



Title	生体組織光学に基づく指尖内部組織の散乱透過光解析と指紋センサシステムへの応用
Author(s)	倉田, 恵美子
Citation	大阪大学, 2020, 博士論文
Version Type	VoR
URL	https://doi.org/10.18910/76568
rights	
Note	

The University of Osaka Institutional Knowledge Archive : OUKA

<https://ir.library.osaka-u.ac.jp/>

The University of Osaka

博士学位論文

生体組織光学に基づく指尖内部組織の散乱
透過光解析と指紋センサシステムへの応用

倉 田 恵 美 子

2019年12月

大阪大学大学院工学研究科

主査：栗津邦男 教授（量子ビーム応用工学領域）

副査：佐藤文信 教授（量子線生体材料工学領域）、間久直 准教授（量子ビーム応用工学領域）

要旨

本研究の目的は、生体組織光学に基づいた皮膚と指尖内部組織の散乱透過光解析を行い、指紋表面の影響による画質低下を緩和する指紋センサシステムを開発し、実用化に向けた検討を行うことである。

指紋照合は様々な生体認証の中でも、万人不同・生涯不変が証明された最も重要な技術であるため、古くから様々な場所で使われてきた。しかし、照合性能は指紋センサの画質に大きく左右され、指紋の凹凸を読み出す従来の指紋センサでは指紋表面のシワや濡れによって指紋パターンが途切れ、しばしば照合に支障をきたしていた。本研究ではこの課題を解決するため、指紋部分の表皮内部構造に着目し、OCTを用いて非侵襲で様々な指紋の断層画像を取得・精査を行ったところ、角層の内部に、指紋の凹凸に対応した光散乱強度分布を持つ微細な構造を発見し、これをサブミリ構造と名付けた。サブミリ構造は、従来方式の照合低下の要因である指紋の表面状態によらずに存在することを確認した。つまり、皮膚の内部にもう1つの”指紋”が存在することを見出した。このサブミリ構造を読み出すために、指尖の背面に光を照射する赤色光源と、指尖組織内部を透過した散乱光を検出する撮像素子で構成された新しい指紋センサシステムを開発し、原理検証のために生体組織光学に基づきサブミリ構造の散乱透過光を解析するシミュレーションを行った。サブミリ構造は従来の生体組織光学で用いられた皮膚の層構造モデルでは再現できないため、新たに光散乱強度分布の異なる小構造が交互に並んだモデルを構築した。シミュレーションの結果、開発した指紋センサ画像と同様の明暗パターンが得られ、このセンサが光透過率分布を持つサブミリ構造を読み出していることを証明した。さらに、開発した指紋センサシステムの実用化に向けて、光源と撮像系の配置条件の検討を行った。照合性能の安定にはシェーディングが小さく明るい画像の取得が必要であり、実験的検証の結果、後爪郭（nail fold）近傍に光を照射するように光源を配置すれば良いことが分かった。一方、爪甲中央近傍に光を照射すると画像に飽和が発生するため、生体組織光学に基づいて組織散乱透過光の解析による指尖内部構造の推定を行い、透過光画像の輝度分布に寄与する内部構造は硬組織と軟組織であることを証明した。

1章では、指紋照合の歴史と課題および本論文の目的と構成について述べる。

2章では、OCT画像の精査によるサブミリ構造の解明と、シワや濡れなどの指紋表面状態がサブミリ構造に及ぼす影響の検証を行った。

3章では、サブミリ構造を読み出す新しい方式の指紋センサを開発し、従来センサの課題であったシワや濡れた指紋に対する検証実験を行った。

4章では、生体組織光学に基づきサブミリ構造をモデル化し、散乱透過光を解析するモンテカルロシミュレーションを行った。

5章では、開発した指紋センサシステムの実用化に向けた光源と撮像系の配置条件の実験的検討と、実験結果の検証のために生体組織光学に基づいた指尖内部構造のモデル化および組織散乱透過光解析のためのモンテカルロシミュレーションを行った。

6章ではこれらの研究で得られた結論について述べる。

Abstract

The purposes of this study are: to analyze the scattered transmitted light of skin as well as internal fingertip tissues based on tissue optics; to develop a fingerprint sensor system that uses the influence of the fingerprint surface to improve image quality; and to study other potential practical uses. Fingerprint verification has been widely used as one of the most important biometric technologies due to fingerprint uniqueness and permanence. However, the verification performance is strongly influenced by the image quality of a conventional fingerprint sensor. A fingerprint pattern obtained by such a sensor is often discontinuous due to wrinkles and wetting and sometimes even fails verification. To solve this problem, this study focuses on the fingertip tissues of the epidermis. Various fingerprint optical coherence tomography (OCT) images were obtained and investigated; as a result, a fine structure corresponding to light scattering intensity distribution in the stratum corneum was discovered. I named it "submilli-structure". The submilli-structure was confirmed to be present regardless of the surface condition of the fingerprint by scrutinizing the OCT images. In other words, it was found that there was another "fingerprint" under the skin. In order to detect the submilli-structure, I developed a novel fingerprint sensor system composed of a red light source that illuminates the back of the fingertip and an imaging device for detecting the scattered light transmitted through the fingertip tissues. Moreover, simulations were performed to analyze the scattered transmitted light of the submilli-structure based on tissue optics to verify the principle. Since the skin simulation models in tissue optics are layer models, a new simulation model was constructed, which consists of small units with different light scattering intensity distributions. The simulation produced the same brightness pattern as the images of the developed fingerprint sensor; therefore, it was proved that the submilli-structure was actually detected. For practical applications of the developed sensor system, the conditions of the light source and the imaging system are important. Good matching performance requires a bright image with little shading and without saturation. The experiments also showed that the light source must be placed so as to illuminate the nail fold vicinity. On the other hand, when the vicinity of the center of the nail plate was illuminated, saturation occurred. The inner structure of the fingertip was estimated by analyzing the scattered transmitted light based on tissue optics, and thus it was proved that the internal structure contributed to the luminance distribution of the image. The two types of tissue found to have an influence were hard and soft tissues.

In Chapter 1, the history of fingerprint verification and its drawbacks are discussed, and the purpose of this study is described. Chapter 2 elucidates the submilli-structure by examining OCT images and verifying the effect of fingerprint surface conditions, such as wrinkles and wetting, on the submilli-structures. In Chapter 3, I develop a novel fingerprint sensor to detect the submilli-structure, and describe the verification experiments with wrinkle and fingertip surface wetting conditions. Chapter 4 contains the descriptions of the submilli-structure modeling and a Monte Carlo simulation based on tissue optics to prove the discovery. In Chapter 5, I describe the experiments for determining the optimal conditions of the light source and the imaging system for practical uses of the developed fingerprint sensor, and a Monte Carlo simulation to elucidate tissues occurred shading. In Chapter 6, the conclusions of this study are drawn.

目次

1. 序論	1
1.1 指紋照合の歴史と課題	1
1.2 本論文の目的	2
1.3 本論文の構成	2
2. 表皮内部のサブミリ構造	3
2.1 指紋部分の皮膚の層構造と水平方向構造	3
2.2 OCT 断層画像によるサブミリ構造の解明	5
2.3 指紋の表面状態に対するサブミリ構造の依存性	8
2.3.1 OCT 光源波長の決定	8
2.3.2 サブミリ構造の位置依存性	8
2.3.3 サブミリ構造の表面状態依存性	11
2.4 考察	14
2.5 小括	14
3. 開発した指紋センサシステムのハードウェア	15
3.1 従来方式の指紋センサとその課題	15
3.1.1 従来方式の指紋センサ	15
3.1.2 従来方式の課題	18
3.2 表皮内部のサブミリ構造を検出する指紋センサシステム	21
3.2.1 ハードウェア構成	21
3.2.2 従来方式の課題に対する効果	23
3.3 小括	26
4. サブミリ構造の生体組織光学に基づく原理検証	27
4.1 生体内の光伝播の解析方式	27
4.2 生体組織光学に基づくサブミリ構造のシミュレーションモデル	28
4.2.1 サブミリ構造のモデル化	29

4.2.2 皮膚の光学特性の決定	32
4.3 シミュレーション結果.....	34
4.4 考察	36
4.4.1 透過光画像のコントラストに対する光散乱強度の依存性	36
4.4.2 透過光画像の指紋パターンに対するサブミリ構造以外の依存性.....	38
4.4.3 生体細胞光学とサブミリ構造.....	40
4.5 小括.....	40
5. 指紋センサシステムの実用化.....	42
5.1 開発した指紋センサシステムの課題.....	42
5.2 実用化に向けた光源・撮像系配置の実験的検討.....	44
5.2.1 画像輝度に対する指位置の依存性.....	44
5.2.2 画像輝度に対する光源配置の依存性	47
5.2.3 光源・撮像系の配置条件.....	53
5.3 組織散乱透過光の解析による指尖内部構造の推定.....	53
5.3.1 生体組織光学に基づく指尖内部構造のシミュレーションモデル.....	55
5.3.2 シミュレーション結果	59
5.3.3 シミュレーション結果の評価.....	62
5.4 考察	69
5.4.1 爪による散乱透過光の考察	69
5.4.2 血管によるシェーディング	69
5.5 小括.....	70
6. 結論	71
補遺	73
A) 従来方式の指紋センサ.....	73
B) 計算式に基づいた光学特性の算出	77
C) 光散乱強度分布を持つ層に対する散乱透過光シミュレーション	79
D) 画像輝度の指位置に対する依存性実験の追加検証	86

E) 画像輝度の光源配置に対する依存性実験の追加検証.....	92
参考文献	100
業績一覧	106
謝辞	108

略称

OCT	Optical Coherence Tomography
MRI	Magnetic Resonance Imaging
CT	Computed Tomography
PET	Positron Emission Tomography
LED	Light Emitting Diode
SLD	SuperLuminescent Diode
LD	Laser Diode

1. 序論

1.1 指紋照合の歴史と課題

指紋照合は、グローバル化が進む現代社会において、人々や個人情報の安全・安心を守るうえで、無くてはならないものである。ひと月に 600 万人もの外国人が入国する米国では、テロリストなどの指紋データを蓄積しており、入国時の指紋採取によって危険人物を洗い出し、人々をテロや犯罪の脅威から守っている^{1,2}。また、様々な個人情報を扱うスマートフォンやパソコンなどの情報機器では、パスワードのかわりに指紋を使うことも一般的になってきており、2020 年には指紋センサ付きスマートフォンの出荷が 16 億台になると予測されている³。このように、重要な場面で指紋照合が幅広く使われているのは、長い歴史があり、生体認証に重要な特性を満たしているからである。

指紋をはじめとして、顔や静脈などの生体の特徴を用いて個人を識別する技術を生体認証というが、生体認証において重要な特性は、万人不同（同じパターンを持つ他人が居ない）、生涯不変（一生涯パターンが変わらない）ことである。顔はカメラで撮るだけで簡単にデータを取得できるために非常に利便性が高いが、経年による変化やサングラスなどの装飾品によって簡単に変化してしまい、不変である期間が限られている。また、近年発展してきた静脈は、生体内部に情報があるため、なりすましに強いという利点があるが、ここ 10 数年の歴史しかなく、人の生涯より長く使い続けてきた実績はまだ無い。一方、指紋によって個人を認識できることは 2000 年以上前から知られており、中国やインド、日本では古くから使用されていた記録が残っている⁴。日本人にとっては、拇印がなじみ深い。19 世紀ごろからは科学的な考察が行われ、1880 年には Faulds によって指紋の生涯不変が言及され⁵、1892 年には Galton によって万人不同が示された^{5,6}。Galton によると指紋パターンが他人と一致する確率が 1/680 億以下であり、2014 年の世界の総人口が 72 億人であることを鑑みると、地球上に同じ指紋を持つ人間は事実上存在しない。このように、万人不同・生涯不変が証明されていることから、1900 年初頭からイギリスや日本において犯罪捜査で使われ始め、今に至るまで様々な国で、個人と紐づけた指紋データが蓄積されてきた。指紋照合は、科学的根拠に基づく万人不同・生涯不変と、それを証明するに足る長い歴史と、長い運用の歴史の間に蓄積された膨大な指紋データベースによって、最も重要な生体認証であり続けるのである。

このように古い歴史を持つ指紋照合だが、指紋パターンの照合は、指紋の渦模様そのものや、Galton がマニューシャ（Minutia）と呼んだ指紋の凸部の線（隆線）や線の終端（端点）や分岐点を用いて、長い間人の目で行ってきた。最も簡単かつ古くからある指紋パターンの採取方法は、指にインクをつけて紙に押し当てる方法である。日本の拇印もこの方法であり、指紋の凸部分についたインクが紙に転写されることで指紋パターンが得られる。これは指紋の表面の凹凸模様を直接読み取っていることになる。しかし、1960 年代ごろから、コンピューターの発展に伴い、自動化が進んできた⁷。すなわち、指紋センサを用いて指紋パターンを採取し、コンピューターで照合処理を行う方法である。近年の指紋センサも、この古

来の指紋パターン採取方法と同じ原理に基づいており、センサ面に指を押しあてると、指紋の凸部分がセンサ面に接触して、凹部分がセンサ面から浮くという事象を、様々な物理量を用いて画像として読み出すのである。一般的に使われている指紋センサには光学式、静電容量式、電界式、感圧式などがある^{8,9}。しかし、これらの指紋センサは、指表面の皮膚の凹凸形状から指紋パターンを読み出すため、シワや汗などの皮膚表面の状態に影響されやすく、しばしば正しい指紋パターンが取れないことがある。シワがあると凸部が途切れ、センサはこれを凹部と誤認する。また、汗などの水分で凹部が埋まると凸部と高さが変わらなくなり、センサは凸部と誤認する。これでは、指紋渦模様やマニューシャに欠損が発生したり、センサで読み取るごとに大きく差異が発生したりして、照合に支障を及ぼすおそれがある。指紋照合ができなかった場合は、出入国管理のスクリーニングや犯罪捜査では危険人物の見逃ごしが起こる可能性もあり、また、インターネットアクセスや入国時の指紋採取においては、ユーザーが何度も指紋データを取り直すことになり、利便性や安全性を著しく損なってしまう。指紋照合は現代社会の安全・安心を守るために、もはやなくてはならない存在であるため、多くの人々が様々な場所で使うためには、指紋画像の質の向上は必須である。そこで、本論文では、指の表面の影響を受けない指紋パターンを得るために、指尖内部組織に着目した。内部組織にも表面の指紋と同じパターンを持つ構造が存在し、さらにその構造から指紋パターンを得ることができれば、表面の影響を受けない新しい指紋センサシステムが実現する。指尖内部組織の構造を調査し、新しい指紋センサを開発するために、生体内部組織での光のふるまいを記述する生体組織光学に基づいた研究を行った。

1.2 本論文の目的

生体組織光学（tissue optics）に基づいた皮膚と指尖内部組織の散乱透過光解析を行い、従来方式の課題であった指紋表面の影響を受けない画像を得るための新しい方式の指紋センサシステムの開発と実用化に向けた検討を行う。指紋画像の質を向上させることによって、指紋照合の性能をより安定させ、適用可能な人や場所を拡大することができる。

1.3 本論文の構成

2章では、指紋部分の表皮内部構造に着目し、様々な OCT 画像の精査の結果、角層内に発見された”サブミリ構造”について述べる。OCT 画像の調査によるサブミリ構造の解明と、シワや濡れなどの指紋表面状態がサブミリ構造に及ぼす影響の検証を行った。

3章では、サブミリ構造を読み出すための新しい指紋センサシステムについて述べる。表皮内部の散乱透過光を検出する方式のハードウェア構成を確立し、従来方式のセンサの課題であったシワや濡れた指紋に対する検証実験を行った。

4章では、開発した指紋センサシステムの原理検証について述べる。生体組織光学に基づきサブミリ構造をモデル化し、散乱透過光を解析するモンテカルロシミュレーションを行った。

5 章では、開発した指紋センサシステムの実用化検討について述べる。照合性能を安定させる指紋画像を得るための光源と撮像系の配置条件の実験的検討と、実験結果の検証のために生体組織光学に基づいた指尖内部構造のモデル化および組織散乱透過光解析のためのモンテカルロシミュレーションを行った。

6 章ではこれらの研究で得られた結論について述べる。

2. 表皮内部のサブミリ構造

2 章では、本論文の中心となる指紋部分の表皮内部に存在するサブミリ構造について述べる。指紋とは皮膚表面に形成される凹凸パターンである。このパターンを、凹凸が存在する皮膚表面の影響を受けずに読み出す方法を考えなければならない。そこで、OCT により様々な指紋部分の断層画像を取得し、皮膚の構造を詳細に解析ところ、指紋部分の表皮内部に、表面の指紋に対応したサブミリ構造が存在することを発見した。2 章では、はじめに指紋部分に皮膚の構造について述べ、次に OCT データを提示しながらサブミリ構造の特徴について概説する。

2.1 指紋部分の皮膚の層構造と水平方向構造

ヒトの皮膚は複数の層から構成されている。大きくは表皮 (epidermis) と真皮 (dermis) に分類され、さらに表皮は上から角層 (stratum corneum)、顆粒層 (stratum granulosum)、有棘層 (stratum spinosum)、基底層 (stratum basale) に分類される。顆粒層は 2~3 層、有棘層は 5~10 層、基底層は 1 層の細胞からなり、上部に向かうにつれ細胞は扁平になる。手足の指紋部分は角層と顆粒層の間に淡明層 (stratum lucidum) があり、角層の一部として扱われることがある^{10,11}。以下、本論文中でも角層は淡明層を含む層として称する。角層はより深層から押し出された死んだ細胞であり、それ以下の顆粒層、有棘層、基底層は“生きている表皮” (living epidermis) と称されることがある。Fig. 2-1 に指紋部分の皮膚の断層構造を示す⁴。手足の指紋部分の角層は他の部位より厚く、100 層ほどの角層細胞が積層しており、角層と淡明層の合計した層の厚さは 0.2mm~0.45mm である¹¹⁻¹³。

一方、皮膚組織には、深さ方向に垂直方向に積み重なった層状の構造だけではなく、水平方向の周期構造が見られる。指紋表面には指紋の凸と凹の周期構造が存在し、1 周期で約 0.5mm である⁹。さらにその表皮内部には Fig. 2-1 に示すように第一の凸部 (primary ridge) と第二の凸部 (secondary ridge) という 2 種類の真皮へ延びる突起状の構造が見られる。これらは、表面の指紋の凸部と凹部に対して 1 つずつ存在する。それに組み合わせるように、真皮には表皮へ延びる突起状の真皮乳頭 (dermal papilla) という構造が存在し、指紋の凸部分 1 つに対して 2 つの突起を持つ。よって、指紋の内部には皮膚の凹凸に対応した構造が存在する可能性があり、それも真皮ではなく表皮であることが示唆される。そこで、OCT を用いて非侵襲の *in vivo* の状態でこれらの構造をより詳細に調査した。

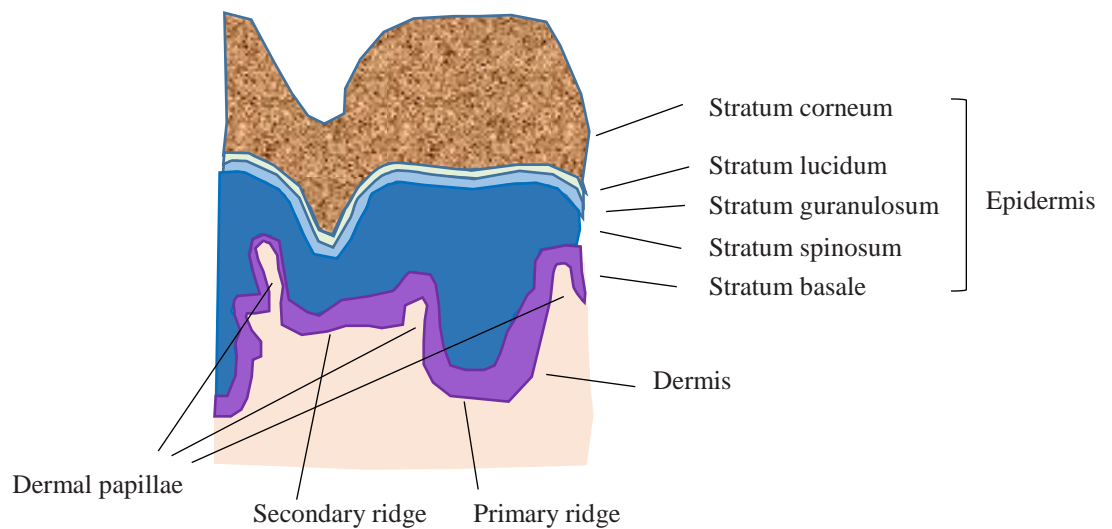


Fig. 2-1. Structure of skin of a fingerprint⁴. There are the stratum corneum, stratum lucidum, stratum granulosum, stratum spinosum, stratum basale in the epidermis in order from the surface of skin. The dermis is under the epidermis. The primary ridge corresponds to the ridge on the surface of a fingerprint, the secondary ridge corresponds to the valley. The dermal papillae in the dermis are the interface to the epidermis and two dermal papillae corresponds to one the ridge on the surface of a fingerprint. Hence it was possible that there were some structures correspond to the concave-convex shape of the surface of a fingerprint.

2.2 OCT 断層画像によるサブミリ構造の解明

生体の断層画像を得る方法として、切片を切り出して *in vitro* で顕微鏡などを用いて計測する方法と、*in vivo* で計測する方法がある。ここでは、指紋センサを利用している状態、すなわち生きた生体での構造を調査したいため、*in vivo* での状態がわかる計測方法が望ましい。例えば、生体の光学特性は水分量が影響するが¹⁴⁻¹⁶、切片を切り離した状態で、*in vivo* と同じ水分量を維持し続けることは困難で、*in vitro* 計測では、実際に指紋センサを使用する状態での光学特性が得られない可能性が高い。そのため、非侵襲な *in vivo* 計測方法を用いることを検討した。非侵襲での主な計測には、磁気を用いた MRI や X 線 CT、陽子線を用いた PET、光を用いた OCT が用いられる。PET、MRI と X 線 CT は人体を良く透過し、人体の胴体の断層画像を得ることができるが、分解能は低く、PET で 1~4mm 程度、MRI、X 線 CT で 0.3mm 程度である¹⁷。一方、OCT は、生体に光を照射し、生体から散乱された光を検出する方式で、浸透深さは表皮下 1~2mm 程度と浅いが、空間分解能は高く、約 0.01mm である¹⁸⁻²⁰。指紋は、凹凸 1 周期で約 0.5mm、深さも約 0.5mm であるため、分解能が不足する MRI、X 線 CT、PET ではなく、OCT を用いて指紋部分の詳細な観察を行った。OCT は低コヒーレンス光を用いた干渉計で構成されており、光源から出た光は、参照光と信号光に分岐し、参照光はミラーに、信号光はサンプルの生体に照射される。生体に照射された光は生体内部の様々な深さで散乱されるが、その中でコヒーレンス性を失わずに後方散乱された光と、ミラーで反射された参照光が再び合流し、光路長が一致した光のみが干渉を起こして、光検出器で検出される。参照光の光路長は、信号光が生体内で散乱を起こした到達深さを示しており、ミラーの位置を移動させて参照光の光路長を変えることで、様々な深さからの光を検出できる。深さ方向の分解能は光源のコヒーレンス長以下となり、例えば波長 0.8 μ m、発光スペクトル幅が 35nm の低コヒーレンス光源の場合、コヒーレンス長は 0.01mm となり、0.01mm ほどの高い分解能を持つことができる¹⁹。生体への入射光に対して垂直な方向の分解能は、入射位置を移動させる幅で決まる。ビームウェストより小さい値にはできないが、1 回あたりの移動幅を小さくすることで分解能を高くすることができる。

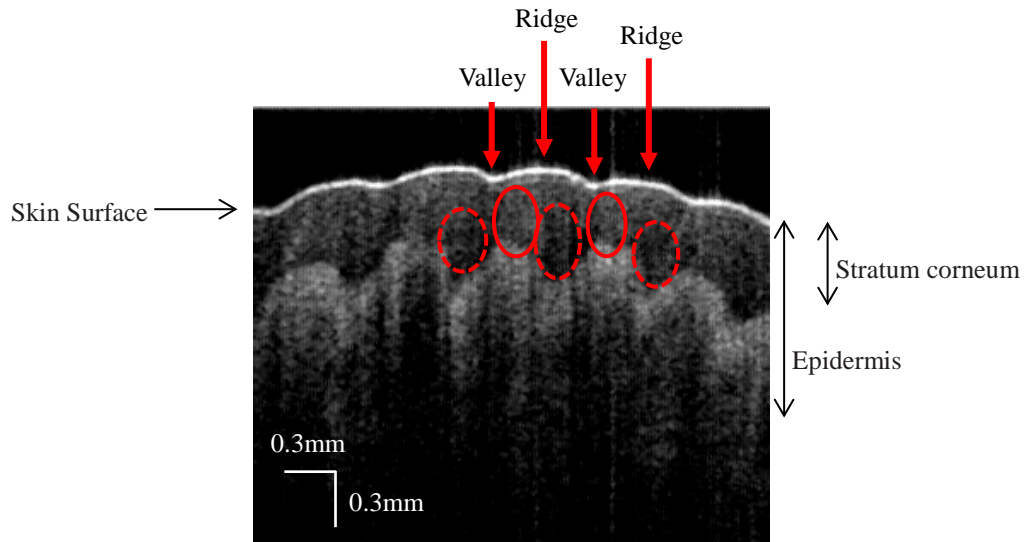


Fig. 2-2. The cross-sectional image of a fingerprint of a normal finger obtained by OCT: the wavelength of the light source was $1.3\mu\text{m}$. The skin surface was represented as the brightest white line, the dark area upper this line was the air, brighten white area under this line was the epidermis.

A structure was discovered in the stratum corneum and surrounding area, which exhibited weak (red dotted circle) and strong (red circle) light scattering of the sites corresponding to the fingerprint protrusions, i.e., ridges and indentations, i.e., valleys respectively. In other words, this new structure was the fingerprint inside a finger. The size of one period along horizontal direction of this structure was about 0.5mm according to one period of fingerprint pattern. The depth of this structure was about 0.4mm or smaller according to the thickness of the stratum corneum. Therefore, this new discovered structure was named as “submilli-structure”.

このようにして得られた OCT 画像は非常に小さい分解能を持つ。OCT 画像は、散乱が起こった点での光強度をプロットし、画像として再構成したもので、輝度が高いほど散乱が強いことを示している。Fig. 2-2 中の皮膚表面 (skin surface) より上側は指の外側で、下側は指の内部である。最上層の高輝度の白い線は表面でのフレネル反射を示している。皮膚表面直下から 0.3mm~0.5mm 程度の少し輝度の薄い層は角層と考えられる。それより下側の褶曲が見られる層は顆粒層、有棘層および基底層と考えられる。顆粒層、有棘層、基底層のそれぞれの境界は OCT 画像では明確には観測できない。このように層を推定した理由は 2 つある。1 つは角層の厚さが 2.1 節で述べた 0.2mm~0.45mm という計測結果にほぼ一致することである。もう 1 つは電子顕微鏡写真からの推定である。電子顕微鏡写真 (参考文献¹⁰、図 1-5、図 1-9 参照) によると、角層の最下層と顆粒層の間には明確な界面が見られる。細胞の形状も鮮明で、角層は著しく扁平な細胞が層状に折り重なっていることがわかる。一方、顆粒層、有棘層、基底層の細胞形状をそれぞれ比較すると、角層と他の 3 層との比較ほど明瞭な差はない。また、それぞれの層の境界も明確ではないことがわかる。以上から、皮膚表面直下から 0.3mm~0.5mm 程度の層を角層、それより深い層を顆粒層、有棘層、基底層とした。Fig. 2-2 の OCT 画像の観察深度では 0.6mm 程度であるが、角層を除く表皮の厚さは平均 0.15mm である。手指部分は角層がさらに厚くなることを考慮すると、OCT では真皮の観測は困難と考えられる¹⁰。そのため、Fig. 2-2 では真皮層は観測できなかったと考えられる。

次に、それぞれの層の中に、指紋の凹凸に対応しそうな構造、すなわち水平方向に変化する構造を探索した。すると、角層の下部には、輝度が高いことを示す白い点が高密度に存在する部位 (図中赤色実線) と、白い点の密度が低く暗い部位 (図中赤色点線) が水平方向に交互に現れていることがわかる。この強度分布は、角層内に光散乱の強い部位と弱い部位が交互に並んだ構造が存在することを示している。さらに、この構造と指紋表面の凹凸との関係に着目すると、光散乱の強い部位は指紋の凸部に対応し、光散乱の弱い部分は凹部に対応していることがわかる。この表面の指紋の凹凸に対応した構造は、観察した全ての OCT 画像に対して見られた。すなわち、表皮内部にも“指紋”が存在することを発見した。

この光散乱強度分布を持った構造は、水平方向は指紋と同様の周期を持つため 1 周期 0.5mm 程度で、深さ方向は角層より浅いため、0.4mm 程度以下と考えられる。この構造は、皮膚や血管、皮下組織などの解剖学上で分類できる大きさの構造でもなく、細胞の大きさとも異なる。指紋部分の角層は角層細胞が 100 層以上重なっているため、この構造は細胞よりもはるかに大きいと考えられる。また、皮膚内部の他の構造のように垂直方向に積層される構造を持っているわけではなく、水平方向の構造を持っている。このように、従来の皮膚の積層構造にも当てはまらず、0.5mm 前後の微細な構造であることから、この表皮内部の“指紋”を、“サブミリ構造”と名付けた。

2.3 指紋の表面状態に対するサブミリ構造の依存性

サブミリ構造が指紋の表面状態によらずに存在するのであれば、この構造を読み出すことによって、従来方式の課題である表面の影響による画質低下を解決できる可能性がある。そこで、まず、サブミリ構造が指紋全体にわたって存在することを確認し、その上で、通常の表面状態の指紋と従来方式では検出が困難な指紋の OCT 画像を取得し、観察を行った。従来方式で検出が困難な表面に指紋以外の凹凸が存在する例として、シワのある指紋、凹凸の少ない指紋、濡れた指紋を選んだ。OCT 画像を取得する際には、断層像と指紋表面との位置関係がわかるように、赤色の参照光を照射して位置を確認した。また、デジタルカメラで指紋表面の写真も撮影した。指紋の観測実験に先立ち、実験で用いる OCT の光源波長を決定する実験を行い、その後、決定した波長の OCT で通常指と従来方式で困難な指の OCT 画像を取得した。

2.3.1 OCT 光源波長の決定

OCT は一般的に $0.8\mu\text{m}$ と $1.3\mu\text{m}$ の SLD が光源として用いられているため、実験で用いる帯域を決定する実験を行った。 $0.8\mu\text{m}$ と $1.3\mu\text{m}$ を含む近赤外領域は人体をよく透過する帯域として知られているが、短い波長では散乱が強くなるために光の透過距離は浅くなり、光の到達深さは $0.8\mu\text{m}$ 帯で約 1mm 、 $1.3\mu\text{m}$ 帯で約 2mm である¹⁹。 $0.8\mu\text{m}$ と $1.3\mu\text{m}$ の両方の帯域で OCT 画像を取得し、 $0.8\mu\text{m}$ 帯の画像を Fig. 2-3 に、 $1.3\mu\text{m}$ 帯の画像を Fig. 2-4 に示す。Fig. 2-3 および Fig. 2-4 とともに、角層部分に表面の指紋の凹凸に対応した光散乱強度分布を持つサブミリ構造が見られた。どちらの帯域でもサブミリ構造が観測できることが確認できたため、これ以降はより深い部位までイメージングが可能な $1.3\mu\text{m}$ 帯の OCT を用いた。

2.3.2 サブミリ構造の位置依存性

サブミリ構造が指紋全域に存在することを確認するため、同一指の指紋の異なる場所の OCT 画像を取得した。Fig. 2-5 に示す。図中の(a)~(c)で示した矢印は OCT を取得した部位を示す。取得部位は、指紋の渦模様に沿って、できるだけ広範囲の異なる箇所からデータが得られるように決定した。また、指紋の凹凸形状との関係が見やすいように、渦模様に対して垂直に断層画像を取得した。Fig. 2-5(a)~(c) で示した OCT 画像によると、すべての場所で表面の凹凸に応じて内部の光散乱強度分布が存在することがわかる。したがって、指紋全体にわたってサブミリ構造が存在する可能性が確認できた。

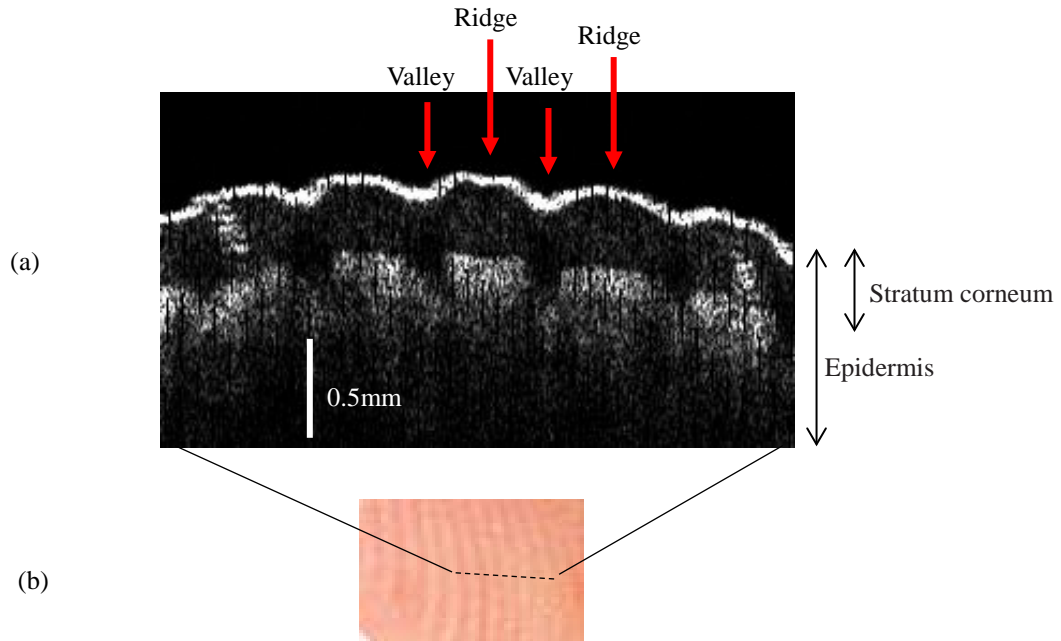


Fig. 2-3. (a) The cross-sectional image of a fingerprint of a normal finger obtained by OCT: the wavelength of the light source was $1.3\mu\text{m}$; (b) an obtained location on the surface of the finger. The OCT image was obtained along a black dotted line on the image of (b) perpendicular to the fingerprint pattern. The submilli-structure was discovered in the stratum corneum, which exhibited weak and strong light scattering of the sites corresponding to the fingerprint ridges, indicated red arrows on the image of (a), and valleys respectively.

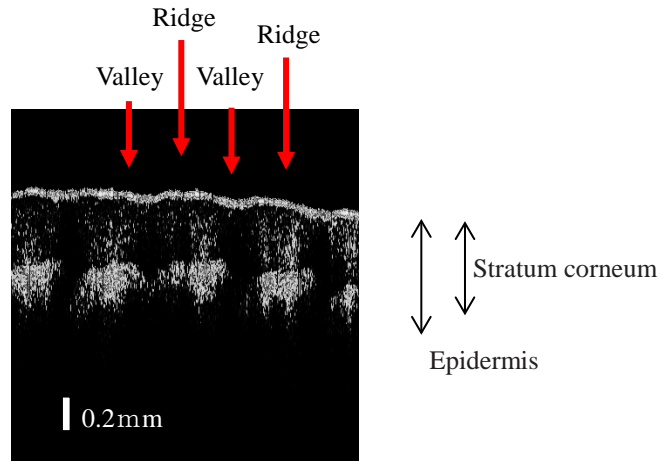


Fig. 2-4. The cross-sectional image of a fingerprint of a normal finger obtained by OCT: the wavelength of the light source was $0.8\mu\text{m}$. There was the submilli-structure same as Fig. 2-3 in the stratum corneum, which exhibited weak and strong light scattering of the sites corresponding to the fingerprint ridges, indicated red arrows, and valleys respectively.

