血管のみが抽出される画面および画像関数を G_s とする. 抽出操作は方向を逆にした 2 回の画面走査を 1 組として, Fig. 8 に示す横および縦の 2 組について行う. 血管幅 3 以上の情報を近傍点へ逐次伝播させ, 2 回の走査の伝播の共通領域を見つけ出すことで, 主要血管を取り出している.

主要管抽出アルゴリズム

- (1) $G_s = 0$.
 (2) Fig. 8 の順で画面 BW を走査し, $BW(E) \geq 1$ なる点 E で,
 $\exists N \in N^q(E), BW(N) \geq 3$ ならば,
 $BW(E) = 3, G_s(E) = G_s(E) + 1$.
 (3) 1 組の画面走査終了後, 画面 G_s 上で

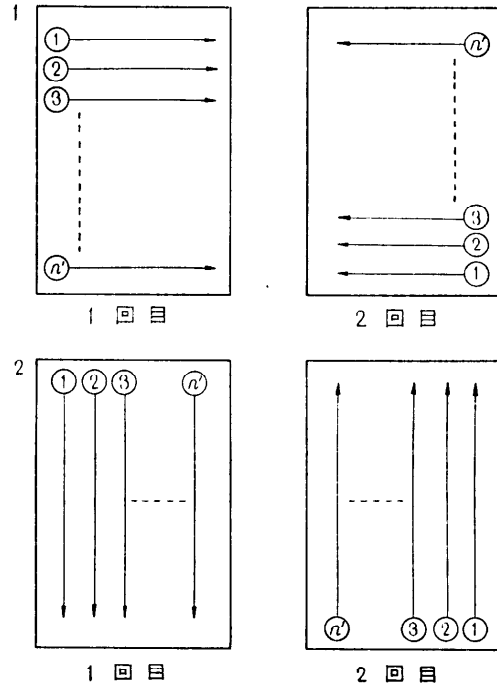


Fig. 8 Scan irection for main blood vessel extraction.

$G_s(E) = 1$ ならば, $G_s(E) = 0, BW(E) = 1$ とする.

(4) (2), (3)が横縦の2組について終了後, 画面 G_s 上で $G_s(E) \geq 2$ ならば $G_s(E)=1$. そうでなければ $G_s(E)=0$ とする.

3.6 細線化

血管走行を調べるにあたって, 主要血管抽出後の2値画面を細線化し, 血管相互の接続状態を知る必要がある. 最終的に血管の交差位置から貼合せ位置を決めているので, 主要血管の中心線に細線化が行われなければならない. ここでの細線化手法は, 田村らの一手法^{*)}を用い, 以後の取り扱いを考慮し8連結の細線化とする.

3.7 特徴点抽出・短線除去

細線化画面で, 血管が交差または分岐する点を分岐点, 血管が終了する点を端点として取り出し, この2点を特徴点と呼ぶ. 短線除去は, 最終的な雑音除去および血管走行の特徴を明確にする目的で行われ, 端点間および端点から分岐点までの距離が9以下の線分が除去される. なお, ここで用いる距離は上下左右, 斜め方向とも隣接点への距離は1とする.

除去はすべての端点より距離9まで血管追跡を行い, 追跡中に特徴点が存在すれば追跡されたそれまでの血管を消去する. 発見された特徴点に分岐点である場合には, 血管の消去により分岐点が消滅することがあるので, 特徴点の判定をしない. この変化が全くなくなるまで, 端点からの血管追跡を繰り返す. なお, この処理も含め, 以下の処理のうちには, 処理順序により多少結果に違いが出てくるものがあるが, いずれも無視できる程度のものである (Fig. 9).

3.8 血管追跡・接続関係

短線除去後, 残った特徴点に, 分岐点には偶数の, 端点には奇数の特徴点番号をつける (分岐点は12, 端点は11から順につける). 血管追跡は, 各特徴点より8連結で1の連結成分を追うことにより行われ, 到達先の特徴点番号が調べられる. このようにして接続関係を得る. 一度追跡された血管部分は1→0に変え, 1が全く無くなるまで追跡を行う.

