

生体認証のための眼底画像における血管像を用いた類似度算出法

福田圭佑[†] 中川俊明^{††} 畑中裕司^{†††}(正会員)
林 佳典^{†4} 原 武史[†] 藤田広志[†]

[†] 岐阜大学大学院医学系研究科知能イメージ情報分野

^{††} 興和株式会社

^{†††} 滋賀県立大学工学部電子システム工学科

^{†4} タック株式会社

あらまし 近年、本人認証において、暗証番号やパスワードなどに加え、生体情報を利用した認証技術の導入が進んでいる。生体認証に利用可能な生体情報の一つに、眼底の網膜がある。網膜の血管の走行状態は、本人以外は同じ特徴を持たず、他人に盗まれ難い情報であることから、生体認証に有用であるといわれる。本稿では、眼底画像から自動抽出した血管領域を用いて、入力画像とあらかじめ登録した本人の参照画像との類似度を算出し、認証を行う手法を提案する。また、自動検出した視神経乳頭部の位置に基づいて、入力画像と参照画像の位置合わせを行うことが有効であることを示す。提案手法を、同一人物画像 88 組を含む 580 枚の眼底画像に適用した結果、本人拒否率が 1.3×10^{-4} のとき、他人受入率は 2.0×10^{-5} の結果が得られ、本手法の有効性が確認できた。

キーワード：生体認証，眼底画像，領域抽出，血管，視神経乳頭

Summary We propose a person identification system using retinal fundus images. The proposed procedure for identification is based on comparison of an input fundus image with reference fundus images in the database. This method is based on the measure of similarity defined as the cross-correlation coefficient calculated from the pixel values. Five-hundred-eighty fundus images including eighty-eight same-person's image pairs were used for the estimation of the proposed technique. The FRR (false rejection rate) and the FAR (false acceptance rate) were found to be 1.3×10^{-4} and 2.0×10^{-5} , respectively. Thus this technique was useful for the biometrics.

Key words: Biometrics, Fundus image, Region extraction, Blood vessel, Optic disc

1. はじめに

近年、金融機関の現金自動預入支払機、建物の入退室管理システム、携帯電話・パソコンのログイン認証管理システムなどに対し、第三者による“なりすまし”が問題となっており、防護対策の強化が課題となっている。そのため、従来から広く用いられてきた暗証番号やパスワードなどに加え、生体情報によって本人認証を行う生体認証の導入が進んでいる^{1),2)}。これまでに指紋¹⁾⁻⁴⁾、指静脈^{1)-3),5)}、手静脈^{1)-3),6)}、虹彩^{1)-3),7),8)}、顔^{1)-3),9),10)}、DNA¹⁾⁻³⁾などが提案されている。

“Similarity Measurement Using Blood-Vessel Structure in Retinal Fundus Images for Biometrics”

Keisuke FUKUTA[†], Toshiaki NAKAGAWA^{††}, Yuji HATANAKA (Member)^{†††}, Yoshinori HAYASHI^{†4}, Takeshi HARA[†], Hiroshi FUJITA[†]

[†]Department of Intelligent Image Information, Graduate School of Medicine, Gifu University

^{††}Kowa Company, Ltd.

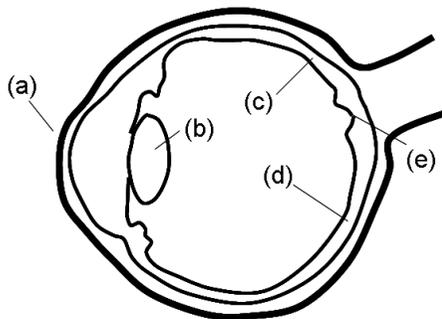
^{†††}Department of Electronic Systems Engineering, School of Engineering, The University of Shiga Prefecture

^{†4}TAK Co., Ltd.

厳重なセキュリティが要求される場面や施設においては、簡便性では多少劣るものの、生体情報が他人に盗用される危険性が低く、かつ、高い認証精度を有する認証技術が理想的である。眼底の網膜の血管領域は、その特徴は個人によって異なり、双子でも同一ではないため、生体認証において有用であるといえる^{11),12)}。図1に眼の構造について示す。眼底とは、瞳から入った光が水晶体を通して突き当たる眼球の奥の部分であり、血管、黄斑（眼底のほぼ中央に位置する黄褐色の部位）、視神経乳頭（明るさが強く、円形、楕円形であり、かつ血管が集中している部位）がある¹³⁾。赤外光では縮瞳することがなく、非接触で眼底の特徴を得ることができるため、すでに近赤外光を用いた網膜認証の技術が商用化されている¹⁴⁾⁻¹⁶⁾。この技術では、眼底内に赤外光照射し、網膜上を円形に走査する。近赤外光は血管部分に吸収されるため、走査線上の任意の点における血管の有無（一次元の情報）がわかり、この情報を基に認証を行う¹⁴⁾。しかし、この網膜上を円形に走査する手法では視神経乳頭や黄斑の識別が不可能であるため、位置ズレの補正を行うことが困難であることが予想され、認証精度に改善の余地があると考えられる。