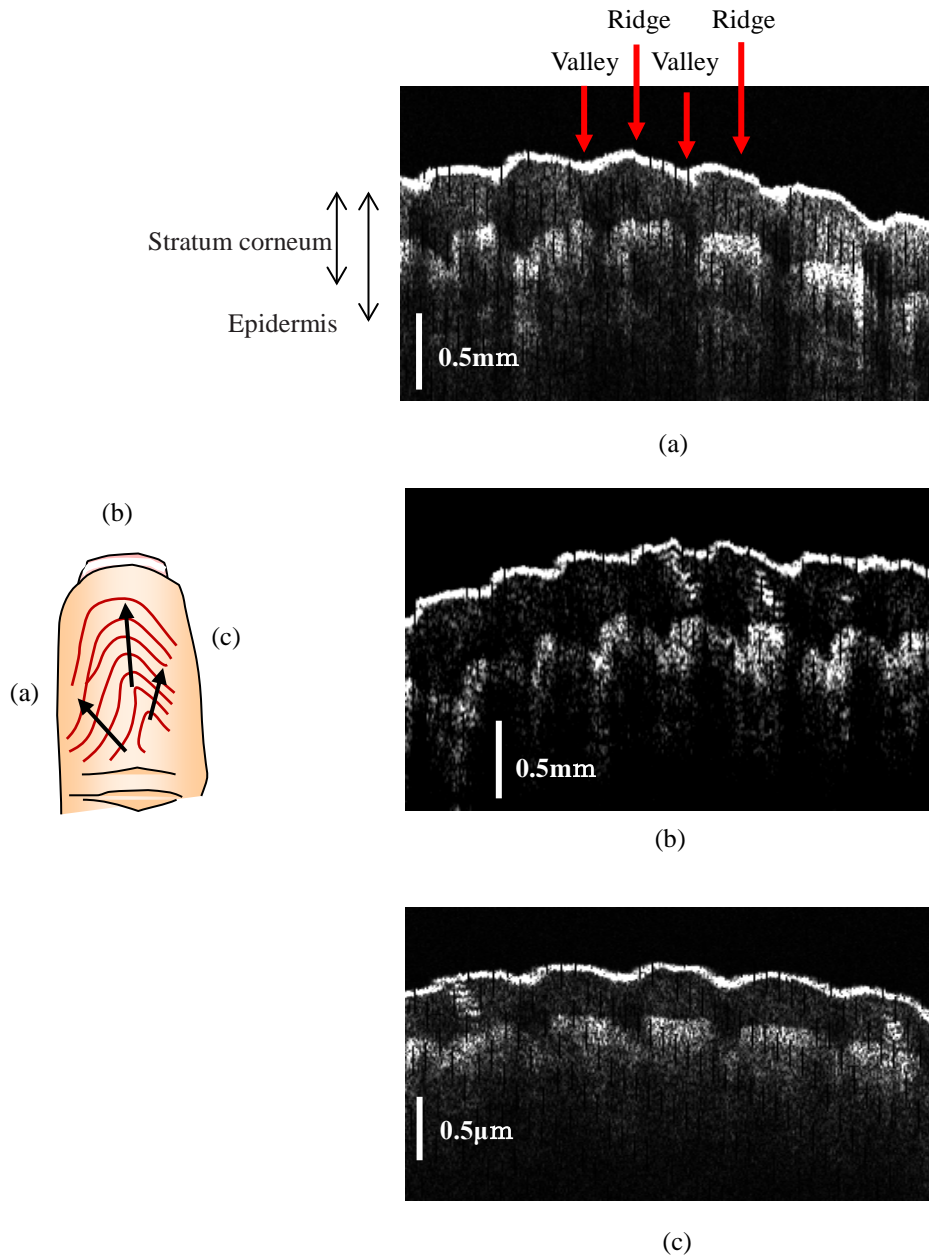


Fig. 2-5. OCT images from different point of normal finger. Three images of (a)–(c) were obtained along arrows of (a)–(c) on a fingerprint schematic. Arrows of (a)–(c) were perpendicular to the fingerprint pattern and picked up different area to cover throughout the fingerprint. There were weak and strong light scattering of the sites corresponding to the fingerprint ridges and valleys respectively, which was the sub-milli-structure. Hence, the submilli-structure were observed in images (a)–(c), it was appeared that the sub-milli-structure existed throughout the fingerprint.

2.3.3 サブミリ構造の表面状態依存性

指紋表面の状態によらずにサブミリ構造が存在することを確認するために、従来方式センサで検出困難なシワのある指紋、凹凸が薄い指紋、濡れた指紋の OCT 画像を取得し、観察を行った。まず、シワがある指紋と凹凸が薄い指紋の OCT 画像を取得した。従来方式の表面の凹凸を検出するセンサでは、シワも指紋パターンと同様に検出してしまい、正しい指紋パターンが取得できず、また、表面の凹凸が薄い指はパターンそのものが取得できないことが多いからである。OCT 画像の取得実験の被験者は男性 7 名と女性 2 名の合計 9 名とした。そのうち男性 2 名女性 1 名が指紋の凹凸が薄い被験者で、残り男性 5 名と女性 1 名は通常指の被験者であった。Fig. 2-6 にシワのある指紋のシワ部分の OCT 画像を示す。(a)は OCT 画像、(b)は取得部分指紋表面のデジタルカメラ画像で、(b)には表面のシワが確認できる。(a)の OCT 画像は、シワと指紋の凹凸が確認できる方向に沿って取得し、(b)に OCT 断層画像の取得位置を点線で示した。Fig. 2-6(a) の OCT 画像の指紋表面では、本来は指紋の凸部分において、点線で示すようにシワによる凹みが見られる。一方、その内部ではシワの有無に関わらずに、凸部分に対応した箇所は画像では白くすなわち光散乱が強く、凹部分に対応した箇所では画像が暗く、すなわち光散乱が弱いことがわかる。したがって、シワがある指でもサブミリ構造が存在することが確認できた。Fig. 2-7 には表面の凹凸がほとんど無い指を示している。(b)のデジタルカメラによる指紋の表面画像からもわかる通り、表面の凹凸はほとんど存在しない。この指の OCT 画像 Fig. 2-7(a)によると、指紋表面にはほぼ凹凸が無いが、内部には他の指と同様に指紋に対応した光散乱の強い部分と弱い部分が周期的にみられる。従って、表面の凹凸形状に関わらず、指の内部にもサブミリ構造が存在することが確認できた。さらに、従来方式センサで検出が困難な濡れた指を検証するために、水分含有量によるサブミリ構造の変化を確認した。男性被験者 1 人の指に対して、グリセリンに 15 分浸漬、水に 20 分浸漬、何も浸漬せずの 3 種類の OCT 画像を取得したところ、サブミリ層のグリセリンおよび水の浸漬による影響は見られなかった。

以上の OCT 画像の取得実験および観察により、通常の指、指紋の凹凸がほとんど無い指、濡れた指、シワのある指の全てにおいて、指紋部分の内部組織に表面状態の影響を受けずにサブミリ構造があることが確認できた。

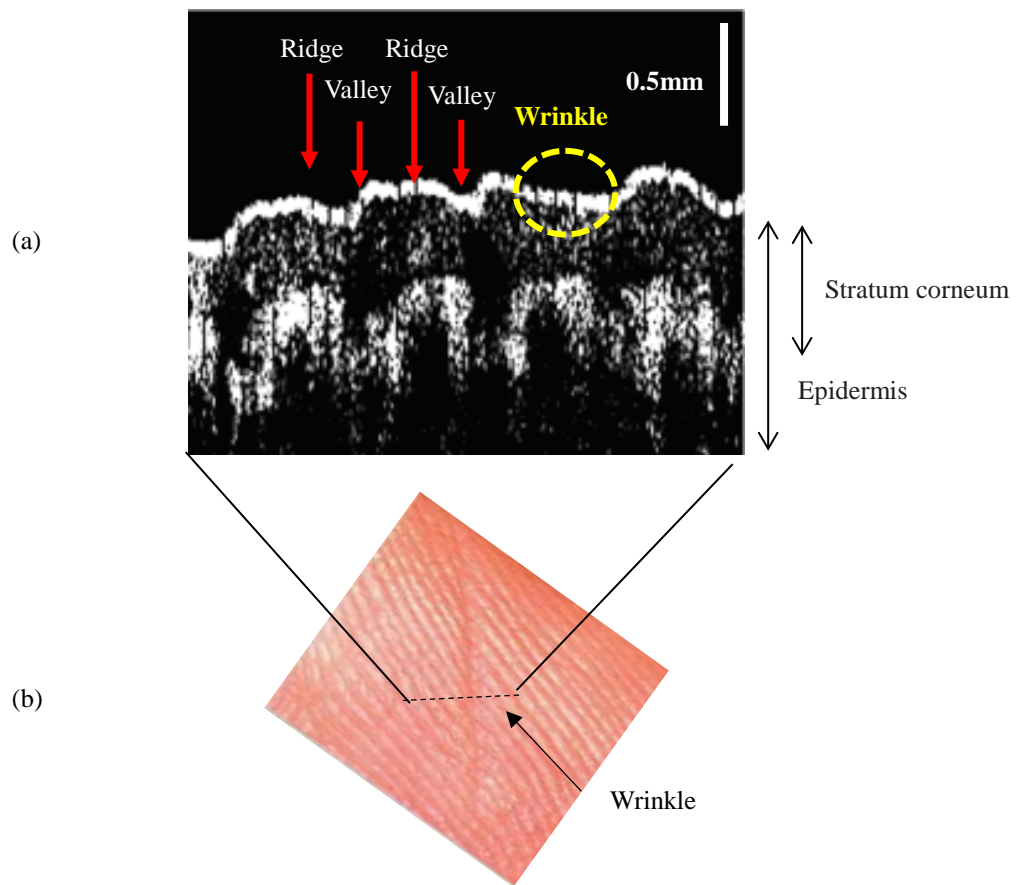


Fig. 2-6. (a) The cross-sectional image of a fingerprint of a wrinkled fingerprint obtained by OCT; (b) an obtained location on the surface of the finger. OCT image was obtained along a black dotted line in (b) perpendicular to the wrinkle. The wrinkle indicated by a yellow dotted circle was appeared on a ridge indicated by red arrow in the OCT image of (a). There were weak and strong light scattering of the sites corresponding to the fingerprint ridges and valleys regardless wrinkle. Therefore, the submilli-structure was existed in the wrinkled fingerprint.

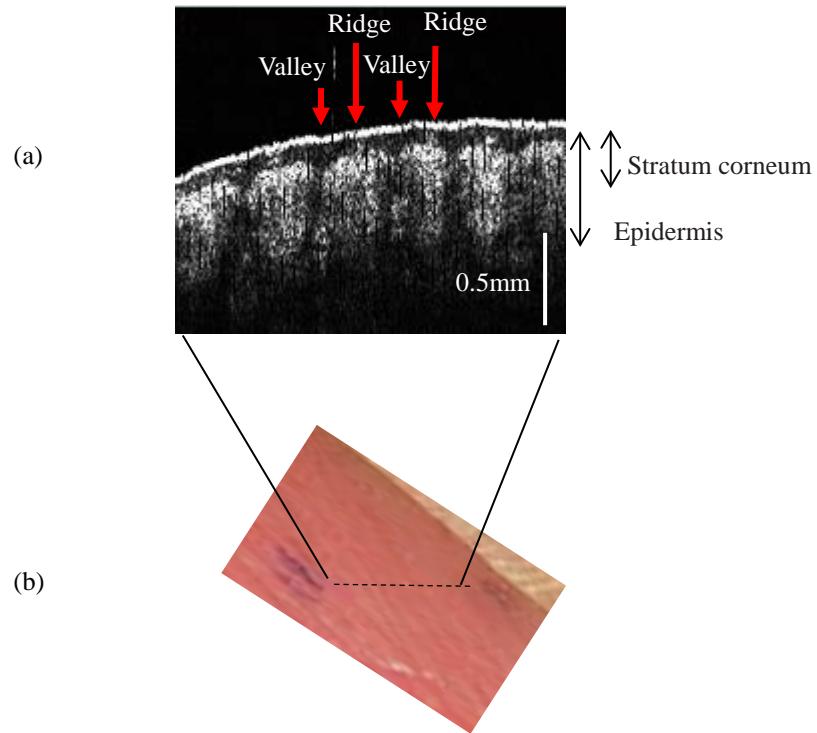


Fig. 2-7. (a) The cross-sectional image of a fingerprint of a *flat* fingerprint obtained by OCT; (b) an obtained location on the surface of the finger. OCT image was obtained along a black dotted line in (b) perpendicular to the fingerprint. There were weak and strong light scattering of the sites corresponding to the fingerprint ridges and valleys indicated red arrows regardless flat. Therefore, the submilli-structure was existed in the wrinkled fingerprint.

2.4 考察

サブミリ構造は、OCT 画像において角層内部に観測される構造であるが、解剖学的観点から由来となる場所を考察する。Fig. 2-1 に見られる Primary ridge と Secondary ridge は、基底層と有棘層に存在し、異なるケラチンで構成されている⁴。よって、サブミリ構造への関連が示唆され、OCT 画像で見られたサブミリ構造の光学特性の差異はこのケラチンの差異に依存している可能性も考えられる。しかし、OCT 画像の観察によると、サブミリ構造は、基底層や有棘層ではなく角層に存在していたため、基底層と有棘層にある Primary ridge と Secondary ridge のケラチンを直接検出しているとは考え難い。その一方で、電子顕微鏡写真によると、角層に水平方向に異なる構造は見られない¹⁰。つまり、サブミリ構造は、電子顕微鏡では観測できないが、OCT のみで観測できる光学特性を持っている可能性がある。顆粒層の細胞は、ケラチンを内部に充満させながら、角層に移行しているため¹²、角層の細胞は顆粒層以下のケラチンの構造を引き継いでいる可能性がある。例えば、顆粒層の細胞が角層に移行する際に、Primary ridge と Secondary ridge のケラチンの構造の差異は保持しつつも、電子顕微鏡で観測できる特性は失う。その結果、角層内で OCT では光散乱強度分布を持つサブミリ構造として観測できるが、電子顕微鏡では観測できない構造となっているという可能性も考える。以上は仮説であり、サブミリ構造と解剖学的な構造との対応については、さらなる研究が必要であるが、細胞を染色した電子顕微鏡では確認できず、OCT では確認できる構造が存在するという可能性は、今まで認識できなかった新しい構造を発見できる可能性があり、医用光学のさらなる展開の可能性を示している。本論文では、OCT 画像の観測結果に基づき、サブミリ構造は角層内に存在する構造として扱う。

2.5 小括

2 章では、指紋部分の皮膚の層構造および水平方向の構造についての解剖学的知見をまとめ、その内容から、指紋内部には表面に対応した構造の存在を推測した。これを確認するため、非侵襲で高分解能の画像を得られる OCT を用いて指紋部分の断層画像を取得したところ、世界で初めて、角層部分に指紋の表面の凹凸に対応した構造があることを発見した。この構造は、指紋の凸に対応した部分は光散乱が強く、指紋の凹に対応した部分は光散乱が弱い。さらに、指紋の表面の凹凸に対応しているため、水平方向に 1 周期 0.5mm 程度、角層の下部に存在するために厚さが 0.4mm 程度とサブミリのサイズを持つパターンであることがわかった。このことから、この構造を“サブミリ構造”と名付けた。サブミリ構造をさらによく調べるために指紋の表面にシワがある指紋、指紋の凹凸がほとんどない指紋、濡れた指での OCT 画像を調査した。その結果、シワの内部にも、凹凸が無い指紋でもサブミリ構造が存在することがわかった。従って、この構造を読み出すセンサが開発できれば、従来センサの課題である表面の影響を受けない指紋センサの実現が可能になる。

次章はサブミリ構造の検出を実現する指紋センサシステムのハードウェア構成について述べる。

3. 開発した指紋センサシステムのハードウェア

2 章では、指紋部分の表皮内部に、表面の指紋の凹凸に対応した厚さ約 0.4mm、1 周期約 0.5mm の光散乱強度分布を持つ層が存在することを発見し、これをサブミリ構造と名付けた。3 章では、このサブミリ層を読み出すことによって、従来方式の指紋センサの課題を解決する、新しい指紋センサシステムのハードウェアについて述べる。

3.1 従来方式の指紋センサとその課題

3.1.1 従来方式の指紋センサ

1 章で述べたように、指紋照合の歴史的経緯では、表面の指紋の凹凸をインクなどで写し取ることから始まり、それが電子化されていった。近年になり様々な指紋センサの方式が実用化されてきたが、表面の凹凸を読み取る原理は変わっていない。すなわち、指紋センサの表面に指を接触させ、センサ表面に触れている部分を指紋の凸部分、触れていない部分を凹部分と認識する方式である。センサ表面と指紋との接触・非接触は、光、静電容量、熱、圧力などによって検出され、電気信号に変換し、指紋パターンとして画像化される^{8,21}。様々な方式の中から、広く用いられる光学式の代表例として光路分離法、半導体を用いた代表例として感熱式と静電容量式について概説する。他の方式は補遺 A)に記載する。

(a) 光路分離法

光路分離法は光を用いた方式で、こちらも一般的にプリズム、撮像素子、光源で構成されており、これらの配置に特徴を持っている。Fig. 3-1 に構成を示す。プリズムは指を接触させるセンサの表面と、光源から照射された光が反射する光路を分離する役割を持っている。光源は、プリズムと指の接触する面に対して照射された光が、全反射せずに臨界角以内に反射されるように配置される。図中の θ はプリズム面への入射角度を示しているが、 θ は臨界角より小さい。また、撮像素子は、光線の反射角度に対して、必ず臨界角より大きくなるように設置される。このような配置のセンサに指を置くと、指紋の凹部は、プリズム表面に接触しないために、照射された光はプリズム界面から空気中に入り、一部の光は指紋の凹部で散乱されて再びプリズムに入射する。つまり、指紋の凹部分に入射した光は、臨界角より必ず小さい角度で反射されるために、撮像素子に到達することは無い。一方、指紋の凸部に入射した光は、空気中に出ることなく、プリズムと指紋との接触面で散乱されるため、一部の光は臨界角以上の角度で全反射し、撮像素子に入る。従って、指紋の凹部から反射された光は撮像素子に入射せず、凸部は一部が撮像素子にすため、凹部が暗く凸部が明るい指紋画像が得られる。凹部が必ず暗くなるため、補遺 A) で後述する光学式の全反射法よりコントラストが高い画像が得られる、

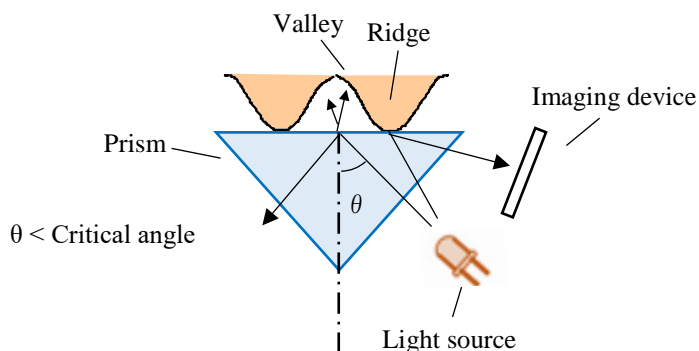


Fig. 3-1. Principle of light-path separated method. This method needs a prism, imager and a light source. A finger is put on the surface of the prism and light irradiated to the finger surface, an imager is installed against the angle larger than the critical angle. Light irradiated to a valley of a fingerprint is reflected in the prism with the angle smaller than critical angle and cannot reach the detector. However a part of the light irradiated to a ridge of a fingerprint goes through into the finger, the other light is total reflected and detected by the imager. Thus, a fingerprint image obtained this method is represented that ridges are dark and valleys are bright. The contrast of this method is better than the total internal reflection method because light irradiated to the valley always cannot reach to the imager.

(b) 感熱式

原理図を Fig. 3-2 に示す。発熱体と温度センサを備えた半導体表面に指を走査させて指紋を検出する方式である。半導体表面を熱しておき、表面に指紋を接触させたまま移動させると、凸部が半導体に触れた時には、半導体の熱が指に奪われて一時的に温度が下がり、凹部が通過する時には熱が蓄積されて温度が上昇する。この温度の時間変化を記録しておき、時間による温度差から指紋情報を読み取る。

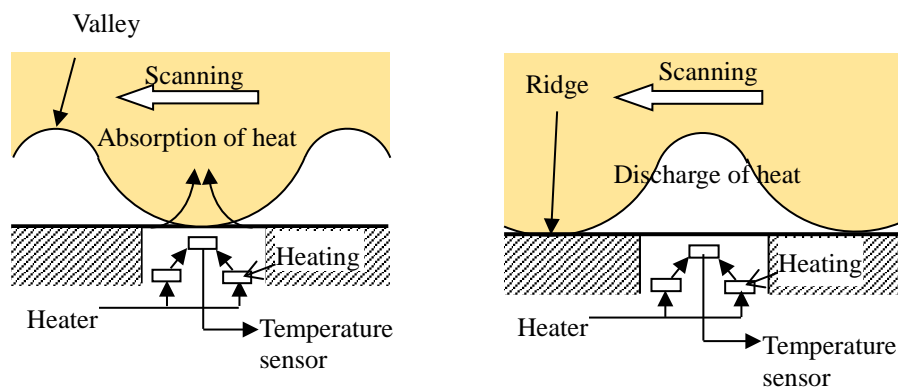


Fig. 3-2. Principle of thermal sensing method. It is a method of detecting a fingerprint by scanning the finger on the semiconductor surface consisted of a heating element and a temperature sensor.

(c) 静電容量式

原理図を Fig. 3-3 に示す。半導体の表面近くに多数の電極を埋め込み、電極と指紋表面との空間をコンデンサとして利用し、静電容量を検出する方式である。電極に蓄積される電荷は皮膚との距離に反比例するため、電荷量から指紋の凹凸を読み取ることができる。

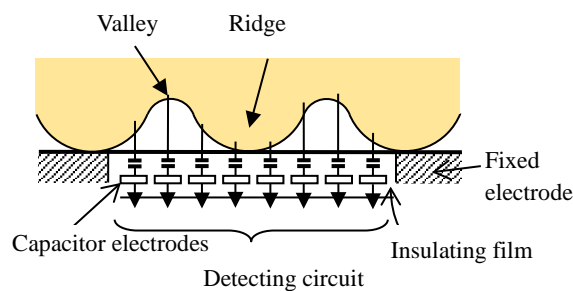


Fig. 3-3. Principle of capacitive sensing method. A large number of electrodes are embedded near the surface of the semiconductor. The space between the electrode and the fingerprint surface are used as a capacitor, and detecting the capacitance by a circuit.

3.1.2 従来方式の課題

従来方式のセンサは、指紋をセンサ面に接触させ、凹凸とセンサ面との接触・非接触を検出している。しかし、センサは接触している対象が指紋かそれ以外かを判別せず、接触している部分を凸部と認識し、非接触もしくは遠い距離にある部分を凹部と認識している。そのため、従来方式では、指紋表面の状態によっては、検出が困難な場合があった。例えば、シワのある指紋、凹凸が少ない指紋、濡れた指紋である。シワは多くの人の指紋に見られるが、Fig. 3-4 に示すように、指紋の凸部分にシワがある場合は、センサは指紋の凹部分なのかシワなのか区別することができないため、指紋凸部であっても凹部と同じように欠けてしまう。その結果、指紋パターンに途切れが発生してしまう。Fig. 3-4(b) に従来方式の光路分離法のセンサで取得した指紋画像を示す。黒い丸は比較的大きなシワを示している。黒い丸以外にも多くのシワがあり、これらのシワによる指紋のパターンの途切れが多数みられる。また、たいていの指紋は明確な凹凸を持っているが、稀に凹凸が少ない指紋が存在する。従来方式の中には、指紋の凹部とセンサ表面の間の距離と、指紋の凸部のセンサ表面までの距離の違いを検出し、指紋のパターンを読み出しているものもある。このような方式では、検出された指紋パターンのコントラストは指紋の凹凸の高低差に依存するため、凹凸の差が小さい場合はコントラストが低くなり、照合性能が低下してしまう。Fig. 3-5 に模式図を示す。一方、また、指紋そのものには明確な凹凸が存在しても、検出できない場合がある。例えば、手洗い後や夏場の汗によって指紋が濡れる場合がある。Fig. 3-6(a) に示すように指紋の凹部が水分で充填されると、センサは指紋凹部の水分の接触を指紋凸部と誤認してしまう。その結果、凹部であっても凸部として検出する部分が発生し、指紋パターンに途切れが発生してしまう。Fig. 3-6(b) に従来方式の光路分離法で検出した指紋画像を示す。凹部分が断続的に潰れ、指紋パターンに途切れが発生しているのがわかる。このように、指紋の表面の凹凸や状態によっては、従来センサでは指紋パターンが正しく検出できないという課題がある。

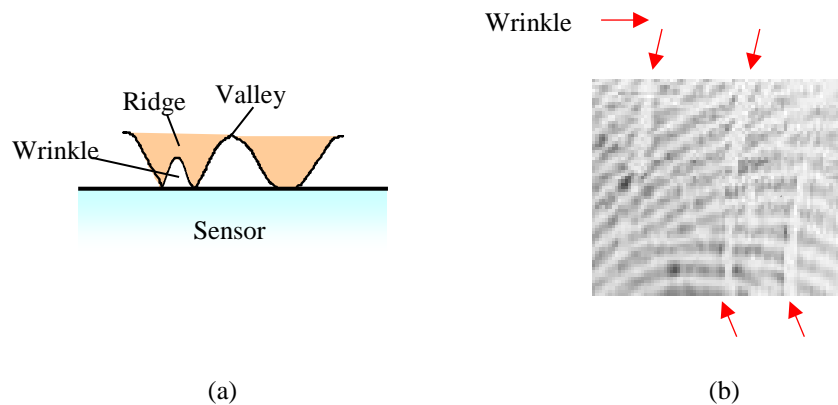


Fig. 3-4. Problems with conventional method: wrinkled fingerprint; (a) schematic diagram of wrinkled finger on a sensor surface; (b) obtained image by light-path separated method shown the right side. Almost everybody has wrinkled fingerprints. These skins may therefore present various ridges and valleys that are not intrinsic to the fingerprints. However, the fingerprint sensors cannot distinguish the origin of the fingerprint shapes. Consequently, the output images will have unexpected breaks on the fingerprint pattern.

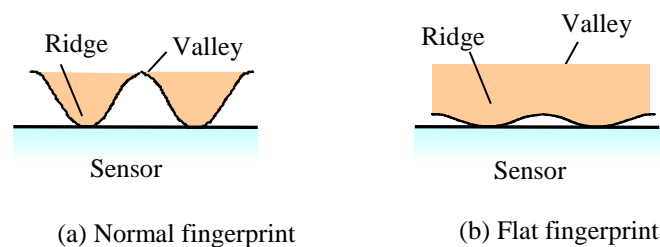
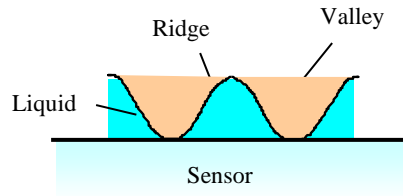


Fig. 3-5. Problems with conventional method: flat fingerprint. Normal finger with clear ridges and valleys is shown in (a) and flat finger with small distances between ridges and valleys is shown in (b). It is rare for fingerprints not to have clear ridges and valleys. However, there are small distances between ridges and valleys, almost flat, which significantly weakens the contrast of the signal detected by the fingerprint sensors, because many of them depend on this distance difference to operate. As a result, the resulting images of the fingerprint pattern may not be clear.



(a)



(b)

Fig. 3-6. Problems with conventional method: wet fingerprint; (a) schematic diagram of wrinkled finger on a sensor surface: (b) obtained image by light-path separated method shown the right side. Once sweat, water, and other liquids fill in the valleys, the fingerprint sensor will detect these valleys as if they were ridges, because the fingerprint sensor cannot distinguish real ridges from the resulting fake ridges. In this case, some parts of the fingerprint pattern images will blacken out intermittently.

3.2 表皮内部のサブミリ構造を検出する指紋センサシステム

このように、従来方式の指紋センサは、指紋の凹凸とセンサ面の接触・非接触を検出しているため、指紋の表面状態によっては検出できない場合があった。そこで、表面の状態に影響を受けない指紋センサを実現するために、サブミリ構造を読み出す指紋センサシステムを開発した。このサブミリ構造は、2章で述べたように、表面の指紋と同じパターンを持ち、通常の指紋と従来方式センサで検出困難な指紋、すなわち、凹凸の少ない指紋、シワによって凹んだ指紋、濡れた指紋のすべてに存在することがわかっている。3.2節ではそのハードウェア構成および開発したセンサによって実現した効果について述べる。

3.2.1 ハードウェア構成

開発したサブミリ構造を読み出すセンサシステムのハードウェア構成、検出原理および出力画像を Fig. 3-7 に示す。サブミリ構造は OCT 画像の検証によって発見されたことから、開発したセンサ方式は光学式とした。指尖を透過させる光を照射する光源と、指尖を透過してきた光を検出する撮像系で構成されている。光源には生体を良く透過する帯域として知られている赤色の LED を用い、指尖の背面側に照射するように配置した。指紋表面に照射すると、指紋表面でのフレネル反射による反射光が著しく優勢になり、従来方式の光学式と同じ画像になってしまうからである。指尖の背面側から指尖内部に入った光は、内部組織を散乱しながら透過する。光が内部組織から空気中に出る直前にサブミリ構造を散乱透過し、撮像系を経由してイメージャーに到達する。イメージャーで検出された光強度分布は指紋パターンとして画像化される。指紋表面の凸部に対応したサブミリ構造は光散乱が強く、凹部に対応したサブミリ構造は光散乱が弱いため、凸部を透過した光は凹部を透過した光に比べて光量が少なくなる。従って、透過光画像に表れた指紋パターンは、凸部が暗く、凹部が明るい画像となる。

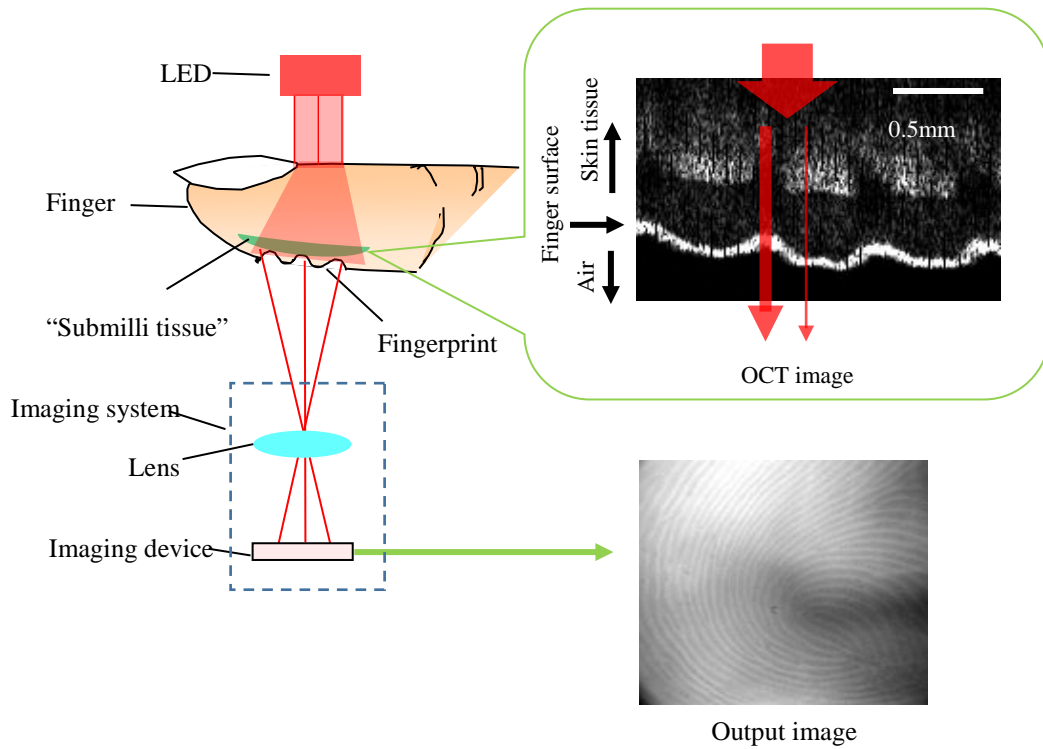


Fig. 3-7. Construction of the hardware of a novel fingerprint sensing system²². The light from LED went through the finger and the fingerprint in order to reach the imaging device. This approach differed from the conventional methods in that there was not skin surface shape detection by contact. The light amplitude reaching the imaging device carried information on the fingerprint pattern of the internal skin: the submilli tissue. In the image, the ridge lines of the fingerprint appeared dark because the light strongly was scattered by submilli tissue corresponding to the ridges, while the valley lines appeared bright because the light was weak scattered by submilli tissue corresponding to the valleys.

3.2.2 従来方式の課題に対する効果

開発したセンサシステムの効果を検証するため、従来方式センサの課題であった指紋に対して評価を行った。評価の対象としては、発生頻度の高いシワのある指と濡れた指を選択した。シワは多くの人の指に見られる一般的な状態であり、濡れた状態は手洗い後や夏場の汗、化粧品などの油脂の付着など、実運用上でしばしば発生する。そのため、これらの状態に対して途切れのない画像を得ることは大変重要である。

3.2.2.1 シワのある指に対する評価

従来方式センサでシワが見られた指を 111 指選び、本方式と従来方式の両方で画像を取得した。代表として 1 指選び、Fig. 3-8(a)に従来方式、(b)に本方式のセンサでの出力画像を示した。従来方式には光路分離法を用いたため、本方式とは反対の指紋の凸部明るく凹部が暗いコントラストになるため、目視で比較がしやすいように Fig. 3-8 では明暗を反転した画像を示した。そのため、(a)(b)ともに凹部が明るく凸部が暗く示されている。比較のため、(a)(b)ともに同じ箇所の指紋を示しており、両画像とも指紋パターンは画像左から右側にほぼ水平方向に表れている。しかし、(a)の従来方式センサの出力画像では、赤矢印で示すように、縦方向に明るい線が数本表れ、指紋パターンを途切れさせている。明るい部分はセンサに対して凹であることを示しており、これがシワである。一方、(b)の指紋画像には、シワによる途切れは見られず、本方式ではシワの影響を受けずに指紋パターンを正しく検出できていることがわかる。シワのある 111 指の従来方式センサと本方式のセンサの画像の比較を目視で行なったところ、従来方式でシワによる途切れが見られた 111 指のうち、110 指は本方式でシワの部分でも途切れが無く正しく抽出できていることが分った。これは、本方式のセンサシステムが、表皮内部に存在するサブミリ層を検出しているために、表面の凹凸形状の影響を緩和できたと考えている。これらの評価実験によって、開発した指紋センサシステムは、シワに対して効果があることが確認できた。

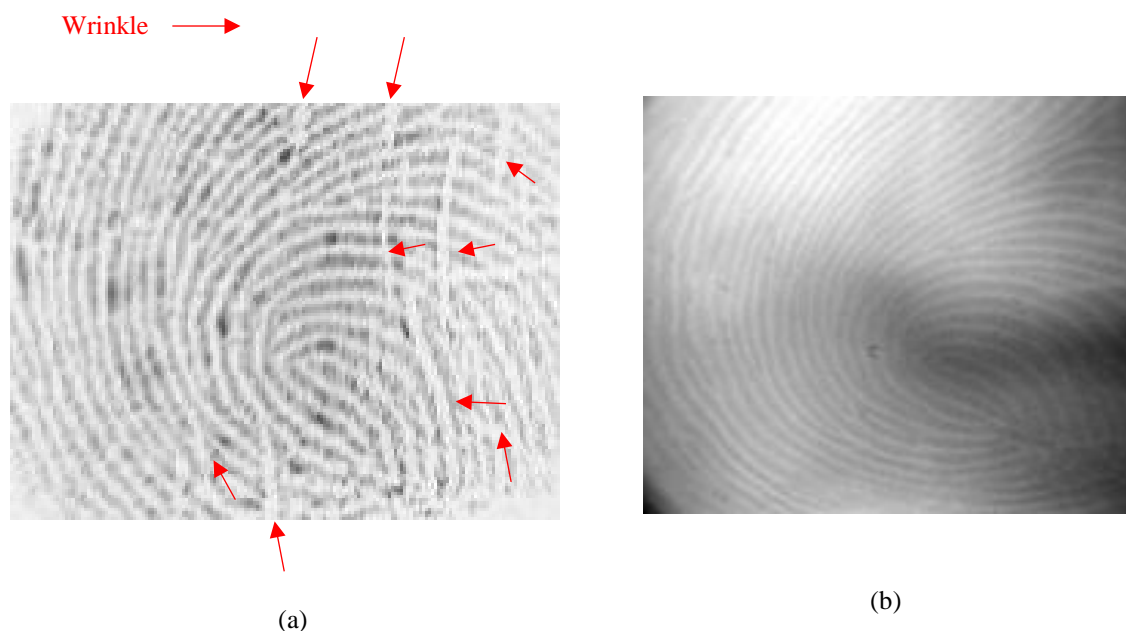


Fig. 3-8. Output image of wrinkled finger of (a) conventional sensor and (b) developed sensor. Fingerprint images were obtained from 111 wrinkled fingers by the conventional sensor and developed sensor to carry out the evaluation of the developed sensor. A pair of output image (a) and (b) was one example of experimental output. Although fingerprint patterns appeared along horizontal, there were some vertical bright lines across fingerprint patterns in the image (a). These vertical lines were wrinkles. Unlike the image obtained using a conventional sensor, shown in (a), developed sensor can obtain a clear fingerprint pattern without wrinkles, as illustrated in (b). These images indicated that the developed sensor could obtain the fingerprint pattern from submilli tissue within the skin of the finger without the influence of the surface of the finger. The developed sensor could obtain clear fingerprint without wrinkle from 110 fingers of 111 wrinkled fingers.