3.9 分岐点統合・接続表

血管追跡によって, 特徴点接続表が得られる. この段階での分岐点中には, 近距離で互いに接続関係を持つものが含まれているが, 血管走行を調べる上では, これらの分岐点を統合整理した方が今後の解析を容易にし, 走行状態を得やすくする. 統合の対象は接続関

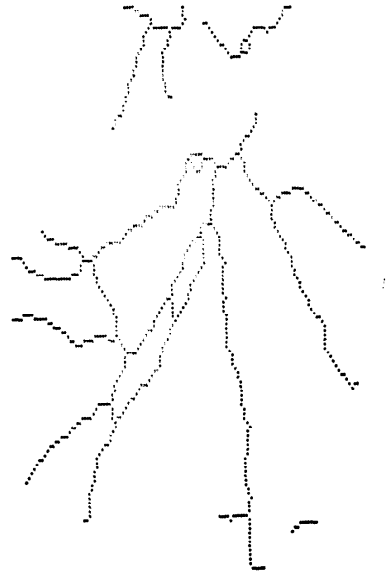


Fig. 9 Thinning of Fig. 7 in 8-neighbor sense short lines have erased.

係のある距離3以内の分岐点とし, 統合後の新分岐点は, 統合される旧分岐点の中心位置を座標に持ち, 旧分岐点の保持していた接続関係をそのまま引きつぐ. (Fig. 10 次頁参照).

3.10 血管走行データ

眼底血管のうち主要なものは, 黄斑部をつつみこむようにして視神経乳頭から放射状に走っているが, この血管がさらに枝分かれし, 個人識別に使える程不規則で複雑な血管走行を示している. そこで, 特徴点間を結ぶ血管を直線で近似する. さらに, 分岐点での血管走行を示すものとして, 特徴点の接続表から計算される分岐の枝の長さ, およびその方向からなる分岐点パラメータを導入する.

分岐数 k の分岐点パラメータは $2k$ 個あり,

枝の方向 $\theta_1, \theta_2, \dots, \theta_k \quad \theta_1 \leq \theta_2 \leq \dots \leq \theta_k$

枝の長さ r_1, r_2, \dots, r_k

ただし, θ_i は $[0, 2\pi)$ を $1, 2, \dots, 16$ に量子化したものである.

3.11 分岐点マッチング

各画面での血管走行データを基にして, まず Fig. 2の処理により2画面ごとの貼合せ位置の決定が行われる. この処理回数は画面枚数が n_0 枚のとき, $n_0 C_2$ 回となる. 貼合せ位置の候補としては, 2枚の画面の分岐点間で相関係数の高いものを取り出すことにす

*この文献中の周辺点の定義のうち, 「少なくとも1つ」は「少なくとも2つ」の誤りである.

特徴点番号 (座標)	接続特徴点							
11 (2, 52)	29	0	0	0	0	0	0	0
12 (34, 75)	28	27	24	14	0	0	0	0
13 (2, 60)	23	0	0	0	0	0	0	0
14 (33, 85)	25	18	12	0	0	0	0	0
15 (2, 97)	17	0	0	0	0	0	0	0
17 (8, 83)	15	0	0	0	0	0	0	0
18 (44, 96)	39	35	14	0	0	0	0	0
19 (15, 90)	21	0	0	0	0	0	0	0
21 (16, 112)	19	0	0	0	0	0	0	0
23 (20, 57)	13	0	0	0	0	0	0	0
24 (48, 73)	56	26	12	0	0	0	0	0
25 (25, 91)	14	0	0	0	0	0	0	0
26 (53, 68)	50	38	24	0	0	0	0	0
27 (26, 70)	12	0	0	0	0	0	0	0
28 (56, 28)	36	33	31	12	0	0	0	0
29 (30, 29)	11	0	0	0	0	0	0	0
31 (50, 9)	28	0	0	0	0	0	0	0
33 (56, 2)	28	0	0	0	0	0	0	0
35 (56, 134)	18	0	0	0	0	0	0	0
36 (72, 37)	38	37	28	0	0	0	0	0
37 (68, 2)	36	0	0	0	0	0	0	0
38 (77, 41)	44	36	26	0	0	0	0	0
39 (100, 135)	18	0	0	0	0	0	0	0
41 (105, 2)	44	0	0	0	0	0	0	0
43 (111, 48)	56	0	0	0	0	0	0	0
44 (86, 34)	50	41	38	0	0	0	0	0
45 (111, 132)	49	0	0	0	0	0	0	0
47 (118, 27)	50	0	0	0	0	0	0	0
49 (118, 123)	45	0	0	0	0	0	0	0
50 (91, 37)	47	44	26	0	0	0	0	0
51 (129, 114)	55	0	0	0	0	0	0	0
53 (133, 85)	56	0	0	0	0	0	0	0
55 (133, 103)	51	0	0	0	0	0	0	0
56 (112, 85)	53	43	24	0	0	0	0	0

