

博 士 論 文

指静脈認証技術の研究

Biometric authentication with finger vein patterns



東京大学大学院
情報理工学系研究科
電子情報学専攻

48-107413 三浦 直人

指導教員 佐藤 洋一 教授

平成24年12月13日提出

概要

近年の情報化社会の発展や防犯意識の向上に伴い、データアクセスや区域管理を厳密に実施するための個人認証の必要性が高まっている。現在でも、鍵やICカードなどの所有物、暗証番号やパスワードなどの知識による個人認証が広く用いられている。しかしながら、所有物は盗難や紛失の可能性がある、また知識は漏えいや推測などのリスクが伴うことから、他人の成りすましの危険性が問題視されている。さらに所有物は常に携帯しなければならず、また知識は常に記憶していなければならないため、本人の利便性が低下するものでもあった。

これに対し、近年では人の身体特徴に基づく生体認証が注目されている。生体認証は盗難や紛失が生じにくく、またパスワード入力のような煩わしい操作も不要となるため、信頼性や利便性の高い個人認証が実現できる。これまでに、指紋、顔、静脈などに基づく様々な生体認証が提案され、研究開発が行われてきた。

その中でも、指の皮下に分布する静脈を利用した指静脈認証技術は、パターンが複雑で秘匿性にも優れているため、高い認証精度と耐偽造性を有する生体認証の実現が期待できる。また、指を用いる方式であることから装置の操作性も高めやすく、実用面において多くの利点を持つ方式であると考えられる。

本研究は、次世代の生体認証技術である指静脈認証技術の基本原理の確立と実用化を目的とし、静脈パターンの精緻獲得と生体の変動に頑健な認証を実現するための認識技術と計測技術とを提案する。

初めに、不鮮明でノイズの多い指静脈画像の中から指静脈パターンの特徴のみを抽出する手法を提案する。指静脈画像は、指の手の甲側から赤外線を照射し、手のひら側に到達した透過光を撮影することにより得ることができる。この画像には、ヘモグロビンによる光の吸収により暗い影として観測された指静脈パターンが含まれるが、指の厚みや関節の有無などの不均一性により指静脈パターン以外の輝度変化も含まれている。これに対し、指静脈パターンが指の長手方向に走行する線構造である特性を利用し、暗線を辿る処理を反復的に行うことで指静脈パターンとそれ以外のノイズ情報とを統計的に分離する技術を提案した。

次に、抽出された指静脈パターンの変形や途切れなどの変動に対してロバストに照合する手法を提案する。指を提示する際の位置ずれや画像ノイズなどにより、指静脈パターンにはゆがみやかすれなどの変動が含まれる。このとき、同一指同士の間で照合でありながらも一致率が低下し、認証精度が劣化する課題があった。これに対し、指静脈パターンの抽出結果を指静脈らしさの信頼度と捉え、静脈領域、背景領域、そしてそれらの中間的な信頼度となる曖昧領域の3値に分類し、曖昧領域を照合計算から除外することで変形やかすれの影響を吸収する照合手法を提案した。

続いて、血流量の変化に伴う血管幅の変動にロバストな認証処理手法を提案する。指に流れる血流量はそのときの体調や気温、身体の姿勢などによって変動する。このとき、指静脈パターンの見かけ上の血管幅が変化する場合がある。そのため、血管幅の変化に応じて特徴抽出の結果が変動する特徴抽出処理を適用すると、その変化によって認証精度が劣化する。これに対し、指静脈画像の断面輝度プロファイルの曲線に対して曲率を計算し、曲線が輝度の谷を呈する領域の中で曲率が極大となる位置を血管中心とみなし、この位置をあらゆる位置と方向の血管に対して求め、それらを線パターンとして接続することにより、血管幅が正規化された指静脈パターンを獲得する手法を提案した。

さらに、皮膚のしわの影響や光の拡散によるぼけの影響を含む指静脈画像から真の血管像を獲得する手法を提案する。指静脈画像には、指静脈パターンだけではなく、皮膚の肌荒れや付着物の影響によって皮膚のしわのパターンが重畳される場合があり、さらには生体内部の光の拡散により血管像がぼける。そのため、登録時の皮膚の状態が変化すると認証精度が劣化することや、像のぼけにより血管のコントラストが低下して血管抽出精度が低下するという課題があった。これに対し、血液中のヘモグロビンの光吸収特性や皮膚での光拡散特性が波長によって異なることを活用し、3つの異なる波長の光源を用いて3枚の指静脈画像を撮影し、生体内部の真の血管像を獲得する技術を提案した。この手法では、ある1枚の画像が残りの2枚の画像に対して血液吸収率が低いことを活用し、残りの2枚の画像中の皮膚のしわパターンのみを除去すると共に、しわ除去された2枚の画像のぼけの相違を活用して観測されている血管像のぼけを除去し、真の血管像を獲得する。

最後に、認証に活用できる情報の更なる抽出に向けて、赤外透過画像から血管の深さ情報を推定する手法を提案する。認証装置の小型化や高精度化においては認証に活用できる更なる情報を獲得することが望まれるが、これまで2次元平面的に獲得していた指静脈パターンに対し、3次元的な指静脈パターンを獲得することが有用であると考えられる。そこで、生体内の光の拡散と血管の深さとの関係性をモデ

ル化した点広がり関数 (PSF ; point spread function) を利用して, 当 PSF の逆畳み込み演算と映像の鮮鋭度の評価とに基づいて血管の深さを推定する技術を提案した.

以上の通り, 本研究では指静脈認証技術の確立に必要な課題を明確化すると共に, 赤外透過画像から血管構造を精緻に抽出する技術と, 生体の変動に頑健な特徴量に基づく照合技術とを提案することで, 指静脈認証の基本原理の確立と実用化を達成することができた. そしてこれらの提案技術が, 将来の技術トレンドである認証システムの大規模化と認証装置の小型化を推進するための有効な手法であることを示すことができた. 従って本研究は, 安全で安心な社会の実現に向けた情報・物理インフラの安全性や機密性を高めるセキュリティ技術の革新に大きく貢献するものである. そして提案した生体計測・認識技術は, 指静脈認証に限らず今後の生体認証技術の更なる発展に寄与するものとする.

目次

概要	i
第1章 序論	1
1.1 本研究の背景	1
1.1.1 生体認証の歴史	2
1.1.2 生体に求められる基本的性質	3
1.1.3 生体認証の種類	4
1.1.4 指静脈認証技術の概要	6
1.1.5 指静脈認証技術の課題	10
1.2 本研究の目的	12
1.3 本論文の構成	13
第2章 輝度むらにロバストな指静脈の抽出と照合	15
2.1 はじめに	15
2.2 関連研究	16
2.3 指静脈パターンの抽出と照合処理	17
2.3.1 静脈分布の傾向を考慮した線追跡の試行	18
2.3.2 線追跡の反復処理と指静脈パターンの獲得	22
2.3.3 線パターンの変形やかすれにロバストな3値テンプレートマッチング	24
2.3.4 計算量の削減	27
2.4 実験	28
2.4.1 線追跡の最適反復回数	28
2.4.2 指静脈パターンの抽出精度	29
2.4.3 不規則な輝度むらに対する特徴抽出のロバスト性評価	32
2.4.4 指静脈パターンを用いた生体認証	34
2.4.5 処理時間の評価	37

2.5	おわりに	37
第3章	血管幅の変動にロバストな血管構造の抽出	41
3.1	はじめに	41
3.2	関連研究	43
3.3	断面輝度プロファイルの極大曲率の計算に基づく血管中心線の抽出	44
3.3.1	血管幅の変化に対する画像の断面輝度プロファイルの性質	45
3.3.2	断面輝度曲線の曲率計算に基づく血管中心位置の検出	46
3.3.3	様々な位置と方向の血管の中心位置検出	51
3.3.4	血管中心位置の接続と指静脈の中心線の獲得	52
3.4	実験	55
3.4.1	人工画像を用いた指静脈パターン抽出の正確性の評価	56
3.4.2	線パターンの線幅と明るさの変動に対するパターン抽出のロ バスト性	62
3.4.3	提案手法に基づく指静脈認証の精度評価	65
3.5	おわりに	67
第4章	3波長光源による皮膚のしわ除去と血管像のぼけ改善	69
4.1	はじめに	69
4.2	関連研究	71
4.3	3波長光源を用いた皮膚のしわと血管像のぼけの除去技術	73
4.3.1	皮膚組織における光の挙動	73
4.3.2	皮膚のしわの除去	75
4.3.3	血管像のぼけ除去手法	81
4.3.4	波長の選定と画像の獲得	84
4.4	実験	86
4.4.1	皮膚のしわ除去と血管像のぼけ除去	86
4.4.2	生体認証の精度評価	88
4.5	おわりに	91
第5章	深さ依存生体PSFを利用した血管の深さ推定	93
5.1	はじめに	93
5.2	関連研究	94
5.3	深さ依存生体PSFを用いた血管像の深さ獲得	95

5.3.1	生体内の光の挙動とデコンボリューション	96
5.3.2	深さ依存生体 PSF のデコンボリューションに基づく血管深さ の計測	98
5.3.3	2 波長画像と推定血管深さとを用いた血管像のぼけ改善	101
5.4	PSF データベースを用いた血管深さの獲得と血管像のぼけ除去	102
5.5	実験	104
5.5.1	シミュレーションによる入力画像の生成	104
5.5.2	血管深さの推定精度の評価	106
5.5.3	血管像ぼけ改善効果の評価	107
5.6	考察と今後の課題	109
5.7	おわりに	111
第 6 章	結論	113
6.1	本研究のまとめ	113
6.2	今後の課題と展望	115
	謝辞	119
	発表文献	133

目 次

1.1	代表的な生体認証技術の例	5
1.2	代表的な生体認証製品の認証精度の比較	6
1.3	指静脈認証の技術トレンドと本研究の方向性	8
1.4	指静脈認証装置の構成と処理手順	10
1.5	指静脈認証装置と指の赤外透過像	11
2.1	静脈の断面輝度プロファイル	18
2.2	暗線検出	19
2.3	指静脈パターン抽出の効果	24
2.4	線追跡回数と同一指画像から抽出された指静脈パターン間のミスマッチ率との関係	29
2.5	典型的な指静脈の断面輝度プロファイルに基づいて設計されたマッチドフィルタのカーネル	30
2.6	本実験に用いる指静脈画像	31
2.7	図 2.6(a) から抽出された指静脈パターン	32
2.8	図 2.6(b) から抽出された指静脈パターン	32
2.9	最も明るい指画像より抽出された指静脈パターン	34
2.10	最も暗い指画像より抽出された指静脈パターン	34
2.11	光量の変動に対する指静脈パターン抽出のロバスト性	35
2.12	ミスマッチ率の本人分布と他人分布	37
2.13	ROC 曲線	38
3.1	押下スイッチ付き指静脈認証装置の構成	43
3.2	押下スイッチ付き指静脈認証装置と撮影画像	44
3.3	指静脈画像の断面輝度プロファイルの一例	47
3.4	指静脈の血管幅と輝度値の経時変化	48
3.5	プロファイル曲線の曲率計算	50

3.6	取り出した断面輝度プロファイルとその曲率と指静脈らしさの得点との相互関係	51
3.7	断面輝度プロファイルの方向の定義	53
3.8	4方向の指静脈中心検出結果の合成による指静脈パターンの獲得	54
3.9	指静脈パターンの抽出結果の一例	55
3.10	実験に用いたマッチドフィルタのカーネル	56
3.11	テスト画像の生成手順	58
3.12	様々な平均幅を持ったテスト画像の一例	59
3.13	誤抽出率と未抽出率の算出に用いるマスクパターンの一例	60
3.14	各手法による線パターン抽出の結果	61
3.15	各手法の線パターン抽出の正確性の評価結果	62
3.16	様々な線幅比の元画像から抽出された線パターンの結果	64
3.17	線幅比 150% のテスト画像より抽出された線パターンとの照合による ミスマッチ率の推移	65
3.18	各手法によって抽出された指静脈パターンの一例	67
3.19	生体認証における FAR と FRR との関係	67
3.20	各手法における ROC 曲線と EER の比較	68
4.1	生体内での光の伝搬	74
4.2	皮膚のしわが与える血管像への影響	74
4.3	トップハット変換による暗線の除去	77
4.4	提案する皮膚のしわ除去手法の概要	78
4.5	本手法で適用するトップハット変換	80
4.6	モンテカルロ・シミュレーションに基づく PSF の近似式の妥当性検証	82
4.7	シミュレーションに基づく PSF の近似式 (式 (4.13)) の検証結果	83
4.8	波長ごとの酸化ヘモグロビンの吸収係数 [82, 26].	85
4.9	実験に用いる撮像装置のプロトタイプ	86
4.10	皮膚のしわ除去結果	87
4.11	皮膚のしわ除去手法の比較	88
4.12	血管像のぼけ除去結果	89
4.13	指静脈認証技術への適用 [49]	91
5.1	生体内 PSF モデルと座標系	96
5.2	生体内の光強度分布	97

5.3	深さ依存生体 PSF の深さパラメータの微小変化に伴う血管領域内部の輝度変化	100
5.4	提案手法のアルゴリズム	103
5.5	シミュレーションによる入力画像	105
5.6	提案手法の深さ推定とぼけ改善結果	107
5.7	血管半径ごとの血管深さの推定結果	108
5.8	ぼけ改善後の画像	109
5.9	各手法のコントラストの比較と, 1 波長画像のみを使用した手法に対する提案手法のコントラスト改善率	110

表 目 次

1.1	生体認証の基本要件	3
1.2	生体認証の実用化に関する要件	4
1.3	指静脈認証の実現における技術課題	10
2.1	目視抽出された指静脈パターンに対する, 提案手法と従来手法のミス マッチ率	33
3.1	生体認証における各手法の EER の比較	67
4.1	各 FAR における FRR と, FRR の低減率 [%].	90
5.1	使用する光学パラメータ	106

第1章 序論

1.1 本研究の背景

近年の情報化社会の発展により、我々の生活はより便利で豊かなものへと変化している。特にインターネット技術の発達によってネット上のコミュニケーションや経済活動が活性化し、それに伴い我々の財産や個人情報に関わる大量のデータが情報システムに蓄積されるようになった。そのため、これらの貴重なデータを改ざんや漏えいなどの脅威から守るために、データアクセスを行う人物を厳密に特定する個人認証の必要性が高まっている。

個人認証技術は、古来より防犯や戸籍管理などに利用されており、現在においても鍵やカードなどの所有物や、暗証番号やパスワードなどの知識による個人認証が広く用いられている。しかしながら、所有物による方法は紛失や盗難により成りすましが発生しやすく、また常に携帯しなければならないという煩わしさが伴うものであった。また知識による方法は他人への漏えいや本人の忘却などが問題となっていた。

そこで近年では、人の身体的あるいは行動的特徴を利用した個人認証方式である生体認証が注目されている。生体認証は他人の成りすましが困難であり、またパスワードのように忘却が生じないことから信頼性の高い認証が可能となる。さらには所有物のように置き忘れることもなく、パスワードのような煩わしい入力操作が必要ないことから利便性の高い個人認証が実現できる。

これまでに、指紋、顔、虹彩、静脈などに基づく生体認証が提案され、より高い認証精度とより優れた利便性とを実現するために様々な研究開発が行われている [98, 93]。その中でも、指の静脈パターンに着目した生体認証技術は、複雑なパターンを持ちながらも目視では確認しにくいいため、この特徴を活かすことで高い認証精度と耐偽造性とを兼ね備えた生体認証の実現が期待できる。さらに、指を用いた生体認証は一般的に操作性を高めやすいと考えられており、また比較的小さな部品により構成できるため装置の携帯性も高められることから、実用面においても優れた性能を有する方式であると考えられる。そのため報告者らは指静脈認証を次世代の生体認証

技術と位置付け，2000年より指静脈認証技術の確立に向けた技術検討を実施することとした。

本研究では，指静脈認証技術の基本原理の確立と実用化とを目的とし，そのために必要な技術課題を明らかにすると共に，その課題解決に必須となる認識技術と計測技術とを提案する。そして，提案手法の認証精度に関する検証を行うことで，指静脈認証技術が将来の主要な生体認証技術として高精度かつ実用的に利用できることを示す。

以降，生体認証の歴史と生体認証の要件，そして指静脈認証技術の概要について述べる。

1.1.1 生体認証の歴史

人類の黎明期より，人々はより高度な社会や文明を築きながら発展してきた。社会の様式によらず，円滑な生活のためには各個人を判別することが必要な場面が多く存在する。個人を判別する最も原始的な方法は，人の顔やからだ，声などを観察して認知することであった。これに対し，生体特徴を記録した媒体を利用して客観的に個人を特定する方法は，指紋に基づくものが最も古い歴史を持ち，中国では紀元前6000年頃から実施されている。

日本では，東京の築地病院に勤務していた英国人医師であるヘンリー・フォールズ [40, 35] が，1877年に大森貝塚から発掘された縄文式土器に指紋が付着していることを発見し，これをきっかけとして指紋による個人認証の研究を開始した。そして1880年には医学雑誌「Nature」にこの研究成果を発表しており，これが科学的な指紋研究の始まりといわれている。この実績に基づき，1908年には我が国の警察において指紋法（指紋によって個人を特定するための方法論）が採用され，犯罪捜査や身元確認などに指紋の情報が利用されるようになった。

20世紀後半に入ると，コンピュータ技術の進歩やカメラなどのセンサ技術の発達に伴って，これまで人手により実施されてきた指紋の照合を自動化するための検討が進められた。それと同時に，様々な生体特徴に基づく新しい個人認証方式が盛んに提唱されるようになった。たとえば，1987年には眼球の表面に存在する虹彩パターンが個人性を持つという概念が特許化され [16]，また1990年代には，手や指の内部に分布する静脈パターンに個人性があることが提唱された [101]。

21世紀に入ると，2001年の米国同時多発テロや，キャッシュカードのスキミング被害の増加 [96, 97] を発端として，国内外においてセキュリティに対する関心が高

まった。これに対し、空港においては施設内や機内において不審人物が侵入できないよう、入国審査の厳格化などの法改正が進められると共に、金融機関においてはカードの不正利用の被害を減らすために利用者をより厳密に確認する対策が講じられた。その結果、2004年には我が国の金融機関において静脈認証を搭載したATMが導入され[94]、2006年からは顔と指紋の生体情報を埋め込んだ電子パスポートが利用されるようになった[23]。

このように、物理的な管理区域やコンピュータ上でのセキュリティに関わる犯罪を防止するという社会情勢を背景に、現在では本人確認の重要性が社会的に広く認識されるようになってきている。その中でも盗難や紛失、成りすましの防止に有効な生体認証の必要性が一層高まりを見せることとなった。

1.1.2 生体に求められる基本的性質

生体認証を実現するためには、利用する生体部位が個人を特定するための性質を有している必要がある。まず、利用する生体特徴は各人が唯一持ち得る特徴でなければ本人を特定することはできないことから、その生体特徴は本人と他人とで異なることが必要である。次に、利用する生体特徴が常に変化するものであれば継続的に本人を特定することができなくなるため、その特徴が常に安定して存在していることも重要である。さらには、特定の人だけが有する生体特徴を利用すると万人を認証できるとはいえないことから、すべての利用者がその生体特徴を有する必要がある。

これらをまとめると、認証に用いる生体部位は表 1.1 に示す性質を持つことが重要となる[93]。

表 1.1: 生体認証の基本要件

性質	概要
唯一性	人によって異なる特徴であること
永続性	時間の経過によって変化しない特徴であること
普遍性	誰もが持っている特徴であること

また実際に生体認証システムを構築する場合、表 1.2 に示される評価指標も開発時や導入時に検討されることが多い。これらの指標は、認証システムの使用目的や導入費用、そして利用者層などに応じて重要度が変わる。

表 1.2: 生体認証の実用化に関する要件

性質	概要
正確性	本人や他人を正しく認証すること
高速性	認証が高速に完了すること
操作性	簡単に操作できること
受容性	社会的あるいは心理的に受け入れられること
対応性	使えない人が少ないこと
安全性	身体に悪影響を及ぼさないこと
経済性	守るべき財産に対して運用コストが低いこと
秘匿性	生体特徴が他者に知られにくいこと
冗長性	予備として利用できる生体特徴が複数あること
耐偽造性	偽造が技術的に難しい, あるいは偽造コストが十分高いこと

1.1.3 生体認証の種類

上述の生体認証の基本要件, あるいは実用化要件を満たす生体情報として, これまでに次の方式が提案されている. また, 生体認証技術の代表例を図 1.2 に示す.

- 指紋 指先表面の皮膚の紋様を用いる [11, 85, 54, 28, 29, 61, 45]
- 音声 人の発する音声の特徴を用いる [62, 34, 74]
- 顔 顔を構成する目, 鼻, 口, 輪郭などの形状や位置関係を用いる [81, 22, 13, 43, 10]
- 虹彩 眼球の瞳の周辺に存在する筋肉の模様 (虹彩) を用いる [12, 72, 6]
- 掌形 手のひらと指の輪郭形状を用いる [65, 30]
- 掌紋 手のひら表面に分布する皮膚の模様を用いる [86]
- 網膜 眼底に分布する血管の模様を用いる [56, 15]
- 静脈 指や手などの身体の表面近くに分布する血管の紋様を用いる [36, 47, 25]
- 署名 文字の筆跡の特徴を用いる [60, 18]
- 歩容 歩く姿の動作特徴や体型を用いる [70, 77]
- におい 人の発するにおいの元となる化学物質を用いる [37]
- 耳介 耳の形状の特徴を用いる [7]
- DNA 細胞内に存在する DNA の塩基配列を用いる [21]
- キーストローク キー入力のリズムや操作特徴を用いる [50]
- 指の動作 指の動作の癖やこぶしの形状特徴を用いる [103, 102]
- 口唇 発話時の唇の形状を用いる [8]

上述の生体特徴を利用した生体認証技術は、研究段階から実用化段階へとシフトしているものも多く、実世界での活用事例が増加している。その中でも、近年では特に静脈パターンを利用した生体認証技術が注目されている [36, 46, 99]。静脈は生体の表皮付近に分布する血管であり、複雑なパターンを呈しながらも肉眼では容易に観測できず、また痕跡が残留しないという特性を有する。そのため現在では正確性や秘匿性の高い生体認証技術として広く普及しつつある。特に指の手のひら側の皮下に分布する指静脈パターンに基づく指静脈認証は、認証装置の操作性や可搬性などの実用性に関する特性においても優れた方式であると考えられているため、特に注目を集めている。

図 1.2 は、上記の生体認証の中で実用化されているものについて、第三者評価機関である IBG(International biometric group) が実施した実運用時における認証精度を比較評価した結果である [20]。これによると、手のひら静脈や虹彩認証などに比べて、指静脈認証の認証精度が概ね高いことが明らかとなっている。

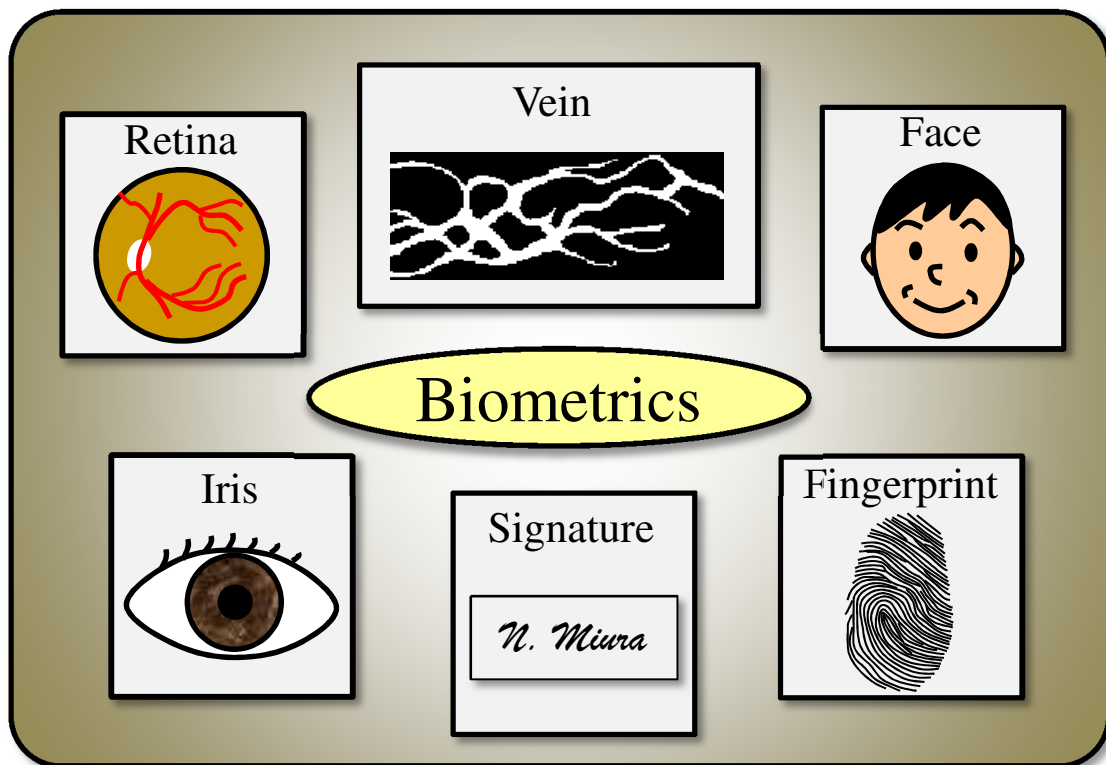


図 1.1: 代表的な生体認証技術の例

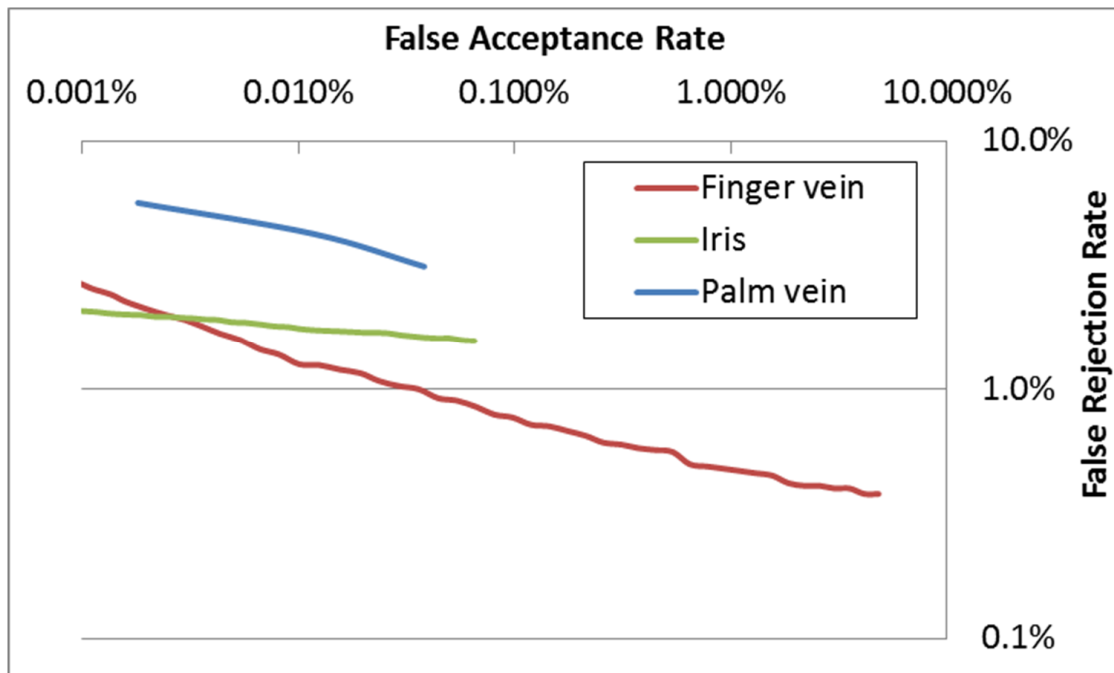


図 1.2: 指静脈, 手のひら静脈, 虹彩を用いた代表的な製品の認証精度の比較 [20]

1.1.4 指静脈認証技術の概要

指静脈認証とは、主に指の手のひら側の皮下に存在する血管パターンを用いた生体認証技術であり、指に照射された赤外線透過光をカメラで撮影することにより観測することができる。観測された指静脈パターンは複雑で唯一性の高い情報であることから、個人の識別に利用することが可能である。

研究の経緯

指静脈に着目した生体認証技術は、1992年に発表された近赤外線を用いた生体表面の血管の可視化技術に関する清水らの論文において、指の静脈パターンが個人認証に利用できる可能性が示唆されたことに端を発している [101, 93]。その後、2000年頃には指静脈パターンの唯一性に関する検討が行われている [36]。この検討においては、マッチドフィルタの畳み込み演算を基本とした血管パターンの強調処理とフーリエ空間における相関演算によって、約700人の被験者の間では異なる指同士で類似する指静脈パターンは存在しないことが示されている。しかしながら、指の位置ずれや光源強度の揺らぎなどの変動は存在しないものと仮定しており、また同

一指同士の類似性を高精度に判定する観点については検討されておらず、生体認証技術としては確立していなかった。

このように、指静脈認証に関する示唆や唯一性の検証はなされていたものの、認証技術の基本方式や実用化に関する検討は進められていなかった。実用化に際しては、撮影や照合処理の自動化に加え、正確な認証処理技術や高精細な静脈撮影技術に基づく高精度認証技術、生体の変動や環境変化に伴う精度劣化要因の精査、装置の小型化技術、利便性を高めるための置きやすいインターフェイスなど、多岐に渡る検討と技術開発が必要となる。

そこで報告者らは、上述の指静脈の唯一性の検討と時期を同じくして、本論文にて詳述することになる指静脈認証の基本原理の確立と実用化に関する研究に着手した。その過程において、指静脈パターンは複雑で不変な情報であることが分かり、認証精度に優れた生体認証の実現に好適であることを見出した。また実用的な観点においても、指を利用していることから操作性を高め易いこと、構成部品が小さいため装置の可搬性が高いこと、目視で確認しにくい上に装置表面に痕跡が残らないため耐偽造性が高いこと、指は複数あるため冗長性に優れ、指の怪我などにより撮影できなくなった場合でも別の指を利用できることなど、指静脈認証技術の優れた特性に着目しながら検討を推進していった。

このように本研究の推進により指静脈認証技術が徐々に広まり、そして実環境への展開が進められていくなか、スマートフォンやタブレット端末などのモバイル機器の普及やネットショッピングの利用者増加などの外的要因に伴って利用者のニーズが明確化され、それによって生体認証技術のトレンドが形成されていった。

図 1.3 は現在までの指静脈認証技術のトレンドと本研究の目的を示している。指静脈認証の原理検証のためのプロトタイプを 2000 年に提唱し、その後は主に入退室管理や PC ログインを実現する装置を提案した。当初は ID と指静脈認証装置とを組み合わせて 1:1 認証（1 件の入力データと ID により同定される 1 件の登録データとを照合する技術）を行うことが一般的であった。その理由は、ID により処理対象を限定することで、処理を高速化すると共にエラー率を低減するためである。そして近年では携帯向けの小型装置や、ID 不要の 1:N 認証技術（1 件の入力データと N 件の登録データとを照合して多数の登録者の中から入力した個人を特定する技術）のニーズが増加し、これに合わせて報告者らをはじめとする多くの研究グループにより様々な生体認証技術が提案されるようになった。このようなトレンドカーブより、将来的には認証の高精度化と装置の小型化が重要な要素技術となると予想できる。

認証の高精度化は、認証システムの高セキュリティ化を狙うものだけではなく、大

規模な登録者の中から指の提示だけで利用者を認証する大規模認証システムの実現に大きく貢献するものである。大規模認証システムの実現によって、例えば指の提示だけで買い物や交通機関の改札などにおける手ぶら決済が可能となる。

装置の小型化は、モバイル機器における決済の安全性や個人情報の保護などへの活用が期待されており、特に生体認証の中でも認証精度の高い指静脈のモバイル機器への組み込みが期待されている。装置の小型化は装置の部品構成を小型化するだけではなく、撮影できる生体部位が狭小化することにより認証に必要な情報量が低下することから、高い認証精度を維持するための技術が必要となる。本研究もこの潮流に合わせて、指静脈認証技術の高精度化と小型化の実現を目指す。

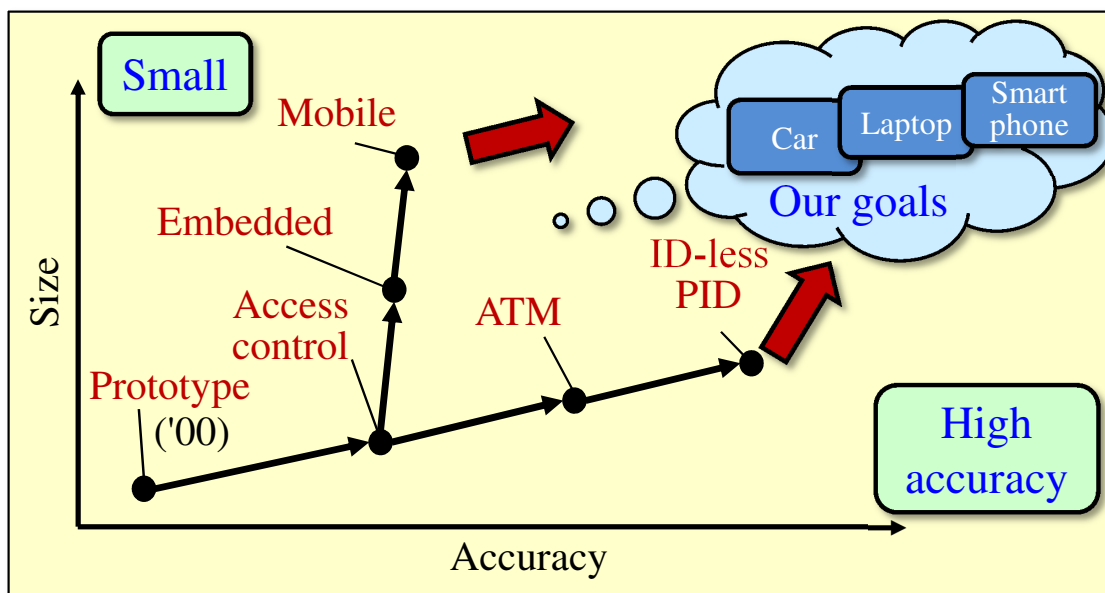


図 1.3: 指静脈認証の技術トレンドと本研究の方向性

認証原理と処理手順

図 1.4 は、指静脈パターンに基づく生体認証技術の原理図である。以下、順を追って認証の原理とその処理手順について説明する。

(1) 指の赤外透過像の獲得

指の赤外透過像を獲得するための撮影装置には、赤外光源と赤外カメラとが設置されている。まず、赤外光を手の甲側の指表面に照射すると、赤外線は生体を拡散

しながら透過していく。そして、指の手のひら側の表皮の下に存在する静脈パターンに到達し、赤外線の一部が静脈によって吸収される。最終的に、手のひら側の指表面から赤外線が放出され、その光を赤外カメラによって撮影する。このとき、赤外線の光量は画像の平均輝度値が一定となるように調整される。図 1.5 (a) は撮影装置のプロトタイプの一例である。このプロトタイプの大きさは、幅 7 [cm]、奥行き 6 [cm]、高さ 4 [cm] であり、1/3 インチの CCD カメラを搭載しており、基本的に安価な部品だけで構成される。

血液中のヘモグロビンは赤外線を吸収するため、指の手のひら側に存在する指静脈パターンが暗い影として撮影される。さらに、指の厚みや関節の有無の相違などにより赤外透過率は指の場所によって異なるため、赤外透過画像には不規則な輝度むらが存在する。図 1.5 (b) (c) はその赤外透過画像の一例である。

(2) 画像の正規化

指の位置と提示される角度は装置の指置台によって適切な位置にガイドされるが、提示するたびに僅かに位置ずれを起こす。そこで本手法では指の輪郭情報を用いることで 2 次元平面的な画像の位置補正と回転補正とを実施し、指の位置に関する正規化を行うものとする。ただし、指の 3 次元的な回転は一定であると仮定する。

(3) 静脈パターンの抽出

指静脈パターンの抽出は、位置に関する正規化が行われた画像から実施されるものとする。

(4) 照合処理

入力された指の静脈パターンと登録されている静脈パターンとの比較照合を行い、両パターン同士が類似しているかどうかを判定する。

(5) 認証結果の出力

入力された指静脈パターンが登録パターンと判定された場合、ドアの開錠や PC へのログインなどの所定の処理を実施する。

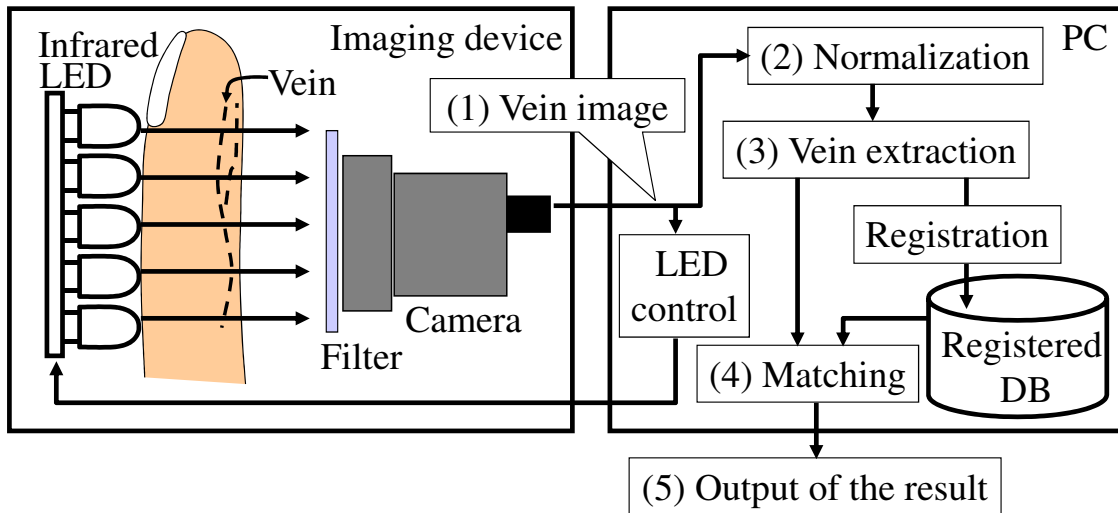


図 1.4: 指静脈認証装置の構成と処理手順

1.1.5 指静脈認証技術の課題

指静脈パターンが生体認証に適した生体特徴であることに着目してから，報告者らはいち早く基本原理の確立と実用化に向けて検討を実施した．その中で，指静脈認証の実現における技術課題が明らかとなった．表 1.3 に指静脈認証技術の課題を纏める．これらは主に，認証の高精度化と装置の小型化に向けた，照合処理の安定性や精緻な血管構造の抽出に関するものである．

表 1.3: 指静脈認証の実現における技術課題

課題	概要	詳細
(1) 不鮮明画像からの指静脈パターンの抽出	輝度むらやノイズを含む不鮮明な画像から指静脈パターンだけを抽出すること	2章
(2) 指静脈パターンの変形に強い照合	変形やかすれを含む線パターンを高速に照合すること	2章
(3) 血流量の変動にロバストな認証	血管の太さの変動にロバストな照合を実現すること	3章
(4) 鮮明な血管像の獲得	皮膚のしわと血管像のぼけの影響を受けずに血管像を獲得すること	4章
(5) 精緻な血管構造の獲得	血管の深さ情報を獲得すること	5章

まず1つ目の課題は指静脈パターンをロバストに抽出することである．赤外線透過光を利用して撮影された指静脈画像は総じてコントラストが低く，さらには指

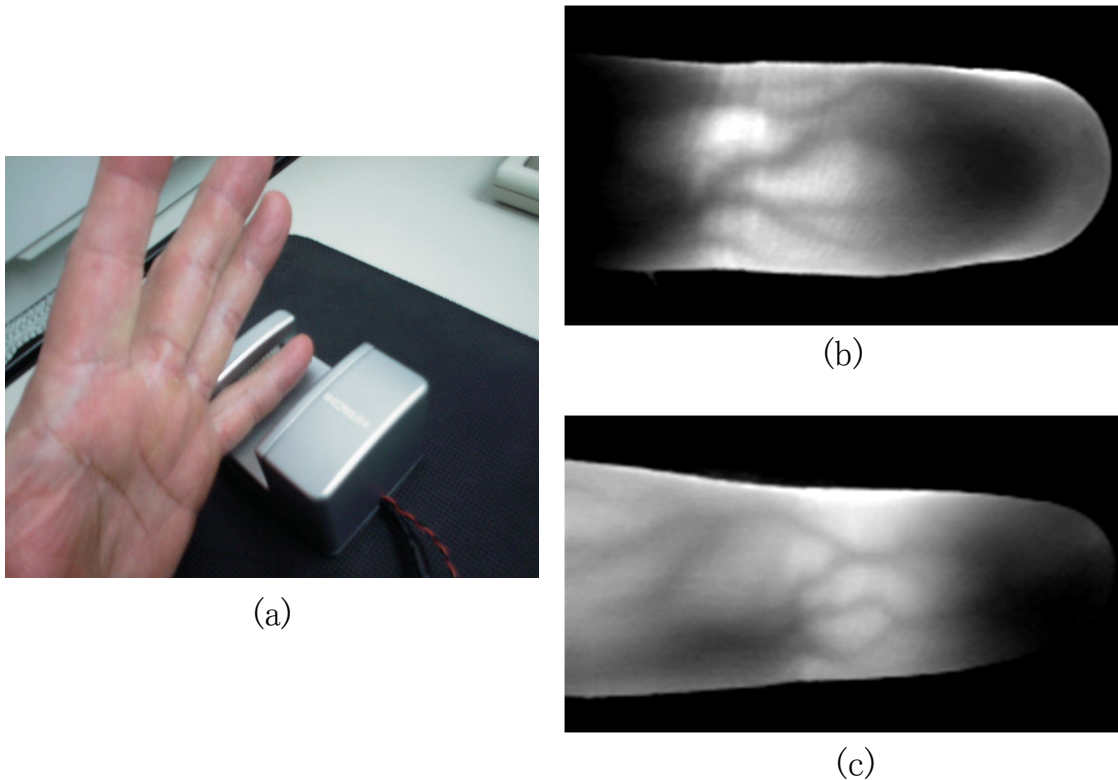


図 1.5: 指静脈認証装置と指の赤外透過像 : (a) 認証装置のプロトタイプ, (b) (c) それぞれ異なる指の赤外透過像の例.