3.2.2.2 濡れた指に対する評価

濡れた指に対する本方式の効果を評価するために、18 指の指紋にハンドクリームを塗布し、従来方式と本方式センサでそれぞれ指紋画像を取得した。Fig. 3-9 に得られた指紋画像を示す。Fig. 3-8 と同様に、従来方式センサの明暗を反転させている。従来方式で得られた画像(a)は、指紋パターンに断続的な途切れが発生しているが、本方式では途切れの無い画像が得られている。18 指の画像を目視によって評価したところ、従来方式で得た画像では 18 指とも途切れが見られたが、本方式では全ての指に対して途切れの無い画像を得ることができた。従来の凹凸を検出する方式と異なり、本方式ではサブミリ構造を読み出しているからと考えられる。これらの評価実験によって、開発した指紋センサシステムは、濡れた指に対して効果があることが確認できた。

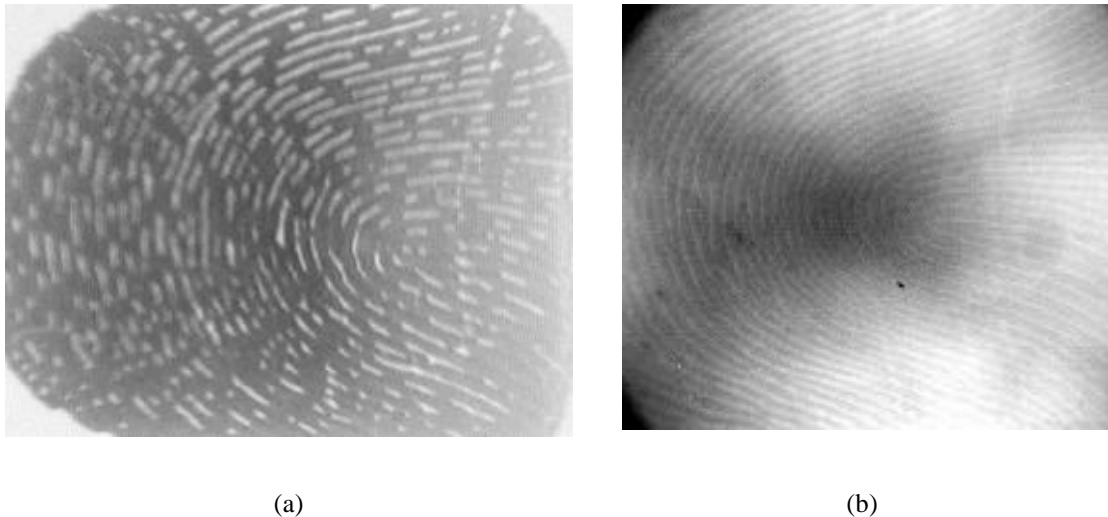


Fig. 3-9. Output image of wet finger of (a) conventional sensor and (b) developed sensor. Fingerprint images were obtained from 18 fingers wetted with hand cream by the conventional sensor and developed sensor to carry out the evaluation of the developed sensor. A pair of output image (a) and (b) was one example of experimental output. Unlike the image obtained using a conventional sensor, shown in (a), developed sensor could obtain a clear fingerprint pattern without discontinuous, as illustrated in (b). These images indicated that the developed sensor could obtain the fingerprint pattern from submilli tissue within the skin of the finger without the influence of the surface of the finger. The developed sensor could obtain clear fingerprint from all 18 wet fingers.

3.3 小括

3 章では、新たに開発した指紋センサシステムのハードウェア構成、および従来方式に対する効果について述べた。従来方式の指紋センサは、センサ面に押し当て、指紋の凹凸とセンサ面との接触・非接触を読み出すものであったため、表面にシワがある指や濡れた指では、指紋の凹凸が正しく読み出せないという課題があった。そこで、表面の状態に影響を受けない指紋センサを実現するために、新たにサブミリ構造を読み出す指紋センサシステムを開発した。開発した指紋センサシステムのハードウェアは、指尖の背面側に配置された光源と、指尖内部組織を散乱透過してきた光を読み出す撮像系で構成されている。このセンサによると、指尖背面側に照射された光が、表皮内部のサブミリ構造を透過することによって、指紋表面の凹凸に応じた強度分布を持った光となり、指紋パターンが得られる。従来方式で指紋に途切れが発生したシワのある指と濡れた指に対する指紋画像の評価を行ったところ、開発した指紋センサではシワのある指 111 本中 110 本と濡れた指 18 本全てで途切れの無い指紋画像を得ることができた。

以上より開発した指紋センサがサブミリ構造を検出していることを実験的に確認できたため、次に生体組織光学に基づいた原理解明を行った。

4. サブミリ構造の生体組織光学に基づく原理検証

3 章では、サブミリ構造を読み出すための指紋センサシステムを開発し、得られた指紋パターンが指紋表面のシワや濡れによる影響を受けていないことを確認した。4 章では、シミュレーションによる検出原理の検証とその結果について述べる。開発した指紋センサシステムの透過光画像に表れた指紋パターンは、サブミリ構造の光散乱強度分布を反映すると考えられる。そこで生体内での光の挙動を取り扱う生体組織光学に基づいてサブミリ構造における組織散乱透過光の解析を行い、この仮説を検証した。まず、生体内における光伝播の解析方式を比較し、次にサブミリ構造のモデル化、光散乱シミュレーションの結果および考察について述べる。

4.1 生体内の光伝播の解析方式

生体における光伝播の解析は、OCT や光トポグラフィなどの光診断や、レーザを用いた光医療の発展に大変重要であり、いくつかの方式が検討されてきている。これらの方式は大きくは 2 種類に分類され、光の伝播を数学的に表現し解を求める方式と、生体のランダム性に基づいてモンテカルロシミュレーションを行う方式である。数学的な手法の一つに、生体での近赤外光の伝播を輻射輸送方程式で表現し、拡散近似で解を求める手法がある²³。近年は計算機的能力も向上し、厳密解を求める例も出てきているが、まだ計算時間が長いという課題がある²⁴。また、ヘルムホルツ方程式の近軸近似を使って光の伝播を追跡するビーム伝搬法がある²⁵。光の屈折率が光の伝播方向に沿って変化する光導波路に良く用いられる手法である。近年はニューラルネットワークを用いて誤差の逆伝播を計算する手法が研究されており、この場合はパラメーターに求められる厳密性が低くてもある程度の計算は可能になっている²⁶。一方、これらの数学的アプローチに対して、生体内の光散乱をよく表す手法としてモンテカルロシミュレーションがある^{27,28}。生体の光学特性を吸収係数、散乱係数で表し、ランダムに発生させた光線 1 本ずつのふるまいを追跡する方式である。

今回の解析の対象となるサブミリ構造は、最小単位が数 100 μm 程度の散乱強度の異なる微細な部位が周期に現れる構造を持ち、構造の変化する方向は、光の進行方向に対して垂直である。この特徴を持つサブミリ構造での光伝播の解析に対する各方式の適性を検討する。輻射輸送方程式を拡散近似で解く手法は、媒質での光散乱が等方的で、光源から対象となる構造が遠いことが必要である。等方的な散乱と近似するためには、対象構造がある程度以上の大きさを持った光学的に均質な物質であることが必要だが、今回対象とするサブミリ構造は散乱強度が周期的に異なる微細構造のため、等方的とみなすことは困難である。また、サブミリ構造に入射する光は隣接する生体組織からの伝播光であるため、光源が遠いとみなすこともできない。従って、輻射輸送方程式の拡散近似は今回の解析対象には向いていない。なお、本方式は拡散光トモグラフィの解析によく使われている。次に、輻射輸送方程式の厳密解を求める方式は、非等方散乱も扱うことができるが、計算に長時間を要するため、今回のように構造が複雑な場合には特に適していない。ビーム伝播法は解析対象の構造を

微小区間に区切って、有限要素法でシミュレーションを行っているため、微細な部位で構成されたサブミリ構造に適しているように思われる。しかし、非等方性は考慮しておらず、物質の光学特性を屈折率のみで表現している。そのため、散乱角度の違いが及ぼす影響を考慮に入れることは困難であり、散乱の強さが異なる部位で構成されたサブミリ構造の取り扱いには向いていない。そこで、本研究では、構造のモデル化の自由度が高く、生体の光学特性において散乱角度分布も取り扱えるモンテカルロシミュレーションを用いて検討を行った。

4.2 生体組織光学に基づくサブミリ構造のシミュレーションモデル

モンテカルロシミュレーションを用いて生体組織での光の伝播を解析する方式は生体組織光学において広く検討されてきた²⁷⁻²⁹。近年では光の伝播と音響信号を同時に扱ったものや、光遺伝学向けのシミュレーションも開発されている^{30,31}。これらのシミュレーションは生体組織光学における生体での光拡散モデルに基づいており、生体での多重散乱光の伝達は以下の式を用いて示される。平均自由行程 l は、生体組織の散乱係数 μ_s と、吸収係数 μ_a を用いて式(1)としてあらわされる。

$$l = 1 / (\mu_s + \mu_a) \dots (1)^{32}$$

また、光が θ 方向に散乱される確率を表した、散乱確率 $P(\theta)$ は Henyey-Greenstein scattering phase function に従って式(2)のようにあらわされる。 g は異方性因子である。

$$P(\theta) = (1 - g^2) / (1 + g^2 - 2g\cos\theta)^{3/2}, 0 < g < 1 \dots (2)^{33}$$

また、生体を等方拡散と仮定した場合には、 $P(\theta)$ を用いずに、拡散散乱係数 μ_s' が用いられる。

$$\mu_s' = \mu_s (1 - g) \dots (3)^{32}$$

これらの式を用いてモンテカルロシミュレーションを実施するためには、生体を模擬したモデルとそこに適用する光学特性 μ_s 、 μ_a 、 g の決定が重要である。

4.2.1 サブミリ構造のモデル化

生体は複雑な形状を持ち、個人差が大きいので、標準モデルが無いことが多く、平板や同心球などのモデルで模擬されてきた。近年、脳に対しては、ボクセルで精密な構造を模擬したモデルの研究も進んでいる³⁰。脳を対象とした光診断・治療技術においては、光が脳に与える影響を調べるためにモデルの精密さが重要であり、MRI やトモグラフィの発展により内部構造の解明が進展しているからである。一方、皮膚での光伝播は、コンピューターグラフィックスでの肌の表現に始まり、化粧品の開発における肌色の質感の確認、組織のクリアリング、レーザー治療など様々な目的のために研究されてきた^{14,15,34-36}。これらの検討では、皮膚を異なる光学特性を持つ層の積み重ねとして表現しており、Fig. 4-1(a)に示した最も単純な表皮と真皮の2層のモデルから、近年は9層のモデルまで考案されている。本研究で対象としているサブミリ構造は、脳のように内部構造が明らかになっているわけでもなく、皮膚のように垂直方向に積層した構造でもない。Fig. 4-1(b)のように、OCT で観測された水平方向に光散乱強度分布を持つ構造である。したがって、従来の生体組織光学における層構造は適用できず、サブミリ構造を表す新しいモデルの考案が必要である。

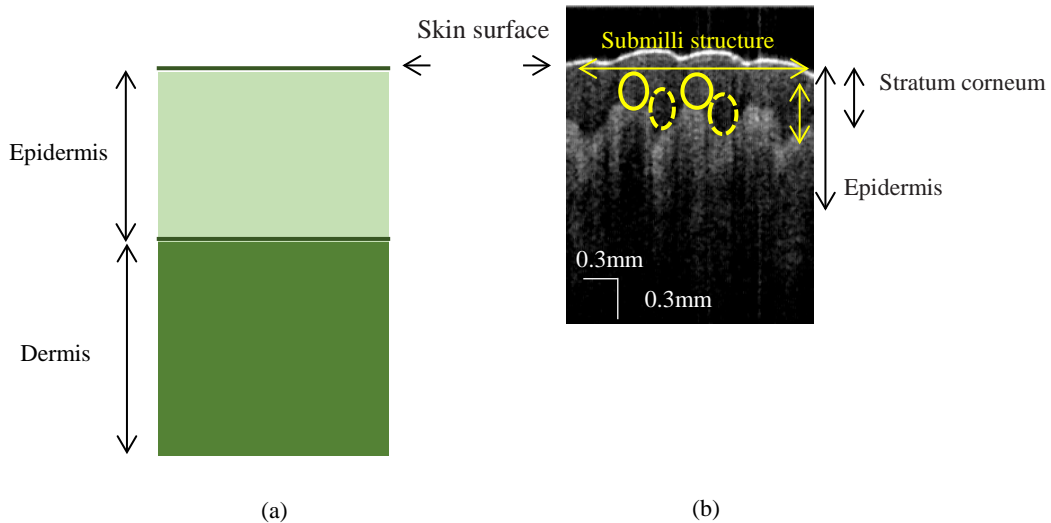


Fig. 4-1. Skin model of the conventional layered model (a) and vertical structures of the submilli-structure (b) appeared in OCT image. The conventional model consisted of several layers with different optical properties. The number of layers was from two, epidermis and dermis, to nine, the largest number in the latest study. On the other hand, although the submilli-structure that is the subject of this study existed inside the skin, it had a horizontal distribution, so the concept of the layer model could not be applied.

そこで、指紋部分の OCT 画像を元に新たなモデルを構築した。Fig. 4-2 に示す。まず、サブミリ構造として、異なる光散乱強度を持たせた同じ形状の直方体を定義し、これを交互に並べて表した。光散乱特性の差の影響が見やすいように、構造の厚さの差などのその他の影響を排除した形状とし、強散乱の部位と弱散乱の部位も同一の大きさとした。直方体の幅方向 (x 方向) 長さは 0.25mm とし、強散乱の部位と弱散乱の部位の 1 セットで幅 0.5mm になるようにした。これは、指紋の周期が 1 周期 0.5mm であることから決定した⁹。また高さ方向 (z 方向) 長さも 0.25mm とした。これは角層の厚さが 0.2mm~0.45mm であることおよび、2 章での OCT 画像の観測により決定した¹¹。また、ある程度連続した指紋を模擬するために、奥行き (y 方向) 方向は長さ 5mm を確保した。次に、光源は、サブミリ構造と同じ x 方向と y 方向の長さを持つ平面とし、ランバート配光を持たせた。サブミリ構造を透過してきた光の輝度分布を確認する目的であるため、結像系は備えず、サブミリ構造のモデルの直下にディテクターを配置した。角層から出て直後の面を模擬するため、角層の厚さと OCT 画像の観察により、サブミリ構造のモデルから 0.3mm 離して設置した。

次にこのモデルの強散乱と弱散乱の部位に適用する光学特性について検討する。

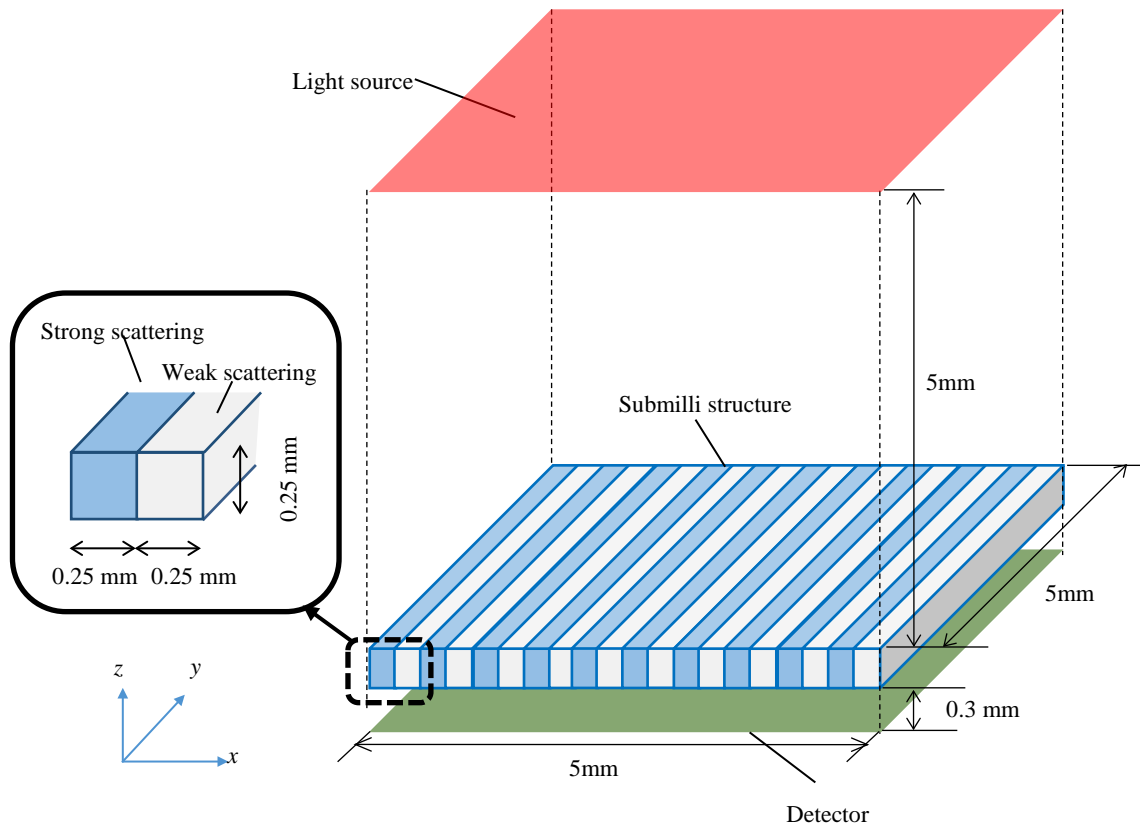


Fig. 4-2. Our simplified simulation model. Simple shapes of this model eliminated other effects such as differences in the thickness of the structure so that the effects of light scattering characteristics can be easily represented. Two submilli-structures were created as the smallest unit and arranged alternately. Each has different optical properties, weak scattering and strong scattering. The length along the x-axis of the unit 0.25mm was estimated based on the typical widths of the fingerprint ridges and valleys. The length along the z-axis of the unit 0.25mm was estimated based on considering OCT images and the experimental value of the thickness of the stratum corneum. The simulated light source emitted red light distributed according to a Lambertian distribution, as tissue is a strongly scattering medium. A detector was placed under the submilli-structure 0.3mm away so that the light intensity distribution directly under the finger simulation could be detected without an imaging system. In our simulation, the submilli-structure was placed between an opposing light source and detector.

4.2.2 皮膚の光学特性の決定

4.2.1 項の検討に基づいてモンテカルロシミュレーションを実施するためには、サブミリ構造の強散乱の部位と弱散乱の部位の光学特性、散乱係数 μ_s 、吸収係数 μ_a 、異方性因子 g を決定する必要がある。*in vivo* で計測された OCT 画像上に発見された構造を再現するため、強散乱の部位と弱散乱の部位のそれぞれの光学特性を *in vivo* で計測することが最も望ましい。もし皮膚切片を切り出した場合には、*in vivo* とは異なる環境、例えば水分量の変化が起こり、光学特性が変化する可能性が非常に高い。しかし、*in vivo* での計測に適した拡散反射光強度を検出する方式では、光ファイバーなどのプローブを直接接触させることが不可能であり、また、得られた光学特性値が平均化されるため、微小な構造の光学特性を計測するには向いていない³⁷。一方で、積分球を用いた *in vitro* での直接計測も困難である。なぜなら、強散乱と弱散乱の部位の解剖学的な構造解明もなく、OCT 画像のみで確認可能な 0.2mm~0.3mm 程度の大きさの微小生体組織を、他の組織の混入無く切り出すことは大変困難だからである。そこで、本研究では、これまでに報告されてきた皮膚の光学特性の値を調べ、その値から仮定を行った。開発したセンサは赤色波長の光源を用いたため、赤色近傍の 0.64 μ m での計測および計算結果の値を調査し、Table 4-1 に示す³⁸⁻⁴⁹。Prah1 (1988) は文献が非公開のため、Lister (2012) のレビュー論文での値を参照した。Bashkatov (2007) の μ_s 、 μ_a の値は文献中のグラフから、 g は文献に記載された式とパラメーターを用いて算出した値を示した。その他は 1 次文献中の表および本文の値を参照した。これらの値から、シミュレーションで用いる値を選択するにあたり、サブミリ構造のモデルの短辺が 1 辺 0.25mm であることおよび、サブミリ構造が表皮に存在することを考慮した。全ての実験データは μ_s と g ではなく μ_s を算出しているが、14 データのうち 11 データが 5mm⁻¹ 未満と、サブミリ構造のシミュレーションモデルの短辺 0.25mm に対して小さい値である。このような小さい値を用いてシミュレーションを行うと、サブミリ構造で一度も散乱しない可能性があるため、サブミリ構造のような微細な部位の散乱透過光の追跡には、 μ_s ではなく散乱角度を考慮できる μ_s と g の値が必要である。なお、Jacques (1987) による $\mu_s=18.73$ と、Svaasand (1995) による $\mu_s=46$ は、他の μ_s に比べて非常に大きい値であるが、いずれも真皮の値であるため、表皮にあるサブミリ構造には適さない。以上の検討により、表皮の μ_s と g が求められている Bashkatov (2007) の値を採用した。なお、今回のシミュレーションでは使用しなかったが、Bashkatov (2007) の文献に記載された式と Verkruyse (1997)¹⁶ などの他の文献からの各種パラメーターを引用し、算出した値を補遺 B) に示す。

Table 4-1

Optical properties for human skin in visible red range corresponding to the light source of developed sensor. Optical properties excluding Zonios (2006) and Bashkatov (2007) were surveyed in review paper of Lister (2012). Prahl (1988) was cited from Lister (2012) because of private accessed. The values of μ_a and μ_s of Bashkatov (2007) were graphical data and g was calculated from equations and parameters only in the reference. Since eleven values of μ_s in Table 4-1 were less than 5 mm^{-1} , it was small relative to the length of the smallest unit of the simulation model of the submilli-structure, there was a possibility that the light was not scattered in the smallest unit in the simulation. Thus, Bashkatov (2007) was adopted in this study because only this study represented μ_s and g .

Tissue	λ [nm]	μ_a [mm^{-1}]	μ_s [mm^{-1}]	μ_s [mm^{-1}]	g	Mesurament situation	Reference
Dermis	630	2.7	18.73	-	0.867	<i>in vitro</i>	Jacques (1987) ³⁸
Skin	630	1.3	9	-	-	<i>in vitro</i>	Prahl (1988) ⁴⁹
Skin	630	0.3	1.7	-	-	<i>in vitro</i>	Chan (1996) ³⁹
Epidermis	630	0.25	5	-	-	<i>in vitro</i>	Salomatina (2006) ⁴⁰
Dermis	630	0.15	3	-	-	<i>in vitro</i>	Salomatina (2006)
Dermis	630	0.12	5.25	-	-	<i>in vitro</i>	Graaf (1993) ⁴¹
Skin	630	0.035	2.8	-	-	<i>in vitro</i>	Simpson (1998) ⁴²
Skin	630	0.06	3.2	-	-	<i>in vivo</i>	Doegnitz (1998) ⁴³
Skin	630	0.019	1.44	-	-	<i>in vivo</i>	Torricelli (2001) ⁴⁴
Epidermis	630	0.1	-	-	-	<i>in vivo</i>	Meglinski (2002) ⁵⁰
Dermis	630	0.018	-	-	-	<i>in vivo</i>	Meglinski (2002)
Skin	630	0.003	1.45	-	-	<i>in vivo</i>	Graaf (1993)
Skin(Arm)	630	0.017	0.91	-	-	<i>in vivo</i>	Doornbos (1999) ⁴⁶
Skin (Forehead)	630	0.009	1.67	-	-	<i>in vivo</i>	Doornbos (1999)
Epidermis	630	0.45	-	-	-	<i>in vivo</i>	Svaasand (1995) ⁴⁷
Dermis	630	0.07	46	-	-	<i>in vivo</i>	Svaasand (1995)
Skin	620	0.02	1.8	-	-	<i>in vivo</i>	Zonios (2006) ⁴⁸
Epidermis	640	0.5	-	26	0.805	caliculated	Bashkatov (2007) ¹⁴

次に、採用した光学特性から、シミュレーションモデルにおける強散乱と弱散乱の部位に適用する値を仮定した。まず、式(1)から平均自由行程を求め、平均すると採用した値になるように、強散乱と弱散乱の部位の平均自由行程を仮定した。これらのパラメーターは2セット用意し、1つは強散乱と弱散乱の散乱強度の差が大きいセット、もう1つは小さいセットとした。Table 4-2 に示す。

Table 4-2

Optical parameters of the epidermis for Monte Carlo simulation. Two parameter sets were hypothesized for both strong and weak scattering, to verify whether or not the difference in the l values of the weak and strong scattering areas affects the image contrast.

	Bashkatov (2007) ¹⁴ at 0.64 μ m	Parameter set 1		Parameter set 2	
		Strong scattering	Weak scattering	Strong scattering	Weak scattering
l [mm]	0.0377	0.0577	0.0177	0.0477	0.0277
g	0.805	0.805	0.805	0.805	0.805

4.3 シミュレーション結果

4.2 節のモデルを用いてモンテカルロシミュレーションを実施した結果を Fig. 4-3 に示す。図中のパラメーターセットは Table 4-2 に示した2種類の光学特性で、発生させた光線本数は 5×10^6 本であった。シミュレーションではディテクターに到達した光線本数を検出したが、到達光線数が最大となったピクセルを輝度値 255 とした規格化を行い、8-bit グレイスケール画像に変換して表示した。シミュレーションモデルのディテクターに到達した光は、画像上の白い点で表現した。

Fig. 4-3 に示したシミュレーション結果には、両方のパラメーターセットともに明らかな縞状の輝度分布が見られた。これは、Fig. 4-2 のシミュレーションモデルのサブミリ構造の光強度分布と一致しており、散乱特性が異なる構造を光が透過すると、散乱特性分布に応じた輝度分布を持った画像が得られることを示している。この結果によって、開発した指紋センサの指紋パターンがサブミリ構造由来であることが証明できた。また、強散乱と弱散乱との l の値の差が大きいパラメーターセット1の画像の方が2よりもコントラストが高く見えることがわかった。なお、他にも OCT からサブミリ構造を仮定したモデルを2種類作成し、シミュレーションを行ったが、強散乱と弱散乱の部位が交互に並んでいれば、縞模様が見られることがわかった。この結果は補遺 C) に示す。

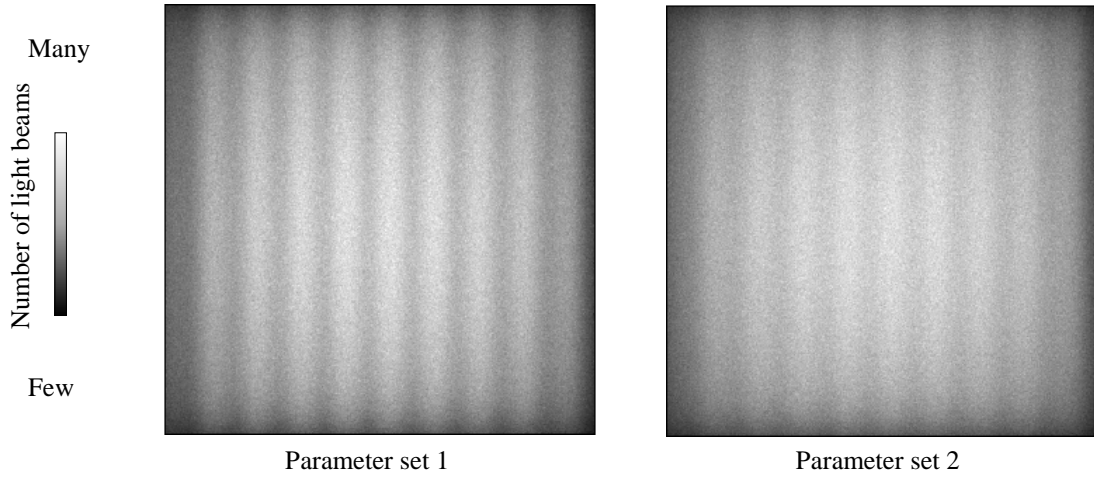


Fig. 4-3. Simulation results with parameter sets 1 and 2 listed in Table 4-1.⁵¹ Total generated photons were 5×10^6 . The brightness distributions of greyscale images corresponded to the layout of strong scattering and weak scattering of the submilli-structure simulation model in Fig. 4-2. These simulation results indicated that when the light was transmitted through a structure with different scattering characteristics, an image with a brightness distribution corresponding to the scattering characteristic distribution could be obtained. Furthermore, the contrast of image with the parameter set 1 was greater than image of the parameter set 2. This indicated that the greater the difference between the l values of the weak and strong scattering areas, the greater the contrast in the obtained greyscale image

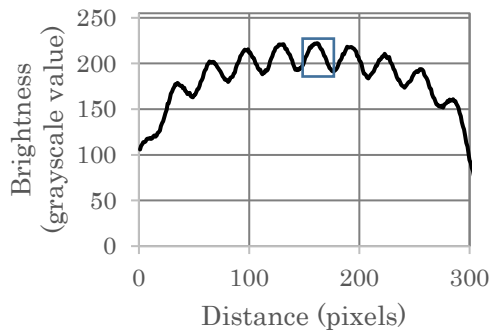
4.4 考察

4.4.1 透過光画像のコントラストに対する光散乱強度の依存性

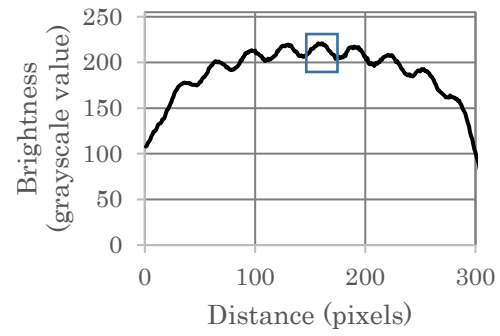
4.3 節で述べたように、シミュレーションで得られた画像は、パラメーターセット 2 の画像がパラメーターセット 1 の画像に比べてコントラストが低く見えるため、プロファイルを取って確認した。Fig. 4-4 に Fig. 4-2 の水平方向プロファイルを示す。得られたプロファイルは、縦軸に 8-bit グレyscaleの輝度、横軸に始点からの距離をピクセル単位で示している。プロファイルはノイズの影響を低減させるために、高さ方向の中心から上下 50 ピクセルの平均値を取った Fig. 4-4 のパラメーターセット 1 と 2 のプロファイルを比較すると、明らかにパラメーターセット 1 の方が、コントラストが高いことがわかった。パラメーターセット 1 の強散乱と弱散乱の光散乱特性の差は、パラメーターセット 2 より大きいいため、透過光画像の輝度の差もパラメーターセット 2 より大きい結果となったと推測できる。なお、画像の周辺部分が暗くなっているが、光源をランバート配光にしたことによるものと考えている。

さらに、開発した指紋センサで得られた画像と比較するために、指紋画像のプロファイルを取得し、Fig. 4-5 に示した。Fig. 4-4 と Fig. 4-5 を比較すると、パラメーターセット 2 のプロファイルの方が指紋画像のプロファイルに近い形状をしているように見える。そこで、より詳細に比較するために、Fig. 4-4 と Fig. 4-5 の青色四角で囲んだ部分の振幅比を算出し、Table 4-3 に値を示した。振幅比は、振幅のピーク輝度と振幅の両端の値の平均値の比とした。Table 4-3 より、パラメーターセット 1 の方が 2 よりも振幅が大きく、さらに、パラメーターセット 2 の方が指紋画像に近いことがわかる。これは、パラメーターセット 2 の強散乱と弱散乱の部位の平均自由行程の比が、パラメーターセット 1 よりも実際の指のサブミリ構造の散乱強度分布に近い可能性を示している。

以上の考察により、シミュレーションで仮定した強散乱と弱散乱の平均自由行程の差が大きい方が、得られた透過画像のコントラストが大きいことが確認できた。



Parameter set 1



Parameter set 2

Fig. 4-4. Horizontal profiles of images in Fig. 4-3. The contrast of the profile of parameter set 1 was obviously higher than the parameter set 2.

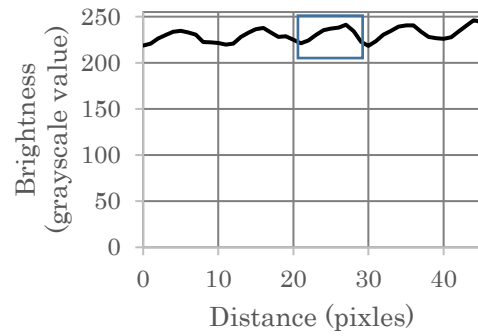
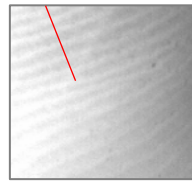


Fig. 4-5. Fingerprint image obtained from developed sensor and a profile of this image along a red line

Table 4-3

Peak to valley ratio calculated from each one peaks of profiles of simulation results in Fig. 4-4 and a profile of fingerprint image in Fig. 4-5. The value of the ratio of parameter set 1 was obviously larger than the parameter set 2. Besides, the value of the ratio of parameter set 2 closer to the value of fingerprint image than parameter set 1. It was appeared that the optical properties of parameter set 2 were possible to represent optical properties of the submilli-structure of a real finger better than parameter set 1.