Fig. 10 Connection table of feature points after grouping of branching points obtained from Fig. 9

る。相関係数は、2枚の画面の分岐点のうち、同一の分岐数を持つ枝の方向が似ているもの等につき、視野による血管の途切れを考慮して計算する。

分岐点間のマッチング

(1) 分岐数チェック

分岐数が同一のものを、相関算出の対象とする。

(2) 分岐の枝の長さの総和のチェック

分岐の枝の長さの総和の小さなものは、方向の類似だけで相関係数が偶然大きくなることがあり、誤りの原因となる。そこで、枝の長さの総和が一定値(50)以上のものを相関の算出の対象とする。

(3) 分岐方向類似チェック

2段階に分け、i)を満足したものに対して、ii)を試行する。対応分岐点の分岐の方向をそれぞれ $\theta_1, \theta_2, \dots, \theta_k, \theta'_1, \theta'_2, \dots, \theta'_k$ とするとき、

$$i) \sum_{i=1}^k |\theta_i - \theta'_i| \leq T_2$$

$$ii) \forall i |\theta_i - \theta'_i| \leq T_3$$

(1)~(3)のチェックをパスしたものに対して、相関係数が算出される。

第*i*画面 F_i の m 番目の分岐点 $P_{i,m}$ のパラメータを、

$$R_1 = \theta_1, \dots, R_k = \theta_k, R_{k+1} = \lambda r_1, \dots, R_{2k} = \lambda r_k$$

第*j*画面 F_j の n 番目の分岐点 $P_{j,n}$ のパラメータを、

$$R'_1 = \theta'_1, \dots, R'_k = \theta'_k, R'_{k+1} = \lambda r'_1, \dots, R'_{2k} = \lambda r'_k$$

と書きかえるとき、相関係数 $R^{(i,j)}$ は式(3.6)で求められる。

$$R^{(i,j)} = \frac{\sum_{l=1}^{2k} R_l \cdot R'_l}{\sqrt{\sum_{l=1}^{2k} R_l^2} \cdot \sqrt{\sum_{l=1}^{2k} R'_l{}^2}} \quad (3.6)$$

λ は方向と長さを同時に相関をとる際の、両者の重みづけの係数である。

なお、視野境界線付近に端点を持つ枝 b は視野により血管が途切れた可能性があるので、対応する枝の長さ r_b' が r_b より長ければ r_b を r_b' で置きかえたもので式(3.6)を計算する。

このようにして求められた $R^{(i,j)}$ が、分岐点相関係数閾値 (T_4) を越えれば貼合せ位置の候補とし、分岐点相互の座標のずれを画面移動量として求める。閾値を越えた分岐点相関係数値と、画面移動量とを表の形でまとめたものを、画面マッチング表 (Fig. 11 次頁参照) と呼び、2画面間の貼合せ位置決定の基礎データとする。

3.12 画面マッチング

画面 F_i と画面 F_j が実際に広い範囲で重なりあっている場合には、Fig. 11 にみられるごとく、マッチング表中画面移動量がほぼ等しい値をとるものが何点か存在しているはずである。そこで画面移動量の一種のクラスタ化を行って、画面相関係数を決める。

マッチング表で第 k 番目の分岐点相関係数を $R^{(i,j)}(k)$, X 方向の画面移動量を $S_x(k)$, Y 方向のそれを $S_y(k)$ で表わす。

第 k クラスタ C_k を、

$$C_k = \{k' \mid |S_x(k) - S_x(k')| \leq l_0 \\ \text{かつ } |S_y(k) - S_y(k')| \leq l_0\} \quad (3.7)$$

第 k クラスタ C_k での相関係数の和 $R^{(i,j)}(k)$ を、

$$R^{(i,j)} = \sum_{k' \in C_k} R^{(i,j)}(k') \quad (3.8)$$

とするとき、画面相関係数 G_{ij} を式(3.9)で定める $G_{ij} = \max (R^{(i,j)}(1), R^{(i,j)}(2), \dots, R^{(i,j)}(\mu))$

