

芝 浦 工 業 大 学
博 士 学 位 論 文

化粧を施した皮膚の光性質予測のための解析モデル

平成27年 9月

中 村 嘉 恵

目次

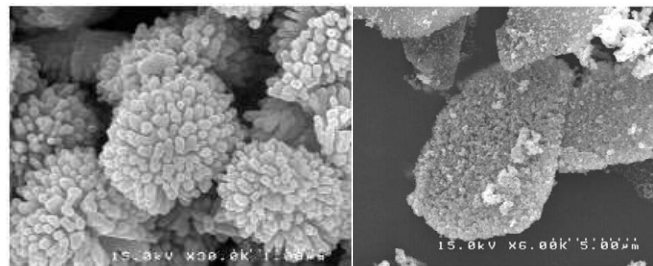
1. 緒言	1
2. モンテカルロ法による解析を想定したモデル	
2-1. 皮膚内部での光伝播解析モデル	5
2-2. 散乱吸収性媒体の光物性値と基礎方程式	6
2-2-1. 散乱吸収性媒体の光物性値	6
2-2-2. 光の輸送方程式	9
2-3. 解析モデルの概要	10
2-3-1. モンテカルロ法	11
2-3-2. ふく射束が減衰されずに進む幾何学距離	11
2-3-3. ふく射束の散乱, 吸収	13
2-3-4. ふく射束の散乱方向	14
2-4. 皮膚内部での光伝播解析方法	17
2-5. 皮膚の光物性値計測	17
2-6. 統合解析モデル	18
3. 皮膚表面構造による光散乱の計測	
3-1. はじめに	19
3-2. 皮膚表面構造による光散乱	
3-2-1. 測定対象サンプル	20
3-2-2. 皮膚表面構造の転写方法	20
3-3. 2方向反射率および2方向透過率の定義と測定方法	
3-3-1. 2方向反射率および2方向透過率の定義	22
3-3-2. 測定方法	23
3-4. 測定装置	
3-4-1. 装置構成	25
3-4-2. スクリーンの光透過特性	37
3-5. 測定方法・装置の妥当性	
3-5-1. 測定方法・装置の妥当性	29
3-5-2. 計測可能範囲	30
3-5-3. 計測における角度分解能, および, 計測結果におよぼす各種影響	31
3-6. 計測結果および考察	32
3-7. まとめ	33
(補) 3-A1 別の実験系の計測原理	34
(補) 3-A2 別の実験系の計測装置	36
(補) 3-A3. 自作の完全拡散反射板の性能評価	39
(補) 3-A4. CCD カメラへの入射光量と出力値の関係	39

4. 皮膚表面構造の解析モデル	
4-1. はじめに	45
4-2. 試作した各解析モデル	
4-2-1. キメ構造のみを持つ解析モデル (Model A)	46
4-2-1 (1) 解析モデルの詳細 : Model A	47
4-2-1 (2) Model A における光挙動	48
4-2-2. 面の傾きだけを統計的に与える解析モデル (Model B1, Model B2)	49
4-2-2 (1) 解析モデルの詳細 : Model B	50
4-2-2 (2) Model B における光挙動	53
4-2-3. キメモデルと微細構造のモデルを組み合わせた解析モデル	54
4-2-3 (1) Model C における光挙動	54
4-3. 皮膚表面構造での光散乱解析	56
4-4. まとめ	59
5. 粒子層の光散乱性質と統合モデル	
5-1. 化粧を施していない皮膚 (素肌) の統合モデル	60
5-1-1. 人工皮膚	61
5-1-2. 素肌の統合モデルの検証	64
5-2. 化粧層の解析モデルについて	65
5-2-1. 粒子層の反射・透過性質の測定	66
5-2-2. 測定結果	67
5-3. 粒子層の解析モデルと素肌の統合モデル	69
5-3-1. 粒子層の解析モデルの妥当性	71
5-3-2. 化粧した皮膚の解析モデルの検証	74
5-4. まとめ	77
(補) 5-A1 透明基板上への粒子の塗布方法	78
(補) 5-A2 ショ糖水溶液の屈折率	78
(補) 5-A3 粒子層と皮膚表面構造の解析モデルにおける, 計測結果の補完方法	81
6. 結言	84
謝辞	86
参考文献	87

第1章 緒言

化粧品は生活の中で重要なものである。市場も大きく、メーカー各社は毎年のように新製品を開発し、市場に投入している。

基礎化粧品といえるファンデーションは、肌全体を美しくみせるベースメイクにおいて主要な役割を担っている。ファンデーションは、グリセリンやアルコール水溶液に懸濁された 10nm から 100nm 程度の粒子からなる、この粒子開発においては、肌をより美しく見せるために、素材選択はもちろんのこと、形状についても様々な工夫が凝らされてきた。肌むら・シミの遮蔽力強化や光沢感の制御といった具体的な狙いをもって開発された粒子も多い。



(左：株式会社 資生堂. 凹凸補正効果を有する酸化チタン. P2013-227207A. 2013-11-7.)
(右：三好化成株式会社. 複合粉体及びそれを配合した化粧料. P2011-132115A. 2011-7-7.)

図 1-1. ファンデーション粒子

ファンデーション粒子開発を目的とした研究の多くは、まず、美しいとされる肌を観察し、これを再現できる粒子を試作する。そして、試作した粒子を実際の肌に塗布し、視感評価を行うことによって、作成した粒子の効果を実証しようとする方法が採用されている [1-3]。

いくつかのファンデーション粒子開発事例を紹介する。まず、Nishikata らの報告[1]では、より自然に見えるファンデーションを開発することを目的としている。ヒトの皮膚は半透明であることから、独特の透明感を呈する。しかし、ファンデーションを肌に塗布すると、この透明感が低下し、人工的に見えることがある。この研究では、皮膚の分光反射率を用いて独自に RAO 値※というパラメータを定義し、視感評価により美しいとされた素肌の RAO 値を算出した。そして、美しいとされた素肌の RAO 値に近づける効果をもつ化粧粒子の材料を提案している。

※ RAO 値：光を鋭角の入射角で、皮膚に照射したときに鋭角の反射角について観察した分光反射率と、鈍角の入射角で、皮膚に照射したときに鈍角の反射角について観察した分光反射率の比。 the Ratio of Acute and Obtuse spectral reflectances.

Nishimura らの研究[2]では、「みずみずしい肌」を演出できる化粧粒子を開発した。これには、まず、官能評価によってみずみずしい肌と評価された皮膚の光反射性質を測定し、

官能評価での点数と光反射性質の間に相関が見出せる光学パラメータを探った。次に、様々な粒子を実際の肌に塗布したときの化粧肌の光学パラメータを計測し、みずみずしい肌の光学パラメータに近づけることができる粒子を選定した。

Uehara ら[3]は、顔画像の官能評価から、若々しい印象を与えるには、肌の陰影・色分布が均一であることが重要な因子であると結論づけ、これを化粧により実現できる化粧粒子を開発した。粒子は、半球透過率と透過光の拡散性が大きくなるように素材と形状を決定した。

しかしながら、開発された粒子がもたらす効果に関しては、十分に評価されているとは言えない。その最大の理由は、化粧を施した肌の視感評価に重点が置かれるからである。詳しく述べて、視感評価に対して好結果をもたらす粒子があったとしても、視感に好評価をもたらした物理的因子、例えば、視感と粒子の光性質との関係などが明らかでないためである。そのせいで、開発で培われた技術が風化してしまうといった課題や、新たな粒子開発においても試行錯誤的な手法に頼らざるを得ないといった課題が残されている。

この課題の克服には、粒子素材や形状と、肌の見え方の関係を明らかにすることが望まれる。粒子の開発を目的とした研究では、肌の見え方を、皮膚の分光反射率や、化粧を施した身体部位の撮影画像として取り扱うものが多いものの、これだけでは、化粧の対象となる皮膚の物性が明らかでないだけでなく、粒子が肌の見え方にどのように作用したのか、因果関係を知ることもできない。このように、肌の見え方を定義することは難しい。

そこで、本研究では、肌の見え方を直接扱うわけではなく、ものの見え方が物体からの光反射に関係することに着目する。そして、粒子素材や形状と、化粧を施した肌の光反射の詳細との関係を明らかにする手法を提案する。具体的には、化粧を施した肌を数値モデル化し、そこでの光伝播の解析を行う。これを実現するためには、図 1-3 に示す一連の取組みが必要となる。