Calculation source		Peak to valley ratio
Simulation results (Fig. 4-4)	Parameter set 1	1.16
	Parameter set 2	1.07
Fingerprint image (Fig. 4-5)		1.10

4.4.2 透過光画像の指紋パターンに対するサブミリ構造以外の依存性

以上のシミュレーション結果より、開発した指紋センサで得られた指紋パターンはサブミリ構造由来であることが証明できたと考えているが、指尖内部にはサブミリ構造以外にも組織が存在するため、透過光画像が他の指尖内部組織から影響を受ける可能性を考察した。

4.4.2.1 表皮層の構造による影響

指紋部分の OCT 画像を観察すると、Fig. 4-6 に赤線で示すように、有棘層とみられる層の中に褶曲した層が見られる。サブミリ構造のような指紋の凹凸に応じた光散乱強度分布は持っていないが、この褶曲によってレンズ効果をひきおこし、透過光画像の輝度分布の原因になっている可能性もある。開発した指紋センサは、指の爪側から光が入り、指紋側に透過していくので、レンズ効果は有棘層から角層に光が入射する界面で屈折が発生する。*in vivo* で計測した角層の屈折率は 1.51 ± 0.02 、表皮の屈折率は 1.34 ± 0.01 である⁵²。しかし、有棘層の屈折率は不明であるため、角層のシワに着目して、推論を行う。角層の屈折率は、レンズで良く使用されるアクリル系樹脂の屈折率の $1.49 \sim 1.51$ と近い値のため⁵³、角層と空気の屈折率の差でレンズ効果が発生する可能性は考えられる。しかし、Fig. 3-8 で示したように、本方式で得られたシワ部分の指紋画像には、シワの凹凸による影響は見られないことがわかっている。つまり、厚さが数 $100\mu\text{m}$ 程度で、屈折率が 1.5 倍前後の差ではレンズ効果が発生する可能性が小さいと言える。さらに、Fig. 2-6 のシワ部分の OCT 画像より、シワは角層の表面のみに存在し、サブミリ層より下に影響が及んでいないことがわかっている。従って、本センサで得られた指紋パターンは、角層の凹凸によるレンズ効果ではなく、サブミリ構造由来であると考えた。ここで、議論を有棘層の褶曲に戻す。有棘層の屈折率は不明だが、角層と表皮の屈折率に近い値と考えられる。すなわち、有棘層と角層の屈折率差は、空気と角層との屈折率差よりも小さい可能性があると考えられる。この場合、角層と空気でも発生しなかったレンズ効果が、角層と有棘層で発生する可能性はさらに低くなる。以上より、本方式の指紋パターンは、有棘層の褶曲によるレンズ効果よりも、サブミリ構造の光散乱強度分布による影響が支配的と考えた。

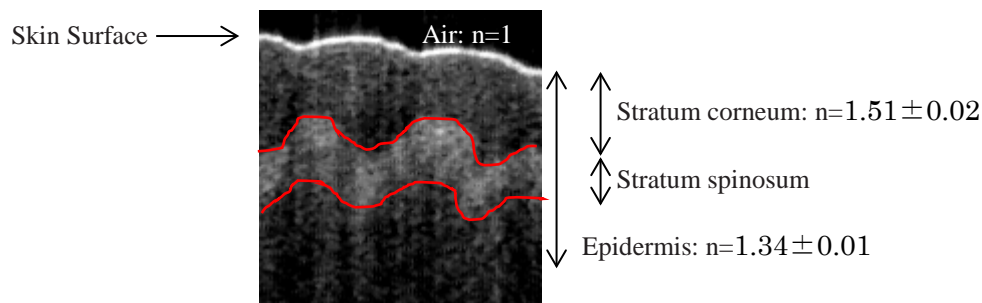


Fig. 4-6. OCT image of a fingerprint. A curved structure was observed in the stratum spinosum. It was possible that this curve was origin of a fingerprint pattern of developed sensor because is acted as a lens. However, a wrinkle in the stratum corneum was not detected by developed sensor even if the large ratio of the diffractive index of the stratum corneum to the air. The ratio of diffractive index the stratum corneum to stratum spinosum according to the directive index of the epidermis. Therefore, it is unlikely that the curve structure in the stratum spinosum was origin of a fingerprint pattern of developed sensor

4.4.2.2 真皮層の構造による影響

表皮の直下の真皮層には、真皮乳頭という突起があり、Fig. 2-1 に示したように、指紋の凸部に対して 2 つの突起を持つ構造になっている¹⁰。しかし、3 章で確認したように、開発した指紋センサで得られた指紋画像には、指紋パターンよりも狭い周期を持つ輝度分布は見られなかった。真皮乳頭は基底膜で表皮と区切られているが、指に照射した光が表皮部分に入る直前の構造であるため、その構造が撮像されていないということは、真皮乳頭を透過した時点で、光の分布は指紋パターン程度の周期に対しては一様散乱になっていると見なせる。従って、得られた指紋パターンは真皮層より深い部分の構造に影響を受けていないと考えた。

以上の考察により、開発した指紋センサで得られる指紋パターンは、サブミリ構造以外の影響を受けていない、もしくは受けていても非常に影響が弱く、サブミリ構造が指紋パターンの由来であると言える。

4.4.3 生体細胞光学とサブミリ構造

サブミリ構造は一般的な生体組織光学のように大きな体積の組織に均一な光学特性を適用するのではなく、0.2mm～0.3mm 程度の微細な部位から構成されている。そこで、逆に、より小さい細胞単位で光の挙動を解明する生体細胞光学の適用について考察した。細胞に対する散乱として、ミー散乱もしくはレイリー散乱が適用できる³²。角層は 100 層以上の細胞が積層しているため、一層の厚さは数 μm と考えられる。これは今回使用した赤色の波長よりは大きいため、ミー散乱が想定される。ミー散乱は均一媒質に存在している球形粒子に対して適用され、媒質と粒子の屈折率および粒子の径がパラメーターとして必要である。角層はレンガーモルタルモデルと呼ばれ、レンガがモルタルで囲まれているように、細胞が脂質に囲まれている構造になっている^{4,54}。脂質が媒質で、細胞が粒子と定義すると、ミー散乱の適用は可能であるが、サブミリ構造中のこれらの屈折率と粒子径の特定が非常に困難である。なぜなら、2.4 節で考察したように、光散乱が弱い部位と強い部位は、細胞内が異なるケラチンで満たされている可能性はあるが、実際のケラチンの構造が明らかになっているわけではなく、屈折率も不明である。さらに、同じ角層の中でも、顆粒層よりの下層から上層に向けて細胞の状態が変化し、下層では細胞の形態をとっているが、上層に向けて扁平化が進み、膜状構造に変化していくことがわかっている^{10,12}。そのため、サブミリ構造を構成している細胞の径を特定することも困難である。加えて、屈折率に大きく寄与する水分量は、角層全体では 20wt%程度で一定に保たれているが、角層の中では勾配を持ち、下層に向かって 15wt%から 40wt%へ増加し、角層と顆粒層の間では 70wt%と急激に増加していることが示されている^{54,55}。このように、角層は、同じ層の中でも、形状も光学特性も異なる細胞が、100 層以上堆積していることから、細胞単位でサブミリ構造をモデル化することは、非常に煩雑で困難である。逆に言うと、これらを模擬できればより精密なシミュレーションが実施できる可能性があるため、サブミリ構造の解明はより重要な意味を持つと言える。

4.5 小括

4 章では、開発したセンサシステムのシミュレーションによる検出原理の検証とその結果について述べた。開発した指紋センサは、指に照射された光が、サブミリ構造の強く光散乱を起こす部分と、そうでない部分を通り抜けることによって光強度分布を持ち、その結果、指紋パターンを読み出していると考えている。そこで、生体内での光の挙動を解析するため、生体組織光学に基づいたシミュレーションを行った。複数の光伝播の解析方式から、光散乱特性の異なる微小な部位で構成されたサブミリ構造に適したモンテカルロシミュレーションを選択した。従来の生体組織光学で用いられている皮膚のシミュレーションモデルは層構造のため、今回のように水平方向に光透過率分布を持った構造には適応できなかったため、新たに、サブミリ構造を、光散乱の強い部位と弱い部位が交互に水平方向に並んだ構造としてモデル化した。また、サブミリ構造の光学特性は明らかになっていないため、文献調

査から表皮の μ_s 、 μ_a 、 g を抽出し、その値から強散乱と弱散乱の部位に適用する光学特性を2セット仮定した。このモデルを用いてシミュレーションを行った結果、シミュレーションモデルのサブミリ構造に対応した縞模様の輝度分布を持った画像が得られた。さらに、サブミリ構造以外の透過光画像の指紋パターンの由来として、有棘層と真皮乳頭について考察したが、いずれも可能性は非常に低いことを確認した。

以上より、生体組織光学における原理検証の結果、サブミリ構造が開発した指紋センサシステムの指紋パターンの由来であることが確認できた。この章までに、表皮内部のサブミリ層を読み出す指紋センサシステムの基本のハードウェア構成が完成し、その撮像検証も完了した。次章では、完成した基本構成の実用化にあたっての課題とその解決策について、実験と理論の両面から述べる。

5. 指紋センサシステムの実用化

ここまでは、新しく発見した指紋部分の角層内のサブミリ構造を読み出すセンサシステムと生体組織光学に基づいた原理検証について述べた。5章では、センサシステムの実用化における課題とその解決方法について述べる。

5.1 開発した指紋センサシステムの課題

開発した指紋センサシステムは、シワがある指や濡れた指でも、これらの影響を受けずに指紋画像を検出することができた。しかし、これを実用化するにあたっては、異なる観点からの課題があった。ここまでは、センサシステムの光源系と撮像系が、指からの透過光を検出可能な配置であることのみを考慮してきた。つまり、光源系と撮像系の配置条件が、指を挟んで指尖の背面側に光が照射されるように光源を配置し、指紋側に透過してきた光を検出できるような撮像系配置で充足していると考えてきた。しかし、この条件を満たしている配置でも、質の良い画像が得られない場合がある。Fig. 5-1 に上記配置で得た透過光画像を示す。この画像には透過光による指紋パターンが撮像されているが、指紋パターンよりも周期が大きいシェーディング（輝度の偏り）が重畳され、一部に輝度飽和と極端な低輝度が発生している。輝度が飽和した部分は完全に情報が失われるため、指紋パターンは欠損し、照合性能の低下は避けられない。また、極端な低輝度もコントラストの低下により、照合性能の低下を招くことがある。Fig. 5-2 に Fig. 5-1 の明るい領域から取得したプロファイルと、暗い領域から取得したプロファイルを示す。それぞれのプロファイルの取得場所は Fig. 5-1 に赤い線と黄色い線で示した。Fig. 5-2 より、明るい領域の方が指紋パターンのコントラストが高く、暗い領域の方が低くなっていることがわかる。画像処理のプロセスでは、コントラストが低い方が指紋の隆線の検出が困難で、結果として指紋の特徴点抽出が困難な例が発生する。したがって、実用化に際して、特徴点をより正しく抽出し、照合性能を安定させるためには、輝度飽和も極端な低輝度も無い画像が必要である。そのためには、全体的に明るい画像の方が望ましい。明るい画像を取得するためには、光源光量を上げて、全体の画像輝度を向上させればよいが、画像に大きなシェーディングがあれば、高輝度部分は輝度飽和してしまう。そこで、シェーディングが小さく、飽和が発生しない画像を得ることが重要なポイントになる。5章では、3章で決定したハードウェアの基本構成を発展させ、このような画像を得るための光源と撮像系の配置条件を検討した。まず、画像輝度に対する光源・撮像系配置の依存性の実験的検討を実施し、輝度飽和が発生せずに、小さいシェーディングで画像全体が明るくなる配置を求めた。次に組織散乱透過光の解析により、指尖内部構造の推定を行った。

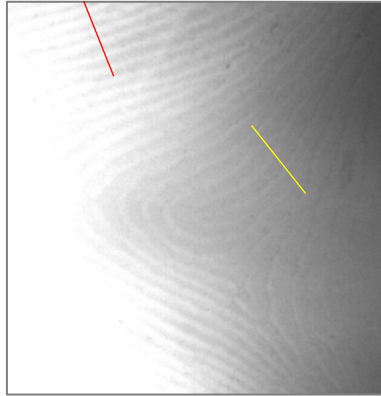


Fig. 5-1. Strongly shaded image obtained using the developed sensor. This image consists of a saturated area and an area that is too dark to detect minutiae.

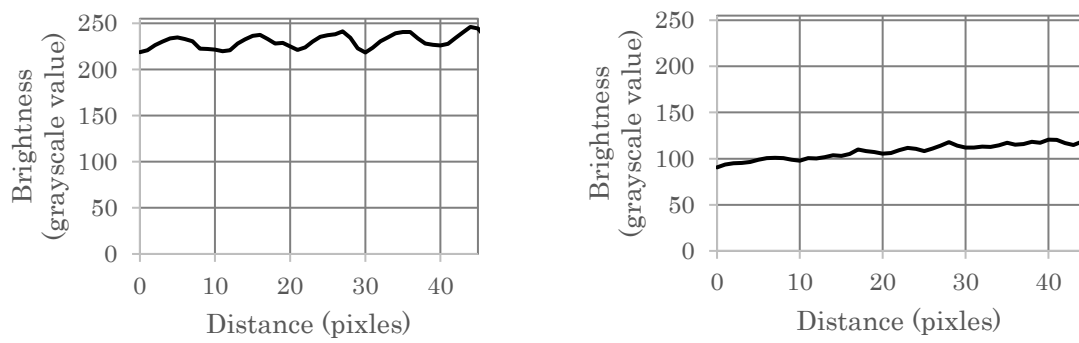


Fig. 5-2. Profiles of an image in Fig. 5-1. The left profile was obtained along a yellow arrow on the dark area and the right profile was obtained along a red arrow on the bright area. These two profiles represent that contrast of the bright area is higher than the dark area.

5.2 実用化に向けた光源・撮像系配置の実験的検討

5.2 節では、実験による光源・撮像系の配置の検討について述べる。光源と撮像系の配置を変えて指紋画像を取得し、画像輝度に対する光源・撮像系配置の依存性を検証し、シェーディングが小さく全体が明るい画像を得られる配置条件を求めた。まず、光源と撮像系の配置を固定して画像を取得し、指位置の依存性を確認した。次に、光源配置の依存性を確認するために、指と撮像系を固定し、光源の配置条件を変えた実験を行った。配置条件は、照射位置および照射角度の2通り実施した。

5.2.1 画像輝度に対する指位置の依存性

Fig. 5-3 に実験系を示す。光学系の配置は3章の Fig. 3-7 に示したセンサシステムのハードウェア構成を元に構成されており、光源は指尖の背面に対して垂直下向きに照射するように配置され、撮像系は指からの透過光を検出するように配置されている。光源の波長は赤色の $0.66\mu\text{m}$ で、光源のスポット径は半値幅で約 6mm とした。レンズはカスタムに設計されたものを用い、撮像素子は画素数が $640 \text{ ピクセル} \times 480 \text{ ピクセル}$ 、モノクロを用いた。撮像系と指との間に開口サイズが長さ $12 \times$ 幅 10mm の板を設置した。この板は指の上下方向位置ズレによるピンボケ防止と後述する基準位置に指を設置した際の遮光の役割を果たしている。実験は20歳台～40歳台の男性4人女性2人の計6人の左第2手指に対して実施された。基準位置(a)は Fig. 5-4 に示すように、後爪郭近傍に光源のスポットの端が接するように設定した。指位置は(a)に示す基準位置から矢印(b)～(e)の方向に最大 5mm まで移動させ、 1mm 移動させるごとに指紋画像を取得した。最大 5mm 移動時のそれぞれの照射位置は、位置(b)は爪甲 (nail plate) 中央近傍、位置(c)は遠位指節間関節 (distal interphalangeal joint) 近傍、位置(d)と(e)は指の側端 (side of a fingertip) であった。位置(a)に指を置いた際の撮像エリアは Fig. 5-5 の赤い四角で囲んだエリアである。また、照射光量は (a) の位置で視野内の指紋画像に飽和部分が無いように設定した。基準位置(a)および照射光量は、指の大きさや形状が異なるため、指ごとに決められた。Fig. 5-6 に、代表例として20代女性の第2手指の画像を示す。基準位置での画像と、基準位置との差が最も大きい 5mm 移動させた画像を抽出した。

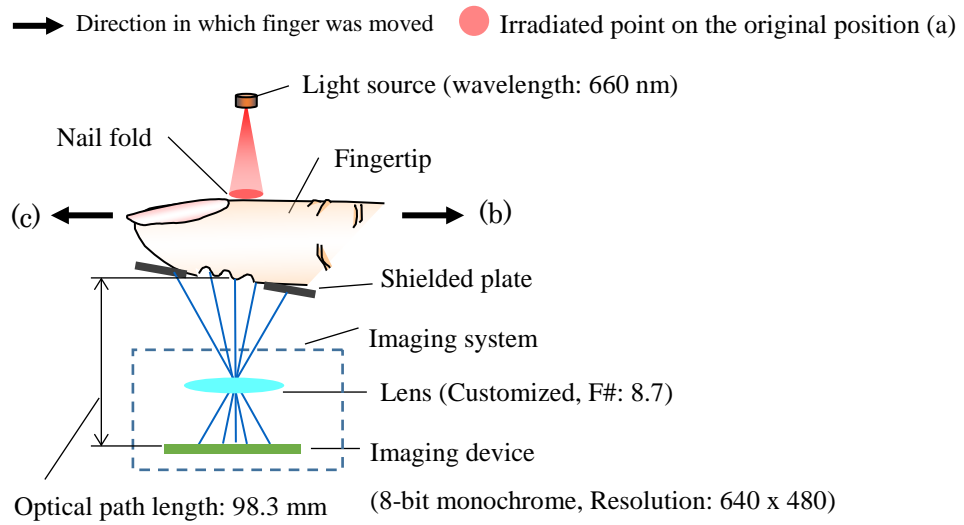


Fig. 5-3. Experimental setup. Arrangement of the optical system was configured based on the basic configuration of the sensing system shown in Fig. 3-7 in Chapter 3, a light source was arranged to irradiate the back side of a finger, an imaging system was arranged to detect the transmitted light from the finger. Two black arrows were directions in which finger was moved in Fig. 5-5.

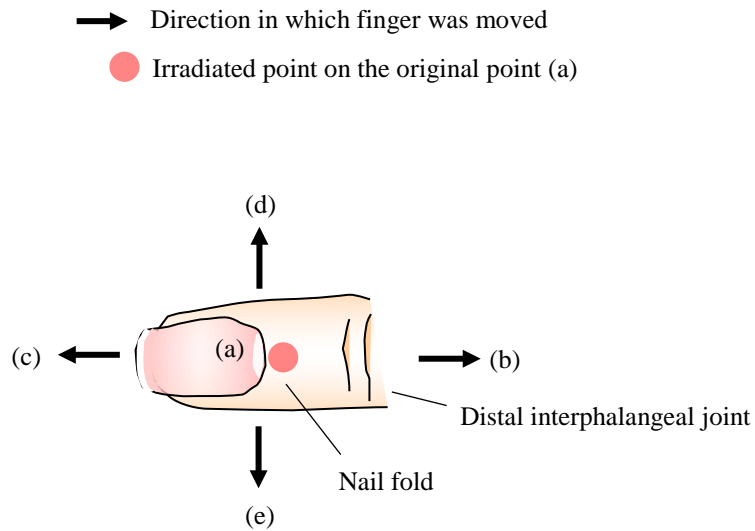


Fig. 5-4. Irradiated position on the finger and direction of finger movement. Fingerprint images were obtained in each position where the finger was present. These positions shifted 5 mm in steps of 1 mm from their original position (red circle) in all four directions (black arrows (b)–(e))

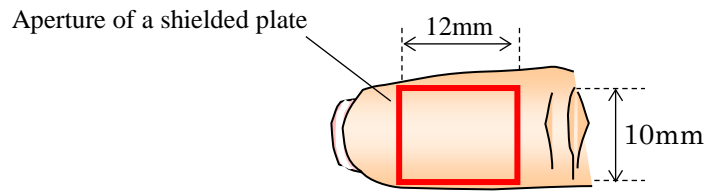


Fig. 5-5. Detection area on the position (a). The aperture of a plate and detection area was shown by red rectangle. A fingerprint image was obtained from this area when a finger put in the position (a)

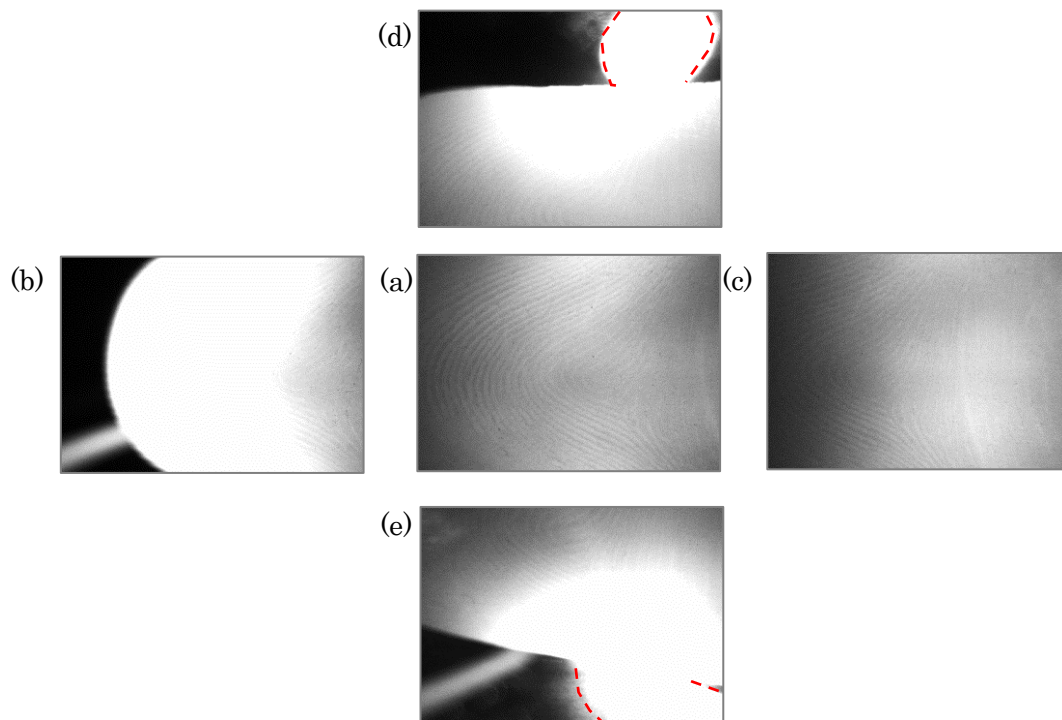


Fig. 5-6. Fingerprint images of an index finger of twenties female obtained for the conditions in Fig. 5-3. Images of (a)–(e) correspond to the positions and directions in which the finger was moved in Fig. 5-4. Images of (b)–(e) were obtained on the position 5mm away from the position (a). The saturated areas are shown in (b), (d) and (e); (c) and (e) appeared in the finger and outside the finger (red dotted curved line) for each position. The saturated area outside the finger was due to the irradiated light reaching the imaging device directly without passing through the finger.

Fig. 5-6 の指紋画像からは、以下の現象が観察された。

- 画像(a)(c)には飽和が発生せず、画像(b)(d)(e)では飽和が発生している
- 画像(c)は指尖端側が暗いが、画像(a)は全体的に明るい傾向にある
- 画像(b)(d)には指の外側に赤い点線で示されるような輝度が飽和した領域がある

これらの現象は他の 5 指も同様であった。なお、画像(b)(d)に発生した輝度飽和は指の外側に見られるため、指の移動により、一部の光源光が指に当たらず直接撮像系に入り、飽和したと推測できる。この輝度飽和は、指紋画像の撮像原理とは関係が無く、光源からの光が直接撮像系に入らないように遮光すれば良い。

以上の結果より、基準位置(a)を満たす光源・撮像系配置が、輝度飽和が発生せずに、小さいシェーディングで画像全体が明るくなる配置であることがわかった。この実験は光源と撮像系を固定して指を動かしているため、画像輝度に対する依存性は光源と撮像系のどちらが支配的か判断できない。そこで、これらの影響を分離するために、撮像系を固定して光源のみを移動させて同様の実験を行った。

なお、画像(a)と(c)の輝度比較および、指の左右方向 ((d)、(e)方向) 移動および前後方向 ((b)、(c)方向) 移動がシェーディングに及ぼす影響を、ヒストグラムおよびプロファイルから検証を行った。その結果は上記結論を再確認するものであったため、補遺 D)に示す。

5.2.2 画像輝度に対する光源配置の依存性

5.2.2.1 照射位置に対する依存性

Fig. 5-7 に実験系を示す。実験系の基本構成は Fig. 5-3 と同様だが、撮像系と指の位置は固定され、光源のみ照射位置を前後左右に移動できるように構成されている。また、光源には指向性の高いレーザダイオードを選択し、照射位置を決定しやすいようにした。光源を LD に変更しても、LED と同様の指紋パターンが得られることは確認済みである。光源の照射位置を Fig. 5-8 に赤い丸で示す。Fig. 5-8 の(b)～(e)は(a)からそれぞれ 5mm 離れており、Fig. 5-6 の (b)～(e)に示した指紋画像を得た実験と同じ位置に光源が照射されるように設定した。また、本実験では撮像系と指との位置関係は固定されているため、光源を動かしても光源からの光が直接撮像系に入ることは無い。撮像範囲は Fig. 5-5 に示した範囲と同様で、本実験では光源の移動にかかわらず常に同じ範囲を撮像した。実験は、5.2.1 項の被験者のうち 1 人の右第 2 手指と、より細い右第 5 手指の合計 2 指で行った。画像からは 2 指とも同様の傾向が見られた。このうち、右第 2 手指の実験結果を Fig. 5-9 に示す。

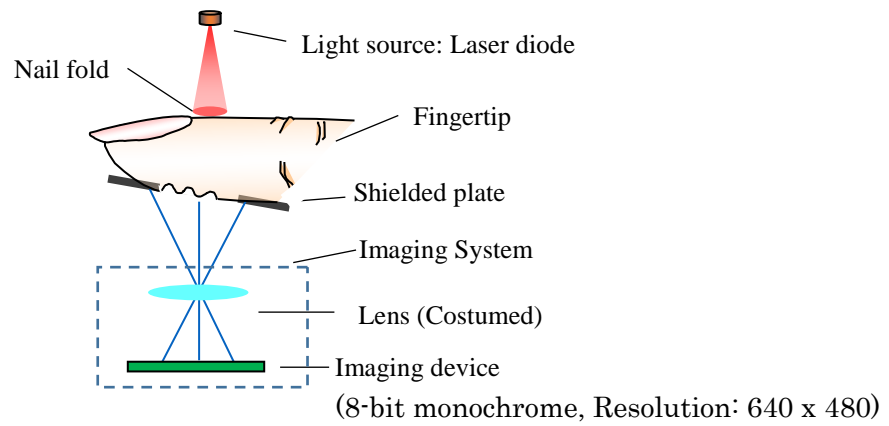


Fig. 5-7. Experimental setup. This setup was based on Fig. 5-3 and positions of irradiated area could be moved. A laser diode was chosen to determine irradiated position easily because of its high directivity

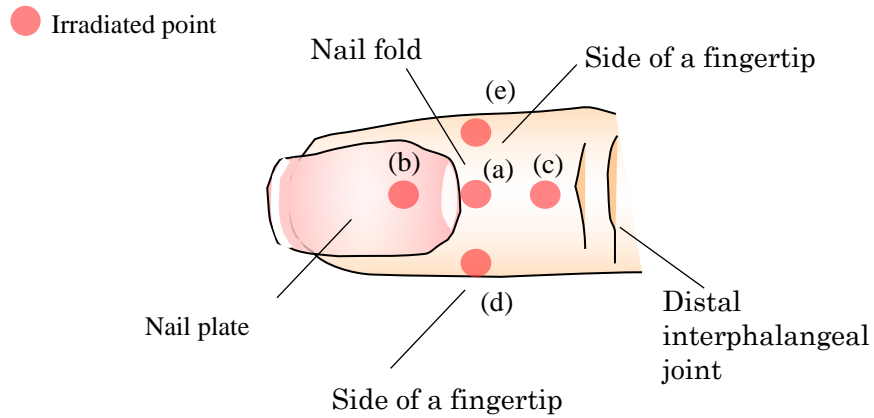


Fig. 5-8. Irradiated position on a finger. Red circles were irradiated spots. (a)–(e) were same position as above experimental positions of Fig. 5-4.

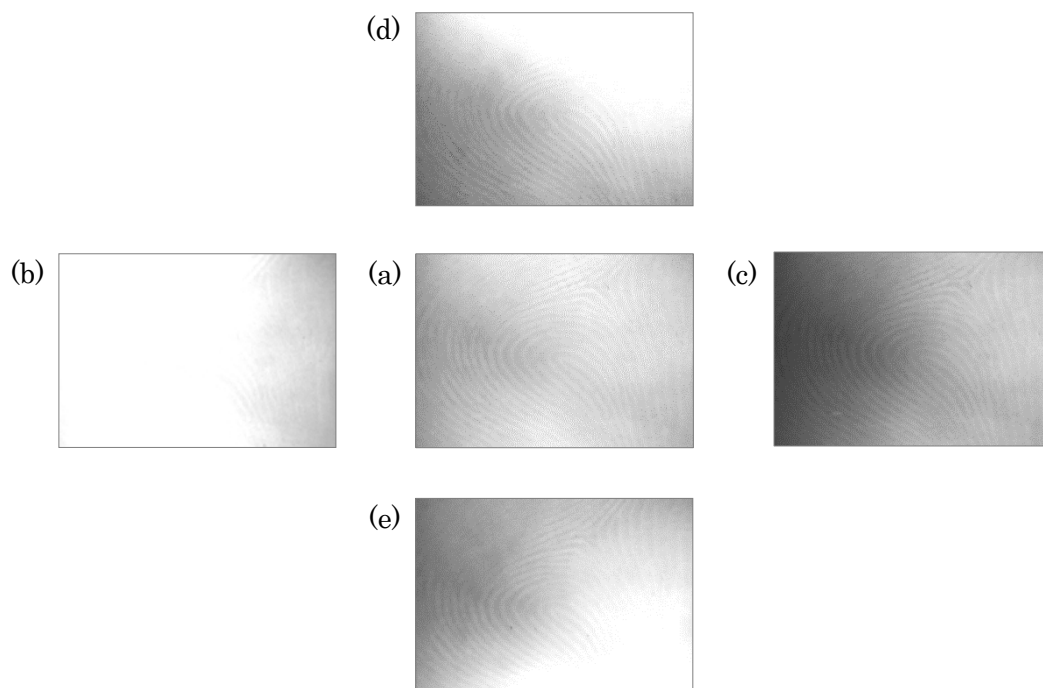


Fig. 5-9. Output images obtained with the different irradiation positions in Fig. 5-8⁵⁶. These images were correspond to images in Fig. 5-6: Saturation area was appeared not in (a) and (c), however, appeared in (b), (d) and (e). Brightness of (a) tended to be higher than (b). There were no saturated area outside finger in (d) and (e) different from images in Fig. 5-6(d) and (e).

Fig. 5-9 の画像からは、Fig. 5-6 と同様に以下の現象が観察された

- 画像(a)(c)には飽和が発生せず、画像(b)(d)(e)では飽和が発生している
- 画像(c)は指先端側が暗いが、画像(a)は全体的に明るい傾向にある

しかし、画像(d)と(e)には指の外側の輝度飽和は見られなかった。本実験では、撮像系と指の位置を固定し、光源からの光が直接撮像系に入らないように遮蔽したためと考えられる。本実験においても、画像(a)と(b)の全体的な明るさを比較するためのヒストグラムによる解析と、シェーディングを評価するためのプロファイルによる解析を行った。その結果、画像による評価と同じ結果が得られた。補遺 E)に詳細を示す。

以上から、画像による評価およびヒストグラムとプロファイルによる解析によって、光源照射位置を移動させた場合も、基準位置(a)で得られた画像が、シェーディングが小さく、飽和が無い程度に全体が明るくなることがわかった。

これらの結果から、画像輝度に対する光源位置および撮像系位置の依存性に対して切り分けを検討する。2つの実験の共通点は、指に対して光源の照射位置を移動させたことであり、相違点は、撮像系の固定の有無である。画像(a)(c)には飽和が発生せず、画像(b)(d)(e)

では飽和が発生していること、画像(a)は画像(c)より全体的に明るい傾向にあることは 5.2.1 項、5.2.2 項の両方で確認できた。そのため、指に対する照射位置によるもので、撮像系の位置によるものではないことがわかった。一方、画像(b)(d)に見られた指の外側の輝度飽和は撮像系を固定した Fig. 5-6 のみで見られたため、撮像系の移動による光源光の直接撮像が原因であった。さらに、シェーディングを比較すると、撮像系位置を固定して得られた Fig. 5-9 (b)～(e)の指紋画像の方が、Fig. 5-6 よりも小さいことがわかった。Fig. 5-6 の取得実験では、撮像系の開口に対して指を動かしたことにより、撮像系に指からの透過光以外に指紋部分の表面反射光が入ったことが原因と推測した。しかし、なぜ大きなシェーディングが発生したのか、原因の解明にはさらなる検討を要する。

以上の議論より、輝度飽和が発生せずに、シェーディングが小さく、全体が明るい画像になる条件として、以下が導き出された。

条件：光源は指の後爪郭近傍に照射するように配置する。

撮像系の配置は影響しない。ただし、指を透過した光以外の外光が入射しないように遮光する。

次に照射角度が与える影響を検証する。

5.2.2.2 光源角度に対する依存性

Fig. 5-10 に実験系の概略構成図と指への照射角度を示す。実験系は照射位置依存性の実験系 Fig. 5-7 を元に行っているが、本実験では光源の照射位置と光源の照射角度を両方変更できるように変更されている。照射方向は B～E の 4 方向で、照射角度 A は照射位置に対して垂直下向き、(B)～(E)はそれぞれ 45°傾いた角度とした。照射位置は Fig. 5-11 に示すように合計 6 パターン設定した。図中の(a)(c)(e)は照射位置依存性実験の Fig. 5-8 の(a)(c)(e)と同じ位置である。つまり、位置(a)に方向(A)で照射した場合は、指位置および照射位置依存性確認実験での位置(a)と同じ照射位置・照射角度になる。実験は、指位置依存性実験の被験者から 20 歳台女性と 30 歳台の男性 1 人ずつそれぞれ 1 指選び、(a)～(f)の照射位置に対して、それぞれ Fig. 5-11 に示すように照射角度を 5 パターン変えて行った。代表として、男性の位置(a)で取得した画像を Fig. 5-12 に示す。

Fig. 5-12 の指紋画像は、指位置依存性確認実験で得た Fig. 5-6 と照射位置依存性確認実験で得た Fig. 5-9 と異なり、飽和領域が存在せず、シェーディングの強さもすべての画像でほぼ同じであることが確認できた。画像からだけではなく、定量的に確認するために、水平方向と垂直方向のプロファイルを求め、追加解析を行ったところ、画像による検証と同様の結果が得られた。補遺 E)に示す。Fig. 5-11 に示した照射位置(b)～(f)で取得した画像も、照射角度による輝度の差は見られなかった。

以上の結果より、照射角度は、画像の輝度に影響を与えないことがわかった。

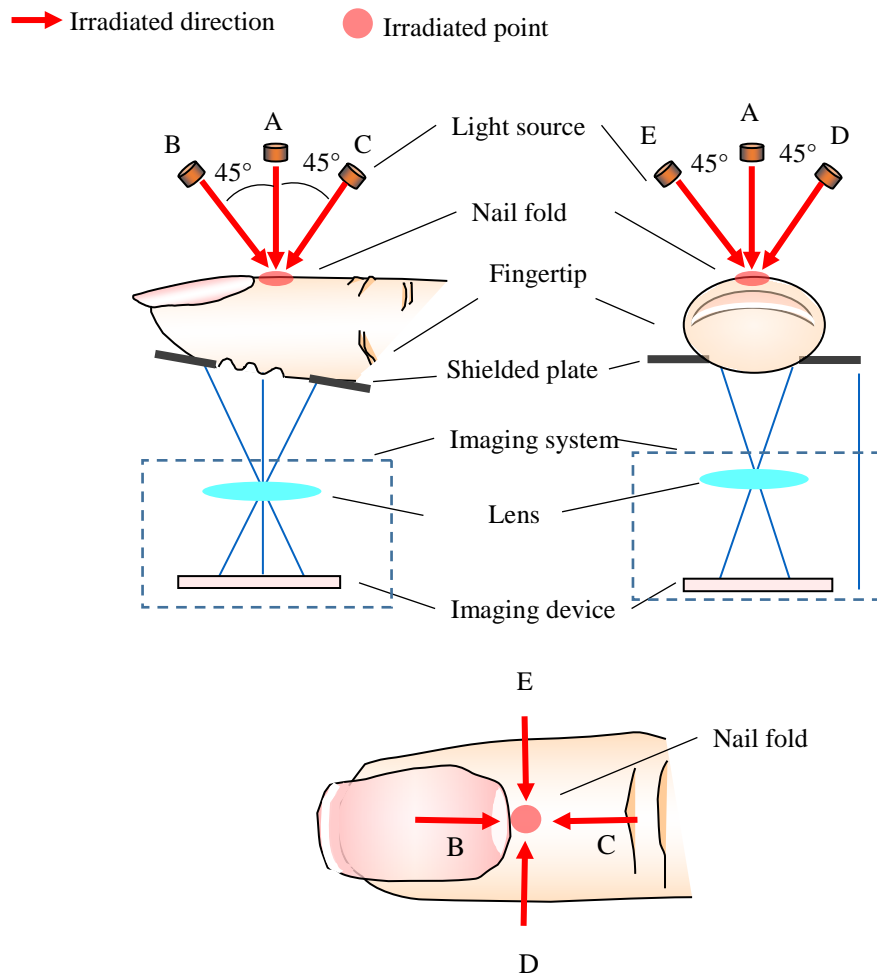


Fig. 5-10. Experimental setup and irradiated directions to a finger. This setup was based on Fig. 5-7 and positions of irradiated area and irradiated directions could be moved. Five directions were determined; vertical downward.

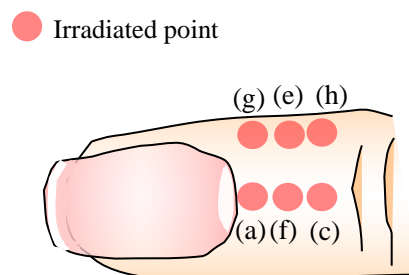


Fig. 5-11. Irradiated position on a finger. Red circles were irradiated spots. Points of (a), (c) and (e) were same position as above experimental positions in Fig. 5-8.

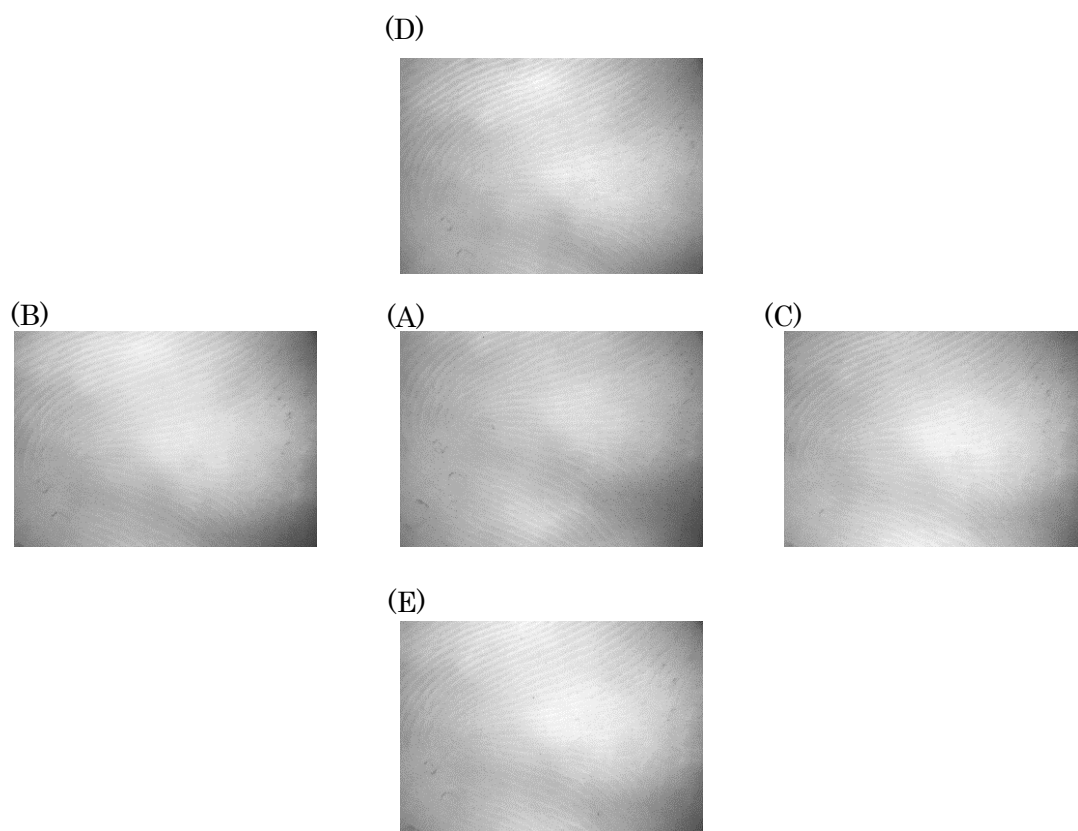


Fig. 5-12. Output images obtained with the different directions on the position (a) in Fig. Fig. 5-11. There were no saturated area in all image. Brightness distributions were the same even in different irradiation directions.