MATCHING		
FILE NO.=3	FILE NO.=6	
CO VALUE	MOVEMENT	M. P. NO.
0.9836	(-31, 64)	37 <-> 11
0.8693	(-41, -37)	41 <-> 4
0.9309	(-33, 32)	41 <-> 11
0.8524	(-37, 86)	43 <-> 11
0.9452	(17, 47)	43 <-> 39
0.9132	(12, 79)	10 <-> 13
0.9686	(18, 68)	10 <-> 16
0.9857	(19, 45)	10 <-> 18
0.9616	(38, 17)	10 <-> 24
0.9929	(61, 70)	10 <-> 36
0.9696	(63, 36)	10 <-> 38
0.8825	(12, 55)	13 <-> 13
0.9980	(18, 44)	13 <-> 16
0.9332	(19, 21)	13 <-> 18
0.9605	(38, - 7)	13 <-> 21
0.8578	(11, - 3)	21 <-> 16
0.9341	(12, -26)	21 <-> 18
0.9063	(31, -54)	21 <-> 24
0.8830	(-21, -60)	30 <-> 2
0.9054	(17, -37)	30 <-> 22
0.9453	(48, 0)	30 <-> 36
0.9503	(-11, -29)	33 <-> 9
0.9820	(8, 19)	33 <-> 22
0.9448	(21, 46)	33 <-> 26
0.9559	(-52, 20)	38 <-> 2
0.9436	(-32, 89)	38 <-> 13
0.9903	(-25, 55)	38 <-> 18
0.9680	(11, 20)	38 <-> 34
0.9944	(17, 80)	38 <-> 36
0.9817	(19, 46)	38 <-> 38

Fig. 11 Example of picture matching table.

(3.9)

ここで、 μ はマッチング表に登録された分岐点相関係数の総数である。

算出された画面相関係数 G_{ij} が、画面相関係数の閾値 (T_5) を越えれば、 F_i と F_j は重なり合う ($F_i \leftrightarrow F_j$) と判定し、 G_{ij} を与えるクラスタ内の画面移動量の平均値を貼合せの画面移動量 D_{ij} とする。

3.13 三角形チェック

人間が貼合せを試みる場合でも、様々な歪みの結果、2枚の画面間の貼合せ位置がそのまま多数枚の画面での貼合せ位置となることは少なく、実際には全体として歪みの影響が最小となるように試行錯誤を繰り返し、適当な所を打切っている。計算機処理においても、全体としての誤差が最小となるよう処理することは重要な課題であるが、ここでは2枚の画面の貼合せ位置をもとに、3枚以上の画面を貼合せる場合に生ずる相互の座標誤差を、画面相関係数の大小を基にして補正すると定める。

三角形チェックによる F_i と F_j の位置決定

- (1) $\exists k(k \neq i, j), F_i \leftrightarrow F_k$ かつ $F_k \leftrightarrow F_j$
- (2) D_{ik}, D_{kj} を基にして求まる D_{ij} が重なり

可能 (画面移動量が X, Y 方向とも 136 以下)

$$(3) G_{ij} < \min(G_{ik}, G_{kj})$$

以上の(1)~(3)をすべて満たすとき D_{ik}, D_{kj} より D_{ij} を求めるとともに、

$$G_{ij} = \min(G_{ik}, G_{kj})$$

とする。この操作をすべての G_{ij} が変化しなくなるまで行う。

この処理により画面の歪みによる画面移動量の矛盾が解消され、また多くの場合、画面移動量の誤りおよび接続誤りは相関係数が小さいことより訂正される。このようにして最終的な画面位置が決定される。

4. 実験例

視神経乳頭から黄斑にかけて撮影されている重なり合う8枚の蛍光眼底写真(蛍光色素静注後1分~2分の間に撮影されたもので Fig. 4 はそのうちの1枚)を入力とし、3. で述べた手法を使って貼合せ実験を行った結果について記す。

4.1 プログラム・処理時間

プログラムは PL/1 を用いて書かれた。画像処理であるため、配列利用の計算が大部分である。使用計算機 (FACOM 230-45 S) においてデータ用配列に利用できるコアの記憶容量は、50 kw 程度である。