静脈パターン以外の輝度の影（輝度むら）やノイズを含んでいるため、不要なノイズ情報の影響を軽減しながら指静脈パターンだけを抽出する技術が必要となる。

2つ目の課題は、指は弾性体であるため指を提示するたびに血管が僅かに変形を起し、さらには上述のノイズに起因する血管の途切れやかすれなどの変化が生じることがある。このような場合においても正しく照合する技術が必要となる。

3つ目の課題として、血流量の変化に伴う血管幅の変動にロバストな照合の実現がある。指静脈認証の検討を進めていく中で、長期的な運用における精度劣化の一つとして血流量の変化が含まれることが明らかになった。血流量の変化は体調の変化や気温の変化などによってしばしば発生するものであるが、これに伴い指静脈画像の中の静脈の見かけ上の血管幅が変化することが分かった。従って、血管幅の変動に伴う指静脈パターン同士を安定して照合する技術が必要となる。

続いて4つ目の課題は、生体内部の血管像を鮮明に獲得することである。特に認証装置の小型化を実現する上では指静脈パターンを撮影する部位を狭い範囲に限定

する必要があるが、その際に拡大撮影された指静脈画像には皮膚のしわに起因するパターンが重畳されることが分かった。しわパターンは拡大撮影によるものだけではなく、皮膚の肌荒れなどによっても鮮明に撮影されることがある。従って皮膚のコンディションによって観測される場合と観測されない場合との変動を含む。さらには撮影の狭小化に伴ってより精緻な指静脈パターンを獲得し認証精度を高める必要があるが、生体内部における光の拡散によって血管像がぼけていることが分かった。従って、皮膚のしわの影響や光の拡散によるぼけの影響を受けることなく、生体内部の真の血管像を獲得する技術が必要となる。

最後に5つ目の課題としては、小型化や高精度化に向けて認証に活用できる更なる情報を獲得することが望まれる中、2次元平面的に獲得される指静脈画像から精緻な血管構造を抽出する技術が必要となる。本研究では血管の深さ情報に着目し、赤外透過画像から3次元的な指静脈パターンの構造を獲得する。

1.2 本研究の目的

本研究では、次世代の生体認証として期待されている指静脈認証技術の基本原理の確立と実用化を目指し、指静脈パターンを用いた高精度な認証と装置の小型化を実現するために不可避となる上述の技術課題を解決することを目的とする。

これらの技術課題に対し、本研究では赤外線透過光を用いて撮影された指静脈画像に好適な指静脈パターンの撮影技術、特徴抽出技術、そして照合処理技術を確立した。

まず、不鮮明画像からの指静脈パターンの抽出においては、指静脈パターンの特性を活用して指静脈パターンとそれ以外の不要な情報とをロバストに分離することを目的とする。本研究では、指静脈パターンが主に指の長手方向に伸びる線構造であることを利用して、画像の至る場所において線追跡処理を実施すると共にこれらを多数繰り返すことで、線構造を統計的に抽出する。統計的な抽出により、不鮮明な指静脈パターンや画像に含まれるノイズにロバストな指静脈パターンを実現することが可能となる。

次に、指静脈パターンの変形に強い照合においては、線パターンが空間的に変形したり途切れたりする状況においても正しく比較照合できる技術の確立が目的となる。本研究では、一般的に広く利用されている2値画像のテンプレートマッチングに対する手法として、指静脈らしさをスコア化することで、指静脈パターンの縁付近やかすれている部分など、静脈部かどうか曖昧なスコアとなる部分を曖昧領域

として定義した3値静脈パターンへと拡張し、曖昧領域をパターンの相違計算から除外することで変形やかすれにロバストな照合技術を提案する。

さらに、血流量の変動による血管幅の変化においては、血管幅の変動の影響を含まない指静脈パターンを獲得することを目的とする。本研究では、血管幅の範囲で最も血液濃度が濃い部分を血管の中心部と捉え、血管の走行に直交する断面輝度プロファイル曲線の曲率を計算することで血管の中心部を検出し、画像全体からあらゆる走行方向の血管の中心位置を検出し、それらを接続することで血管の線パターンを獲得する、血管幅の正規化技術を提案する。

続いて、安定した血管像の獲得においては、真の血管像に重畳した皮膚のしわパターンや、光の拡散に伴う血管像のぼけを含む観測画像から、真の血管像を獲得することを目的とする。本研究では、3つの異なる波長の光源を利用して3枚の指静脈画像を撮影し、そのうちの1枚の画像が残りの2枚の画像に対して血液吸収率が異なることを活用して残りの2枚の画像中の皮膚のしわパターンを除去すると共に、しわ除去された2枚の画像のぼけの相違を活用して観測されている血管像のぼけを除去し、真の血管像を獲得する技術を提案する。

最後に、精緻血管構造の獲得においては、従来では2次元平面的な血管像が獲得されていたことに対し、血管の深さ情報を推定することで3次元的な血管構造を獲得することを目的とする。本研究では、生体内の光の拡散と血管の深さとの関係性をモデル化した点広がり関数（PSF ; point spread function）を利用して、当PSFの逆畳み込み演算と映像の鮮鋭度の評価とに基づいて血管の深さを推定する技術を提案する。

1.3 本論文の構成

本論文の構成は以下の通りである。

初めに、第2章では指の静脈パターンのロバストな抽出方法と変形に強い血管パターンの照合技術を提案する。次に第3章では、血管幅の変動に強い血管パターンの抽出技術について述べる。続いて第4章では、皮膚のしわと血管像のぼけを含む観測画像から真の血管像を獲得する手法を提案する。そして第5章では、観測された血管像より血管の深さを推定する方式を提案する。最後に第6章では、本研究のまとめを行うと共に、指静脈認証技術の更なる発展において残された課題と将来の展望について述べる。

第2章 輝度むらにロバストな指静脈の抽出と照合

2.1 はじめに

本章では、指静脈認証技術を実現するために必須となる技術として、撮影された指静脈画像の中に含まれる画像の輝度むらやノイズ、そして指の位置ずれなどに伴う指静脈パターンの変形に強い特徴抽出技術と照合技術について述べる。

上述の通り、手のひら側の指の内部に存在する指静脈パターンを撮影するためには、赤外線を指の甲側から照射する必要がある [36, 46]。このとき、指を透過した赤外光は血液中のヘモグロビンによって吸収されるため、手のひら側の静脈パターンが暗い影として撮影される。

高精度で実用的な生体認証を実現するためには、複雑で唯一性の高い指静脈パターンだけを抽出して利用することが重要である。しかしながら、撮影された赤外透過画像には、指静脈パターンだけでなく不規則な輝度むらやノイズが含まれる (図 1.5 (b) (c) を参照)。これは、指の厚みの変化や指の関節部の透過率の相違などにより発生する。従って、1枚の指静脈画像の中で静脈パターンが鮮明に見える場所とそうでない場所とが混在する。また静脈パターンは不鮮明であるため、抽出されたパターンが途切れたり、かすれたりなどのノイズの影響を受ける場合がある。そのため、これらの要因に対して安定した静脈抽出技術を検討する必要がある。

また生体認証技術を実用化するためには、認証を行う利用者の利便性を高めることも重要である [67]。利便性を高めるためには、指の置き方に関する制約が少ないこと、そして認証速度が高速であることが要求される。指の置き方については、装置に指のガイドを設けることで概ね同じ位置に提示させることはできるが、指は弾性体であるため僅かな圧力によって変形を起こす。この圧力により指が変形すると、それに伴って静脈パターンが変形を起こし、さらには部分的に静脈がかすれる場合もある。従って、このような変形を許容するロバストな静脈パターンの照合処理技術を検討することが利便性向上に寄与することになる。また処理速度については、利

用者の利便性を確保するためには少なくとも1秒程度以内に利用者にレスポンスを返すことが要求される。よって本研究では、1秒以内に処理を完了することを目的とする。

以上より、指静脈パターンに基づく生体認証の基本原理を確立する上での技術課題は、以下の通りに纏められる。

1. 不規則な輝度むらやノイズを含む指の赤外透過画像から安定して指静脈パターンを抽出すること
2. 指の置き方のずれなどに起因するパターンのかすれや変形などにロバストな照合を行うこと
3. 特徴抽出から照合処理までを高速に行うこと

本章では、上記の技術課題を解決する指静脈パターンの抽出と照合に関する画像処理技術を提案する。

提案する指静脈パターンの抽出手法は、線追跡処理の反復試行を基本としている。画像上の任意の位置から暗線を辿ると、静脈パターンが近傍に存在すればそれに沿って移動する。静脈パターンの位置や本数は不明であるが、任意位置から反復的に線追跡を行うと、静脈パターンの存在する部分が相対的に多く追跡される。このとき画素ごとに追跡された回数を保持すれば、この回数とその画素の静脈パターンらしさを表すことになり、よって統計的に静脈パターンを獲得できる。線追跡を基本とするため、静脈パターンのような連続性を有する構造の抽出が可能となり、輝度むらやノイズの影響に頑健な処理が実現できる。

また提案する指静脈パターンの照合技術は、静脈らしさに応じて3値に変換されたテンプレートマッチングを基本とする。抽出された静脈パターンのうち、静脈パターンらしさが中間的な部分は曖昧領域であるとし、一致率の算出より除外することで線パターンのかすれや変形にロバストな照合を実現する。

さらには、上述の線追跡処理において反復回数を最適化し、さらに空間的な縮小処理を含めることにより全体的な計算量削減を実現する。

2.2 関連研究

指静脈パターンのような線の特徴情報を抽出する従来手法として、マッチドフィルタ [24]、トップハット変換などのモルフォロジー演算 [75]、強調された尾根線を接

続いていく手法 [51], 濃淡の指紋画像から隆線を検出する手法 [45], などがある.

マッチドフィルタやモルフォロジー演算は, 畳み込み演算などによって実現できるため比較的高速な演算が可能である. しかしながら, これらの手法は不規則な輝度むらも同時に強調してしまう問題がある. このような不要な特徴量の強調により, 認証精度が劣化するものと考えられる. さらには, このような手法では, 特に線パターンの連続性を考慮した方法ではないため, 点状のノイズを強調する可能性も考えられる.

また強調された尾根線を接続していく方法を指静脈の抽出に利用する場合, 線の連続性を考慮して抽出される利点があるが, 一方で接続の最適化に膨大な処理時間が掛かる. 処理系や画像サイズにもよるが, 10分以上も掛かる場合がある. 従って, リアルタイム処理が必要となる生体認証に本手法を適用することは困難である.

隆線追跡に基づく指紋のマニューシャ検出のアルゴリズム [45] は, 画像の断面輝度プロファイルの中で最も暗い部分を局所的に辿っていくことでマニューシャを検出するが, このような方法は画像中の隆線が鮮明に観測できる場合には有効である. 指静脈画像は静脈のコントラストが低い場合もあるため, このアルゴリズムを静脈パターン抽出に適用することは困難である.

従って, 本研究の技術課題を解決するためには, 新たな静脈パターン抽出技術と照合技術とを検討する必要がある.

2.3 指静脈パターンの抽出と照合処理

本節では, 提案する指静脈パターンの抽出と照合について詳述する. 提案手法は, 以下の3つの要素から構成される.

1. 静脈分布の傾向を考慮した線追跡の試行
2. 線追跡の反復処理と指静脈パターンの獲得
3. 3値テンプレートマッチング

まず, 画像上の暗線に沿った軌跡を獲得するため, 暗線を探しながら1画素ずつ辿る処理を行う. このとき, 追跡処理の精度を向上させるために血管の走行しやすい指の長手方向に移動する確率を高める. 続いて, この追跡処理を様々な場所で反復試行し, 画素ごとに辿られた回数を保持する. 静脈部分は暗線であるため, その部分の画素は辿られる回数は静脈でない部分に比べて相対的に多くなる. この回数

を静脈パターンらしさとして抽出することにより、輝度むらやノイズの誤抽出を防ぐことが可能となる。最後に、静脈パターンらしさが中間的な値となる画素を曖昧領域とみなした3値テンプレートを生成する。これにより血管のかすれや変形にロバストなマッチングを実現する。

以下では、これらの各要素について詳述する。なお、本章で処理対象とする指画像は大きさが240画素[幅]×180画素[高さ]の8ビット濃淡画像であり、指の長軸は画像の水平方向に沿うように撮影され、指先は画像右側に位置するものとする。

2.3.1 静脈分布の傾向を考慮した線追跡の試行

はじめに、提案する線追跡処理の概要について述べる。

静脈部分の断面輝度プロファイルは、図2.1に示すように谷を形成する。この谷の深さは血液の濃度や血管の太さ、そして不規則な輝度むらの有無によって変化するものの、静脈が存在していれば谷の形状は存在する。従って、画像の断面輝度プロファイルは指静脈パターンのロバストな抽出に利用できる。

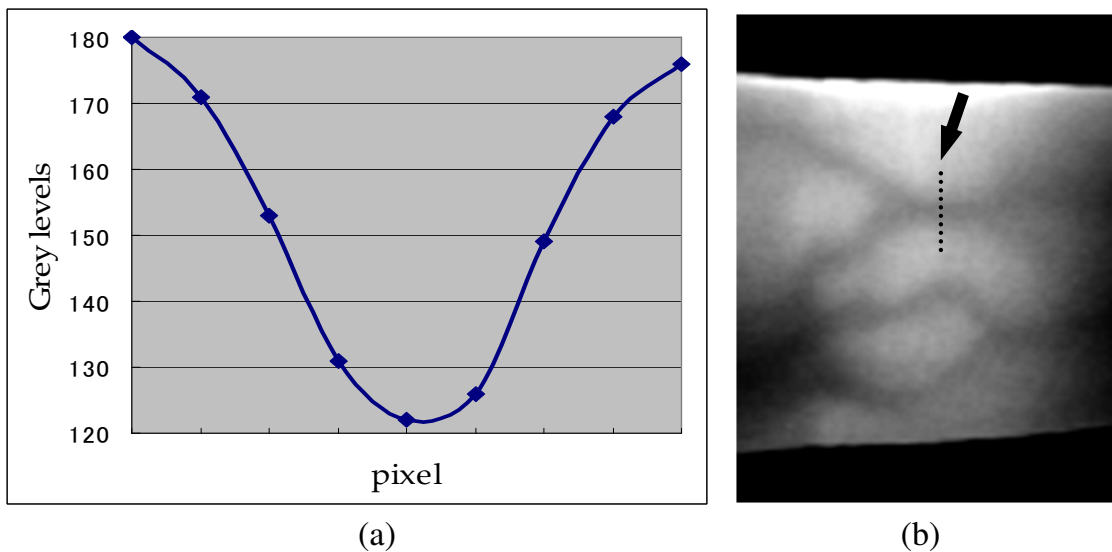


図 2.1: 静脈の断面輝度プロファイル: (a) 断面輝度プロファイル, (b) 断面輝度の位置.

線追跡処理は撮影された画像上の任意の画素から実施される。ここで、現在追跡している画素を「追跡点」と呼ぶ。この追跡点は暗線に沿って1画素ずつ移動していく。まず、追跡点の近傍の断面輝度プロファイルをチェックする。図2.2は、現在の追跡点の位置 (x_c, y_c) と周囲の断面輝度プロファイルとの空間的な位置関係の一

例である．画素 p は追跡点の右斜め上の近傍画素を示している．この時，断面輝度プロファイル $s-p-t$ は谷を形成している．従って，追跡点は暗線の上に存在していることが分かる．この暗線の走行方向は，角度 θ_i を変えながら谷の深さを計測することで得ることができ，最も谷が深いときの θ_i がこの暗線方向となる．その後，追跡点をその暗線方向に1画素だけ移動する．そして，これらの処理を繰り返しながら1画素ずつ暗線を辿っていく．ただし，いずれの方向においても断面輝度プロファイルに谷が検出できなかった場合と，既に所定の長さを辿り終えた場合は線追跡を終了する．

また，静脈分布の傾向に応じて滑らかに線追跡を実施するため，追跡点の移動方向に対する2つの制約を設ける．1つ目は，追跡点の軌跡が左右あるいは上下に振動しないよう，左または右，そして上または下，のどちらかに移動するという属性を追跡点に設定する．ここではこの属性を「移動方向属性」と呼ぶ．2つ目は，静脈は指の長手方向に走行する傾向があるため，この傾向に合わせて指の長手方向に移動しやすくなるように追跡点が移動できる画素を確率的に決定する．これらに基づき追跡点の移動方向を制御することで，なめらかで静脈分布の傾向に合った線追跡を実現する．

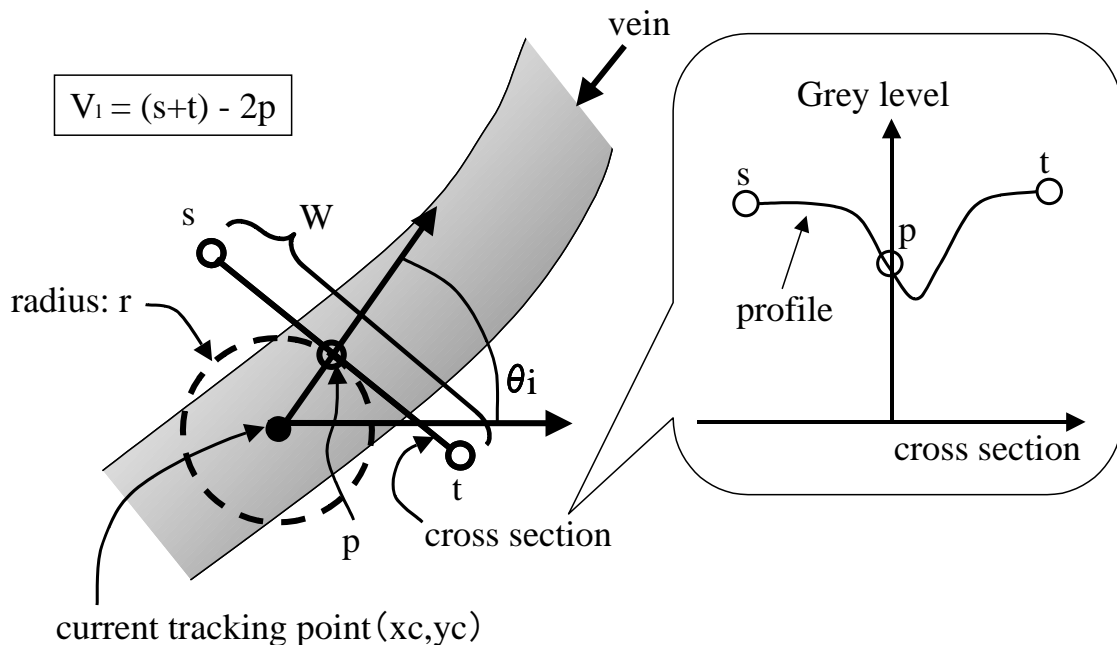


図 2.2: 暗線検出

次に、指静脈パターンの線追跡処理について詳述する。

まず、 $F(x, y)$ は指静脈画像の座標 (x, y) における輝度値、 (x_c, y_c) は現在の追跡点の座標、 R_f は指の輪郭線の内部領域である画素の集合、そして T_c は追跡点が1画素ごとに移動する軌跡の座標を格納する軌跡座標テーブル、を示すものとする。また、画像の左下の画素を座標 $(0, 0)$ とし、画像の x 軸の正方向を右向き、画像の y 軸の正方向を上向きと定義する。

追跡処理は以下のステップから構成される。

Step 1: 追跡点の初期位置、軌跡座標テーブル、移動方向属性の初期化

Step 2: 追跡点の移動候補画素 N_c の決定

Step 3: 追跡点近傍の暗線方向の検出

Step 4: 移動先画素の軌跡座標テーブル T_c への登録と追跡点の移動

Step 5: Step2 から 4 の反復試行と追跡終了判定

各ステップの詳細について以下に記す。

Step 1: 追跡点の初期位置、軌跡座標テーブル、移動方向属性の初期化

線追跡の開始位置は R_f に属する画素の中から一様乱数によって選び出される。つまり、現在の追跡点の位置 (x_c, y_c) の初期値がここで決定する。また現在の追跡点がこれから1画素ごとに移動する軌跡の座標を格納する軌跡座標テーブル T_c を空に初期化する。続いて、移動方向属性 D_{lr} と D_{ud} を次のように決定する。ここで、 D_{lr} と D_{ud} は追跡点の軌跡が急峻に屈曲しないよう、移動可能な方向に制約を加えるための属性であり、それぞれ左または右、上または下のどちらかに移動できるかを決定付ける。これらの属性は移動方向の単位ベクトルで表現され、具体的には次のように決定される。

$$D_{lr} = \begin{cases} (1, 0) & (\text{if } R_{nd}(2) < 1). \\ (-1, 0) & (\text{otherwise}); \end{cases} \quad (2.1)$$

$$D_{ud} = \begin{cases} (0, 1) & (\text{if } R_{nd}(2) < 1). \\ (0, -1) & (\text{otherwise}), \end{cases} \quad (2.2)$$

ここで、 $R_{nd}(n)$ は0から n の整数となる一様乱数を発生する演算子である。

Step 2: 追跡点の移動候補画素 N_c の決定

現在の追跡点 (x_c, y_c) が移動できる画素は、指の輪郭の内側の領域、自身が過去に追跡していない画素、そして自身の8近傍、のすべてを満たす画素に限定する。従って、 N_c は以下のように記述できる。

$$N_c = \overline{T_c} \cap R_f \cap N_r(x_c, y_c), \quad (2.3)$$

ここで、 $N_r(x_c, y_c)$ は一般的な指静脈パターンの走行の傾向を考慮して確率的に決定される、追跡点 (x_c, y_c) の近傍画素の集合であり、以下のように選択される。

$$N_r(x_c, y_c) = \begin{cases} N_3(\mathbf{D}_{lr})(x_c, y_c) & (\text{if } R_{nd}(100) < P_{lr}); \\ N_3(\mathbf{D}_{ud})(x_c, y_c) & (\text{if } P_{lr}+1 \leq R_{nd}(100) < P_{lr}+P_{ud}); \\ N_8(x_c, y_c) & (\text{if } P_{lr}+P_{ud}+1 \leq R_{nd}(100)), \end{cases} \quad (2.4)$$

ここで、 $N_8(x, y)$ は (x_c, y_c) の8近傍であり、 $N_3(\mathbf{D})(x, y)$ は (x_c, y_c) に対して移動方向属性 \mathbf{D} ($=\mathbf{D}_{lr}$ または \mathbf{D}_{ud}) によって決定される方向に対する3近傍である。具体的には、移動方向属性 \mathbf{D} を $\mathbf{D} = (D_x, D_y)$ と定義すると、次のように記述できる。

$$N_3(\mathbf{D})(x, y) = \{(D_x+x, D_y+y), \\ (D_x-D_y+x, D_y-D_x+y), \\ (D_x+D_y+x, D_y+D_x+y)\}. \quad (2.5)$$

また、式2.4に含まれる P_{lr} と P_{ud} はそれぞれ水平方向と垂直方向に対する3近傍を選択する確率を表す。

$N_r(x_c, y_c)$ は移動しやすい方向に偏りを含むが、これにより指静脈が指の長手方向に向かって走行する傾向があることを線追跡に考慮することができる。すなわち、 $N_3(\mathbf{D}_{lr})(x_c, y_c)$ が左または右の3近傍となる確率を高めることにより、指静脈パターンの特徴をより強く反映したパターンを獲得することが可能となる。予備実験の結果、 $P_{lr} = 50\%$ 、 $P_{ud} = 25\%$ とした場合に良好な結果が得られることが分かった。

Step 3: 追跡点近傍の暗線方向の検出

現在の追跡点 (x_c, y_c) が移動すべき画素を決定するために、以下に示す線評価関数を計算する。この評価関数 V_l は、現在の追跡点の近傍、かつ追跡点を中心とする8近傍の動径方向に直交する断面輝度プロファイルに含まれる輝度値の谷のうち、最も深い結果を獲得するものである(図2.2参照)。

$$V_l = \max_{(x_i, y_i) \in N_c} \left\{ \begin{aligned} &F\left(x_c + r \cos \theta_i - \frac{W}{2} \sin \theta_i, y_c + r \sin \theta_i + \frac{W}{2} \cos \theta_i\right) \\ &+ F\left(x_c + r \cos \theta_i + \frac{W}{2} \sin \theta_i, y_c + r \sin \theta_i - \frac{W}{2} \cos \theta_i\right) \\ &- 2F(x_c + r \cos \theta_i, y_c + r \sin \theta_i) \end{aligned} \right\}, \quad (2.6)$$

ただし、 W は輝度プロファイルの幅、 r は追跡点と断面輝度プロファイルとの距離、 θ_i は線分 $(x_c, y_c) - (x_c + 1, y_c)$ と $(x_c, y_c) - (x_i, y_i)$ との成す角である。本研究では、撮影された指静脈画像内に観測できる静脈の太さを踏まえて、 $W = 11$, $r = 1$ と設定した。

Step 4: 移動先画素の軌跡座標テーブル T_c への登録と追跡点の移動

追跡点が現在存在している画素を辿ったことを示すために、追跡点の座標 (x_c, y_c) を軌跡座標テーブル T_c に登録する。そして、もし V_l が正の値であれば、 (x_c, y_c) を V_l が得られる i を添字とする (x_i, y_i) へと更新する。

Step 5: Step2 から4の反復試行と追跡終了判定

先に計算した V_l が正の値であれば、その周辺には静脈が走行しているものとみなし、Step2に戻って引き続き線追跡処理を続行する。一方、 V_l がゼロまたは負の場合は、追跡点の周囲には暗線が存在していないとして線追跡を終了する。あるいは現在の軌跡が所定の長さを超えた場合も線追跡を終了する。この時点で、軌跡座標テーブル T_c には追跡点が辿った画素の座標が格納されており、これにより軌跡が得られる。

2.3.2 線追跡の反復処理と指静脈パターンの獲得

ここでは、上述した線追跡処理を反復することで指静脈パターンを獲得する手法について述べる。

上述の線追跡処理は画像内の一部の静脈を辿ることができるが、静脈の位置や本数は未知であるためすべての静脈を抽出することはできない。そこで提案手法では、画像の至る所で均一に線追跡を開始するように、様々な場所から暗線追跡を実施する。

また、現在の追跡点が偶発的にノイズ部分を追跡することも考えられる。しかし、統計的には暗線部分はノイズ部分よりも統計的により多くの回数だけ辿られる。この特性により指静脈パターンをよりロバストに抽出することができる。

ここで、線追跡の反復試行による指静脈パターンの獲得処理の詳細について述べる。ただし、 T_r は追跡点が通過した回数を画素ごとに保持するメモリ領域であり、ここでは軌跡空間と呼ぶ。その空間的な大きさは元画像 $F(x, y)$ と同一であるとする。そして $T_r(x, y)$ の値はすべて 0 に初期化されているものとする。

Step 1: 線追跡処理の実施と軌跡座標テーブル T_c の獲得

Step 2: 軌跡空間 T_r 内の追跡回数の更新

Step 3: Step1~3 の反復処理 (N 回)

Step 4: 軌跡空間の値に基づく指静脈パターンの獲得

以下、順を追って説明する。

Step 1: 線追跡処理の実施と軌跡座標テーブル T_c の獲得

上述の線追跡処理によって、軌跡座標テーブル T_c から 1 回分の暗線の軌跡を獲得する。

Step 2: 軌跡空間 T_r 内の追跡回数の更新

軌跡座標テーブル T_c に登録されたすべての座標に対応する軌跡空間 $T_r(x, y)$ の値をインクリメントし、過去に追跡した軌跡の合計回数を更新する。

Step 3: Step1~3 の反復処理 (N 回)

ステップ 1 から 3 を N 回繰り返す。これにより、画素 (x, y) が追跡点によって辿られた回数が軌跡空間 $T_r(x, y)$ に格納されていく。もし N が小さすぎる場合は十分な特徴抽出を実施できず、また N が大きすぎる場合は計算時間が増大する。実験の結果、 $N = 3000$ が必要十分な反復回数であることが分かった。これについては 2.4.1 節にて詳述する。

Step 4: 軌跡空間の値に基づく指静脈パターンの獲得

反復処理が完了すると、画素 (x, y) が追跡点によって辿られた合計回数が軌跡空間 $T_r(x, y)$ に格納される。軌跡空間に大きい値が格納されている画素は、線追跡処理で頻繁に辿られている場所である。追跡点の移動は静脈パターンに沿って実施されるため、軌跡空間に格納されている追跡回数が暗線らしさを表すこととなる。すなわち、その位置は静脈の存在する位置である可能性が高いと考えられる。従って、軌跡空間 $T_r(x, y)$ の値そのものが指静脈パターンらしさとして獲得できる。

図 2.3 は指静脈の抽出結果である。図 2.3 (a) が指の赤外透過像であり、図 2.3 (b) がこの赤外透過像に対して獲得した軌跡空間の値の分布を可視化した画像である。追跡回数の多い画素ほど明るい輝度で表現されている。

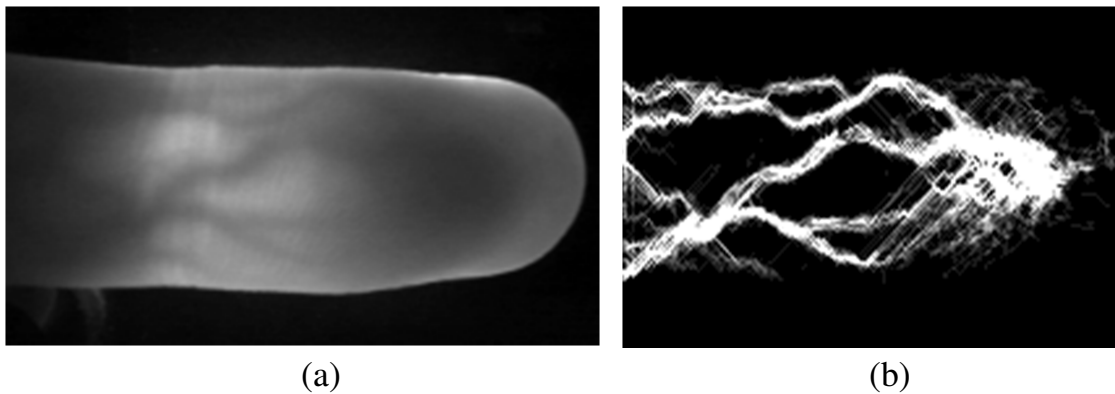


図 2.3: 指静脈パターン抽出の効果：(a) 指の赤外透過像，(b) 軌跡空間の画素値分布

2.3.3 線パターンの変形やかすれにロバストな3値テンプレートマッチング

照合処理では、指静脈パターンを照合用データに変換し、そして事前に登録されている照合用データとの比較照合を実施する。

線状のパターンを照合する一般的な方法として、構造マッチング [89] とテンプレートマッチング [44, 27] の2つの手法が知られている。

構造マッチングは線構造の端点や分岐点に基づく方法であり、指紋認証などで主に利用されている。この方法は、線パターンの抽出に対してさらに付加的な構造パターンの抽出が必要となる。指静脈パターンは指紋とは異なり、端点や分岐点の個数は比較的少なく、線パターンの曲がり方や他の線パターンとの位置関係などのバリエーションが多彩である。このことより、指静脈パターン同士の照合は線情報そ

のものを空間的に重ね合わせて実施するテンプレートマッチングの方がより適していると考えられる。テンプレートマッチングは構造マッチングのような付加的な抽出処理も不要であり、処理速度の高速化にも寄与する。

一方、従来のテンプレートマッチングはパターンの変形や線のかすれに対してロバストではない [27]。この問題を解決するために、提案手法では静脈周辺に「曖昧領域」を定義し、静脈パターン同士の僅かな変形やかすれによる相違を無視することで、テンプレートマッチングのロバスト性を向上する。

提案する照合処理の手順は以下の通りである。

Step 1: 軌跡空間のラベリング

Step 2: 軌跡空間の縮小と再ラベリング

Step 3: データ間の照合

この3つの処理ステップの詳細を以下に記す。

Step 1: 軌跡空間のラベリング

初めに、軌跡空間を閾値処理によって2値化する。軌跡空間に格納されている指静脈らしさが閾値より低い画素は「背景」としてラベル付けし、閾値以上の値であれば「静脈」としてラベル付けする。本研究では、この閾値を判別分析法 [57] により統計的に決定する。すなわち、軌跡空間内に分布する画素値のヒストグラムが双峰性となることを仮定し、クラス間分散とクラス内分散との比が最大となるように閾値を決定する。ラベル付けの結果として、背景として分類された画素値は0に、静脈として分類された画素値には255を付与するものとする。

Step 2: 軌跡空間の縮小と再ラベリング

照合用データを生成するために、軌跡空間の空間的な縮小処理と再ラベリングを実施する。空間的な縮小により細い静脈の欠落が懸念されるが、最低でも3画素以上の幅に抽出された静脈が消失しないようにx軸とy軸の各方向でそれぞれ1/3の縮小を実施する。この縮小は元の軌跡空間の3×3画素の平均値計算により実施する。

2値化された軌跡空間の白黒画像は縮小処理によって濃淡画像に変換される。この濃淡画像は、元が背景の黒領域であればそのまま黒に、静脈の白領域であれば白に変換されるが、背景と静脈との境界付近は灰色に変換されている。

静脈パターンは変形や途切れ、かすれなどの影響により、静脈付近の変動が大きいことから、静脈付近に生成される濃淡部分を閾値処理により「曖昧領域」として

ラベル付し、灰色に変換する。本研究では、画素値が0から85の場合を背景領域として0に、86から170の場合を曖昧領域として128に、そして171から255を静脈領域として255に、それぞれ変換し、3値静脈パターンを生成する。

Step 3: データ間の照合

このステップでは、ミスマッチ率 R_m と呼ばれるデータ間の相違度を表す値を算出する。ここで、 $R(x, y)$ と $I(x, y)$ をそれぞれ登録データと入力データにおける座標 (x, y) の画素値、 w と h を両データの幅と高さ、 c_w と c_h をそれぞれ位置ずらし領域の幅と高さとする。位置ずらし領域とは、両データ間の位置ずれを吸収するために登録データ $R(x, y)$ の内部の矩形領域として設けたものであり、左上の座標を $R(c_w, c_h)$ とし、右下の座標を $R(w - c_w, h - c_h)$ と定義している。

また、ミスマッチ数 $N_m(s, t)$ を登録データと入力データとの相違を示す値として、以下のように定義する。

$$N_m(s, t) = \sum_{y=0}^{h-2c_h-1} \sum_{x=0}^{w-2c_w-1} \left\{ \phi(I(s+x, t+y), R(c_w+x, c_h+y)) \right\}, \quad (2.7)$$

本研究では、撮影された画像に映る指の大きさを考慮して、 $w = 66$, $h = 44$ とし、そして最大約1cmの指の位置ずれを吸収することを考慮して $c_w = 8$, $c_h = 7$ と定義した。また、式(2.7)内の ϕ は一方の画素が背景領域にラベリングされ、もう一方の画素が静脈領域にラベリングされている画素が重ね合わされている場合に1を、それ以外では0を返す関数である。具体的には、2つの重ねあわされた画素 P_1 , P_2 を用いると、以下のように定義される。

$$\phi(P_1, P_2) = \begin{cases} 1 & \text{if } |P_1 - P_2| = 255 \\ 0 & \text{otherwise.} \end{cases} \quad (2.8)$$

続いて、最小ミスマッチ数 N_m を定義する。これは、両パターンの重ね合わせ位置を取り得る範囲で変えた際に最もミスマッチ数 $N_m(s, t)$ が小さくなる値として、以下のように定義する。

$$N_m = \min_{0 \leq s < 2c_w, 0 \leq t < 2c_h} N_m(s, t). \quad (2.9)$$

この定義を用いて、ミスマッチ率 R_m は以下のように定義できる。

$$R_m = N_m / \left\{ \sum_{j=t_o}^{t_o+h-2c_h-1} \sum_{i=s_o}^{s_o+w-2c_w-1} \phi(I(i,j), 0) + \sum_{j=c_h}^{h-c_h-1} \sum_{i=c_w}^{w-c_w-1} \phi(0, R(i,j)) \right\}, \quad (2.10)$$

ここで、 s_o と t_o は、式 (2.7) が最小値となる s と t である。式 (2.10) に示される通り、 R_m は N_m と静脈領域にラベリングされた画素の総数との比率によって定義される。

2.3.4 計算量の削減

ここでは、上述した指静脈パターンの抽出と照合の提案手法において実施した計算量の削減について述べる。

反復線追跡処理においては、互いに近接する初期位置から開始された線追跡の結果は似たような軌跡を描く。つまり、画像上のすべての画素から線追跡を開始する必要性は低く、そのため指静脈パターンの抽出精度を維持しながら線追跡処理を間引くことができる。これにより計算時間を短縮することが可能となる。本研究では、線追跡処理の開始画素を間引くために、画像上の座標を一様乱数により決定するモンテカルロシミュレーション [100] を用いた。この間引きを行わない場合、撮影画像の 240 画素 × 180 画素のうち指の内部領域の画素が約 1/2 を占めるため、概ね 2 万回の反復が必要となる。一方、提案手法では 3 千回の反復試行で十分であることが分かっているため、約 7 倍の高速化に寄与する。

また、照合に用いる指静脈パターンのテンプレートが小さいほど照合に掛かる計算時間は高速化される。すなわち、軌跡空間のサイズを縮小することで高速化が実現できる。指静脈パターンは一般的に疎な線構造であるため、パターンそのものを空間的に縮小してもその構造は維持されやすく、よって適切な縮小率により縮小を実施すれば構造的な特徴を維持することが可能となる。予備実験の結果、得られたパターンを縦 1/3、横 1/3 に縮小しても認証精度を維持できることが分かった。従って、サイズ縮小により概ね 9 倍の高速化となる。

以上より、提案手法では認証精度の低下を抑えながら計算量の削減を実現している。

2.4 実験

本節では、指静脈パターンの抽出アルゴリズムと照合処理の性能を評価するための実験について述べる。初めに、線追跡の反復回数の決定に関する実験について述べ、続いて不規則な輝度むらの存在する指静脈画像に対する特徴抽出のロバスト性について評価を行う。そして、指静脈パターンに基づく生体認証技術の実現性に関する評価実験として、678名の被験者より撮影した指の赤外透過画像を用いた認証精度評価実験について述べる。最後に、提案手法の処理速度について評価を行う。

本実験では、指静脈画像を1/2インチCCD搭載のモノクロ赤外カメラ (NC300AIR, TAKEX) を用いて撮影した。画像の解像度は概ね 0.3 [mm/画素] である。

2.4.1 線追跡の最適反復回数

提案手法は反復処理によって徐々に抽出パターンを鮮鋭化していく。そこで、パターンが十分に抽出されるための線追跡処理の最適試行回数を評価する。

反復処理では乱数を使用しているため、獲得される指静脈パターンはそれぞれが僅かに異なる結果となる。しかしながら、十分な試行回数を設定しておけば乱数の影響を受けずに安定した結果が得られると想定される。そこで、線追跡処理の回数を様々変化させた指静脈パターンの抽出結果同士を比較し、抽出結果の安定性を評価した。

評価手順は次の通りである。まず、1枚の指静脈画像より異なる乱数系列を用いて16回ほど指静脈パターンの抽出処理を実施する。ただし、各抽出処理における線追跡の反復回数を N とする。続いて、獲得した16枚すべての指静脈パターンの総当たり照合を上述のミスマッチ率計算により実施し、相違度をグラフにプロットする。十分に安定して抽出されていれば相違度は低く、不十分であれば相違度が上昇すると予想される。そしてこの評価について、反復回数 N を $100 \leq N \leq 10000$ の範囲で変えて実施する。

図 2.4 は線追跡の反復回数と同じ指静脈画像から抽出された指静脈パターン間のミスマッチ率との関係を表している。

線追跡の反復回数が比較的少ない場合 (概ね $N \leq 2000$)、乱数の影響で抽出パターンが安定せずにミスマッチ率は全体的に高い値となる。これは、反復回数が少ないと画像全体の静脈パターンが十分に抽出されていないことを意味する。一方、反復回数が3000を超える場合ではミスマッチ率が小さくなっていることが分かる。反

復回数が 3000 となる時点でミスマッチ率は 0.5% 程度まで小さくなっている。このことは、反復回数が 3000 回を超える時点で十分に画像全体の静脈パターンが抽出されていることを意味している。また 3000 回を超える回数ではミスマッチ率に大きな差が見られないことから、反復回数を 3000 回とすることで抽出精度の維持と処理速度の低減とが両立できることが分かった。

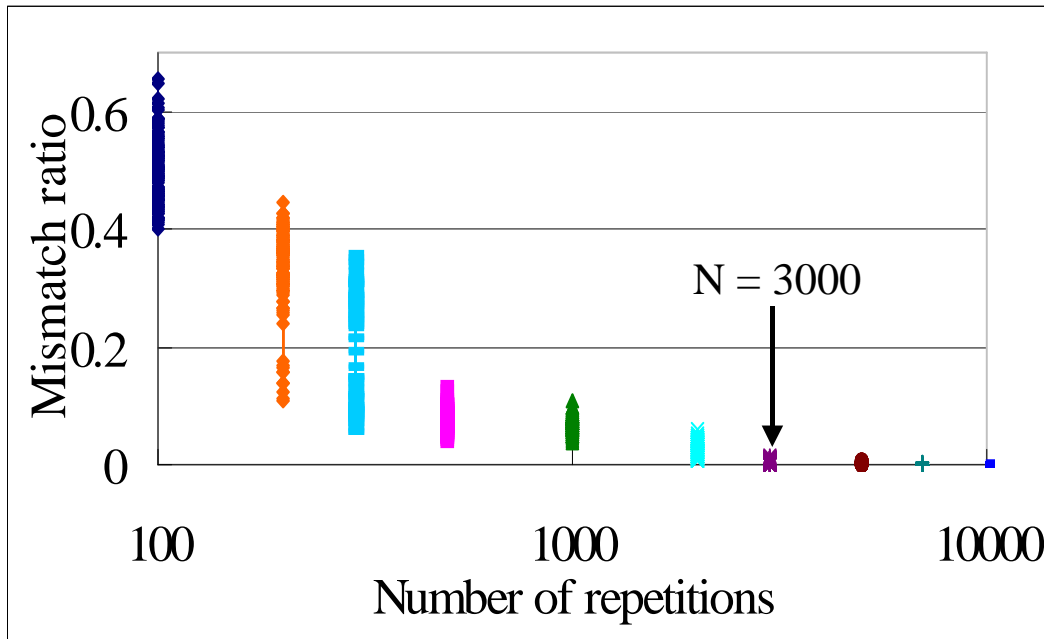


図 2.4: 線追跡回数と同一指画像から抽出された指静脈パターン間のミスマッチ率との関係

2.4.2 指静脈パターンの抽出精度

指静脈パターンの抽出結果の正確性を評価するために、提案手法によって抽出された指静脈パターンと、真の指静脈パターンとの比較実験を行った。

本実験では実際の指静脈画像を利用する。しかしながら、実際の指の指静脈パターンの真の構造は観測できないため、ここでは人手による目視抽出結果を真の指静脈パターンとみなす。また、本実験では得られたパターンを 3 値化ではなく 2 値化して比較することとする。それは、3 値化による照合はパターンの変形を吸収する効果があるため、純粋な抽出結果の精度の比較とならないためである。

また本実験では、提案手法の優位性を示すために従来の特徴抽出手法による評価実験も実施した。ここでは従来手法としてマッチドフィルタに基づく手法を採用す

る。マッチドフィルタは線特徴を強調する手法として一般的に広く用いられている [36]。ここで用いるマッチドフィルタは2次元のフィルタカーネルとして定義され、カーネルのプロファイル形状が典型的な指静脈の断面輝度プロファイルの谷の形状と類似するように設計される (図 2.1)。図 2.5 に示すように、カーネルの各要素は整数の値であり、全要素の総和と各行の要素の総和が共にゼロとなるように設計される。ここでは、1つの方向の線パターンを強調するために各列の値はすべて同一値として定義している。

実験で用いるマッチドフィルタは上述のカーネルを45度単位で回転させた4通りのカーネルで構成される。これにより、4方向の線特徴を強調することが可能となる。全カーネルを元画像に対して独立に畳み込み、それぞれの結果を総和する。そして得られた総和を上述の判別分析法 [57] により2値化する。

なお、この実験では上述した空間的な縮小処理と再ラベリング処理は省略する。これにより、縮小後に比べて高精細なパターンが利用でき、より精密な抽出結果の評価が可能となる。従って、ここで用いるパターンは幅240画素、高さ180画素となる。また、抽出結果に位置ずれが含まれることを考慮し、位置ずらしの移動距離を $c_w = c_h = 10$ として約3mm程度の位置ずれを吸収するものとした。

26	8	-18	-32	-18	8	26
26	8	-18	-32	-18	8	26
26	8	-18	-32	-18	8	26
26	8	-18	-32	-18	8	26
26	8	-18	-32	-18	8	26
26	8	-18	-32	-18	8	26
26	8	-18	-32	-18	8	26

図 2.5: 典型的な指静脈の断面輝度プロファイルに基づいて設計されたマッチドフィルタのカーネル

実験は、図 2.6 の (a) と (b) とを入力画像とし、以下の手順によって実施する。

- (1) 目視により真の指静脈パターンを抽出する。
- (2) 提案手法と従来手法により指静脈パターンを抽出する。
- (3) 各手法により抽出された指静脈パターンを照合用データに変換する。

(4)目視抽出によるパターンと各手法で抽出したパターンとを照合する.

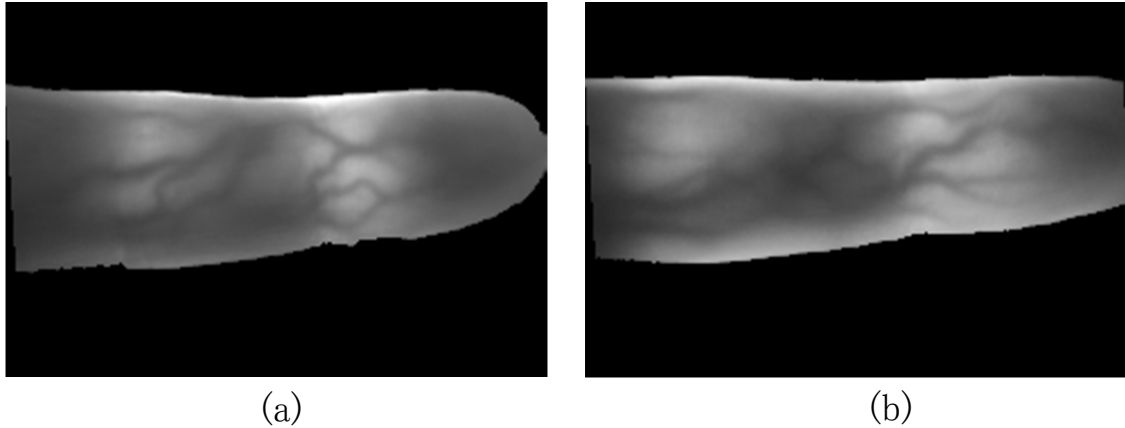


図 2.6: 本実験に用いる指静脈画像 : (a) 元画像 (1), (b) 元画像 (2)

まず, 図 2.6 (a) と (b) からそれぞれ抽出された指静脈パターンを図 2.7 と図 2.8 に示す. これらの図より分かる通り, 提案手法による指静脈パターンは静脈の存在しない部分に対する過剰抽出も少なく, 目視抽出されたパターンに類似している. 一方で従来手法では静脈の存在しない部分からも静脈が検出され, ノイズが多いことが分かる.

また, 表 2.1 に真の指静脈パターンとの照合結果を示す. この表に示される通り, 従来手法による指静脈パターンは目視抽出された指静脈パターンとの mismatches の平均が 44% と比較的高い値となる一方で, 提案手法では 33% と低く抑えられていることが分かる.

ここで, 提案手法が従来手法に比べて抽出の正確性が高い理由について考察する. 従来手法は撮影画像の輝度プロファイルが谷となる部分を強調するが, これにより抽出したい静脈パターンを部分的に抽出することができるものの, 不規則な輝度むらなどのノイズも強調していることが分かるほか, 設計された太さの指静脈パターンよりも太い部分は安定して抽出されていないことが分かる. 一方, 提案手法においては反復的な線追跡処理により断面輝度プロファイルの谷が連続的に接続されている部分を強調することが可能であり, 不要な輝度むらやノイズの強調が低減されている. 従って, 提案手法は指画像の至る場所において均一に所望の指静脈パターンだけを抽出することができる.