5.2.3 光源・撮像系の配置条件

ここまで、画像輝度に対する光源・撮像系の実験的検討を行ってきた。その結果、シェーディングが小さく飽和しない範囲で全体の輝度が高い画像を得るために、以下に挙げる条件が得られた。

条件：光源は指の後爪郭近傍に照射するように配置する。

光源の照射角度および撮像系の配置は影響しない。ただし、指を透過した光以外の外光が入射しないように遮光する。

透過光画像の輝度分布は指尖の内部組織での光散乱の結果と考えられるため、実験的検討で得られた光源系の配置条件を検証するための光散乱シミュレーションを行った。シミュレーションに先立ち、組織散乱透過光の解析によって指尖内部構造を推定し、指尖内部の構造と散乱光に関する仮説を立てた。

5.3 組織散乱透過光の解析による指尖内部構造の推定

5.2 節の結果からは、指への照射位置と画像上の飽和位置に強い相関があることが示唆されている。Fig. 5-9 に示すように、爪甲中央近傍に照射した画像(b)は指尖端側が飽和し、指の側端に照射した画像(d)(e)は側端が飽和している。また、関節側に照射した画像(c)は指の関節側が明るく、指尖端側が暗くなっている。さらに、後爪郭近傍に照射した(a)は画像全体が明るい。つまり、(a)～(e)のそれぞれの照射位置に対応する指尖内部構造が異なっている可能性がある。指尖を構成する主な組織は、爪、皮膚、軟組織（筋肉、腱、血管など）、骨である。末節骨（distal phalanx）は爪甲中央近傍まで伸びており、先端の方が細くなっている。末節骨の周りは細い血管が取り巻いており、それ以外の軟組織が占めている⁵⁷。これらの組織のうちの何れかが、画像の輝度飽和を引き起こす原因となっているはずである。ここで、4 章の結果を振り返る。本センサシステムで得られる指紋パターンが、角層に存在するサブミリ構造由来であることを確認したが、この結果から、画像の輝度分布の周期は、その由来になった内部構造の周期に近いことがわかる。Fig. 5-6 および Fig. 5-9 で示された指紋画像に発生したシェーディングを見ると、指紋パターンのように小さな周期ではなく、大きな周期を持っている。従って、これらのシェーディングは、指紋より大きな周期の内部組織に由来していると考えられる。前述の指尖部分の内部構造で、最も大きな組織は末節骨であるため、骨とそれ以外の軟組織という大規模構造がシェーディングの由来として考えられる。Fig. 5-13 に指尖と末節骨の位置関係を示す簡単な図を示す⁵⁷。5.2.2 項の実験における光源照射位置と末節骨との関係を確認するために、Fig. 5-8 の照射位置を Fig. 5-13 に重畳させた図を Fig. 5-14 に示す。

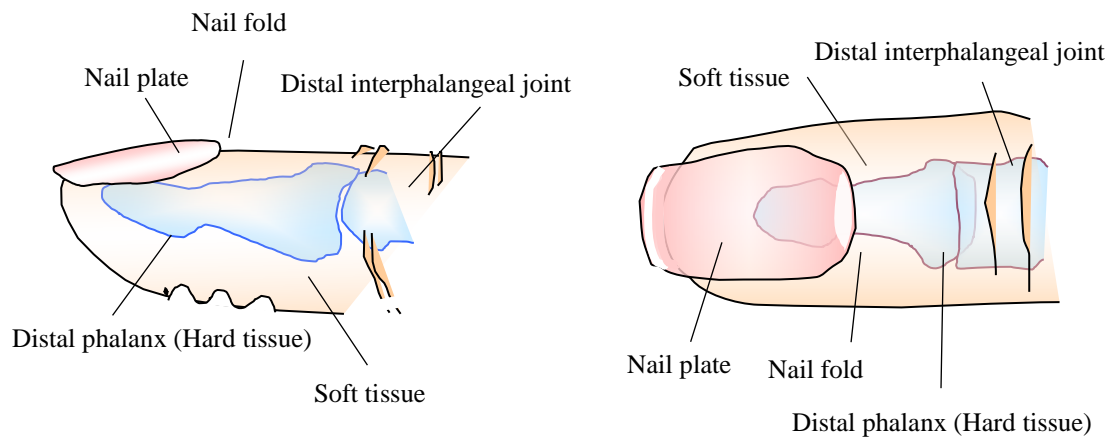


Fig. 5-13. The structure of the fingertip ⁵⁷. The simplified model was created based on this anatomy reference. Blue colored objects represented hard tissue, the distal phalanx, which was focused in this study because of the largest tissue in the fingertip

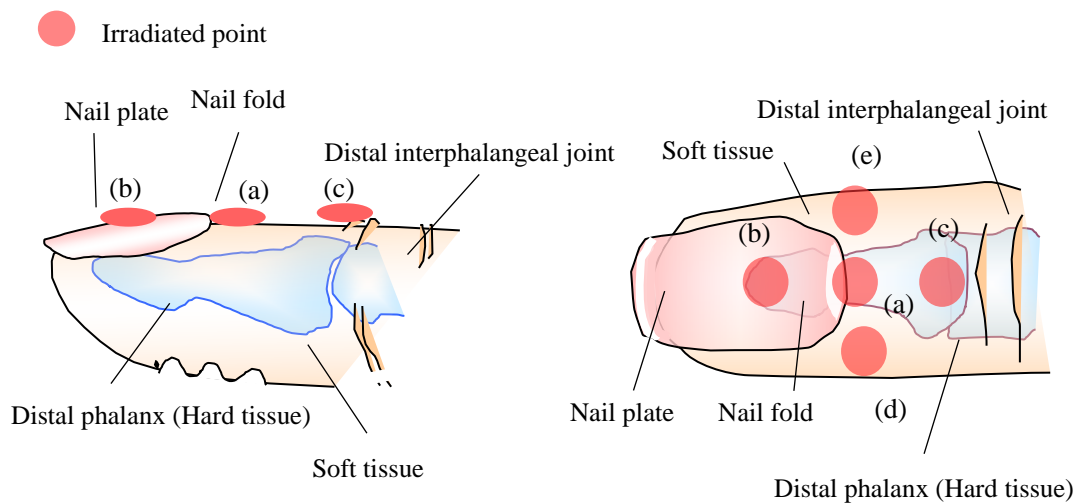


Fig. 5-14. Irradiated point in Fig. 5-8 in the previous experiment in 5.2.2 superimposed on Fig. 5-13. There was the distal phalanx under positions (a)–(c) and not under positions (d) and (e) corresponded. The shape of the distal phalanx under the position (b) was a tip part and thinner than other parts.

Fig. 5-14 によると、輝度飽和が見られた位置(e)と(d)の内部には骨が無く、位置(b)の内部は骨の端点かつ他よりも細くなっていることがわかる。一方で、画像に飽和が見られなかった位置(a)と(c)の内部には骨がある。ここから以下の仮説を立てた。

仮説：透過光画像の輝度分布は、指尖内部の硬組織と軟組織からなる構造に依存し、輝度飽和は光散乱が弱い軟組織の透過光によって引き起こされ、光散乱が強い硬組織の透過光では発生しない

この仮説を、5.2.2 項の画像輝度に対する照射位置依存性の実験結果に適用すると、以下のようになる。

- 画像(a)は、光が後爪郭近傍に照射されたため、末節骨で強く散乱されて、飽和が発生せず、シェーディングが小さい画像になった
- 画像(b)(d)(e)は、照射位置の指の側端内部は軟組織が主体のため、散乱が弱く、照射された位置に飽和が発生した
- 画像(c)は、照射位置の指末節の関節内部は末節骨が大多数を占めるため、後爪郭近傍への照射より光散乱が広い範囲で発生し、組織内部で光が減衰する。そのため、照射位置から離れた指尖端側が暗くなった

これらは Fig. 5-9 の結果とも一致する。この仮説を検証するため、組織散乱透過光を解析するモンテカルロシミュレーションを行った。

5.3.1 生体組織光学に基づく指尖内部構造のシミュレーションモデル

本項では、上記の仮説を検証するための、末節骨とそれを取り巻く軟組織からなる構造のモデル化および光学特性の決定について述べる。軟組織には皮膚や爪、筋肉があるが、ここでは筋肉を軟組織の代表とした。

5.3.1.1 光学特性の決定

4 章での検討と同様に、生体組織光学におけるシミュレーションでは、光の伝達を決定づける適切な生体の光学特性を適用することが必要である。サブミリ構造だけではなく、他の組織においても、生体の多重散乱によって簡便な計測が困難である³⁷。さらに、皮膚と同様に、骨と筋肉も様々な生体組織の光学特性が計測されてきたが、同一組織でも実験によるばらつきが大変大きいことがわかっている^{27,58-62}。例えば、Jacques (2013) のレビュー論文によると、硬組織の波長 $\lambda=500\text{nm}$ での μ_s' は頭蓋骨と骨のデータが示されているが、頭蓋骨同士でも 0.95mm^{-1} 、 2.09mm^{-1} と倍の開きがあり、骨は 3.84mm^{-1} と頭蓋骨のさらに倍である。このように取りうる値に幅があるため、本研究では、過去の計測事例から、何種類かのパラメーターセットを想定し、シミュレーションに用いた。本研究では、後述のように数ミリの厚さ程度のモデルのため、一様散乱と模擬した μ_s' ではなく、散乱角度も考慮した μ_s を用いたい。しかし、散乱角度分布を算出することは非常に煩雑な実験が必要であり³⁷、骨および筋肉のパラメーターで μ_s と g が両方同一の実験で計測されたものはほとんど無い。

そこで、人体ではないが、今回の実験で使用した光源波長に近い 630nm で計測されたチキンの筋肉のデータを、今回のシミュレーションにおける筋肉のデータとして採用した²⁷⁾。Table 5-1 に示す。

Table 5-1

Optical properties of chicken's muscle at $\lambda=630\text{nm}$ ²⁷⁾

$\mu_s [\text{mm}^{-1}]$	$\mu_a [\text{mm}^{-1}]$	g
34.5	0.012	0.965

一方で、骨の μ_s と g の計測事例はなかったため、仮定する必要がある。今回のシミュレーションは光散乱の解析を目的としており、また、生体の吸収係数は散乱係数に比べて大変小さいことが知られているため、 μ_s と g に焦点を絞って検討した。また、骨と筋肉の散乱強度の差が大きい場合は、後爪郭近傍と爪甲中央近傍に光を照射した透過光画像の輝度分布に大きな差が発生すると推測できる。そこで、本シミュレーションでは、散乱強度の差が小さい場合における画像輝度分布を確認するため、骨の光学特性を筋肉よりも若干強くなる程度の値になるように仮定した。まず、 g の値から検討した。

g の値は、硬組織では 0.6-0.9、軟組織では 0.8-0.95 であることが知られている³²⁾。軟組織と硬組織の g の値に対する散乱確率と散乱角度の関係を式(2)より算出し Fig. 5-15 に示したが、硬組織の方が軟組織より直進性が低く、より大きな角度で散乱することがわかる。従って、今回のシミュレーションにおける骨の g の値は、Table 5-1 に示した筋肉の $g=0.965$ よりやや小さく、かつ、硬組織の g の取りうる値の範囲から 0.8 と 0.85 と仮定した。次に μ_s の取りうる値を検討する。前述のように、 μ_s の実験値は硬組織の中でも約 4 倍の開きがあるため、式(3)より、 μ_s は最大と最小で 16 倍の値を取りうることをわかる。また、4 章の式(1)は I が小さい場合は散乱回数が多くなり、より散乱されることを示しているため、強い散乱体における I は、弱い散乱体の I より小さい値を取ることがわかる。そこで、骨の I を筋肉の 1 倍および 0.5 倍と仮定し、骨の μ_a と μ_s を同様に筋肉の 1 倍と 0.5 倍と仮定した。Table 5-2 に今回のシミュレーションで使用する光学特性を示す。次に、これらの光学特性を適用させる指尖内部構造のモデル形状を検討した。

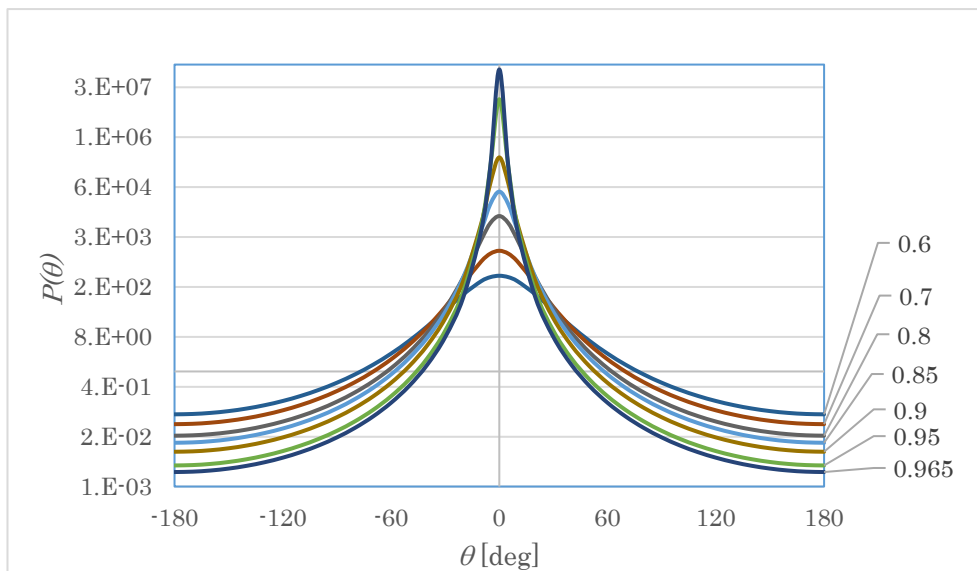


Fig. 5-15. Henyey-Greenstein scattering phase function calculated for typical and measured g values. Typical g values are 0.6–0.9 for hard tissues and 0.8–0.95 for soft tissues. The measured g value of chicken muscle is 0.965 (Table 5-1).

Table 5-2

Optical parameters used in the Monte Carlo simulations the values for muscle were measured and the values for the bone were assumed by the authors

Parameter set	Muscle		Bone	
	l [mm]	g	l [mm]	g
1	0.028975	0.965	0.028975	0.8
2	0.028975	0.965	0.014488	0.8
3	0.028975	0.965	0.028975	0.85
4	0.028975	0.965	0.014488	0.85

5.3.1.2 指尖内部構造のモデル化

4.2.1 項のサブミリ構造のモデル化検討においても述べたように、生体は個体による形状差が大きく、指尖も例外ではない。例えば日本人の第 2 手指遠位関節の厚さの統計データも、9.9mm–15mm とばらつきが大きい⁶³。また、解剖学的にも指尖内部の骨の位置関係や寸法示した標準モデルはまだ無い。そこで、Fig. 5-13 で示した解剖学アトラスからの模式図を参考にして、寸法や配置を模擬したモデルを作った。Fig. 5-16 に示す。このモデルは傾斜を持った同心円筒で構成されており、外側の円筒は筋肉、内側の円筒は末節骨を表している。円筒は指尖端側が細く、遠位指節間関節側を太くした。このシミュレーションでは、

組織での散乱透過光の分布を求めたいため、結像光学系を用いずに、指のシミュレーションモデルの直下にディテクターを設置した。ディテクターのサイズは指の長手方向と同じとした。また、光源照射位置は、照射位置依存性の確認実験から、最もシェーディングが小さく画像全体が明るくなった照射位置と飽和が見られた位置の2種類とした。Fig. 5-16の位置(a)と(b)はそれぞれ Fig. 5-8の位置(a)と(b)に対応しており、それぞれ後爪郭近傍への照射を、位置(b)は爪甲中央近傍への照射を模擬している。また、光源は、前回の実験のセットアップを参考に、 $\phi 6$ の平行光を用いた。本シミュレーションの目的は実験系の厳密な再現ではないため、単純のために平行光とした。このモデルを用いたシミュレーション結果を5.3.3に示す。

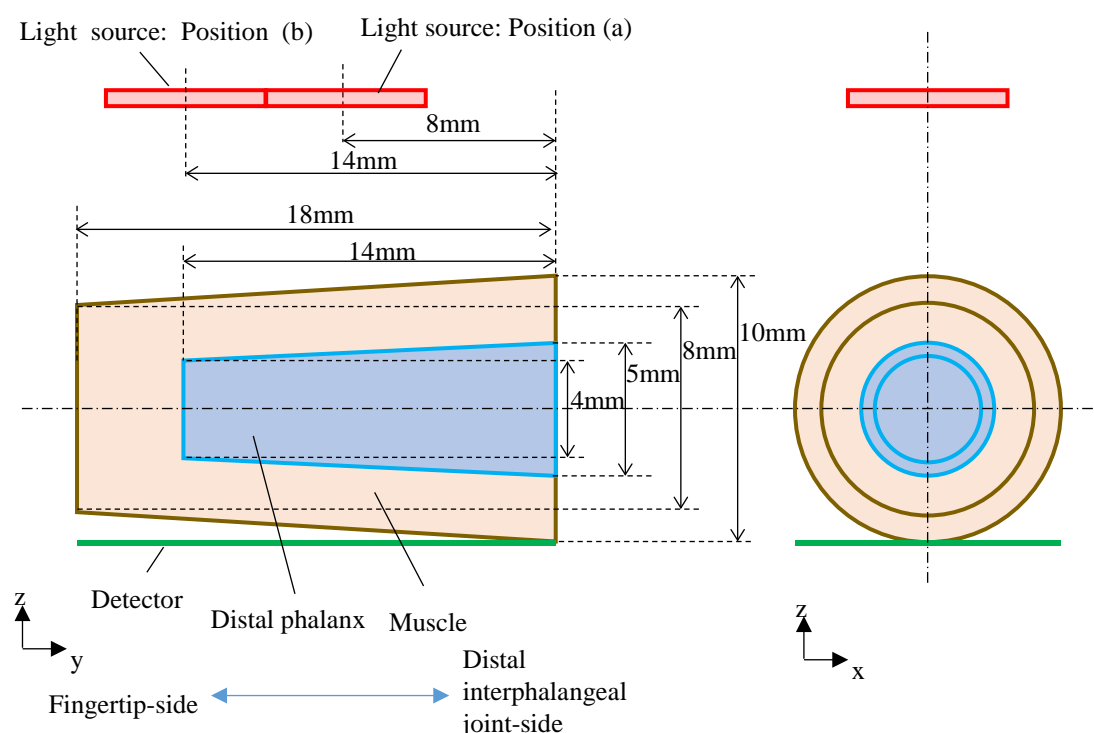


Fig. 5-16. Simulation model based on an anatomy reference illustrated in Fig. 5-13. This model consisted of simple, concentric, tapered cylinders, with the outer cylinder representing muscle, and the inner cylinder representing the bone. The cylinders were thinner towards the fingertip and thicker towards the base. A detector was placed under the finger so that the light intensity distribution directly under the finger simulation could be detected without an imaging system. The detector size was set to be the same as the length of the finger. Also, the light source position was set to be two locations on the nail side of the finger. Position (a) represents Fig. 5-8(a), and position (b) represents Fig. 5-8(b). The parallel light with 6 mm diameter as the light source as same as the experiment in 5.2.1

5.3.2 シミュレーション結果

5.3.1 項のモデルを用いたモンテカルロシミュレーションの結果を Fig. 5-17 に示す。図中のパラメーターセット 1~4 は Table 5-2 に示した 4 種類の光学特性であり、位置(a)と(b)は、光源位置を Fig. 5-16 の位置(a)と位置(b)に対応させた結果を示している。発生させた光線本数は 1×10^7 本であった。シミュレーションではディテクターに到達した光線本数を検出したが、5.2 節の実験結果と比較するため、到達光線数が最大となったピクセルを輝度値 255 とした規格化を行い、8-bit グレイスケール画像に変換して表示した。シミュレーションモデルのディテクターに到達した光は、画像上の白い点で表現した。

Fig. 5-17 位置(a)と位置(b)の画像のシェーディングを比較すると、全てのパラメーターセットにおいて、後爪郭近傍への照射を模擬した位置(a)の画像ではシェーディングが小さく、爪甲中央近傍への照射を模擬した位置(b)ではシェーディングが大きかった。また、パラメーターセット 2 の画像が、位置 (a)と(b)の画像輝度の差が最も大きかった。Fig. 5-18 にパラメーターセット(2)を適用したモデルにおける散乱透過光の軌跡を示した。表示した光線本数は 10 本である。Fig. 5-18 の位置(a)の骨を通った光線は、位置(b)の筋肉を通った光線より、光路長が短く、様々な方向に散乱していることがわかる。これらの実験結果は想定通りであり、位置(a)の画像の方が位置(b)よりシェーディングが小さく、筋肉と骨の散乱強度の差が最も大きいパラメーターセット 2 の結果が位置(a)と(b)の輝度差が最大となった。シミュレーション結果は仮説を裏付けているが、さらに実験結果との比較評価を行った。

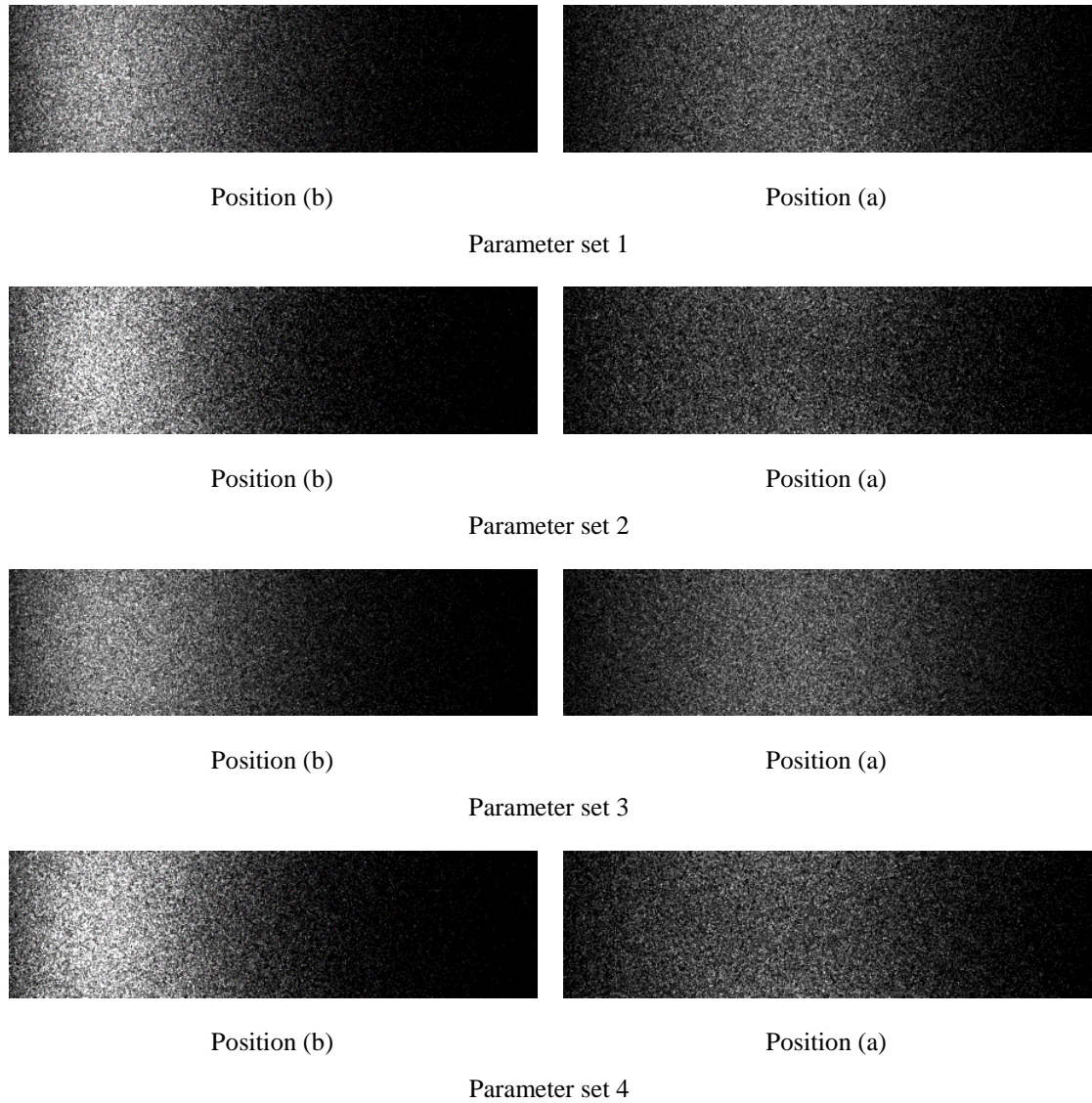


Fig. 5-17. Simulation results with parameter sets 1–4 listed in Table 5-2.⁶⁴ Positions of (a) and (b) represent the irradiation positions shown in Fig. 5-16(a) and (b). These results were converted from the number of rays that reached the detector to 8-bit grayscale images. The number of rays generated each simulation was 10 million. Each pixel was quantized into 8-bit data, the brightness was represented with the maximum value 255 and the light detected in the simulation model are represented by white dots in In the simulation results with parameter set 2, the smallest value of l and g of the bone, in Table 5-2, the largest difference between the brightness of position (a) and position (b) appeared.

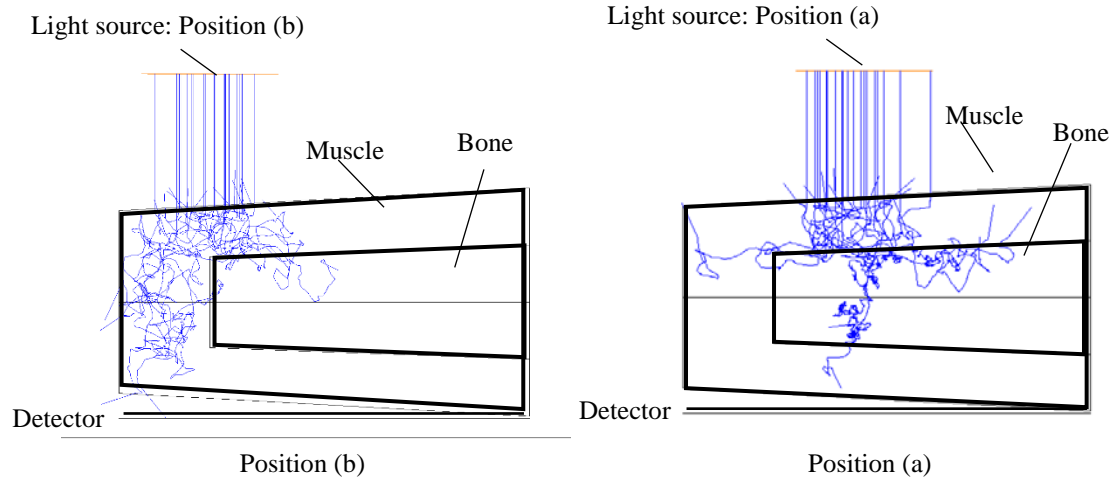


Fig. 5-18. Light trajectories simulated with parameter set 2 in Table 5-2. The number of rays was ten. The light trajectories illustrated the optical path length and scattered angle in each path. In position (a), trajectories appeared shorter and more complex, in other words, smaller optical path length and larger scattered angles, than in position (b). It was speculated that these differences of trajectories between position (a) and (b) were depending on the differences in the values of l and g between (a) and (b).

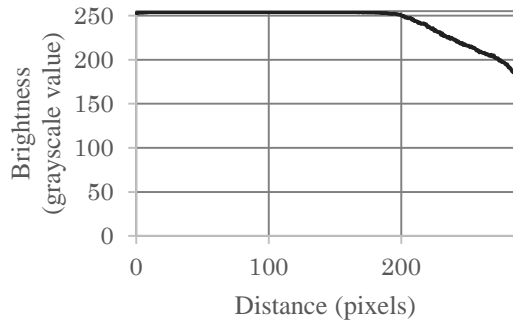
5.3.3 シミュレーション結果の評価

シミュレーションで得られた画像は、Fig. 5-13 で推定した指尖内部構造が、指紋画像の輝度分布の由来となっていることを示しているが、5 章ではこの結果を補強するために、結果に対するシミュレーションの再現性の評価を行った。実験結果で確認できた位置(a)と(b)の画像の特徴として以下の 2 点に着目した。

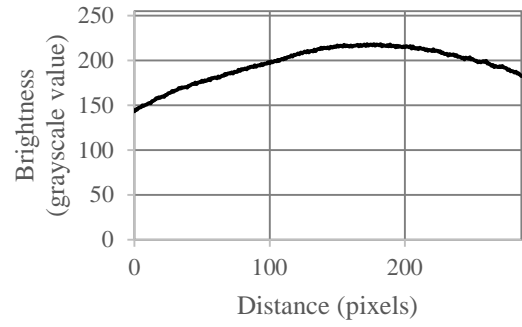
- 同一光量の光を位置(b)に照射すると、画像に飽和部分が現れ、(a)には現れない
- 同一光量の光を位置(b)に照射すると、画像のシェーディングは(a)よりも大きくなる

この 2 点に対して、Fig. 5-17 で示したシミュレーション結果と 5.2.2 節の照射位置依存性の確認実験で得られた Fig. 5-9 の画像との比較検証を行った。比較検証はシェーディングと輝度を定量的に評価するために、水平方向プロファイルを用いて行った。

Fig. 5-19 に実験結果とシミュレーション結果のプロファイルを示す。実験結果のプロファイルは、Fig. 5-9(b)の黄色矢印に沿って求めた。ノイズの影響を減らすために、実験結果は垂直方向 10 ピクセルの平均値を用い、シミュレーション結果は垂直方向の全ピクセルの平均値を用いた。また、シミュレーション結果の縦軸はディテクターで検出された光線本数で示した。Fig. 5-19 からは、位置(b)のプロファイルのピーク値が、位置(a)のプロファイルより明らかに高く、また、位置(b)の画像が明らかに明るいことがわかる。以下、これらのプロファイルを用いて 2 点の特徴に関する評価を行った。

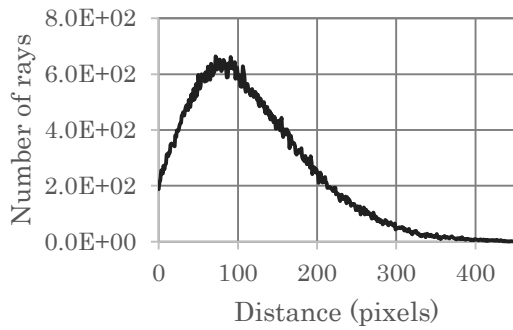


Position (b)

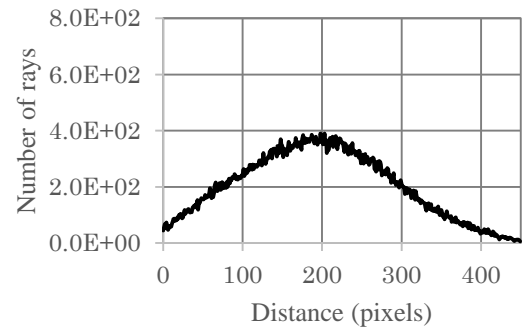


Position (a)

Experimental results

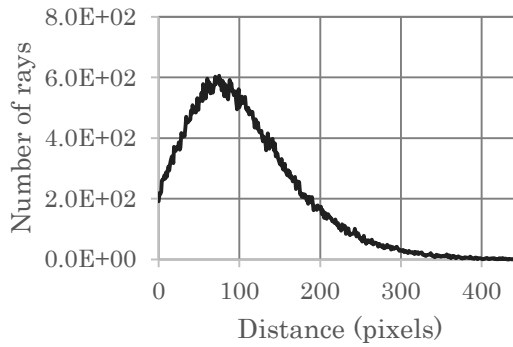


Position (b)

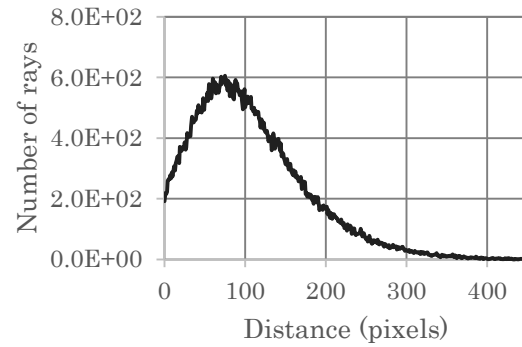


Position (a)

Parameter set 1



Position (b)



Position (a)

Parameter set 2

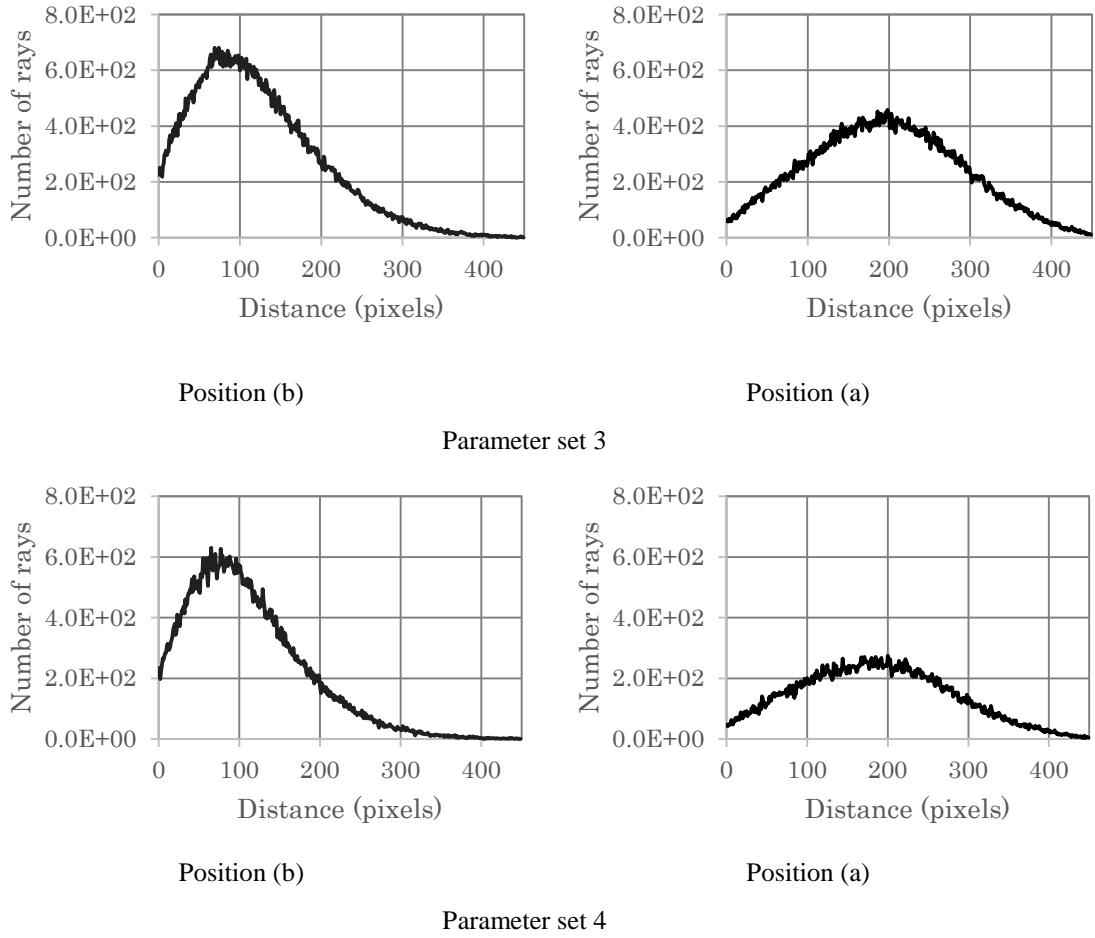
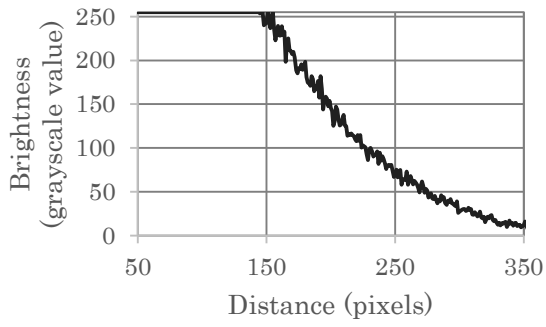


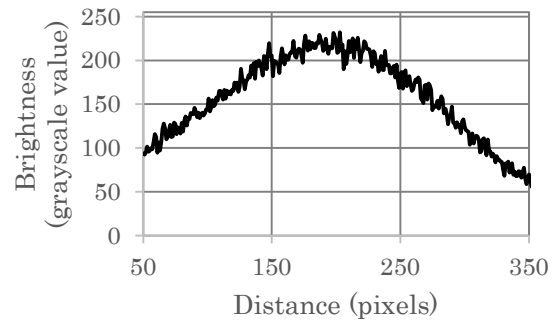
Fig. 5-19. Brightness profiles of experimental output images and simulation results with parameter set 1–4 listed in Table 5-2. The positions (a) and (b) represent the irradiation positions shown in Fig. 5-8 (a) and (b). The profiles of the experimental results were calculated from Fig. 5-9 (a) and (b), and the simulation results were calculated from Fig. 5-17. All peak brightness of (b) of simulation results were brighter than (a) and slopes of (b) were steeper than (a). These points corresponded to the differences of Fig. 5-13 (a) and (b). Besides, the profiles of parameter set 2 represented the largest difference between the brightness of position (a) and position (b).