Table 1 Specification of processing

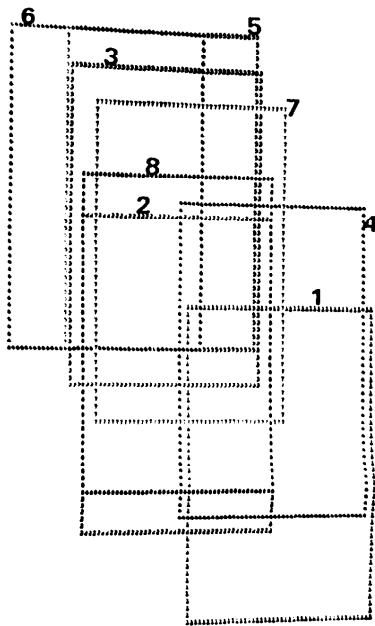
貼合せ画面枚数	n_0	8枚
画面サイズ		136×136
入力濃淡レベル		128 レベル
視野領域の大きさ	T_1	1800
微分マスク		3×3 最急勾配を求める
平滑化中央の重み係数		4
2値化閾値		動的閾値法
主要血管判定の血管幅		3以上
細線化		中心線抽出・8連結
短線除去		9以下
分岐点統合対象となる距離		3以内
分岐の枝の長さの総和閾値		50
分岐方向類似度総和閾値	T_2	2×分岐数 (分岐数・ $\pi/4$ ラジアン)
分岐方向類似の枝別閾値	T_3	2 ($\pi/4$ ラジアン)
分岐点相関係数算出時の長さの λ パラメータに対する重み		0.5
分岐点相関係数の閾値	T_4	0.85
クラスタ化のウィンドウの大きさ $l_0 \times l_0$		3×3
画面相関係数の閾値	T_5	1.9

FILE NO.	MOVEMENT	CO VALUE	CUT VALUE
1	2	37 74	2.7900 (3) 1
1	3	-6 -7	0.9700 (1) 0
1	4	42 4	2.9500 (3) 1
1	5	53 -17	0.9900 (1) 0
1	6	68 10	0.9900 (1) 0
1	7	-26 -33	0.9800 (1) 0
1	8	-20 38	0.9700 (1) 0
2	3	18 -47	0.9900 (1) 0
2	4	6 -70	1.8900 (2) 0
2	5	82 9	1.9500 (2) 1
2	6	28 86	0.9900 (1) 0
2	7	1 11	1.8700 (2) 0
2	8	19 -2	2.8300 (3) 1
3	4	-64 19	0.9900 (1) 0
3	5	21 2	1.9300 (2) 1
3	6	18 45	2.9500 (3) 1
3	7	-14 -19	2.8700 (3) 1
3	8	-44 -10	2.7200 (3) 1
4	5	87 -7	0.9900 (1) 0
4	6	16 -40	1.9100 (2) 1
4	7	41 61	1.9800 (2) 1
4	8	12 73	0.9900 (1) 0
5	6	-1 43	1.9800 (2) 1
5	7	-34 -21	1.9300 (2) 1
5	8	-62 -12	1.9800 (2) 1
6	7	-33 -64	1.9400 (2) 1
6	8	-53 -30	0.9900 (1) 0
7	8	-28 9	1.9700 (2) 1

Fig. 12 Estimated spacial movement for each picture pair.

MATCHING RESULT				DECISION PATH
FILE NO.	MOVEMENT	CO VALUE	CUT VALUE	
1	2	38 74	2.7900 1	
1	3	100 82	2.7200 1	2
1	4	42 4	2.9500 1	
1	5	118 84	1.9800 1	2->2
1	6	118 127	2.7200 1	4->5->2
1	7	86 63	2.7200 1	4->2
1	8	56 72	2.7900 1	2
2	3	63 8	2.7200 1	5->8
2	4	5 -70	2.7900 1	1
2	5	81 10	1.9800 1	8
2	6	81 53	2.7200 1	3
2	7	49 -11	2.7200 1	3
2	8	19 -2	2.8300 1	
3	4	-58 -78	2.7200 1	2
3	5	18 2	1.9800 1	2
3	6	18 45	2.9500 1	
3	7	-14 -19	2.8700 1	
3	8	-44 -10	2.7200 1	
4	5	76 80	1.9800 1	1->2
4	6	76 123	2.7200 1	5->2
4	7	44 59	2.7200 1	2
4	8	14 68	2.7900 1	5->1
5	6	-1 43	1.9800 1	
5	7	-32 -21	1.9800 1	6->1->2
5	8	-62 -12	1.9800 1	
6	7	-32 -64	2.8700 1	1->2->3
6	8	-62 -55	2.7200 1	7->2
7	8	-30 9	2.7200 1	1->2

Fig. 13 Spacial movement after triangle check.