これらの結果により、提案手法は不規則な輝度むらやノイズに対して有効であり、正確な指静脈パターンの抽出を可能とすることが示された。

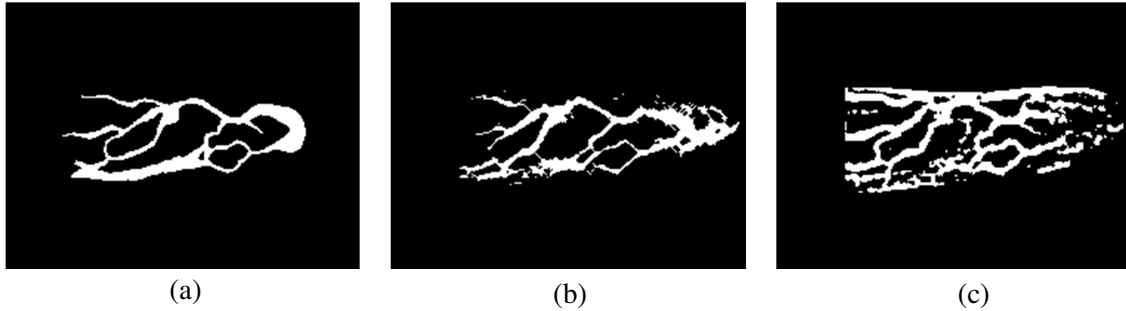


図 2.7: 図 2.6 (a) から抽出された指静脈パターン：(a) 目視によるラベリング，(b) 提案手法，(c) マッチドフィルタ

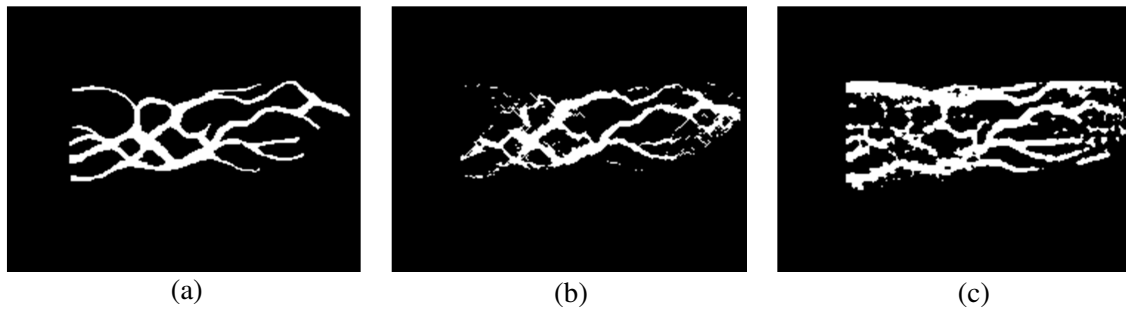


図 2.8: 図 2.6 (b) から抽出された指静脈パターン：(a) 目視によるラベリング，(b) 提案手法，(c) マッチドフィルタ

2.4.3 不規則な輝度むらに対する特徴抽出のロバスト性評価

ここでは、赤外線的光量強度の変動に対する指静脈パターンのロバスト性を評価する。

指静脈画像の撮影時には赤外線的光量調整の変動が含まれるため、全体的な輝度が変動する。このとき、指の厚みの不均一性に起因する輝度むらの程度も変動する。従って、不規則な輝度むらを含む指静脈画像からロバストに指静脈パターンを抽出することは重要である。ここでは、照射する赤外線的光量値を意図的に変動させ、画像の平均輝度値を様々に変化させた画像から指静脈パターンを抽出し、その変動の少なさよりロバスト性を評価する。

表 2.1: 目視抽出された指静脈パターンに対する, 提案手法と従来手法のミスマッチ率

Image	Mismatch ratio	
	Proposed method	Conventional method
Image (1)	33.5%	47.0%
Image (2)	33.3%	40.3%

上述の実験と同様, ここでも比較手法としてマッチドフィルタを用いるものとし, 空間的な縮小と再ラベリングの手順とを省略する.

本実験は以下の手順で実施する.

- (1) 指静脈が観測できる範囲で赤外線強度を変えながら複数の指静脈画像を撮影する.
- (2) 各画像に対し, 提案手法により指静脈パターンを抽出する.
- (3) 最も明るい画像から得た指静脈パターンと, それ以外の指静脈パターンとを照合する.
- (4) 従来手法を用いて, 同様に (2), (3) を実施する.

まず, 撮影された指静脈画像とその指静脈パターンの抽出結果を図 2.9 と図 2.10 に示す. 図 2.9 (a) は最も明るい光量で撮影された指静脈画像であり, 図 2.9(b) と (c) はそれぞれ提案手法と従来手法とを用いて抽出された指静脈パターンである. この場合はどちらの手法を用いても比較的鮮明な指静脈パターンを獲得することができる. 続いて, 図 2.10 は最も暗い光量で撮影されたものである. この場合は元画像が極めて暗いため, 従来手法では指静脈パターンがかすれて十分に抽出されていない. しかしながら提案手法では線パターンが抽出されている様子が分かる. これらの図を比較することにより, 提案手法により抽出された指静脈パターンは従来手法によるものと比べてより鮮明なパターンが得られていることが分かる.

次に, ミスマッチ率と画像の暗さとの関係を示した実験結果を図 2.11 に示す. ここで, 画像の暗さを $1 - (B_i - B_1)/(B_{11} - B_1)$ と定義する. ただし B_i を i 番目に暗い画像の平均輝度値とする ($i = 1, 2, \dots, 11$). すなわち, $B_1 < B_2 < \dots < B_{11}$ となる. 本実験では, $B_1 = 45$, $B_{11} = 90$ となった.

撮影画像が暗くなるにつれて, いずれの手法もミスマッチ率が上昇する傾向にある. このとき, 提案手法における最大ミスマッチ率は 39% であり, 従来手法における最大ミスマッチ率である 52% と比べて 13% ほど小さく抑えられていることが分

かる．従って，提案手法は赤外線的光量変動に対してロバストであることが分かった．光量の変動は指の不規則な輝度むらを変動させることにも繋がるため，本実験により提案手法は不規則な輝度むらの変動に対してロバストであることが示された．

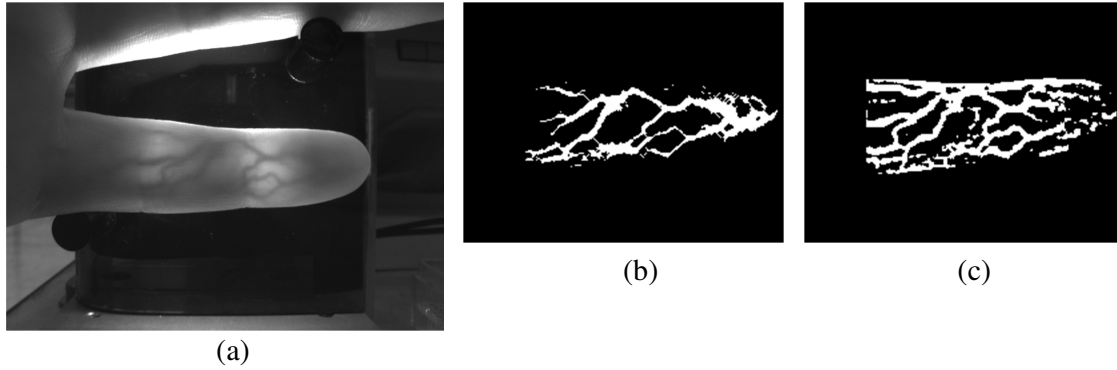


図 2.9: 最も明るい指画像より抽出された指静脈パターン：(a) 元画像 (b) 提案手法による指静脈パターン (c) 従来手法による指静脈パターン

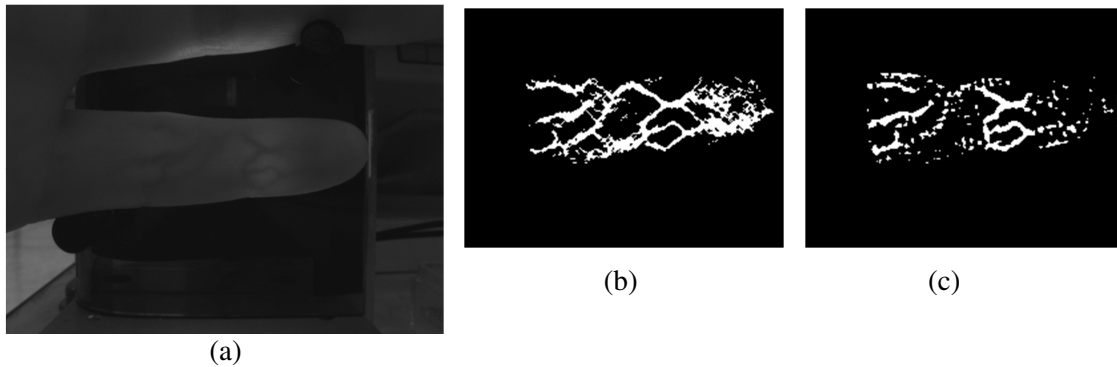


図 2.10: 最も暗い指画像より抽出された指静脈パターン：(a) 元画像 (b) 提案手法による指静脈パターン (c) 従来手法による指静脈パターン

2.4.4 指静脈パターンを用いた生体認証

生体認証における提案手法の性能を評価するために，大規模な指静脈パターンを利用した生体認証の実験を行った．実験では，本研究において作成した指静脈画像データベースを利用する．指静脈データベースには678名の異なる指の赤外透過画

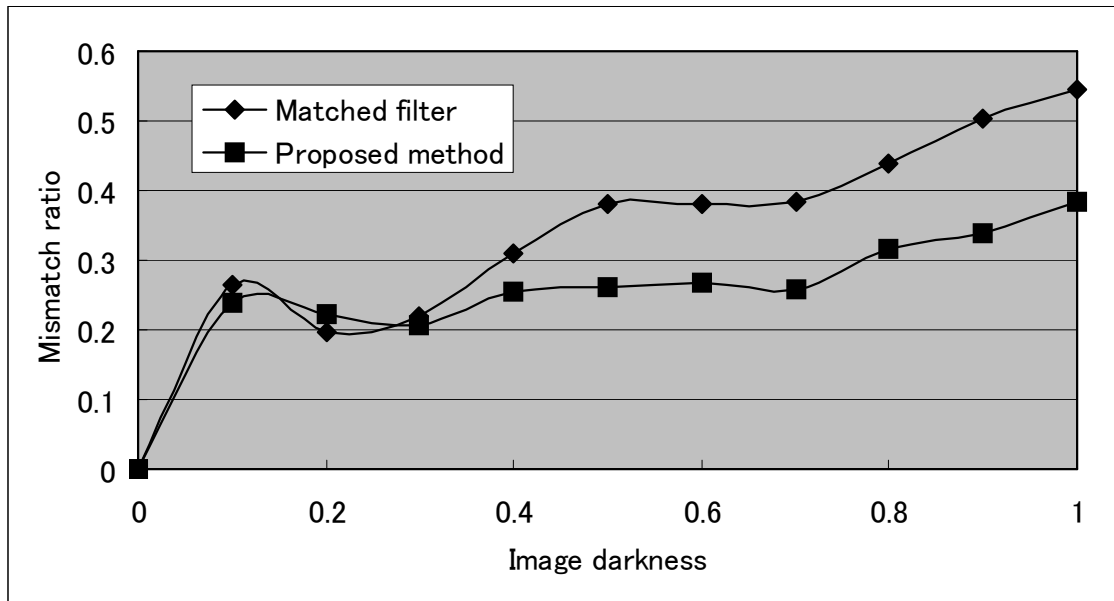


図 2.11: 光量の変動に対する指静脈パターン抽出のロバスト性

像が含まれており、指ごとに2枚の画像を撮影している。被験者は20歳代から40歳代であり、概ね70%が男性である。

ここで、生体認証の認証精度の算出方法について述べる。生体認証では、入力した指が登録者本人の指データであるにも関わらず認証に失敗する本人拒否率 (false rejection rate; FRR) と、入力が登録者とは異なる指であるにも関わらず認証に成功する他人受入率 (false acceptance rate; FAR) とを評価する。FRRはデータベースに含まれる2枚の同一指画像同士の照合により獲得でき、FARは異なる指の総当たり (678×677) によるミスマッチ率の算出により獲得できる。総当たり照合で獲得した全ミスマッチ率に対して認証閾値を設定し、閾値を下回る結果が得られた場合のみ認証に成功するとし、この閾値を可変パラメータとしながらFRRとFARとを順次求めていくと、FRRとFARとのトレードオフ曲線を獲得することができる。なお、本実験においてもマッチドフィルタによる従来手法の評価を別途実施する。

本実験によって得られたミスマッチ率とその出現頻度との関係を図 2.12 に示す。この結果には、同一指同士 (本人同士) の照合結果と別指同士 (他人同士) の照合結果の2つの分布が含まれており、ここではそれぞれ本人分布と他人分布と呼ぶ。各分布は最大頻度が1.0となるように正規化した。別指同士の平均ミスマッチ率はいずれの手法においても高く、概ね50%程度となっている。一方、同一指同士の平均ミスマッチ率は概ね低い値に分布している。しかし、僅かにミスマッチ率の高いも

のも含まれており、その主要因は指の位置ずれや指の軸回転によるパターンの変動と推定され、指置き台を設置するなどのインターフェースの改良によって改善されるものと考えられる。

この結果より、本人分布と他人分布はミスマッチ率に対して概ね0.3付近に閾値を設定することで分離できることが分かる。これはすなわち指静脈パターンに基づく生体認証が実現できることを意味している。さらに提案手法による両分布の重なりは従来手法によるものと比べて小さいため、本人と他人とを正しく認証する確率が高いと想定される。

これらの結果を定量評価するために、等価誤り率 (equal error rate; EER), すなわち FAR と FRR とが一致する値を算出し、提案手法と従来手法の場合とで比較する。ここで、EERの計算方法について説明する。初めに、ミスマッチ率に対する認証閾値 T_i を $T_i = i/1000 (i = 0, 1, \dots, 1000)$ と定義する。次に、本人拒否率である FRR_i を、閾値 T_i よりも高いミスマッチ率となった本人同士の照合件数と全本人照合件数との比として獲得する。同様に、他人受入率である FAR_i を、閾値 T_i よりも低いミスマッチ率となった他人同士の照合件数と全他人照合件数との比として獲得する。そして、 i を順次変えながら、取り得るすべての閾値に対して FRR_i と FAR_i を獲得する。最後に、EER を $|FAR_i - FRR_i|$ が最小となる場合の FAR_i と定義し、これを満たす i を探しながら EER を算出する。このように EER を定義したのは、 FRR_i と FAR_i は離散値であるため、必ずしも $FRR_i = FAR_i$ となる i が存在するとは限らないからである。

上述の手順で獲得した ROC (receiver operating characteristic) 曲線、すなわち FAR と FRR との関係を示した曲線を図 2.13 に示す。

この結果より、提案手法の EER は認証閾値を 37.6%とした場合に 0.145%となることが分かった。一方、従来手法においては、認証閾値を 38.4%とした場合の EER は 2.36% となるため、生体認証におけるエラー率の評価においても提案手法は従来手法よりも精度が高く、効果的な手法であることが分かった。

さらには、指紋認証システムの EER は概ね 0.2%から 4%であるといわれており [29, 61], これらを鑑みても本研究にて提案する指静脈認証技術は有効な手法であることが結論付けられる。

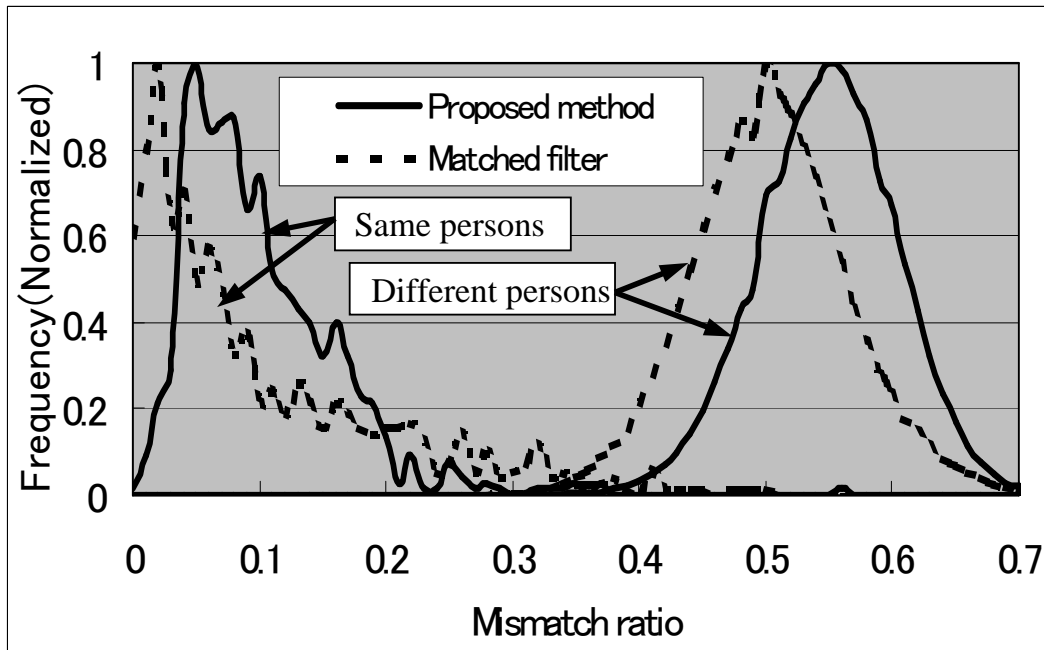


図 2.12: ミスマッチ率の本人分布と他人分布

2.4.5 処理時間の評価

生体認証における処理時間を評価するために、特徴抽出処理と照合処理の計算時間を評価した。使用した処理装置は Pentium III の 550 MHz であり、128MB のメモリを搭載した PC である。また実装には Microsoft 社の Visual C++ 6.0 を使用している。当装置は現在の一般的な PC の処理スペックと比べると劣るものであるが、現在の組み込み向け CPU への搭載を想定すると同等以上のスペックを有するものである。

実験の結果、特徴抽出の平均処理時間は 450 [ms] であり、また 1 回の平均照合時間は 10 [ms] であった。つまり、認証処理に掛かる合計時間は 1 入力あたり 460 [ms] となった。言い換えると、利用者の利便性に関するシステム要件として、認証の応答時間に関する要求を十分に満たすことが分かり、実用的に利用できる可能性も示唆された。

2.5 おわりに

本章では、輝度むらにロバストな指静脈パターンの抽出と照合技術について述べた。

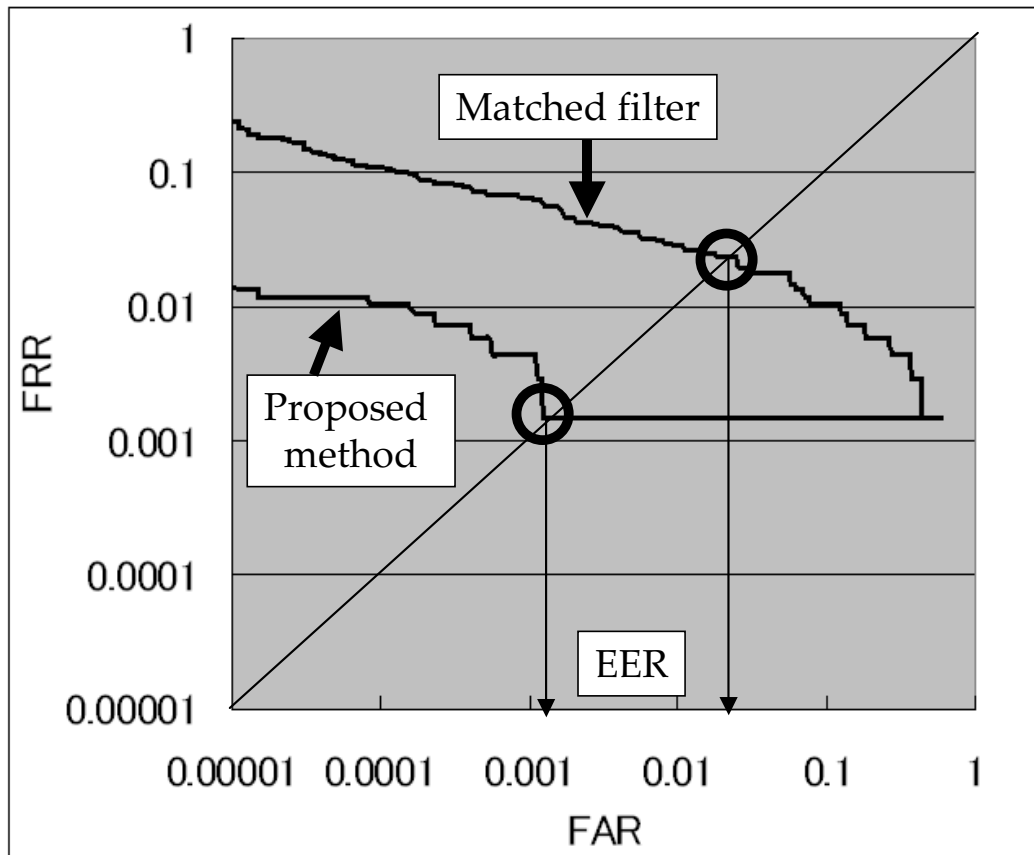


図 2.13: ROC 曲線

赤外線を用いた指の透過画像には指静脈の他に不規則な輝度むらが含まれるが、様々な位置から指静脈の線パターンを多数追跡する手法を提案し、指静脈パターンだけを安定して抽出することを可能とした。

指に照射する光量を意図的に変動させる実験においては、提案手法が従来手法であるマッチドフィルタに比べてより安定して指静脈パターンを抽出することが示された。さらに678名の大規模認証実験においては、従来の特徴抽出手法あるいは指紋認証よりも高精度な等価エラー率 0.145% を実現すると共に、認証処理時間が 460 [ms] と利用者の利便性を損なわない高速処理が可能であることから、指静脈パターンを用いた生体認証技術が実用的である可能性が示された。

指静脈認証技術は他の生体認証技術と容易に組み合わせることも可能である。例えば、指紋、掌紋、掌形、手のひら静脈、手の甲静脈など手を用いた方式であればワンアクションで生体情報の撮影が可能となるため、利便性を維持したまま更なる高精度化も期待できる。

将来的には、撮影装置のインターフェイスと認証アルゴリズムの改良により、更なる認証精度向上を図ることが必要であると考えられる。より具体的には、以下の課題を解決することが必要と考える。

- (1) 本技術は2次元に投影された指静脈画像を用いているため、指の3次元的な軸回転の発生により認証精度が劣化する。これに対し、指の軸回転が生じにくい指置き台の設計や指が毎回同じ場所におけるような装置形状を検討すること。
- (2) 寒冷の影響によって血流量が減少し、指静脈が不鮮明になることからミスマッチ率が上昇する。これに対し、より鮮明に指静脈を撮影する照射系の検討や、血流量の変動に対する指静脈の安定な抽出アルゴリズムを検討すること。

第3章 血管幅の変動にロバストな血管構造の抽出

3.1 はじめに

生体認証技術の実用化は、管理区域のアクセスコントロールやPCログイン向けの認証システムより徐々に広がり、インターネットなどの決済システムへの適用へと発展しつつある。生体認証技術はこれまで指紋 [29, 61, 89] を用いる方法や虹彩パターン [6]、音声 [74]、顔 [10]、掌紋 [30]、手の甲の静脈 [25, 1, 66, 32] などが提案されている。そして近年では、手のひら静脈 [17, 79, 78, 39, 90] や、掌紋と手のひら静脈を利用したハイブリッド認証 [88] など提案されはじめている。今後はますます多彩な生体認証が提案され、鍵やカード、パスワードといった従来の認証方式を凌駕すると考えられる。

生体認証技術は従来の所有物や知識を用いる方式と比較して、紛失や忘却、なりすましなどに対するリスクが小さいと考えられている。しかしながら、使用する生体情報が他者に容易に観測されるものであったり、操作そのものが煩わしいものであったりする場合は利用者の利便性が大きく損なわれることになる。従って、生体認証では機密性に対する信頼性の高さを利用者に対する利便性が重要である [67]。これに対し、本研究で提案する指静脈認証技術は、生体内部に分布する指静脈を利用しており、目視での確認が困難である上に認証操作の際にそのパターンが装置表面に付着する心配もないため、耐偽造性に優れた認証方式である。さらには、指を利用した認証方式であるため、装置の操作性を高めやすいという特性も併せ持っている。

装置の操作性を高める観点において、第1章の図 1.5 (a) で示した認証装置のプロトタイプは、指を置く際に指が3次的に軸回転を起こしやすく、従って指静脈パターンが大きく変化する可能性があった。そこで新たなプロトタイプとして、図 3.1 および図 3.2 に示す装置を作成した。この装置形状は、指先部に押しボタンスイッチが具備されており、これを下方に押し込むことで認証が開始される。従って、指の軸回転が生じにくく、指静脈パターンの変化が生じにくい。このインターフェイ

スの改良によって操作性を向上している。

しかしながら、更なる検討の結果、指の置き方が安定しているにも関わらず、認証に失敗する事例が明らかになった。その要因は、利用者の体調や気温などに伴う血流量の変化により指静脈の見え方が経時的に変化すること、そして血管幅が場所によって大きく異なることであった。これらにより、指静脈パターンの抽出結果が変動し、認証精度の劣化が生じていた。

赤外線によって撮影された指画像には様々な幅や明るさの指静脈が観測される。前章にて詳述した通り、指の厚みは不均一であるため静脈の存在していない部分の明るさも異なり、これが輝度むらとして観測される。指静脈の幅や明るさは主に血管の太さや血管内の血流量、そして血色素量に応じて変化する。また静脈の存在する深さによっても静脈の見かけの太さや明るさは大きく変化する。従って、1枚の指静脈画像の中には太い静脈と細い静脈とが様々分布することになり、また静脈の見えやすい部分と見えにくい部分とが混在することになる。特に、静脈の幅や明るさは血流量の一時的な変動によっても変化するため、指静脈パターンの登録時と認証時とでは見え方が異なることも考えられる。

指静脈認証において認証精度を高精度化するためには、このような静脈の太さの違いや鮮明度の違いなどの影響を受けずに均一に指静脈パターンを抽出する必要がある。さらには、血流量の変化に伴う血管幅や鮮明度の変化の影響を受けない指静脈パターンの抽出を実施することも重要である。

以上の通り、本章では以下の技術課題を解決する必要がある。

1. 1枚の画像内に含まれる様々な太さの静脈パターンを同等に抽出すること
2. 血管幅の変動に影響されずに指静脈パターンを抽出すること

そこで本章では、前章にて提唱した指静脈認証技術の更なる高精度化に向け、新たに判明した指静脈パターンの見え方の経時変化の影響を緩和するために、画像の断面輝度プロファイル曲線の曲率をチェックすることで、不鮮明な画像の中から指静脈パターンを安定して抽出する技術を提案する。本技術は断面輝度プロファイルの極小曲率となる部分を検出することにより指静脈の中心位置のみを検出する。そしてこれらの血管の中心位置の検出点と近傍画素の検出点とを相互に接続することで線構造を形成し、最終的に画像全体の指静脈パターンを獲得する。

提案手法では断面輝度プロファイルの曲率を用いることにより様々な線幅や鮮明度の指静脈から指静脈パターンが抽出できるほか、静脈の中心線のパターンを得ることができるため、血管幅の変動にロバストな特徴抽出と照合が実現できる。

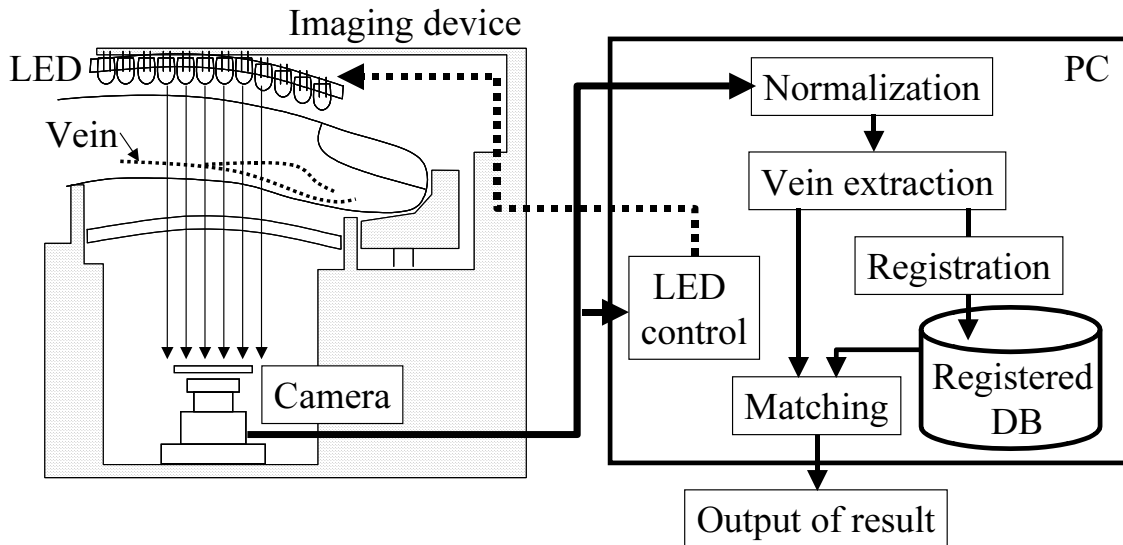


図 3.1: 押下スイッチ付き指静脈認証装置の構成

3.2 関連研究

指静脈のような線状の特徴量を抽出する従来手法としては、マッチドフィルタ [24], モルフォロジ [75], 強調された線画の最適接続 [51], 指紋の隆線追跡によるグレースケール指紋画像のマニューシャ検出 [45], 反復線追跡 [46, 47], などがある。

マッチドフィルタやモルフォロジはフィルタカーネルあるいは構造要素の決定の際に抽出したい線画の線幅などを事前に与える必要があるため, 設計された線幅の情報のみを抽出あるいは強調することになる。従って, これらの手法は指静脈パターンのみならず不規則な輝度むらを抽出することにも繋がるほか, 設計された線幅よりも太い, あるいは細い指静脈を検出することができないことが想定される。

また強調された尾根線を接続していく方法を指静脈の抽出に利用する場合, 前章でも述べた通り, 線の連続性を考慮して抽出される利点があるが, 一方で接続の最適化に膨大な処理時間が必要となる。従って, リアルタイム処理が必要となる生体認証に本手法を適用することは困難である。

指紋の隆線追跡に基づくマニューシャ検出のアルゴリズム [45] は, 画像中の隆線が鮮明に観測できる場合には有効であるものの, 指静脈画像は静脈のコントラストが低い場合もあるため, 静脈パターン抽出への適用は困難である。

また, 前章にて提唱した反復線追跡法は, 不鮮明な指静脈画像の中から指静脈パターンを抽出する方式として高い有効性が認められることは上述の通りである。一

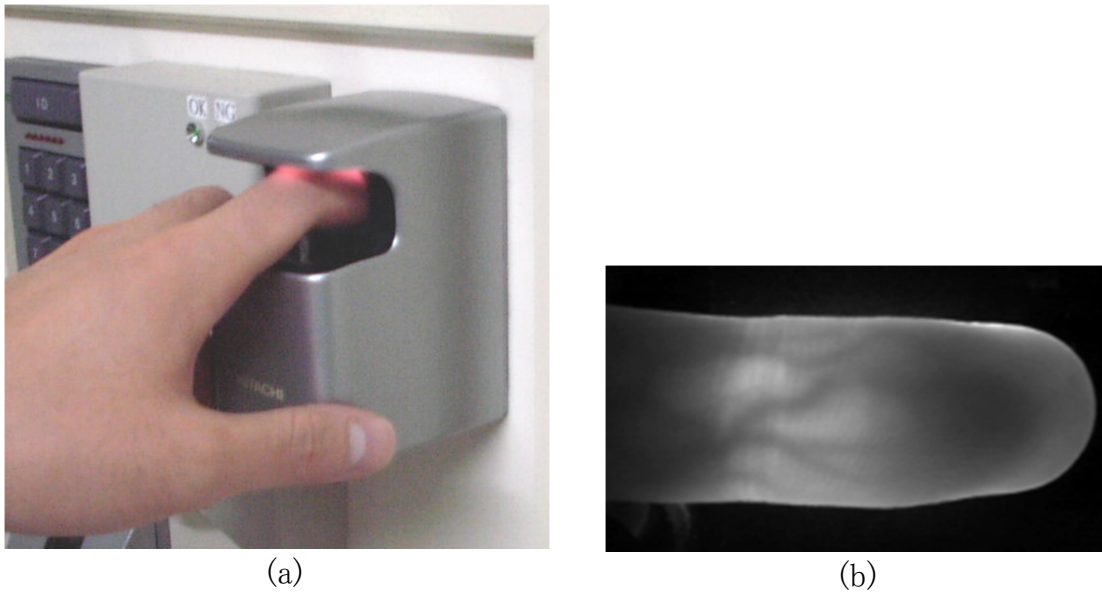


図 3.2: 押下スイッチ付き指静脈認証装置と撮影画像：(a) 撮像装置，(b) 指の赤外透過像の一例

方，反復試行によって統計的に指静脈パターンを強調する手法であるため，静脈が細い場合，あるいは短い場合には追跡される回数が低減するため線の強調が不十分となり，線パターンのかすれの要因にもなり得る．さらには，静脈の内側領域は線追跡の対象となるため静脈の血管幅の範囲が強調の対象となるが，この場合は血流量の変化によって血管幅が変化すると抽出された指静脈パターンの線幅が変化し，登録パターンと照合時のパターンとの線幅の不一致により認証精度が劣化する要因にも繋がる．

従って，上述の技術課題を解決するためには，血管幅の差異や変動にロバストな指静脈パターンの抽出技術を新たに検討する必要がある．

3.3 断面輝度プロファイルの極大曲率の計算に基づく血管中心線の抽出

本節では，血管幅の相違や変動によらずに指静脈パターンをロバストに抽出する提案手法について述べる．はじめに，血管幅の変動が指静脈画像にもたらす影響を分析し，提案手法が採用する課題解決のためのアプローチを明確にする．続いて，提案手法の具体的処理について順次説明する．

ここで提案手法の概要について述べる。提案手法では、まず画像の断面輝度プロファイルの極大曲率を計算することで、血管中心の位置を求める。続いて、様々な位置と方向の断面輝度プロファイルから、それに直交して走行する血管中心の位置を得る。最後に、血管中心の位置を接続して画像全体の指静脈パターンを獲得する。

この手法によると、血管中心部は常に曲率が高いことから多様な幅の血管でも検出でき、また血管の中心線のみを抽出することから幅の変動の影響を受けにくい指静脈パターンを獲得することができる。

3.3.1 血管幅の変化に対する画像の断面輝度プロファイルの性質

はじめに、本研究の技術課題となる血管幅の相違や変動について、画像の断面輝度プロファイルを観測することでその性質を分析する。

指静脈認証の更なる高精度化の実現に向けて指画像を分析したところ、以下に示す性質があることが分かった。

- (1) 1枚の指静脈画像内には様々な太さや明るさの指静脈が分布している。
- (2) 指静脈の太さや明るさは指を入力するたびに変動する。

まず、1つ目の性質について述べる。指静脈画像に含まれる指静脈は様々な太さを持ち、また指の厚みが不均一であることから画像の明るさも場所ごとに異なる。図 3.3 (a) は指静脈画像の一例であり、同図 (b) にはこの画像の垂直方向の断面輝度プロファイル曲線が示されている。この曲線が下に凸となる窪みの部分が指静脈であり、そのうち3つの指静脈に記号「A」「B」「C」が付与されている。この図より分かる通り、この3つの指静脈の輝度レベルはそれぞれ異なっており、特に「C」は他に比べて輝度が高くなっている。またこれらの血管幅に着目すると、「A」の血管幅は「B」よりも狭くなっていることが分かる。

さらには、このプロファイル曲線の血管部分において、その中心位置が局所的に最も暗い輝度となっている訳ではないことも分かる。例えば、「C」の指静脈は右側が明るく、左側が暗くなっているため右上がりの傾斜を持ち、血管の中心位置が輝度の極小値とはなっていない。このような指静脈も存在するため、単純に輝度プロファイルの極小値を検出するだけでは血管中心を検出することはできない。

続いて2つ目の性質について述べる。図 3.4 は、指静脈の太さや明るさは指の提示を行うたびに僅かに変動する例を示している。この変動は、体調や気温の変化などに伴って指の内部を流れる血流量が変動することにより発生する。

図 3.4 (a) は十分に血液が指内部を流れている状態の指の赤外透過像である。一方、同図 (b) は血流量が低下した状態の同じ指の赤外透過像である。同図 (a) で観測される指静脈は太くて鮮明に観測できるが、その一方で血流量が多いため、同図 (b) より画像全体の輝度値が暗くなっていることが分かる。断面輝度プロファイルとしてこれらを比較したものが同図 (c) に示されている。同図 (a) と (b) の丸で囲まれた部分の指静脈をそれぞれ「D'」と「D''」としたとき、同図 (c) の曲線より明らかにおり、「D'」の血管幅の方が「D''」と比べてより広いことが分かる。

このように、指静脈は様々な太さや明るさが同時に存在したり、撮影するたびに経時変化が生じたりするため、従来一般的な線構造の強調処理などではこれらを安定して均一に抽出することは困難であった。従って、指静脈認証の高精度化を実現するためには、血管幅や明るさの異なる指静脈を一様に安定して抽出する手法の検討が必要であった。

これに対し、提案手法では以下の性質を利用して血管の中心を検出する。上述の通り、図 3.3 や図 3.4 に示されるプロファイル曲線の血管部を観測すると、その断面輝度プロファイル曲線は血管幅や明るさに関わらず常に下に凸となる曲線であることが分かる。さらに、血管の中心位置は血管幅や明るさによらずその周囲の中で最も高い曲率となっていることが分かる。従って、断面輝度プロファイル曲線の下に凸となる領域に対して曲率の極大値を計算すると、それを生じる位置が指静脈に起因する窪みの中心位置となるため、血管中心を検出することが可能となる。

この特性は、図 3.4 (c) に示す通り血管中心位置はほとんど変わらないことから、血流量の変化などにより血管幅が変動した場合においても維持されることが分かる。従って、曲率の極大となる位置を抽出することで血管幅の変動にロバストな血管抽出が実現できると考えられる。

また、血管幅の変動にロバストな照合を実現するためには、血管幅の情報を含まない指静脈パターンを生成すれば良いと考えられる。従って、提案手法では上述のように指静脈の中心位置を検出した後に、血管幅が正規化された血管中心線を獲得し、これを照合に利用する。

3.3.2 断面輝度曲線の曲率計算に基づく血管中心位置の検出

本節では、血管幅の変動に頑健な血管の中心位置の検出手法について述べる。

上述の分析により、血管の断面輝度曲線の曲率計算によって得られる曲率の極大位置は、血管幅の変動に関わらず安定していることが分かった。そこで提案手法で

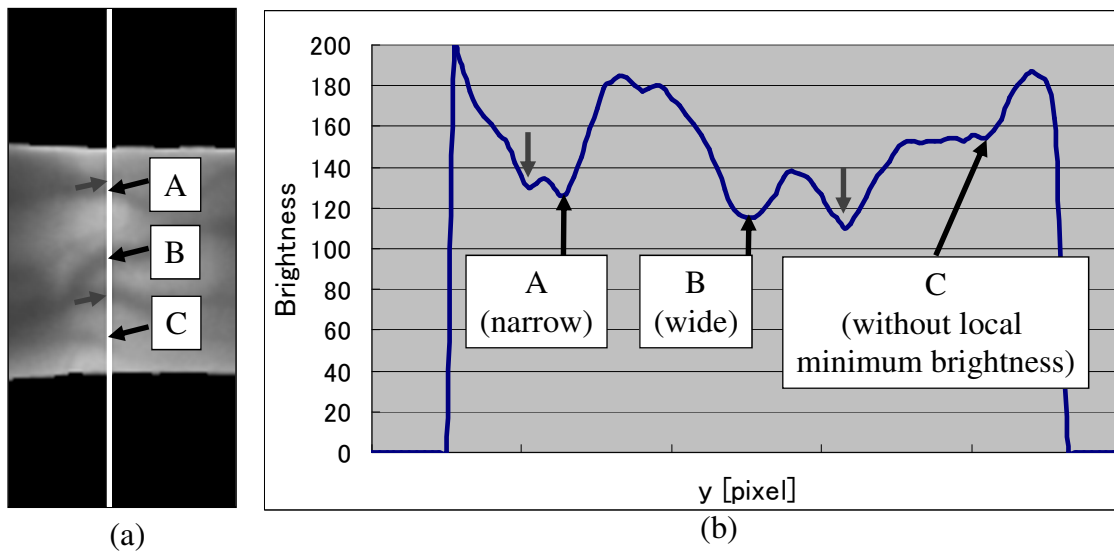


図 3.3: 指静脈画像の断面輝度プロファイルの一例

は、指静脈画像の中から断面輝度曲線を取り出し、その曲線に対する曲率計算を行って、曲率が極大値となる点を検出する。もし指静脈がその断面輝度曲線に直交して走行していれば血管中心が検出されることになり、複数の指静脈が直交していれば複数の血管中心位置が得られることになる。

しかしながら、取り出した断面輝度曲線には血管が交差しない可能性もあり、また画像ノイズの影響や輝度むらの影響などが含まれることも考えられる。このとき、偶発的に血管の中心ではない点を検出される。そこで提案手法では、検出された点に対して血管中心らしさの信頼度を示す得点を付与するものとする。

血管中心らしさは、血管とノイズとを区別するために次のように判定する。まず、実際の血管はノイズなどの偶発的な輝度変化と比べて断面輝度曲線が下に凸となる幅が広い。また血管中心位置の屈曲は、ノイズなどと比べてより大きくなる傾向がある。そこで、曲率の極大値を得た位置の周辺で曲率が正の値となる幅、すなわち曲線が下に凸である幅と、曲率の極大値そのものを乗算した値を血管中心らしさの得点として付与するものとする。

以上の処理により、断面輝度曲線を直交する血管の中心位置をロバストに検出することが可能となる。

次に、上述の処理の詳細について述べる。ここで、 F を指静脈画像とし、 $F(x, y)$ を座標 (x, y) の画素の輝度値とする。

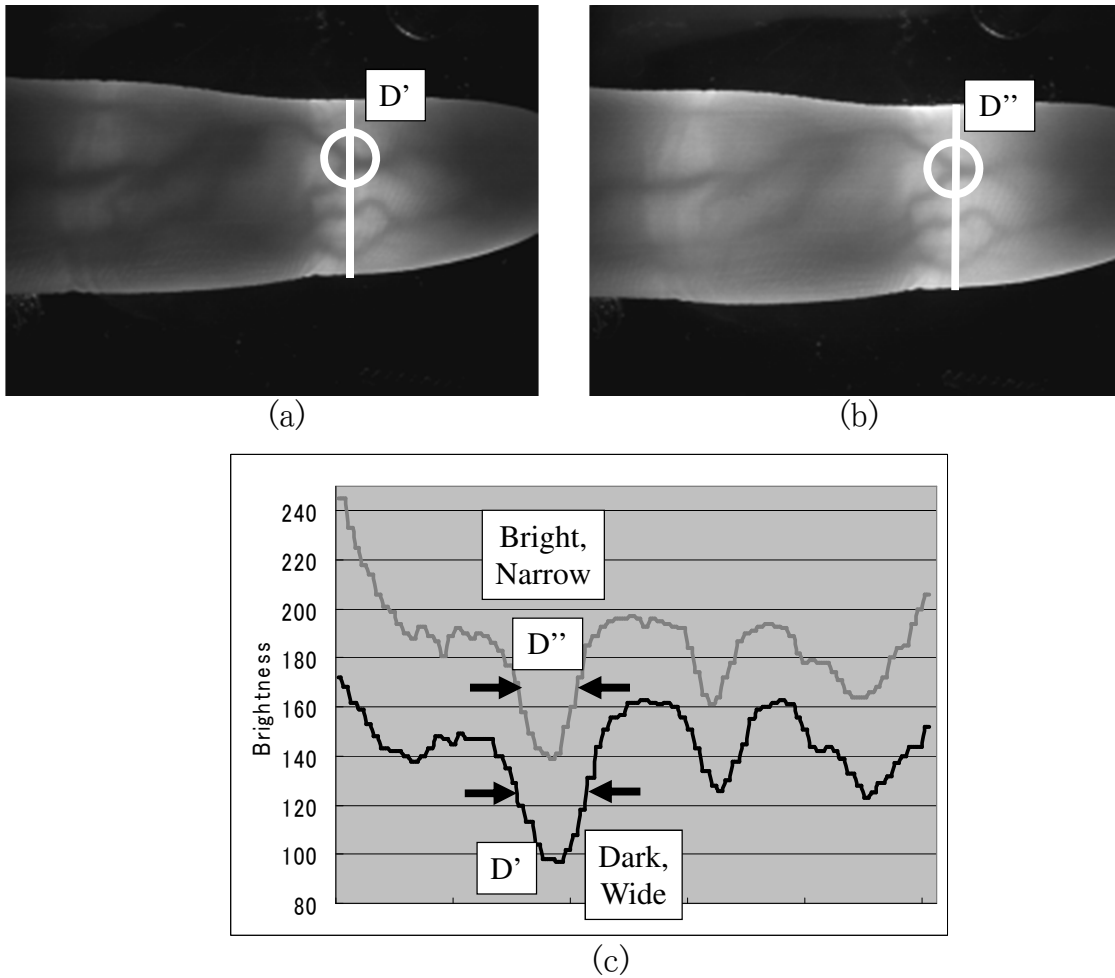


図 3.4: 指静脈の血管幅と輝度値の経時変化: (a) 血流量の多い指の指静脈画像, (b) 血流量が減少した場合の指静脈画像, (c) 断面輝度プロファイルの比較.