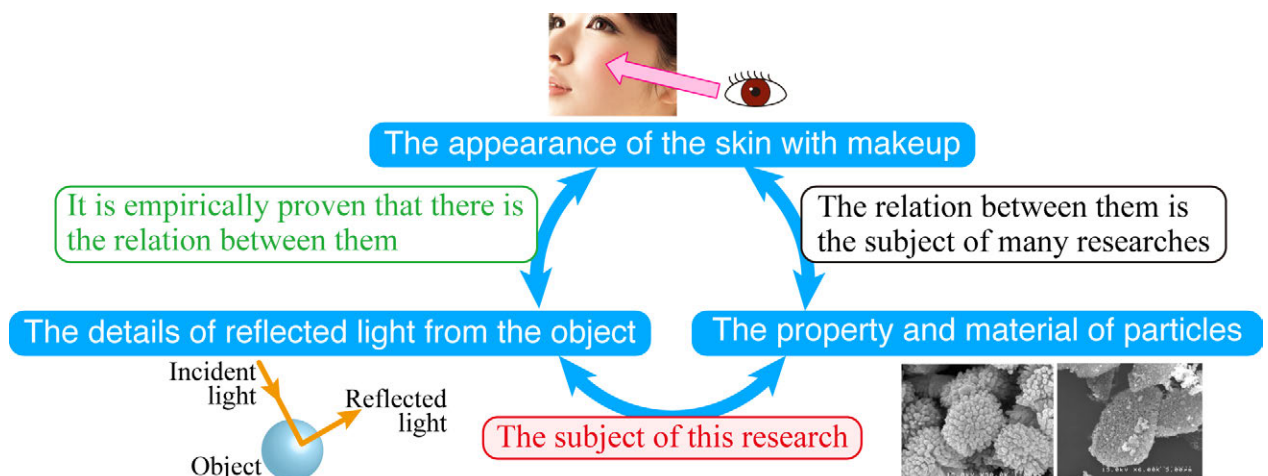


図 1-2. 化粧品開発を目的とした研究を進める視点

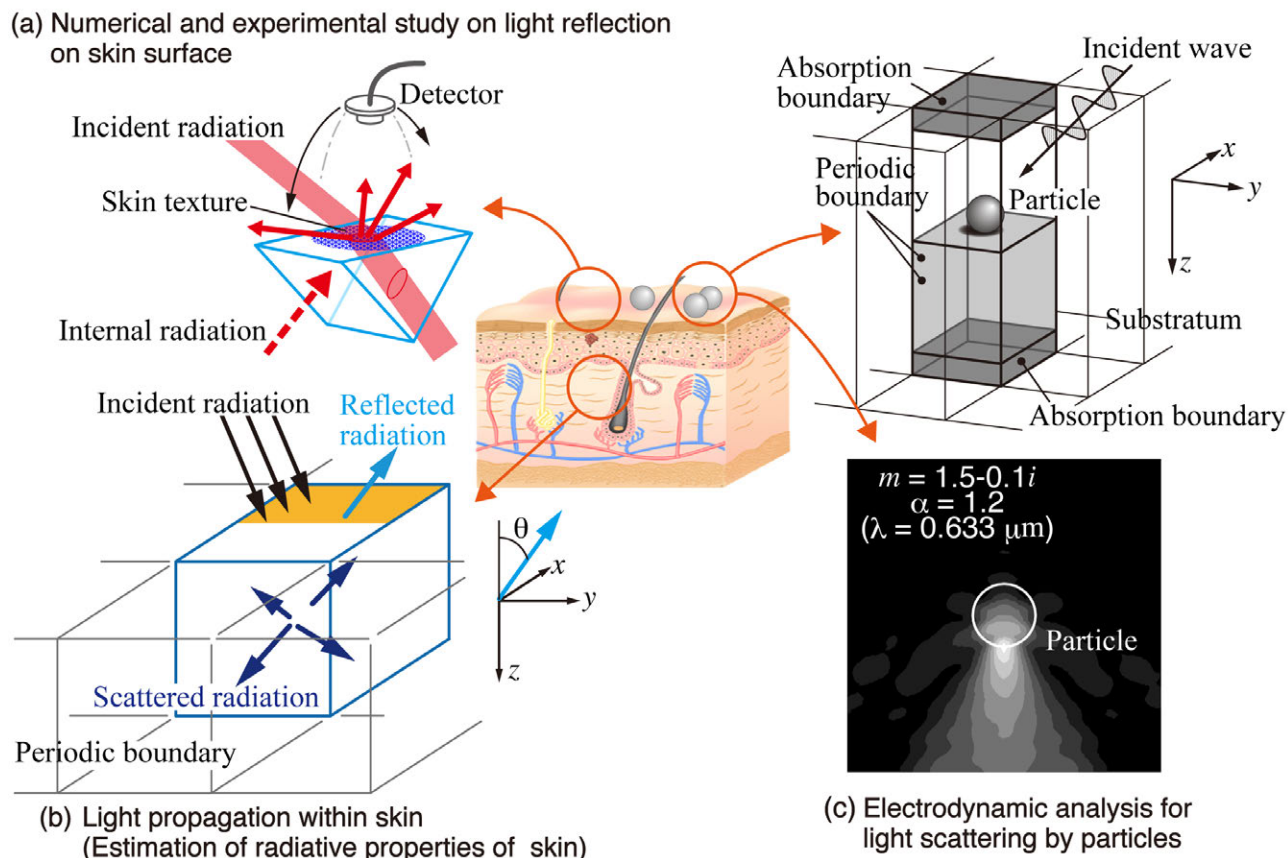


図 1-3. 本研究の全体像

まず、(図 1-3 左下) 肌そのものの光性質を知るための取り組みがある。化粧を施した肌による反射は粒子の光性質だけでは決まらないからである。肌に入射した光は、表面で反射されるものと、肌内部に浸透するものに分かれる。内部に浸透した光は、散乱、吸収を受けつつ肌内を伝播するが、その一部は再び肌の外に出て反射光となる。反射の詳細の把握には、この表面と内部で異なる光挙動をそれぞれ明らかにすることが望ましい。筆者の所属する研究室では、これまで、肌内部の光伝播の予測に必要な光物性の計測に成功しており、肌内部の光伝播を正確に予測できるようになっている[4, 5]。ただし、これは一連の取り組みのひとつである。

肌そのものの光性質を知るために、皮膚内部での光伝播とは別に、(図 1-3 左上) 肌表面における光挙動を扱うための数値モデルの研究を行う。ここでは、まず、肌表面における光挙動を把握するために、肌表面の構造を有する誘電体による光反射特性(2 方向反射率)を計測する。そして、考案したいくつかの数値モデルと、対応する計測結果とを比較して、界面での光挙動を予測するのに適した数値モデルの考察を行う。

化粧した肌による反射の詳細を明らかにするための一連の取り組みの残りは、様々な性状(粒子形状、粒子物性、塗布厚)をもつ粒子群の光散乱を模擬する数値モデルの作成である(図 1-3 右)。そのために、粒子の光散乱の計測と、層状粒子群の解析モデルの作成を

行う．計測された光散乱特性と，解析によって算出した光散乱特性を比較することによって，解析モデルの妥当性を検討する．

そして，これら3つの解析モデル完成後，皮膚における光伝播の解析モデルと粒子の解析モデルとの統合，完成したシミュレータの評価を行い，粒子素材や形状と，肌の見え方との関係について考察する．

ところで，化粧した皮膚を解析モデル化して，ファンデーション性状と化粧肌からの光反射の関係を導出しようとした研究は過去にも行われている[6, 7]．

Okamoto らの研究[6]では，皮膚を3層構造の散乱吸収性媒体と考え，それぞれに既知の光学物性値を与えることによって表現する．皮膚に塗布される粒子は，皮膚表面上に散乱吸収性の膜が存在するとみなして，これに入射した光を散乱または透過させる．塗布する粒子は，球形の酸化チタン(TiO_2)を想定し，粒子膜の光学性質は単位面積あたりの粒子の個数と，Mie 散乱理論にもとづいて得られる散乱断面積から決定される．

Doi らの報告[7]では，化粧肌を，ファンデーション層と皮膚層の2層からなる散乱吸収性媒体とモデル化した．ファンデーション層の分光反射率をクベルカームシグマ法から算出し，測定された素肌の分光反射率と合わせて，化粧肌の分光反射率を推定する方法を提案している．

これらの報告は，粒子と化粧した肌の見え方との関係として，分光反射率にのみ着目して評価している．しかし，化粧肌の見え方は，分光反射率（色）だけで決まるのではなく，皮膚表面構造による光散乱（つやなどの質感）にも依存する．特に，皮膚表面構造は，皮膚表面で反射する光と，皮膚内部で散乱して再び射出する光の両方に作用するため，それが見え方に与える影響は無視できない．よって，本研究では，化粧を施した肌の光反射性質を，ファンデーションによる光散乱だけでなく，皮膚表面構造の影響も考慮して予測できるシミュレータを考案する．

第2章 モンテカルロ法による解析を想定したモデル

2-1. 皮膚内部での光伝播解析モデル

化粧品における光伝播を把握するために、まず、化粧の対象となる皮膚そのものの光伝播を明らかにできる解析モデルが必要である。皮膚での光伝播は、図 2-1 のように、皮膚表面での光散乱と内部での光散乱によって特徴づけられる。皮膚での光伝播を取り扱う解析モデルは、これらを別々に構築してから、組み合わせることによって構築する。本章では、まず、皮膚内部での光伝播について述べる。

皮膚内部での光伝播は、散乱と吸収からなる。散乱は、主に媒体内における屈折率の微細な空間的分布により生じる。生体組織の場合には細胞の存在により、細胞膜と細胞間質液との屈折率の違い、細胞内微小器官と細胞内液との屈折率の違いなどによって散乱が生じる。吸収は、可視光域についていえば、ヘモグロビン、メラニン等の色素に生じる[8,9]。

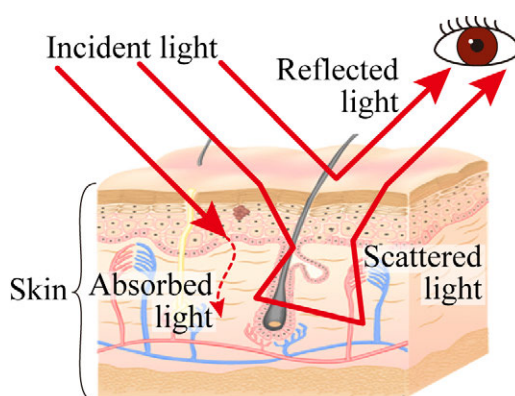


図 2-1. 皮膚における光伝播

このように、伝播する光を散乱・吸収する物質を、光学の分野では、散乱吸収性媒体という。以下では、散乱吸収性媒体の光伝播の取り扱いに関して詳述する。

2-2. 散乱吸収性媒体の光物性値と基礎方程式 [10-12]

ヒトの皮膚は、その内部を伝播する光を吸収したり散乱したりすることから、光学的には散乱吸収性媒体として取り扱われる。散乱吸収性媒体に入射した光は干渉性や偏光などの波動としての性質を徐々に失うため、単にエネルギーが光として輸送されていく現象が生じていると理解されている。このような状況における散乱吸収性媒体内の光伝播を記述するのに必要な光物性値について、以下に記す。

2-2-1. 散乱吸収性媒体の光物性値

散乱体の光学的な特性を表す最も基本的な光学特性値は、散乱係数 σ [mm^{-1}], 吸収係数 α [mm^{-1}], および方向 Ω' から Ω への散乱確率を示す散乱位相関数である。吸収係数 α はいわゆる Beer-Lambert 則で定義される媒体の吸収に関する物性値である。図 2-2(a) のように散乱のない透明な媒体の光の減衰は(2-1)式の Beer-Lambert 則で表される。光強度の空間的な変化率が光強度に比例し、その比例係数が吸収係数 α である。

$$\frac{dI}{ds} = -\alpha I \quad (2-1)$$

(2-1)式を、厚さが s [mm] の試料に適用し、入射光強度を I_0 , 透過光強度を I_t とすると(2-2)式が得られる。

$$I_t = I_0 \exp(-\alpha s) \quad (2-2)$$

一方、散乱係数 σ は、吸収係数の場合と同様に Beer-Lambert 則で定義されるが、対象とする媒体の厚さは図 2-2(b)のように、散乱が 1 回程度しか起こらない場合にのみ適用され、(2-3)式のように散乱による光強度の減衰に関する比例係数として定義される。

$$\frac{dI}{ds} = -\sigma I \quad (2-3)$$

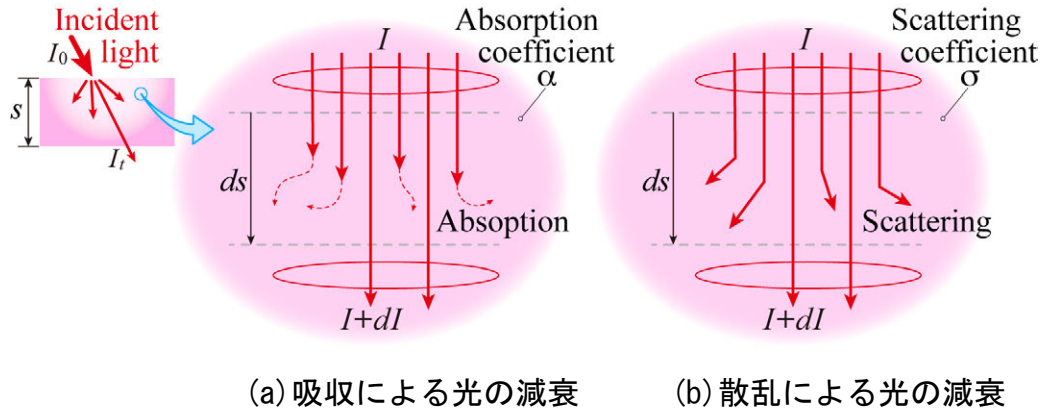


図 2-2. 散乱吸収性媒体内での光の減衰

散乱係数，吸収係数に関連のある光物性値として，減衰係数 β ，アルベド ω を用いることもある．それぞれについて説明すると，まず，減衰係数 β とは，(2-4)式のように，散乱係数 σ と吸収係数 α の和として定義され，(2-5)式のように，散乱吸収性媒体内で光が ds だけ進むときに，入射方向への光強度が減少する割合を表す．