(a) frame



(b) constructed image

Fig. 14 Assembled picture by computer.

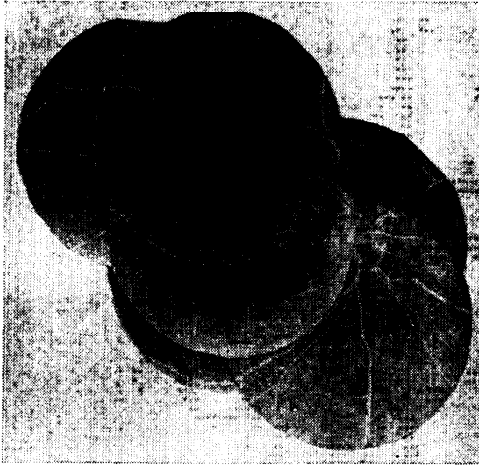


Fig. 15 Manually assembled picture.

プログラムのステップ数と実行時間を示す。

(1) 画面単位の処理

プログラムのステップ数	1600 ステップ
1枚の処理時間	6分

(2) 貼合せ処理

プログラムのステップ数	900 ステップ
8枚の貼合せ処理時間	2分

これらの実行時間については、プログラムの改良によりかなり短縮可能である。

4.2 処理結果

実験で用いた閾値と処理法の主要部分を Table 1 (前頁参照) に示す。画面マッチング表まではすでに 3. で示したので、それ以降の処理結果を Fig. 12 (前頁参照) ~ Fig. 15 に示す。Fig. 12 は三角形チェックを施す前の各画面対の画面移動量推定値、画面相関係数 G_{ij} 、対応分岐点数、および重なり判定の結果である。ここでは画面対(4,6)に対する画面移動量が誤って求まっている。Fig. 13 は Fig. 12 を三角形チェックにより見直したものである。Fig. 14 は Fig. 13 の表を基に貼合せた結果である。Fig. 14(a) ではすべての画面対が重なっているようになっているが、実際には画面四隅のケラレのため重なっていないものが3対ある。Fig. 15 は主要な6枚の画面について人間が貼合せを行ったもので、一部血管は不連続にしかつながっていない。

画面相関係数はクラスタ内の分岐点数によりほぼ決まる。3点以上であれば誤りなく貼合せができ、2点

* 重なり面積が3割以下の場合三角形チェックを用いない画面対貼合せはできなかった。

でも2つの分岐点相関係数が共に高い値をとる場合には画面対が貼合せ位置にあるとみなせるよう、画面相関係数の閾値を1.9とした。

4.3 処理結果の考察

実験に用いた画面について、人間が貼合せた場合との比較を述べる。眼底写真について特別な知識を持たぬ2名を実験者として選び、28組の2値画面対に対し、主要血管抽出画面を見せ、この2枚の画面が貼合せ位置にあるかどうか、また貼合せ位置にある場合にはその位置を指摘する作業を行わせた。時間については特に指示をしなかったが、実験者Aでは55分、実験者Bでは50分を要し、両者とも28組中19組成功、9組失敗という結果を得た。画面の重なりが少ない場合に、貼合せ位置を見過す失敗が多かった。人間が失敗したが計算機処理における画面対での貼合せ過程で位置決定が行えた例や、三角形チェックで初めて位置決定が行えた例もある。後者の例を Fig. 16 (次頁参照) に示す。そこでは歪みにより正確に重ならない画面であるにも拘らず貼合せが成功している。