はじめに、画像から断面輝度曲線を獲得する.

$P_f(z)$ を指静脈画像 $F(x, y)$ の垂直方向より獲得した断面輝度プロファイルとする (図 3.3 を参照). このとき, $P_f(z)$ は次のように記載できる.

$$P_f(z) = F(x, z), \quad (3.1)$$

ここで, z をプロファイル上の座標とする. $P_f(z)$ のプロファイル上の座標と指静脈画像 $F(x, y)$ 上の座標とを関連付けるために, マッピング関数 T_{rs} を $F(x, y) = T_{rs}(P_f(z))$ と定義する.

続いて, 取り出した断面輝度曲線の曲率を計算する. 一般的に, 関数 $f(x)$ の曲率

$\kappa_f(x)$ は次のように記述できる.

$$\kappa_f(x) = \frac{d^2 f(x)/dx^2}{\{1 + (df(x)/dx)^2\}^{3/2}}. \quad (3.2)$$

実際に取り扱う曲線は離散値であるため, その曲率 $\kappa(z)$ も離散値として以下のよう
に算出できる [44].

$$d_- = \frac{1}{w} \sum_{i=-w+1}^0 \frac{y_{i-1} - y_i}{x_{i-1} - x_i} \quad (3.3)$$

$$d_+ = \frac{1}{w} \sum_{i=0}^{w-1} \frac{y_i - y_{i+1}}{x_i - x_{i+1}} \quad (3.4)$$

$$d_{\pm} = \frac{1}{w} \sum_{i=-w/2}^{w/2} \frac{y_i - y_{i+1}}{x_i - x_{i+1}} \quad (3.5)$$

$$d^2 y/dz^2 = d_+ - d_- \quad (3.6)$$

$$dy/dz = d_{\pm} \quad (3.7)$$

$$\kappa(z) = \frac{d_+ - d_-}{\{1 + (d_{\pm})^2\}^{3/2}}, \quad (3.8)$$

ここで, w はプロファイル曲線の平均値計算に利用する際の距離である (図 3.5 を参照のこと). 本研究では画像の解像度や血管幅を考慮して $w = 8$ と設定している.

次に, 計算した曲率から断面輝度曲線に含まれる血管の中心位置を検出する. 輝度プロファイル曲線上の各点は, 曲率 $\kappa(z)$ の正負に応じて下に凸か上に凸かを分類することができる (図 3.6 参照). もし曲率 $\kappa(z)$ が正の場合, その点のプロファイル $P_f(z)$ は下に凸の窪みの領域である.

このステップでは, 下に凸となる領域における曲率 $\kappa(z)$ の極大値を計算する. 極大値を生じる位置は断面輝度曲線の窪みの中心位置であり, これらの位置を z'_i と定義する. ただし, $i = 0, 1, \dots, N-1$ であり, N はこのプロファイル内の曲率の極大値の個数である.

最後に, 指静脈の中心位置に対する指静脈らしさの得点を付与する. 検出された中心位置 z'_i は断面輝度曲線の窪みの中心であるが, 静脈の上に存在しているとは限らない. 特に, 画像のノイズを抽出している可能性も考えられるため, 周囲の輝度プロファイルの状況を調べることでこの点が静脈の中心である可能性を評価する.

そこで提案手法では, 上述の通り静脈の中心位置である確からしさを断面輝度の窪みの急峻度と幅によって評価する. 鮮明な静脈パターンはその断面輝度の窪みが

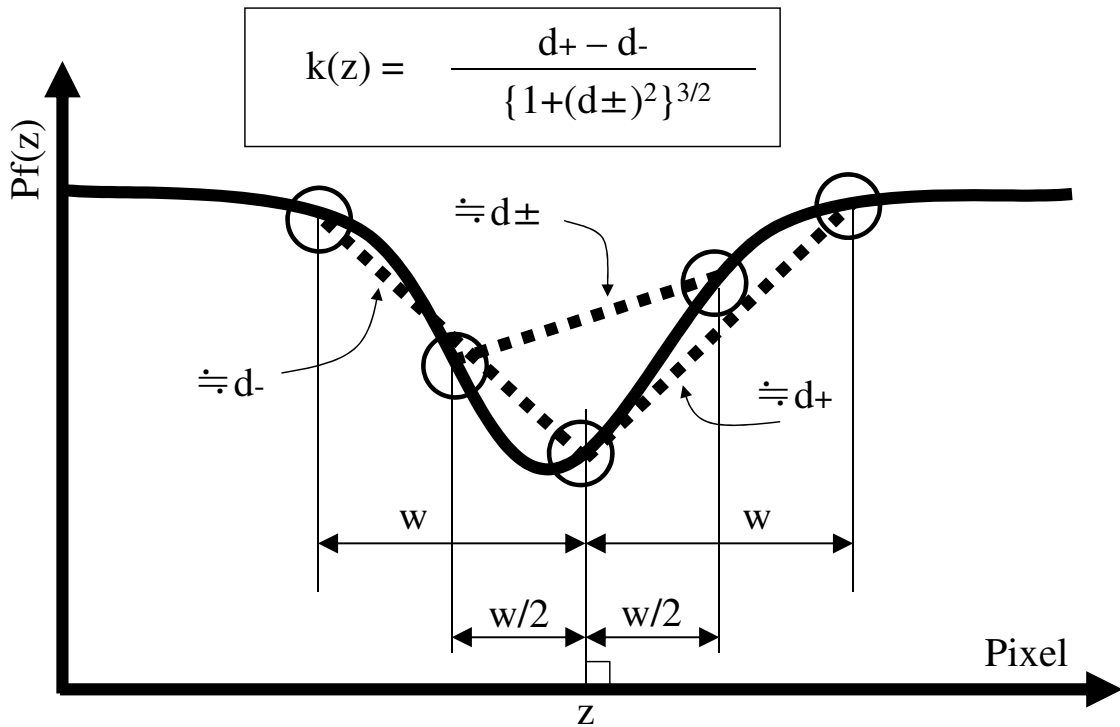


図 3.5: プロファイル曲線の曲率計算

急峻であり、そして幅も広い傾向にある。そこで、指静脈らしさの得点 $S_{cr}(z'_i)$ を定義し、検出された中心位置 z'_i に付与する。

ここで、 $S_{cr}(z'_i)$ は次のように定義する。

$$S_{cr}(z'_i) = \kappa(z'_i)W_r(i), \quad (3.9)$$

ただし、 $W_r(i)$ は図 3.6 に示す通り、検出された中心位置 z'_i を含んだ曲率が正となる領域の幅である。指静脈の血管幅が太いほど曲率が正となる幅も太くなるため、この幅は血管幅を反映している。

もし $W_r(i)$ が大きい場合、この位置における血管らしさは高いと考えられる。さらに、指静脈の中心位置の曲率が高いほど画像上の指静脈は鮮鋭に撮影されていることを意味する。従って、この幅と曲率とは指静脈らしさに関係が深いと考えられる。そのため、指静脈らしさの得点を両者の積として定義している。

なお、 $W_r(i)$ の値は曲率 $\kappa(z)$ の算出プロセスの中で逐次的に計算することが可能である。この逐次計算により計算量を低減することが可能となる。

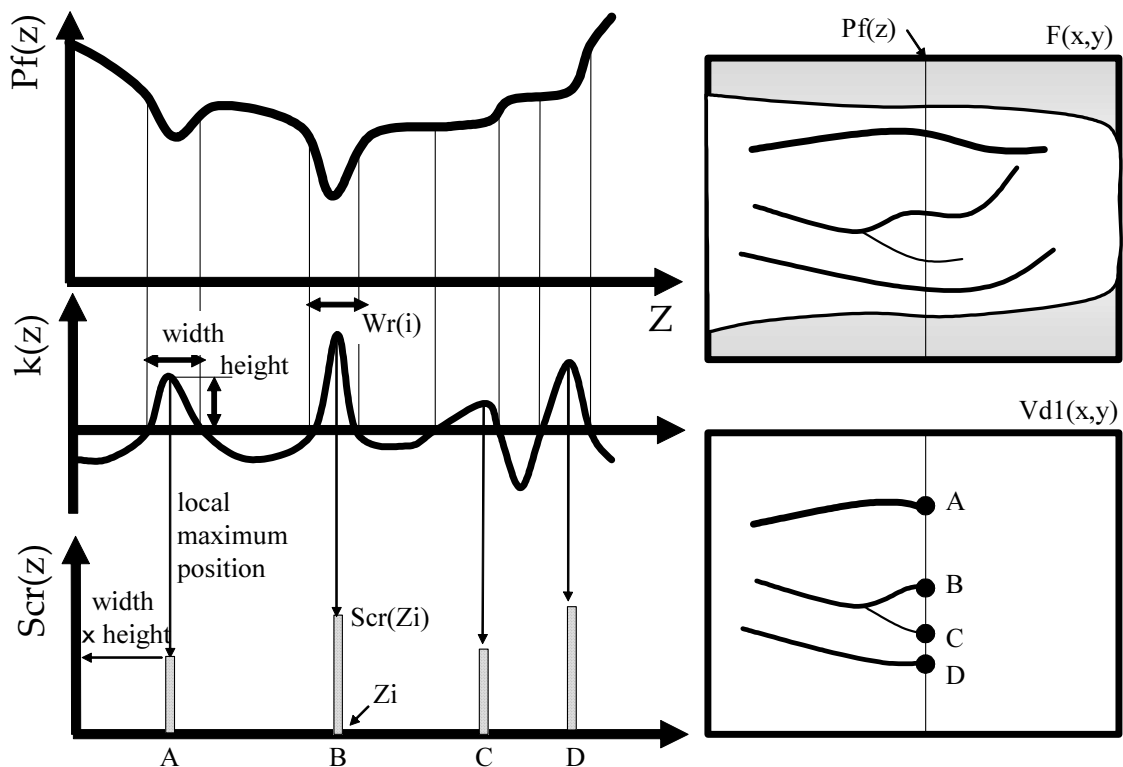


図 3.6: 取り出した断面輝度プロファイルとその曲率と指静脈らしさの得点との相互関係

3.3.3 様々な位置と方向の血管の中心位置検出

ここでは、前節にて詳述した指静脈の中心位置の検出を利用して、画像全体の血管中心位置を獲得する手法について述べる。

前述の手法によって、1次元の断面輝度曲線に対する血管の中心位置の検出が実施できるため、画像のあらゆる位置と方向に対する断面輝度曲線を取り出して同様の処理を実施すれば、それに対応する位置と方向の静脈の中心位置を検出することが可能となる。

まず初めに、垂直方向の断面輝度曲線 $P_f(z) = F(x, z)$ を取り出し、これに対して指静脈らしさのスコア $S_{cr}(z'_i)$ を獲得する。ここで、 $V_{d1}(x, y)$ を垂直方向の断面輝度プロファイルにより得た指静脈らしさの結果を格納する領域とし、このスコアを $V_{d1}(x'_i, y'_i)$ に格納する。ただしこの領域は事前に0によって初期化されているとする。

具体的には以下の計算を実施する.

$$V_{d1}(x'_i, y'_i) = V_{d1}(x'_i, y'_i) + S_{cr}(z'_i) \quad (3.10)$$

ここで, (x'_i, y'_i) は $F(x'_i, y'_i) = T_{rs}(P_f(z'_i))$ として定義される座標を意味する. すなわち, 2次元の画像から取り出された1次元の断面輝度曲線の座標 z'_i に対応する元の2次元画像の座標を (x'_i, y'_i) とする.

続いて, 様々な方向に広がる指静脈パターンを獲得するために, 垂直方向だけではなく他の方向の断面輝度プロファイルに対しても上述と同様に処理を行う. 本手法では, 画像の4つの方向(水平, 垂直, 右下がりの斜め45度方向, 右上がりの斜め45度方向)の断面輝度プロファイルを観測するものとする. 取り出す断面輝度曲線を図3.7に示す. なお, 図示された各4方向をそれぞれ $d1, d2, d3, d4$, と呼ぶこととする.

このように, 断面輝度プロファイル $P_f(z)$ を各方向から抽出し, 上述の処理手順を順次実施していく. 最終的に, 各方向のプロファイルを利用して抽出された指静脈の中心位置の指静脈らしさの得点が, それぞれ $V_{d1}, V_{d2}, V_{d3}, V_{d4}$ に格納されることになる.

3.3.4 血管中心位置の接続と指静脈の中心線の獲得

前節までの処理によって, 各座標と4方向ごとの血管の中心位置とその指静脈らしさのスコア分布 ($=V_{di}$, ただし $i = 1, 2, 3, 4$) を獲得できた. ここでは, 画像全体の指静脈パターンの中心線を獲得するために, 各方向ごとに得た血管の中心位置の検出結果を合成し, 全体的な指静脈パターンを獲得する処理について述べる.

上述の方法によって獲得した血管中心の位置は, 2次元画像より取り出した1次元の断面輝度曲線を用いて得たものである. 従って, 各輝度曲線より抽出された血管中心位置はそれぞれが独立に獲得されたものであり, 例えば平面空間的な接続性を考慮して得た結果ではない. そのため, 空間的には孤立点や線の途切れなど, ノイズ状の点を含む可能性もある. そこで, 上述の処理で得た血管中心らしさの各スコア分布に対し, 孤立点の除去と分断された線の接続処理を施しながら血管中心位置の合成を行い, 空間的に接続性のある指静脈パターンを獲得する.

ここで提案手法の詳細について述べる. まず初めに, 抽出された指静脈の中心位置を接続し, かつノイズを除去するために, 以下に示すフィルターを V_{di} に対して施す. 初めに, 指静脈らしさの分布 V_{d1} のある座標 (x, y) に着目する. この座標の

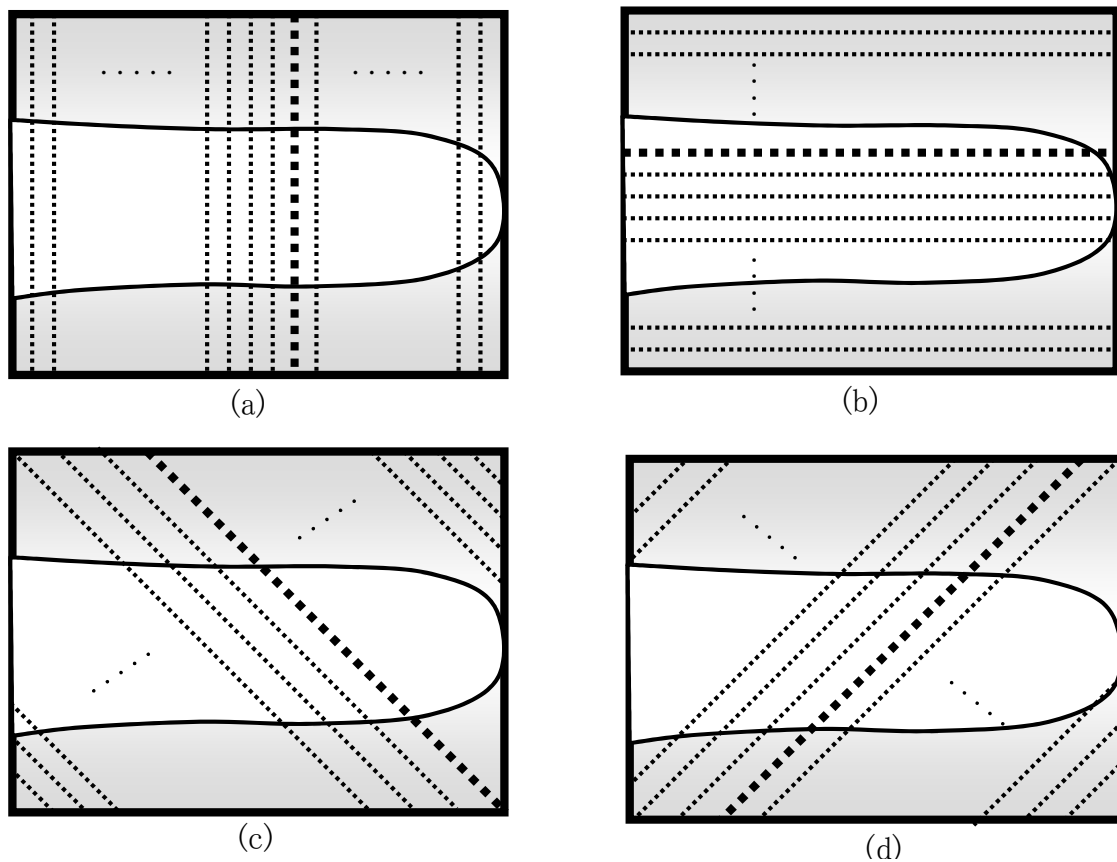


図 3.7: 断面輝度プロファイルの方向の定義 : (a) 垂直方向 (d1), (b) 水平方向 (d2), (c) 右下がりの斜め方向 (d3), (d) 右上がりの斜め方向 (d4).

左右の2つの近傍画素である $(x-1, y)$ と $(x+1, y)$ とを観測したとき, もしこれら3つの画素の値が高い場合は指静脈が水平方向に走行していると考えられる. また, 画素 (x, y) の値だけが小さく, 両隣の画素値が大きい場合には, 水平方向に沿って走る線パターンの画素 (x, y) の位置に不連続な点が存在していると考えられる. 従って, この場合は画素 (x, y) の画素値を増加させることで, 左右との途切れを無くすことができる. 一方, 画素 (x, y) だけが大きい値である場合にはこの点の値はノイズであると考えられるため, この点の画素値を減少させてノイズを除去することができる.

上述の処理を定式化すると以下のように記述できる.

$$C(x, y)_{d1} = \text{med}\{V_{d1}(x-1, y), V_{d1}(x, y), V_{d1}(x+1, y)\}, \quad (3.11)$$

ここで、 $\text{med}\{\dots\}$ は中央値を獲得する関数である。

この処理を4方向の指静脈の中心位置の指静脈らしさの分布 V_{di} に対して同様に実施し、 C_{d2} , C_{d3} , C_{d4} を獲得する。

そして、各画素ごとに、 C_{d1} , C_{d2} , C_{d3} , C_{d4} の中の最大値を選択して得られた画素値 $G(x, y)$ を獲得する。すなわち、 $G = \max\{C_{d1}, C_{d2}, C_{d3}, C_{d4}\}$ と記述できる。その結果、全方向成分に対する指静脈らしさの分布が合成され、画素ごとに $G(x, y)$ に格納される。図3.8は4方向の検出結果の合成により指静脈パターンを獲得する模式図である。

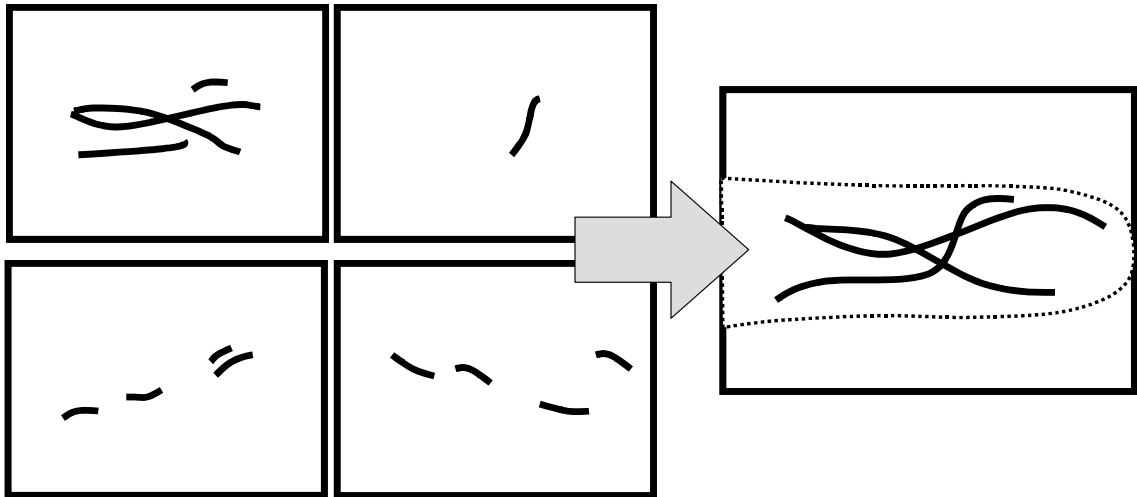


図 3.8: 4方向の指静脈中心検出結果の合成による指静脈パターンの獲得

最後に、獲得した指静脈パターン $G(x, y)$ を閾値処理により2値化する。前章で示した照合処理を適用できるように、ここでも前章にて実施した同様の方式で2値化処理を行う。具体的には、指静脈パターン $G(x, y)$ 内の画素値が双峰性となることを仮定し、判別分析法 [44] に基づいて画素値を2グループに分類した際のグループ間の分散を最大化するように閾値を決定する。そして、閾値より低い画素値は指静脈の存在しない「背景」領域に、そして閾値以上の画素値は「静脈」領域に分類する。ここで、「背景」に分類された画素の画素値を0に、「静脈」に分類された画素の

画素値を 255 にラベリングする．この処理により得られた指静脈パターンの一例を図 3.9 に示す．

以上の処理により，血管幅の相違や変動にロバストな指静脈パターンを獲得することができる．

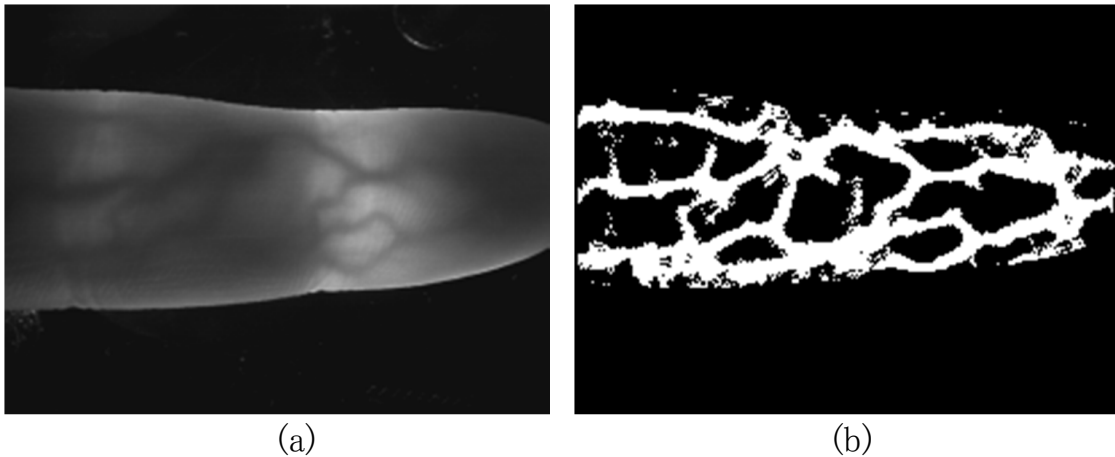


図 3.9: 指静脈パターンの抽出結果の一例：(a) 元画像，(b) 抽出結果．

3.4 実験

本節では，提案する指静脈パターンの抽出アルゴリズムに関する実験について述べる．初めに，提案するの指静脈抽出アルゴリズムの抽出の正確性に関する評価について述べ，次に血管の太さの変動に対する抽出結果のロバスト性の評価について述べる．そして最後に，生体認証技術としての提案手法の適用可能性に関する評価実験について述べる．

指静脈パターンの抽出を行う手法の比較を行なうために，提案手法に加えて従来手法であるマッチドフィルタと，前章にて提案した反復線追跡手法の3つを評価対象とした．

マッチドフィルタ手法は前章で述べた通り2次元のフィルタカーネルを原画像に畳み込むことで指静脈パターンを強調する手法である [47, 24]．ここで用いるマッチドフィルタは前章で示したものと同様に2次元のフィルタカーネルとして定義し，カーネルのプロファイル形状が典型的な指静脈の断面輝度プロファイルの谷の形状と類似するように設計する．フィルタは4つのフィルタカーネルより構成されており，各フィルタがそれぞれ異なる方向成分の指静脈パターンを強調するように最適

化されている。図 3.10 はそのカーネルの 1 つを示している。4 つの各フィルタを元画像に対して独立に畳み込み、得られた畳み込み演算の結果を総和することで全方向の指静脈パターンを強調する。

反復線追跡法は前章で提案した指静脈パターンの抽出手法である。任意の点から暗線を辿る処理を行い、画素ごとに辿られた回数を記録する。この処理を様々な位置から反復的に実施すると、暗線である指静脈の部分は辿られる回数が徐々に上昇し、最終的に暗線でない部分とのコントラスト差が得られる。これにより、統計的に指静脈パターンを獲得することができる。

26	8	-18	-32	-18	8	26
26	8	-18	-32	-18	8	26
26	8	-18	-32	-18	8	26
26	8	-18	-32	-18	8	26
26	8	-18	-32	-18	8	26
26	8	-18	-32	-18	8	26
26	8	-18	-32	-18	8	26

図 3.10: 実験に用いたマッチドフィルタのカーネル

3.4.1 人工画像を用いた指静脈パターン抽出の正確性の評価

提案手法による指静脈パターン抽出の正確性を評価するために、人為的に指静脈を模擬した線パターンを埋め込んだテスト画像から線パターンを抽出する実験を行った。

実験は次の手順によって実施した。

まず、真の静脈パターンが既知であり、そして実際の指静脈画像を模擬するように様々な線幅と明るさの線パターンを含む擬似的な指静脈画像を人為的に生成する。続いて、この画像から指静脈パターンを抽出する。最後に、抽出された指静脈パターンと真のパターンとをテンプレートマッチングによって比較し、抽出の正確性を評価する。

実験の詳細を以下に記す。

テスト画像の生成

各手法によるパターン抽出の正確性を評価するために、人工画像を用いた正確性評価を実施する。人工画像を用いる理由は、実際の指静脈パターンによる評価では正解となるパターンが把握しにくいからである。人為的に画像を生成することで、真のパターンが既知となり、かつ画像に任意の変動を与えることができることから、パターン抽出の正確性を精度良く評価することが可能となる。

図 3.11 はテスト画像の生成手順を示している。この手順を順に説明する。

初めに、真の指静脈パターンとなる線を手書きする (図 3.11(a))。この線パターンは線幅 1 画素の 2 値細線画像である。

次に、上記の細線を基準に様々な線幅と輝度値となる線パターンを生成する。ここで、実際の指静脈画像にできるだけ類似させるため、生成される線パターンの断面輝度プロファイルがガウス関数となるように線パターンを生成する (図 3.11(b))。また、実際の指静脈パターンと同じように、1 枚の画像に様々な線幅や輝度値の線パターンが含まれるよう、以下の条件に従って指静脈パターンを生成した。

(A) 画像の左側に移動するにつれて徐々に線幅を太くしていく。

(B) 画像の下側に移動するにつれて徐々に輝度を暗くする。

生成された擬似指静脈パターンを図 3.11 (c) に示す。ここで、この画像は 8 ビットの濃淡画像であり、幅 240 画素、高さ 180 画素の大きさである。また、最も幅の広い静脈は画像左端の 56 画素であり、逆に最も幅の狭い静脈は画像右端の 1 画素である。

続いて、輝度むらを含んだ指静脈画像を背景部分を生成するために、図 3.11 (d) に例示される実際の指静脈画像を利用して平均画像を作成する。平均画像は概ね指幅が類似する 100 枚の指静脈画像の平均計算により生成したものである。平均画像には僅かに指静脈パターンが含まれていたため、平均画像に対してさらに 9 画素×9 画素の平均フィルタを施した。これにより作成された背景画像を図 3.11 (e) に示す。

最後に、上述の通り生成した擬似的な指静脈パターンと背景画像とを合成する。最終的なテスト画像を $F_t(x, y)$ 、擬似的な指静脈パターンを $V_t(x, y)$ 、背景画像を $B_x(x, y)$ としたとき、以下の式に基づいて合成する。

$$F_t(x, y) = V_t(x, y) - B_t(x, y) \times 16/255 \quad (3.12)$$

生成されたテスト画像を図 3.11 (f) に示す。

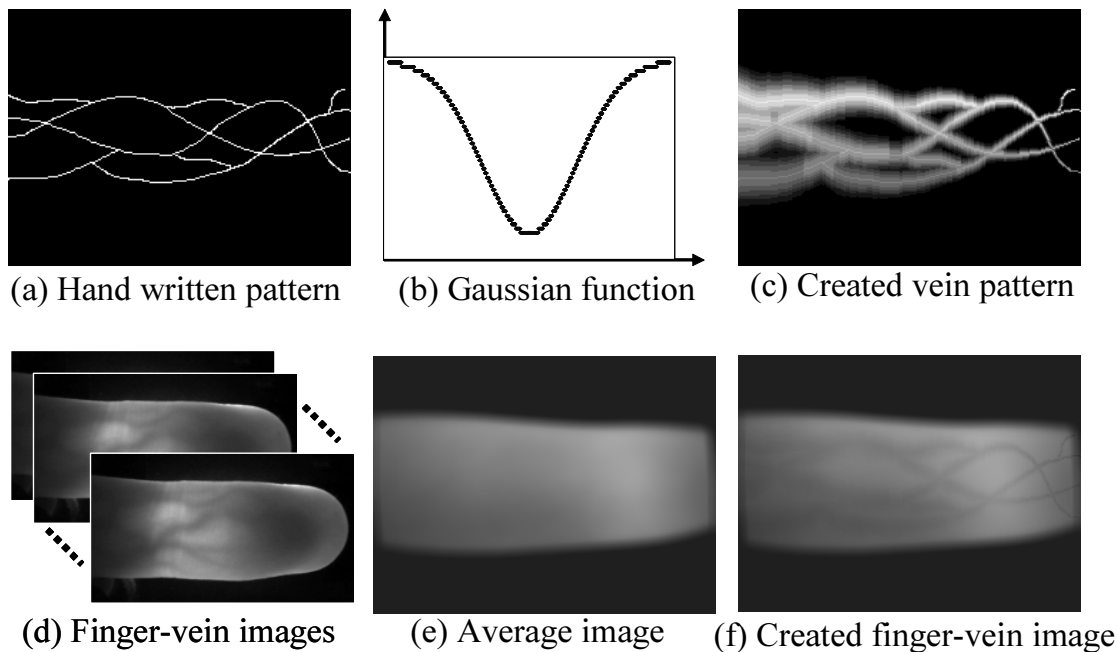


図 3.11: テスト画像の生成手順: (a) 手書きパターン, (b) ガウス関数, (c) 指静脈状のパターン, (d) 実物の指静脈画像, (e) 平均画像, (f) 生成されたテスト画像.

線パターン抽出の正確性の評価方法

ここでは、上述の通り生成したテスト画像を利用してパターンを抽出した際の正確性を評価する方法について述べる。

本実験では真のパターンが既知である疑似画像を用いているため、線パターンの抽出結果の正確性を評価するためには、元の手書きパターンと抽出された線パターンとを比較すれば良い。比較はテンプレートマッチングによって実現できる。すなわち、2枚の2値パターンを重ね合わせて画素ごとに2枚の画像の画素値を比較し、その誤差を評価すれば良い。

二つのパターン同士を比較する際の誤差には2通り存在する。一つ目は、元画像には線パターンが存在しているものの、抽出結果には線パターンが存在しなかった画素がある場合である。これは、パターン抽出が十分実施できなかったことを意味する。ここではこの画素を未抽出画素と定義し、全体的な線パターンの総画素数に対する未抽出画素の比率を未抽出率と呼ぶ。二つ目は、元画像には線パターンが存在していないが抽出結果に線パターンが存在している画素がある場合である。ここではこの画素を誤抽出画素と定義し、全体的な線パターンの総画素数に対する誤抽出画素の比率を誤抽出率と呼ぶ。これら2つのエラー率が小さい場合、抽出アル

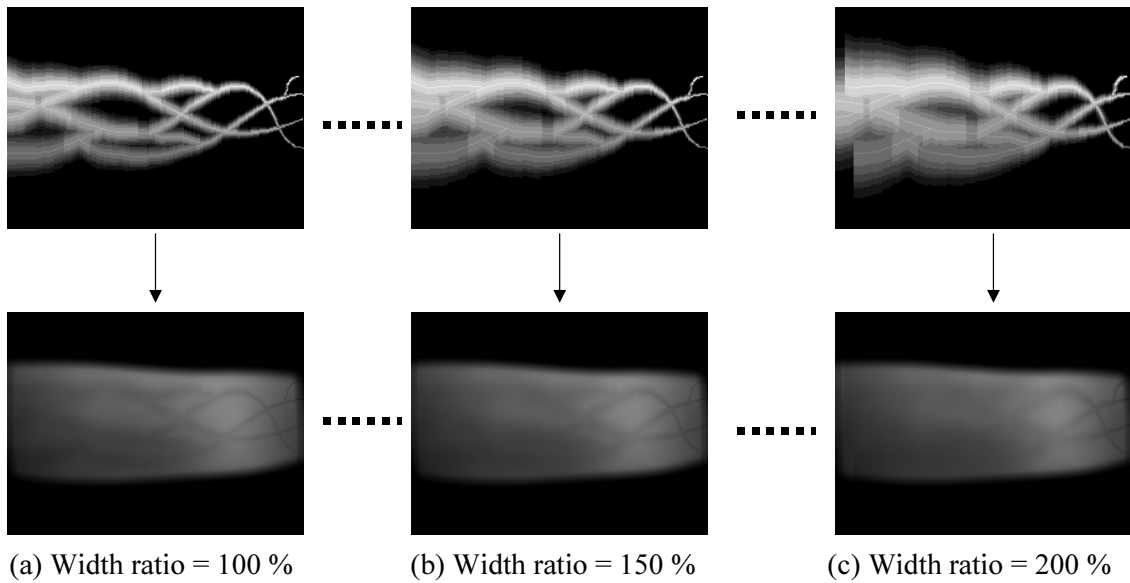


図 3.12: 様々な平均幅を持ったテスト画像の一例

ゴリズムは指静脈パターン抽出の正確性が高いと判定できる。

しかしながら、手書きの元パターンは細線画像であるが、その一方で各手法によって抽出されたパターンは一般的に幅を持つ。このとき、両者をテンプレートマッチングにより比較すると、抽出された線パターンの太さと手書きの細線パターンとの線幅が大きく異なるため、誤差が上昇してしまう。特に本実験で比較する各手法は、線幅を忠実に再現しながら線パターンを抽出する手法と、提案手法のように線幅の情報を正規化する手法とでそれぞれ特性が異なる。従って、線パターンをより太く抽出する傾向にあるアルゴリズムが常に不利な結果となる。

そこで抽出精度の評価を公平に行うために、元の細線パターンを様々な線幅に太らせ、幅の異なる複数のマスクパターンを生成して比較する。ある線幅のマスクパターンと各手法で抽出された線パターンとをテンプレートマッチングによって比較すると、上述の通り各抽出処理の特性に応じて有利・不利が生じる。その一方で、また別の線幅のマスクパターンとの比較を実施すると、各抽出処理に対して有利と不利の関係性が変動する。つまり、様々な線幅を持つマスクパターンとの比較を実施することで、特定の手法だけが有利・不利な評価とはならず、評価条件を均一化することが可能となる。これによって各手法の特性の良好さをより公平に定量化することが可能となる。最終的には線幅をパラメータとした未抽出と誤抽出とのトレードオフ曲線を得られるため、この曲線によって定量的な評価を行う。

本実験では、16種類の線幅を持つマスクパターンを使用するものとする。なお、各マスクパターンは一定の線幅を持つ。図3.13にマスクパターンの一部を示す。最も狭い線幅のマスクパターンは1画素の線幅であり（図3.13 (a)），最も広いものは32画素の線幅を持つ（図3.13 (d)）。

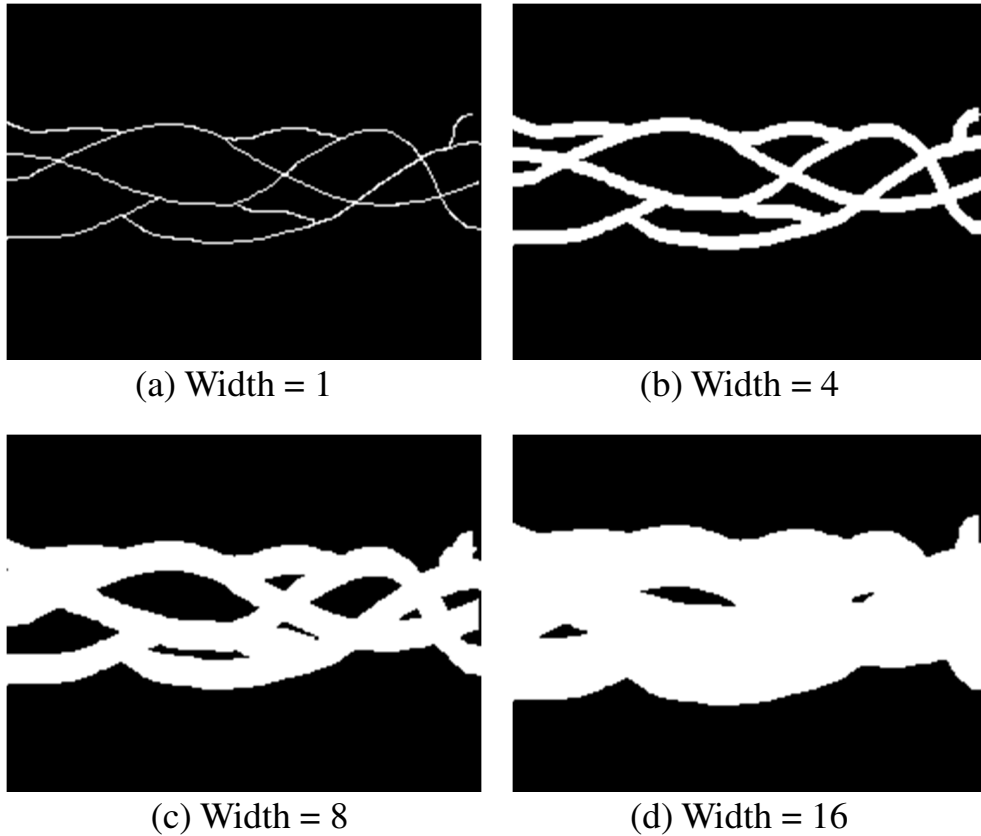


図 3.13: 誤抽出率と未抽出率の算出に用いるマスクパターンの一例

ここで、上述した未抽出率と誤抽出率を定義する。ある一つのマスクパターンを $M_i(x, y)$ ($i = 1, 2, 3, \dots, 16$) としたとき、これを用いて未抽出率 $R_u(i)$ と誤抽出率 $R_f(i)$ とを計算する式を以下のように定義する。

$$R_u(i) = \frac{\sum_{\forall(x,y)} \{T_r(M_i(x, y) = 255 \wedge V_e(x, y) = 0)\}}{\sum_{\forall(x,y)} \{T_r(M_i(x, y) = 255)\}} \quad (3.13)$$

$$R_f(i) = \frac{\sum_{\forall(x,y)} \{T_r(V_e(x, y) = 255 \wedge M_i(x, y) = 0)\}}{\sum_{\forall(x,y)} \{T_r(V_e(x, y) = 255)\}} \quad (3.14)$$

ここで、 $V_e(x, y)$ はテスト画像より抽出された線パターンの2値画像であり、 $T_r(b)$ は論理式 b が真となる場合に1を、偽となる場合に0を返す関数である。これらの

エラー率をすべてのマスクパターン i について計算することで、トレードオフ曲線が得られる。

結果

まずはじめに、各手法を用いてテスト画像から抽出した線パターンを図 3.14 に示す。同図 (a) は提案手法により抽出された線パターンであり、比較的鮮明なパターンが獲得できている。しかしながら、他の 2 つの従来手法を用いて抽出された同図 (b) や (c) の結果は、特に元画像の線幅が太く、かつ線パターンが暗い左下付近の領域においては元の線パターンの形状から崩れ、線パターンがかすれている様子が分かる。このことから、提案手法は線幅の変動に対してロバストであると考えられる。

続いて、これらの結果を定量的に評価するために、未抽出率 $R_u(i)(i = 1, 2, \dots, 16)$ と誤抽出率 $R_f(i)(i = 1, 2, \dots, 16)$ の関係性を図 3.15 の受信者操作特性曲線 (ROC カーブ) にて示す。マスクパターンの線幅が徐々に大きくなるにつれ、誤抽出率は徐々に小さくなっているが、一方で未抽出率は同時に大きくなっていく様子が分かる。

また各手法間のエラー率を比較すると、提案手法によって得た線パターンのエラー率は、他のいずれの手法と比べても低い値に抑えられていることが分かる。この ROC 曲線より誤抽出率と未抽出率とが一致する等価エラー率 (EER ; equal error rate) を算出したところ、提案手法、反復線追跡、マッチドフィルタのそれぞれに対する EER は 26%, 42%, 31% となった。従って、この実験結果により、提案手法の線パターン抽出の正確性が最も高いことが示された。

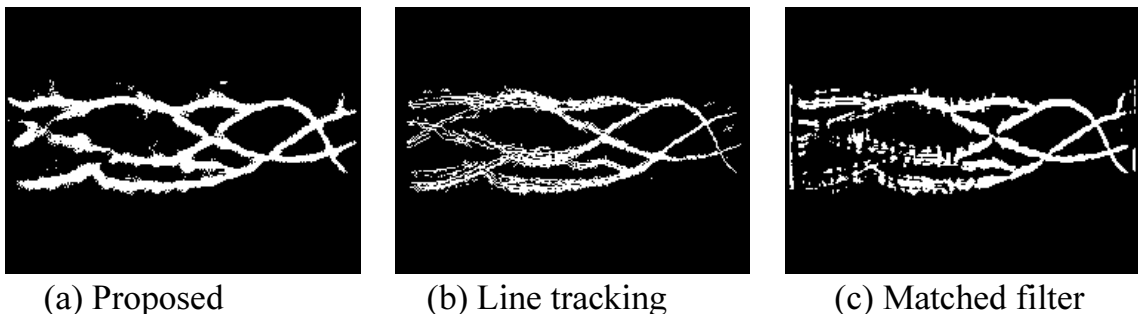


図 3.14: 各手法による線パターン抽出の結果

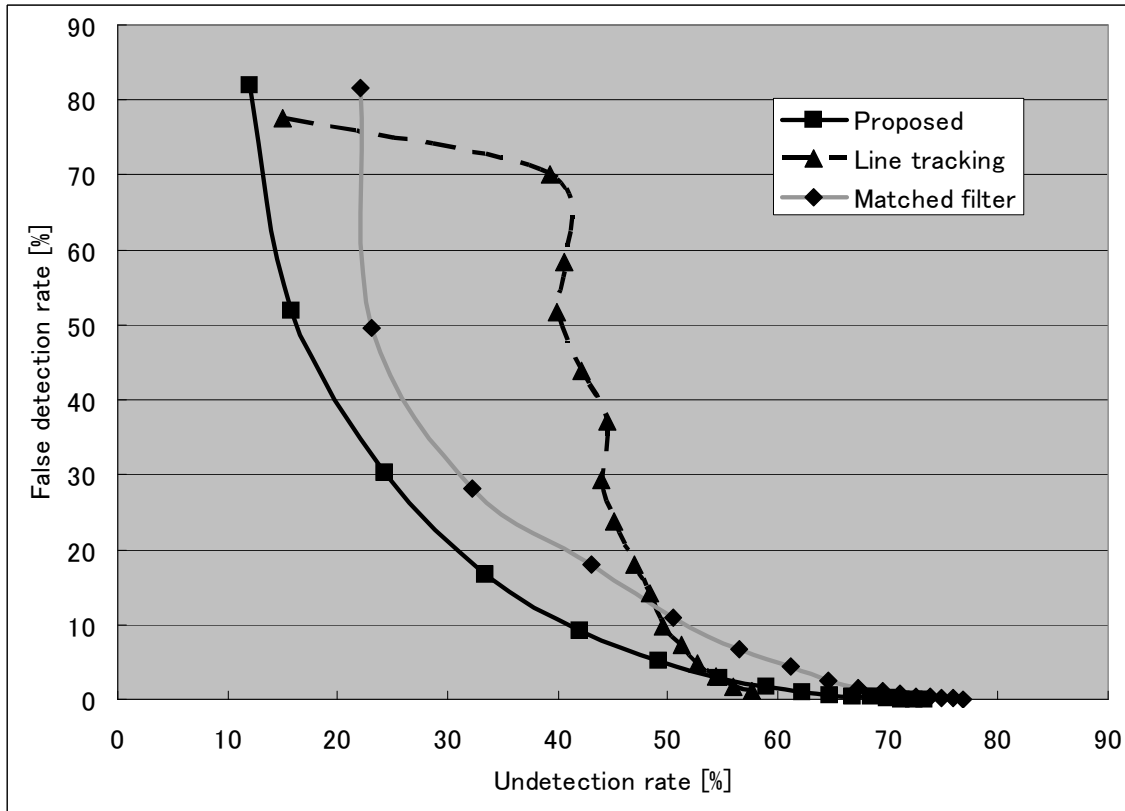


図 3.15: 各手法の線パターン抽出の正確性の評価結果

3.4.2 線パターンの線幅と明るさの変動に対するパターン抽出のロバスト性

ここでは、指静脈の線幅が認証試行のたびに変動することを想定したロバスト性の評価実験について述べる。基本的には前節の実験と同様にテスト画像を用いており、同一の線パターンにおいてそれぞれ線幅の異なる複数のテスト画像よりパターン抽出を行い、それぞれを比較することでロバスト性を評価する。

テスト画像の生成

テスト画像の生成は次の手順によって実施した。

まず、前節と同様にテスト画像を生成する。次に、図 3.11 (c) で示した疑似的な血管パターンの平均血管幅を様々に変化させ、同様にテスト画像を生成する。ここでは平均線幅がそれぞれ異なる 32 通りの指静脈状のパターンを生成することとした。

ただし、図 3.11 (c) で示される平均線幅を 100% (標準線幅) と定義し、最も太い

平均線幅となる画像を 200% (最大線幅) とした. ここではこの線幅の増加率を「線幅比」と呼ぶことにする. 図 3.12 は, 生成された 32 通りの平均線幅の線パターンを持つ 32 通りのテスト画像である. 同図 (a) は線幅比が 100% のテスト画像であり, 同図 (b) (c) はそれぞれ線幅比が 150%, 200% となるテスト画像である.