一方、眼底の画像を取得する装置として従来から眼底カメラがあり、医療で用いられている¹⁷⁾。眼底カメラでは、眼底の様子が観察できる二次元の画像が撮影できる。それらはカラー情報を有し、最近では高解像度のデジタル画像が得られる装置も開発され、診断精度の向上に効果をあげている。眼底カメラで得られた画像には、一次元の情報よりもカラー情報や血管の位置などの多くの情報が含まれるため、生体認証に用いた場合、人物間の特徴を大きく反映できることが考えられ、精度が高い認証が行えると予想される。

眼底カメラで得られる眼底画像を用いた認証手法に関



(a) 角膜 (b) 水晶体 (c) 眼底 (d) 黄斑 (e) 視神経乳頭

図1 眼の構造

Fig. 1 The structure of an eye

して、これまでにいくつかの報告がある¹⁸⁾⁻²⁰⁾。中嶋らは黄斑と視神経乳頭間の画素値の分布から認証を行っている¹⁸⁾。溝口らは、黄斑と視神経乳頭を焦点とする測定用の楕円を描き、血管との交点の輝度値を用いて認証を行っている¹⁹⁾。これらの手法は、一次元の情報を利用しているため高い認証精度が得られていない。また、村松らは、黄斑と視神経乳頭を抽出した後、原画像を用いて相関係数を求め、認証を行っている²⁰⁾。この手法は二次元の画像を用いているが、原画像を用いた場合に、異なる人物間においても血管領域を除く領域では似る点が考慮されておらず、認証精度が低くなることが推測される。この問題点を改善する解決法として、個人差のある血管領域に注目することが考えられる。

本稿では、眼底画像から抽出した血管領域を用いて、生体認証のための類似度を算出する手法を提案する。この手法によって、他の生体認証手法より高い精度で生体認証が可能であることを、同一人物間および異なる人物間の類似度算出実験によって示す。

2. 方法

2.1 処理の概要

類似度算出処理は、入力された眼底画像（入力画像）とあらかじめ登録した本人の眼底画像（参照画像）との照合によって行う。処理手順は図2に示すように、(1)眼底画像の取得、(2)画像の位置合わせ、(3)血管領域の抽出、(4)類似度の算出、である。各処理について、以下で詳細を述べる。

2.2 眼底画像の取得

本手法で用いる眼底画像は無散瞳眼底カメラによって取得された画像である¹⁷⁾。眼底カメラの構造を図3に示す。一般に、眼底カメラを用いた撮影では、撮影領域の位置合わせのために赤外線を角膜に照射する。被験者は固視灯を注視し、眼球の動きを止め、黄斑が画像中央に

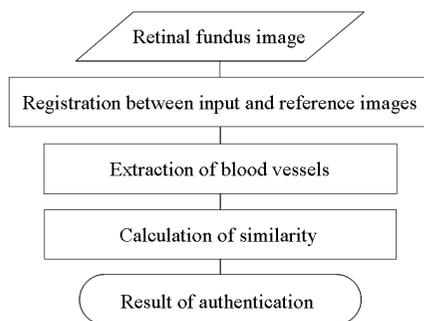
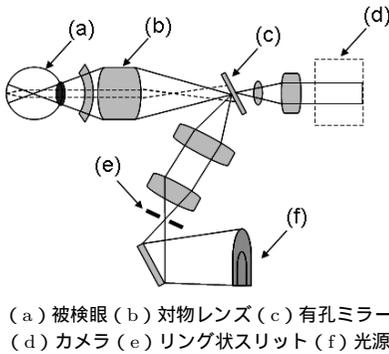
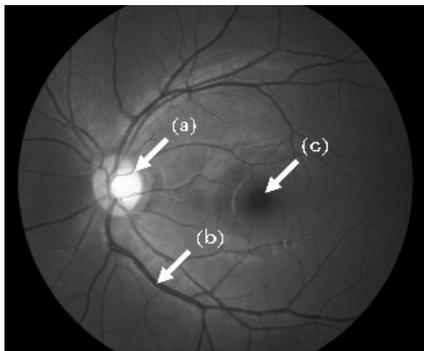


図2 全体の処理の流れ図

Fig. 2 Flowchart of the overall process



(a) 被検眼 (b) 対物レンズ (c) 有孔ミラー
(d) カメラ (e) リング状スリット (f) 光源
図 3 眼底カメラの構造
Fig. 3 The architecture of a fundus camera



(a) 視神経乳頭 (b) 血管 (c) 黄斑
図 4 眼底画像の例
Fig. 4 An example of retinal fundus image

写るようになる．ピントは手動で合わせる．照明光はリングスリットによりドーナツ状の光となり，有孔ミラーにより曲げられ対物レンズに届く．また，網膜の反射光は，対物レンズと有孔ミラーの中心を通過して撮影用カメラに届く．撮影領域を一定に保つために，撮影者側では，カメラの高さ，椅子の高さ，被験者側では，顎台の高さ，椅子の高さを調節し，被験者の角膜と対物レンズ間の距離が一定になるように撮影を行う．なお，撮影は被験者の瞳孔を自然散瞳させて行う．眼底画像の例を図 4 に示す．撮影画角を 45 度に設定して撮影を行うため，黄斑は中央に写り，右眼の場合，視神経乳頭部は右側に写される¹³⁾．また，視神経乳頭部から動脈，静脈がそれぞれ 2 本ずつ走行している．