5.3.3.1 輝度飽和に関する評価

シミュレーションではディテクターに入った光線本数を上限無く計測できるが、実際の実験では、Fig. 5-9 に示すようにイメージャーのダイナミックレンジを超える光子が入ると画像に飽和が発生する。そこで、シミュレーション結果と実験結果の輝度分布が比較できるようにシミュレーション結果のプロファイルにも上限を設け、Fig. 5-19 のプロファイルの再計算を行った。実験では、位置(a)の画像が飽和しない範囲で最大限明るくなるように光源光量を設定し、他の位置でもその値を用いて画像を取得したため、シミュレーションにもその考えを適用した。パラメーターセットごとに、位置(a)のプロファイルのピーク値を 8bit グレイスケースの最大輝度値 255 に規格化するように係数を求め、(b)も同じ係数を用いてグレイスケールの輝度値に換算した。規格化に使用した係数は、パラメーターセット 1~4 において、それぞれ 4.29×10^2 、 2.62×10^2 、 5.04×10^2 、 3.03×10^2 であった。また、シミュレーションではディテクターの水平方向長さは 18mm としたが、実験での水平方向長さ 12mm であったので、同じ位置のプロファイルを比較できるように、シミュレーション結果のプロファイルの 50 ピクセルから 350 ピクセルまでを切り出した。このようにして求めたプロファイルを Fig. 5-20 に示す。Fig. 5-28 では、全てのパラメーターセットのプロファイル(b)において、実験結果と同様に飽和部分が現れていることがわかる。以上の検証から、照明位置依存性確認実験の実験で見られた、同一光量の光を位置(b)に照射すると画像に飽和部分が現れ(a)には現れないという特徴をシミュレーションで再現できていることがわかった。

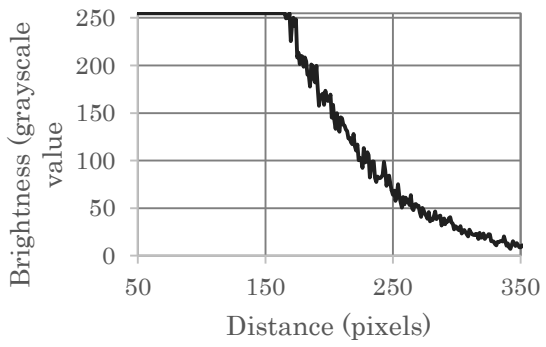


Position (b)

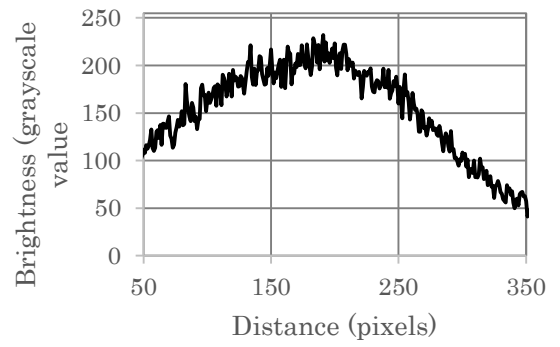


Position (a)

Parameter set 1

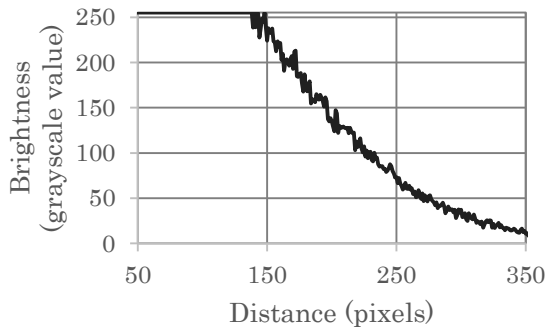


Position (b)

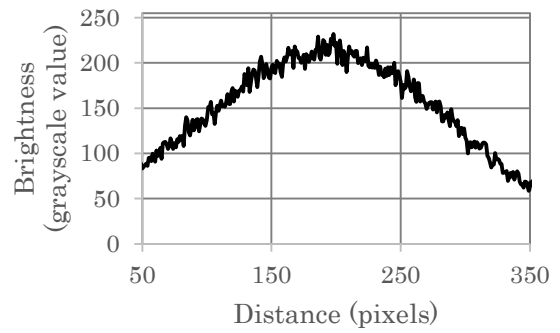


Position (a)

Parameter set 2



Position (b)



Position (a)

Parameter set 3

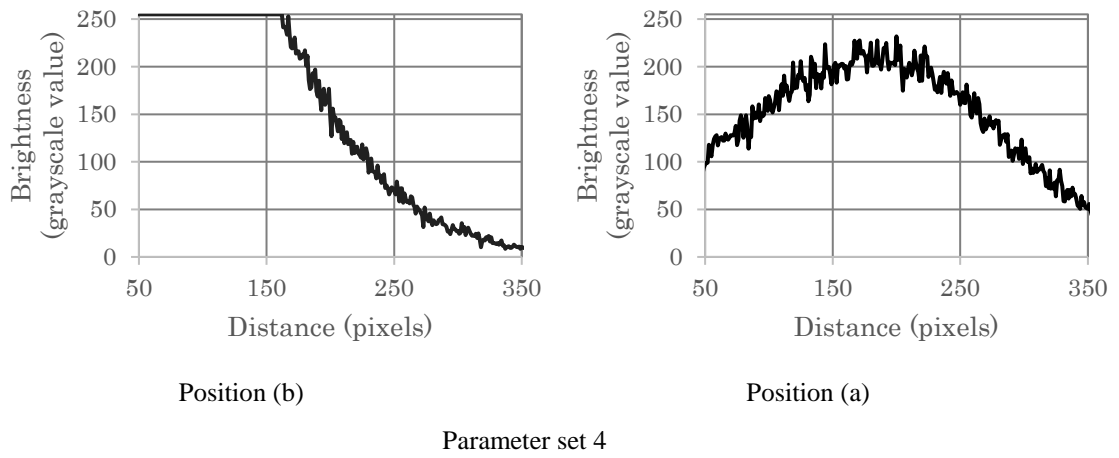


Fig. 5-20. The profiles of simulation results obtained using parameter set 1–4 listed in Table 5-2. The positions (a) and (b) represented the irradiation positions shown in Fig. 5-8 (a) and (b), respectively. The profiles were calculated from Fig. 5-19 and normalized using the normalization factors 4.29×10^2 , 2.62×10^2 , 5.04×10^2 , 3.03×10^2 for parameter set 1, 2, 3, and 4, respectively. These were saturation areas in profiles (b) same as the experimental results in Fig. 5-19(b). These simulation results represented that the simulation model reproduced the experimental results in terms of saturation

5.3.3.2 シェーディングに関する評価

シェーディングの大きさを比較するために、5.2 項の実験の考察と同様に Fig. 5-20 のプロファイルの傾きを算出し、照射位置 (b) のプロファイルの傾きに対する (a) の比を求めた。位置 (b) の画像は位置 (a) の画像よりシェーディングが大きいいため、比は必ず 1 未満になる。そこで、Fig. 5-19 の実験結果と Fig. 5-20 のシミュレーション結果のプロファイルの傾きおよび比を算出した。プロファイルの傾きは、1 次近似の傾きとした。双方のプロファイルに飽和が見られるため、実験結果の算出範囲はプロファイル (b) 飽和の無い 150 ピクセルから 50 ピクセル間、シミュレーション結果は飽和が終わった直後から 50 ピクセル間とした。算出した 1 次近似式の傾きと (a) と (b) の傾きの比を Table 5-3 に示す。単調減少の領域のため、傾きは全て負の値になっている。

Table 5-3

Slopes of the profiles in Fig. 5-20. The values of all slopes were negative because of monotonic decrease of profiles. The ratio of the slope of (a) to the slope of (b) was less than 1 both experimental results and simulation results. The values of ratio of simulation results were close to the experimental results. Furthermore, parameter set 2 was closest to the experimental results. Optical properties of parameter set 2 assumed to represent the real experimental properties better than other three parameter sets.

Calculation source		Slope of first-order approximation		Ratio of the slope of (a) to the slope of (b)
		(a)	(b)	
Experimental result (Fig. 5-19)		-0.298	-0.720	0.41
Simulation result (Fig. 5-20)	Parameter set 1	-0.675	-1.391	0.49
	Parameter set 2	-0.750	-1.718	0.44
	Parameter set 3	-0.616	-1.309	0.47
	Parameter set 4	-0.738	-1.608	0.46

Table 5-3 から、シミュレーション結果の (a) と (b) の傾きの比は全て 1 未満であり、さらに実験結果の比とシミュレーション結果の比がかなり近い値を取っていることもわかる。従って、シミュレーションは、同一光量の光を位置 (b) に照射すると、画像のシェーディングは (a) よりも大きくなるという特徴をよく再現していることがわかる。また、シミュレーション結果の中で、パラメーターセット 2 の比が最も実験結果に近い値を取っているため、これらのパラメーターセット 2 が最も実験をよく再現していると言える。

以上の評価より、シミュレーション結果は、実験結果から得られた画像輝度の照射位置依存性の特徴をよく再現していることがわかった。従って、5.3 節の組織散乱透過光解析から立てた仮説—透過光画像の輝度分布は、指尖内部の硬組織と軟組織からなる構造に依存し、輝度飽和は光散乱が弱い軟組織の透過光によって引き起こされ、光散乱が強い硬組織の透

過光では発生しないーを確認できた。

5.4 考察

5.4.1 爪による散乱透過光の考察

指尖内部構造のモデル化にあたり、骨と筋肉のみを考慮したが、指尖内部構造と光源照射位置との関係を示した Fig. 5-4 によると、上記以外に位置(a)と(b)で異なる構造として爪が存在する。爪の光学特性は、Mashita (2004) によると、 $\lambda=800\text{nm}$ において $\mu_s = 2.5 \text{ mm}^{-1}$ 、 $\mu_a = \text{mm}^{-1}$ 、 $g = 0.85$ である⁶⁵。したがって、式(1)より平均自由行程は $l = 0.4$ であることがわかる。また、Johnson (1994) によると、爪の厚さは $0.1\text{mm} \sim 1\text{mm}$ 程度であることから⁶⁶、爪での散乱回数はせいぜい $1 \sim 2$ 回と推定できる。さらに、式(2)および Fig. 5-15 で示した散乱確率と散乱角度の関係より、 $g = 0.85$ では約 90%が $\pm 5^\circ$ 以内に散乱していることがわかる。5.2.2 節の光源角度に対する依存性実験より、指への入射角度が $\theta = 45^\circ$ であってもシェーディングは影響を受けないことがわかっている。爪における散乱は、指尖透過時の散乱回数よりはるかに小さい $1 \sim 2$ 回であり、散乱角度も 5° 以内と小さいため、爪による散乱は無視してもよいほど小さいと言える。従って、爪を省略したモデルでも問題は無い。

5.4.2 血管によるシェーディング

5.2 節の実験結果の指紋画像では、シェーディングが最も小さい位置(a)の画像にも、輝度が低い部分が見られるが、血管による輝度低下と考えている。赤から近赤外の波長の光は血管中のヘモグロビンによってよく吸収されるためである。血管による低輝度部分は光源位置を移動させても同じ位置に発生するため、光源照射位置によって発生する輝度分布とは明らかに区別可能である。Fig. 5-21 に血管の例を示す。この指紋画像の被験者は、5.2.1 節の実験の被験者でもあるが、指位置を移動させた画像にも、同じ箇所に血管が現れていた。

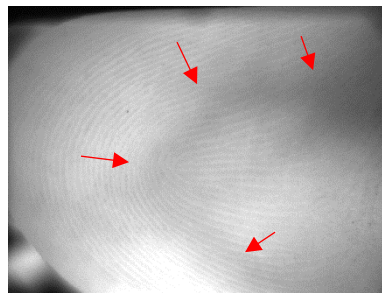


Fig. 5-21. Vessels pattern represented by dark curved lines are superimposed on fingerprint pattern.

5.5 小括

5 章では、開発した指紋センサシステムを実用化するための検討を行った。3 章で決定した光源と撮像系の配置条件だけでは、指紋画像に輝度飽和や極端な低輝度部分が発生し、照合性能が低下する恐れがあるため、実用化に向けて、安定した照合性能を得るための光源と撮像系の配置条件の検討が必要であった。そこで、シェーディングが小さく、輝度飽和が無い範囲で全体が明るい画像を得るための光源と撮像系の配置条件に対する実験的検討を行った。画像輝度の撮像系および光源配置に対する依存性を検証したところ、シェーディングが小さく全体が明るい画像が得られる条件は、光源の照射位置のみが寄与し、後爪郭近傍に光を照射すれば良いことがわかった。また、爪甲中央近傍分、指尖側端部に光を照射すると、照射位置の画像が飽和することがわかった。この実験結果を検証するため、指尖内部の末節骨の位置に着目し、モンテカルロシミュレーションによる組織散乱透過光の解析を行った。その結果、シミュレーションにおいても後爪郭近傍に照射するとシェーディングが小さく全体が明るくなり、爪甲中央近傍分に照射するとシェーディングが大きく飽和が発生した。従って、指尖内部の軟組織と末節骨が透過光画像の輝度分布に大きく寄与していることがわかった。

6. 結論

本論文では、生体組織光学に基づいた皮膚と指尖内部組織の散乱透過光解析を行い、従来方式の課題であった指紋表面の影響を受けない画像を得るための新しい方式の指紋センサシステムの開発および実用化に向けた検討を行った。

1 章では指紋照合の歴史と、従来方式センサの課題として、指紋表面状態の影響によって指紋パターンの途切れが発生することについて述べた。

2 章では、指紋部分の表皮内部構造に着目し、OCT を用いて非侵襲で様々な指紋の断層画像を取得・精査を行った。その結果、角層の内部に、指紋の凹凸に対応した光散乱強度分布を持つ構造を発見した。この構造は層方向に堆積する皮膚組織と異なり、水平方向に 1 周期約 0.5mm で光散乱強度が変化する微細な構造を持つため、サブミリ構造と名付けた。サブミリ構造は、従来の指紋センサで検出困難なシワや凹凸の少ない指紋と通常の指紋の全てに共通して存在することが確認できた。つまり、皮膚の内部に、指紋表面状態の影響を受けない”指紋”が存在することを発見した。

3 章では、サブミリ構造を読み出すための新しい指紋センサシステムのハードウェアを開発した。指尖の背面に光を照射する赤色光源と、指尖組織内部を透過した散乱光を検出する撮像素子で構成されており、指紋表面の影響を受けずに、サブミリ構造の光散乱強度分布に応じた指紋パターンを検出できた。従来方式のセンサで検出困難であったシワや濡れた指紋などでも途切れのない指紋パターンが得られることを実験的に確認した。

4 章では、開発した指紋センサシステムの原理検証のため、生体組織光学に基づきサブミリ構造の散乱透過光を解析するシミュレーションを行った。サブミリ構造は従来の生体組織光学で用いられた皮膚の層構造モデルでは再現できないため、新たに光散乱強度分布の異なる小構造が交互に並んだモデルを構築した。また、微小なサブミリ構造の光学特性は直接計測が困難なため、様々な研究結果を精査し、表皮の計算値から平均自由行程 l および異方性因子 g を仮定した。シミュレーションの結果、開発した指紋センサ画像と同様の明暗パターンが得られ、このセンサが光透過率分布を持つサブミリ構造を読み出していることを証明した。

5 章では、開発した指紋センサシステムの実用化に向けて、光源と撮像系の配置条件の検討を行った。照合性能の安定にはシェーディングが小さく明るい画像の取得が必要であり、実験的検証の結果、後爪郭近傍に光を照射するように光源を配置すれば良いことが分かった。この結果を検証するため、組織散乱透過光の解析による指尖内部構造の推定を行った。後爪郭近傍に光を照射すると透過光画像はシェーディングが小さく、爪甲中央近傍に照射すると飽和が見られるため、透過光画像の輝度分布は、指尖内部の硬組織と軟組織からなる構造に依存するという仮説を立てた。この仮説を確認するため、生体組織光学に基づき、指尖内部構造を末節骨と筋肉で構成されたシミュレーションモデルを構築し、モンテカルロシミュレーションを実施した。その結果、実験結果を良く再現し、輝度飽和は光散乱が弱い軟組織の透過光によって引き起こされ、光散乱が強い硬組織の透過光では発生しないこと

が確認できた。

以上の結果により、本研究によって指紋画像の質を向上させることが可能になり、指紋照合の性能をより安定させ、より多くの人々、より様々な場所での指紋照合の適用に貢献できた。

指紋照合に対する今後の展開としては、現在、指紋や顔などの生体認証がますます一般的になってきているが、カメラに映った顔画像でなりすまし照合されてしまうという事例も報告されており、表面に現れた生体情報はなりすまし対策の必要がある。本研究では、表面ではなく、生体組織の散乱透過光を検出しているため、サブミリ構造以外の組織との散乱や吸収特性も反映している可能性がある。これらの情報を分離し、照合に活用することで、なりすまし対策に適用できる可能性がある。また、生体組織光学に基づく検討も、様々な発展が考えられる。今回新たに発見した構造にサブミリ構造と名付けたが、生体組織光学と **Cell Optics** の間に位置するような構造である。生体には指紋部分以外にもこのような構造が見られる可能性があり、一般的なモデル化を検討することで、様々な生体組織の光散乱解析に発展させられる可能性がある。また、サブミリ構造自体も、興味深い構造である。**OCT** で確認できるが、解剖学的にはその位置には特別な構造が存在しない。原因として、電子顕微鏡画像のための染色では確認できないが、光散乱強度特性が異なる構造である可能性や、**OCT** の実効光路長と光路長の差異による深さ方向検出位置ずれの可能性などが考えられる。さらに、サブミリ構造の存在これらの課題を明らかにすることで、皮膚組織の新たな検証に貢献できる可能性もある。また、今回開発した指紋センサより、可視光でも数 **cm** 程度の厚さであれば生体組織を透過し、生体内の光散乱特性を反映した画像を取得できることがわかった。本研究で得られた画像は、サブミリ構造由来の指紋パターンと、末端骨由来のシェーディングが重畳された輝度分布になっており、透過光画像に生体内の様々な構造での特性が重畳されている可能性が示された。これらの重畳された情報は、指紋照合に対する貢献以外にも、非侵襲での診断・治療に貢献できる可能性がある。このように、本研究は、今後様々な展開が考えられる。

補遺

A) 従来方式の指紋センサ

(a) 全反射方式

全反射方式は光を用いた代表的な方式で、その名の通り指紋に照射した光を全反射させることを特徴としている。一般的に、プリズム、撮像素子、光源で構成されており、全反射を起こさせるためにこれらの配置が決められている。Fig. A. 1 に構成を示す。プリズムは指を接触させるセンサの表面と光を全反射させる光学素子の役目の両方を担っている。光源は、指を置いたプリズム面に照射した光が全反射を起こす位置に配置され、撮像素子は、プリズム面で全反射された光が入射する位置に配置される。図中の θ はプリズムと指の接触面に入射した角度を示しており、 θ は臨界角より大きくなる。光源から照射された光はプリズムの表面に到達し、プリズムと指紋の凸部が接している箇所では、一部の光がプリズムを透過して指に照射され、残りの光は界面で全反射を起こして撮像素子に到達する。プリズムと指紋の凹部が接している箇所では、全ての光が全反射され、撮像素子に到達する。その結果、指紋の凹部が明るく、凸部がやや暗い画像として検出される。

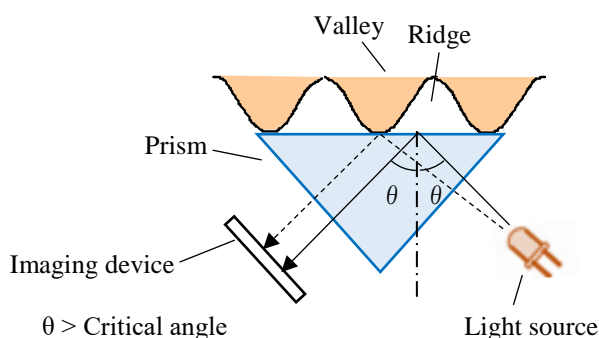


Fig. A. 1. Principle of total internal reflection method. This method needs a prism, imager and light source. A finger is put on the surface of the prism and light irradiated to the finger surface, then light irradiated to a valley of a fingerprint are total reflected and detected by the imager. However a part of the light irradiated to a ridge of a fingerprint goes through into the finger, the other light is total reflected and detected by the imager. Thus, a fingerprint image obtained this method is represented that ridges are dark and valleys are bright.

(b) 指内散乱光直接読取方式^{67,68}

本方式のセンサも光学式の一例であり、撮像素子とそれを覆う特殊な透明保護板、光源から構成される。Fig. A. 2 に構成を示す。光源は透明保護板の上に設置され、指へ光を直接照射する。指に照射された光は、指の内部を伝播し、指紋部分を透過して指の外に出る。指紋の凸部はセンサ面に接しているため、指紋を透過した光は、空気を通らずに直接撮像素子へ入射される。一方、指紋の凹部を透過した光は、透明保護板と指紋の凹部の間にできた空気で散乱されるため、撮像素子への入射光量は指紋凸部を透過した光より少なくなる。その結果、指紋の凸部が明るく、凹部が暗い指紋画像が得られる。本方式は指の中を光が透過しているが、結局は指紋部分のセンサ面への接触・非接触を検出している。なお、凸部からの光を効率よく撮像素子へ到達させるため、透明保護板は人の屈折率に近いものが用いられる。

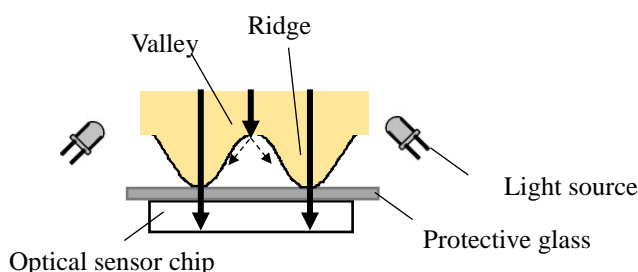


Fig. A. 2. Principle of in-finger light dispersion method. This method needs a peculiar plate, imager and a light source. A finger is put on the surface of the plate and light irradiated to the finger surface, light irradiated to the finger goes thorough the fingerprint and detected the imager. Light through a ridge of fingerprint goes to the plate directory, however light through a valley of a fingerprint diffused in the air between the plate and the valley. Thus, a fingerprint image obtained this method is represented that ridges are bright and valleys are dark. Hence this method detect contact or un-contact to the sensor.

(c) 複数波長光源方式^{69,70}

原理図を Fig. A. 3 に示す。この方式も光学式の一例で、指内部に光を入射させ、再び外へ出てきた光を撮像素子で検出することで指紋情報を読み出している。この手法は光源に特徴があり、一つは可視から近赤外の間のそれぞれ波長が違う複数の光源から光を照射していること、もう一つは光源からの光を偏光させていることである。生体内の組織は波長に依存した透過特性を持っているため、光が生体へ浸入できる深さは波長ごとに異なる。従って、生体内部から反射されてきた光は、それぞれの波長に応じた到達深度での生体情報を反映している。この方式では、複数の波長の光を用いるため、複数の深度からの反射光が得られる。指内部から出てきたそれらの光を撮像素子で検出し、重畳することで指紋パターンの読み出しや、偽造された指と生体の指との識別を行っている。また、指へ入射した偏光光は、指から反射されて外へ出てきた時点で再び偏光されて撮像素子へ入射する。この偏光により指内部を通して外に出てきた散乱光を強調させることができる。複数波長光源方式は、筆者らが提案するセンサと同様に指内部の指紋情報を検出しているが、偏光させた複数波長の光による画像を重ね合わせることが必須であり、そのために、異なる波長の複数の光源と、偏光素子を2つ配置する構成が必要となることから、筆者らが提案するセンサとは全く異なる方式のセンサである。

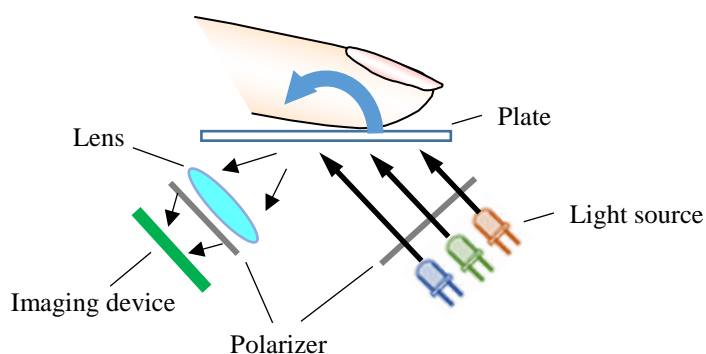


Fig. A. 3. Principle of multispectral method. This method is one of the optical sensing methods. In this method, because of light sources of some different wavelengths, light are reflected from different depths in a finger. These light coming out from the inside of the finger is detected by the imaging device, and the fingerprint pattern is read out by superimposing it. Furthermore, since the light is polarized, it is possible to emphasize the scattered light that came out outside through the finger

(d) 電界式

原理図を Fig. A. 4 に示す。センサの縁には、電磁波を指に注入させる電極が備えられており、センサの内部には、指から出てきた電磁波を検出する電極が備えられている。指に注入された電磁波は、指の真皮よりも深い部分を伝播して指から放射される。この電磁波をセンサ内部に設置された電極で検出する。表面から真皮までの距離が指紋の凸部と凹部で違うために、電界強度に差が出ることを利用して指紋の凹凸パターンを検出している。指内部まで電磁波が到達しているが、検出対象はセンサ接触面から指紋表面までの距離である。

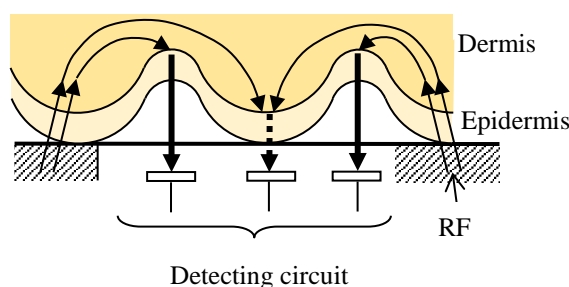


Fig. A. 4. Principle of electric field method. Electrodes for injecting electromagnetic waves into the finger are embedded edges of a sensor and electrodes for detecting electromagnetic waves coming out of the finger are embedded inside the sensor. Electromagnetic waves injected into the finger are emitted from the finger by propagating a deeper part than the dermis of the finger. The electromagnetic wave is detected by the electrode installed inside the sensor. Although electromagnetic waves have reached the inside of the finger, a detection target of this sensor is the distance from the sensor to a valley and ridge of a fingerprint

(e) 感圧式

原理図を Fig. A. 5 に示す。MEMS 技術により半導体に中空加工を施してあるため、指を接触させると指紋の凸部がその中空部分を押し下げる。凸部によって押し下げられた部分では半導体の中空部分の静電容量に変化が生じ、凹部によって押し下げられた部分は変化が無いので、指紋凸部と凹部が検出できる。

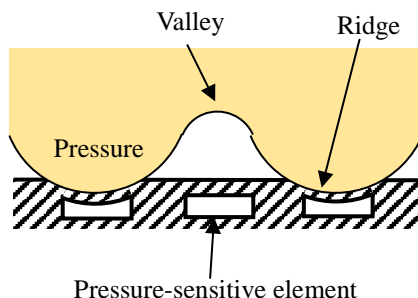


Fig. A. 5. Principle of Pressure Sensitive method. In the portion pushed down by a ridge of a fingerprint, the capacitance of the hollow portion of the semiconductor change and the portion pushed down by a valley of a fingerprint does not change. Therefore a ridge and valley can be detected.

B) 計算式に基づいた光学特性の算出

Bashkatov (2007) の文献に記載された式¹⁴と Verkruyse (1997)¹⁶などの他の文献からの各種パラメーターを引用し^{15,71,72}、 μ_a 、 μ_s 、 g を算出した。この方式は、皮膚のそれぞれの層を、厚さ、屈折率、水分含有量、血液含有量、血液を含まない波長 577nm における μ_s 、血管の平均径のパラメーターで表現し、血液、メラニン、水分、背景組織で吸収、血液による散乱とそれ以外による散乱、血液の異方性因子などから、波長に依存した μ_a 、 μ_s 、 g を算出するものである。Table A. 1 に使用した皮膚のパラメーター、Table A. 2 に $\lambda=0.64\mu\text{m}$ での計算結果を示す。角層のみ水分含有量パラメーター $W_k = 0.1, 0.2$ でのそれぞれの値を計算した。また、 I は式(1)に従って算出した。Table A. 1 によると、角層は水を含まない仮定になっているが、他の研究より角層全体では 20wt%程度であることが示されている^{54,55}。しかし Table A. 2 の角層の計算結果では、 W_k を変えても、 μ_s には差が無いことがわかる。なぜなら、この方式では水分含有量が μ_a の導出のみに寄与しているからである。従って、Table A. 2 に示すように、角層、living epidermis、基底層では μ_s 、 g は変わらず、 μ_a のみが変化している。この方式は、皮膚の角層に対して値を求めることができる点で大変優れているが、サブミリ構造解析において重要な要因と見なしている角層の水分量の反映が望まれる。

Table A. 1

Parameters for skin model for calculations for optical properties^{14,15}

Skin parameters		Stratum corneum	Living epidermis	Basal layer	Reticular dermis & upper vessel
Thickness [μm]		20	100	15	200
B_k [vol/vol]	Volume fraction of blood	0	0	0	0.017
W_k [vol/vol]	Volume fraction of water	0	0.6	0.6	0.75
M_k	1: the melanin containing layers including upper and basal layers, 0 : for other layer	0	1	1	0
R [μm]	Mean vessel diameter[μm]	0	0	0	6

Table A. 2

Optical properties at 640nm calculated from reference Bashkatov (2007)

	Stratum corneum: $W_k = 0$	Stratum corneum: $W_k = 0.2$	Living epidermis	Basal layer	Reticular dermis & upper vessel
μ_a [mm ⁻¹]	0.015	0.012	0.216	3.250	0.004
μ_s [mm ⁻¹]	27.047	27.047	27.047	27.047	11.572
g	0.81	0.81	0.81	0.81	0.82
l [mm]	0.0370	0.0370	0.0367	0.0330	0.0864

C) 光散乱強度分布を持つ層に対する散乱透過光シミュレーション

4 章で、1 種類のシミュレーションモデルと 2 セットの光学特性の組み合わせからなる 2 種類のシミュレーションを実施したが、ここでは他のモデル・光学特性で実施した 3 種類のシミュレーション結果を示す。補遺では、OCT 画像から光透過率分布を持つ部位を抽出し、3 つ以上の微細部位からなるモデルを想定した。想定したモデルは、角層以外の層も含むが、本節ではサブミリ構造と呼ぶ。また、 g は全パターンで共通の値とし、 $g=0.802$ 、 l は強散乱の部位を表皮の平均自由行程とし、他の部位は OCT 画像が表す散乱強度から仮定した。光源は平行光を用いた。4.4.2 項の考察より、サブミリ構造に入射される光は一様散乱に極めて近くなると推測される。そこでシミュレーション光線本数を減らすために、等価となる平行光とした。また、平行光のため、サブミリ構造と光源間の距離はシミュレーションには寄与しない。シミュレーション結果は 4 章と同様に画像で示した。

(a) シミュレーションパターン 1

シミュレーションモデルを Fig. A. 6 に示す。サブミリ構造、光源、ディテクターの奥行方向 (z 方向) はそれぞれ 5mm とした。OCT 画像に黄色線で示すように、サブミリ構造を 3 つの部位から構成した。(i) で示した 2 か所の部位は強散乱を表し、同じ値の I を適用した。また、(ii) は弱散乱を表し、ほとんど散乱が発生しないと仮定した I を適用した。 I を Table A. 3 に示す。発生光線本数は 1×10^6 とした。シミュレーション結果は Fig. A. 7 に示すように、縞模様が見られた。画像中の低輝度部分と高輝度部分の境界線が Fig. 4-3 よりも明瞭に見えているが、これは、弱散乱の平均自由行程 I が非常に小さく、モデルの厚さとほぼ同じのため、散乱せずにほとんど直進した結果と推測している。実験結果で得られる指紋パターンは、ここまで縞模様が明瞭ではないため、実際の指紋ではこのモデルほど散乱強度の差は無いと思われる。

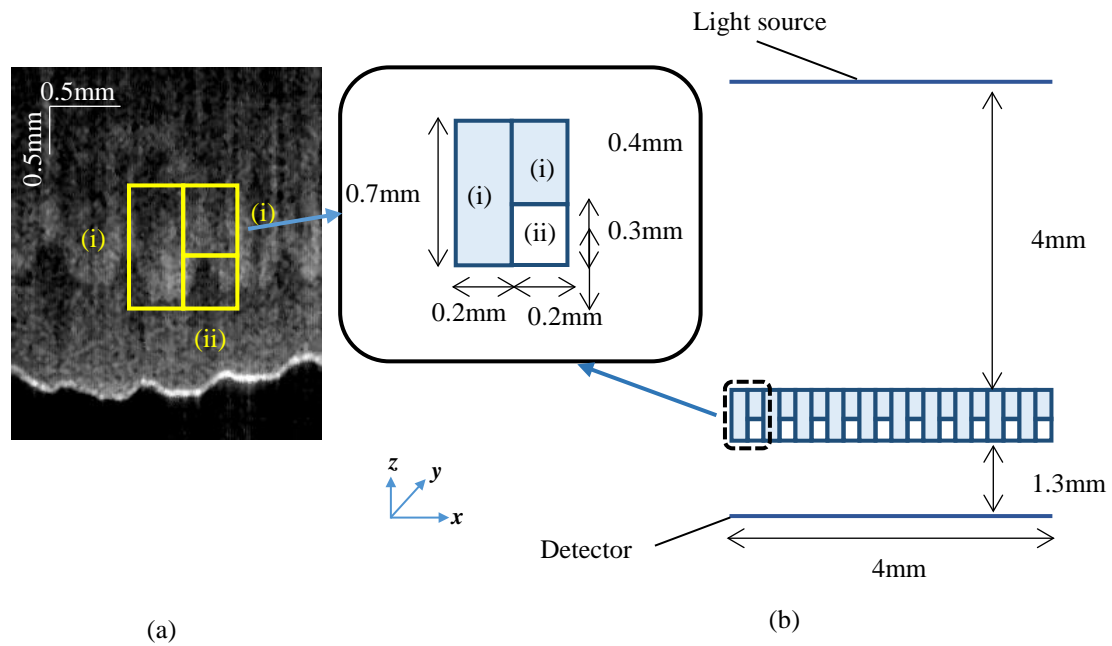


Fig. A. 6. Simulation model of submilli structure assumed from OCT image: (a) OCT image of fingerprint: (b) simulation model. The submilli-structure of this simulation model was defined as a structure with strong and weak scattering units in and around the stratum corneum. This structure consisted of three units described by yellow rectangles on the OCT image of (a). The size of the model and optical properties were determined by the OCT image. The strong scattering areas were illustrated two types of different shape units with the same optical properties and the weak scattering area was illustrated one type of shape and the optical properties in three units were arranged as one set, and ten sets were arranged along the x-axis. In our simulation, the submilli-structure was placed between an opposing light source and detector.

Table A. 3

Optical properties for a model of Fig. A. 6.

	Strong scattering (i)	Weak scattering (ii)
l [mm]	0.0377	0.6667
g	0.805	0.805

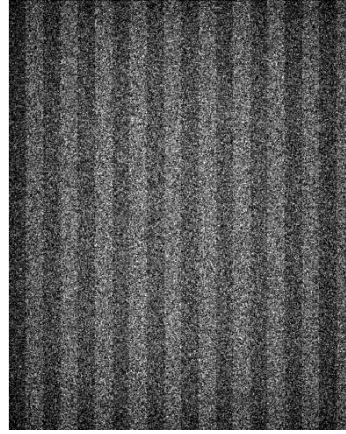


Fig. A. 7. Simulation result with parameters in Table A. 3. Total generated photons were 1×10^6 . The brightness distributions of greyscale images corresponded to the layout of strong scattering and weak scattering of the submilli-structure simulation model in Fig. A. 6. Borders between the bright areas and darks were clearer than the simulation results in Fig. 4-3. Since the value of l of weak scattering areas was approximately same as the value of thickness of the submilli model, it was assumed that the light almost went through weak scattering area.

(b) シミュレーションパターン 2

シミュレーションモデルを Fig. A. 8 に示す。サブミリ構造、光源、ディテクターの奥行方向 (z 方向) はそれぞれ 5mm とした。OCT 画像に黄色線で示すように、サブミリ構造を 3 つの部位から構成した。(i)は強散乱、(ii)はほとんど散乱が発生しないと仮定した弱散乱、(iii)は(ii)より少し平均自由行程が短い弱散乱とした。 I を Table A. 4 に示す。発生光線本数は 5×10^6 とした。シミュレーション結果は Fig. A. 9 に示すように、低輝度画像ながらも縞模様が見られた。低輝度の理由としては、強散乱の部位の幅が弱散乱よりも広いため、全体的に透過光量が減少したためと考えられる。Fig. A. 9 に表れた縞模様は、暗い部分の幅が、明るい部分の幅より狭くなっており、Fig. A. 8 のモデル形状を反映していることがわかる。

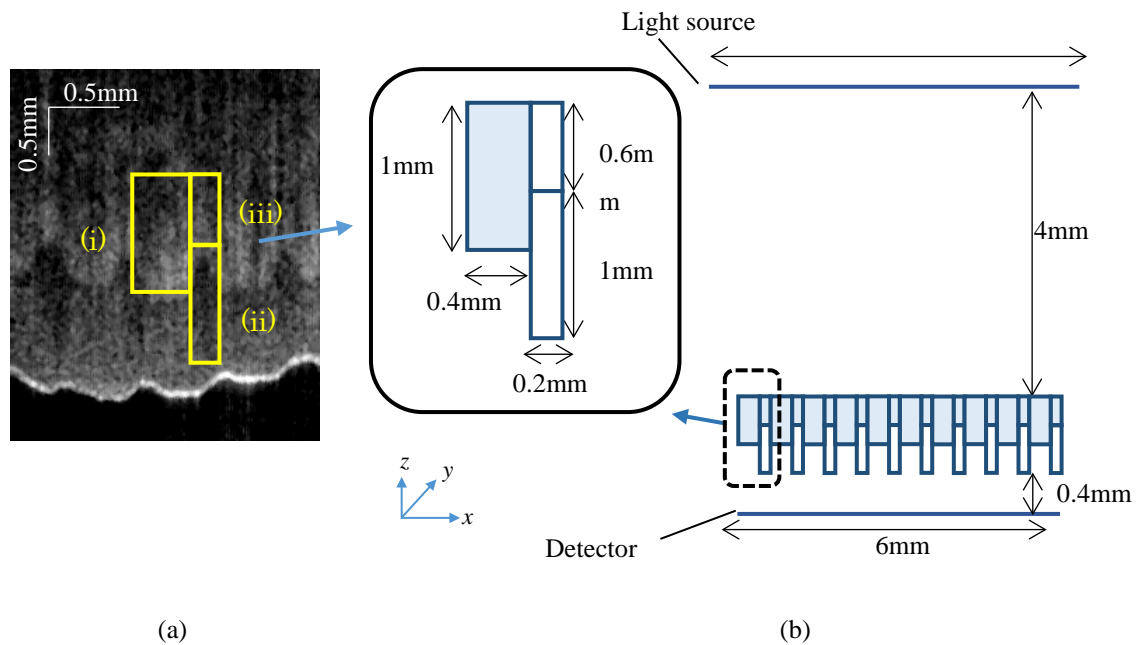


Fig. A. 8. Simlation model of sabmilli structure assumed from OCT image: (a) OCT image of fingerprint: (b) simulation model. The submilli-structure of this simulation model was defined as a structure sith strong and weak scattering units in and around the stratum corneum. This structure consisted of three units described by yellow rectangles on the OCT image of (a). The size of the model and optical properties were determined by the OCT image. One strong scattering areas and two weak scattering area had three different optical properties in Table A. 4. The three units were arranged as one set, and seven ten were arranged along the x-axis. In our simulation, the submilli-structure was placed between an opposing light source and detector.