評価方法

本実験では, 上述した図 3.12 に示される 32 枚のテスト画像から線パターンを抽出し, それぞれの抽出パターン同士の類似性を評価することで線幅の変動に対するロバスト性を評価する. 各テスト画像は完全に同一のパターンに基づき作成されているため, 線幅の変動にロバストであれば各抽出結果の類似性は高いと考えられる.

各テスト画像から抽出された合計 32 枚の線パターン同士の類似性を評価するために, 前章で定義したミスマッチ率を用いることとする [47]. ここでミスマッチ率算出の手順を簡単に述べる. 初めに, 2 値の抽出パターンを, 背景, 静脈, 曖昧の 3 値に変換する. 次に, 2 枚のパターンを互いに重ね合わせる. そして重ねあわされた画素ごとに画素値を比較し, 背景と静脈とが重なる画素総数をミスマッチ数とする. 続いて, 重なり位置を変えながら, 最もミスマッチ数が小さくなる位置を検索する. 最後に, 最小となるミスマッチ数と静脈に分類された画素の総数との比率を計算し, これをミスマッチ率とする.

ミスマッチ率は両画像の相違度を示す指標であるため, 32 枚のパターン同士の相互照合の結果としてミスマッチ率がどれほど小さく維持できるかを評価することで手法ごとのロバスト性を定量化することができる.

結果

初めに, 各抽出手法に基づいてパターンを抽出した結果を図 3.16 に示す. 各手法とも, 線幅比が 100% の場合は鮮明に線パターンを抽出できている様子が分かる. 提案手法の結果に着目すると, 線幅比が上昇して 200% となった場合でも概ね元の線パターンの形状を保っていることが図 3.16 (a) (b) (c) より確認できる. しかしながら, 他の 2 つの手法においては線幅比が上昇するにつれ線パターンの抽出結果がかすれていき, 線幅比 200% の場合には不鮮明なパターンとなっている.

続いて, パターン抽出結果の変動を定量的に評価するために, 各パターン間の相互照合によるミスマッチ率の推移を計算する. ここでは, それぞれの線パターン抽出結果に対して線幅比 150% における線パターン抽出結果との照合によりミスマッチ

率を算出する．これにより，線幅の変動に対するパターン抽出のロバスト性を評価することが可能となる．

本実験の結果を図 3.17 に示す．線幅比が 150% から遠ざかるにつれ，ミスマッチ率は上昇していく．このとき，提案手法により抽出された線パターン間のミスマッチ率の平均値は 2.83% であることが分かった．同様に，反復線追跡とマッチドフィルタに基づく場合のミスマッチ率の平均値はそれぞれ 4.62% と 4.56% であった．この結果より，提案手法により抽出されたパターンのミスマッチ率は元の線幅が変動しても低い値を維持できることが分かった．従って，提案する線パターン抽出処理は指静脈の線幅や明るさの変動に対してロバストであることが結論付けられた．

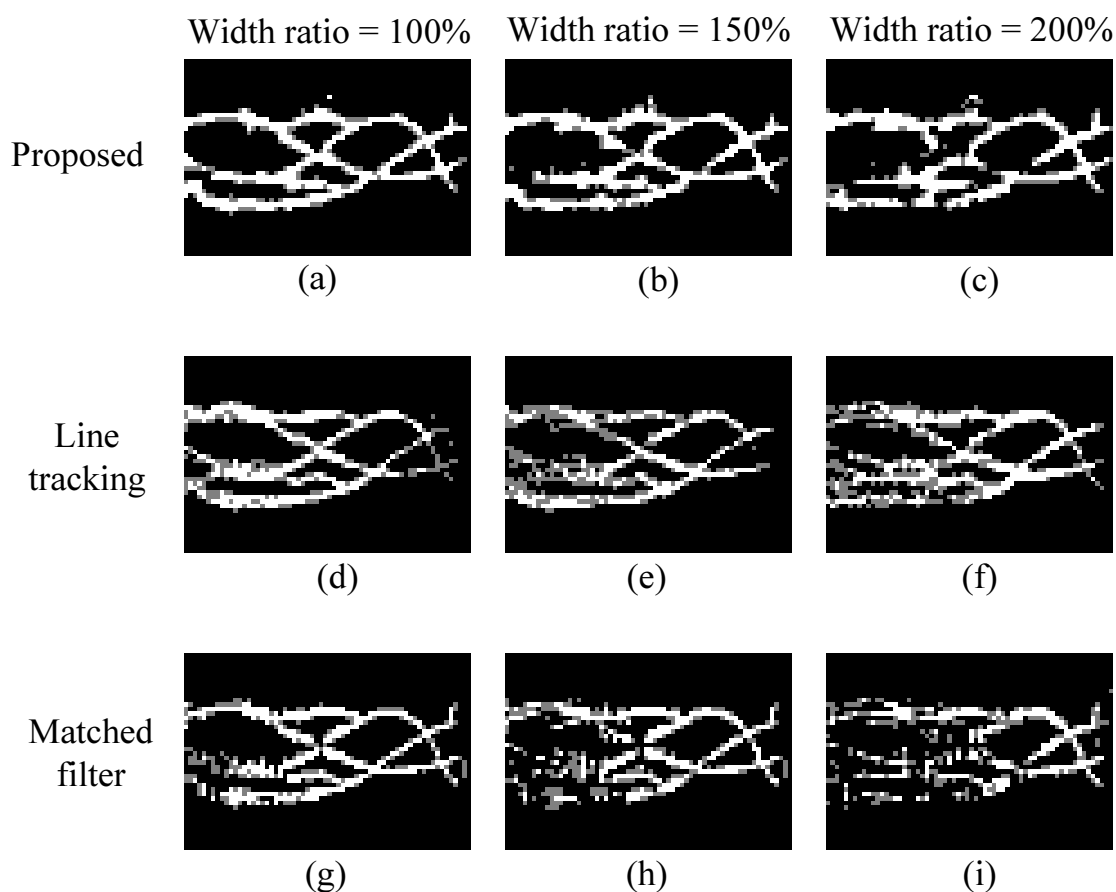


図 3.16: 様々な線幅比の元画像から抽出された線パターンの結果

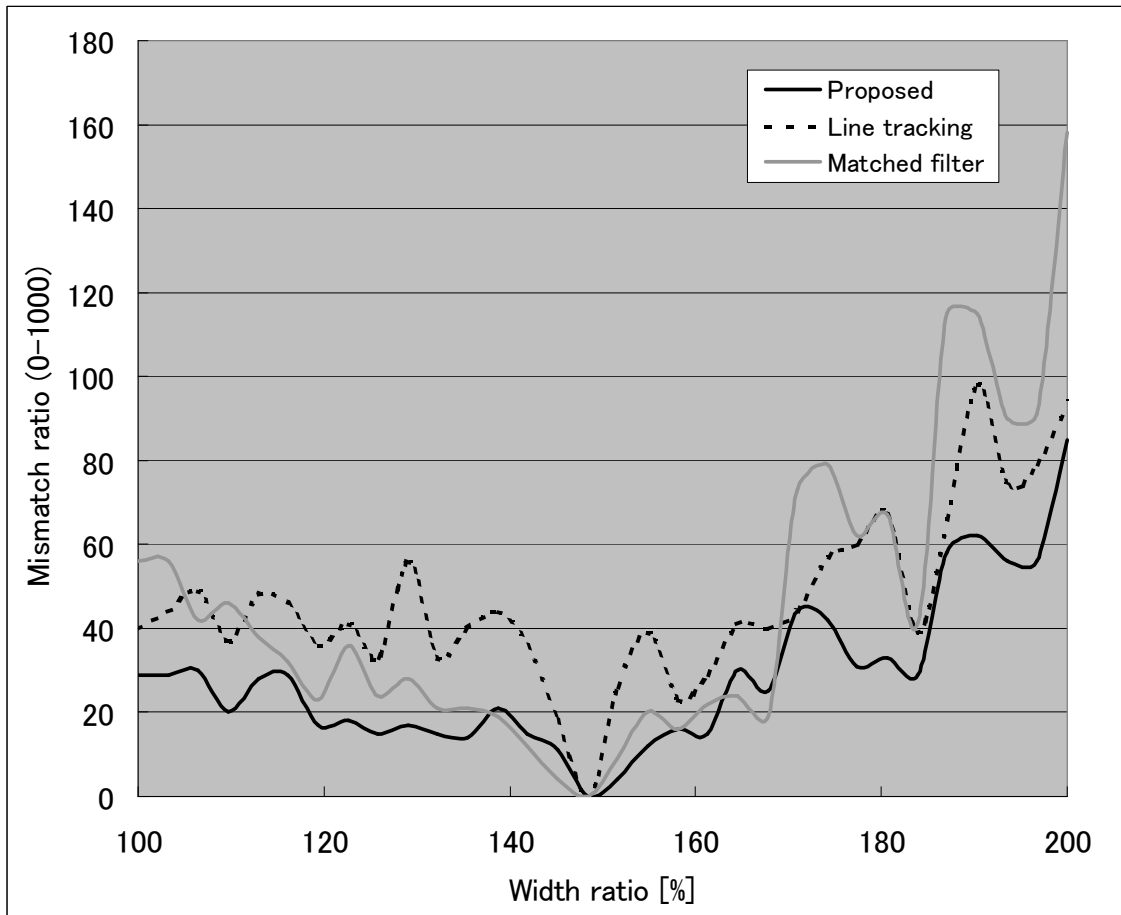


図 3.17: 線幅比 150% のテスト画像より抽出された線パターンとの照合によるミスマッチ率の推移

3.4.3 提案手法に基づく指静脈認証の精度評価

提案手法による生体認証の精度評価を行うために、大規模認証精度評価を実施した。精度評価として、本人拒否率 (FRR) と他人受入率 (FAR) とが一致する等価エラー率 (EER) を算出し、本手法の認証精度を評価する。

評価方法

評価に利用するデータセットは前章と同様、678名の被験者の678指分の指画像であり、1指につき2枚の画像を撮影している。被験者は20歳代から40歳代であり、約70%が男性である。また2枚の指画像は同一日に撮影したものであり、1枚目の撮影から概ね30秒程度が経過してから再度撮影を行った。なお、本実験で用いた撮

影装置はモノクロ 1/2 インチ CCD 赤外カメラ (NC300AIR, TAKEX) であり, 解像度はおよそ 0.3 [mm/画素] である.

FRR は各指の 2 枚の画像同士の mismatch 率の算出により獲得でき, FAR は異なる指の総当たり (678×677) による mismatch 率の算出により獲得できる. また本実験においても上述の従来手法の評価を別途実施し, 提案手法を含めて 3 つの方式を比較した.

3 つの手法の認証精度を比較するために, EER を前章で実施した方法により算出した. 初めに, mismatch 率に対する認証閾値 T_i を $T_i = i/1000 (i = 0, 1, \dots, 1000)$ と定義する. 次に, 本人拒否率である FRR_i を, 閾値 T_i よりも高い mismatch 率となった本人同士の照合件数と全本人照合件数との比として獲得する. 同様に, 他人受入率である FAR_i を, 閾値 T_i よりも低い mismatch 率となった他人同士の照合件数と全他人照合件数との比として獲得する. そして, i を順次変えながら, 取り得るすべての閾値に対して FRR_i と FAR_i を獲得する. 最後に, EER を $|FAR_i - FRR_i|$ が最小となる場合の FAR_i と定義し, これを満たす i を探しながら EER を算出する. このように EER を定義したのは, FRR_i と FAR_i は離散値であるため, 必ずしも $FRR_i = FAR_i$ となる i が存在するとは限らないからである. また, 他人照合の件数の方が本人照合の件数よりも多いため, FAR の方が詳細な離散値が得られることから, 最終的な FAR_i を EER として選択することとした.

結果

初めに, 各手法によって抽出された指静脈パターンの一例を図 3.18 に示す. 提案手法を利用して抽出された指静脈パターンが最も鮮明であることが分かる.

次に, mismatch 率の算出結果を図 3.19 に示す. 横軸は mismatch 率に対する認証閾値であり, 縦軸にはその閾値を設定した場合の FAR と FRR とが示されている. EER を生じる mismatch 率の閾値は各手法においてそれぞれ僅かに異なることが分かる.

続いて, FAR と FRR との関係を表す ROC 曲線を図 3.20 に示す. この曲線より EER の具体値を獲得した結果を表 3.1 に掲載した.

この表より, 提案手法の EER は 0.0009% であることが分かった. これに対し, 反復線追跡では 0.0096%, そしてマッチドフィルタでは 0.013% となっている. この結果より, 指静脈認証技術の実現に際しては, 従来手法との比較において提案手法のエラー率が最も低い結果となった. 生体認証技術において EER が 1/10 万を下回る

結果は実運用上の不都合がほとんど見られないと考えられるため、提案手法に基づく指静脈認証技術の認証精度は高く、極めて有効性の高い手法であることが結論付けられた。

表 3.1: 生体認証における各手法の EER の比較

methods	proposed	line tracking	matched filter
EER	0.0009%	0.0096%	0.103%

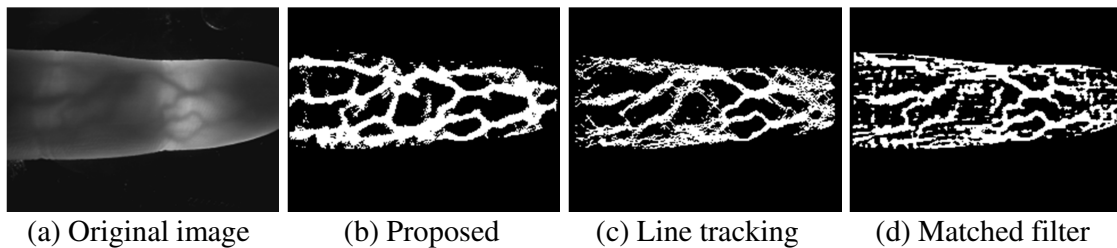


図 3.18: 各手法によって抽出された指静脈パターンの一例

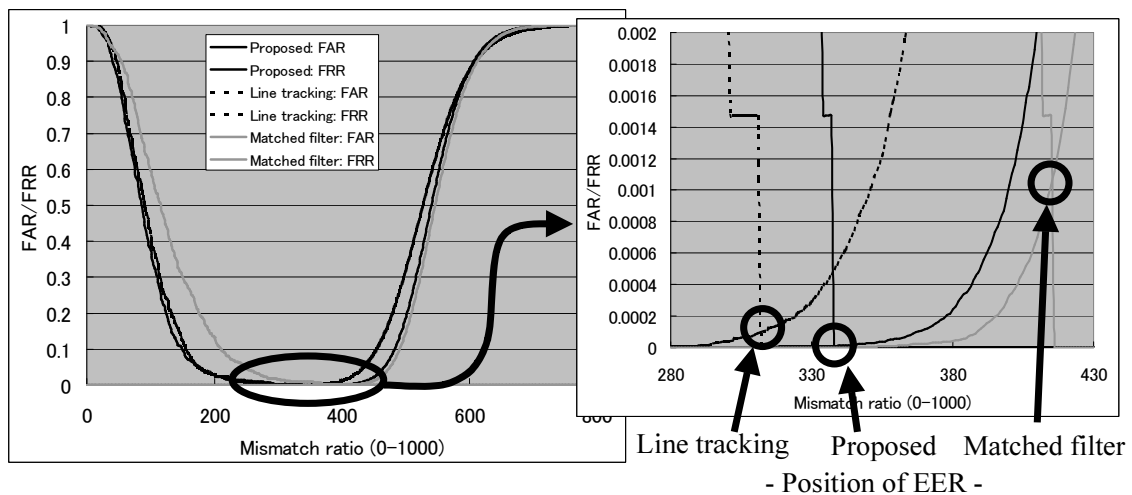


図 3.19: 生体認証における FAR と FRR との関係

3.5 おわりに

本章では、指静脈の太さや明るさの変動に対してロバストなパターン抽出と照合を行うために、画像の断面輝度プロファイル曲線の曲率を計算することで指静脈の

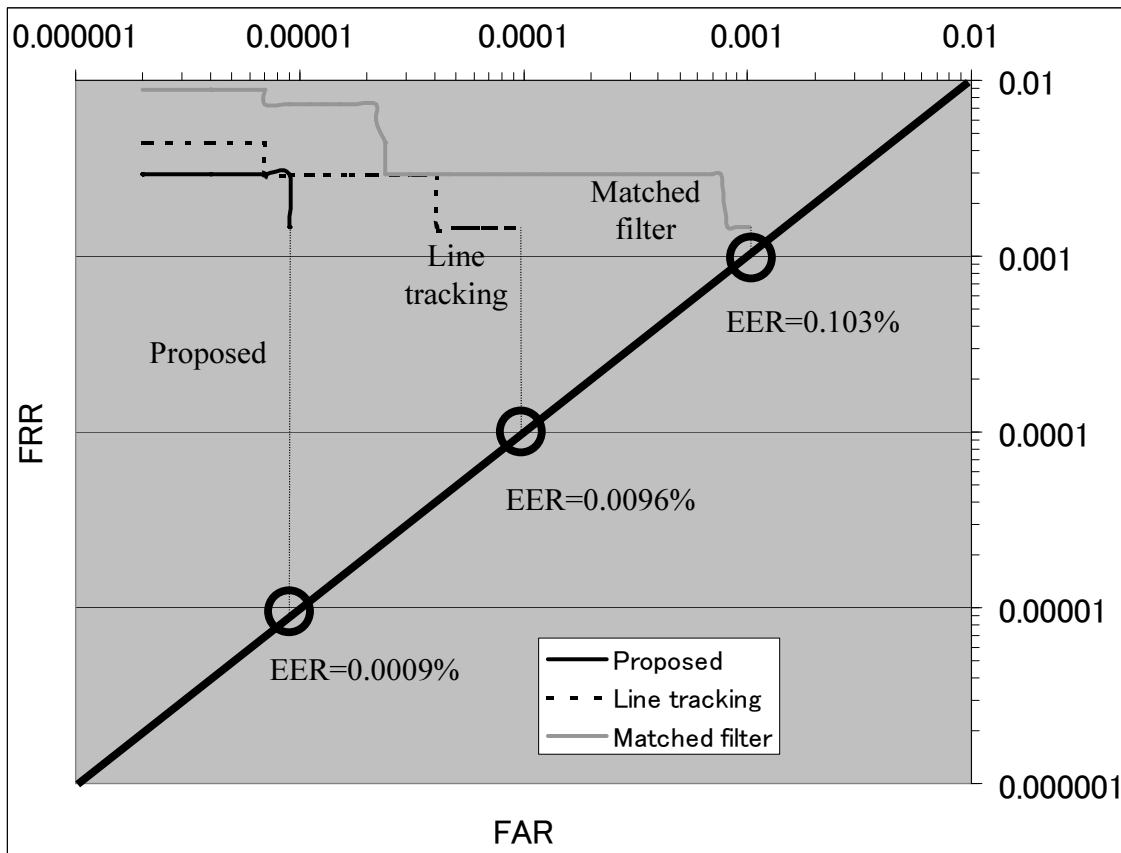


図 3.20: 各手法における ROC 曲線と EER の比較

中心線を抽出する手法を提案した。

指静脈の血管幅と明るさを変動させる実験においては提案手法のロバスト性が従来手法と比べて最も高いことが分かった。また、生体認証の実験において、提案手法の EER は 0.0009% と、様々な生体認証技術においても優れた認証精度を実現できることが示された。

今後の課題としては、本手法に基づく指静脈認証技術を様々な認証システムに適用し、その中で実用性に関する課題を洗い出しながら更なる高精度化に向けた技術検討を実施することである。様々な応用の中でも、特に装置の小型化に向けた技術検討が将来的に重要であると考えられる。装置の小型化によって、ノート PC や携帯電話、携帯端末など様々なモバイル機器におけるセキュリティソリューションに適用できるようになり、その活用の幅が広がると考える。今後は装置の小型化に伴う操作インターフェイスや撮像系の検討、そしてそれに合致した計測、認証技術を検討していく。

第4章 3波長光源による皮膚のしわ除去と血管像のぼけ改善

4.1 はじめに

指静脈認証技術は赤外線を利用した血管像の計測技術と、撮影された指静脈パターンの照合技術から構成されている。特に、前段の処理である血管像の撮影において、高画質で高精細な指静脈パターンを獲得することが、後段の処理あるいは全体の処理の高精度化に繋がる。特に、装置の小型化を実現するためには、装置面積を低減する必要があるが、そのためには撮影範囲を小さく制限する必要がある。そのため、認証に利用できる情報量が限定されるため、高精細な血管計測技術が重要となる。

血管像の計測技術は、一般的に近赤外分光法 (NIRS ; near-infrared spectroscopy) として知られる技術に分類される。近赤外分光法は近赤外線を用いて非侵襲に体内の血管像の計測が可能であり、生体認証の分野だけではなく医療分野などにおいても広く用いられている [48, 49, 53]。赤外線を用いた皮膚表面下の血管像計測技術は生体認証の分野で広く用いられており、指静脈以外にも、手の甲の静脈 [25, 38]、手のひら静脈 [39, 4, 92]、網膜 [66, 15, 3]、をはじめとする血管パターンに基づく生体認証技術に適用されているほか、顔 [10] や虹彩 [6] などの撮影においても近赤外線を照射することで可視光で撮影する情報とは異なる情報を利用する研究も広く行われている。

皮膚表面下の血管パターンの計測方法には、大きく2通りの方式が存在する。一つは反射光方式、もう一つは透過光方式である [68]。反射光方式は、撮影したい血管の存在する部分の皮膚表面に向けて赤外光を照射する方式である。照射された光は生体内部へ浸透し、血液によって吸収された光の分布が拡散によって進行方向が変わり、改めて生体から放出されたときの光を撮影することで血管像を得る。一方、透過光方式は、撮影したい血管の存在する部分の反対側の部位より赤外光を照射する方式である。生体の反対側より進行した光は生体内部で散乱や減衰を繰り返しながら撮影したい血管部に到達し、そのまま直進して放出された光を撮影する。反射

光方式は、観測したい血管に到達する前に散乱によって進行方向を変えた光成分が血管像の中に含まれるため、一般的には血管のコントラストが低下する傾向にある。従って、特に生体の表面よりも奥に位置する血管を鮮明に撮影するためには透過光方式が適しており、指静脈認証技術においてはこの透過光方式を採用している。

しかしながら、皮膚表面には無数の凹凸が存在しており、皮下に分布する血管を撮影する際に光の屈折や吸収などにより皮膚表面のしわのパターンが重畳されるため、元の血管像を観測することが困難となる場合がある。皮膚表面のしわは、皮膚の乾燥や肌荒れ、ひび割れ、皮膚の角質化、化粧品やインクなどの異物の付着などによって特に鮮明に見える。また、映像の拡大撮影により皮膚のしわが顕著に目立つことがある。このような皮膚表面のしわの光学特性は事前に知ることはできず、除去することが困難となる。

さらには、血管と皮膚表面との間にある表皮、真皮、脂肪などの細胞組織によって光が拡散するため、撮影された血管像には映像のぼけが見受けられる [69]。映像のぼけは点広がり関数 (PSF ; point spread function) によって定量化することができる。PSF は血管の存在する深さや生体での光の減衰や拡散の度合いなどの要因によって記述できると考えられる。しかしながら血管の深さや光の減衰や拡散の度合いを示す消滅係数は一般的に未知情報であり、事前に推定することはできず、デコンボリューション技術 [41, 31] によって映像のぼけを復元することは困難である。

認証装置の小型化に伴い撮影面積が低減すると、限られた面積から高精細な血管パターンの獲得が必須となる。しかしながら、高精細化のために血管像を拡大撮影すると、しわのパターンがより目立つと共に細い血管像はぼけるため拡大撮影の効果が得られにくくなる。そのため、装置の小型化に際しては特に皮膚のしわ除去とぼけ除去の技術が重要となる。

皮膚のしわパターンは一般的に血管パターンと同様に暗い線として観測されるため、血管パターンと皮膚のしわパターンとを分離することは容易ではない。皮膚のしわと血管の太さの相違を利用して、トップハット変換 [53, 59] などのモルフォロジ演算により皮膚のしわによる暗線のみを選択的に除去する手法も想定されるが、この方法では細い血管パターンも同様に除去されてしまう。さらに、画像のぼけは PSF が既知である場合にはデコンボリューション演算によって除去することが可能であるが、血管の深さは場所ごとによって異なることから事前に PSF を知ることはできない。PSF を事前に与えることなく画像のぼけを除去するブラインドデコンボリューション技術も存在するが、通常はぼけの無い元の映像の輝度値や周波数成分に関する事前知識を与えることが必要となる。血管像においては急峻なエッジを含

むこともなく、また血管の太さや模様には様々なバリエーションが存在することからブラインドデコンボリューションを実現することも困難である。

そこで本章では、赤外透過光によって撮影された指静脈パターンに含まれる皮膚しわと血管像のぼけとを除去する手法を提案する。提案手法では、3つの異なる波長の光により撮影された血管像を利用する。1つの波長による映像を利用して、残りの2つの波長により撮影された2枚の映像中のしわを除去し、しわ除去された2枚の映像を利用してぼけ除去を実現する。このとき、しわ除去に利用する1枚の映像の波長における血液の消滅係数が、残りの2つの波長における血液の消滅係数より小さくなる波長とし、さらにぼけ除去に利用する2つの画像の波長における皮膚での消滅係数は一方が他方より2倍大きくなる波長となるよう、3つの波長を選択することが本手法の特徴である。これにより、皮膚のしわと血管とを区別しながらも、かつ血管の深さを知ることなく、血管像のぼけや皮膚しわを含まない真の血管像を獲得することが可能となる。

4.2 関連研究

光を用いた血管像の画像復元や強調に関する研究は、医療画像処理やコンピュータビジョンなどの様々な分野において研究されている。

清水らは光拡散方程式の近似解を求めることで獲得した生体内の深さ依存PSFを提唱している[69]。推定されたPSFは透過光撮影による血管像のぼけ復元に利用することが可能である。しかしながら、血管の深さを推定する手法については言及がなく、正確なぼけ復元には適用できない。

血管の詳細な構造情報を獲得するための手法として、西舘らは3波長の光源を利用した皮膚表面下の血管深さの可視化技術を提唱している[55]。復元結果として、血管パターンの深さマップが獲得できているが、その結果は光の拡散の影響を緩和するものではなく、不鮮明な結果となっている。また、血管幅が1 [mm]程度の血管に対する処理結果について言及があるものの、それ以下の細い血管に対する検出精度の評価は実施されておらず、特に指静脈認証への適用可能性については不明である。

Kimらは散乱する物体内を透過した光の中から拡散光と直進光とを分離する手法を提案し、指静脈の撮影に適用している[33]。この手法では角度依存膜を利用することで拡散成分の量を推定している。しかしながら、生体から放出された光が拡散光か否かを分離できるものの、生体内部で拡散しているか否かを判別するものではなく、生体内部での血管像のぼけを除去できるものではない。

また、向川らは1次元のストライプパターンの照射により透過光成分と拡散光成分とを分離する技術を提案している [52]. しかし本手法は単一散乱が観測できる被写体として半透明の物体を想定しており、人間の皮膚など強い拡散を発生する技術には適用できない.

Jinfeng らは、指静脈画像に対するぼけ除去技術を提案している [84]. この手法は Koschmieder モデルと呼ばれる光の拡散成分と直進成分とを分離するモデルに基づいており [14], 拡散光と直進光とを分離しながら生体内部の光分布を獲得することでぼけの成分を除去する. しかしながら、この手法は拡散光成分が観測画像の特定領域の平均値に近似できるという仮定に基づいているため、生体内部における光拡散を厳密に取り扱うことはできない.

人間の腕の皮下に分布する血管の検出技術として、Paquit らは腕の3次元形状とマルチスペクトル画像を利用した手法を提案している [58]. この研究ではカテーテル挿入のための腕の血管検出をターゲットとしており、特に指静脈と比較して太い血管を想定している. この技術が指静脈のような細い血管の検出に適用可能かどうかについて言及されていない.

また、皮膚表面のしわ検出に関しては、指紋画像における皮膚のしわパターンを検出する方法が Wu らの研究グループによって提案されている [83]. この手法では、しわを含む指紋画像の投影輝度分布がガウシアンに類似することを利用して、指紋画像にガウシアンフィルタを畳み込み、その応答が強いことを判定することでしわの有無を検出している. 一方、指静脈画像においてはしわ部分だけではなく指静脈パターンの投影輝度分布もガウシアンに類似するため、本手法を指静脈画像のしわ除去に適用することはできない.

トップハット変換 [53, 59] は、画像中に存在する高周波成分を抽出する一般的な手法である. 皮膚のしわパターンは暗い細線として血管パターンの映像に重畳されるため、トップハット変換を施すことでしわパターンを除去することができる. しかしながら、血管パターンも同様に暗い線として観測されるため、トップハット変換によって細い血管パターンまで除去されることから、本手法を直接しわ除去に適用することはできない.

津村らは皮膚組織中のヘモグロビンとメラニンとを分離する手法について提案している [73]. この手法では、事前にヘモグロビンとメラニンとの光学特性をパラメータとして与えることで定量化を実施している. この手法を皮膚のしわと血管との分離に応用する場合には皮膚のしわの光学特性が事前に必要となる. しかしながら、皮膚のしわが見える要因は多岐に渡るため光学特性を事前に把握することはできず、

この手法を直接本研究の目的に利用することはできない。

以上の通り、皮膚のしわと血管像のぼけの影響を受けずに指静脈のような比較的細い血管を精緻に撮影する技術は確立しておらず、指静脈認証のさらなる高精度化と小型化の実現においては必須の検討課題である。

4.3 3波長光源を用いた皮膚のしわと血管像のぼけの除去技術

4.3.1 皮膚組織における光の挙動

図 4.1 は皮膚組織の内部における光の挙動を図示したものである。光の波長が λ_j の照射光 I_j が生体の上部に照射されると、光は生体内部に進入し、散乱と吸収を繰り返しながら生体組織の下部付近に存在する血管の上部に到達し、内部光 s_j として分布する。この光が血管層を通過する際、一部の光は血液中のヘモグロビンによって強く吸収されるが、残りの光は血管の下部へと進む。このときの光分布 $f_j(x, y)$ は、血管の分布を反映した光強度を持っており、皮膚の影響やぼけの影響を受けていないことから、この光分布が真の血管像を表す。そしてこの光が更に散乱と吸収を繰り返しながら生体の下部にある厚み d の皮膚の中を進む。最後に、この光はしわを含む表皮を通過して生体外に放出され、このときの光分布 $g_j(x, y)$ をカメラが撮影する。

この透過光は、皮膚から放出する直前に皮膚表面の状態の影響を受ける。皮膚の表面には皮膚本来のテクスチャやしわ、肌荒れによる皮膚の角質や付着物などが存在する。これらは皮膚のしわの形状として観察されることが多いため、ここではこれらを総じて皮膚のしわとみなす。これらのしわは放出される光を吸収あるいは散乱させる要因となるため、撮影される指画像にはしわのパターンが暗い線として観測されることになる。

図 4.2 は皮膚表面のしわが与える血管像への影響を示したものである。同図 (a) は皮膚表面のしわの影響を受けた指静脈の観測画像であり、血管パターンの上に暗線状のしわパターンが重畳されていることが分かる。また同図 (b) は皮膚のしわが観測される原理図である。皮膚と空気層との界面の法線方向は、皮膚表面の凹凸に応じて連続的に変化する。このとき、光が下方に進行して界面を通過する際の入射角も連続的に変化するようになるため屈折角もこれに応じて変化する。その結果、光が皮膚から空気層に放出される際、生体下部より観測できる光強度が皮膚のしわに

応じて変化する。また、皮膚の表面は肌荒れを起こしていることも多く、これによって光が多方向に散乱する。さらには皮膚の凹凸の窪んだ部分、あるいは隆起した部分に異物が付着し、これが光を減衰させることもある。これらの多様な要因によって皮膚の凹凸が明暗の線として観測される。

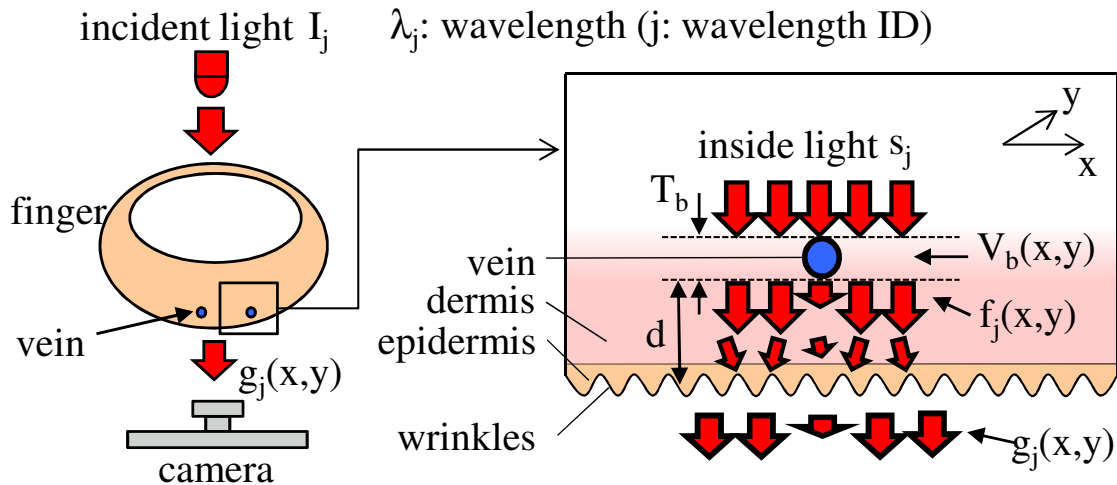


図 4.1: 生体内での光の伝搬

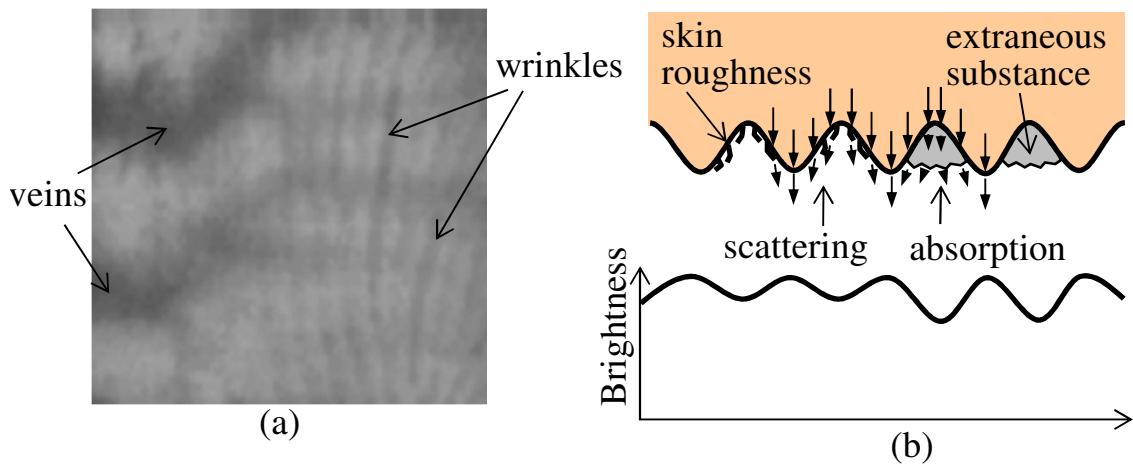


図 4.2: 皮膚のしわが与える血管像への影響：(a) 皮膚のしわが重畳した血管像，(b) 皮膚表面での光の吸収。

以上で示した光の伝播を定式化するにあたり，ここでは以下を仮定する。

- 血管部に到達した光は生体内部で十分に拡散を繰り返しているため，血管上部に分布する内部光 s_j は一様に分布しているとする。

- 血管内及び皮膚のしわ部での光拡散による像のぼけは考慮せず、ランバート・ベール則 (Lambert-Beer law) に従って減衰するものとする。

ここで、観測像を g_j 、未知の PSF を h_j 、真の血管像を f_j 、皮膚のしわにおける光の消滅率を c_j 、画像ノイズを n_j 、光の波長を λ_j 、そして波長に付与する識別子を j とする。このとき、観測像は次のように記述できる。

$$g_j = (f_j \otimes h_j)c_j + n_j, \quad (4.1)$$

ここで、演算子 \otimes は畳み込み演算を表す。また本研究において取り扱う画像は2次元であるが、表記の簡素化のために2次元平面の座標 (x, y) を簡略化することとし、 $g_j(x, y)$ を g_j と表記する。

ここで、血管直下の光の分布は皮膚内での散乱やしわの影響を受けておらず、純粹に血管のコントラストを有すると考えられる。そこでこの光の分布を真の血管像とみなす。真の血管像 f_j はランバート・ベール則によって次のように記述できる。

$$f_j = s_j \exp(-\mu_{b_j} V_b T_b - \mu_{d_j} (1 - V_b) T_b), \quad (4.2)$$

ここで、 s_j は血管上部に分布する光強度、 μ_{b_j} と μ_{d_j} はそれぞれ血管と皮膚における波長 λ_j での消滅係数、 V_b は血管層において真皮の中を血管が占める体積比率、そして T_b は血管の厚さである。

同様に、皮膚表面のしわにおける光の消滅率 c_j は以下のように記述できる。

$$c_j = \exp(-\mu_{c_j} V_c T_c), \quad (4.3)$$

ここで、 μ_{c_j} は波長 λ_j での皮膚のしわによる光の消滅係数、 V_c は皮膚表面を皮膚のしわが占める体積比率、 T_c は皮膚のしわの厚みである。ここで、 $V_c T_c$ は空間的に変化する値であり、皮膚表面での光の拡散または吸収を表す。また、皮膚のしわは様々な要因により観測されるため、パラメータ μ_{c_j} と $V_c T_c$ は事前に獲得することはできない。

4.3.2 皮膚のしわの除去

皮膚表面のしわのパターンは暗い線として血管パターンに重畳されて観測される。一般的に、このような暗い線はトップハット変換により除去することが可能である

[53, 59]. 図4.3はトップハット変換による暗線の除去の模式図である. 同図 (a) の左側には, 皮膚のしわ部分の断面輝度曲線と, この上を構造化要素が左から右へ移動している様子が示されている. しわは暗い輝度であるため, 元の断面輝度曲線と構造化要素の移動する軌跡との間に囲まれた部分がしわ成分となる. この成分のみを抽出した様子が同図 (a) の右側に描かれている. この成分を元の断面輝度曲線から差し引くことで, しわ成分のみが除去された結果を得ることができる.

しかしながら, 図4.2 (a) の観測画像に示される通り, しわだけでなく血管パターンも暗い線として観測される. つまり, トップハット変換によって血管パターンも除去され, 正確な血管像の獲得が困難となる. 図4.3 (b) には皮膚のしわと血管とが混在する画像の断面輝度曲線の模式図が示されている. 同図 (a) と同様の処理でしわ成分を取り出すことを試みても, 血管もしわ成分として取り出されてしまうため, 処理の結果は血管も除去される結果となる. 構造化要素の大きさを調整して最適化することは可能であるが, 血管幅は多様であるため皮膚のしわと同等の幅を持つ場合は区別できず, 単純なトップハット変換の適用では本質的にしわと血管の分離を行うことはできない.

誤った血管パターンの除去を避けるために, 提案手法では異なる2つの波長の光を用いて撮影された血管部における吸収率の違いを利用して, 画像上の暗線が血管によるものかどうかを判定する. 図4.4は提案手法の基本コンセプトを示した説明図である. 初めに, 画像 g_h と g_l を撮影する (図4.4 (a)). ここで, 画像 g_h の撮影に利用した波長における血液での消滅係数は, g_l より高いものとする. また, 両画像の平均的な輝度値が概ね一致するように, 光源の強度が調節されているものとする.

これらの画像中に暗部が観測された場合, 両画像の輝度値を比較することでその暗部が血管によるものであるかどうかを決定することができる. もし $g_l > g_h$ となる画素が存在したときは, これが血液での消滅係数の違いによる差であると考えられるため, その部分の画素値を増加させることで血管に起因する暗部を除去する (図4.4 (b)). 予備実験により, 皮膚のしわによる暗部は異なる波長で撮影してもほぼ同程度の明るさとなることが分かっているため, この処理によって血管部のみが除去される. この具体的な方法については後述する. 続いて血管に起因する暗部を除去した画像に対してトップハット変換を施す. 血管が除去されている画像には皮膚のしわなどの不要な暗部が残されているため, この画像に対してトップハット変換を施すことによりしわパターンを抽出することが可能となる (図4.4 (c)). 最終的に, 抽出されたしわパターンを元画像から差し引くことで, 血管部分のみを残した

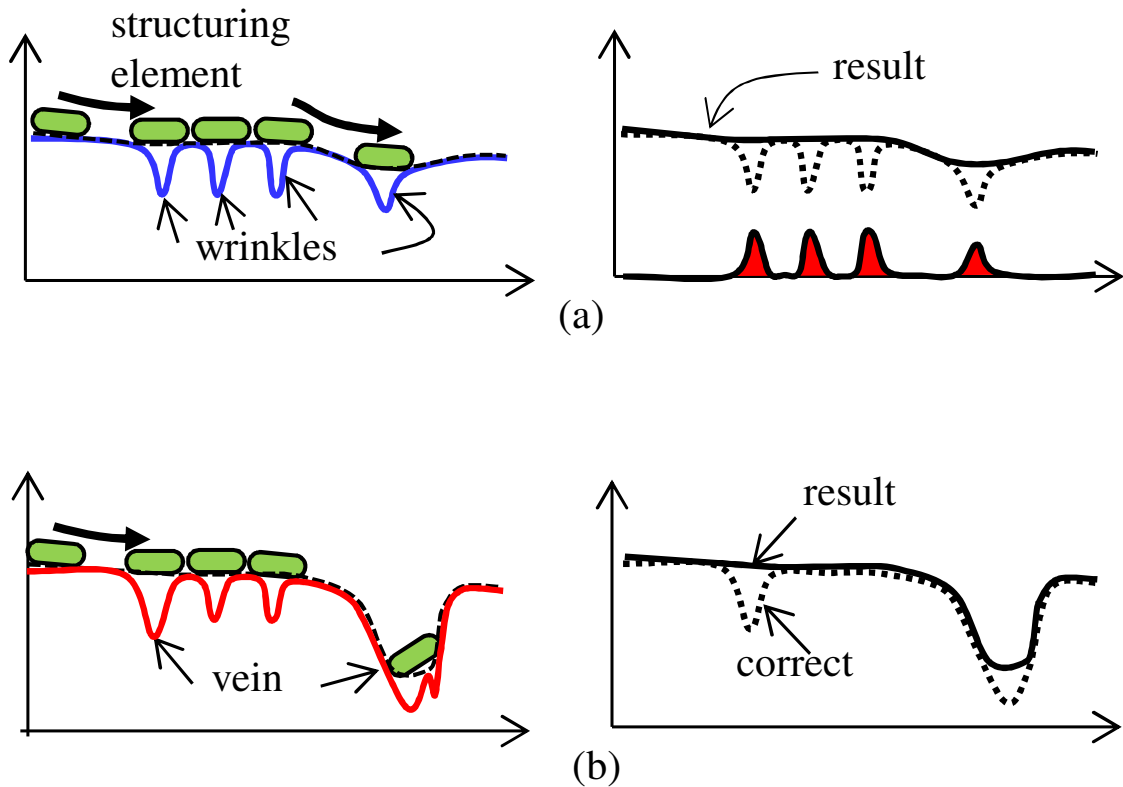


図 4.3: トップハット変換による暗線の除去: (a) しわ除去, (b) 誤った血管部の除去.

しわ除去画像が得られる (図 4.4 (d)).