2.3 画像の位置合わせ

眼底画像を撮影する際，利用者が眼底カメラ内部に設置された固視灯を見つめることによって，黄斑が画像中央に描出される．しかし，撮影者の撮影技量，被撮影者の動きなどの影響を受けるため，入力画像と参照画像の撮影される位置が完全に一致することは稀であり，多くの

場合は 2 枚の画像間に位置ズレが生じる．この位置ズレは，類似度の算出結果に悪影響を与え，同一人物同士の眼底画像であっても類似度が低くなるため認証精度が低下する原因となる．位置ズレには，入力画像と参照画像が平行移動の関係にある場合と，回転移動の関係にある場合があり，多くの場合，その二つの要素は同時に起こる．本手法では，まず平行移動の位置ズレを補正し，その後，回転移動の位置ズレを補正した．なお，撮影の際に，被撮影者の角膜とレンズの距離を一定にして撮影しているため，剛体変形などの補正は必要なく，この 2 種類の補正で十分な位置合わせが可能であるといえる．

平行移動の位置ズレ補正には，視神経乳頭の位置を利用した．これは，視神経乳頭部は色素が多い脈絡膜がなく，神経線維が集中しており，周囲の領域に比べて輝度値が高く，直径約 1.5 mm の類円形状と眼底においては比較的大きい構造を有するため，自動抽出が比較的容易であることが理由である．視神経乳頭の位置は，正常例においては面積の個人差が小さいため，まず，カラー情報を用いた P-タイル法によって大まかに決定した²¹⁾．次に，動的輪郭抽出法を用いて輪郭の抽出を行い²¹⁾，決定された領域の重心を視神経乳頭の中心点とした．視神経乳頭の大きさはほぼ一定であるため，視神経乳頭の中心点を中心とする形の領域をテンプレートとし，参照画像に対してテンプレートマッチングを行った．なお，視神経乳頭部全体が含む領域として，100 × 100 画素のテンプレートを経験的に設定した．そして，最も高い一致度を示した位置へ入力画像を平行移動することによって画像の位置合わせを行った．テンプレートマッチングの一致度の算出には相互相関係数を用い，計算には各画素の RGB 値を用いた．なお，相互相関係数は式 (1) を用いて算出した．

$$C = \frac{1}{IJ} \sum_{j=1}^J \sum_{i=1}^I \frac{\{A(i, j) - \bar{a}\} \{B(i, j) - \bar{b}\}}{\sigma_A \sigma_B} \quad (1)$$

ただし， A, B は入力・参照画像であり， $I \times J$ はマトリクスサイズである．また， \bar{a}, \bar{b} は画像 A, B における画素値の平均値， σ_A, σ_B は標準偏差である．また，計算時間短縮のために，テンプレートマッチングの探索領域は画像全体ではなく，参照画像の視神経乳頭領域付近に限定した．

回転移動の位置ズレ補正には，入力画像を回転移動することによって行った．位置ズレ補正に最適な回転角度を求めるために，入力画像の視神経乳頭領域の重心を中心として回転移動させ，各角度における入力画像と参照画像の一致度を算出し，最も高い一致度を示す角度を調べた．なお，画像を確認した結果，画像間に大きなズレが

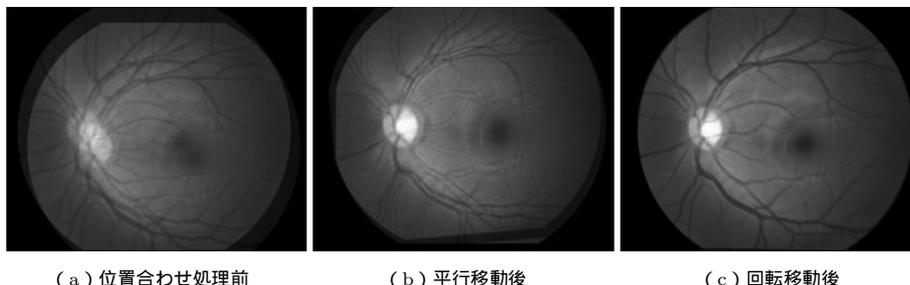


図5 位置合わせ処理における入力画像と参照画像の重ね合わせ画像
 Fig.5 Results of registration between input and reference images