$$\beta = \alpha + \sigma \quad (2-4)$$

$$\frac{dI}{ds} = -\beta I \quad (2-5)$$

アルベド ω は，散乱吸収性媒体内での光伝播において，散乱と吸収が互いにどの程度の割合で生じるかを表すもので，散乱係数 σ ，吸収係数 α を用いて次式で定義される．

$$\omega = \sigma / (\alpha + \sigma) = \sigma / \beta \quad (2-6)$$

散乱に関するもう 1 つの物性値，散乱位相関数 $\Phi(\Omega' \rightarrow \Omega)$ について説明する．これを模式的に示したのが図 2-3 であり，散乱粒子に入射した光が 1 回の散乱によって散乱される方向を確率として(2-7)式で表す．一般に方向 Ω の変化は天頂角 θ と方位角 ϕ より決定されるため，位相関数は両者の関数 $\Phi(\theta, \phi)$ としても表されるが，通常，方位角 ϕ 方向には一様に散乱されると仮定できる場合が多いため， θ のみの関数として $\Phi(\theta)$ とも表される．なお，位相関数は立体角 $d\Omega$ について全立体角 4π で積分すると(2-8)式のように 1 になるよう規格化されている．

$$\Phi(\theta, \phi) = \frac{I(\theta, \phi)}{(1/4\pi) \int_{4\pi} I(\theta, \phi) d\Omega} \quad (2-7)$$

$$(1/4\pi) \int_{4\pi} \Phi(\theta, \phi) d\Omega = 1 \quad (2-8)$$

$\Phi(\theta, \phi)$ が θ のみの関数の場合にはより具体的に(2-9)式となる.

$$(1/4\pi) \int_0^\pi \Phi(\theta) \cdot 2\pi \cdot \sin\theta d\theta = 1 \quad (2-9)$$

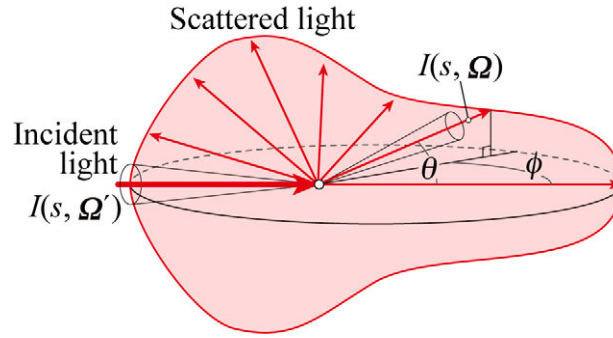


図 2-3. 散乱位相関数の模式図

媒体中に分散された散乱粒子が球状粒子で、球状粒子が過度に密に配置されておらず、球の直径、球と周囲媒体の屈折率が分かっているならば Mie 散乱理論により $\Phi(\theta)$ を理論的に求めることができる。しかし、生体組織は球状粒子が分散された媒体ではないため、正しい散乱係数を Mie 理論から求めることはできず、何らかの測定法を用いて測定する必要がある。

生体組織の散乱位相関数 $\Phi(\theta, \phi)$ を正確に測定することは容易ではないため、通常は方位角 ϕ には依存せず、天頂角 θ のみの関数として $\Phi(\theta)$ を考えることが多い。この場合、散乱の異方性を表すパラメータとして(2-10)式で定義される位相関数の全立体角に対する平均余弦である異方散乱パラメータ g を用いることが多い。

$$g = \frac{\int_0^\pi \Phi(\theta) \sin\theta \cos\theta d\theta}{\int_0^\pi \Phi(\theta) \sin\theta d\theta} \quad (2-10)$$

g は -1 から +1 までの値を取り、-1 のときは完全な後方散乱、0 で等方散乱、+1 で完全な前方散乱である。なお、 $\Phi(\theta)$ も実測することは容易ではないため、生体組織に対しては次の Henyey-Greenstein 関数 ((2-11)式) で近似する場合が多い。

$$\Phi(\cos\theta) = \frac{1-g^2}{(1+g^2-2g\cos\theta)^{3/2}} \quad (2-11)$$

2-2-2. 光（ふく射）の輸送方程式

媒体内を伝播する光が波動性を有していない場合，光の挙動を表す物理量は光強度 I [$\text{W}/\text{mm}^2 \cdot \text{sr}$]であり，これは，図 2-4 に示すように，媒体内の位置 s [mm]にある微小平面の単位面積 $[\text{mm}^2]$ からある方向 Ω の単位立体角 $[\text{sr}]$ あたり，単位時間に放出されるエネルギー $[\text{W}]$ である．ある単一波長の光に対する光強度 I を記述する厳密な支配方程式は光エネルギーの保存を表す輸送方程式 (2-12)である．

$$\frac{1}{\beta} \frac{dI(s, \Omega)}{ds} = -I(s, \Omega) + \frac{\omega}{4\pi} \int_{4\pi} \Phi(\Omega' \rightarrow \Omega) I(s, \Omega') d\Omega' \quad (2-12)$$

ここで，光強度 I は位置 s [mm]，方向 Ω の関数，つまり， $I(s, \Omega)$ である．散乱係数 σ ，吸収係数 α は，位置 s の関数として空間分布を持つ．左辺は散乱と吸収による光エネルギーの減衰を，右辺第 1 項は空間的勾配による光エネルギーの流出量，右辺第 2 項は散乱によって Ω' 方向の微小立体角 $d\Omega'$ [sr]から Ω 方向へ流入する光エネルギーの全立体角 4π にわたる積分を表している．

散乱吸収性媒体内部での光伝播は，ふく射輸送方程式 (2-12) にしたがうことがわかっており，この式に含まれるふく射物性値についても，当研究室で開発した装置を用いて測定可能である．よって，本研究で目的のひとつとしている，皮膚内部での光伝播解析の中心は，(2-12) 式を解くことである．この解法は 2-3-1 節にて説明する．

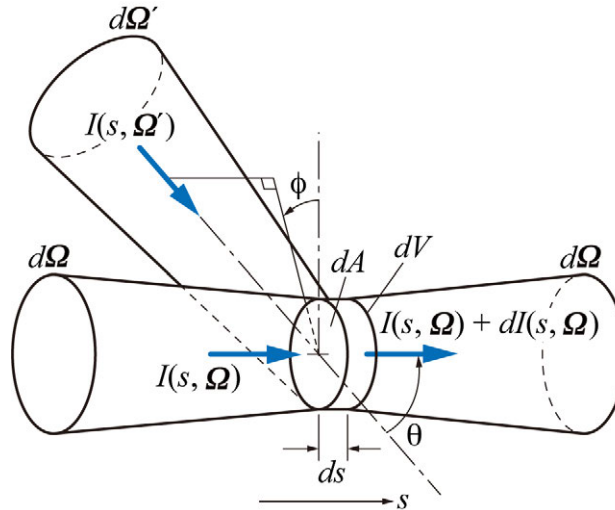


図 2-4. 散乱吸収性媒体内でのふく射挙動

2-3. 解析モデルの概要 [12-14]

皮膚の場合，光物性値は部位や深さによって異なる．また，シミや色むらなど，局所的な光物性値分布も存在する．このような皮膚を扱う解析モデルには，皮膚をいくつかの物性値が異なるセル，または層で構成されるとし，各セル（層）で異なる光物性値を与える事例がある[6, 8, 13]．ここでは，その解析モデルを利用する．

ただし，シミや色むらといった，皮膚内部の不均一が少なければ，光散乱によって，このような不均一性が光伝播に与える影響は均され，ほとんど現れないと考えられる．加えて，本研究の目的は，シミや色むらの評価は対象としていない．したがって，本研究では，皮膚内部は一様で均質であると仮定し，皮膚内部での光伝播解析を行う．

図 2-5 に，解析対象とした皮膚の解析モデルを示す．これは，同じ形状の直方体ブロック（ブロックの高さは媒体の厚さと同じとする）が連続して並んだ無限平板として表される．

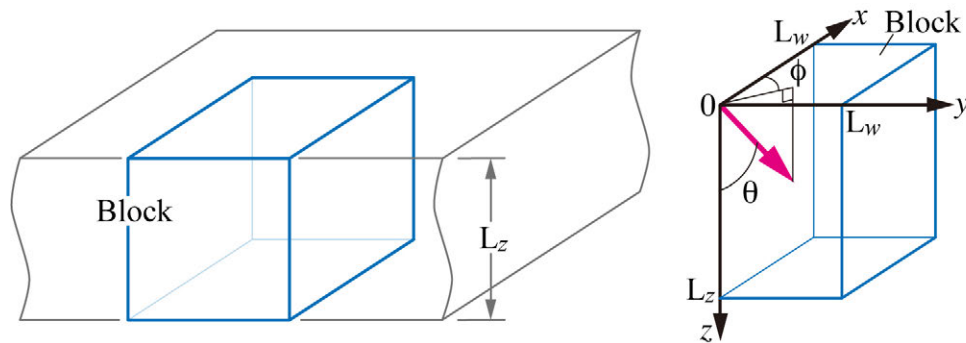


図 2-5. 散乱吸収性媒体（皮膚）の解析モデル

計算領域は，先に述べた媒体を構成する直方体ブロックとする．媒体を形成するすべてのブロックは一様に入射ふく射を受け，同一のふく射場が形成されるため，ブロックの側面は周期境界として扱う．図 2-5 に，計算領域であるブロックの座標系を解析モデルと合わせて示す．ここで，ブロックの各辺の長さは x 方向で L_w ， y 方向で L_w ， z 方向で L_z である．また， $z=0$ 面を，ふく射束を入射させる面とし，そこから解析モデル内部に向かう方向を z 軸の正方向， z 軸に関する天頂角を θ ， x 軸の正方向から計った z 軸まわりの方位角を ϕ とする．

解析モデルの屈折率 n については，実際の皮膚の屈折率は，水分含有量によって異なるが，1.37～1.55 とされている[10,18] ことから， $n_{skin}=1.5$ ，周囲（空気， $n_{air}=1.0$ ）と設定する．ただし，屈折率は，異なる媒体どうしの界面での屈折率差によって生じる光散乱のみに寄与する．したがって，皮膚内部での光伝播のみを考えるならば，屈折率による光伝播への影響を考慮する必要はない．

2-3-1. モンテカルロ法

この解析モデルにおける光伝播は、2-2 節で述べたように、ふく射輸送方程式に従う。皮膚内部での光伝播の詳細を知るために、これを解く必要がある。輸送方程式(2-12)は光学特性値である σ , α あるいは減衰係数 β , アルベド ω , そして $\Phi(\theta, \phi)$ があらかじめ知られており、適当な境界条件が与えられれば原理的に解くことができる。しかし、輸送方程式は偏微分積分方程式であるため一般的な条件では数値的にも解くことは容易でない。これを解く手法はいくつかあるが、その中でも、生体内光伝播には、モンテカルロ法がよく用いられる。次にモンテカルロ法による生体内光伝播シミュレーションについて述べる。