本手法において、先に血管部の除去を実施している理由は、皮膚のしわが鮮明に観測される要因をモデリングすることに比べて、血液の光学特性の方がより定量的に扱いやすいためである。安定して定量化できる血液の光学特性を利用して血管部分を除去し、特性の不明なしわ部分は観測された情報をそのまま取り出して活用することで、正確なしわ除去が実現可能となる。

なお、皮膚のしわ除去を行う過程において、光の拡散によるぼけは生じずにランバート・ベール則に従い減衰のみが生じることを仮定している。厳密には、波長が異なる2枚の画像においては血管パターンのぼけの度合いは僅かに異なっており、この相違により両画像の比較の際に誤差が生じるため、血管部ではない部分を誤って除去することによるアーチファクトの発生が想定される。しかしながら、このアーチファクトは除去すべき皮膚のしわに比べて十分に小さな影響であると考えられるため、しわ除去に関しては画像のぼけを無視することとした。

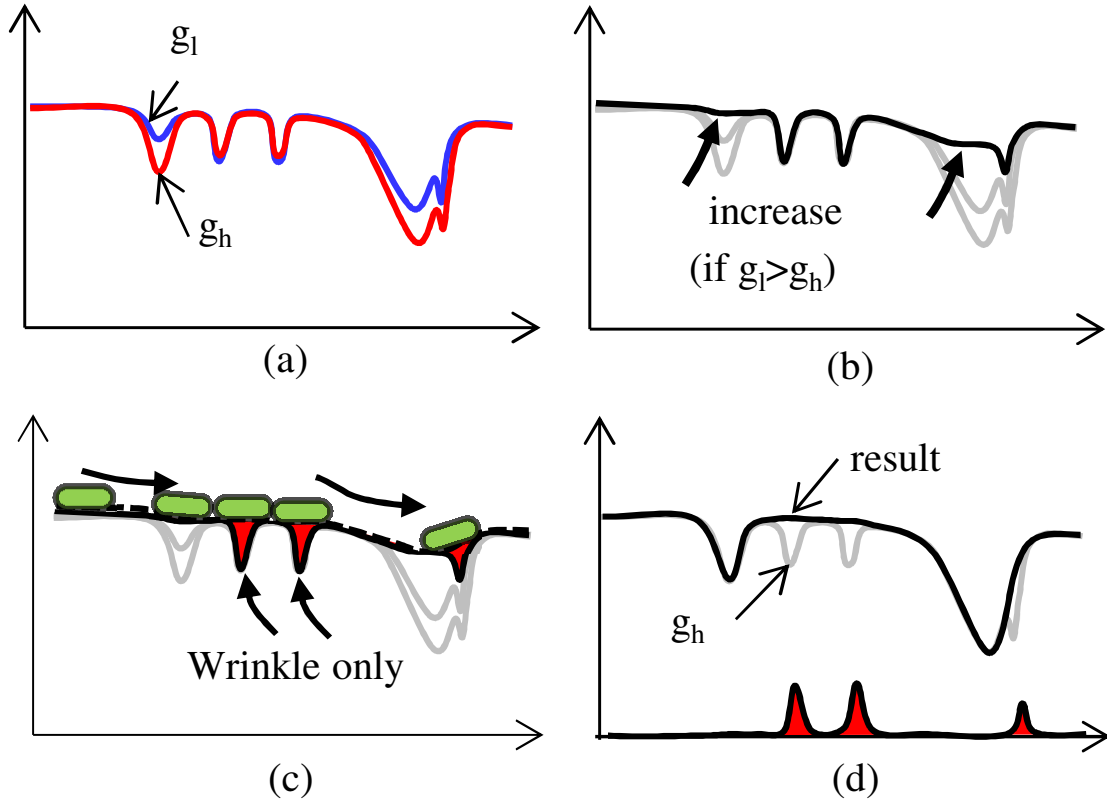


図 4.4: 提案する皮膚のしわ除去手法の概要：(a) 2波長画像の撮影，(b) 血管部の除去，(c) トップハット変換によるしわ部の検出，(d) しわ部の除去。

観測画像は以下のように定式化できる。

$$\begin{aligned}
 g_j &= (f_j \exp^{-\mu_{d_j} d}) c_j + n_j \\
 &\approx s_j \exp^{-\mu_{b_j} V_b T_b} \exp^{-\mu_{d_j} (1-V_b) T_b} \exp^{-\mu_{d_j} d} \exp^{-\mu_{c_j} V_c T_c}, \quad (4.4)
 \end{aligned}$$

ここで d は血管の下部と皮膚表面との距離である。

式(4.4)の両辺に対して対数を取ると，以下のように変形される。

$$\ln g_j \approx \ln s_j - \mu_{b_j} V_b T_b - \mu_{d_j} (1 - V_b) T_b - \mu_{d_j} d - \mu_{c_j} V_c T_c. \quad (4.5)$$

血管パターンが存在しない領域，すなわち $V_b=0$ となる領域に対し，一方の画像の輝度値を変換してこの領域の平均輝度値が両画像で一致するように調整する。このとき，次の関係を得ることができる。

$$\ln s_h - \mu_{d_h} T_b - \mu_{d_h} d - \mu_{c_h} V_c T_c = \ln s_l - \mu_{d_l} T_b - \mu_{d_l} d - \mu_{c_l} V_c T_c. \quad (4.6)$$

式(4.5)で $j = h$ としたもの, 式(4.5)で $j = l$ としたもの, そして式(4.6)の3つの関係より, $V_b T_b \triangleq V_{bt}$ の値を以下のように得ることができる.

$$V_{bt} = \frac{\ln g_l - \ln g_h}{\mu_{b_h} - \mu_{b_l} + \mu_{d_l} - \mu_{d_h}}. \quad (4.7)$$

もし $V_{bt} \leq 0$ となる画素が分かれば, 該当する画素に限定して上述の平均輝度調整を行うことができる. しかしながら, V_{bt} は事前に得られるものではない. そこで V_{bt} の初期値はすべての画素においてゼロであると仮定した上で V_{bt} を計算し, その結果から改めて画像 g_j の平均輝度値を調整する, という処理を反復的に行うものとする.

式(4.7)を用いると, 次のように血管除去画像 g_{h_e} を得ることができる.

$$g_{h_e} = \begin{cases} g_h \exp^{(\mu_{b_h} - \mu_{d_h})V_{bt}}, & (\text{if } V_{bt} > 0) \\ g_h, & (\text{otherwise}) \end{cases} \quad (4.8)$$

この式によると, $V_{bt} > 0$ を満たす画素の暗い画素値が明るい輝度値へと変換される. 明るい輝度値とは, 血管が存在しない $V_{bt} = 0$ を満たす画素と同一の輝度値となる. すなわち, 血管部における減衰に起因する暗部が取り除かれ, 皮膚のしわによる暗部だけが残されることになる. この画像に対してトップハット変換を施すと, 皮膚のしわパターンの情報 c_h だけを取り出すことが可能となる.

$$c_h = TH(g_{h_e}), \quad (4.9)$$

ただし, $TH(\cdot)$ をトップハット変換のオペレータとする.

図4.5は本手法で適用するトップハット変換の概要を示す. ここでは, 図中の直線で示される通り2点の輝度を結ぶ直線構造をトップハット変換の構造化要素として利用する. ここで, L_{th} を構造化要素の長さ, p_s を構造化要素の左端の座標, $D_f(p, p_s)$ を構造化要素が位置 p_s にある場合の位置 p における輝度の谷の深さとする. 輝度の谷は, 画像 g_{h_e} と構造化要素との輝度差であり, ここでは画像 g_{h_e} が構造化要素よりも下にある場合に深さ D_f を正の値とする. 本手法では, 構造化要素の左端と右端の輝度値をそれぞれ位置 p_s と $p_s + L_{th}$ の近傍画素のメディアン値として選り出すものとする. これにより, 偶発的な画像ノイズの影響を緩和することができる.

皮膚のしわパターンは次の計算により獲得することができる.

$$c_h(p) = \max_{p, p_s \in S} \{ \max(D_f(p, p_s), 0) \}, \quad (4.10)$$

ただし, S を画像 g_{he} に含まれる画素の集合とする. 上記の $c_h(p)$ の演算を画像 g_{he} の水平方向と垂直方向のすべての断面輝度曲線に対して計算することで, 画像全体のしわパターンを獲得できる.

最後に, c_h に係数 $\exp^{-(\mu_{bh}-\mu_{dh})V_{bt}}$ を掛けた値を画像 g_{he} から減算することで, 以下のようにしわ除去画像 g'_h を獲得することができる.

$$g'_h = g_{he} - c_h \exp^{-(\mu_{bh}-\mu_{dh})V_{bt}}. \quad (4.11)$$

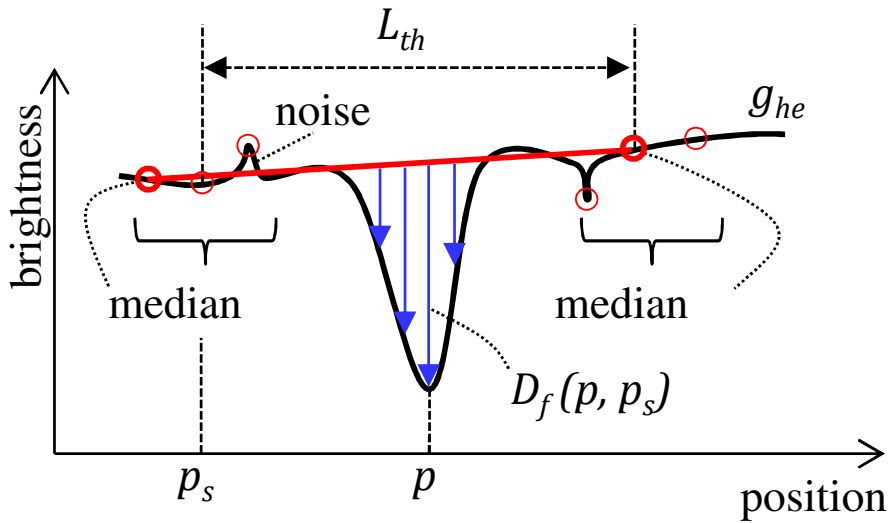


図 4.5: 本手法で適用するトップハット変換

以上より, 提案する皮膚のしわ除去手法は次のように纏めることができる.

1. $V_{bt} = 0$ に初期化する.
2. 2枚の観測画像 g_0, g_1 の平均輝度値を補正する.
3. 式 (4.7) を用いて V_{bt} を計算し, さらに V_{bt} を平滑化する.
4. 画像 g_{0e} に対してトップハット変換を施し, さらにもう一度ステップ 2-4 を繰り返す.
5. 式 (4.11) より, しわ除去画像 g'_0 を獲得する.
6. 画像 g_0 の代わりに g_2 を用いて, 同様の処理を繰り返して g'_2 を得る.

なお、上述の手順で V_{bt} の平滑化を実施する理由は、 V_{bt} が皮膚のしわパターンの影響を僅かに受けるためである。 V_{bt} は血管の体積比率であり、不自然な細線のパターンを含むことはなく滑らかなパターンであることが想定される。そこで、しわパターンの影響を緩和するために平均値フィルターにより平滑化を行う。また、トッ プハット変換の構造化要素としては、処理を簡素化するために直線の形状を利用した。なお、直線の長さは典型的な皮膚のしわパターンの幅より十分長くなるように設計している。

4.3.3 血管像のぼけ除去手法

上述の処理によって皮膚のしわ除去を実施した、波長 λ_i により撮影した血管像は以下のように定式化できる。

$$g'_i = (f_i \otimes h_i) + n_i. \quad (4.12)$$

真皮、表皮、血液の波長ごとの消滅係数は一般的に広く知られているものである [26]。ここで、2つの波長 λ_i と λ_j に着目したとき、一方の波長 λ_i における皮膚の消滅係数がもう一方の波長 λ_j のものより2倍大きい、すなわち $\mu_{s_i} = 2\mu_{s_j}$ という関係が成立しているものとする。このとき、もし光が散乱することなく吸収のみを起こしながら伝搬するランバート・ベール則に従うと仮定した場合、 $\exp^{-\mu_{s_i}d} = \exp^{-\mu_{s_j}2d}$ という関係が得られる。

この式は、波長 λ_i における光の吸収率がもう一方の波長 λ_j より推定できることを意味する。そこで、光の拡散を生じる状況においても $\exp^{-\mu_{s_i}d} = \exp^{-\mu_{s_j}2d}$ に相当する関係が成立するという仮説を立てる。光の拡散を考慮した場合の関係は、畳み込み演算を用いて次のように記述できる。

$$h_i \approx h_j \otimes h_j. \quad (4.13)$$

これは、深さ d における波長 λ_i の PSF h_i は、深さ $2d$ における波長 λ_j の PSF h_j にほぼ等しいことを示している。

式 (4.13) を検証するために、予備実験としてモンテカルロ・シミュレーションに基づく光の伝搬シミュレーションを実施した [76]。ここでは、2つの波長 λ_0 と λ_2 として、それぞれ 620 nm と 870 nm を選択した。この選択については後述するが、一方の波長における皮膚の消滅係数がもう一方のものより2倍大きいという条件を満たしている。

実施したモンテカルロ・シミュレーションは、図 4.6 に示すように、生体に照射されたインパルス光の生体内部での伝搬を扱うことができ、すなわち生体内の PSF を模擬することが可能となる。光子の伝搬は、以下に示す Henyey-Greenstein 関数で記述することができる。

$$p(\cos \theta) = \frac{1 - g^2}{2(1 + g^2 - 2g \cos \theta)^{3/2}}, \quad (4.14)$$

ここで、 θ は光子の偏向角、 $p(\cos \theta)$ は偏向角の余弦に対する光子の移動確率分布、 g は異方性パラメータである。生体内部の光子の進行方向はこの関数と乱数に基づき決定され、光子は生体外部に放出されるか吸収により消滅するまで繰り返し伝搬を続ける。光の照射と消滅までの軌跡をシミュレーションする実験を反復的に N 回繰り返すことで、統計的な光子の移動分布、すなわち PSF を獲得する。今回の予備実験では、 $g = 0.9$ 、 $N = 10^8$ とし、また皮膚層の厚みを 0.5 [mm] と 1.0 [mm] の 2 通りに設定して式 (4.13) の妥当性を検証した。

この実験の結果として、PSF である h_0 と h_2 、そして $h_2 \otimes h_2$ の断面輝度プロファイルの形状を図 4.7 に示す。皮膚の厚さに対する依存性が存在する可能性を考慮し、PSF を生成する点光源の深さを 2 通りに変えてシミュレーションを実施した。プロファイル形状を比較すると、いずれの深さにおいても h_0 と $h_2 \otimes h_2$ の形状は互いに類似していることが分かる。このことより、式 (4.13) は皮膚の厚みに関わらず、光が拡散する条件において良い近似式になっていることが確かめられた。

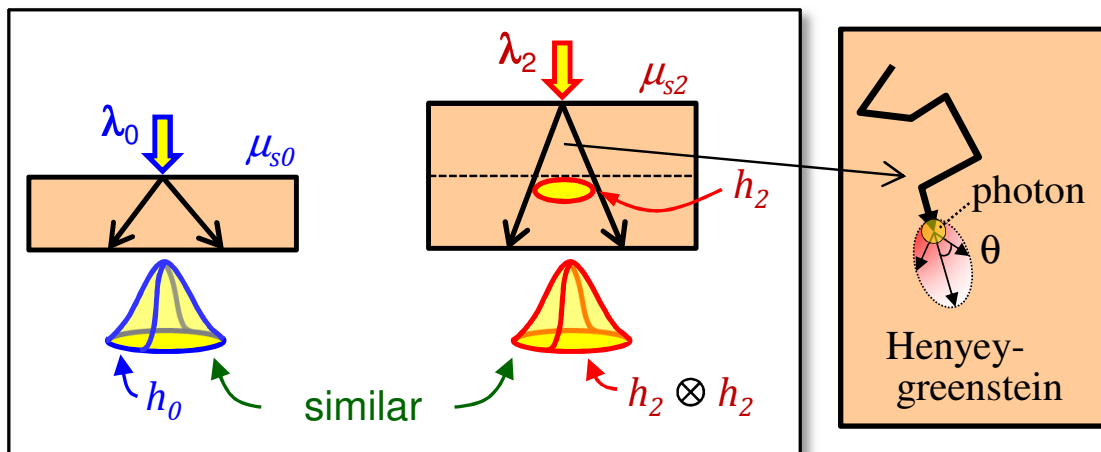


図 4.6: 生体内の光伝搬のモンテカルロ・シミュレーション [76] に基づく、波長 λ_0 と λ_2 における PSF の近似式の妥当性検証

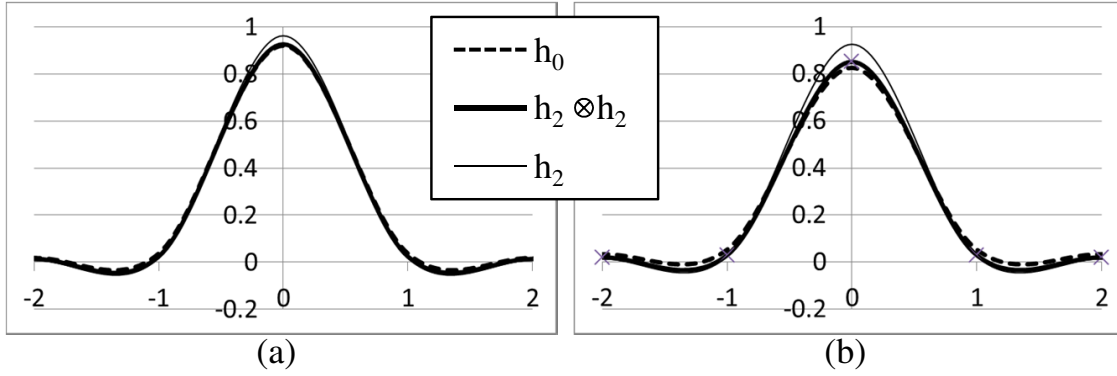


図 4.7: シミュレーションに基づく PSF の近似式(式(4.13)) の検証結果 : (a) 皮膚の厚さ = 0.5 mm, (b) 皮膚の厚さ = 1.0 mm.

この近似式を利用して, 式(4.12) から真の血管像 f_i を次のように算出することができる. まず, 式(4.13) を式(4.12) に代入すると, 次の関係が得られる.

$$g'_i = (f_i \otimes h_j) \otimes h_j + n_i. \quad (4.15)$$

ここで, ぼけの程度の異なる 2 枚の画像間の差分に着目する. ぼけの存在しない真の血管像とぼけを含む波長 λ_2 の観測像との差分, そして, 波長 λ_2 の観測像とさらに大きなぼけを含む波長 λ_0 の観測像との差分, を上式を利用して計算すると次の通りとなる.

$$f_2 - g'_2 = (f_2 - f_2 \otimes h_2) - n_2, \quad (4.16)$$

$$g'_2 - g'_0 = (f_2 - f_0 \otimes h_2) \otimes h_2 + n_2 - n_0. \quad (4.17)$$

ここで, 二つの波長 λ_0, λ_2 を選択する際, 血液の消滅係数が類似する値となるようにすると, $f_0 \approx f_2$ が成立する. 従って, これら 2 つの差分の式は単純化でき, 次のようにまとめられる.

$$\begin{aligned} f_2 &= g'_2 - n_2 + (g'_2 - n_2 - (g'_0 - n_0)) \otimes h_2^{-1} \\ &\triangleq \hat{g}_2 + (\hat{g}_2 - \hat{g}_0) \otimes h_2^{-1}, \end{aligned} \quad (4.18)$$

ここで, $\hat{g}_i = g'_i - n_i$ であり, また $a \otimes b^{-1}$ は画像 a を画像 b でデコンボリューションする演算を意味する.

真の血管像 f_2 の未知 PSF である h_2 は, 式(4.12) と式(4.15) とを用いることで次のように獲得できる.

$$h_2 = \hat{g}_0 \otimes \hat{g}_2^{-1}. \quad (4.19)$$

最終的に、真の血管像 f_2 は式 (4.18) と式 (4.19) とを用いて獲得することができる。

$$\begin{aligned} f_2 &= \hat{g}_2 + (\hat{g}_2 - \hat{g}_0) \otimes \hat{g}_2 \otimes \hat{g}_0^{-1} \\ &\triangleq \hat{g}_2 + f_H. \end{aligned} \quad (4.20)$$

ただし、 f_H は真の血管像 f_2 の高周波成分である。

以上より、提案する血管像のぼけ除去手法は次のように纏めることができる。

1. 画像 g'_0, g'_2 に対してガウシアンフィルタを施し、画像ノイズ n_0, n_2 を除去して画像 \hat{g}_0, \hat{g}_2 を得る。
2. しわ除去された2枚の画像 g'_0, g'_2 の部分画像を座標 (x, y) より切り出し、これをフーリエ変換によって周波数ドメインに変換する。
3. 1つの部分画像について、ウィナーフィルタを用いて f_H を計算する。
4. 画像全体において f_H を求め、得られた f_H を平滑化する。
5. 式 (4.18) により f_2 を得る。

なお、本手法では f_H の計算においてウィナーフィルタを採用した。その理由は、処理が高速で実装が容易であることによる。また部分画像のサイズは概ね $1 \text{ mm} \times 1 \text{ mm}$ とした。また、 f_H の平滑化は画像ノイズやウィナーフィルタ計算時の誤差の影響を緩和するために必要となる。

4.3.4 波長の選定と画像の獲得

本研究では、皮膚のしわ除去とぼけ除去に用いる3つの波長を、 $\lambda_0 = 620 \text{ nm}$, $\lambda_1 = 690 \text{ nm}$, $\lambda_2 = 870 \text{ nm}$ とした。その理由は次のように纏められる。

1. 波長 870 nm 指静脈を鮮明に撮影するために広く用いられている近赤外光である [68, 87].
2. 波長 620 nm の皮膚における消滅係数は、概ね 870 nm の場合に比べて2倍大きい ($h_0 \approx h_2 \otimes h_2$) (図 4.8(a) 参照).

3. 波長 620 nm の血液における消滅係数は、概ね 870 nm の場合と同程度である ($f_0 \approx f_2$) (図 4.8(a) 参照).
4. 波長 690 nm の血液における消滅係数は、波長 620 nm や 870 nm の場合に比べて小さい (血管部で $g_1 > g_0$ かつ $g_1 > g_2$) (図 4.8(b) 参照).

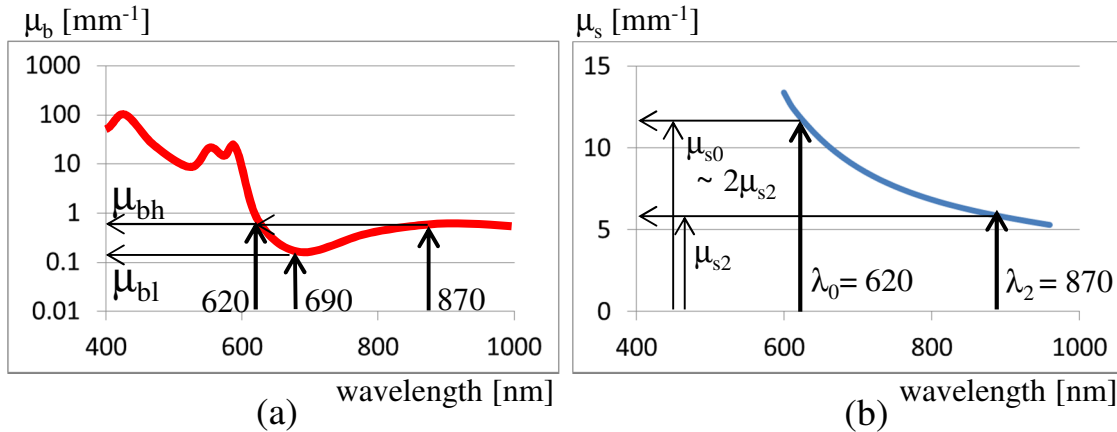


図 4.8: 波長ごとの酸化ヘモグロビンの吸収係数 [82, 26].

ここで、上述の通り決定した3波長の光源を用いた画像の撮影について述べる。撮影は以下の手順で実施される。

1. 指に対し、波長 λ_i ($i=0, 1, 2$) の光源を、光強度 P_i で照射する。
2. 画像を撮影し、平均輝度値 B_a を計算する。
3. 光強度を $P_i \leftarrow (B_t/B_a)P_i$ へと更新することで、平均輝度値 B_a が目標平均輝度値 B_t に近づくように制御する。
4. 上述の処理を画像の平均輝度値が安定するまで繰り返し、最後に観測画像 g_i を獲得する。
5. 波長の識別子 i を 0, 1, 2 と変えて、3波長分の観測画像を得る。

ここで、撮影画像は8ビット濃淡画像であるため、階調の中間値である 128 を目標平均輝度値 ($B_t = 128$) とする。

4.4 実験

提案手法の有効性を示すために、皮膚のしわ除去と血管像のぼけ除去の効果、そして生体認証への適用による精度向上の評価実験を行った。実験では図 4.9 に示す通り、3波長画像を獲得するための撮像装置のプロトタイプを作成した。画像サイズは 256×256 画素であり、撮像エリアは従来の指静脈認証装置よりも $1/6$ ほど小さい $10 \text{ mm} \times 10 \text{ mm}$ とした。撮影する部位は指の手のひら側であり、第一関節を含む場所とした。

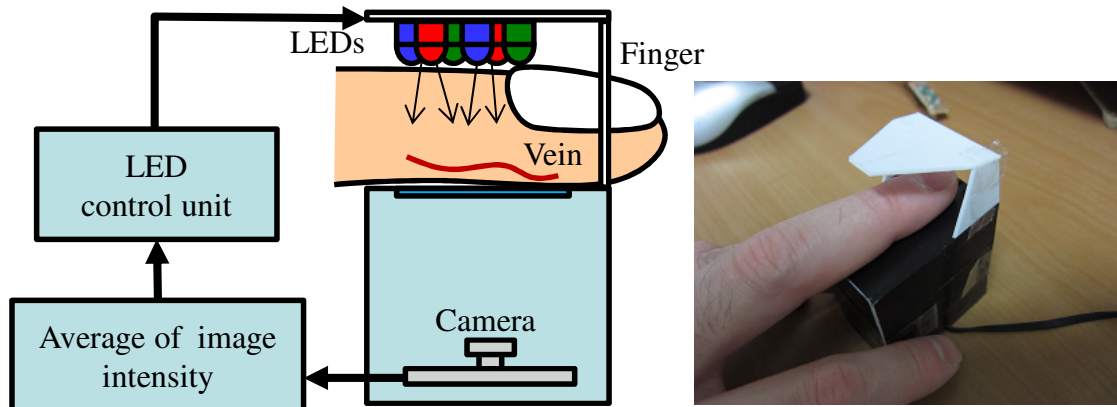


図 4.9: 実験に用いる撮像装置のプロトタイプ

4.4.1 皮膚のしわ除去と血管像のぼけ除去

図 4.10 は提案手法による皮膚のしわ除去の結果の一例である。図 4.10(a) と (b) はそれぞれ観測画像 g_1 と g_2 であり、同図 (c) は同図 (b) の血管除去後の画像である。また同図 (d) はトップハット変換により抽出された皮膚のしわ成分であり、同図 (e) が最終的なしわ除去後の画像である。比較のため、従来手法として画像 g_2 にトップハット変換を施して得たしわ除去後の画像を同図 (f) に示す。

この実験結果より、元の観測画像には皮膚のしわが鮮明に多数観測されていたが、除去後の結果を見るとしわの部分がきれいに除去されている様子が分かる。定量的に比較するために、元の観測画像、提案手法の処理結果、そして従来手法の処理結果における矢印が示されている個所の断面輝度プロファイルを図 4.10 (g) に示す。元の観測画像には当然ながら皮膚のしわの暗部があるが、従来手法による処理結果においても僅かながらしわ成分が残されていることが分かる。これに対し、提案手法ではしわ成分が完全に消えており、提案手法の有効性が示された。

図 4.11 は、提案手法によるしわ除去の結果と 1 枚の画像 g_2 のみを使った従来手法とを比較した画像例である。同図 (a) と (b) はそれぞれ従来手法と提案手法とを用いて獲得したしわ除去後の画像であり、また同図 (c) と (d) はそれぞれ (a) と (b) より抽出した血管パターンである。同図 (c) を見ると、赤い矢印で示される部分においては特に血管パターンの抽出が不十分であることが分かる。そこで、同図 (e) に示す通り、画像中の赤と青の線の部分の断面輝度曲線を観察すると、提案手法では血管の存在が確認できる場所において、従来手法では誤って血管パターンが除去されていることが分かった。このことから、提案手法では血管パターンと皮膚のしわパターンとを効果的に分離できることが示された。

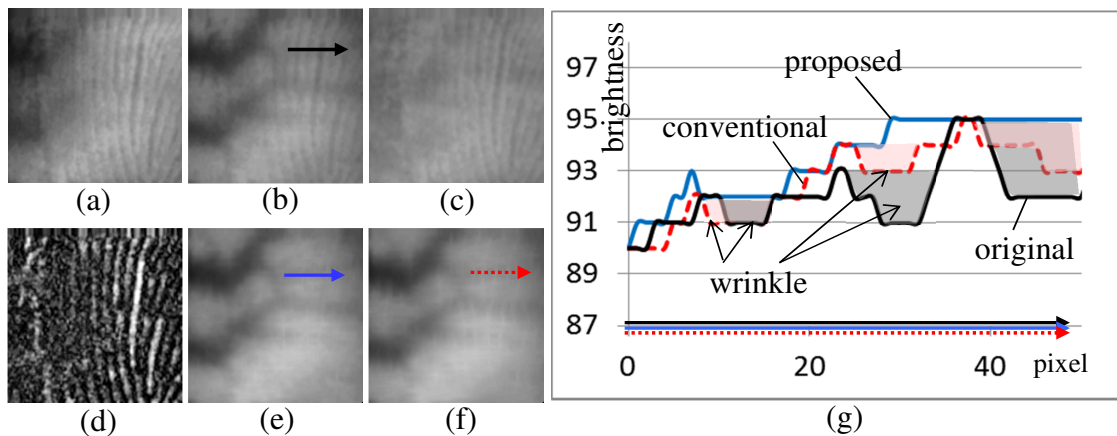


図 4.10: 皮膚のしわ除去結果：(a) 観測画像 g_1 , (b) 観測画像 g_2 , (c) 画像 g_2 の血管除去画像, (d) 検出されたしわ成分, (e) 提案手法のしわ除去結果, (f) 従来手法の結果, (g) 結果 (b), (d), (f) の断面輝度プロファイル。

図 4.12 は提案手法による血管像のぼけ除去の結果である。図 4.12 (a), (b), (c) は、それぞれ観測画像 g_2 , しわ除去後の画像 g'_2 , そして血管像のぼけ除去画像 f_2 , である。また、これらの画像上に矢印で示される血管部分の断面輝度プロファイルを同図 (g) に示す。このプロファイルより、元の観測画像の血管に比べて、ぼけ除去後の画像はよりコントラストが向上していることが分かる。

ぼけ除去の効果を定量化するために、ここでは同図 (g) に示される通り、しわ除去後の画像 g'_2 の血管部の暗さを V_1 , ぼけ除去後の画像 f_2 の血管部の暗さを V_2 としたとき、コントラストの改善率を V_2/V_1 と定義する。図 4.12(g) に示す通り、提案手法によるぼけ除去を施した結果、血管像のぼけを除去する前に比べてコントラストが 41.3%ほど改善していることが分かった。従って、提案するぼけ除去処理の

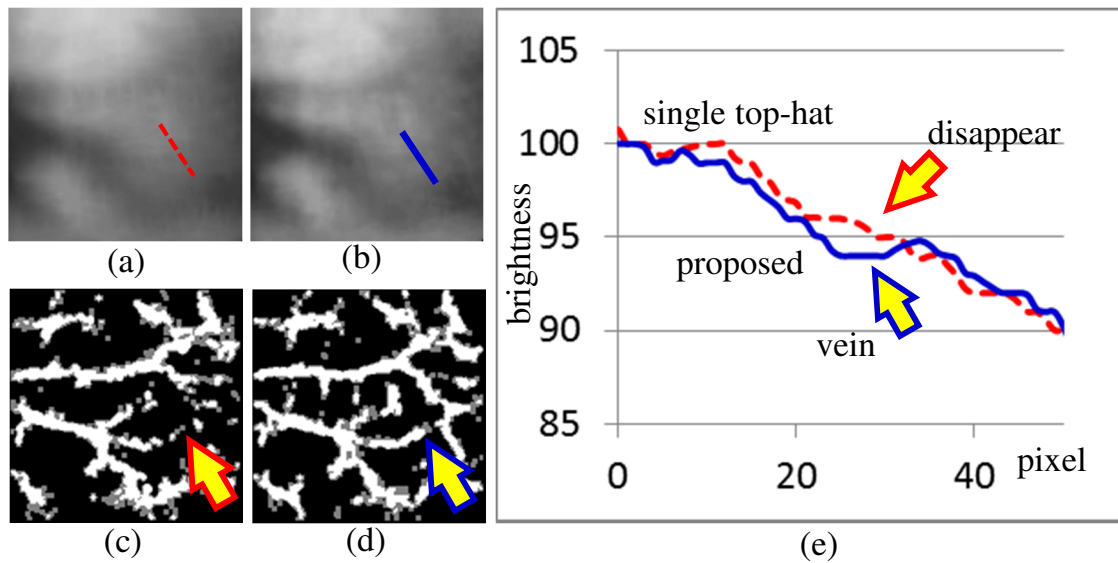


図 4.11: 皮膚のしわ除去手法の比較: (a) (b) 従来手法と提案手法とで得たしわ除去画像, (c) (d) 画像 (a) と (b) よりそれぞれ得られる血管パターン画像, (e) 画像 (a) と (b) の断面輝度曲線.

適用により, 生体認証技術において利用される血管検出アルゴリズムの性能を改善することが可能であると考えられる.

4.4.2 生体認証の精度評価

本章における提案手法の有効性を示すために, 前章において提案した指静脈認証技術 [49] に本技術を適用し, 認証精度の改善率を評価した. 指静脈認証技術においては, 指表面に分布する皮膚のしわパターンは安定かつ高精度な指静脈パターンの抽出を行う際の障壁となると考えられる. それは, 指表面のしわパターンは皮膚の状態や付着物の有無によって容易に変化するからである.

本実験においては, 4名の被験者より 14指の画像を撮影してデータベース化した. 各指において1枚の登録画像と3枚の入力画像とを撮影した. 撮影の際は, 毎回指を装置に改めて置き直すように促したが, 大きな位置ずれが生じないように留意した. さらに, しわの影響を評価するため, 登録と入力とでしわの見え方の状態を変えた. 具体的には, 登録の際にはしわがほとんど観測されないような皮膚のコンディションとし, 一方で入力試行の際にはしわが目立って観測されるよう, 皮膚に化粧品を塗布して撮影を行った. なお, しわが観測されない状況を登録時とした理由は, 実

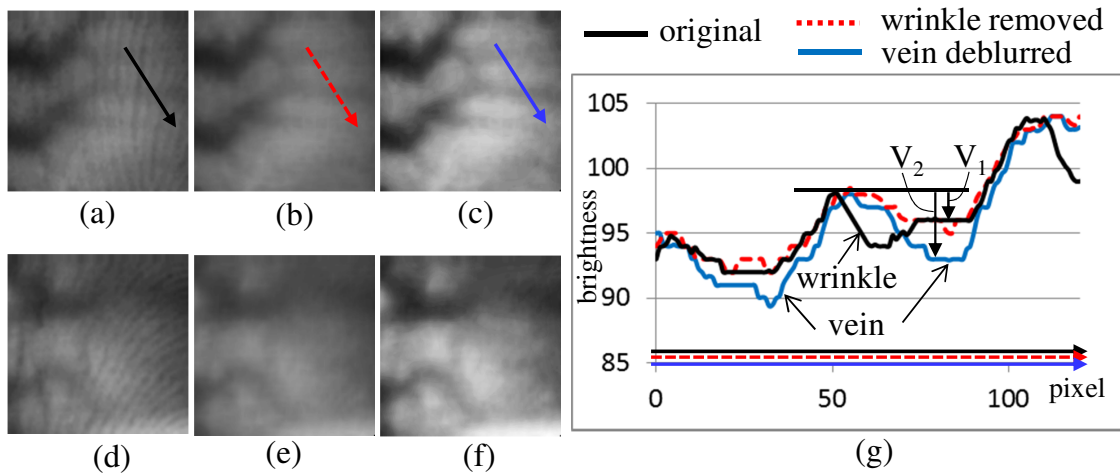


図 4.12: 血管像のぼけ除去結果：(a) 画像 g_2 , (b) 結果 (a) のしわ除去画像 g'_2 , (c) ぼけ除去画像 f_2 , (d), (e), (f) 別指の結果例, (g) 結果 (a), (b), (c) の断面輝度プロフィール。

運用の生体認証システムでは登録時にはオペレータが指導するケースが多く、肌荒れや汚れの付着などが目視確認できるため、登録される指は比較的条件が良いからである。

この実験では、提案手法の有効性を示すために、以下の4通りの手法について評価を実施する。

1. 基準 (baseline)：しわ除去とぼけ除去を共に実施しない方式 [49]
2. しわ除去1(1λ -WE)：1枚の画像 g_2 のみにトップハット変換を施す従来のしわ除去を実施し、ぼけ除去は行わない方式
3. しわ除去2(3λ -WE)：提案するしわ除去を実施し、ぼけ除去は行わない方式
4. 提案 (proposed)：提案手法として、しわ除去とぼけ除去を実施する方式

また、今回の実験では14指3試行で、総当たりの照合を実施すると588回の照合が行われる。一般的な生体認証の精度評価においては更なる大規模な被験者を募って実施される。しかし本評価においては生体認証としての認証精度の絶対値を算出することが目的ではなく、従来技術に比べてどの程度精度向上が見られるかを示すことが目的となる。従って、このデータセットのサイズで十分評価可能である。

図 4.13 は指静脈パターンの抽出結果と指静脈認証としてのエラー率の推定結果を示している。同図 (a) と (b) はそれぞれ登録処理と入力試行において撮影された指

表 4.1: 各 FAR における FRR と, FRR の低減率 [%].

FAR [%]	methods			
	Baseline	1 λ -WE	3 λ -WE	Proposed
10	0.72	0.51	0.80	0.64
1	2.17	1.85	2.11	1.63
0.1	4.37	4.13	3.96	3.01
0.01	7.30	7.38	6.32	4.75
0.001	10.87	11.5	9.10	6.84
平均	5.09	5.08	4.46	3.37
低減率	0	0.16	12.3	33.7

静脈の観測画像である。また、同図 (c) と (d) はそれぞれ同図 (a) と (b) より提案手法を適用せずに抽出された指静脈パターン、そして同図 (e) と (f) はそれぞれ同図 (a) と (b) より提案手法を適用して抽出された指静脈パターンである。これらの図より、提案手法を適用せずに抽出された指静脈パターンには皮膚のしわパターンが静脈として抽出されていることが分かる (図 4.13(d) の点線内)。その一方、皮膚のしわが観測されない同図 (a) より抽出された指静脈パターン (c) にしわパターンは含まれない。このことより、提案手法を適用しない場合においては、しわの有無の相違があるため認証精度が劣化すると考えられる。これに対し、提案手法を適用して抽出された同図 (e) と (f) にはいずれもしわパターンが抽出されておらず、両者の類似性が高くなる結果となった。これらの結果より、提案手法は皮膚のしわパターンを効果的に除去することができ、これが認証の高精度化に繋がるものと考えられる。

図 4.13(g) は上述した各手法における生体認証のエラー率を評価した結果である。グラフには ROC カーブが描かれている。これは本人拒否率 (FRR) と他人受入率 (FAR) との関係を示すものである。なお、この曲線は本人分布と他人分布とが β 分布に近似できることを利用して統計的に求めたものである [71]。また、表 4.1 は図 4.13 (g) より獲得した各 FAR における FRR の値を纏めた結果である。この表には各手法の平均 FRR も併記した。

この結果より、提案手法を適用した際の平均 FRR は 3.37% となり、基準方式では 5.09%、そしてしわ除去 1 方式を適用した場合は 5.08%、しわ除去 2 方式を適用した場合は 4.46% であることから、提案手法の認証精度が最も高いことが分かった。そし

て、提案手法は基準方式における平均FRRを33.7%ほど低減する効果があることが分かった。従来のしわ除去1方式では平均FRRを0.16%しか低減する効果がなかったことから、提案方式が効果的であることが示された。

以上の実験結果より、提案手法は指静脈認証システムの高精度化に寄与することが分かった。特に装置の小型化によって撮影面積が低減する場合においては、現行手法に対して更なる高精度化が求められる。これに対し、皮膚のしわ除去と血管像のぼけ除去とを組み合わせた本手法によって、小型かつ高精度な指静脈認証技術が実現できるものと考えられる。

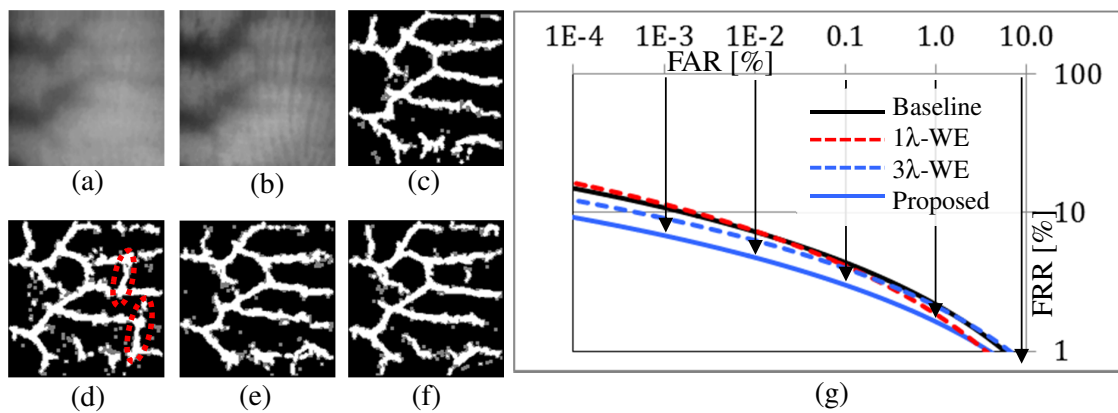


図 4.13: 指静脈認証技術への適用 [49]: (a) 登録処理で得られた観測画像, (b) 入力試行で得られた観測画像, (c)(d) 提案手法を適用せずにそれぞれ (a)(b) より得た指静脈パターン, (e)(f) 提案手法を適用してそれぞれ (a) (b) より得た指静脈パターン, (g) ROC 曲線.