生じていなかったため、回転移動は -10 度から 10 度まで 1 度刻みで行った。一致度の算出には相互相関係数を用い、予備実験の結果を考慮して各画素の RGB 値を計算に用いた。なお、相互相関係数の算出に利用する画素の範囲は、入力画像および参照画像の撮影領域が重なる領域のみとした。位置合わせ処理における平行移動、および回転移動の過程を図5に示す。図の画像は、同一人物の入力画像と参照画像を重ね合わせて表示したものである。画像入力時に生じていた位置ズレが、参照画像の平行移動によって視神経乳頭領域が重なり、次に回転移動によって、血管の位置が一致する様子がわかる。

2.4 血管領域の抽出

眼底画像において、同一人物と異なる人物で大きな違いがある特徴は、血管の走行（以下血管領域）である。よって、認証精度を向上するためには、この血管の特徴を強調することが有用であると予想される。そのため、位置合わせを行った入力画像および参照画像に対して、血管抽出を行い、血管領域のみを利用して次のステップである類似度の算出を行うこととした。血管領域は、モルフォロジ演算の一種であるブラックトップハット変換と、しきい値処理を用いて抽出した²¹⁾。そして、血管抽出結果画像を用いて、入力画像および参照画像の原画像から血管領域のみを切り出した画像を作成した。作成した血管領域画像の例を図6に示す。

2.5 類似度の算出

入力画像および参照画像の血管領域間の相互相関係数を類似度として定義し、この類似度に基づいて認証を行った。すなわち、この類似度が設定された、あるしきい値以上であれば入力画像は参照画像と同一人物のものであると見なし、しきい値未満であれば異なる人物と見なした。また、撮影領域の周辺部では画像の明るさや色合いが大きく変化する場合があります、その結果、血管抽出処理において抽出不足が起こるため、認証精度の低下の原因となる。そのため、類似度の算出に用いる画素は、画像の撮影領域全体ではなく、撮影領域の周辺部の領域を除くため

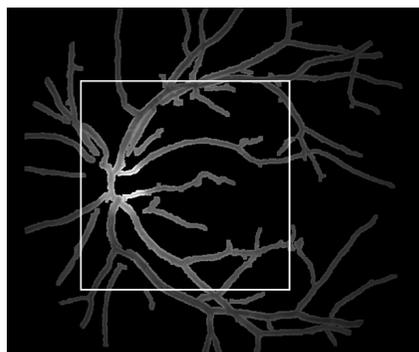


図6 原画像（図4）から血管領域を切り出した血管領域画像、および類似度算出に用いる計算領域（く形）
 Fig.6 The image of blood-vessel area cut out from the original image in Fig. 4 and a calculation area used in similarity determination

に、視神経乳頭領域を含むく形領域内のものを利用した。なお、く形領域は、眼底カメラの画角と解像度を考慮し、特徴的な血管が密集する視神経乳頭を含む 300×300 画素の領域を用いた。計算領域を図6に示す。眼底画像の撮影において、ズレが生じた場合、眼底の周辺領域にひずみが生じることがある。この位置ズレの影響をより低減するために、類似度算出は、く形領域を 60×60 画素の局所領域に分割し、各局所領域で求めた類似度を平均した。また、その際、各局所領域を上下左右に 1 画素ずつ最大 5 画素ずらし、最も高い類似度を用いた。く形領域、および 5 画素の値は実験的に求めた値である。なお、類似度の算出には、予備実験の結果を考慮して各画素の RGB 値を用い、相互相関係数は位置合わせで述べた方法と同様に算出した。

3. 実験

実験には二つの眼底画像データベースを用いた。2種類のデジタル方式の眼底カメラ A と B によって撮影された画像から構成される。使用したデータベースの詳細

を表 1 に示す。なお、眼底カメラの種類によって光量などの条件が異なるため、今回の実験では 2 種類の眼底カメラを用いて、それらの条件に影響されない頑強な手法であることを示す。データベース A には 156 枚、データベース B には 424 枚の画像が含まれ、総画像枚数は 580 枚である。これらの中には、同一人物同士の画像 88 組(データベース A: 78 組, データベース B: 10 組)が含まれる。なお、データベース A には両眼各 78 枚、データベース B には両眼各 212 枚が含まれる。撮影画角はすべて 45 度で、黄斑が撮影領域の中央に位置するように撮影されたものである。なお、本データベースには 22 歳から 89 歳の画像が含まれており、白内障など画像全体に変化を及ぼす画像データは含んでいない。また、同一人物画像の撮影時期の間隔は最短で 1 日、最長で 1 年の画像を使用しており、一被験者当たり左右各一枚の画像を撮影した。用いた眼底カメラは、高解像度のデジタル眼底画像の撮影が可能であるが、眼底画像のカメラによる画像サイズの違いを無視できるように、撮影領域(円形)の横幅(水平直径)が、データベース A と B のそれぞれにおいて 567 画素と 527 画素になるように縮小し、視神経乳頭の中心と黄斑部の中心の距離を平均約 200 画素で一致させた。また、これによって類似度算出のための計算時間が短縮される。画像は JPEG 形式のカラー画像(RGB 24 bits)である。JPEG 形式は非可逆圧縮ではあるが、画像劣化の低い圧縮であるため、通常の診断にも用いられ、画質の低下による認証結果への影響は無視できると見なした。