Table A. 4

Optical properties for a model of Fig. A. 8.

	Strong scattering (i)	Weak scattering (ii)	Weak scattering (iii)
l [mm]	0.0377	0.6667	0.2857
g	0.805	0.805	0.805

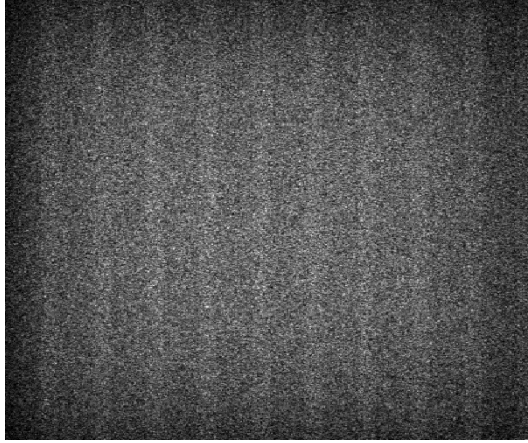


Fig. A. 9. Simulation result with parameters in Table A. 4. Total generated photons were 5×10^6 . The brightness distributions of greyscale images corresponded to the layout of strong scattering and weak scattering of the submilli-structure simulation model in Fig. A. 8 Borders between the bright areas and darks were clearer than the simulation results in Fig. 4-3. Since the value of weak scattering areas was approximately same as the value of thickness of the submilli model, it was assumed that the light almost went through weak scattering area.

(c) シミュレーションパターン 3

シミュレーションモデルを Fig. A. 10 に示す。サブミリ構造、光源、ディテクターの奥行方向（ z 方向）はそれぞれ 5mm とした。このシミュレーションモデルは、Fig. A. 8 のモデルをベースにしたもので、光散乱強度分布を持つ層に加えて角層も仮定した。OCT 画像に黄色線で示すように、サブミリ構造を 3 つ、角層を 2 つの部位から構成した。(i)~(iii) は Table A. 4 と同じ値を使用した。(iv) は角層を模擬し、(i) より少し平均自由行程が短い強散乱とした。 I を Table A. 5 に示す。シミュレーション結果は Fig. A. 11 に示すように、Fig. A. 9 よりも明らかに明るい部分と暗い部分の輪郭がぼやけていることがわかる。これは、光強度分布を持たない強散乱の角層をモデルに追加したため、散乱された結果と推測できる。

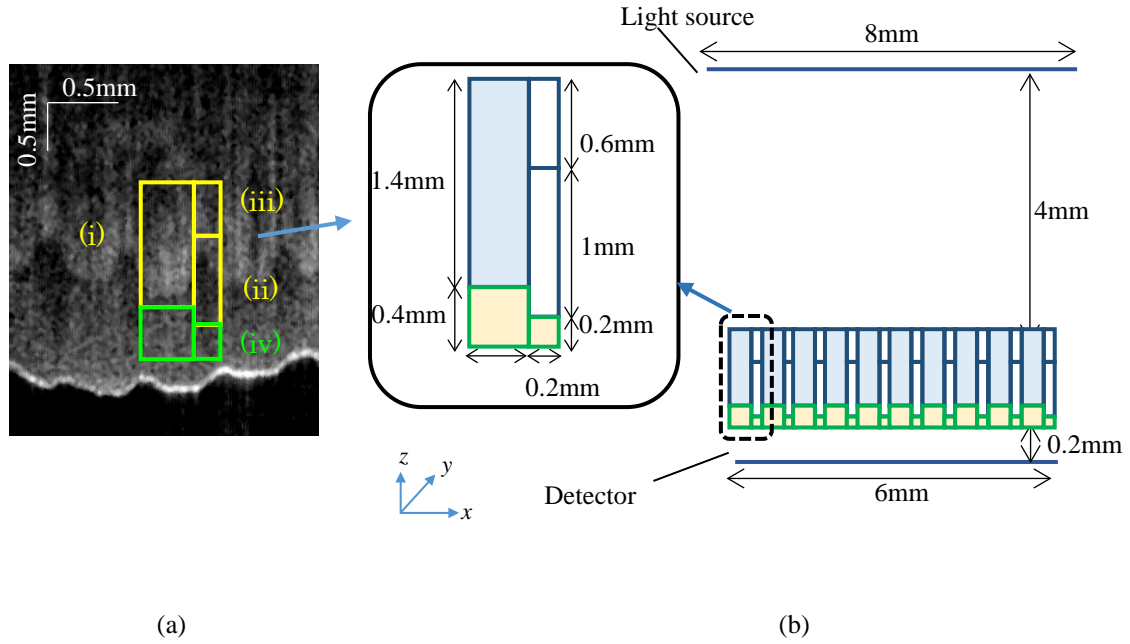


Fig. A. 10. Simulation model of submilli structure assumed from OCT image: (a) OCT image of fingerprint: (b) simulation model. This simulation model was added the stratum corneum to the submilli model in Fig. A. 8. This simulation model consisted of five units described by yellow and red rectangles on the OCT image of (a). The size of the model and optical properties were determined by the OCT image. One strong scattering areas and two weak scattering area had same optical properties in Table A. 4 and optical properties of the stratum corneum in Table A. 5. The five units were arranged as one set, and seven sets were arranged along the x -axis. In our simulation, the submilli-structure was placed between an opposing light source and detector.

Table A. 5

Optical properties for a model of Fig. A. 10

	Strong scattering (i)	Weak scattering (ii)	Weak scattering (iii)	Strong scattering; Stratum corneum, (iii)
l [mm]	0.0377	0.6667	0.2857	0.0488
g	0.805	0.805	0.805	0.805

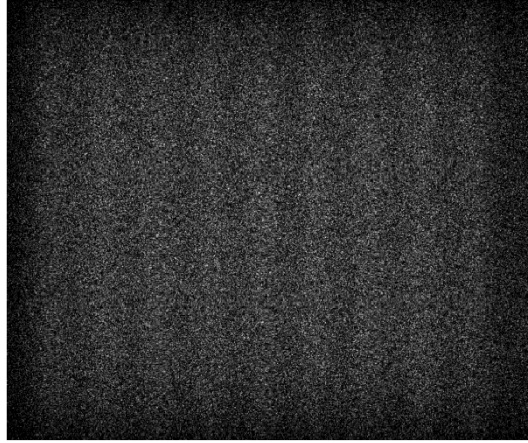


Fig. A. 11. Simulation result with parameters in Table A. 5. Total generated photons were 5×10^6 . The brightness distributions of greyscale images corresponded to the layout of strong scattering and weak scattering of the submilli-structure simulation model in Fig. A. 9 Borders between the bright areas and darks were more ambiguous than the simulation results in Fig. A. 9. Since the stratum corneum as strong scattering units, it was assumed that the light was scattered and diffused.

D) 画像輝度の指位置に対する依存性実験の追加検証

5.2.1 項の実験結果である Fig. 5-6 に関する追加検証について述べる。ここでは画像(a)と(c)の輝度比較および、指の左右方向 ((d)、(e)方向) 移動および前後方向 ((b)、(c)方向) 移動がシェーディングに及ぼす影響に関し、ヒストグラムおよびプロファイルから検証を行った。

まず、画像(a)と(c)の明るさの差を定量的に確認するために、ヒストグラムを求め、Fig. A. 12 に示した。また、ヒストグラムの統計データを Table A. 6 にまとめた。

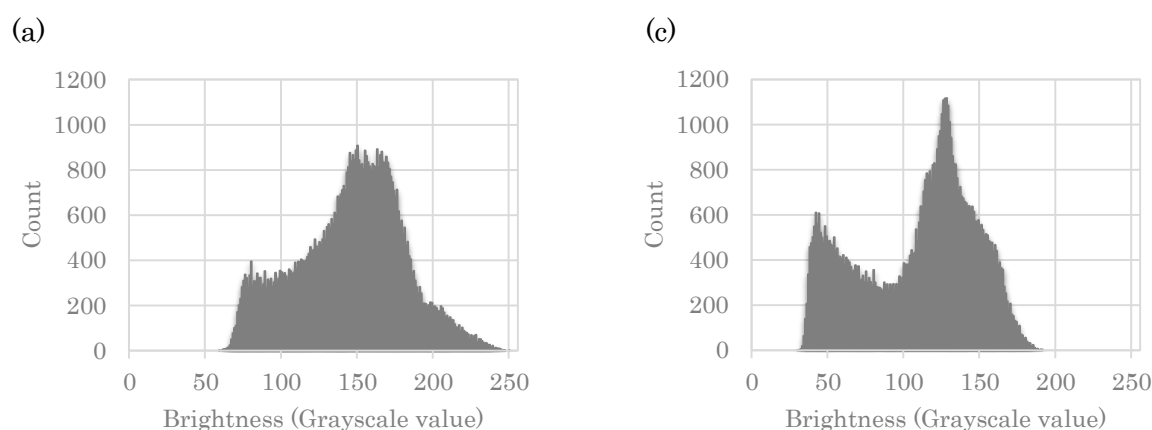


Fig. A. 12. Histograms of images in Fig. 5-6 (a) and (c). Histogram (a) was obviously brighter than (c). Distribution widths of brightness of two histograms were same, approximately. However, one peak appeared in (a) and two peaks appeared in (c), which suggested shading of (a) was smaller than (c). Furthermore, the lower peak of histogram of (c) seemed to originate from the fingertip area of the Fig. 5-6 (c) and might be cause lack of fingerprint pattern.

Table A. 6

Statistical data of histograms in Fig. A. 12. This data represented (a) was brighter than (b)

Calculation source		Statistical data of histograms [Grayscale value]			
		Minimum	Maximum	Mean	mode
histogram (Fig. A. 12)	(a)	59	250	145.2	150
	(c)	30	191	108.9	128

Table A. 6 より、最小値、最大値、平均値、最頻値のすべてが、ヒストグラム(c)よりヒストグラム(a)の方が高く、画像(a)が全体的に画像(b)より明るいことがわかる。また、ヒストグラム(c)の輝度が低い側のピークに着目すると、最大値での輝度値が 43 である。この輝度は Fig. 5-2 の暗い部分のプロファイルよりもさらに低く、このような低輝度の場合、たとえ指紋画像が得られていても、指紋パターンのコントラストがかなり低くなる可能性が高い。さらに、ヒストグラムの幅は(a)と(b)でほぼ同じにもかかわらず、(a)はピークが一つ、(c)はピークが二つあることから、(c)のシェーディングが(a)より大きいことを示している。従って、画像(c)は輝度が飽和していないが、画像に大きなシェーディングが発生し、暗部分では指紋パターンの欠損が発生する可能性があることが分かった。なお、Fig. 5-6(c)の画像から、ヒストグラム(c)の低輝度側のピークは指尖端側の暗い部分に由来すると考えられる。以上より、ヒストグラムからも、位置(a)の光源・撮像系の配置の方が、位置(c)より、シェーディングが小さく、全体が明るい画像が得られること確認できた。

シェーディングについてさらに検証するため、Fig. 5-6 の画像のプロファイルを取得した。プロファイルは Fig. 5-6(a)～(e)の同じ場所から取得した。Fig. 5-6(a)を Fig. A. 13 に再掲し、黄色矢印で示した。指を前後に方向に移動させた Fig. 5-6 の画像(a)～(c)について確認するため、指の移動方向と同じ水平方向のプロファイルをもとめ、Fig. A. 14 に示した。

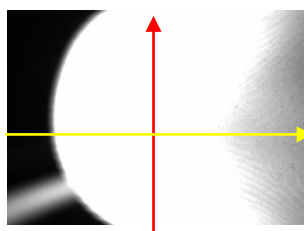


Fig. A. 13. The locations of profiles obtained from Fig. 5-6. The horizontal profiles were obtained along a yellow arrow and the vertical profiles were obtained along red arrow.

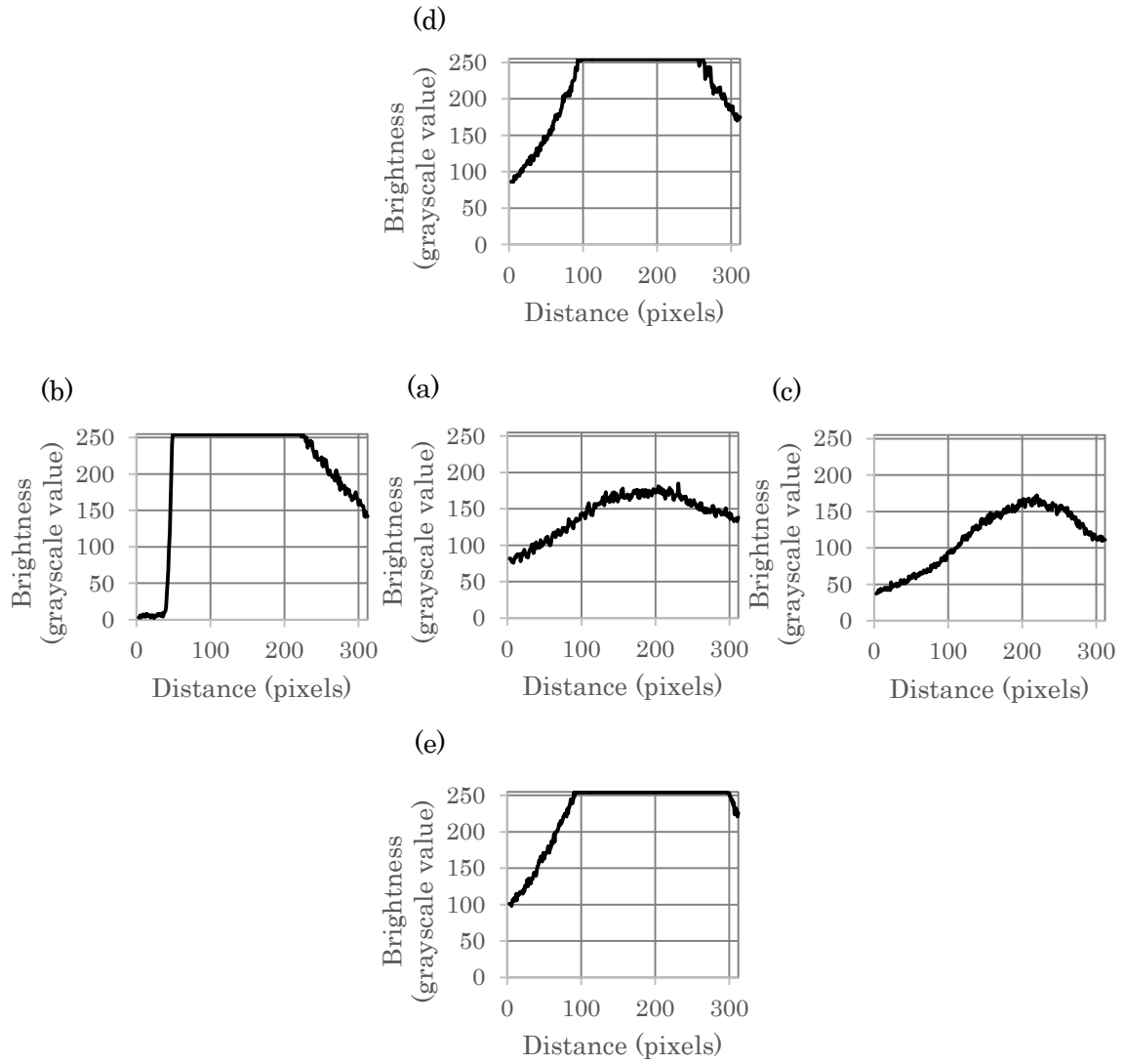


Fig. A. 14. Horizontal profiles of images of Fig. 5-6. Profile of (b) was obtained along yellow arrow on Fig. A. 13, other profiles were calculated along same position. Brightness of (a) tended to be higher than (c). Shapes of profiles without saturation area of (b) and (d) were appeared steeper than (a).

Fig. A. 14 において、(b)の飽和していない領域と、(a)(c)のピーク以降の領域のプロファイルと比較すると、(b)、(c)、(a)の順番で傾きが緩やかになっていることがわかる。すなわち(b)が最もシェーディングが大きく、(a)が最も小さくなっている。これを定量的に確認するために、プロファイルの傾きを求めた。傾きを求める範囲は、(b)は飽和領域以外、(a)(c)はピーク以降の単調減少の範囲とした。プロファイルにはノイズによるばらつきも含まれるため、所定の範囲で1次近似式を求め、その傾きの絶対値をプロファイルの傾きとした。Table A. 7 に結果を示す。Table A. 7 から(b)、(c)、(a)の順番で傾きが小さくなって、(a)が最小であることがわかる。画像に飽和が無い(a)が最もシェーディングが小さく、次に飽和が無いが暗い領域を持つ(b)は(a)よりシェーディングが大きく、飽和がある(c)はさらに(b)よりもシェーディングが大きいことがわかる。なお、(a)と(c)を比較すると、(c)の傾きは(a)の傾きの約1.7倍、さらに(c)に対する(b)は約1.8倍となっており、およそ2倍弱ずつ傾きが大きくなっている。

Table A. 7

Absolute value of slopes of linear approximation of profiles calculated within the range of negative slope.
Values of slopes decreased in the order of (b), (c), (a).

Calculation source	Slope of first-order approximation	
Profiles(Fig. A. 14)	(a)	0.387
	(b)	1.211
	(c)	0.668

次に指を左右に移動させた場合を比較するため、指の移動方向と同じ垂直方向のプロファイルを取得し、Fig. A. 15 に示した。プロファイルは Fig. 5-6(a)～(e)の同じ場所から取得し、代表として Fig. A. 13 に赤色矢印で示した。

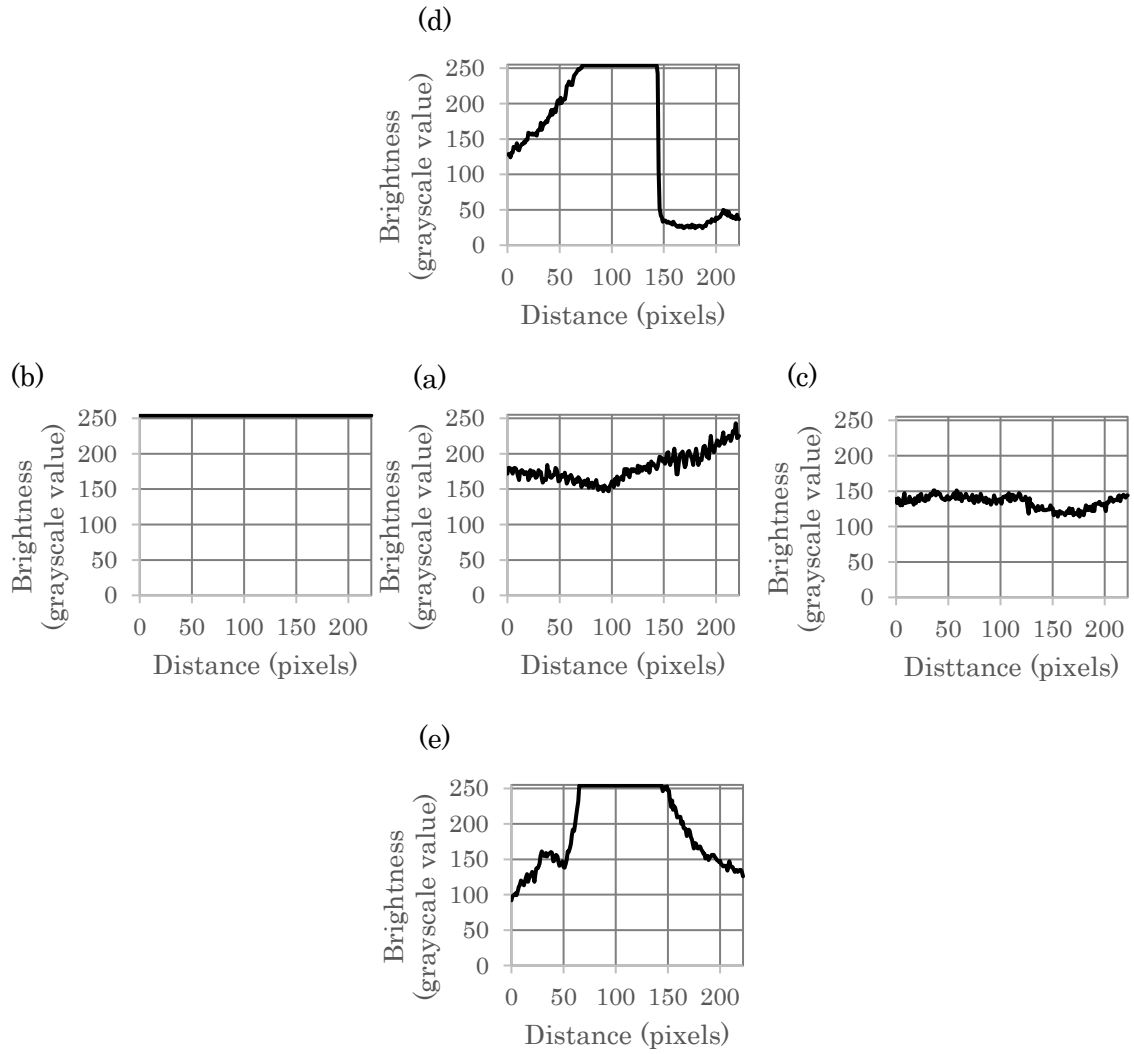


Fig. A. 15. Vertical profiles of images of Fig. 5-6. Profile of (d) was obtained along yellow arrow on Fig. A. 13, the other profiles were calculated along same position. Brightness of (a) tended to be higher than (c).

左右に移動させた影響を確認するため、Fig. A. 15 の(a)、(d)、(e)に着目する。(d)と(e)は指の外側に飽和領域が存在するため、指の内側の領域の範囲を比較した。Fig. A. 15 の(d)では横軸が 0～71 の範囲、(e)では 144～222 の範囲とした。(d)のプロファイルは右上がり、(e)のプロファイルは右下がりとなっており、光源が照射された位置が最も明るく、照射位置から離れると輝度が落ちていることがわかる。一方、(a)のプロファイルは光源が照射された中央が暗くなっているが、局所的に血管のパターンによる輝度低下が重畳されていると考えている。従って、Fig. A. 15 (a)からは照明位置とシェーディングの関係は確認し辛いですが、水平方向プロファイルと同様に(d)(e)の傾きを求めたので、Table A. 8 に示す。(d)(e)の傾きの値を見ると、大きい値を取っていることがわかる。例えば(e)は傾きは 1.57 であるが、この画像は垂直方向画素数は 222 画素であるため、画像全体にこの傾きのシェーディングがつくと、最大 349 階調の輝度差が発生することがわかる。つまり、255 階調から大きくはずれ、どこかで飽和、もしくは極端な低輝度領域が発生してしまうほどの大きなシェーディングを持っていることを意味している。従って、飽和がある(d)と(e)は大きなシェーディングを持つ画像であることがわかった。

Table A. 8
 Absolute values of slopes of linear approximation of profiles calculated within the range of negative slope in Fig. 5-9(d) and positive slope in Fig. 5-9(e). The slope of the profile of Fig. 5-9(a) was not calculated, because this profile was downward convex contrary to expectation.

Calculation source	Slope of first-order approximation	
Profiles (Fig. 5-8)	(d)	1.773
	(e)	1.571

以上の議論より、5.2.1 項と同様の結果が得られた。すなわち、飽和が無く、シェーディングが小さく、全体が明るい画像を得るためには、(a)の配置になるように光源と撮像系と指を配置し、撮像系は光源からの光が入らないように遮光することが必要であることがわかった。

E) 画像輝度の光源配置に対する依存性実験の追加検証

(d) 光源照射位置に対する依存性実験の追加検証

5.2.2 項の結果である Fig. 5-9 の画像(a)と(b)の全体的な明るさを比較するためのヒストグラムによる解析と、シェーディングを評価するためのプロファイルによる解析を行った。

まず、Fig. 5-9 の画像(a)と(b)の明るさを比較するため、ヒストグラムを取得した。Fig. A. 16 に示す。また、Table A. 9 に統計データを示した。

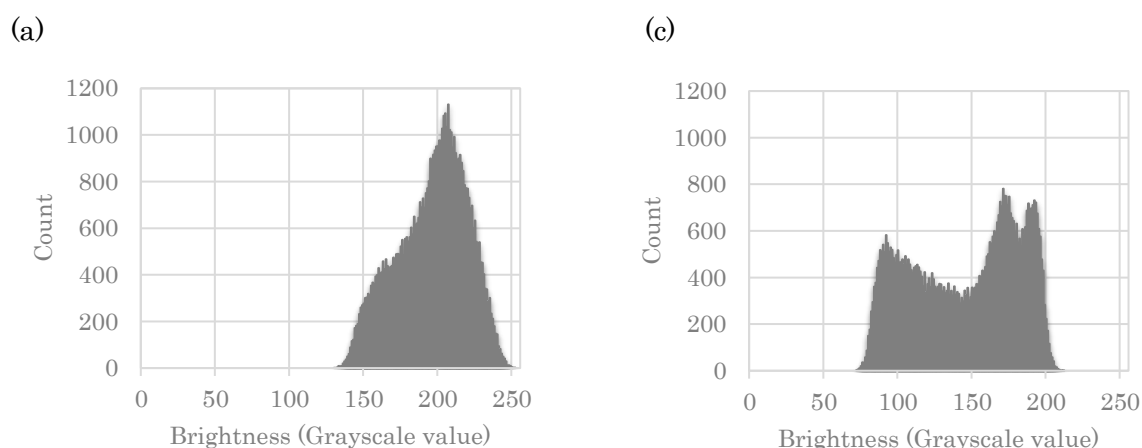


Fig. A. 16 Histograms of images in Fig. 5-9(a) and (c). The tendency of shapes of histograms were correspond to histograms in Fig. A. 12. The histogram of (a) was obviously more bright than (c).

Table A. 9

Statistical data of histograms in Fig. A. 16 Values of Minimum, Maximum, Mean and mode of (a) were higher than (b). This tendency represented that the image of (a) in Fig. 5-9 was brighter than the image (b).

Calculation source		Statistical data of histograms [Grayscale value]			
		Minimum	Maximum	Mean	mode
histogram (Fig. A. 16)	(a)	130	252	196.0	207
	(c)	72	212	145.2	171

Table A. 9 より、ヒストグラム(a)の最小値、最大値、平均値、最頻値のすべてが、ヒストグラム(c)より高いことがわかる。従って、画像(a)が全体的に画像(c)より明るいことがわかる。また、Fig. A. 12 のヒストグラムと同様に、ヒストグラム(c)には二つピークが見られる。従って、画像(c)の方が(a)よりシェーディングが大きい可能性がある。また、ヒストグラム(c)

の低輝度側ピークの輝度は 92 であった。この値は、際立って低い輝度ではないが、ヒストグラム(a)の最低値よりも低いため、画像(c)の方が画像(a)よりコントラストが低くなる可能性がある。以上より、本実験でも位置(a)の方が位置(c)よりも望ましいことがわかった。

シェーディングについてさらに検証するため、Fig. 5-9 の画像のプロファイルを取得した。指を前後に方向に移動させた画像(a)~(c)について確認するため、指の移動方向と同じ水平方向のプロファイルをもとめ、Fig. A. 17 に示した。プロファイルは Fig. 5-9 の同じ場所から取得し、取得位置を Fig. A. 18 に Fig. 5-9(a)を再掲し、青色矢印で示した。

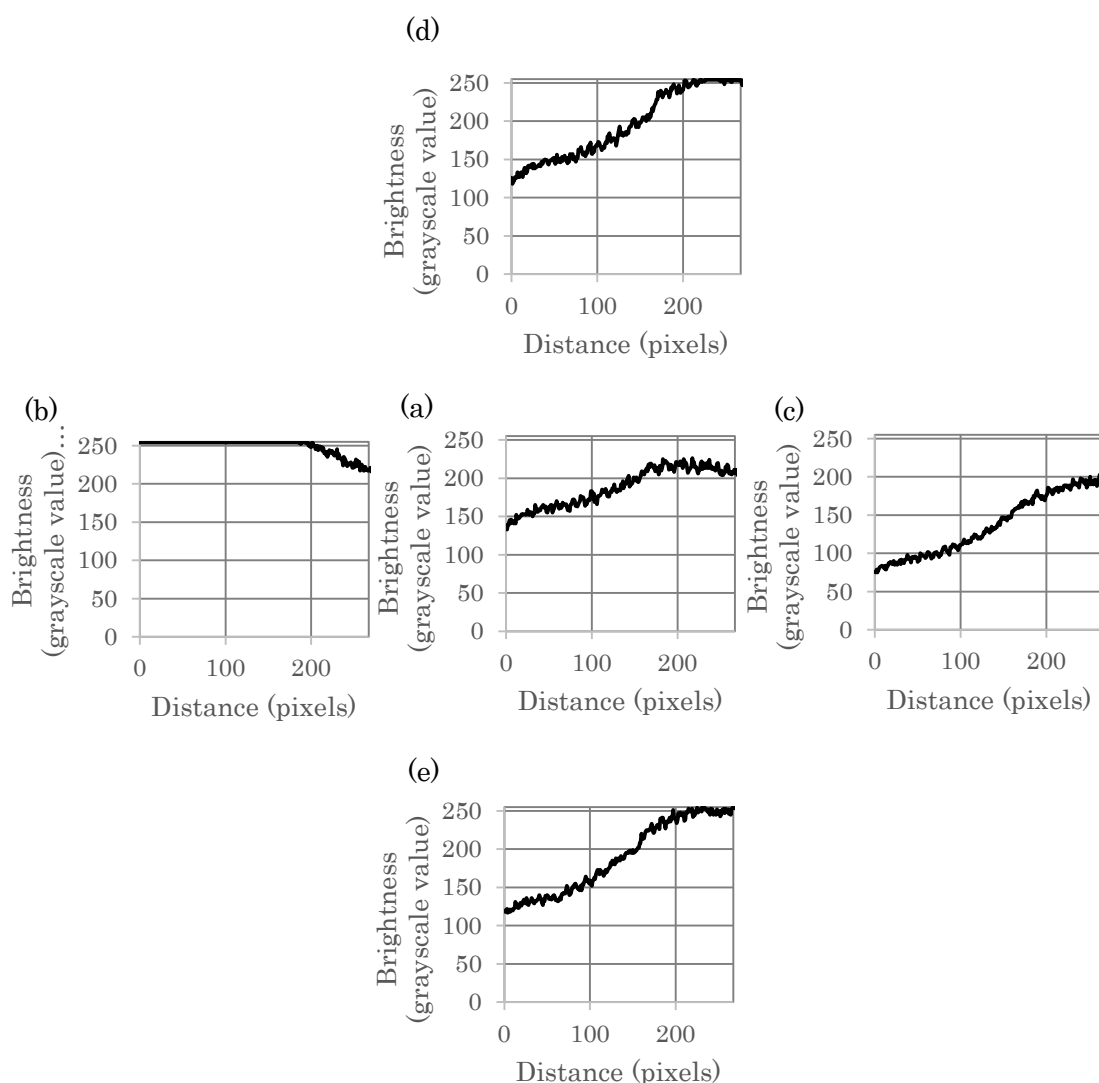


Fig. A. 17. Horizontal profiles of images in Fig. 5-9. Profile of (b) was obtained along blue arrow on Fig. 5-9(b), other profiles were calculated along same position. Brightness of (a) tended to be higher than (c) same as profiles in Fig. A. 14. However, all profiles tended to more gentle than profiles in Fig. A. 14.



Fig. A. 18. The locations of profiles obtained from Fig. 5-6. The horizontal profiles were obtained along a blue arrow and the vertical profiles were obtained along red arrow.

Fig. A. 14 のプロファイルと Fig. A. 17 のプロファイルと比較すると、同様の傾向と、異なる傾向の両方が見られる。同様の傾向は、プロファイル(a)の方がプロファイル(c)よりも傾きが緩やかな傾向にあることである。異なる傾向は、全体的に Fig. A. 17 のプロファイルの方が緩やかなことである。これらの傾向をより確実に確認するため、Fig. A. 17(a)～(c)のプロファイルの傾きを 1 次近似によって求め、Table A. 9 の傾きと比較した。Fig. A. 17 のプロファイルは Fig. A. 14 と異なり、ピークを持つカーブではないため、横軸の 0 の値からピークに向かって正の傾きを持つ範囲のみで計算を行った。(b)は非飽和領域で正の傾きを持つ部分が無かったため、負の傾きを持つ範囲で計算を行い、絶対値を比較した。これらの傾きを Table A. 10 に示した。カッコ内は Table A. 9 の値である。Table A. 10 から、(a)が最も傾きが小さいことがわかる。これは指位置依存性を確認した 5.2.1 項の実験と同じだが、(b)と(c)の値は小さくなっている。さらに、全体のプロファイルの傾きが 5.2.1 項の実験より小さくなっていることが確認できる。すなわち、光源照射位置依存性を確認した今回の実験の方が、よりシェーディングが小さい画像が得られることを示している。

Table A. 10

Absolute values of slopes of linear approximation of profiles in Fig. A. 17. A value of (b) was calculated during negative slope, the others were calculated during positive slope. A slope of (c) was larger than (a).

Calculation source		Absolute values of slope of first-order approximation (Slopes of Table A. 9 were shown in parentheses)	
Profiles (Fig. A. 17)	(a)	0.396 (0.387)	
	(b)	0.487 (1.211)	
	(c)	0.508 (0.668)	

次に指を左右に移動させた場合を比較するため、指の移動方向と同じ垂直方向のプロファイルを取得し、Fig. A. 19 に示した。プロファイルは Fig. 5-9 と同じ場所から取得し、代表として Fig. A. 18 に赤色矢印で示した。

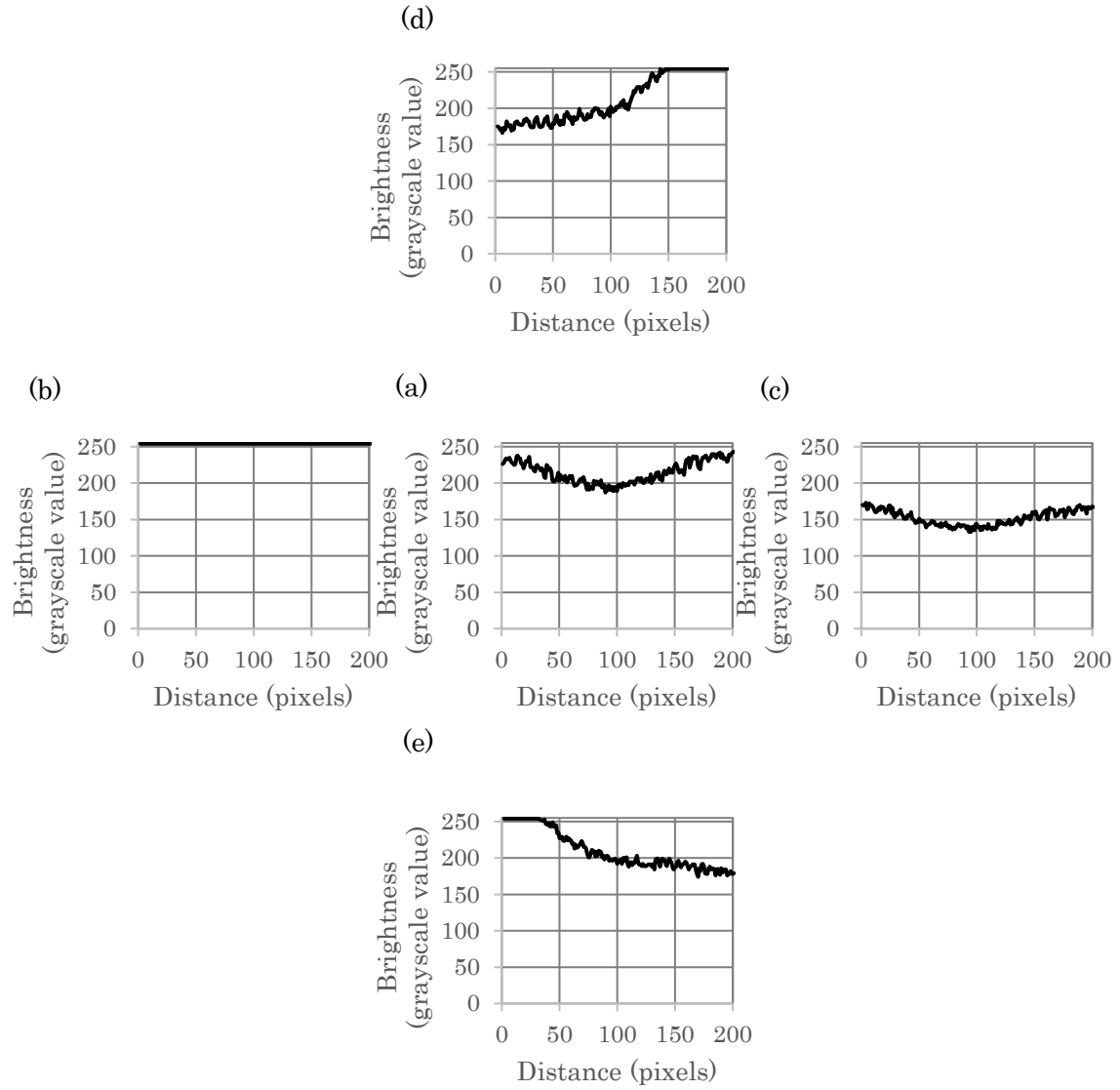


Fig. A. 19. Vertical profiles of images in Fig. 5-9. Profile of (b) was obtained along red arrow on Fig. A. 18, other profiles were calculated along same position. All profiles tended to more gentle than profiles in Fig. A. 15.