計算機による実験結果は三角形チェック前で16組成功、12組失敗であり*、三角形チェック後は28組すべて成功した。

5. むすび

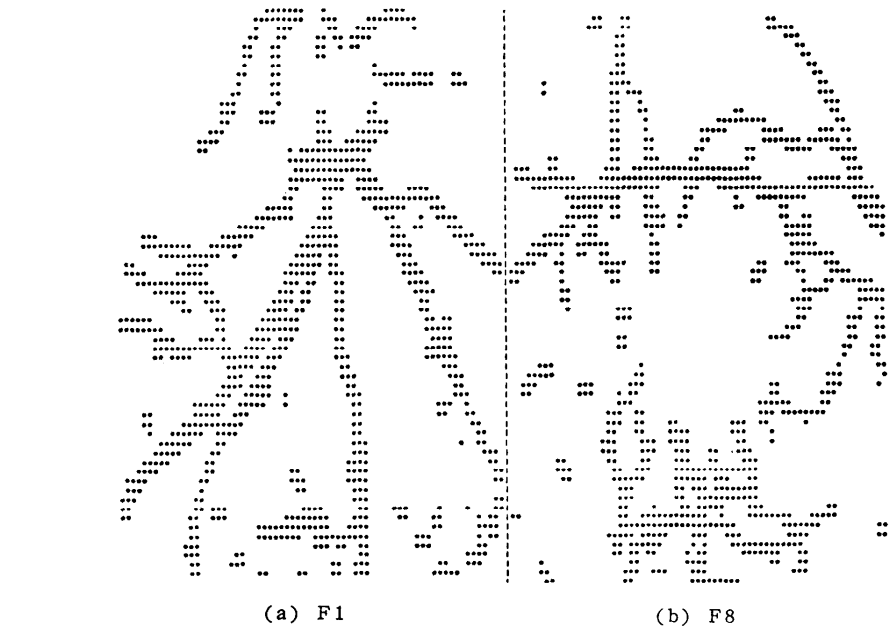
本論文での眼底写真の貼合せ処理手法は、まず画面単位で質のよい血管情報を抽出し、次に得られた血管情報を画面間で相関をとることで、貼合せ位置を決定するものである。相関係数と画面移動量のクラスタ化を行うため、直接画面を重ね合わせる方法に比べて、歪みに対応する能力が秀れていると考えられる。

得られた貼合せ位置を基にして、眼底全体の血管走行状態を把握することが可能である。以上述べた実験結果は本論文の貼合せアルゴリズムの正当性を保証するにはまだ十分とは言えないが、一つの可能性を示唆するものである。

今後の課題として、各閾値の自動決定、幾何学的歪みの事前補正、最終貼合せ結果に対する評価法の開発、どのような対象画面に対して本法が有効かの問題などがあげられる。

参考文献

- 1) 鹿野編：糖尿病眼底，医学書院（1970）
- 2) 横内ほか：眼底写真の自動認識（第1報），医用電子と生体工学，12-3（1974）



(c) Assembled picture of F1 and F8

Fig. 16 Picture pair that are assembled by triangle check.

- 3) 田村ほか：螢光眼底写真における色素漏出現象の解析 (I), 信学会研資, **IE 75~78** (1975)
- 4) B. Schwartz et al.: Densitometric analysis of blood flow of the optic nerve head in glaucoma, Proc. SPIE. 40 (1973)
- 5) 田中ほか：部分画面のはり合せにおける隣接位置関係の決定, 信学論 (D), **58-D, 9** (1975)
- 6) 田中ほか：階層的画面はり合せ法によるモザイク画面の構成, 情報処理, **18-1** (1977)
- 7) 尾上ほか：残差逐次検定法による画像の重ね合わせ, 情報処理, **17-7** (1976)
- 8) C. K. Chow, T. Kaneks: Automatic boundary detection of the left ventricle from cineangiograms, Computer and Biomedical Research, **5-4** (1972)
- 9) 田村, 森：2値図形の並列細線化アルゴリズムと連結性, 昭 49 信学会全大 (1974)

(昭和 52 年 3 月 26 日受付)

Vol. 19, No. 2, pp. 135~144 に掲載の論文

富岡, 田中, 田村, 田中「血管構造に基づく眼底写真の貼合せ」に次の訂正があります.

p. 139 の脚注を削除する.

訂正の理由: 上記論文の細線化処理において, 脚注に記した文献⁹⁾の周辺点の定義のうち, 「少なくとも 1

つ」を「少なくとも 2 つ」に変えて実行したが, 文献⁹⁾の通り「少なくとも 1 つ」としても端点が 1 画素消去される点を除いて何ら問題はない. したがって本論文脚注において誤りであると記したことは, 文献⁹⁾の一般的価値に対する誤解を招く恐れがあるので, 不適当であった.