本手法の認証精度を評価するために、眼底画像データベース内の異なる人物画像の画像を用いて総当りで類似度算出を行った。すなわち、眼底画像データベースから選択した異なる人物画像 1 枚の入力画像に対して、他の異なる人物画像を参照画像としたときの画像間の類似度を算出した。この作業をすべての異なる人物画像間に対して実行し、40,602 組の画像間の類似度を求めた。なお、類似度は左眼同士と右眼同士に分けて算出した。また、同一人物画像間での類似度を 88 組算出した。

表 1 実験に使用した眼底画像データベース
Table 1 The database of retinal fundus images used in the experiment

	A	B
Camera manufacturer	Company K	Company T
Number of images	156	424
Same person's pair	78	10
Right eye	78	212
Left eye	78	212
Image size (pixels)	3008 × 2000	768 × 576

認証に用いる類似度のしきい値は、目的に応じて設定する必要がある。同一人物を正確に同一人物と認証することを優先したい場合は、しきい値を低く設定する。それとは反対に、異なる人物を誤って同一人物として認証することを避けたい場合は、しきい値を高く設定する。そのためには、しきい値を変化させたときの認証精度を確認する必要がある。そこで、今回は、類似度のしきい値を 0.40 から 0.80 まで 0.05 刻みで変化させて認証精度を調べた。

4. 結果

すべての眼底画像の組み合わせ間で類似度を算出した結果を、縦軸を相対度数、横軸を類似度とした度数分布として図 7 に示す。黒の分布が異なる人物間、白の分布が同一人物間の分布である。血管領域画像を用いた場合の類似度の分布は、同一人物間と異なる人物間の類似度の分布に大きな差が見られた。3 組の同一人物画像において、撮影条件の影響を受けて位置合わせの処理において失敗していたため、異なる人物画像より低い値が算出された。残りの 85 組に関しては正しく認証が行えたことが示された。

図 7 の結果に対して同一人物の場合、および異なる人物の場合における類似度の度数分布を調べ、二つの分布を正規分布で近似した。そして、二つの分布に対して t-検定を行い、母平均に差があるかどうかを検定した結果、二つの分布の母平均に有意な差が見られた ($p < 0.001$)。また、二つの分布から、認証精度の評価に用いられる本人拒否率(FRR: False Rejection Rate)、および他人受入率(FAR: False Acceptance Rate^{22),23)}を求めた結果を図 8 に示す。本人拒否率が 1.3×10^{-4} のとき、他人受入率は 2.0×10^{-5} であった。このとき偶然に一致した人数(他人のそら似数)は 0 回であったが、用途によってしきい値を変化させることで、この値も変化する。

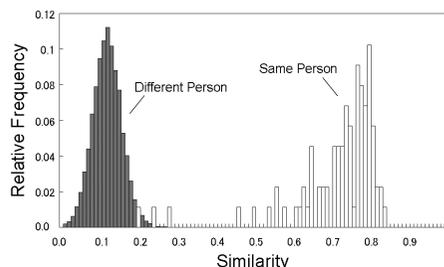


図 7 血管領域画像による同一人物画像間および異なる人物画像間の類似度相対度数分布

Fig. 7 Relative frequency of similarity between the same persons' and different persons' images in blood-vessel area

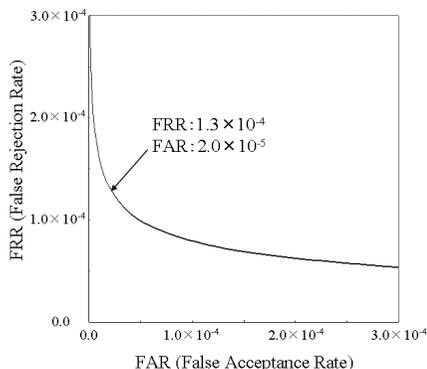


図8 本人拒否率 (FRR) と他人受入率 (FAR) の関係
 Fig.8 The relationship between False-Rejection Rate (FRR) and False-Acceptance Rate (FAR)

なお、照合回数は 40,602 回である。

5. 考 察

同一人物 88 組において、位置合わせ処理の結果を目視にて評価した結果、3 組を除くすべての組み合わせにおいて、良好に実行できたことが確認できた。また、異なる人物の画像間においても、多くの画像で視神経乳頭領域および黄斑の位置がほぼ一致するように位置合わせが可能であった。これは、異なる人物の画像間では、血管の走行状態が異なるものの、撮影領域全体の画素数に対して血管領域の画素数は血管領域以外の画素数と比較して少ないため、位置合わせのための特徴として主に血管領域以外の画素値の分布が反映された結果であると考えられる。そのため、異なる人物の画像間においても、次のステップである認証処理が、画像間の位置ズレではなく、血管の走行の違いを大きく反映させることができるという利点がある。