モンテカルロ法とは、コンピュータで発生させた乱数を、事象に当てはめる操作を繰り返すことによって、解のサンプルを大量に採取し、膨大な回数のシミュレーションを繰り返すことで近似解を求める方法である。生体内光伝播のモンテカルロ法シミュレーションにおいては、光をあるエネルギーを持った大きさのない粒子（ふく射束）として扱い、それぞれのふく射束が媒体の光学特性値を統計的に満たすように散乱・吸収を受けながら進んで行く経路を追跡する。数多くのふく射束の経路を追跡してそれらの統計的な平均を取ることで、伝播挙動を明らかにする。以下にその概要を述べる。

エネルギー E_i を持つ光束が、散乱の要因となる微小物体（生体の場合、細胞内組織や細胞壁）に衝突し、進行方向を天頂角 θ , 方位角 ϕ だけ変えて、次の散乱粒子に衝突するまでに s_0 [mm] だけ進むと考える。

媒体の光学特性値 σ , α , $\Phi(\theta)$ が与えられればモンテカルロ法により、統計的に光伝播現象のシミュレーションが可能であり、結果は(2-12)式の輸送方程式を解いたものと等価となる。次に、 s_0 , θ , ϕ の算出手順を説明する。

2-3-2. ふく射束が減衰されずに進む幾何学距離

皮膚は可視光に対して、散乱吸収性媒体としてふるまう。つまり、光は皮膚内を直進せず、ジグザグな経路をたどる。エネルギー粒子は、直線的に進んでいる限りは Beer-Lambert 則に従って指数関数的にエネルギーを失っていく。従って、次の散乱が生じるまでの距離 s_0 , すなわち、ふく射束が、散乱も吸収も受けないで進む間にエネルギーを失う確率 $f(s_0)$ は、

$$I = I_0 \exp(-\beta s) \quad (s \text{ は光路長}) \quad (2-13)$$

を光路長について累積積分した(2-14)式で表される。

$$f(s_0) = \frac{\int_0^{s_0} I_0 \exp(-\beta s) ds}{\int_0^{\infty} I_0 \exp(-\beta s) ds} = 1 - \exp(-\beta s_0) \quad (2-14)$$

(2-14)式の左辺 $f(s_0)$ は 0 から 1 までの数値を一様な確率で取るため、一様乱数 X に置き換えることができ、 s_0 について解くと(2-15)式になる。

$$s_0 = -\ln(1-X)/\beta \quad (2-15)$$

X は一様乱数であるため $1-X$ を X と置き換えても同じなので(2-16)式が得られる。

$$s_0 = -\ln(X)/\beta \quad (2-16)$$

したがって、このふく射束が進む距離 s_0 は、区間 $(0, 1)$ に一様に分布する乱数 X をひとつ選ぶことによって与えられる。

媒体内を s_0 だけ進んだ光は、媒体から射出される、または透過するか、吸収あるいは散乱されることになる。ふく射束がどんな挙動を示すかは、これが到達する位置の座標より判断される。ふく射束の進行方向に沿う単位方向ベクトル \mathbf{D} が、(2-17)式で与えられるとき、 (x_0, y_0, z_0) を基点として伝播するふく射束が他の点 (x, y, z) に到達する。この座標は(2-18)式により与えられる。

$$\mathbf{D} = \begin{pmatrix} d_x \\ d_y \\ d_z \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \sin \theta \cos \phi \\ \sin \theta \sin \phi \\ \cos \theta \end{pmatrix} \quad (2-17)$$

$$\begin{pmatrix} x \\ y \\ z \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} x_0 + d_x \cdot s_0 \\ y_0 + d_y \cdot s_0 \\ z_0 + d_z \cdot s_0 \end{pmatrix} \quad (2-18)$$

ふく射束が媒体から射出される場合、ふく射束の到達した座標が(2-19-a)式を満たすときに反射光として解析モデルの $z=0$ 平面から射出され、(2-19-b)式を満たすときは、透過光として階席も出るの $z=L_z$ 平面から射出される。また、媒体と空気の屈折率差によって生じる屈折および反射は、スネルの法則、そしてフレネルの公式から得られる反射係数より導いた反射率[14] にしたがうとする。

$$z < 0 \quad (2-19-a)$$

$$z \geq L_z \quad (2-19-b)$$

図 2-7 のように，ふく射束が射出する媒質表面上の座標 (x_p, y_p, z_p) は，ふく射束が射出（透過）するかどうかを判断したときの座標 (x, y, z) より，次式によって求められる．

$$\begin{pmatrix} x_p \\ y_p \\ z_p \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} x - d_x \cdot z / d_z \\ y - d_y \cdot z / d_z \\ 0 \end{pmatrix} \quad (\text{反射}) \quad (2-20-a)$$

$$\begin{pmatrix} x_p \\ y_p \\ z_p \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} x - d_x \cdot (z - L_z) / d_z \\ y - d_y \cdot (z - L_z) / d_z \\ L_z \end{pmatrix} \quad (\text{透過}) \quad (2-20-b)$$

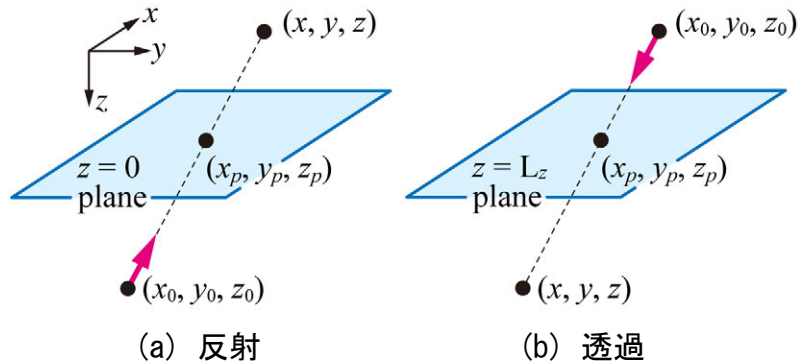


図 2-7. ふく射束が解析モデルから射出するときの位置

2-3-3. ふく射束の散乱，吸収

i 回目の散乱後のふく射束のエネルギー E_i は $i+1$ 番目の散乱後に(2-21)式の E_{i+1} となる．

$$E_{i+1} = \left(\frac{\sigma}{\alpha + \sigma} \right) E_i = \omega E_i \quad (2-21)$$

したがって，乱数 X を，ひとつのふく射束に対してひとつ選び，

$$X \geq \omega \quad (2-22)$$

を満たすならば，ふく射束は吸収され，これ以外の場合は散乱される．

なお，材料固有の光物性値 β, ω については，当研究室で開発した光物性計測装置[6]を用いる．

2-3-4. ふく射束の散乱方向

ふく射束が散乱される場合には，次にふく射束が進むべき方向 θ, ϕ も決定する必要がある．ここでは前に述べた散乱位相関数 $\Phi(\Omega' \rightarrow \Omega)$ で記述される非等方性散乱を取り扱うが，この場合，ふく射束が散乱される方向は散乱前の方向に依存する．以下では散乱前のふく射束の進行方向を基準に天頂角を ξ ，方位角を η と定義した図 2-8 に示す座標系を用いて，散乱後のふく射束の進行方向を決定する方法を説明する．

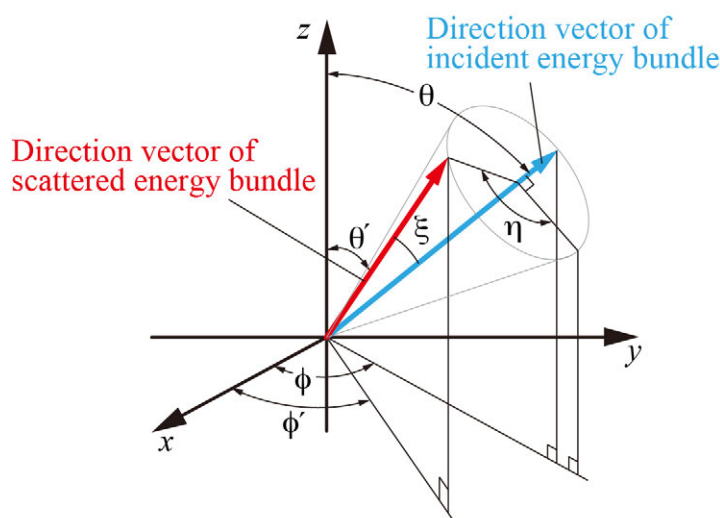


図 2-8. ふく射束の進行方向を基準とした座標系

モンテカルロ法では，事象 x が起こりうる確率密度 $f(x)$ が分かっているならば，区間 $(0, 1)$ の乱数 X を選ぶことによって，以下の関係式から，起こる事象を決定できる．

$$X = \int_0^x f(x^*) dx^* \quad (2-23)$$

一般的に，散乱吸収性媒体内での散乱方向は2つの角度 ξ, η によって表されるため，2変数の確率密度関数から ξ, η を決定する必要がある．しかし，前で述べたように，多くの散乱位相関数は，方位角 η について対称とみなされるため，天頂角 ξ のみの関数で与えられる．今回，本解析モデルで採用される散乱位相関数も，同様に取り扱う．

特に，生体組織の散乱位相関数は，Heney-Greenstein 関数は次式で定義される．

$$\Phi_{H-G}(g) = \frac{(1-g^2)}{(1+g^2-2g \cos \xi)^{3/2}} \quad (2-24)$$

g は、非対称因子（任意の値）である。

さて、散乱位相関数が天頂角 ξ のみの関数で与えられる場合には、 ξ, η は全く独立な確率密度関数 $p_p(\xi), p_p(\eta)$ から求めることができる。まず、天頂角 ξ に関する確率実度関数 $p_p(\xi)$ を導く。ふく射束が ξ の微小角度 $\Delta\xi$ に散乱される確率 $P_p(\xi, \Delta\xi)$ は散乱される全ふく射エネルギーに対する、 $\Delta\xi$ の範囲に散乱されるふく射エネルギーとの比になる。いま、考えている点に入射するふく射強度を I とすれば、その確率 $P_p(\xi, \Delta\xi)$ は、

$$P_p(\xi, \Delta\xi) = \frac{2\pi \left(\frac{\omega}{4\pi}\right) \cdot I \cdot \Phi(\xi) \sin \xi \Delta\xi}{2\pi \int_0^\pi \left(\frac{\omega}{4\pi}\right) \cdot I \cdot \Phi(\xi^*) \sin \xi^* d\xi^*} \quad (2-25)$$

となる。この式に、今回用いる散乱位相関数 $\Phi(\xi)$ を代入して、確率密度関数 $p_p(\xi)$ を求めると、

$$p_p(\xi) = \lim_{\Delta\xi \rightarrow 0} \frac{P_p(\xi, \Delta\xi)}{\Delta\xi} = -\frac{a(1-g^2)}{2g} \left\{ \left(1+g^2-2g \cos \xi\right)^{-1/2} - \left|\frac{1}{1-g}\right| \right\} \quad (2-26)$$