4.5 おわりに

本章では、皮膚の表面下に分布する血管像を精緻に観測することを目的とし、3波長光源を利用して撮影した3枚の映像から皮膚表面に分布する皮膚のしわパターンと生体内部光の拡散に伴う血管像のぼけとを除去し、真の血管像を復元する手法について述べた。また評価実験により、従来手法に比べて皮膚のしわパターンを効果的に除去することができ、また血管像のぼけを低減することで血管像のコントラストを改善できることが分かった。さらには提案手法を生体認証技術に応用し、認証精度を評価したところ、従来手法によるしわ除去技術に比べて本手法を適用した結果が最も認証精度が高いことがわかり、特に提案手法を適用しなかった場合に比べ

て平均エラー率を33.7%ほど改善できることが分かった。これらの結果により、指静脈認証技術の高精度化において提案手法の有効性が示された。

本研究のさらなる展望としては、実際に小型の指静脈認証装置を作成し、実運用を想定した大規模な精度評価を実施するとともに、実用化における課題などの洗い出しを実施しながら認証精度を高めていくことが必要と考える。また、小型化に際しては一度に撮影できる指静脈パターンの量が低減することから、さらなる指静脈の特徴量として、たとえば血管深さを検出することで3次元の指静脈パターンによるトモグラフィック指静脈認証を実現するなど、次世代の高精度化対策を講じる検討も必要である。

第5章 深さ依存生体PSFを利用した血管の深さ推定

5.1 はじめに

指静脈認証技術の高精度化と小型化とを実現するためには、認証に利用する血管の情報を安定して抽出するだけでなく、利用する血管構造の情報量を増加することが重要である。そのためには、指静脈を計測するために利用している近赤外分光技術 (NIRS; Near-infrared spectroscopy) の高度化が必要となる。

近赤外分光技術は赤外線を用いているため生体内を非侵襲に撮影することができ、さらには装置が簡便で低コスト化も容易であることから、近年では生体内の血管像を用いた生体認証技術に幅広く適用されている [48, 49, 64, 42]。上述の通り、赤外線の照射方式には、観測部位に赤外光を直接照射してその戻り光を観測する反射光方式と、観測部位の反対側から赤外光を照射してその透過像を観測する透過光方式とに分類できる。これらは用途によって使い分けられるが、特に血管像を鮮明に撮影するためには透過光方式が有効である。

生体認証の高精度化に際しては、血管像から多くの特徴量を安定して正確に抽出することが有効である。特に装置を小型化する際には撮影部の面積の狭小化が必要となるが、単に面積を縮小するだけでは認証に利用できる情報量が低減し、その結果認証精度が劣化する。そのため、限られた面積から更なる特徴量を抽出できれば認証精度を維持あるいは向上させることができる。その中でも、血管の深さを含む3次元的な血管構造の抽出は、従来の2次元平面的な血管構造の撮影方式と比較して認証に有効な情報量が増加することから、トモグラフィック血管認証として将来的な発展が期待されている [93]。

被写体の距離を計測する手法は、DfD (Depth from defocus) に代表されるような焦点の異なる複数の映像を撮影する方法 [80]、異なる角度から複数の映像を撮影する SfM (Structure from motion) に基づく方法 [19]、被写体に異なる角度から照明を照射した映像を撮影するフォトメトリックステレオ [2] などが提案されている。

しかしながら、上述の方法は一般的に光の拡散を伴わない空気中などに被写体が存在する場合にのみ適用可能である。指静脈は生体組織の内部に存在する被写体であるため光の拡散を伴う。光の拡散に伴って、上述の手法では正確な深さ推定が困難となるため、血管の深さ計測を実施することができない。

また、光拡散に伴う血管像のぼけは血管像の精緻構造の欠落に繋がる。前章にて提案したぼけ改善手法は光の波長に特定の条件を設けた場合に有効であるが、そうでない場合には適用できない。しかし異なる波長によって撮影された血管像を組み合わせることで1波長の場合に比べて有効な情報量が増加すれば、血管構造の更なる精緻獲得が期待できる。

そこで本章では、赤外透過血管像から血管構造を精緻に獲得する手法として、生体内における赤外線拡散を深さの関数としてモデル化した点広がり関数 (PSF; Point spread function) を用いて血管の深さを推定する手法と、異なる2つの波長の赤外線により撮影した透過血管像を用いて血管像のぼけを改善する手法を提案する。

5.2 関連研究

血管構造の精緻獲得手法として、血管の深さ測定と映像の高精細化には次のような研究が行われている。

Watanabeらは、フォーカスの異なる2枚の画像から被写体の深さを推定する技術を提唱している [80]。撮像系の焦点制御によるぼけ画像の撮影は比較的容易に実現できるが、本研究では光の拡散が被写体に起因するものであるため自由にフォーカスを変更できないことから、この手法を直接適用できない。

Changyinらは、PSFが既知である拡散板を通した照明と拡散板を外した照明とを被写体に照射し、2枚の映像のぼけ度合を評価することで被写体の距離を推定する技術を提案している [91]。しかし拡散板を取り外すように生体内の拡散が存在しない状況を作り出すことはできず、本研究で解決すべき課題に直接適用できない。

小澤らは、透過画像を用いた血管像の深さ推定技術を提唱している [95]。2波長を用いた画像において、見かけ上の血管幅に対し、光量補正や光の拡散の影響を含めて経験的に血管深さを獲得できる点が示唆されているが、十分な精度が出されていないため更なる検討が必要であるとの考察がなされている。

Nishidateらの手法は、3波長の赤外反射光を照射し、戻り光強度を観測することで深さ推定を行っている [55]。各波長の戻り光強度を計測する際には入射光量を精密に制御する必要がある。反射光方式においては生体表面に照射する光量値の制御

は比較的容易である。しかしながら、本研究で前提としている透過撮影方式では生体内部の血管部分に照射される絶対光量を計測することが困難である。従って、この手法を適用することはできない。

また、主に光の散乱に伴うぼけを含んだ被写体の高精細化技術としては、次のような手法が提案されている。

Shimizu らは、血管像の PSF を利用して体内蛍光像のぼけを改善する手法を提案している [69]。血管像の分解能改善が図られているものの、血管像の深さ推定には至っていない。

Kim らは、近赤外透過血管像の散乱光によるぼけを除去するために、生体から放出した透過光を微細なピンホールアレイを介して撮影し、光の散乱成分と直進成分とを分離する技術を提案している [33]。ピンホールに対して斜めに進行した光を散乱成分として検知し、ここから直進光に含まれる散乱光強度を推定して血管像を鮮鋭化している。この手法は生体内のあらゆる散乱成分が検知できる訳ではなく、特に深部の血管のぼけは改善されない。

Morits らは、位置によって異なる未知の PSF が想定されるぼけ画像に対し、位置ずれ量が既知となる多数の被写体撮影によって PSF を推定しながら画像のぼけを改善する手法を提案している [5]。位置によって PSF が変化する状況は本研究と関連するものの、本研究の目的の一つである被写体の深さ推定に関する議論はなされていない。

以上の通り、高画質撮影が可能な透過光照射撮影における血管深さ推定は、血管部を照射する光強度の絶対値制御が困難であると共に、光の拡散を能動的に制御することができない点で困難を有する。よって本研究では、光の拡散による映像のぼけを伴う透過光血管像に対する血管深さの獲得とぼけ改善手法を提案する。

5.3 深さ依存生体 PSF を用いた血管像の深さ獲得

本章では、赤外線透過血管像の血管深さ分布の獲得とぼけ改善に向け、生体内 PSF モデルのデコンボリューションと血管鮮鋭度評価による血管の深さ分布の獲得と、2 波長赤外透過像を利用した血管像のぼけ改善を行う提案手法について述べる。

5.3.1 生体内の光の挙動とデコンボリューション

図 5.1 に示すように左右方向を x 軸，奥行方向を y 軸とする座標系において，生体内の仮想的な点光源から放射される光強度を表す PSF を $h(\rho; d)$ とする．ただし生体内の PSF は光拡散に等方性があると仮定し，点光源に最も近接する生体表面の x - y 平面上の点を原点 $(0,0)$ としたとき，点 (x,y) と原点間の距離を $\rho = \sqrt{x^2 + y^2}$ とする．この生体内 PSF モデルは光輸送方程式に等方拡散近似を行うことで以下のように定式化できる [69]．

$$h(\rho; d) = \frac{3P_0}{(4\pi)^2} \left\{ (\mu'_s + \mu_a) + \left(\kappa + \frac{1}{\sqrt{\rho^2 + d^2}} \right) \right. \\ \left. \times \frac{d}{\sqrt{\rho^2 + d^2}} \right\} \frac{\exp(-\kappa \sqrt{\rho^2 + d^2})}{\sqrt{\rho^2 + d^2}} \quad (5.1)$$

ここで， P_0 ， d ， ρ はそれぞれ点光源の強度，深さ，位置であり， μ'_s は等価散乱係数， μ_a は吸収係数， $\kappa^2 = 3\mu_a(\mu'_s + \mu_a)$ である．なお， μ'_s と μ_a は光源の波長に依存することが知られている [69]．

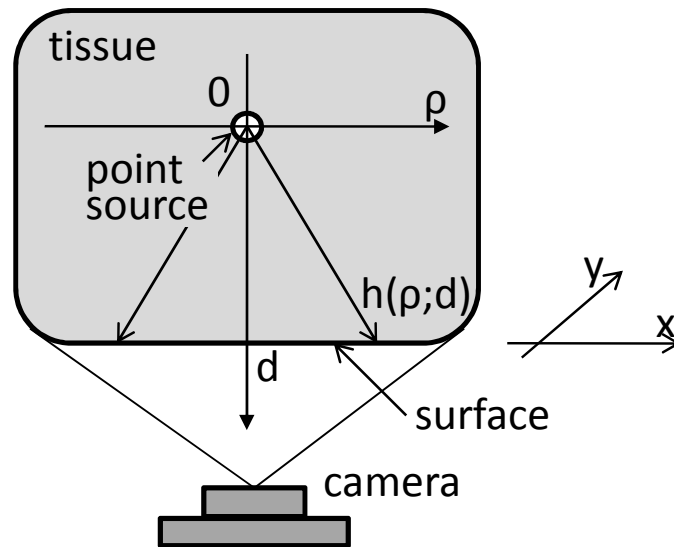


図 5.1: 生体内 PSF モデルと座標系

次に，生体内の透過光が血管像を獲得する様子を示す．図 5.2 に示す通り，生体の反対側にある光源から赤外線が照射されると，生体内部で拡散しながら進行する．このとき，観測する血管の上部に到達した光は生体内の強い散乱の影響を受けるため，ここではこの光強度分布は一様となると仮定する．この分布を $p_i(x, y)$ とする．

この光がさらに進行して血管下部に到達すると、血液による吸収の有無に応じて血管のコントラスト差を持つ。このときの分布を $f(x, y)$ とする。ここでは $f(x, y)$ をぼけのない真の血管像とする。そして $f(x, y)$ が式 (5.1) の影響を受けて広がり、ぼけのある血管像として観測される。この分布を $g(x, y)$ とする。つまり本研究の対象は、血管下部における光強度分布 $f(x, y)$ を点光源の集合と見なしたとき、式 (5.1) に従って拡散した光強度分布 $g(x, y)$ から元の分布 $f(x, y)$ を獲得する問題に帰着する。

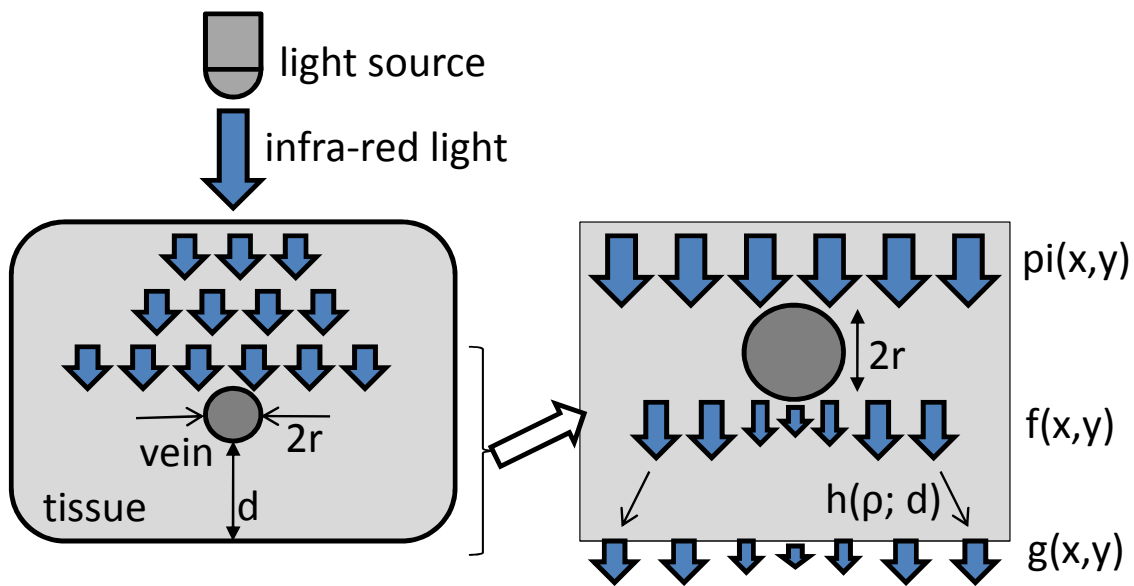


図 5.2: 生体内の光強度分布

血管像のぼけは主に皮膚や筋肉組織での光拡散によって発生するが、撮影に使用する光源波長に対する皮膚や血液の光学特性（散乱係数、吸収係数）と血管の深さを知ることができれば、その血管像のぼけがこの PSF によって定式化できる。そして血管像に対して PSF をデコンボリューションすることで血管像のぼけが改善される。

PSF のデコンボリューションとは、光が通過する皮膚や血管などの光学特性を周波数空間でのフィルタとみなしたとき、血管像をぼかす生体組織の持つインパルス特性の逆フィルタを計算することである。この逆フィルタを獲得することができれば血管像のぼけが復元できる。

これらを定式化すると次のようになる。真の血管像と観測画像をそれぞれ $f(x, y)$, $g(x, y)$ とし、これらのフーリエ変換を $F(u, v)$, $G(u, v)$ とする。また画像に畳み込

まれるノイズを $N(u, v)$ としたとき,

$$G(u, v) = H(\rho; d)F(u, v) + N(u, v) \quad (5.2)$$

と表現できる. このとき, デコンボリューションによって

$$F(u, v) = H^{-1}(\rho; d)G(u, v) \quad (5.3)$$

となる逆フィルタ $H^{-1}(\rho; d)$ が得られれば, 観測画像より原画像を復元できる.

この逆問題の解法は様々存在し, 直接 $H(\rho; d)$ の逆数を求めるインバースフィルタや Wiener フィルタ, また $g(x, y)$ と $h(\rho; d)$ とを与えて反復計算を行いながら尤もらしい原画像 $f(x, y)$ を復元する Richardson-lucy 法 [63], 正則化行列の逆行列を求める際に復元画像が滑らかである条件を加味しながら反復的に画像を復元する TV(Total variation) 法 [9] などがある. ここでは, 計算が容易で比較的高速に動作する Wiener フィルタを用いる.

Wiener フィルタでは, $H^{-1}(\rho; d)$ は次のように表される.

$$\begin{aligned} H^{-1}(\rho; d) &= \frac{H(\rho; d)\overline{G(u, v)}}{G(u, v)\overline{G(u, v)} + |N(u, v)|^2/|H(\rho; d)|^2} \\ &= \frac{H(\rho; d)\overline{G(u, v)}}{G(u, v)\overline{G(u, v)} + \Gamma} \end{aligned} \quad (5.4)$$

ただし, Γ は任意の定数とする. このとき, PSF である $H(\rho; d)$ が既知ならば原画像 $F(u, v)$ を復元できる. しかしながら, PSF を既知とするには生体内の皮膚や血液に対する光学特性に加え, 血管深さのパラメータが必要となる. 生体の光学特性については過去の研究により典型値が明らかになっており, ここでは散乱係数, 吸収係数は既知とする [69, 55]. 一方, 血管の空間的な構造情報や血管深さ d は観測する被写体によって異なる. 従って, 血管像のぼけ復元に際しては観測している血管の深さを測定する必要が生じる. 特に, 血管深さは場所によって異なることが想定されるため, 場所ごとの血管深さの計測が必要となる.

5.3.2 深さ依存生体 PSF のデコンボリューションに基づく血管深さの計測

血管深さ d は場所によって異なり, 式 (5.1) における d は点 (x, y) の関数 $d(x, y)$ となる. 式 (5.3) より血管像 $f(x, y)$ を獲得することを考えると, 血管像 $f(x, y)$ と血管

深さ $d(x, y)$ の2つのパラメータが未知であるため、2つの独立な情報を用いることで2つの未知パラメータを推定する必要がある。

その手法の一つとして、例えば Watanabe らの研究のように異なる PSF に従う複数の観測画像を獲得する方法がある。本研究の状況において異なる PSF に従う画像を獲得するためには、異なる波長による透過画像を撮影すれば良い。生体内では波長によって散乱・吸収係数が異なり、一般的に波長が短いほど光の散乱が大きくなる。2つの異なる波長 λ_1, λ_2 により撮影した観測画像を $G_1(u, v), G_2(u, v)$ とし、波長 λ_i における PSF を $H_{0i}(\rho; d)$ とすると、

$$\begin{aligned} G_1(u, v) &= H_{01}(\rho; d)F(u, v) \\ G_2(u, v) &= H_{02}(\rho; d)F(u, v) \\ G_1(u, v)/G_2(u, v) &= H_{01}(\rho; d)/H_{02}(\rho; d) \end{aligned} \quad (5.5)$$

となる。式 (5.5) に示すように両画像の比を取ることで原画像 $F(u, v)$ が消去され、未知パラメータ d について解くことが可能となる。

しかしながら、異なる波長で撮影された血管像は血液中の吸収率の相違、光量調整の過程などによる明るさの変化や被写体の移動などによって、原画像 $F(u, v)$ はキャンセルされずに値を持つことが想定される。

そこで提案手法では、観測画像 $g(x, y)$ より血管抽出処理を施して疑似的な血管領域を取り出すと共に [49]、血管領域における血管像の深さを d と仮定した $H(\rho; d)$ のデコンボリューション結果と、深さを $d + \delta d$ へ微小変化させたときの結果とで、輝度がどの程度変化するかを測定することで血管深さを推定する。以下、提案手法の詳細について述べる。

血管像にぼけが存在しない場合、透過光は血管部で強く吸収されているため、血管部は血管周囲よりも暗い。これに対して血管像にぼけが存在する場合は、血管周囲の明るい輝度値が血管領域内に畳み込まれ、ぼけの存在しない場合に比べて観測画像の血管部の輝度値は明るくなる。このことから、ぼけを含む観測画像に PSF のデコンボリューションを行うと、ぼけが改善され血管部が暗くなる。図 5.3 にその様子を示す。上段は生体の断面図であり、深さ d の点光源の集合である血管像 $f(x, y)$ が散乱して $g(x, y)$ になる様子が示されている。特に $f(x, y)$ の白抜きの丸印は血管を通過していない明るい光を表しており、この光の広がりが下方に向いた矢印で示されている。

また同図の下段はこの映像をデコンボリューションして元の $f(x, y)$ を結像する様子である。特に明るい光の広がりが結像の効果によって集光していくことが示され

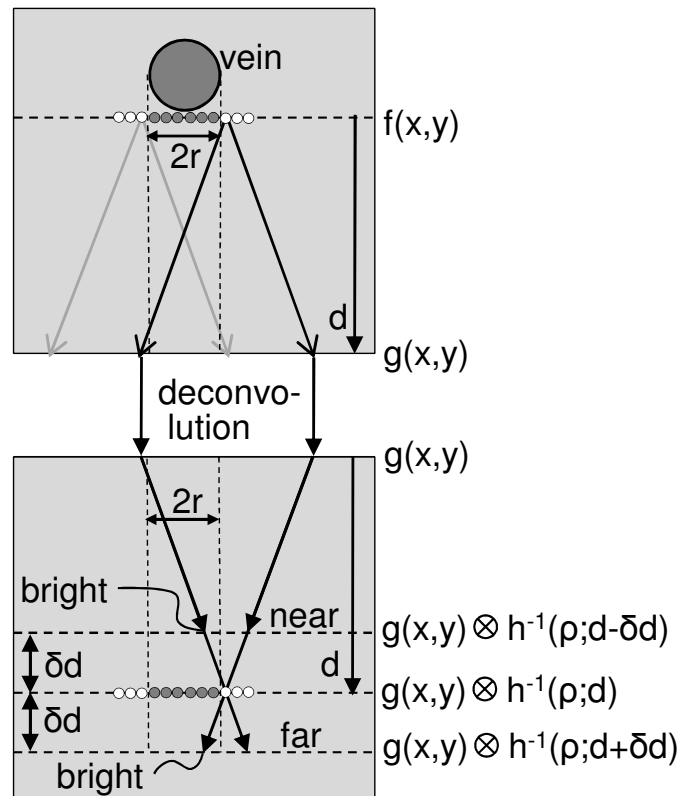


図 5.3: 深さ依存生体 PSF の深さパラメータの微小変化に伴う血管領域内部の輝度変化: (上) 血管下部の光分布の広がり, (下) デコンボリューションによる結像位置と深さパラメータとの関係.

ている. また3本の水平の点線は結像面を示しており, 上から順に, $d - \delta d$, $d + \delta d$, $d + \delta d$ の深さパラメータを用いて結像した際の結像面となる.

結像の位置が真の深さ d に対応するものであれば, PSF をデコンボリューションした際に矢印で示された光の広がり元は元の位置に集光されて $f(x,y)$ が得られると共に, 血管部 (幅 $2r$ の領域内) に明るい光は入り込まないことになる. 一方, 血管深さの仮定が真の血管深さより δd だけ浅い場合は結像の際に十分にぼけが改善されず, 血管部の内側に矢印で示される明るい光が入り込む. 同様に, 真の血管よりも δd だけ深い血管を仮定して PSF をデコンボリューションすると, 本来よりも過剰にぼけを改善することになり, ぼけのない場合に比べて血管部は明るい状態となる.

そこで, 血管深さ d を浅いところから順に変化させた $H(\rho; d)$ を観測画像 $g(x,y)$ にデコンボリューションしていき, 血管部の輝度値が最も暗くなる深さ d をその位置の推定血管深さ $d_e(x,y)$ とする.

ただし、生体内 PSF は皮膚による拡散だけではなく、光の進行距離に伴い減衰する項が含まれる。そのため、深さ d が大きくなるほど復元される原画像の絶対光強度が大きくなっていく。これに対し、生体内 PSF によってエネルギー総和が変化しないように PSF を規格化する。このとき得られる原画像を $F'(u, v)$ とすると以下の通りとなる。

$$F'(u, v) = \frac{H^{-1}(\rho; d)G(u, v)}{|H^{-1}(\rho; d)|} \quad (5.6)$$

これにより、空間的なエネルギーの総和が保存された状態で観測画像のぼけが改善されるため、異なる深さの PSF を施した観測画像同士の輝度値を直接比較できる。

5.3.3 2 波長画像と推定血管深さとを用いた血管像のぼけ改善

生体内 PSF と血管深さの推定値が得られている状況では、1 枚の観測画像 $g(x, y)$ に対する PSF のデコンボリューションによって真の血管像 $f(x, y)$ が獲得できる。しかしながら、式 (5.1) の生体 PSF モデルは近似解であることや血管深さの推定誤差などにより、完全なぼけ復元は困難である。

そこで本研究では、2 つの異なる波長を用いて撮影された 2 枚の観測画像と、推定した血管深さとを利用して血管像のぼけ改善を行う。複数の波長を用いて撮影した画像を組み合わせることで 1 波長の画像に比べて有効な情報量が増加すると考えられるため、より精緻な血管像の獲得が期待できる。

ここで、波長 λ_1 と波長 λ_2 とで撮影した観測画像のフーリエ変換をそれぞれ G_1 , G_2 とし、 G_2 の血管像の方が拡散が大きいものとする。また真の血管像 f のフーリエ変換を F とする。

まず、両画像のフーリエ変換の比 G_1/G_2 について検討する。この比を画像 G_2 に対して作用させるとぼけの小さい画像 G_1 に変換される。すなわち、 $G_2 \times (G_1/G_2) \rightarrow G_1$ となる。従って、この比はぼけの大きな画像 G_2 をぼけの小さな画像 G_1 に変換する効果を持ち、血管像を鮮鋭化するフィルタと捉えることができる。

次に、このフィルタ G_1/G_2 を画像 G_1 に作用させた場合の $G_1 \times (G_1/G_2)$ について検討する。この結果は G_1 をさらに鮮鋭化すると推定されるが、このフィルタを作用させるだけでは真の血管像 F を得ることはできない。つまり、血管深さによってはこの鮮鋭化は過剰となる場合もあり、不十分となる場合もある。これに対し、このフィルタが血管深さの関数として表現できれば鮮鋭化の程度を制御できると考えられる。

そこで、このフィルタ G_1/G_2 をぼけ改善のための基底パラメータとみなし、このフィルタのぼけ改善効果を推定深さ d の大きさによって調整することで、真の血管像 F により近い像の獲得を行う。

まず、以下のフィルタ A を検討する。

$$G_1 \times \left(\frac{G_1}{G_2}\right) \times A = F \quad (5.7)$$

式(5.5)より、

$$\frac{G_1}{G_2} \simeq \alpha \times \frac{H_{01}(d)}{H_{02}(d)} \quad (5.8)$$

となる。ただし α は画像撮影時の光量調整による輝度値のずれや血管の吸収特性による輝度の相違を表すパラメータである。従って上の2式より、

$$G_1 \times \alpha(H_{01}(d)/H_{02}(d)) \times A = F \quad (5.9)$$

となる。このとき、 $G_1 = F \times H_{01}(d)$ であることから、この式を A について解くと、

$$A = H_{02}(d)/(\alpha H_{01}(d))^2 \quad (5.10)$$

となる。 α を消去するために G_1 に施すフィルタを規格化すると、式(5.7)は次のように記述できる。

$$\frac{G_1^2}{G_2} \times \frac{H_{02}(d)}{(H_{01}(d))^2} \times \left| \frac{G_2}{G_1} \right| \left| \frac{(H_{01}(d))^2}{H_{02}(d)} \right| \approx F \quad (5.11)$$

この式は、実測した2波長の血管像 G_1, G_2 に対し、式(5.1)のPSFと推定された深さ d とを用いることで血管像の強調度合いを調整し、血管像 F に近い画像が獲得できることを意味している。

1波長の観測画像だけを用いる場合では観測できない血管像であっても、提案手法では2波長画像間の差異が観測できればその部分が強調される点で優位性を持つ。

5.4 PSFデータベースを用いた血管深さの獲得と血管像のぼけ除去

本節では、上述の血管深さ計測とぼけ除去手法とを用いて、撮影した指静脈の血管深さと鮮鋭化された血管像を獲得する提案手法の処理手順について述べる。本手法では、処理の効率化のために深さ依存生体PSFは指静脈の撮影を行う前に深さごとにデータベース化しておく。

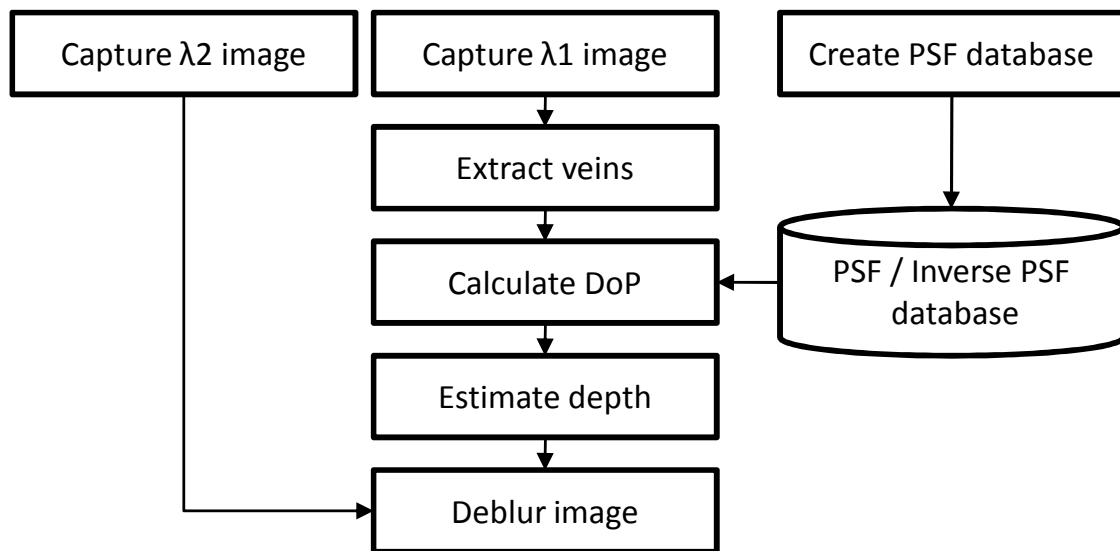


図 5.4: 提案手法のアルゴリズム

提案手法のアルゴリズムは以下の通りである（図 5.4）．以下では各ステップごとに詳述する．

[STEP1] PSF データベースの生成

式 (5.1) における生体内 PSF は，そのフーリエ変換を解析的に得ることができない．そこで，血管像の撮影に使用する赤外線光学特性に合致した散乱係数と吸収係数を有する生体内 PSF を様々な深さに対して事前に用意しておき，深さ d に対応する PSF データを読み出しながらデコンボリューションを行ない血管の深さを推定する．

まず，式 (5.1) に従って，使用する光源波長ごとに生体内 PSF である $h_{01}(d, \lambda_1)$, $h_{02}(d, \lambda_2)$ を生成する．続いて，ディラックの δ 関数（インパルス関数）に対して各 PSF をデコンボリューションし， $h_{01}(d, \lambda_1)$, $h_{02}(d, \lambda_2)$ の逆数である $h_{10}(d, \lambda_1)$, $h_{20}(d, \lambda_2)$ を生成する．そしてこれらをデータベース化して保持する．

[STEP2] 入力画像の撮影と血管抽出

被写体となる生体の透過血管像を異なる 2 波長の光源を用いて連続撮影する．そして撮影された 2 枚の透過血管像のうち，散乱係数の小さい波長 λ_1 の観測画像 $g_1(x, y)$ に対して，血管抽出を実施する [49]．血管抽出は，画像の 1 次元断面輝度プロファイルの輝度曲線の曲率を求め，最も曲率の高い点を血管中心とし，曲率の正負の変化

点を血管内外の境界位置とする．これにより血管領域内外のセグメンテーションが実施される．

[STEP3] 血管中心における DoP の算出と血管深さの推定

深さ d を変化させることで最も血管部が暗くなる点を検知する．前述の通り，血管領域部において血管深さを変えながら PSF をデコンボリューションすると，真の深さに達したときの輝度値が極小値となる．この状況を検知するために，以下に示す PSF を施した画像の差分画像 $DoP(d)(x, y)$ (DoP; Difference-of-PSF) を求め，これがゼロ交差する深さ d を推定血管深さ $d_e(x, y)$ とする．

$$DoP(d)(x, y) = \frac{g(x, y)}{h_{01}(\rho; d - \delta d)} - \frac{g(x, y)}{h_{01}(\rho; d)} \quad (5.12)$$

$$d_e(x, y) = \arg \min_d |DoP(d)(x, y)| \quad (5.13)$$

[STEP4] 血管深さに応じた PSF のデコンボリューションによる血管像のぼけ改善

上述の血管深さ $d_e(x, y)$ に対応した PSF のデコンボリューションを用いて，式 (5.11) に示される演算を行い，その位置に対する適切な PSF を用いたぼけ改善を行う．なお，血管領域と判定されない部分に対しては，その位置に最も近い血管部の深さをその位置の深さとみなして深さ分布を平滑化し，処理結果に不連続的な部分を持たせないようにする．

5.5 実験

本章では，提案する血管深さ推定と血管像のぼけ改善の効果を示すために，生体内 PSF に従って生成したシミュレーション画像を用いた実験を行った．

実験手順は次のとおりである．

- (1) シミュレーションによる入力画像の生成
- (2) 血管像の深さ推定と深さの推定精度の評価
- (3) 血管像の鮮鋭度の改善率の評価

5.5.1 シミュレーションによる入力画像の生成

提案手法の性能評価を正確に実施するためには，血管像の真の光学的特性と構造情報とが必要となる．生体ファントムやそれに準ずるモデルを利用した評価では，被写体の光学特性を事前に把握している必要があるため，手法の基本性能評価には適さない．そこで本稿では，被写体の光学特性と構造情報とが完全に明らかであるこ

とを想定して性能評価を実施するため、シミュレーションによって入力画像を生成し、提案手法の効果を測定した。

シミュレーション画像の生成方法は次のとおりである。まず、血管は1本の直線状に分布するものとし、血管の断面は円形であるとする。また血管半径を r 、血管下部が深さ d の位置に配置されるものとする（図 5.5(a)）。

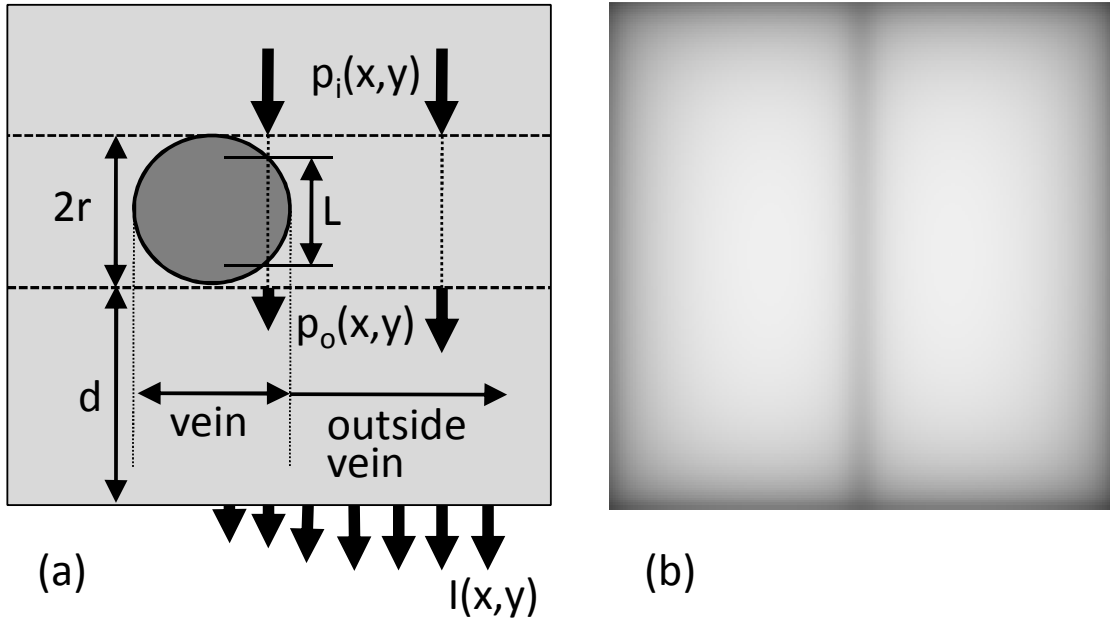


図 5.5: シミュレーションによる入力画像：(a) 生成方法，(b) 画像例 (深さ 0.5mm, 半径 0.5mm)

次に、血管に照射される光量分布を決定する。光源からの透過光が血管上部に到達する際、光は大きな散乱を受けているため、血管上部に到達する光強度は一様であるとする。血管を通過する場合とそうでない場合とによって、血管下部の光強度分布は変化する。この輝度変化は Lambert-beer 則に従うものとする。ただし、実効光路長は血管径の長さと同じとするものとした。すなわち、血管半径を r 、血管の厚みを L 、血管上部の光量を p_i 、血管と皮膚の吸収係数をそれぞれ μ_{ab} 、 μ_{as} とすると、血管下部の光量分布 $p_o(x, y)$ は次のように表せる。

$$p_o(x, y)_{\in \text{血管部}} = p_i \exp(-\mu_{ab}L - \mu_{as}(2r - L)) \quad (5.14)$$

$$p_o(x, y)_{\in \text{非血管部}} = p_i \exp(-\mu_{as}2r) \quad (5.15)$$

続いて、血管下部の光強度分布 $p_o(x, y)$ の光が受光面 $I(x, y)$ に到達する光強度分布を算出する。この光の挙動は式 (5.1) に従って数値計算により得た。その結果として得られる受光面の光強度分布 $I(x, y)$ が入力画像となる。

なお、ここでは2つの異なる光源の波長を $\lambda_1=870\text{nm}$ と $\lambda_2=690\text{nm}$ とし、これらは常に2枚1組として生成した。また皮膚と血液に対する散乱係数 (μ_s) と吸収係数 (μ_a) をそれぞれ表 5.1 に示すパラメータとした。また、血管深さは 0.3mm から 1.5mm の範囲で、血管半径は 0.5mm と 0.7mm の2通りを生成した。また画像は 256 画素 \times 256 画素の8ビット濃淡画像とした。生成した画像例を図 5.5(b) に示す。

表 5.1: 使用する光学パラメータ

波長 [nm]	部位	吸収係数 μ_a [1/mm]	散乱係数 μ_s [1/mm]
$\lambda_1 = 870$	血液	0.7	230.0
	皮膚	0.025	1.2
$\lambda_2 = 690$	血液	0.21	300.0
	皮膚	0.03	2.5

5.5.2 血管深さの推定精度の評価

前述のシミュレーションによって生成した様々な血管径と血管深さの入力画像に対して、前述の通り血管深さと血管像のぼけ改善を行い、その推定精度を評価する。血管深さの精度評価では、得られた血管深さの推定値とシミュレーション画像で想定している真の値との絶対誤差の評価に加え、推定された血管深さの線形性についても評価する。

まず、提案手法の各処理によって得られる出力を図 5.6 に示す。同図 (a)(b) は、それぞれ波長 870nm , 690nm の入力画像、(c) は血管部抽出結果、(d) は血管部の深さ分布、(e) はぼけが改善された出力画像である。ぼけの改善に関する考察については後述するが、提案するぼけ除去手法により入力画像と比較して血管像のぼけが改善している様子が分かる。

次に、推定した血管深さの結果を図 5.7 に示す。左が血管半径 0.5mm 、右が 0.7mm の場合である。真の血管深さが大きくなるにつれてその推定値も大きくなる様子が分かる。しかしながら、推定値には誤差が含まれることが分かった。そこで真値との平均誤差を評価したところ、全入力の平均誤差は 0.175mm であり、真値に対して平均 28.1% の誤差となった。また、血管半径 0.5mm では 0.11mm の誤差を、血管半

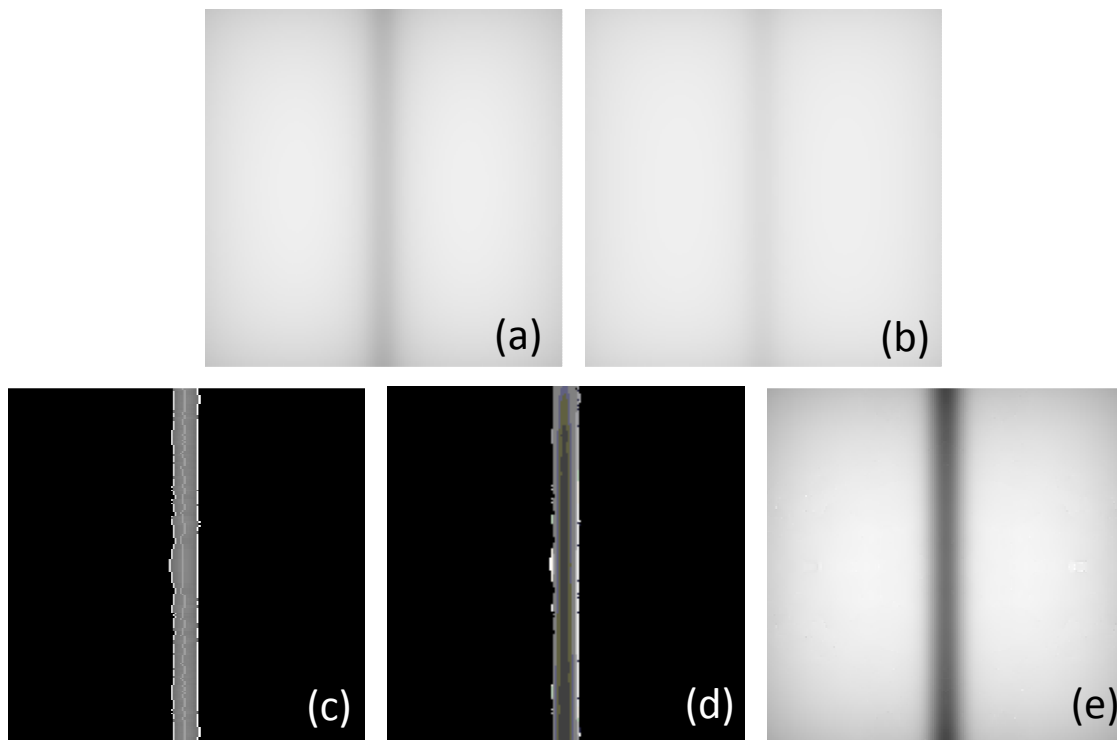


図 5.6: 提案手法の深さ推定とぼけ改善結果 : (a)(b) 入力画像 (半径 0.5mm, 深さ 0.5mm)(それぞれ $\lambda=870\text{nm}$, 690nm), (c) 血管抽出結果, (d) 血管部の深さ分布, (e) ぼけ改善後の出力画像

径 0.7mm では 0.24mm の誤差を持ち, 推定結果が血管半径に依存する可能性が示唆された.

しかしながら, 獲得した推定深さの線形性は高いことが分かる. そこで獲得した血管の深さを最小二乗法により直線近似し, この近似直線との誤差を測定することで相対的な推定誤差を評価した. その結果, 全体の平均誤差は 0.068mm であり, 血管半径 0.5mm では 0.036mm の誤差, 血管半径 0.7mm では 0.10mm の誤差となり, 真値に対する誤差よりも小さいものとなった.