原画像を用いて、同様に類似度を算出した結果を、縦軸を相対度数、横軸を類似度とした度数分布として図 9 に示す。血管領域を用いた図 7 の結果と比較して、同一人物間と異なる人物間の分布が重なっており、他人を本人として認証する危険性があることを示している。また、本人拒否率、および他人受入率を求めた結果を図 10 に示す。本人拒否率が 1.4×10^{-1} のとき、他人受入率は 2.5×10^{-1} であった。これは、原画像における視神経乳頭部や黄斑の画素値、大きさや形状が似ているため、異なる人物間でも高い類似度を示したためである。一方、図 7 では、人物間の血管領域の違いを強調したことによって類似度の分布に大きな差が生じ、正しく認証を行うことができたと考えられる。

画像全体において、局所領域 (10×10 画素) に分割

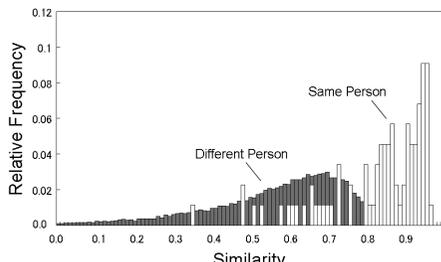


図9 原画像 (全領域) による同一人物画像間および異なる人物画像間の類似度相対度数分布

Fig.9 Relative frequency of similarity between the same persons' and different persons' images in original image (whole area)

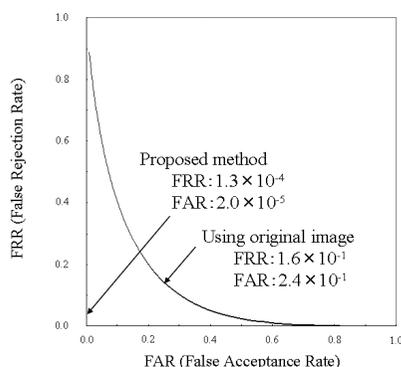


図10 原画像 (全領域) による本人拒否率 (FRR) と他人受入率 (FAR) の関係

Fig.10 The relationship between FRR and FAR in original image (whole area)

を行い、微細な領域ごとの相互相関係数を求めた分布を図 11 に示す。入力画像の血管領域の輪郭が表示しており、相互相関係数は白くなるほど 1 に近い値になり、黒くなるほど 0 に近いことを示している。同一人物画像間の相互相関係数の分布 (図 11 (a)) では、全体的に高い値を示している。また、異なる人物画像間 (図 11 (b)) では低い値を示している領域が多く存在する。これは画素値の相互相関値に基づく類似度が生体認証に有効であることを示唆する結果であると考えられる。しかし、同一人物画像間においても、撮影領域の周辺部では比較的低い値を示している領域が存在している。本手法に用いた画像の中でも、撮影領域の周辺部でコントラストが低くなり、血管抽出結果に影響を与える画像では、このような傾向は更に顕著になり、同一人物画像間でも類似度が低くなる。原因として、被験者の瞳孔が十分に散瞳していないことが挙げられる。このことから、類似度の算出には周辺領域の画素は用いずに、視神経乳頭付近の画素値に限定した本手法が妥当であると考えられる。また、異

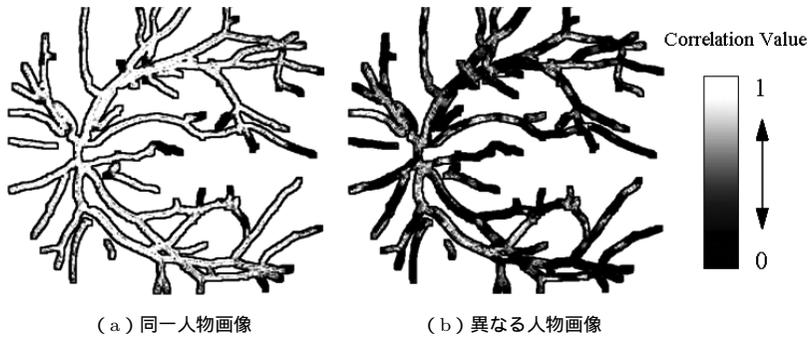


図 11 局所領域における相互相関係数の分布
 Fig. 11 Distribution of correlation values calculated in local regions

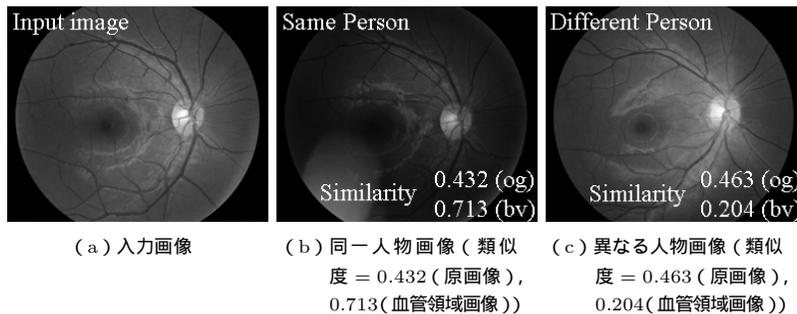


図 12 原画像 (全領域) と血管領域画像による類似度の比較
 Fig. 12 Comparison of similarity between original (og)(whole area) and blood-vessel (bv) area images