となる。確率密度関数 $p_p(\eta)$ は、ふく射束が方位角 η に関して等方に散乱されるため、以下の式で表すことができる。

$$p_p(\eta) = \frac{1}{2\pi} \quad (2-27)$$

ふく射束が散乱される方向 ξ, η は、それぞれの確率密度関数 $p_p(\xi), p_p(\eta)$ と式 (2-23) を用いて次のようにして導かれる。まず、天頂角 ξ については、式 (2-25) を式 (2-23) に代入して、

$$X = \int_0^\xi -\frac{a(1-g^2)}{2g} \left\{ \left(1+g^2-2g \cos \xi^*\right)^{-1/2} - \left|\frac{1}{1-g}\right| \right\} d\xi^* \quad (2-28)$$

が得られる。これを ξ について解けば、

$$\cos \xi = 1 - 2X \quad (g = 0) \quad (2-29-a)$$

$$\cos \xi = \frac{1}{2g} \left[\left(1 + g^2 \right) - \left\{ \left| \frac{1}{1-g} \right| - \frac{2gX}{a(1-g^2)} \right\}^{-2} \right] \quad (g \neq 0) \quad (2-29-b)$$

区間 $(0, 1)$ の乱数 X をひとつ選ぶことによって, この式から天頂角 ξ が決定される.
また, η については, 式 (2-23) と式 (2-26) から

$$X = \int_0^\eta \frac{1}{2\pi} d\eta \quad (2-30)$$

が得られる. 整理すると,

$$\eta = 2\pi X \quad (2-31)$$

である. この式から別に区間 $(0, 1)$ の乱数をひとつ選ぶことによって η が決定できる.
この ξ, η を用いて, 散乱後のふく射束の進行方向を示す単位ベクトルは, xyz 座標系で次のように表される.

$$\begin{pmatrix} \sin \theta \cos \phi \\ \sin \theta \sin \phi \\ \cos \theta \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \cos \theta' \cos \phi' \sin \xi \cos \eta - \sin \phi' \sin \xi \sin \eta + \sin \theta' \cos \phi' \cos \xi \\ \cos \theta' \sin \phi' \sin \xi \cos \eta + \cos \phi' \sin \xi \sin \eta + \sin \theta' \sin \phi' \cos \xi \\ -\sin \theta' \sin \xi \cos \eta + \cos \theta' \cos \xi \end{pmatrix} \quad (2-32)$$

θ, ϕ 方向に散乱されたふく射束の挙動は, 本節で述べてきた方法を引き続き繰り返すことによって求められる.

2-4. 皮膚内部での光伝播解析方法

以下に、皮膚内部での光伝播解析フローを示す。

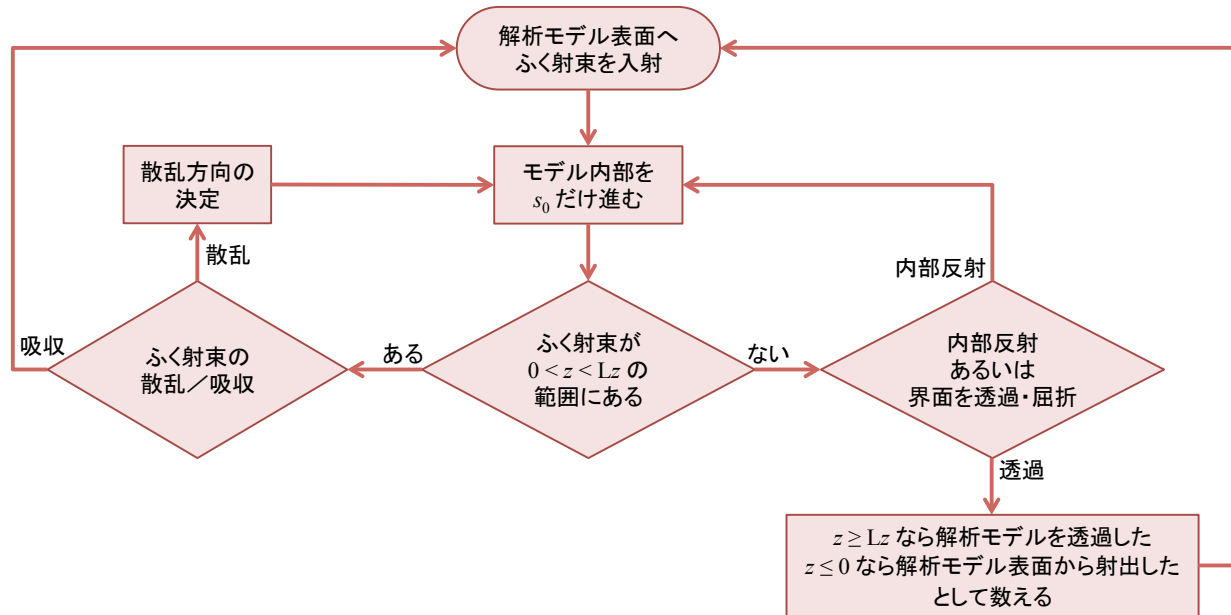


図 2-9. 皮膚内部での光伝播解析フロー

2-5. 皮膚の光物性値計測

先にも述べたように、光（ふく射）の輸送方程式により取り扱われることが多い[8, 15].

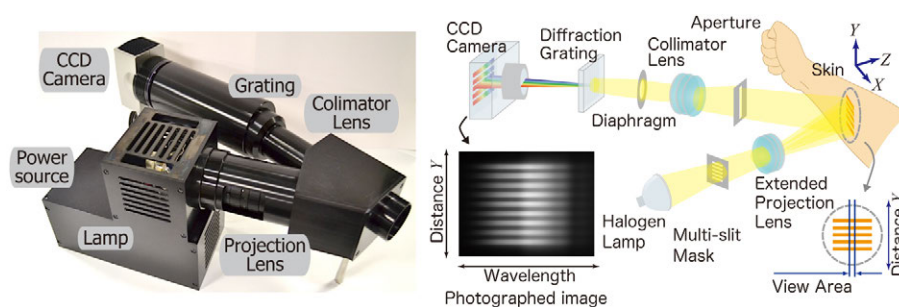
$$\frac{1}{\beta} \frac{dI(s, \Omega)}{ds} = -I(s, \Omega) + \frac{\omega}{4\pi} \int_{4\pi} \Phi(\Omega' \rightarrow \Omega) I(s, \Omega') d\Omega'$$

皮膚が一様な光物性値を有するブロックで構成されているとしても、実際に、モンテカルロ法で光伝播を予測するには、この輸送方程式中の、減衰係数、 β 、アルベド、 ω 、散乱位相関数 Φ といった光物性の値を知ることが不可欠である。この計測方法は当研究室で既に関連されている[4, 5].

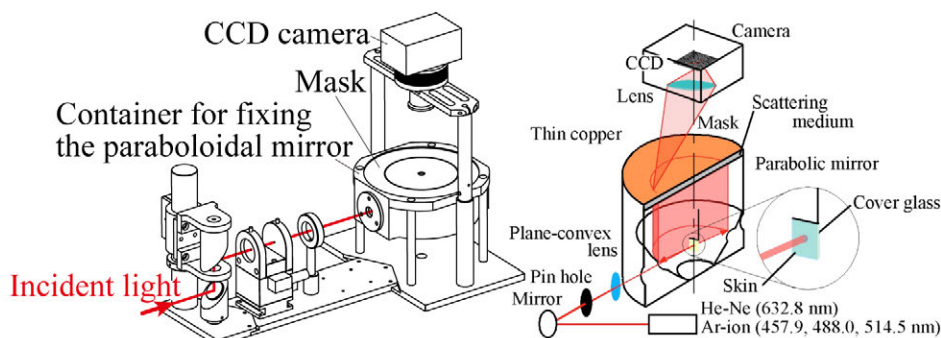
光物性値の計測方法について大まかに説明すると、散乱吸収・吸収係数は、散乱吸収性媒体に光が入射したときのぼやけ具合と反射される光量に影響する。よって、皮膚に縞状の光を照射したときに現れる皮膚上の縞模様のぼやけ具合と明るさから、逆解析法によって散乱係数と吸収係数を推定するものである[4].

また、散乱位相関数の測定に関しては、試料用皮膚組織を2枚のカバーガラスに挟んで保持した測定対象を、皮膚と同じ屈折率の透明な液体で満たした回転放物面鏡の焦点位置に固定し、レーザービームを照射する。試料で散乱された光は、回転放物面鏡の反射面で反射して2次元的に強度分布のある平行光に変換される。この平行光を CCD カ

メラによって撮影し、画像処理を施して方向ごとの光強度分布を算出する方法である[5].



(a) 散乱係数・吸収係数計測装置[4]



(b) 散乱位相関数計測装置[5]

図 2-9. 散乱吸収性媒体の光物性値計測装置の概要

2-6. 統合解析モデル

これまで述べてきたように、本研究では、皮膚の光伝播はモンテカルロ法により解析する。モンテカルロ法による解析は、計算に時間を要するという欠点はあるものの、計算を実施する系に対する極めて高い汎用性は、その他の解析手法に対して大きく優位である。緒言で述べた、皮膚表面での光挙動のモデルも、ファンデーション層に例えた層状粒子群のモデルも、モンテカルロ法による解析ができれば、それらを統合することは容易である。

以上を踏まえ、本研究では、モンテカルロ法により解析を想定したモデルの開発を行うことにする。

第3章 皮膚表面構造による光散乱の計測

3-1. はじめに

第2章では、皮膚内部での光伝播解析について述べたが、化粧の対象となる素肌を解析モデル化するには、皮膚内部での光挙動だけでなく、皮膚表面構造における光挙動も合わせて考慮する必要がある。そのためには、皮膚表面構造の解析モデルも作成し、皮膚内部の解析モデルと組み合わせる。ただし、皮膚表面構造の解析モデルを構築する前に、まず、皮膚表面構造がどんな光散乱性質を有しているかを実験的に調べる必要がある。

皮膚表面構造（図3-1）は、肌のつや、マット感といった、質感を決定づける因子のひとつと考えられていることから、化粧品開発においても、皮膚表面構造とその見え方との関係を明らかにしようとする研究は従来から行われてきた[16,17]。

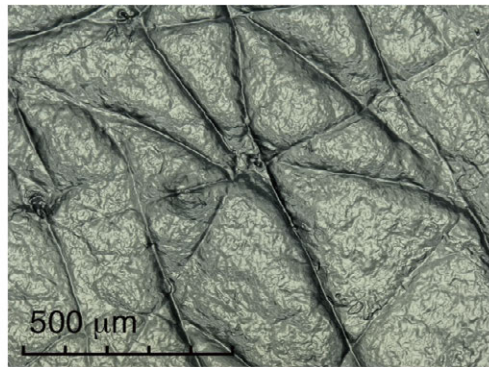


図3-1. 皮膚表面の観察画像

例えば、Ohtsuki らの研究[16]では、皮膚表面構造が異なる疑似皮膚をいくつか作成し、視感評価にて美しく見える順位をつけた。そして、その順位と皮膚表面構造の関係を探った。さらに、皮膚表面構造の光反射解析モデルを開発し、光反射性質の解析結果と、作成した疑似皮膚の光反射性質を比較している。