5.5.3 血管像ぼけ改善効果の評価

上述の図 5.6(e) に示したとおり, 提案手法によって得られた血管像のぼけ改善画像について, その効果を評価するために血管のコントラストを測定した. 血管のコ

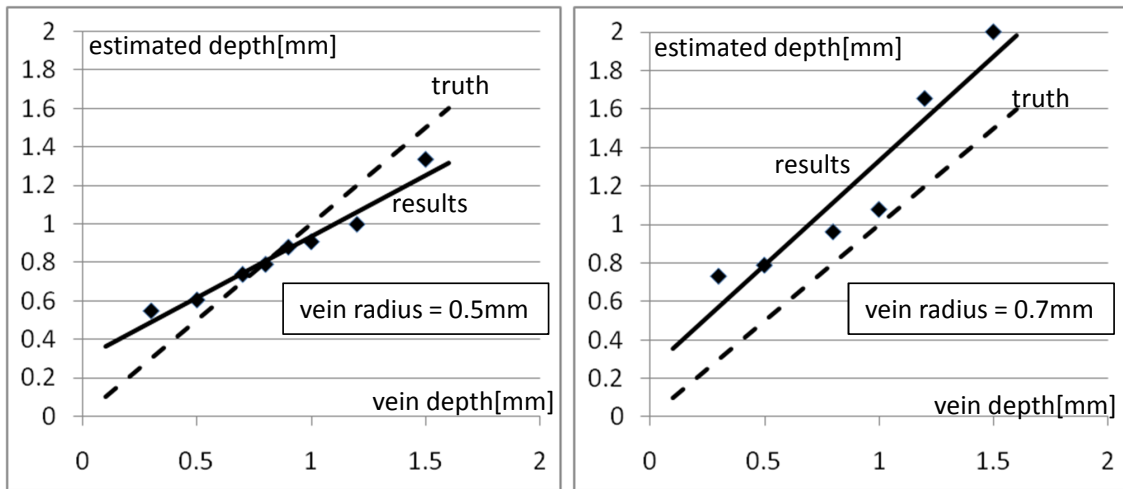


図 5.7: 血管半径ごとの血管深さの推定結果

ントラスト測定において、画像中心部の血管断面に対し、左右の血管境界付近の輝度平均値と血管中心の輝度値とをそれぞれ L_e 、 L_c としたとき、コントラスト R_c を以下のように定義した。

$$R_c = \frac{L_e - L_c}{L_e + L_c} \quad (5.16)$$

これに対し、元の入力画像のうちコントラストの高い $g_1(x, y)$ と、提案手法による出力画像のコントラストを評価する。さらに、推定された血管深さを利用して、式 (5.3) によって1枚の画像に対して生体PSFモデルをデコンボリューションする1波長の画像のみを利用する手法との比較も併せて行なう。

提案するデコンボリューションによってぼけ復元を行った画像とコントラストの比較をそれぞれ図 5.8, 図 5.9 に示す。これらより提案手法のコントラストが最も高いことが視覚的にも定量的にも確認できる。また、図 5.9 には1波長画像のみを用いた生体PSFモデルによるデコンボリューション方式と提案手法とでコントラストを比較した場合の改善率も併せて示した。その結果、提案手法のコントラストは1波長方式に対して平均86.8%ほど高い結果となった。

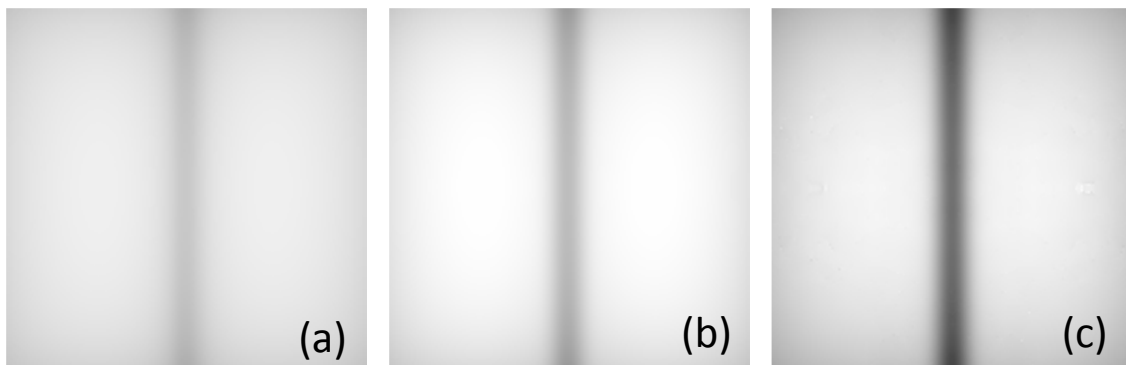


図 5.8: ぼけ改善後の画像 : (a) 入力画像 ($\lambda=870\text{nm}$), (b) 1 波長画像のみを使用した手法, (c) 提案手法

5.6 考察と今後の課題

本章では、実験結果において確認された検出誤差について考察を行うと共に、本研究の展望と今後の課題について述べる。

真の血管深さに対する絶対誤差の主要因は以下の2つであると考えられる。

まず1つ目は、デコンボリューション演算の誤差である。デコンボリューション演算は一般的に不良設定問題であり、複数の解を持つか解が存在しないことがある。この問題を Wiener フィルタによって計算する場合、特に PSF のぼけが小さい場合は高周波成分を多く含み、広い周波数帯域が必要となる。また、特定の周波数成分が含まれない場合においては、その逆数の演算結果が発散することから、周波数帯域を制限しながら演算を行う必要が生じる。これにより、本来の PSF に対する帯域制限、すなわち画像をぼかす必要が生じたことにより誤差が発生したものと考えられる。

そして2つ目は、提案する血管部明度の検出結果が血管径に影響を受ける点である。上述の実験によると、血管径によって深さの検出精度が異なり、特に血管が細かい場合は血管が深まるほど推定値が浅い結果となった。これは、本手法が血管部の明るさ変動を検知していることから、血管が細くなるにつれて検知する位置と血管中心とのずれに対してシビアに結果が変動したものと想定される。また、血管径が太い場合は光が血管中心の直下まで回り込めないことも想定される。提案手法が血管の下に光が回りこむことが前提となっているため、その量が少ない場合には推定に

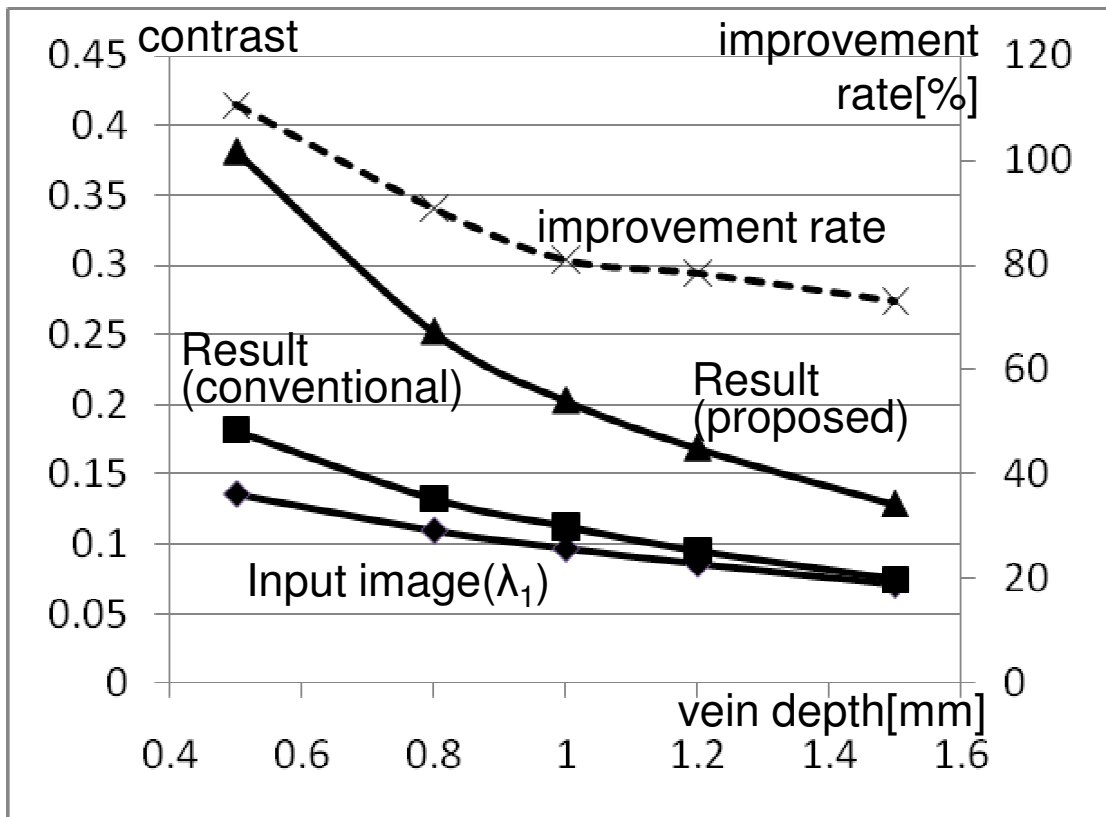


図 5.9: 各手法のコントラストの比較と、1 波長画像のみを使用した手法に対する提案手法のコントラスト改善率

必要な血管部の明度の変化が小さくなり、これが誤差を発生している可能性もある。今後は血管径に依存しないロバストな方式を検討する必要がある。

一方、埋め込まれた血管の深さに対し、推定結果の線形性が高いことが明らかになった。特に生体認証への応用を検討する場合においては、真の深さが得られない場合でも、画像内に分布する血管相互の相対的な深さ分布が把握できれば認証情報として有効利用できる。従って、本手法による相対的な血管深さ分布を認証情報に加えることで認証精度の向上が期待される。

続いて、本研究における今後の課題と将来の展望について述べる。

まず、本章により評価した内容はシミュレーションに基づく入力画像を与えた結果である。血管構造は単純化され、外的要因によるノイズの影響もほぼ無視できる状況である。これに対し、例えば様々な血管径や血管深さの混在する画像や、模型

あるいは実際の生体などを用いた評価を実施し、提案手法の実用性を確認することが課題となる。さらには、血管3次元構造を用いたトモグラフィック血管認証の実現に際し、本研究の成果が認証精度向上にどの程度寄与するかなどの評価も必要となる。

また、関連研究によると2波長画像により血液の血色素量が検出できることが示唆されており [95]、複数波長の画像を用いる本手法との親和性は高いと考えられる。従来技術において、血管像のぼけを復元した状態での血色素量の測定事例は報告されておらず、本手法との組み合わせにより血中ヘモグロビン量や酸素飽和濃度の測定の高精度化が期待される。また、このような情報を生体認証の識別情報として活用することで認証精度の向上が期待できる。

本章で提案した手法も2波長画像であるが、拡散を考慮しないモデル、すなわち Lambert-beer 則に従って光が減衰することを仮定するならば、血液と皮膚の消滅係数が異なる2つの波長で撮影した画像を比較すると、血管の深さ（すなわち光の進行距離）を推定することができるものと考えられる。ただし Lambert-beer 則を用いて光の進行距離を求める際には血管に入射する光強度が必要となるが、透過撮影を行なう場合には入射光強度を直接得ることができない。しかしながら、血管に入射する光が一様で滑らかであるとすれば、血管の相対的な深さ分布を得ることは可能である。認証に必要な情報を抽出するという観点においては、血管の相対的な深さの情報でも有用であると考えられる。

さらに、本手法は光学特性の知られている被写体に特化したものであるが、光学特性の不明な被写体に対する深さ計測とぼけ改善を行なうことも今後の課題である。これに対し、たとえば照明条件を変えたときの幾何学的な画像変化に基づいて被写体の精緻撮影が実現できる可能性も考えられる。このような展開によって散乱体中の任意物体計測への応用が可能となり、たとえばオクルージョンを含んだ被写体の再構成や、反射光方式における血管像の高解像度撮影など、本研究の適用範囲がさらに広がるものと考えられる。

5.7 おわりに

本稿では、赤外線を用いて透過撮影された生体内の血管像に対する、光散乱に起因する被写体のぼけを含む画像に対する血管深さの推定手法とぼけ改善手法とを提案した。

生体内の光の拡散をモデル化する生体内 PSF をデータベース化し、血管深さを変

化させながら PSF をデコンボリューションして血管部が最も暗くなる像を得ることで場所ごとに血管深さを推定すると共に、2 波長の血管像と深さの推定値とを用いて血管像のぼけ改善を実現した。

シミュレーションにより生成された赤外透過血管像に対して血管深さとぼけ改善を実施した結果、真の深さに対する推定値の平均絶対誤差は 0.175mm であり、また相対的な血管深さに対する平均誤差は 0.068mm を得た。さらには血管のぼけ改善の評価を行った結果、コントラストは 1 波長画像のみを用いた手法と比べて 86.8%ほど改善することが確認された。

今後の課題として、生体ファントムなどの実画像による実用性の検証、そして血管深さを利用した指静脈認証の実現と精度向上に対する効果の検証、などがある。

本手法によって生体内の血管の立体構造の精緻獲得の見通しが得られたことから、提案手法は指静脈認証の高精度化と小型化に向けた更なる発展に寄与すると共に、精密な血管構造を必要とする医用機器などへの応用なども考えられ、幅広い分野に活用されることが期待できるものとする。

第6章 結論

6.1 本研究のまとめ

本研究では、複雑な構造を持ちながらも秘匿性の高い指静脈パターンを活用した指静脈認証技術の基本原理の確立と実用化に向け、認証の高精度化と装置の小型化とを実現するための指静脈パターンの計測技術、特徴抽出技術、そして照合技術に関する検討を実施した。

初めに、指静脈認証技術を確立するために必要な技術課題として、以下の5点の解決が必要となることを明らかにした。

1. 輝度むらやノイズを含む不鮮明な画像から指静脈パターンだけを抽出すること。
2. 変形やかすれを含む線パターンを高速に照合すること。
3. 血管の太さの変動にロバストな照合を実現すること。
4. 皮膚のしわや像のぼけを含まない真の血管像を獲得すること。
5. 認証に活用できる情報の更なる抽出に向けて血管の深さを推定すること。

これに対し、本研究ではそれぞれ次に示す検討を行い、上記の技術課題を解決した。

1. 指静脈画像上に分布する指静脈パターンの分布特性を考慮した暗線の反復追跡処理を検討し、指静脈パターンとそれ以外のノイズ情報とを統計的に分離する手法を提案した。その結果、従来の線パターン強調処理に比べて正確に指静脈パターンを抽出でき、また光源強度の変動にロバストな特徴抽出を実現した。
2. 指静脈パターンの抽出結果を指静脈らしさのスコアとして捉え、静脈領域、背景領域、そしてそれらの中間的なスコアとなる部分を曖昧領域の3領域にラベル付けした3値静脈パターンを生成し、照合の際は曖昧領域に重なった誤差を無視することで変形やかすれによる誤差の影響を低減し、変形やかすれにロバストな照合手法を提案した。その結果、生体認証技術として従来手法に基づく手法や従来の指紋認証に比べて高い認証精度を実現することができた。

3. 指静脈画像の断面輝度プロファイルの曲線に対する曲率計算により、血管幅の内側で最も屈曲した部分を血管中心とみなし、この点をあらゆる位置と方向の血管に対して求め、それらを線パターンとして接続することにより、血管幅が正規化された指静脈パターンを獲得する手法を提案した。その結果、血管幅の変動にロバストな特徴抽出が実現できたと共に、更に認証精度を向上することが可能となった。
4. 血液中のヘモグロビンの光吸収特性と皮膚での光拡散特性が波長によって異なることを活用し、3つの異なる波長の光源を用いて3枚の指静脈画像を撮影し、そのうちの1枚の画像が残りの2枚の画像に対して血液吸収率が異なることを活用して残りの2枚の画像中の皮膚のしわパターンを除去すると共に、しわ除去された2枚の画像のぼけの相違を活用して観測されている血管像のぼけを除去し、真の血管像を獲得する技術を提案した。その結果、皮膚のしわが観測されている状態とされていない状態の2つの画像を比較した結果、提案手法はいずれの画像においても皮膚のしわが除去されており、それらの類似性が高まる結果となった。また、ぼけ除去の結果においては血管像のコントラストを向上することができ、それらの効果として認証精度が更に向上する結果を得ることができた。
5. 生体内の光の拡散と血管の深さとの関係性をモデル化した点広がり関数（PSF; point spread function）を利用して、当PSFの逆畳み込み演算と映像の鮮鋭度の評価とに基づいて血管の深さを推定する技術を提案した。その結果、シミュレーションにより人工的に作成した数値ファントムに対して血管の深さに比例した深さ推定結果を得ることができ、血管の深さを利用した生体認証の実現に対する見通しが得られた。

本研究の貢献としては、上述の課題を解決する提案技術により指静脈認証の基本原理の確立し、実用性の向上を実現できたことである。そして、これらの提案技術が将来の技術トレンドとして重要な認証システムの大規模化と装置のモバイル化を推進するための有効な手法であることを示すこともできた。

以上より、本研究の成果は、高精度で秘匿性が高く、さらには利便性や冗長性などの様々な利点を有する新たな生体認証である指静脈認証技術の基本原理の確立と実用化を実現し、現在の多様な情報化社会における様々なインフラの安全性や機密性を高いレベルで維持するセキュリティ技術に大きく貢献するものと結論付けられ

る。また、提案した生体計測・認証技術は、指静脈認証以外への適用も期待でき、更なる生体認証技術の発展にも寄与するものと考えられる。

6.2 今後の課題と展望

本論文にて示した指静脈認証技術の基本原理確立と実用化に向けた技術課題は、指静脈認証システムの実運用で生じる精度劣化要因の一部であり、今後の更なる技術の発展により新たな検討課題が生じるものと考えられる。そこで、本研究での検討範囲を超える今後の課題について述べる。

1つ目の課題は、自由な指の置き方を許容した場合の認証精度の劣化を抑制することである。実運用においては不特定多数の利用者が認証装置を利用することが想定されるが、各利用者がどのように指を提示するかを予測することは困難である。一般的には、指の形状にフィットする指置き台を設置することで多くの利用者の指の位置を誘導できる。本研究においても、指置き台によって指が一定の位置に誘導できることを前提としていた。しかしながら、あらゆる指の長さ、太さ、厚さに対応する指置き台を設計することは難しく、またすべての利用者がそこに指を置くことを正しく理解しているとも限らない。それ以外にも、指を大きく曲げて置く、装置に必要以上に圧力をかけて置くなど、様々な不確定要因によって指静脈パターンを正しく撮影できないケースが発生する。特に、指の曲げによって指の皮膚が大きく屈曲し血管パターンが大きく変化したり、撮影そのものが実施できなくなったりすることがある。また指の圧迫によって指静脈が押しつぶされ、指静脈パターンの欠損が生じることも想定される。これらの要因により、本来想定された場所に指を置くことができない、あるいは指が大きく変形した状態で置かれることなどにより、実運用精度が劣化することが予想される。これらに対し、どのような置き方の傾向が見られ、そしてそれらが精度劣化要因となるのかを明確化すると共に、指の置き方の自由度を高めながらも正しく認証が実現できる技術を検討することが今後の課題となる。

2つ目の課題は、装置の小型化や平面化に伴う撮影部位の縮小化や血管の計測方式の変更などが認証精度に与える影響を明らかにすることである。装置の小型化によって撮影部位が小さくなると、本論文で言及した通り皮膚のしわが目立つだけではなく撮影される血管構造の情報量が低減する。認証精度を維持するためにはより精細な血管パターンの構造を獲得する必要があるが、どの程度の詳細な血管まで撮影することが可能となるのかを明確にすると共に、その情報量でどの程度の規模の

利用者を判別することが可能となるかを体系立てて解明することが必要となる。また、装置の平面化によって光源の設置に制約を受けることになるが、平面的な光源の照射によって得られる血管像が従来の透過光方式に比べて同等以上の鮮明度で獲得できる血管計測手法を確立することも重要な課題である。さらには、装置の小型化により指の位置ずれによる精度劣化の影響を大きく受けると想定される。このような実用上の課題解決も将来的に必要と考えられる。

3つ目の課題は、認証システムの大規模化に耐え得る超高精度生体認証技術を確立することである。本研究にて提案した様々な要素技術は評価した認証精度に基づく数百人～数千人規模の認証システムには実用的に利用できるものであると考えられる。しかしながら、たとえば我が国の各市町村あるいは全国民をターゲットとした認証システム、最終的には世界規模の人口を網羅する大規模な生体認証基盤を構築するためには、現状の認証精度では不十分である上に、実用性を評価することも困難である。これに対し、本研究で実施した認証精度評価の規模を更に拡大し、その評価結果に応じて指静脈の持つ本質的な識別性能を明らかにすること、そして更なる高精度化に向けた技術開発が必要となるものとする。

次に、今後の課題に対する解決案として、指静脈認証技術の将来に向けた展望について述べる。

まず、指の置き方のばらつきに起因する認証精度の劣化を解決する対策のひとつとして、指の置き方の自由度の高い認証装置を実現することが挙げられる。指の長さや太さ、利き手の異なる多くの利用者が同じ装置の同じ場所に指を一定の姿勢で置かせることは困難を伴うことが多く、これによって認証精度だけではなく装置の利便性も低下する。これに対し、指を置く位置や姿勢などは大まかな目安を示すに留めながら、指の姿勢をリアルタイムで正確に検知する技術、指の姿勢に適切な照明を照射するによる精緻血管像の計測技術、指の3次元的な断層構造を獲得する光CT (Computed tomography) 技術、3次元的な変形や変動を許容する照合技術、などを提唱することで、あらゆる指の姿勢において認証を可能とすることが期待できる。

このような技術の実現により、例えば指を装置上にかざす、あるいはラフに置くことで認証を完了することができるため、改札のような大規模な利用者が一度に多数通過することが想定されるエントランスシステムへの応用が可能となる。あるいは、装置上に指をかざすインターフェイスは非接触な認証が実現できるため、食品や医療、半導体製造現場などの衛生作業に好適な認証システムを実現することも可能となる。さらには、認証のために明示的に認証装置を操作するのではなく、例えばドアノブや自動車のハンドルを握る、あるいはマウスやキーボード、タッチパネルな

どに触れるなど、日常的に接触する部品や機器に認証装置を組み込むことで、利用者が認証操作を意識することなく自然な形で認証処理が完了できる無意識認証（アンコンシャスセキュリティ）を実現することもできる。

次に、装置の小型化や平面化を実現するための検討として、反射光に基づく高画質血管計測技術を確立することが挙げられる。指静脈認証では、可能な限り高画質な血管像を撮影するために、撮影する生体部位の反対側から赤外線を入射し、その透過光を撮影する方式を採用している。しかしながらこのような装置構造では、照明とカメラとの位置関係に立体構造が必要となる。装置の平面化の際には照明とカメラとを同一平面上に配置しなければならず、透過光撮影を行うことが困難となる。反射光撮影による画質劣化の要因は、主に血管に到達せずに生体表面付近で拡散反射する光成分の発生によるものである。これに対し、拡散光の伝搬特性を明らかにして血管に到達しない反射成分を除去する手法や、異なる波長の光を利用して精緻血管像を獲得するための基礎検討など、生体内部の光の挙動の定量的な解析技術を深めることが必要となる。この技術の実現によって、スマートフォンやタブレット端末などの小型携帯端末への指静脈認証装置の搭載を可能とし、ネット決済や個人情報管理などを安全に行うことができるようになる。

また、装置の小型化に伴う撮影面積の低減に対しては、指をスライドしながら指全体の指静脈パターンを獲得するスイープ認証によっても解決できると考える。最も簡単な実現方法としては部分的な指静脈パターンから全体を再構成することある。しかしながら、単なる画像の再構成技術だけではなく、スマートフォンなどを操作する際の独特な指の移動に合わせて無意識撮影を組み合わせることができれば飛躍的に認証操作の利便性を向上することができると考えられる。従って、平面化に対する反射光による精緻撮影と小型化に対する画像の再構築技術だけではなく、上述の無意識認証技術を組み合わせることにより、小型で高精度で利便性の高いモバイル向け指静脈認証技術が確立されるものと考えられる。

最後に、認証システムの世界規模化を実現するための解決案として、指静脈の精緻情報活用による認証処理の高度化と指静脈認証技術のマルチモーダル化への発展が挙げられる。精緻情報の活用については、本研究にて提案した血管深さの推定精度を更に向上し、また血管像のぼけを更に改善してこれまで観測できなかった血管を認証に利用する検討を進めることで実現される。血管の深さについては本研究で提案する血管深さの推定技術だけでなく、前章の課題にて示した複数波長の画像に基づく血管の相対的な深さ情報の推定技術も有効な方式の一つであると考えられ、より精度の高い立体血管構造の獲得が期待できる。また精緻に獲得した血管構造情報

を最大限に活用する照合処理技術の進展も重要であり、これらの発展により大規模人数を誤ることなく高速に分類する認証システムの実現に繋がる。

またマルチモーダル認証については、複数の生体情報を利用することで飛躍的に認証精度を高める技術として期待されている。マルチモーダル認証の形態としては、同一の生体モダリティを複数利用する方法、異なる生体モダリティを利用する方法、生体以外のモダリティを利用する方法がある。指静脈認証においては、複数指を同時あるいは逐次的に撮影してそれらを組み合わせることが比較的容易にできるため、複数指に基づく指静脈認証技術が有効である。しかしながら、指静脈は装置への強い圧迫などが発生すると欠落することがあるため、必ずしも常に最適な生体モダリティであるとは限らない。これに対し、例えば強い圧迫によっても欠落しにくい指紋を第2のモダリティとして追加すれば、互いに相補的な形で認証精度を高め合うことができる。さらに、第3、第4、の生体モダリティを追加することで、極めて高精度な生体認証を実現することができる。また生体だけではなく、例えば個人の携帯端末などの所有物や服装、良く行く場所、良く居る時間などの所有物や行動パターンなどを統計的に組み合わせるメニーモーダル認証 [93] を実現することでも更に認証精度を高めることも可能となる。これを実現するためには、生体情報と所有物、行動などの情報とを動的に関連付ける技術が必要となり、確率モデルに基づく推論技術などの適用によって体系化できると考える。

このような大規模化に向けた検討により、全国あるいは世界規模の認証として、入国審査や公共行政サービスに対する本人確認、コンビニや鉄道などにおける手ぶら決済システムなどが実現されると共に、個人の嗜好を自動的に収集し利用者にフィードバックする新しいマーケティングサービスなど、個人認証のパラダイムシフトによるイノベーションへと繋がっていく。

以上より、本研究によって確立した指静脈認証技術は今後益々発展していく情報・物理インフラの高セキュリティ化と利便性向上に対する極めて重要な要素技術となりうると考えられ、本研究の更なる発展により安全・安心で豊かな情報化社会の実現に貢献できるものとする。

謝辞

本研究の遂行と本論文の執筆にあたり、多くの方々の御指導と御協力を賜りました。佐藤洋一教授におかれましては、社会人博士として入学を希望していた私を暖かく迎え入れて頂き、研究活動においては研究の方向付けや手法の検討に対する数多くの貴重な御助言と、そして論文執筆や学会発表における手厚い御指導を賜りました。心より御礼を申し上げます。

池内克史教授および峯松信明准教授には、アドバイザー教員として様々な観点からの御意見を頂戴し、研究の位置付けを幅広く捉える機会を与えて頂きました。ここに深く感謝の意を表します。

また岡部孝弘特任准教授には、本研究の成果に対する御意見や学会発表における貴重なアドバイスを賜り、研究に更なる深みを与えて頂きましたことに感謝致します。そして、佐藤研究室秘書の鈴木咲恵様、今川洋子様、薄井千緒様には、学内の事務や出張時の諸手続きなどにおきまして数多くのサポートを頂きました。大変お世話になりました。

また本研究を遂行するにあたり、(株)日立製作所中央研究所主管研究長の宮武孝文博士、主管研究員の長坂晃朗博士、研究員の清水春美氏、松田友輔氏には、日頃より研究の方向性や研究成果に対する議論を通じて多岐に渡る視点から御助言を賜ると共に、学生生活と日常業務の両立を様々な形で御支援頂きました。心より感謝申し上げます。また、元同研究所主管研究員で現東北大学大学院工学研究科の梅村晋一郎教授、同研究所主任研究員の河野美由紀博士には、研究着手当初より多大なる御指導を賜りました。そして、同研究所の数多くの従業員の方に被験者の御協力を賜りました。この場を借りて厚く御礼申し上げます。

最後に、社会人博士という貴重な機会を様々な面から支援してくださいました両親に深く感謝致します。

平成24年12月

三浦 直人

参考文献

- [1] Badawi, A.M.: Hand vein biometric verification prototype: A testing performance and patterns similarity. Proceedings of the 2006 International Conference on Image Processing, Computer Vision, and Pattern Recognition (IPCV'06) (2006)
- [2] Basri, R., Jacobs, D., Kemelmacher, I.: Photometric stereo with general, unknown lighting. International Journal of Computer Vision **72**(3), 239—257 (2007)
- [3] Bevilacqua, V., Cariello, L., Columbo, D., Daleno, D., Fabiano, M.D., Gianini, M., Mastronardi, G., Castellano, M.: Retinal fundus biometric analysis for personal identifications. ICIC '08 Proceedings of the 4th international conference on Intelligent Computing: Advanced Intelligent Computing Theories and Applications - with Aspects of Artificial Intelligence pp. 1229 – 1237 (2008)
- [4] Bhattacharyya, D., Das, P., hoon Kim, T., Bandyopadhyay, S.K.: Vascular pattern analysis towards pervasive palm vein authentication. Journal of Universal Computer Science **15**(5), 1081–1089 (2009)
- [5] Blume, M., Zikic, D., Wein, W., Navab, N.: A new and general method for blind shift-variant deconvolution of biomedical images. MICCAI 2007 **4791**, 743–750 (2007)
- [6] Boles, W.W., Boashash, B.: A human identification technique using images of the iris and wavelet transform. IEEE Transactions on signal processing **46**(4), 1185–1188 (1998)
- [7] Burge, M., Burger, W.: Ear biometrics in computer vision. Proceedings of 15th International Conference on Pattern Recognition pp. 822–826 (2000)

- [8] Çetingul, H.E., Yemez, Y., Erzin, E., Tekalp, A.M.: Discriminative analysis of lip motion features for speaker identification and speech-reading. *IEEE TRANSACTIONS ON IMAGE PROCESSING* **15**(10), 2879–2891 (2006)
- [9] Chan, T.F., Wong, C.K.: Total variation blind deconvolution. *IEEE transactions on image processing* **7**(3), 370—375 (1998)
- [10] Chen, X., Flynn, P.J., Bower, K.W.: Visible-light and infrared face recognition. *Proceedings of the workshop on multimodal user authentication* pp. 48–55 (2003)
- [11] Clancy, T.C., Kiyavash, N., Lin, D.J.: Secure smartcard-based fingerprint authentication. *ACM Workshop on Biometrics: Methods and Applications* pp. 45–52 (2003)
- [12] Daugman, J.: How iris recognition works. *IEEE Transactions on Circuits and Systems for Video Technology* **14**(1), 21–30 (2004)
- [13] Duc, B., Fischer, S., Bigun, J.: Face authentication with gabor information on deformable graphs. *IEEE TRANSACTIONS ON IMAGE PROCESSING* **8**(4), 504–516 (1999)
- [14] Dumont, E., Hautire, N., Gallen, R.: A semi-analytic model of fog effects on vision. *Atmospheric Turbulence, Meteorological Modeling and Aerodynamics* pp. 635–670 (2011)
- [15] Farzin, H., Abrishami-Moghaddam, H., Mohammad-ShahramMoin: A novel retinal identification system. *EURASIP Journal on Advances in Signal Processing* (2008)
- [16] Flom, L., Safir, A.: Iris recognition system. United States Patent (1987)
- [17] Fujitsu: <http://jp.fujitsu.com/group/labs/>. Fujitsu
- [18] Ghandali, S., Moghaddam, M.E.: Off-line persian signature identification and verification based on image registration and fusion. *JOURNAL OF MULTIMEDIA* **4**(3), 137–144 (2009)

- [19] Gonzalez-Mora, J., la Torre, F.D., Guil, N., Zapata, E.L.: Learning a generic 3d face model from 2d image databases using incremental structure-from-motion. *Image and Vision Computing* **28**, 1117–1129 (2010)
- [20] Group, I.B.: Comparative biometric testing, round 6 public report. International Biometric Group (2006)
- [21] Hashiyada, M.: Development of biometric dna ink for authentication security. *The Tohoku Journal of Experimental Medicine* pp. 109–117 (2004)
- [22] He, X., Yan, S., Hu, Y., Niyogi, P., Zhang, H.J.: Face recognition using laplacianfaces. *IEEE TRANSACTIONS ON PATTERN ANALYSIS AND MACHINE INTELLIGENCE* **27**(3), 328–340 (2005)
- [23] Hoepman, J.H., Hubbers, E., Jacobs, B., Oostdijk, M., Schreur, R.W.: Crossing borders: Security and privacy issues of the european e-passport. *Advances in Information and Computer Security, First International Workshop on Security (IWSEC 2006)* **4266**, 152–167 (2006)
- [24] Hoover, A., Kouznetsova, V., Goldbaum, M.: Locating blood vessels in retinal image by piece-wise threshold probing of a matched filter response. *IEEE Transactions on Medical Imaging* **19**(3), 203–210 (2000)
- [25] Im, S., Park, H., Kim, Y., Han, S., Kim, S., Kang, C., Chung, C.: A biometric identification system by extracting hand vein patterns. *Journal of Korean Physical Society* **38**(3), 268–272 (2001)
- [26] Jacques, S.L.: Skin optics. *Oregon Medical Laser Center News* (1998)
- [27] Jain, A., Duin, R., Mao, J.: Statistical pattern recognition: a review. *IEEE Trans Pattern Anal Mach Intell* **22**(1), 4–37 (2000)
- [28] Jain, A., Hong, L., Bolle, R.: On-line fingerprint verification. *IEEE TRANSACTIONS ON PATTERN ANALYSIS AND MACHINE INTELLIGENCE* **19**(4), 302–314 (1997)
- [29] Jain, A.K., Pankanti, S.: Automated fingerprint identification and imaging systems. *Advances in Fingerprint Technology*, 2nd Ed. (H. C. Lee and R. E. Gaensslen), Elsevier Science, New York (2001)

- [30] Jain, A.K., Ross, A., Pankanti, S.: A prototype hand geometry-based verification system. Proceedings of the 2nd international conference on audio- and video-based biometric person authentication. pp. 166–171 (1999)
- [31] Jang, K.E., Ye, J.C.: Single channel blind image deconvolution from radially symmetric blur kernels. OPTICS EXPRESS **15**(7), 3791—3803 (2007)
- [32] Khan, M.M., Subramanian, R., Khan, N.A.M.: Low dimensional representation of dorsal hand vein features using principle component analysis (pca). Proceedings of World Academy of Science, Engineering and Technology **37**, 1091–1097 (2009)
- [33] Kim, J., Lanman, D., Mukaigawa, Y., Raskar, R.: Descattering transmission via angular filtering. ECCV2010 pp. 86–99 (2010)
- [34] Kinnunen, T., Karpov, E., Franti, P.: Real-time speaker identification and verification. IEEE Transactions on Speech and Audio Processing **14**(1), 277–288 (2006)
- [35] Komarinski, P.: Automated Fingerprint Identification Systems. ELSEVIER (2004)
- [36] Kono, M., Ueki, H., Umemura, S.: A new method for the identification of individuals by using vein pattern matching of a finger. Proceedings of the 5th symposium on pattern measurement, Yamaguchi pp. 9–12 (2000)
- [37] Korotkayai, Z.: Biometric person authentication: Odor. <http://www.it.lut.fi/kurssit/03-04/010970000/seminars/Korotkaya.pdf> as visited on 12/01/2012 pp. 1–16 (2003)
- [38] Kumar, A., Prathyusha, K.V.: Personal authentication using hand vein triangulation and knuckle shape. IEEE TRANSACTIONS ON IMAGE PROCESSING **18**(9), 2127–2136 (2009)
- [39] Ladoux, P.O., Rosenberger, C., Dorizzi, B.: Palm vein verification system based on sift matching. Advances in Biometrics : Third International Conference, ICB 2009 pp. 1290–1298 (2009)

- [40] Lee, H.C., Ramotowski, R., Gaensslen, R.E.: *Advances in Fingerprint Technology*, Second Edition. CRC Press (2001)
- [41] Likas, A.C., Galatsanos, N.P.: A variational approach for bayesian blind image deconvolution. *IEEE TRANSACTIONS ON SIGNAL PROCESSING* **52**(8), 2222–2233 (2004)
- [42] Lingyu, W., Leedham, G.: Near- and far- infrared imaging for vein pattern biometrics. *Proc. of the IEEE International Conf. on Video and Signal Based Surveillance (AVSS'06)* p. 52 (2006)
- [43] Liu, C., Wechsler, H.: Gabor feature based classification using the enhanced fisher linear discriminant model for face recognition. *IEEE Transactions on Image Processing* **11**(4), 467–476 (2002)
- [44] M, N.: *Methods of image pattern recognition*. Corona (1983)
- [45] Maio, D., Maltoni, D.: Direct gray-scale minutiae detection in fingerprints. *IEEE Transactions on pattern analysis and machine intelligence* **19**(1), 27–40 (1997)
- [46] Miura, N., Nagasaka, A., Miyatake, T.: An extraction of finger vein patterns based on multi-point iterative line tracing. *Proceedings of the 2001 IEICE general conference, Shiga, Japan* **D-12-4** (2001)
- [47] Miura, N., Nagasaka, A., Miyatake, T.: Automatic feature extraction from non-uniform finger vein image and its application to personal identification. *IAPR, Proceedings of the MVA2002, Nara, Japan* pp. 253–256 (2002)
- [48] Miura, N., Nagasaka, A., Miyatake, T.: Feature extraction of finger-vein patterns based on repeated line tracking and its application to personal identification. *Machine Vision and Applications* **15**(4), 194–203 (2004)
- [49] Miura, N., Nagasaka, A., Miyatake, T.: Extraction of finger-vein patterns using maximum curvature points in image profiles. *IEICE TRANSACTIONS on Information and Systems* **E90-D**(8), 1185–1194 (2007)

- [50] Monroe, F., Rubin, A.D.: Keystroke dynamics as a biometric for authentication. *Future Generation Computer Systems* **16**(4), 351–359 (2000)
- [51] Montesinos, P., Alquier, L.: Perceptual organization of thin networks with active contour functions applied to medical and aerial images. *Proceedings of ICPR'96, Vienna, Austria* pp. 25–30 (1996)
- [52] Mukaigawa, Y., Raskar, R., Yagi, Y.: Analysis of scattering light transport in translucent media. *IPSJ Transactions on Computer Vision and Applications* **3**, 122–133 (2011)
- [53] Muramatsu, C., Hatanakab, Y., Iwasea, T., Haraa, T., Fujita, H.: Automated detection and classification of major retinal vessels for determination of diameter ratio of arteries and veins. In *Proc. of SPIE Medical Imaging 2010* **7624**(1), 76,240J1–76,240J8 (2010)
- [54] Nandakumar, K., Jain, A.K., Pankanti, S.: Fingerprint-based fuzzy vault: Implementation and performance. *IEEE TRANSACTIONS ON INFORMATION FORENSICS AND SECURITY* **2**(4), 744–757 (2007)
- [55] Nishidate, I., Aizu, Y., Mishina, H.: Depth visualization of a local blood region in skin tissue by use of diffuse reflectance images. *OPTICS LETTERS* **30**(16), 2128–2130 (2005)
- [56] Ortega, M., Marino, C., Penedo, M.G., Blanco, M., Gonzalez, F.: Biometric authentication using digital retinal images. *Proceedings of the 5th WSEAS International Conference on Applied Computer Science* pp. 422–427 (2006)
- [57] Otsu, N.: A threshold selection method from gray-level histograms. *IEEE TRANSACTIONS ON SYSTEMS, MAN, AND CYBERNETICS* **SMC-9**(1), 62–66 (1979)
- [58] Paquit, V.C., Tobin, K.W., Price, J.R., Me'riaudeau, F.: 3d and multispectral imaging for subcutaneous veins detection. *Optics Express* **17**(14), 11,360–11,365 (2009)
- [59] Peters, R.A.: A new algorithm for image noise reduction using mathematical morphology. *IEEE Transactions on Image Processing* **4**(3), 554–568 (1995)

- [60] Porwik, P.: The compact three stages method of the signature recognition. IEEE 6th International Conference on Computer Information Systems and Industrial Management Applications (CISIM'07) pp. 282–287 (2007)
- [61] Prabhakar, S., Jain, A.K., Pankanti, S.: Learning fingerprint minutiae and type. Pattern Recognition **36**(8), 1847–1857 (2003)
- [62] Reynolds, D.A.: An overview of automatic speaker recognition technology. Proceedings of International Conference on Acoustics, Speech, and Signal Processing (ICASSP 2002) pp. 4072–4075 (2002)
- [63] Richardson, W.H.: Bayesian-based iterative method of image restoration. JOURNAL OF THE OPTICAL SOCIETY OF AMERICA **62**(1), 55–59 (1972)
- [64] Sanchez-Reillo, R., Fernandez-Saavedra, B., Liu-Jimenez, J., Sanchez-Avila, C.: Vascular biometric systems and their security evaluation. 41st Annu. IEEE Int. Carnahan Conf. Security Technology pp. 44–51 (2007)
- [65] Sanchez-Reillo, R., Sanchez-Avila, C., Gonzalez-Marcos, A.: Biometric identification through hand geometry measurements. IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence **22**(10), 1168–1171 (2000)
- [66] Shahin, M., Badawi, A., Kamel, M.: Biometric authentication using fast correlation of near infrared hand vein patterns. International Journal of Biological and Medical Sciences **2**(3), 141–148 (2007)
- [67] Shen, W., Surette, M., Khanna, R.: Evaluation of automated biometrics-based identification and verification systems. Special Issue on Automated Biometric Systems, Proc. of The IEEE **85**(9), 1463–1478 (1997)
- [68] Shimizu, K.: Biometrics - personal identification by measurement of biological traits -. Trans. of Japanese Society for Medical and Biological Engineering **44**(1), 3–14 (2006)
- [69] Shimizu, K., Tochio, K., Kato, Y.: Improvement of transcutaneous fluorescent images with a depth-dependent point-spread function. APPLIED OPTICS **44**(11), 2154–2161 (2005)

- [70] Sugiura, K., Makihara, Y., Yagi, Y.: Gait identification based on multi-view observations using omnidirectional camera. Proceedings of Asian Conference on Computer Vision (ACCV 2007) pp. 452–461 (2007)
- [71] Takashi, Y., Aoki, S., Ohyama, T.: Human finger vein images are diverse and its patterns are useful for personal identification. 56th Session of the International Statistical Society (2007)
- [72] loic Tisse, C., Martin, L., Torres, L., Robert, M.: Person identification technique using human iris recognition. International Conference on Vision Interface pp. 294–299 (2002)
- [73] Tsumura, N., Ojima, N., Sato, K., Shiraishi, M., Shimizu, H., Nabeshima, H., Akazaki, S., Hori, K., Miyake, Y.: Image-based skin color and texture analysis/synthesis by extracting hemoglobin and melanin information in the skin. In Proc. ACM Transactions on Graphics, SIGGRAPH 2003 **22**(3), 770 – 779 (2003)
- [74] Venayagamoorthy, G.K., Moonasar, V., Sandrasegaran, K.: Voice recognition using neural networks. Proceedings of the IEEE South African symposium on communication and signal processing (COMSIG 98) pp. 29–32 (1998)
- [75] Walter, T., Klein, J., Massin, P., Zana, F.: Automatic segmentation and registration of retinal fluorescein angiographies – application to diabetic retinopathy. First International Workshop on Computer Assisted Fundus Image Analysis, Copenhagen, Denmark pp. 15–20 (2000)
- [76] Wang, L., Jacques, S.L., Zheng, L.: Mcml - monte carlo modeling of photon transport in multi-layered tissues. Computer Methods and Programs in Biomedicine **47**, 131–146 (1995)
- [77] Wang, L., Tan, T., Ning, H., Hu, W.: Silhouette analysis-based gait recognition for human identification. IEEE TRANSACTIONS ON PATTERN ANALYSIS AND MACHINE INTELLIGENCE, **25**(12), 1505 – 1518 (2003)
- [78] Watanabe, M.: Palm vein authentication. Advances in Biometrics, Springer pp. 1–14 (2008)

- [79] Watanabe, M., Endoh, T., Shiohara, M., Sasaki, S.: Palm vein authentication technology and its applications. Proceedings of the Biometric Consortium Conference 2005 pp. 1290–1298 (2005)
- [80] Watanabe, M., Nayar, S.K.: Rational filters for passive depth from defocus. *International Journal of Computer Vision* **27**(3), 203–225 (1998)
- [81] Wiskott, L., Fellous, J.M., Kruger, N., von der Malsburg, C.: Face recognition by elastic bunch graph matching. *IEEE Transactions of Pattern Analysis and Machine Intelligence* **19**, 775–779 (1997)
- [82] Wray, S., Cope, M., Delpy, D.T., Wyatt, J.S., Reynolds, E.R.: Characterization of the near infrared absorption spectra of cytochrome aa3 and hemoglobin for the non-invasive monitoring of cerebral oxygenation. *Biochimica et Biophysica Acta (BBA)* **933**(1), 184–192 (1988)
- [83] Wu, C., Zhou, J., qi Bian, Z., Rong, G.: Robust crease detection in fingerprint images. In *Proc. of CVPR 2003* **2**, 505–510 (2003)
- [84] Yang, J., Zhang, B., Shi, Y.: Scattering removal for finger-vein image restoration. *Sensors* **12**(3), 3627–3640 (2012)
- [85] Yang, S., Verbauwhede, I.: Automatic secure fingerprint verification system based on fuzzy vault scheme. in *Proceedings of IEEE ICASSP* **5**, 609–612 (2005)
- [86] Yih, E.W.K., Sainarayanan, G., Chekima, A.: Palmprint based biometric system: A comparative study on discrete cosine transform energy, wavelet transform energy and sobelcode methods. *Biomedical Soft Computing and Human Sciences* **14**(1), 11–19 (2009)
- [87] Yu, C.B., Qin, H.F., Zhang, L., Cui, Y.Z.: Finger-vein image recognition combining modified hausdorff distance with minutiae feature matching. *J. Biomedical Science and Engineering* **2**(4), 261–272 (2009)
- [88] Zhang, D., Guo, Z., Lu, G., Zhang, L., Liu, Y., Zuo, W.: Online joint palm-print and palmvein verification. *Expert Systems with Applications* **38**(3), 2621–2631 (2011)

- [89] Zhang, W., Wang, Y.: Core-based structure matching algorithm of fingerprint verification. Proceedings of the IEEE international conference on pattern recognition **1**, 70–74 (2002)
- [90] Zhang, Y.B., Li, Q., You, J., Bhattacharya, P.: Palm vein extraction and matching for personal authentication. Proceedings of 9th International conference VISUAL pp. 154–164 (2007)
- [91] Zhou, C., Cossairt, O., Nayar, S.: Depth from diffusion. IEEE Conference on Computer Vision and Pattern Recognition (CVPR) **4791**, 1110 – 1117 (2010)
- [92] Zhou, Y., Kumar, A.: Contactless palm vein identification using multiple representations. Fourth IEEE International Conference on Biometrics: Theory Applications and Systems (BTAS) pp. 1–6 (2010)
- [93] 三浦直人: 生体認証技術 : からだで守るセキュリティ. Andy Oram and John Viega (伊藤真浩訳), ビューティフルセキュリティ, オライリー・ジャパン (2010)
- [94] 宇根正志, 田村裕子: 生体認証における生体検知機能について. 日本銀行金融研究所/金融研究 pp. 20–26 (2005)
- [95] 小澤利行, 浅野薫, 沼田成弘, 蓮井康嗣, 高地泰浩, 石原謙: 近赤外分光画像計測法による血中ヘモグロビン濃度の無侵襲測定. 生体医工学 **43**(1), 93–102 (2005)
- [96] 岩下直行: リテール・バンキングのセキュリティ向上を目指して. 日本銀行金融研究所, IMES Discussion Paper Series 2007-J-7 (2007)
- [97] 岩下直行: 金融業務と情報セキュリティ技術 : この10年の経験と今後の展望. 日本銀行金融研究所, IMES Discussion Paper Series 2008-J-2 (2008)
- [98] 日本自動認識システム協会編: これでわかったバイオメトリクス. オーム社 (2001)
- [99] 河野美由紀, 梅村晋一郎: 指静脈パターンを用いた個人認証技術. 生体医工学 **44**(1), 20–26 (2006)
- [100] 津田孝夫: モンテカルロ法とシミュレーション—電子計算機の確率論的応用 [三訂版]. 培風館 (1995)

- [101] 清水孝一: 光による生体透視—光 ct とイメージングの可能性. 病態生理 **11**(8), 620–629 (1992)
- [102] 真部雄介, 松尾翔太, 菅原研次: 空中での手の動きによる個人認証手法. 人工知能学会第 26 回大会 (2012)
- [103] 長田礼子, 尾崎哲, 青木輝勝, 安田浩: 手指動からの特徴抽出によるリアルタイム個人認証. 電子情報通信学会論文誌, D-II **J84-D2**(2), 258–265 (2001)

発表文献

論文誌

1. N. Miura, A. Nagasaka, T. Miyatake, "Feature extraction of finger-vein patterns based on repeated line tracking and its application to personal identification," *Machine Vision and Applications*, Vol.15, No.4, pp.194-203, 2004.
2. N. Miura, A. Nagasaka, T. Miyatake, "Extraction of Finger-Vein Patterns Using Maximum Curvature Points in Image Profiles," *IEICE Transaction on Information and Systems*, Vol. E90-D, No.8, pp.1185-1194, 2007.
3. 三浦直人, 長坂晃朗, 宮武孝文, "線追跡の反復試行に基づく指静脈パターンの抽出と個人認証への応用," *電子情報通信学会論文誌 D*, Vol.J86-D-II, No.5, pp.678-687, 2003.

国際会議

4. N. Miura, A. Nagasaka, T. Miyatake, "Automatic Feature Extraction from non-uniform Finger Vein Image and its Application to Personal Identification," In Proc. IAPR Workshop on Machine Vision Applications (MVA2002), pp.253-256, 2002.
5. N. Miura, A. Nagasaka, T. Miyatake, "Extraction of Finger-Vein Patterns Using Maximum Curvature Points in Image Profiles," In Proc. IAPR Workshop on Machine Vision Applications (MVA2005), pp.347-350, 2005.
6. N. Miura and Y. Sato, "Deblurring Vein Images and Removing Skin Wrinkle Patterns by using Tri-band Illumination," In Proc. The 11th Asian Conference on Computer Vision (ACCV2012), 2012.

国内会議

7. 三浦直人, 長坂晃朗, 宮武孝文, ”多点反復線追跡に基づく指静脈パターンの抽出,” 電子情報通信学会総合大会, D-12-4, p.171, 2001.
8. 三浦直人, 佐藤洋一, ”2波長光源による近赤外分光画像を用いた血管像のぼけ改善と血管深さの推定”, 画像の認識・理解シンポジウム (MIRU2011), pp. 547-554, 2011.