なる人物画像間においても、視神経乳頭付近では高い値を示しているが、これは視神経乳頭付近では血管が集中しているため、血管の走行の違いを反映できなかったためであると考えられる。

類似度の算出に、撮影領域全体の画素値ではなく、血管領域の画素値を用いることの有用性を示す例を図 12 に示す。これは、入力画像に対して、全体に暗く撮影された同一人物の参照画像、および異なる人物の参照画像で類似度を算出した例である。これは、被験者の瞳孔が十分に散瞳していないことなどが原因として考えられる。この例では、撮影領域全体の画素を用いて認証処理を行った場合の類似度が、同一人物画像間で 0.432 となり、異なる人物画像間の 0.463 よりも低くなった。これは、明るさの違いが類似度算出結果に影響を与えることが原因であり、認証処理の精度が不安定になる要素の一つであるといえる。一方、血管領域の画素値のみを用いて認証処理を行った結果、明るさの違いの影響を受けずに同一人物画像間の類似度は 0.713 となり、異なる人物画像間の類似度 0.204 を大きく上回った。同一人物画像間で、画像の明るさの差が大きく異なる場合でも、血管抽出を行うことができれば、認証処理が正しく行われ、血管領

域画像を用いる本手法の有効性を示す結果であると考えられる。

本人拒否率および他人受入率の結果は、指紋、声紋など、ほかの認証手法の FAR および FRR と比較して、本手法が高い認証精度を有する可能性を示唆しているが、大規模なデータベースを用いた更なる詳細な検討が必要である。

本研究で得られた結果から、眼底画像を用いた生体認証のための類似度算出手法は、血管領域を用いることが効果的であり、高い性能を有すると推測される。ただし、血管領域画像を利用することは、認証精度が血管抽出精度に依存しているといえる。更に、明るくコントラストの高い眼底画像を簡便かつ安定に撮影することができる手法や装置の開発が必須である。

認証以外に、本手法を具体的に応用する例として、眼科の電子カルテなどで眼底画像に付ける ID 番号の付け間違いを防止するための患者自動認識法への応用が考えられる^{24) - 28)}。今後の課題として病変のある眼底画像や、経時変化が起こった場合の眼底画像の変化についての実験が挙げられる。

6. む す び

本研究では、眼底カメラによって撮影された眼底画像を用いた生体認証のための類似度算出手法の開発を行った。実験結果から推定された本人拒否率が 1.3×10^{-4} 、他人受入率が 2.0×10^{-5} という結果が得られ、高い認証精度を得ることができた。

参 考 文 献

- 清水孝一：“バイオメトリクス—生体特徴計測による個人認証—”，生体医工学，Vol.44，No.1，pp.3-14（2006）。
- 小坂大輔：“バイオメトリクス認証の現状と今後の展望”，<http://www.dir.co.jp/research/report/hitech/06010901hitech.pdf>，（accessed April 23, 2007）。
- 京相雅樹：“その他の生体特徴による個人認証”，生体医学工学，Vol.44，No.1，pp.47-53（2006）。
- 笹川耕一：“指紋による個人認証”，生体医工学，Vol.44，No.1，pp.15-19（2006）。
- 若林 晃：“非接触型手のひら静脈による個人認証”，生体医工学，Vol.44，No.1，pp.27-32（2006）。
- 河野美由紀，梅村慎一郎：“指静脈パターンを用いた個人認証技術”，生体医工学，Vol.44，No.1，pp.20-26（2006）。
- 草刈 高，細矢雅彦，宮崎桂一，東山誠司：“虹彩認証入室管理システム BM-ET300 シリーズの開発”，Matsushita Technical Journal，Vol.49，No.5，pp.348-353（2003）。
- 細矢雅彦：“虹彩による認証システムについて”，生体医工学，Vol.44，No.1，pp.33-39（2006）。
- 佐藤俊雄：“顔による個人認証”，生体医工学，Vol.44，No.1，pp.40-46（2006）。
- 石橋雄一郎，山口 修，助川 寛：“顔認証技術によるハンズフリーの次世代物理セキュリティシステム”，東芝レビュー，Vol.60，No.7，pp.67-70（2005）。
- C. Simon and I. Goldstein: “A new scientific method of identification”，New York State Journal of Medicine，Vol.35，No.18，pp.901-906（1935）。
- P. Tower: “The fundus Oculi in Monozygotic twins: Report of six pairs of identical twins”，Archives of Ophthalmology，Vol.54，pp.225-239（1995）。
- 江口弘芳：“STEP 眼科”，海馬書房（2004）。
- “Eye-based biometrics”，Biometric Technology Today，Vol.11，No.3（2003）。
- “Do the eyes have it?”，Biometric Technology Today，Vol.9，No.10（2001）。
- B.H. Robert: “Biometrics: Personal Identification in Networked Society”，Anil Jain, Ruud Bolle, Sharath Pankanti, ed., Springer, New York（1999）。
- 三嶋 弘，山田信博，山下英俊：“眼底写真から学ぶ全身疾患と病態”，メディカルレビュー社（2001）。
- 中嶋宗泰，板倉征男：“二点間の RGB 比較による網膜認証方式”，Symposium on Cryptography and Information Security 予稿集（2007）。
- 溝口正敏，板倉征男：“測定楕円を導入した網膜認証方式”，Symposium on Cryptography and Information Security 予稿集（2007）。
- 村松直紀，板倉征男：“画像相関マッチングによる網膜認証方式”，Symposium on Cryptography and Information Security 予稿集（2007）。
- 中川俊明，林 佳典，畑中裕司，青山 陽，水草 豊，藤田明宏，加古川正勝，原 武史，藤田広志，山本哲也：“眼底画像診断支援システムのための血管消去画像を用いた視神経乳頭の自動認識及び擬似立体視画像生成への応用”，信学論，Vol.189-D，No.11，