Fig. A. 19 のプロファイルの(a)、(d)、(e)を見ると、プロファイル(a)が最も明るく、かつ飽和が無いことがわかる。さらに、水平方向のプロファイルと同じように、(d)と(e)のプロファイルが指位置依存性の実験で得られた Fig. A. 15 のプロファイルより全体的に傾きが小さいことがわかる。そこで、Table A. 10 と同様に傾きを計算し、Table A. 11 に示した。Table A. 11 から、本実験で得られた Fig. A. 19 のプロファイルの方が傾きが小さいことが明らかである。すなわち、光源照射位置依存性を検証した本実験で得られた画像の方が、シェーディングが小さいと言える。以上の結果からも、飽和が無く、シェーディングが小さく、画像全体が明るい条件は、位置(a)であることがわかった。

Table A. 11

Absolute values of slopes of linear approximation of profiles in Fig. A. 19. A value of (b) was calculated during negative slope, the others were calculated during positive slope. A slope of (c) was larger than (a).

Calculation source		Absolute values of slope of first-order approximation (Slopes of Table A. 10 were shown in parentheses)
Profiles (Fig. A. 19)	(d)	0.493 (1.773)
	(e)	0.357 (1.571)

(e) 光源角度に対する依存性実験の追加検証

5.2.2 項の Fig. 5-12 の結果の追加検証を行うため、水平方向と垂直方向のプロファイル求めた。プロファイルの取得場所は、代表として Fig. 5-12(B)を Fig. A. 20 に再掲し、黄色と赤色の矢印で示した。取得したプロファイルは、Fig. A. 21 と Fig. A. 22 に示した。これらのプロファイルからも、極端な低輝度も飽和も存在せず、指への照射角度と飽和・低輝度部分の発生に関係が無いことがわかった。また、プロファイルの勾配も、(A)と同様に(B)～(E)もなだらかであった。Fig. 5-11 に示した照射位置(b)～(f)で取得した画像も、照射角度による輝度の差は見られなかった。

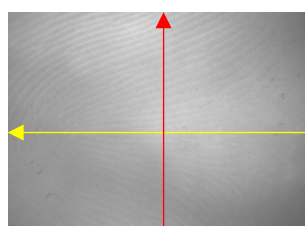


Fig. A. 20. The locations of profiles obtained from Fig. 5-12. The horizontal profiles were obtained along a blue arrow and the vertical profiles were obtained along red arrow.

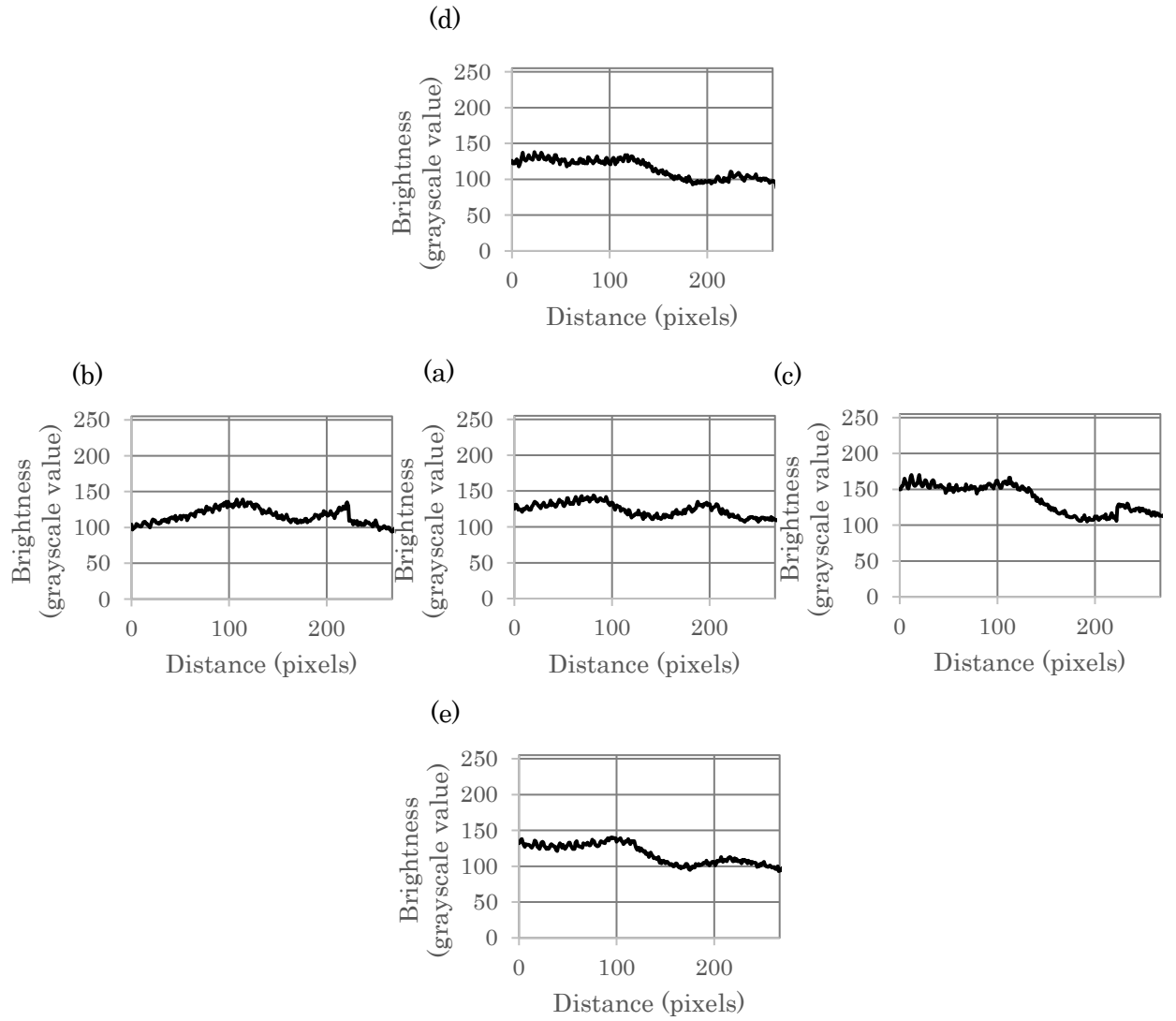


Fig. A. 21. Horizontal profiles of images in Fig. 5-12. A profile of (B) was obtained along yellow arrow on Fig. A. 20, other profiles were calculated along same position. There were no saturation area in profiles. The brightness levels and shapes of profiles of (A)–(E) were similar.

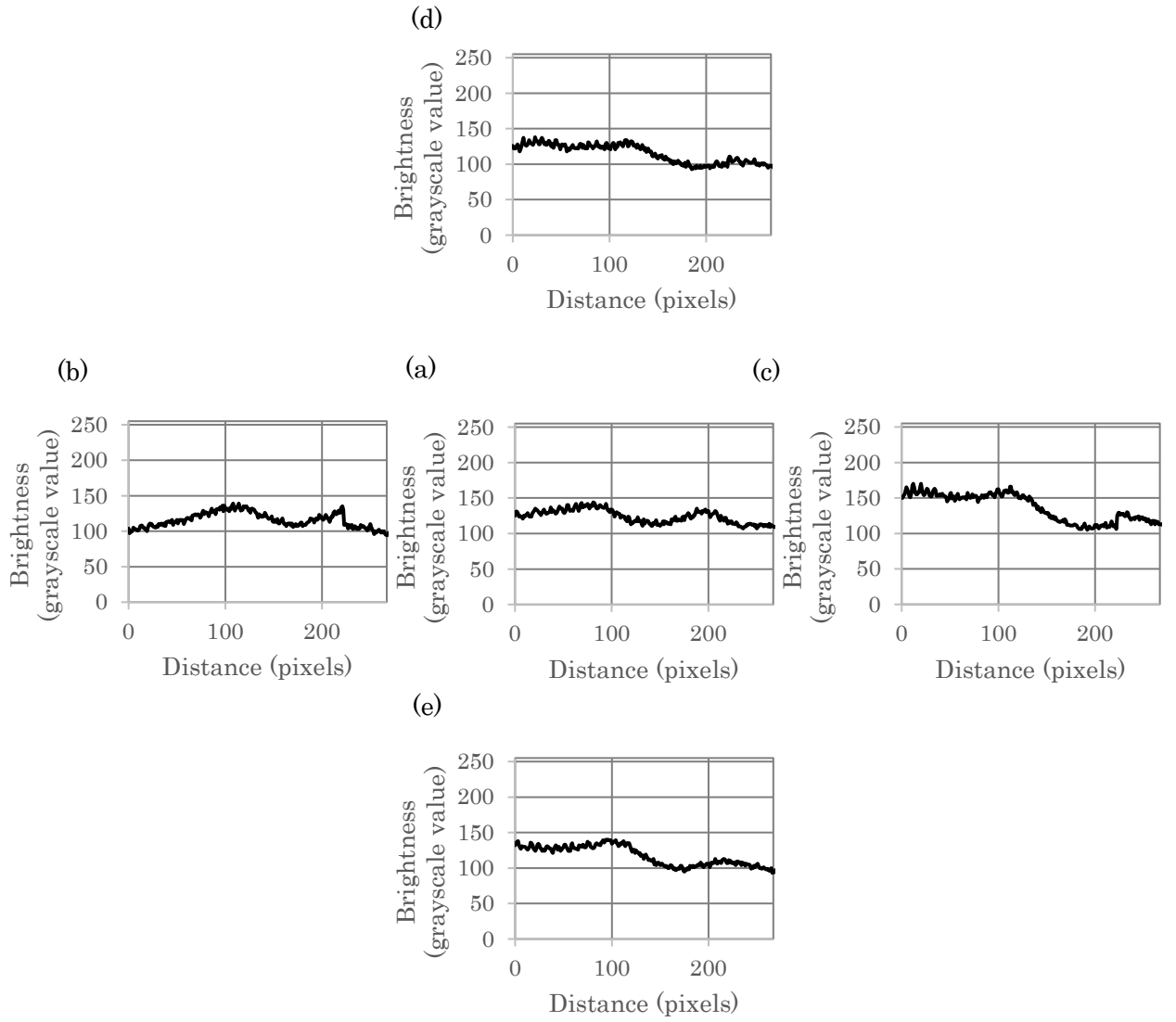


Fig. A. 22. Vertical profiles of images in Fig. 5-12. A profile of (B) was obtained along red arrow on the image in Fig. A. 20, other profiles were calculated along same position. There were no saturation area in profiles. The brightness levels and shapes of profiles of (A)–(E) were similar.

参考文献

- 1 U.S. INTERNATIONAL TRAVEL & TOURISM OFFICE. NTERNATIONAL VISITATION DOWN SLIGHTLY IN MARCH 2016 <http://travel.trade.gov/view/m-2016-I-001/documents/March%202016%20Analysis%20Update.docx> (accessed Oct 30, 2019).
- 2 U.S. Homeland Security. Office of Biometric Identity Management Expenditure Plan <https://www.dhs.gov/obim-biometric-identification-services> (accessed Oct 30, 2019).
- 3 Fingerprint sensor shipments worldwide 2014-2020 <https://www.statista.com/statistics/534020/fingerprint-sensor-shipments-worldwide/> (accessed Nov 12, 2019).
- 4 U. S. Department of Justice. *The Fingerprint Sourcebook*; CreateSpace Independent Publishing Platform, 2014.
- 5 Faulds, H. On the Skin-Furrows of the Hand. *Nature* **1880**, *22*, 605. <https://doi.org/10.1038/022605a0>.
- 6 Galton, F. *Fingerprints*; McMillan & Co.: London and New York.
- 7 Federal Bureau of Investigation. Fingerprint Recognition https://www.fbi.gov/file-repository/about-us-cjis-fingerprints_biometrics-biometric-center-of-excellences-fingerprint-recognition.pdf/view (accessed Oct 31, 2019).
- 8 Sumi, K. Fingerprint Authentication System. *J. Inst. Image Inf. Telev. Eng.* **2004**, *58* (6), 759–762. <https://doi.org/10.3169/itej.58.759>.
- 9 Maltoni, D.; Maio, D.; Jain, A.; Prabhakar, S. *Handbook of Fingerprint Recognition*, 2nd ed.; Springer-Verlag: London, 2009. <https://doi.org/10.1007/978-1-84882-254-2>.
- 10 清水宏. あたらしい皮膚科学, 第2版.; 中山書店: 東京, 2011.
- 11 Fruhstorfer, H.; Abel, U. Thickness of the Stratum Corneum of the Volar Fingertips. *Clin. Anat.* **2000**, *13*, 429–433.
- 12 松浦忠夫; 熊本賢三; 榎原智美. 皮膚の組織学. 明治鍼灸医学 **1988**, No. 4, 123–139.
- 13 Egawa, M.; Hirao, T.; Takahashi, M. In Vivo Estimation of Stratum Corneum Thickness from Water Concentration Profiles Obtained with Raman Spectroscopy. *Acta Derm. Venereol.* **2007**, *87* (1), 4–8. <https://doi.org/10.2340/00015555-0183>.
- 14 Bashkatov, A. N.; Tuchin, V. V.; Genina, E. A.; Stolnitz, M. M.; Zhestkov, D. M.; Altshuler, G. B.; Yaroslavsky, I. V. Monte Carlo Study of Skin Optical Clearing to Enhance Light Penetration in the Tissue; Tuchin, V. V., Ed.; San Jose, CA,

- 2007; p 64360Z. <https://doi.org/10.1117/12.716874>.
- 15 Altshuler, G.; Smirnov, M.; Yaroslavsky, I. Lattice of Optical Islets: A Novel Treatment Modality in Photomedicine. *J. Phys. Appl. Phys.* **2005**, *38* (15), 2732–2747. <https://doi.org/10.1088/0022-3727/38/15/027>.
 - 16 Verkruysse, W.; Lucassen, G. W.; Boer, J. F. de; Smithies, D. J.; Nelson, J. S.; Gemert, M. J. C. van. Modelling Light Distributions of Homogeneous versus Discrete Absorbers in Light Irradiated Turbid Media. *Phys. Med. Biol.* **1997**, *42* (1), 51–65. <https://doi.org/10.1088/0031-9155/42/1/003>.
 - 17 石井慶造; 山崎宏道. 空間分解能 1mm を切る半導体 PET の開発. In *NMCC 共同利用研究成果報文集*; 2006; p 288.
 - 18 丹野直弘; 市村勉; 佐伯昭雄. 光波反射像測定装置. 第 2010042 号, 1990.
 - 19 春名正光. 光コヒーレンストモグラフィ(OCT). *Med. Photonics* **2010**, *1*, 1–5.
 - 20 Huang, D.; Swanson, E. A.; Lin, C. P.; Schuman, J. S.; Stinson, W. G.; Chang, W.; Hee, M. R.; Flotte, T.; Gregory, K.; Puliafito, C. A.; et al. Optical Coherence Tomography. *Science* **1991**, *254* (5035), 1178–1181. <https://doi.org/10.1126/science.1957169>.
 - 21 D Maltoni; D Maio; A Jain; S Prabhakar. *Handbook of Fingerprint Recognition*; Springer-Verlag: London.
 - 22 Sano E.; Maeda T.; Matsushita M.; Shikai M.; Sasakawa K.; Ohmi M.; Haruna M. Fingerprint Sensor based on Optical Characteristics Inside a Finger. *IEEE Trans. Electron. Inf. Syst.* **2007**, *127* (4), 472–479. <https://doi.org/10.1541/ieejeiss.127.472>.
 - 23 Arridge, S. R. Topical Review: Optical Tomography in Medical Imaging. *Inverse Prob* **1999**, *15*, 41–93.
 - 24 藤原宏志. 3次元輻射輸送方程式の境界値問題の数値計算とその応用. 計算数理工学論文集 **2012**, *12*, 43–48.
 - 25 Roey, J. V.; Donk, J. van der; Lagasse, P. E. Beam-Propagation Method: Analysis and Assessment. *JOSA* **1981**, *71* (7), 803–810. <https://doi.org/10.1364/JOSA.71.000803>.
 - 26 Kamilov, U. S.; Papadopoulos, I. N.; Shoreh, M. H.; Goy, A.; Vonesch, C.; Unser, M.; Psaltis, D. Optical Tomographic Image Reconstruction Based on Beam Propagation and Sparse Regularization. *IEEE Trans. Comput. Imaging* **2016**, *2* (1), 59–70. <https://doi.org/10.1109/TCI.2016.2519261>.
 - 27 Wilson, B. C.; Patterson, M. S.; Flock, S. T. INDIRECT VERSUS DIRECT TECHNIQUES FOR THE MEASUREMENT OF THE OPTICAL PROPERTIES OF TISSUES. *Photochem. Photobiol.* **1987**, *46* (5), 601–608.

- <https://doi.org/10.1111/j.1751-1097.1987.tb04820.x>.
- 28 Wang, L.; Jacques, S. L. Monte Carlo Modeling of Light Transport in Multi-Layered Tissues in Standard C. 183.
 - 29 Monte Carlo Light Scattering Programs <https://omlc.org/software/mc/> (accessed Nov 2, 2019).
 - 30 Jacques, S. L. Coupling 3D Monte Carlo Light Transport in Optically Heterogeneous Tissues to Photoacoustic Signal Generation. *Photoacoustics* **2014**, *2* (4), 137–142. <https://doi.org/10.1016/j.pacs.2014.09.001>.
 - 31 Liu, Y.; Jacques, S. L.; Azimipour, M.; Rogers, J. D.; Pashaie, R.; Eliceiri, K. W. OptogenSIM: A 3D Monte Carlo Simulation Platform for Light Delivery Design in Optogenetics. *Biomed. Opt. Express* **2015**, *6* (12), 4859. <https://doi.org/10.1364/BOE.6.004859>.
 - 32 Tuchin, V. V. Tissue Optics and Photonics: Light-Tissue Interaction. *J. Biomed. Photonics Eng.* **2015**, 98–134. <https://doi.org/10.18287/JBPE-2015-1-2-98>.
 - 33 Henyey, L. G.; Greenstein, J. L. Diffuse Radiation in the Galaxy. *Astro-phys. J.* **1941**, *93*, 70–83. <https://doi.org/10.1086/144246>.
 - 34 Maeda, T.; Arakawa, N.; Takahashi, M.; Aizu, Y. Monte Carlo Simulation of Spectral Reflectance Using a Multilayered Skin Tissue Model. *Opt. Rev.* **2010**, *17* (3), 223–229. <https://doi.org/10.1007/s10043-010-0040-5>.
 - 35 Hanrahan, P.; Krueger, W. Reflection from Layered Surfaces Due to Subsurface Scattering. In *Proceedings of the 20th annual conference on Computer graphics and interactive techniques - SIGGRAPH '93*; ACM Press: Not Known, 1993; pp 165–174. <https://doi.org/10.1145/166117.166139>.
 - 36 Okamoto, T.; Kumagawa, T.; Motoda, M.; Igarashi, T.; Nakao, K. Monte Carlo Simulation of Light Reflection from Cosmetic Powder Particles near the Human Skin Surface. *J. Biomed. Opt.* **2013**, *18* (6), 061232. <https://doi.org/10.1117/1.JBO.18.6.061232>.
 - 37 Awazu, K. Measurement and Calculation of Optical Properties for Biological Tissues. *KOGAKU* **2012**, *41* (8), 444–449.
 - 38 Jacques, S. L.; Alter, C. A.; Prahl, S. A. Angular Dependence of HeNe Laser Light Scattering by Human Dermis. *Lasers Life Sci.* **1987**, *1* (4), 309–334.
 - 39 Chan, E.; Sorg, B.; Protsenko, D.; O’Neil, M.; Motamedi, M.; Welch, A. J. Effects of Compression on Soft Tissue Optical Properties. *Sel. Top. Quantum Electron. IEEE J. Of* **1997**, *2*, 943–950. <https://doi.org/10.1109/2944.577320>.
 - 40 Salomatina, E.; Jiang, B.; Novak, J.; Yaroslavsky, A. N. Optical Properties of Normal and Cancerous Human Skin in the Visible and Near-Infrared Spectral

- Range. *J. Biomed. Opt.* **2006**, *11* (6), 064026. <https://doi.org/10.1117/1.2398928>.
- 41 Graaff, R.; Dassel, A. C. M.; Koelink, M. H.; de Mul, F. F. M.; Aarnoudse, J. G.; Zijlstra, W. G. Optical Properties of Human Dermis in Vitro and in Vivo. *Appl. Opt.* **1993**, *32* (4), 435. <https://doi.org/10.1364/AO.32.000435>.
- 42 Simpson, R.; Laufer, J. G.; Kohl-Bareis, M.; Essenpreis, M.; Cope, M. Near-Infrared Optical Properties of Ex-Vivo Human Skin and Subcutaneous Tissues Using Reflectance and Transmittance Measurements; Chance, B., Alfano, R. R., Eds.; San Jose, CA, 1997; pp 307–313. <https://doi.org/10.1117/12.280259>.
- 43 Doegnitz, N.; Wagnieres, G. A.; Kienle, A.; van den Bergh, H. Determination of the Absorption and Reduced Scattering Coefficients of Human Skin and Bladder by Spatial Frequency Domain Reflectometry; Delacretaz, G. P., Godlewski, G., Pini, R., Steiner, R. W., Svaasand, L. O., Eds.; San Remo, Italy, 1998; pp 102–109. <https://doi.org/10.1117/12.297883>.
- 44 Torricelli, A.; Pifferi, A.; Taroni, P.; Giambattistelli, E.; Cubeddu, R. *In Vivo* Optical Characterization of Human Tissues from 610 to 1010 Nm by Time-Resolved Reflectance Spectroscopy. *Phys. Med. Biol.* **2001**, *46* (8), 2227–2237. <https://doi.org/10.1088/0031-9155/46/8/313>.
- 45 Meglinski, I. V.; Matcher, S. J. Computer Simulation of the Skin Reflectance Spectra. *Comput. Methods Programs Biomed.* **2003**, *70* (2), 179–186. [https://doi.org/10.1016/S0169-2607\(02\)00099-8](https://doi.org/10.1016/S0169-2607(02)00099-8).
- 46 Doornbos, R. M. P.; Lang, R.; Aalders, M. C.; Cross, F. W.; Sterenborg, H. J. C. M. The Determination of *in Vivo* Human Tissue Optical Properties and Absolute Chromophore Concentrations Using Spatially Resolved Steady-State Diffuse Reflectance Spectroscopy. *Phys. Med. Biol.* **1999**, *44* (4), 967–981. <https://doi.org/10.1088/0031-9155/44/4/012>.
- 47 Svaasand, L. O.; Norvang, L. T.; Fiskerstrand, E. J.; Stopps, E. K. S.; Berns, M. W.; Nelson, J. S. Tissue Parameters Determining the Visual Appearance of Normal Skin and Port-Wine Stains. *Lasers Med. Sci.* **1995**, *10* (1), 55–65. <https://doi.org/10.1007/BF02133165>.
- 48 Zonios, G.; Dimou, A. Light Scattering Spectroscopy of Human Skin in Vivo. *Opt. Express* **2009**, *17* (3), 1256. <https://doi.org/10.1364/OE.17.001256>.
- 49 Lister, T.; Wright, P. A.; Chappell, P. H. Optical Properties of Human Skin. *J. Biomed. Opt.* **2012**, *17* (9), 0909011. <https://doi.org/10.1117/1.JBO.17.9.090901>.
- 50 Meglinski, I. V.; Matcher, S. J. Quantitative Assessment of Skin Layers Absorption and Skin Reflectance Spectra Simulation in the Visible and Near-Infrared

- Spectral Regions. *Physiol. Meas.* **2002**, *23* (4), 741–753.
<https://doi.org/10.1088/0967-3334/23/4/312>.
- 51 Sano, E.; Awazu, K. Relationship between Transparent Skin Tissue Image Shading and Skin Tissue Light Scattering Intensity. *Nippon Laser Igakkaishi.* **2020**, *40* (4), 314–319. https://doi.org/10.2530/jslsm.jslsm-40_0058.
- 52 Tearney, G. J.; Brezinski, M. E.; Bouma, B. E.; Hee, M. R.; Southern, J. F.; Fujimoto, J. G. Determination of the Refractive Index of Highly Scattering Human Tissue by Optical Coherence Tomography. *Opt. Lett.* **1995**, *20* (21), 2258.
<https://doi.org/10.1364/OL.20.002258>.
- 53 河合宏政. 光学用プラスチック材料. 光学 **1995**, *24* (2), 69–75.
- 54 八田一郎; 太田昇; 八木直人. 放射光を用いた皮膚角層の構造研究：基礎から応用へ. 放射光 **2008**, *21* (6), 297–304.
- 55 Warner, R. R.; Myers, M. C.; Taylor, D. A. Electron Probe Analysis of Human Skin: Determination of the Water Concentration Profile. *J. Invest. Dermatol.* **1988**, *90* (2), 218–224.
<https://doi.org/10.1111/1523-1747.ep12462252>.
- 56 Sano, E.; Shikai, M.; Shiratsuki, A.; Maeda, T.; Matsushita, M.; Sasakawa, K. Optimization of Illuminating System to Detect Optical Properties inside a Finger. In *SPIE Proc.*; Le Creusot, France, 2007; p 63560T.
<https://doi.org/10.1117/12.736726>.
- 57 Yu, H.-L.; Chase, R. A.; Strauch, B. *Atlas of Hand Anatomy and Clinical Implications*; Mosby: Missouri, 2003.
- 58 Cheong, W. F.; Prah, S. A.; Welch, A. J. A Review of the Optical Properties of Biological Tissues. *IEEE J. Quantum Electron.* **1990**, *26* (12), 2166–2185.
<https://doi.org/10.1109/3.64354>.
- 59 Bevilacqua, F.; Piguet, D.; Marquet, P.; Gross, J. D.; Tromberg, B. J.; Depeursinge, C. In Vivo Local Determination of Tissue Optical Properties: Applications to Human Brain. *Appl. Opt.* **1999**, *38* (22), 4939.
<https://doi.org/10.1364/AO.38.004939>.
- 60 Firbank, M.; Hiraoka, M.; Essenpreis, M.; Delpy, D. T. Measurement of the Optical Properties of the Skull in the Wavelength Range 650–950 Nm. *Phys. Med. Biol.* **1993**, *38* (4), 503–510. <https://doi.org/10.1088/0031-9155/38/4/002>.
- 61 Alexandrakis, G.; Rannou, F. R.; Chatziioannou, A. F. Tomographic Bioluminescence Imaging by Use of a Combined Optical-PET (OPET) System: A Computer Simulation Feasibility Study. *Phys. Med. Biol.* **2005**, *50* (17), 4225–4241.

- <https://doi.org/10.1088/0031-9155/50/17/021>.
- 62 Jacques, S. L. Optical Properties of Biological Tissues: A Review. *Phys. Med. Biol.* **2013**, *58* (11), R37–R61. <https://doi.org/10.1088/0031-9155/58/11/R37>.
 - 63 AIST. 日本人の手の寸法データ
<https://www.airc.aist.go.jp/dhrt/hand/data/list.html>.
 - 64 Sano, E.; Awazu, K. Elucidating the Mechanism of Brightness Distribution in Output Images Obtained from an Optical Fingerprint Sensor Based on Tissue Optics. *Sens. Mater.* **2020**, *32* (1), 41–57.
<https://doi.org/10.18494/SAM.2020.2546>.
 - 65 Mashita, Y.; Ueno, M.; Ohmi, M.; Arimoto, H.; Kakuta, N.; Haruna, M.; Yamada, Y. Measurement of the Optical Properties of Nails. In *The Second Asian and Pacific Rim Symposium on Biophotonics, 2004. APBP 2004*; IEEE: Taipei, Taiwan, 2004; pp 44–45. <https://doi.org/10.1109/APBP.2004.1412269>.
 - 66 Johnson, M.; Shuster, S. Determinants of Nail Thickness and Length. *Br. J. Dermatol.* **1994**, *130* (2), 195–198.
<https://doi.org/10.1111/j.1365-2133.1994.tb02899.x>.
 - 67 Higuchi, H. Fingerprint Authentication System/New Fingerprint Sensor. *NEC Tech. J.* **2002**, *55* (3), 19–22.
 - 68 Uchida, K. Fingerprint Identification. *NEC J. Adv. Technol.* **2005**, *2* (1), 19–27.
 - 69 Rowe, R. K.; Nixon, K. A. Fingerprint Enhancement Using a Multispectral Sensor. In *Biometric Technology for Human Identification II*; International Society for Optics and Photonics, 2005; Vol. 5779, pp 81–93.
<https://doi.org/10.1117/12.606628>.
 - 70 Rowe, R. K.; Nixon, K. A.; Corcoran, S. P. Multispectral Fingerprint Biometrics. In *Proceedings from the Sixth Annual IEEE SMC Information Assurance Workshop*; 2005; pp 14–20. <https://doi.org/10.1109/IAW.2005.1495928>.
 - 71 Querry, M. R.; Cary, P. G.; Waring, R. C. Split-Pulse Laser Method for Measuring Attenuation Coefficients of Transparent Liquids: Application to Deionized Filtered Water in the Visible Region. *Appl. Opt.* **1978**, *17* (22), 3587. <https://doi.org/10.1364/AO.17.003587>.
 - 72 Optical Absorption of Water Compendium <https://omlc.org/spectra/water/abs/index.html> (accessed Nov 5, 2019).

業績一覧

●学術論文

1. 佐野恵美子, 前田卓志, 松下雅仁, 鹿井正博, 笹川耕一, 近江雅人, 春名正光, "指内部の光学特性を利用した指紋センサ", 電気学会論文誌 C, vol.127, No.4, pp.472-479 (2007).
2. Emiko Sano, Kunio Awazu, "Relationship between Transparent Skin Tissue Image Shading and Skin Tissue Light Scattering Intensity", Nippon Laser Igakkaishi, vol.40, No.4, pp314-319 (2020).
3. Emiko Sano, Kunio Awazu, "Elucidating the Mechanism of Brightness Distribution in Output Images Obtained from an Optical Fingerprint Sensor Based on Tissue Optics ", Sensors and Materials, vol.30, No.1, pp. 41-57 (2020).

●国際会議（査読付き）

1. E. Sano, M. Shikai, A. Shiratsuki, T. Maeda, M. Matsushita, and K. Sasakawa, "Optimization of illuminating system to detect optical properties inside a finger", Proc. *8th International Conference on Quality Control by Artificial Vision (QCAV)* (2007).
2. E. Sano, T. Maeda, T. Nakamura, M. Shikai, K. Sakata, M. Matsushita, and K. Sasakawa, "Fingerprint authentication device based on optical characteristics inside a finger", Proc. *IEEE Computer Society Conference on Computer Vision and Pattern Recognition (CVPR)* (2006).
3. E. Sano, T. Maeda, T. Nakamura, M. Shikai, K. Sakata, M. Matsushita, and K. Sasakawa, "Fingerprint Authentication Using Optical Characteristics in a Finger", Proc. *SICE-ICCAS* (2006).
4. A. Shiratsuki, E. Sano, M. Shikai, T. Nakashima, T. Takashima, M. Ohmi, and M. Haruna, "Novel optical fingerprint sensor utilizing optical characteristics of skin tissue under fingerprints," Proc. *SPIE Int. Soc. Opt. Eng.* 5686, pp.80-87 (2005).

●国際会議（査読無し）

1. E. Sano, "Fingerprint Authentication: Sensing Methods", Proc. *The 24th International Display Workshops (IDW)* (2017). :Invited
2. T. Maeda, E. Sano, T. Nakamura, M. Shikai, K. Sakata, M. Matsushita, and K. Sasakawa, "Fingerprint Authentication using Scattered Transmission Light", Proc. *Biometrics Authentication Symposium, 4th International Symposium on Computing and Multimedia Studies*, pp.148-156 (2006).

●国内学会（査読無し、筆頭著者分のみ）

1. 佐野, 鷺見, 笹川, 近江, 春名 "指内部の光透過率分布を用いた指紋認証装置", 第 54 回応用物理学関係連合講演会シンポジウム 新画像システム研究会企画 「光・画像に基づく本人認証 (2007). (招待講演)
2. 佐野, 前田, 中村, 鹿井, 笹川 "指内部特性検出型指紋センサの原理とその応用", 第 12 回画像センシングシンポジウム予稿集, pp.249-253 (2006).
3. 佐野, 前田, 中村, 鹿井, 笹川 "指内部の光学特性を用いた個人認証装置" 暗号と情報セキュリティシンポジウム, 2D2-4 (2006).
4. 佐野, 鹿井, 白附, 中島, 高嶋, 春名, 近江, "皮膚組織内の透過率分布を用いた新方式光学指紋センサの検討" 第 51 回応物春季予稿集, pp.1131 (2004).

●その他

1. 佐野, 前田, 中村, 阪田, 鹿井, 白附, 石田, 藤原, 大江, 大橋, "指内部の光学特性を用いた指紋認証技術", 計測と制御 Vol.45, No.12 (2006).
2. 佐野, 中村, 前田, 鹿井, "個人認証装置の開発", 自動認識, Vol.18, No.11, pp.49-53 (2005).
3. 藤原, 佐野, 中村, 鹿井, 前田, 石田, "指透過認証装置", 三菱電機技報, Vol.79, No.10, pp.48-51 (2005).

●表彰

1. 電子情報通信学会 SCIS2006 論文賞, "指内部の光学特性を用いた個人認証装" (2007).
2. 日本電機工業会 電機工業技術功績者表彰 奨励賞, "世界初指透過認証技術を用いた入退室管理システムの開発" (2007).
3. SICE-ICCAS International Joint Conferenc Best Paper Awards, "Fingerprint Authentication using Optical Characteristics in a Finger" (2006).
4. R&D 100 Awards, "Fingerprint Identification Device Using Scattered Transmission Light" (2006).
5. 計測自動制御学会 計測自動制御学会賞, "指内部の光学特性を用いた指紋認証技術" (2006).
6. 計測自動制御学会 産業応用部門賞奨励賞, "Fingerprint Authentication Using Optical Characteristics in a Finger" (2006).

謝辞

本研究は、大阪大学大学院工学研究科 環境・エネルギー工学において、量子エネルギー工学講座 栗津邦男教授のご指導、ご助言の元に行われたものです。

栗津教授には、生体組織光学のアプローチから研究のまとめ方まで、研究全般に関してご指導頂いたことを深謝申し上げます。栗津教授から生体組織光学をご指導頂いたおかげで、研究の世界が広がりました。そして、博士課程の一番初めに、研究の道筋をご指導頂いたおかげで、道に迷うことなく本研究を進めることができました。量子線生体材料工学領域 佐藤文信教授には、副査としてご指導頂きました。本論文をまとめるにあたり、新たな視点からのご助言を頂き、改めて自分の研究を見つめなおすことができました。また、丁寧に論文をご指導頂きました。深く感謝申し上げます。量子ビーム応用工学領域 間久直准教授には、副査として論文に対してご指導頂いたのみならず、複雑な諸手続きも丁寧にご支援頂き、心より感謝申し上げます。同領域 真鍋勇一郎助教、西村隆宏助教にも、シミュレーションや論文執筆にご助言頂きましたことを感謝申し上げます。栗津研究室秘書の宮崎陽子様には、研究生活全般をご支援いただきましたことを感謝申し上げます。

本研究における全ての OCT 画像は、大阪大学レーザー科学研究所 春名正光招へい教授、大阪大学医学系研究科 保健学専攻 近江雅人教授のお二方の研究室にて取得されたものです。お二方には、OCT 実験のご指導を頂いたのみならず、生体医用光学の見地からも様々なご助言を頂きました。OCT 画像中の皮膚の部位の所見や、OCT 装置の原理についての議論など、幅広く研究をご支援頂きました。お二方のご尽力無しには本研究は成し得えなかったと思っております。深謝申し上げます。

三菱電機株式会社の皆様への感謝もこの場をお借りして申し上げます。鹿井正博氏、白附晶英氏には、光計測全般、特に原理検証実験や光学設計についてご指導頂きましたことを感謝申し上げます。両氏のご指導無くして本研究は始まりませんでした。また、特徴点抽出から照合処理まで、本センサシステムの画像処理全てをご担当されていた関真規人博士、中村高宏氏、鷺見和彦博士（現・青山学院大学 教授）のお三方にも感謝申し上げます。画像処理とセンサ、常に一緒に開発を行ってきたからこそ、本センサシステムが開発できました。そして、最も苦労した製品化は、松下雅人氏、前田卓志博士、藤原秀人氏、大江敏男氏、大橋岳洋氏をはじめとする皆様と力を合わせて、様々な山を乗り越えたおかげで実現しました。心より感謝申し上げます。松下氏、前田氏のお二方には論文投稿や学会発表のご支援も頂きましたことも深く感謝申し上げます。また、企業での職務と並行して研究を続けるにあたって、様々な方にご支援いただきました。特に社会人博士の先輩である片岡健司博士、亀井光仁博士のお二人には、社会人博士取得への背中を押して頂き、論文投稿や博士論文のまとめ方についてご助言を頂きましたことを感謝申し上げます。最後に、温かく見守って下さった家族に感謝の意を示して、謝辞といたします。