しかし、この方法では、皮膚表面構造のみの光反射性質を知ることは難しい。なぜなら、図2-1のように、皮膚からの光反射は、皮膚表面からの反射と、内部での光散乱の両方に影響を受けるからである。したがって、皮膚表面構造の光反射性質を知ろうとするならば、皮膚内部での光散乱と分離して計測する必要がある。

本章では、皮膚内部での散乱光と皮膚表面構造の光散乱を分離する方法、皮膚表面構造の光散乱性質の計測原理・方法、および、その結果を記す。

3-2. 皮膚表面構造による光散乱

3-2-1. 測定対象サンプル

皮膚内部の光散乱の影響を受けず、表面構造のみの光散乱性質を調べるために、光学プリズム表面に、屈折率がそれと同じで、透明な樹脂によって皮膚構造を転写する。皮膚の屈折率は、その水分含有量によって変化するが、1.37～1.55 [10,18] である。ガラスの屈折率は 1.46～1.52 と、皮膚の値に近い。したがって、ガラス板表面に皮膚の表面構造を転写すれば、皮膚表面と同等の環境が再現できる。

光学プリズム表面への皮膚表面構造転写に用いた溶融樹脂は、屈折率調整 [19] が可能な光硬化樹脂（紫外線硬化型アレイ組立用接着剤 AT3925M, NTT アドバンステクノロジー株式会社）である。これは、主剤のオリゴマー、紫外線を照射することで硬化剤として反応する光重合開始剤、そして各種添加剤から構成される樹脂である。屈折率の制御は、主剤のオリゴマーの割合を調整することで行う。光学プリズムと、皮膚表面構造を形成する樹脂の屈折率差によって生じる界面での光反射を生じないようにするために、本研究で使用した樹脂の屈折率は、光学プリズムの屈折率 ($n=1.51$) と同じになるよう調整されている。樹脂とプリズムの屈折率が同じならば、これらの界面で、屈折率差による反射・屈折は生じない。ただし、樹脂が密着している箇所以外のプリズム表面は、空気と接しているため、ここではガラスと空気の屈折率差により、反射または屈折が生じる。この光に関しては次節にて述べる。

表 3-1. 皮膚表面構造転写に用いた樹脂と光学プリズムの屈折率

	絶対屈折率 (at 632.8 nm)
光硬化樹脂 AT3925M	1.495 (± 0.005)
光学プリズム (材料 : BK7)	1.515

3-2-2. 皮膚表面構造の転写方法

ここでは、光学プリズム表面上に、透明な樹脂によって皮膚表面構造を転写したプリズムを製作する方法を説明する。光学プリズム表面へ皮膚構造を成形するために、まず、レプリカ剤（型取り用シリコンゴム KE-1603-A/B, 信越化学工業株式会社）でネガティブレプリカを作成し、そこに上記の光硬化樹脂を滴下して、プリズム表面に押し当てながら、紫外線ランプで樹脂を硬化させる。対象とした部位は、前腕内側（27 歳女性）である。この部位は、表面構造が整っており、毛穴や、しわのような、構造の不均一が少ない。

なお、プリズム表面のうち、皮膚表面構造を転写していない面に関しては、空気とガラスの界面で反射や屈折が生じ、実験の際に迷光の原因となることが考えられるため、この面に黒色塗装（水性スプレーEXE，つやなしブラック，日本ペイント株式会社）を施すことで、迷光を抑えることとした。

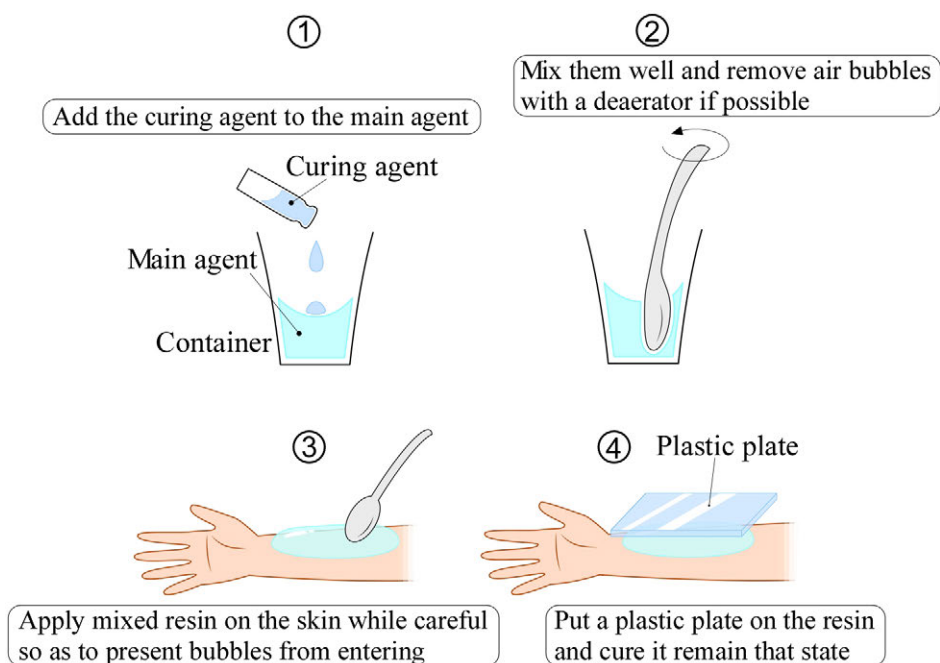


図 3-1. ネガティブレプリカ作成方法

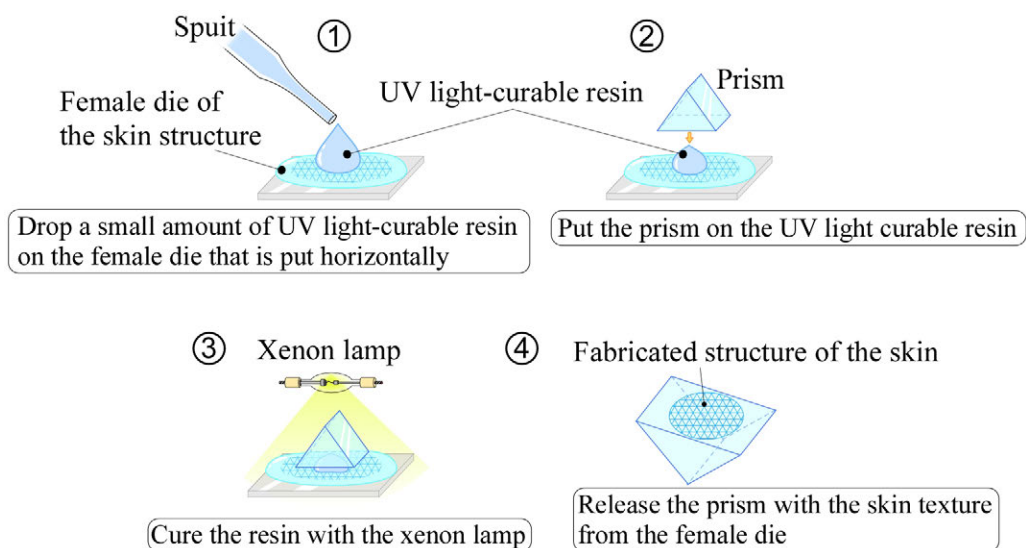


図 3-2. 光学プリズムへの皮膚表面構造の転写

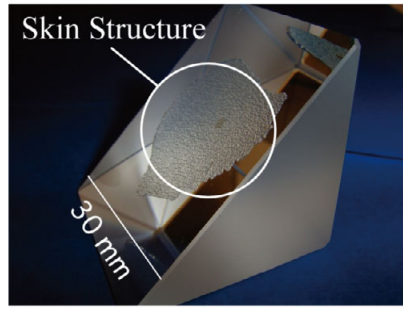


図 3-3. 皮膚表面構造を転写した光学プリズム

3-3. 2 方向反射率および 2 方向透過率の定義と測定方法

3-3-1. 2 方向反射率および 2 方向透過率の定義

Brewster の定義[20] に従うと，2 方向反射率および 2 方向透過率は，それぞれ次のように表すことができる．

$$\rho_r''(\theta, \phi, \theta_{in}) = \pi I(\theta, \phi) / q_{in}(\theta_{in}) \quad 0 \leq \theta \leq \pi/2 \quad (3-1-a)$$

$$\rho_t''(\theta, \phi, \theta_{in}) = \pi I(\theta, \phi) / q_{in}(\theta_{in}) \quad \pi/2 \leq \theta \leq \pi \quad (3-1-b)$$

ここで， $I(\theta, \phi)$ は，サンプル表面および裏面から，天頂角 θ ，方位角 ϕ の方向（図 3-4）へ反射，または，透過する光の強さ（intensity）を， $q_{in}(\theta_{in})$ は， q_{in} から入射する光の流束（flux）をあらわす．2 方向反射率・透過率に関しては，Brewster 以外の定義も存在する．例えば，Siegel & Howell [12]らは，分子に π を含まない 2 方向反射率を定義している．ここでは，無次元単位となる Brewster の定義を採用した．

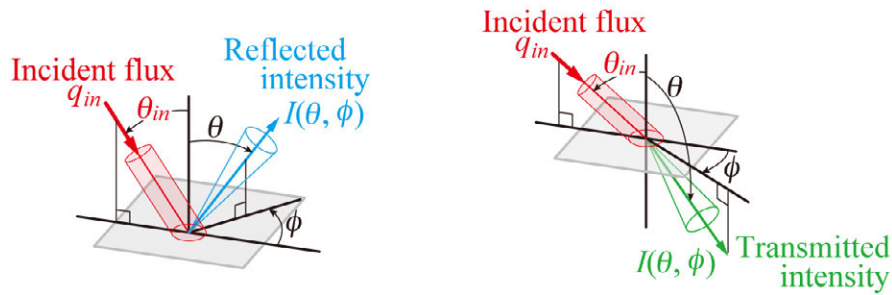


図 3-4. 2 方向反射率および 2 方向透過率

2 方向反射率・透過率は，反射，または透過する光の強さ分布と，入射光流束を計測することで求めることができる．ここでは，平行平板上のサンプルを対象に，これらを求める計測システムを提案する．

3-3-2. 測定方法

本測定では、対象からの反射光および透過光の強さ分布を短時間で計測するために、回転放物面鏡と CCD カメラを使用する。測定方法の概念図を図 3-5 に示す。

図に示すように、放物面鏡を垂直上向きに設置し、その焦点位置に、計測対象を、その法線が水平となるように配置する。入射光は、水平方向から対象に導かれる。対象（の法線方向）と入射光のなす角 θ_{in} は、対象を回転放物面鏡の対称軸周りに回転させることで、変えることができる。対象によって反射、あるいは、対象を透過した光は、放物面鏡により、垂直上方に反射される。

いま、放物面鏡の上方に、仮想の水平平面を考えると、その仮想平面に到達する光の流束分布は、反射光あるいは透過光強さの角度分布 $I(\theta, \phi)$ に関係づけることができる。本手法では、仮想平面上での光流束の分布を計測することで、 $I(\theta, \phi)$ を求めることにした。