pp.2491-2501（2006）。

- 松本 勉：“バイオメトリクスのセキュリティ評価方法の開発に向けて”，生体医工学，Vol.44，No.1，pp.54-61（2006）。
- R. Cappelli, D. Maio, D. Maltoni, J.L. Wayman, and A.K. Jain: “Performance evaluation of fingerprint verification system”，IEEE Trans. on Pattern Analysis and Machine Intelligence，Vol.28，No.1，pp.3-18（2006）。
- 杜下淳次，桂川茂彦，小田紘弘，岡崎浩子，渡辺秀幸，中田 肇，近藤啓介，土井邦雄：“画像のテンプレートマッチングによる患者自動認識の初期臨床評価テスト”，信学技報，Vol.101，No.581，pp.111-114（2002）。
- J. Morishita, H. Watanabe, S. Katsuragawa, N. Oda, Y. Sukenobu, H. Okazaki, H. Nakata, and K. Doi: “Investigation of misfiled cases in the PACS environment and a solution to prevent filing errors for chest radiographs”，Academic Radiology，Vol.12，No.1，pp.97-103（2005）。
- J. Morishita, S. Katsuragawa, K. Kondo, and K. Doi: “An automated patient recognition method based on an image-matching technique using previous chest radiographs in the PACS environment”，Medical Physics，Vol.28，No.6，pp.1093-1097（2001）。
- 近藤啓介，杜下淳次，桂川茂彦，土井邦雄：“ソーベルフィルタによるエッジ強調を用いた胸部単純 X 線写真に対する患者自動認識の精度の向上”，信学技報，Vol.101，No.581，pp.107-110（2002）。
- 近藤啓介，杜下淳次，桂川茂彦，土井邦雄：“胸部単純 X 線写真におけるエッジ強調画像を利用した患者自動認識法の開発”，日本放射線技術学会雑誌，Vol.59，No.10，pp.1277-1284（2003）。

（2008年6月19日受付）

（2008年9月22日再受付）



福田 圭 佑

2007年，岐阜大学工学部応用情報学科学卒。現在，同大学院医学系研究科再生医学専攻博士前期課程に在学中。医用画像処理・解析・評価，コンピュータ支援診断（CAD）に関する研究に従事。電子情報通信学会，日本医用画像学会各会員。



中川 俊 明

1997年，藤田保健衛生大学卒。1999，鈴鹿医療科学大学大学院修士課程修了。2002，岐阜大学大学院工学研究科博士後期課程修了。同バーチャルシステムラボラトリー中核的研究機関研究員。2005，同医学系研究科産官学連携研究員。2007，同客員准教授。博士（工学）。現在，興和（株）医用機器研究開発部に所属。



畑 中 裕 司（正会員）

2002年，岐阜大学大学院工学研究科博士後期課程修了。同年，岐阜高専助手。2007年，同准教授。2008年，滋賀県立大学工学部准教授。博士（工学）。画像認識と医用画像への応用，教育工学分野などの研究に従事。電子情報通信学会，医用画像情報学会，日本医用画像学会，日本生体医工学学会，日本放射線技術学会各会員。



はやし たかし のり
林 佳 典

2001 年，静岡大学情報学部情報社会学科卒．同年，タック（株）入社後，健診システムの開発などに従事．



ふじ た ひろ し
藤 田 広 志

1978 年，岐阜大学大学院工学研究科修士課程修了．同年岐阜高専・助手，1986 年，同助教授．この間，1983～1986 年，シカゴ大学研究員．1991，岐阜大学工学部助教授，1995 年，同教授，2002 年，同大学院医学系研究科教授．工学博士．医用画像情報学会（会長），電子情報通信学会（医用画像研究会委員長）各会員．



はら しろう し
原 武 史

1995 年 12 月，岐阜大学大学院工学研究科退学，同大学工学部応用情報学科技官．1997 年，同助手．2001 年，同助教授．2002 年，同大学大学院医学系研究科再生医科学専攻助教授（現，准教授）．工学博士．医用画像処理・解析・評価，コンピュータ支援診断（CAD）に関する研究に従事．電子情報通信学会各会員．