図 3-5 に示す座標系を用いて、仮想平面に到達する光流束と、 $I(\theta, \phi)$ の関係を示す。いま、仮想平面上の点 (x_0, y_0) における光流束を $q(x_0, y_0)$ するとき、反射光（あるいは透過光）の強さ $I(\theta, \phi)$ との関係は、次式で与えられる。

$$q(x_0, y_0) = I(\theta, \phi) \cdot \Delta\Omega \quad (3-2)$$

ここで、 $\Delta\Omega$ は点 (x_0, y_0) からサンプル表面の面積 A_s を望む立体角である。 A_s は入射光が照射される狭い範囲の面積で、 $I(\theta, \phi)$ はそこで反射される（あるいは、そこを透過する）光の平均的な光強さとする。

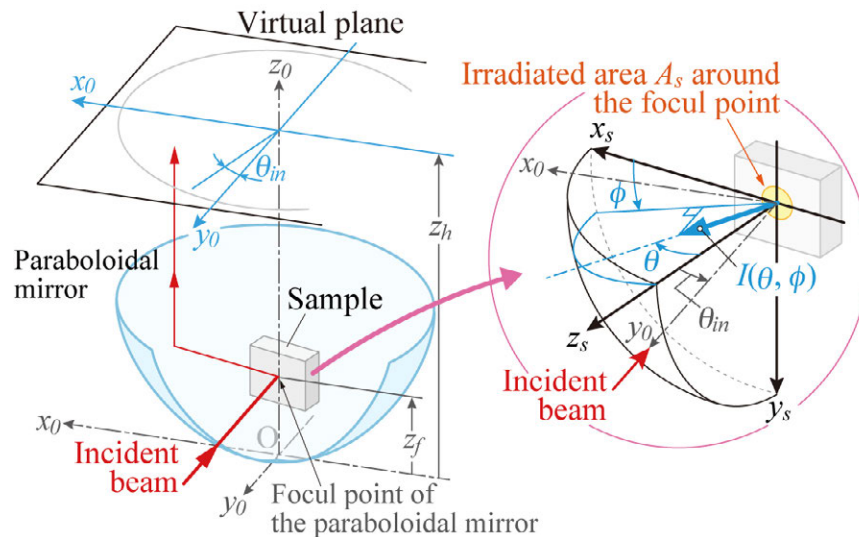


図 3-5. 装置の座標系

図 3-5 に示すように、焦点距離を z_f 、放物面の底から仮想平面までの距離を z_h とすると、焦点から放物面上の 1 点を介して仮想平面に到達するまでの光路長 L は、放物面上

のどの点を通っても

$$L = z_f + z_h \quad (3-3)$$

と一定なので、立体角 $\Delta\Omega$ は

$$\Delta\Omega = A_s / L^2 \quad (3-4)$$

となる。したがって、

$$I(\theta, \phi) = \frac{q(x_0, y_0)}{(A_s / L^2) \cos \theta} \quad (3-5)$$

なお、 x_0, y_0 は、幾何学的な考察から $\theta_{in}, \theta, \phi$ の関数として、以下の式で表される。この式の導出方法は、補足 3-A5 に示す。

$$\begin{pmatrix} x_0 \\ y_0 \end{pmatrix} = \frac{2z_f(-\sin \theta \sin \theta_{in} + 1)}{\sin^2 \theta \cos^2 \phi + \cos^2 \theta} \cdot \begin{pmatrix} \sin \theta \cos \phi \cos \theta_{in} - \cos \theta \sin \theta_{in} \\ \sin \theta \cos \phi \sin \theta_{in} + \cos \theta \cos \theta_{in} \end{pmatrix} \quad (3-6)$$

(3-1) 式に示すように、2 方向反射率・透過率の算出には、上で述べた $I(\theta, \phi)$ の計測に加えて、入射光の流束 $q_{in}(\theta_{in})$ を測定する必要がある。本研究では、 $q_{in}(\theta_{in})$ を直接測定することはせず、理想的な拡散反射板からの反射光強さ I_d を計測することで、これに代えることとした。

理想的な拡散反射板（以降、完全拡散反射板と呼ぶ）は、入射光を完全に、かつ、等方（光強さが方向に依らず一定）に反射する。この場合、 $q_{in}(\theta_{in})$ と I_d の間に次の関係が成り立つ。

$$q_{in}(\theta_{in}) = \pi I_d \quad (I_d = \text{const.}) \quad (3-7)$$

いま、 I_d に関しても、 $I(\theta, \phi)$ と同様、仮想平面上の光流束、 $q_d(x_0, y_0)$ と次の関係が成り立つ。

$$I_d = \frac{q_d(x_0, y_0)}{(A_s / L^2) \cos \theta} \quad (3-8)$$

したがって、2 方向反射率・透過率は、次式で求めることができる。

$$\rho''(\theta, \phi) = \frac{I(\theta, \phi)}{I_d} = \frac{q(x_0, y_0)}{q_d(x_0, y_0)} \quad (3-9)$$

3-4. 測定装置

3-4-1. 装置構成

測定装置の模式図および外観を、それぞれ、図 3-6 および図 3-7 に示す。使用する回転放物面鏡は鏡面部の内径 154 mm（外径は 165.5 mm）、高さ 55 mm、焦点距離 27 mm で、放物面の対称軸が鉛直となるように設置される。放物面鏡は、その底部に直径 40mm の穴が存在するが、これ以外に、レーザー光を入射するために、焦点を含む水平軸上の 1 カ所に、直径 12 mm の穴があけられている。

回転放物面鏡を設置する台は、全円分度器が貼付けられたターンテーブルを有している。このターンテーブルは回転放物面鏡と分離されており、ターンテーブルを回転させても、放物面鏡は動かない。そのターンテーブルに、放物面鏡底部の穴を通して、サンプルホルダーが備え付けられている。ターンテーブルを回転させることで、サンプルへの光の入射角 θ_m を変えることができる。

測定方法で述べた仮想平面上で、反射光あるいは透過光の流束を計測するために、放物面鏡上縁に接するようにスクリーンを設置している。スクリーンは半透明な光散乱性の材質でできており、そこを透過する光のエネルギーを、その上方に据えられた CCD カメラにより計測することとした。このスクリーンを用いる理由は次の通りである。

使用する放物面鏡の直径は、CCD カメラのレンズ径よりも大きい。もし、放物面鏡によって鉛直方向に光が反射されても、CCD カメラのレンズ径の範囲でしか採光することができない。放物面鏡からの光を、一旦、スクリーンに映すことで、その総てを計測できるからである。なお、このスクリーンが有すべき特性に関しては、後に詳述する。

本研究で利用する CCD カメラ（BS-40L、ビットラン株式会社）は、画像素子ごとにデジタル出力を取り出すことができるが、撮影する光のエネルギーに比例した出力が得られない。実際の計測に際して、事前のキャリブレーションにより、カメラのデジタル出力と光エネルギーを関連づけている。

2 方向反射率・透過率の算出に必要な I_d の計測には、既に述べたように、完全拡散反射板が必要である。ここでは、アルミ平面ミラー（TFA-30C05、シグマ光機株式会社）にペースト状の硫酸バリウム（6080, Labsphere, Inc., 半球反射率 95～98 %）を吹き付けたものを利用した。この反射板は、入射光を完全拡散反射することが確認されている。評価方法の詳細は、本章の補足 3-A3 に記載する。

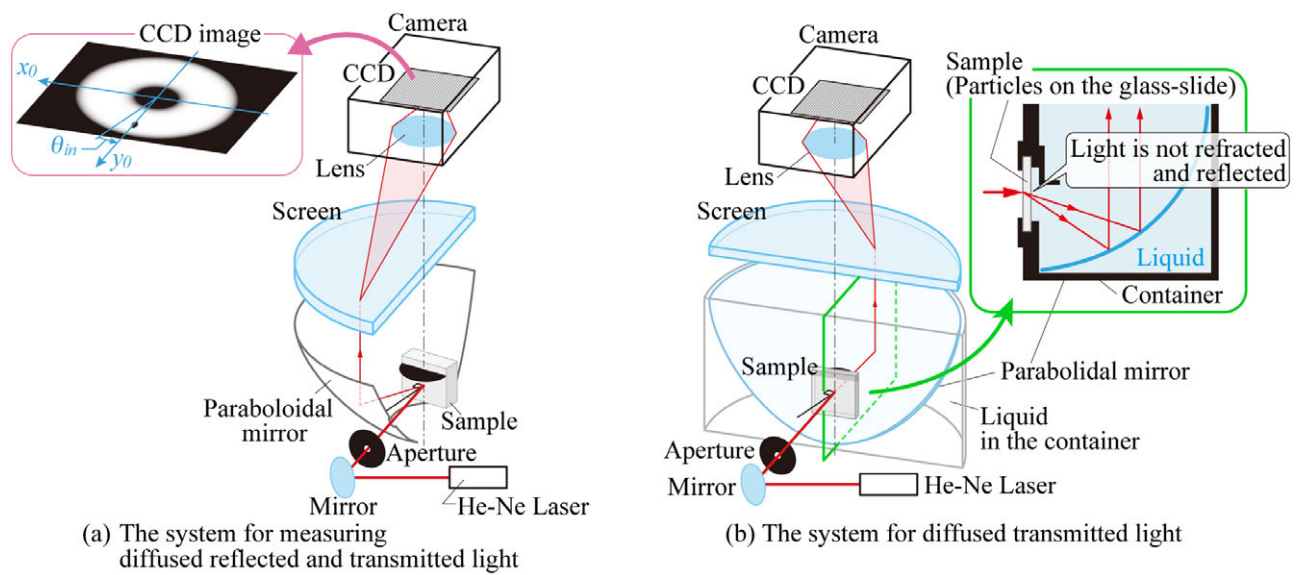


図 3-6. 装置の概念図

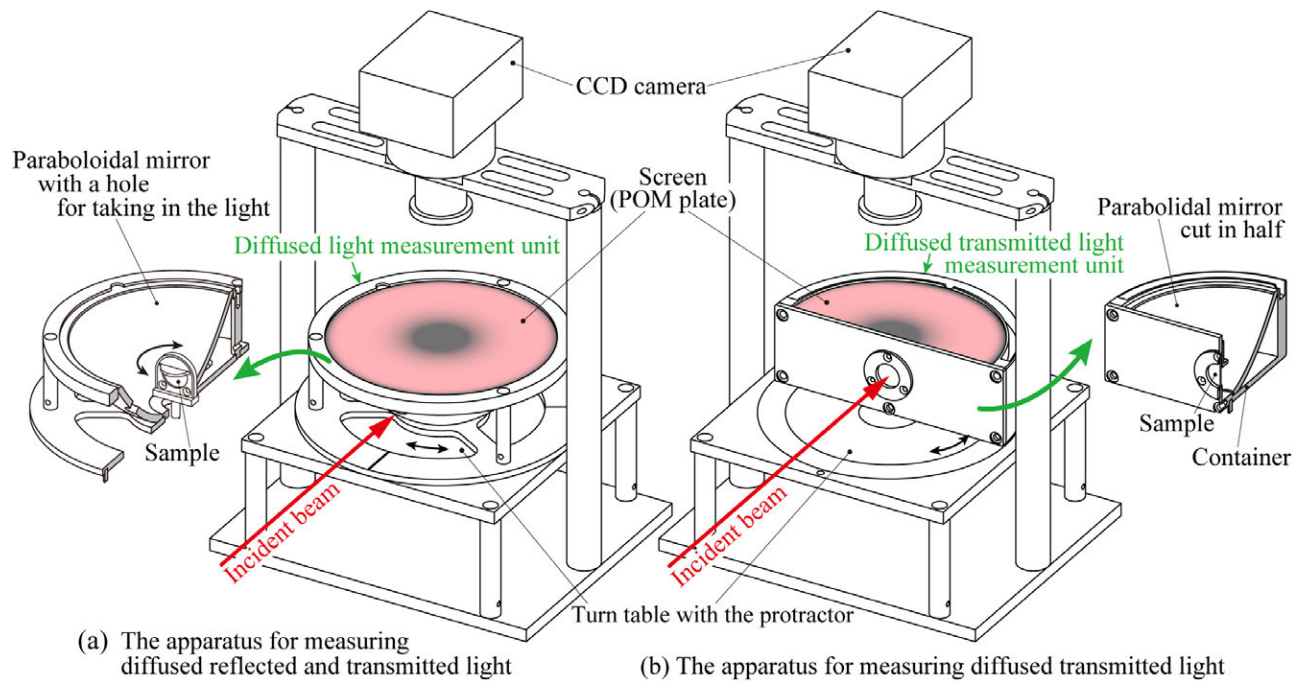


図 3-7. 装置の外観

3-4-2. スクリーンの光透過特性

先にも述べたように、仮想平面に置かれるスクリーンは、半透明の光散乱性の媒質である。このスクリーンで、図 3-8(a)に示すように、完全拡散的に（光強さの指向分布が一樣となるように）光を透過させることができれば、スクリーン下面に到達した光の流束分布 $q(x_0, y_0)$ に比例する流束分布を、CCD カメラにより撮像できる。スクリーン上の点、 x_0, y_0 からの光流束に対するカメラ出力値を $D(x_0, y_0)$ とすると、 $D(x_0, y_0)$ と $q(x_0, y_0)$ の間に、次の関係が成り立つ。

$$D(x_0, y_0) = c \cdot R \cdot q(x_0, y_0) \quad (3-10)$$

ここで、 c はスクリーン透過率（透過方向に依らず一定）、 R はカメラの感度に関わる係数（撮影する光の流束とカメラ出力の比）である^{*1}。

しかしながら、図 3-8(b)に示すように、スクリーンを透過する光の指向分布が一樣でない場合（図には天頂角分布が一樣でない場合が描かれている）、 $D(x_0, y_0)$ と $q(x_0, y_0)$ の間の関係は、次式となる。

$$D(x_0, y_0) = c(x_0, y_0) \cdot R \cdot q(x_0, y_0) \quad (3-11)$$

この場合、スクリーンの透過率 c が位置 x_0, y_0 の関数となるため^{*2}、 $D(x_0, y_0)$ は $q(x_0, y_0)$ に比例しない。

*1

実際にカメラに向かう光の流束は、ランバートの余弦則に従うため、点 x_0, y_0 からカメラレンズを望む角度に依存する。しかし、今回使用したような市販のカメラレンズでは、撮影できる画像の範囲内で、ひずみや明るさに違いが生じないよう設計されているので、余弦則の影響は無視してよいと言える。また、たとえその影響があったとしても、完全拡散反射板の計測結果との比として 2 方向反射率・透過率を求める場合、その影響はキャンセルされる。

*2

このことは、スクリーンの透過率自体が位置の関数であることを意味しない。透過率に角度依存性があると、カメラからスクリーン上の位置、 x_0, y_0 を望む角度が変わるために、結果的に (3-11) 式に示すように、透過率が位置の関数となる。

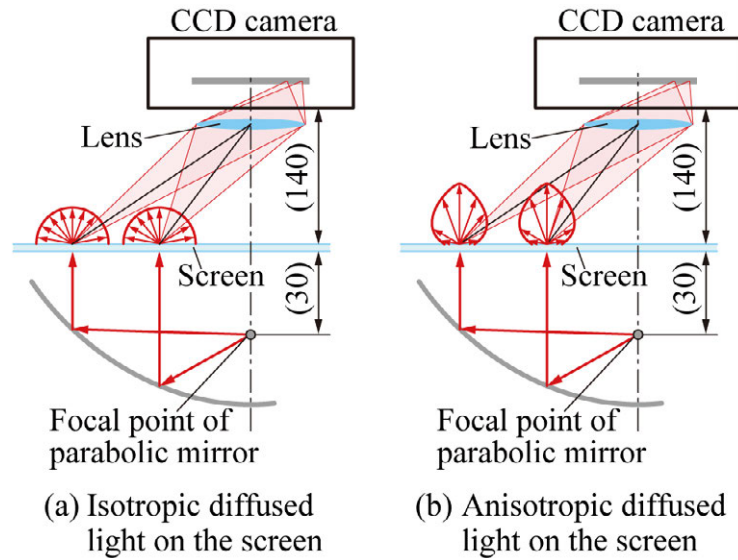


図 3-8. スクリーンの光透過特性

もし、(3-5)式にしたがって、反射光や透過光の強さ分布 $I(\theta, \phi)$ を求めるのであれば、スクリーンの光透過特性が等方であること ((3-10)式) が不可欠である。しかし、2 方向反射率や 2 方向透過率を求める際に、完全拡散反射板を用いるのであれば、スクリーンの透過特性は等方でなくてもよい。

完全拡散反射板による反射光についてのカメラ出力値は、

$$D_d(x_0, y_0) = c(x_0, y_0) \cdot R \cdot q_d(x_0, y_0) \quad (3-12)$$

と表せる。(3-9)式および (3-11), (3-12)式を用いれば、2 方向反射率は、次式で与えられる。

$$\rho''(\theta, \phi) = \frac{D(x_0, y_0)}{D_d(x_0, y_0)} \quad *3 \quad (3-13)$$

すなわち、2 方向反射率は、カメラの同じ画素位置で、計測対象と完全拡散反射板の出力値の比をとることで求められる。

*3

本測定で使用した CCD カメラのように、撮影する光のエネルギーとカメラ出力の比 R が、光エネルギーの大きさに依存するとき、補正を適宜行う必要はある。

なお、2 方向透過率を求める際にも、完全拡散反射板のカメラ出力値 $D(x_0, y_0)$ が利用できる。スクリーンの透過率に方位角依存性がなければ（面方向に異方性がないスクリ

ーン素材であれば、この条件は満たされる), $c(x_0, y_0)$ は回転放物面鏡の対称軸からの距離 $r(=\sqrt{x_0^2 + y_0^2})$ のみの関数となる．したがって、2方向透過率を求める場合、(3-13)式の分母に

$$D_d(x_0, y_0) = D_d(x_0, -y_0) \quad (3-14)$$

を用いればよい．

スクリーンに求められる光透過特性をまとめると、

- ・透過率が面内で一様、
- ・透過率が方位角に依らず一定、

である．以上の光透過特性を有するスクリーンとして、本計測では、厚さ 1.0 mm の乳半白色ポリアセタール樹脂（ジュラコン、ポリプラスチック株式会社）を用いた．

3-5. 測定方法・装置の妥当性

3-5-1. 測定方法・装置の妥当性

今回提案した測定方法の妥当性を検討するために、本測定方法によって求めた測定結果を、図 3-9 に示す別の計測システム[20] による測定結果と比較した．この装置の詳細な計測原理および方法に関しては、本章の最後に付録として示す．

図 3-10 に、2つの計測システムに関する比較結果を示す．ここには、前述の光学プリズムの、皮膚表面構造上 6 点について測定した平均値と、最大値と最小値を誤差の幅として表している．図 3-10 から、両測定方法から得た 2 方向反射率は一致していることがわかる．今回提案した測定方法の妥当性が、2 方向反射率については検証できた．2 方向透過率に関しても、測定方法に本質的な差はないため、本測定法は有用と考えられる．

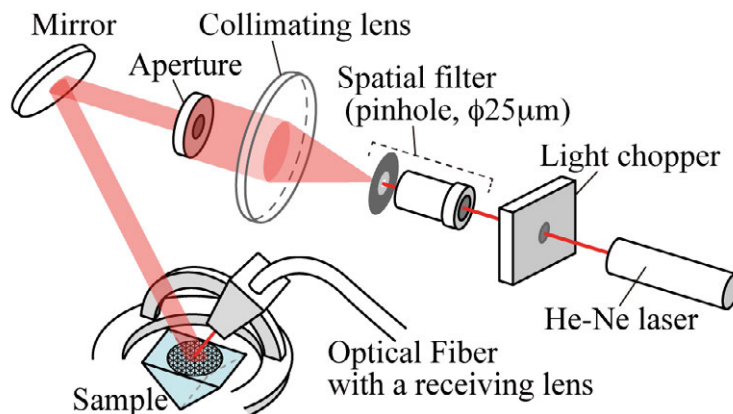


図 3-9. 別の光学系による 2 方向反射率の計測

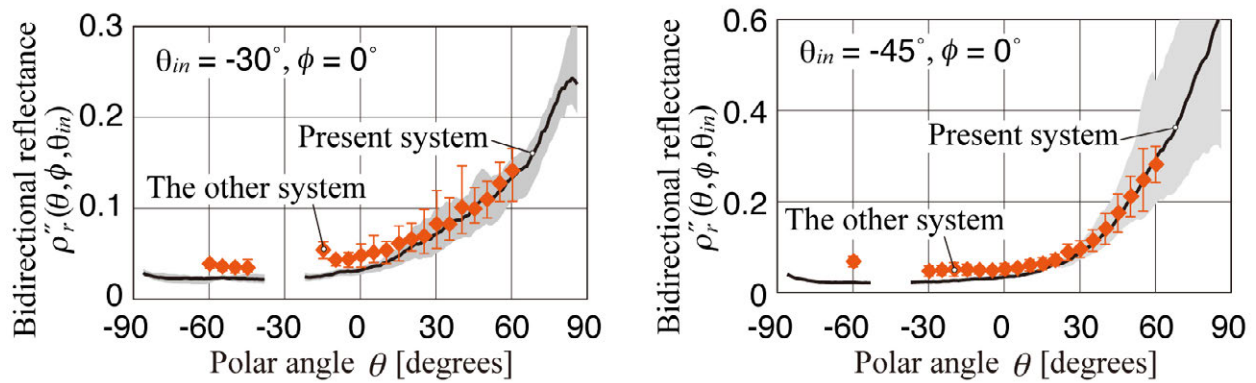


図 3-10. 開発した装置と別の光学系との計測結果の比較

3-5-2. 計測可能範囲

本測定システムでは、ミラー等の光学素子の制限から、 θ, ϕ の計測範囲が定まる．本システムで測定可能な、 θ, ϕ の範囲を図 3-11 にピンク色で示す．この範囲は、光の入射角度 θ_{in} には依存しない．測定範囲外になるのは、主に、図の上方、 $\pi < \phi < 2\pi$ の範囲であるが、これは放物面鏡の高さに事実上制限があるためである．サンプルの天地を変えれば、この範囲も計測できる．

なお、図 3-11 の下方に見える計測ができない領域は、図 3-12 に示す光遮蔽板の影にあたる部分である．光遮蔽板は、図 3-12 のように、サンプル表面から、光が直接スクリーンに入射するのを防ぐために設置している．光遮蔽板を取り付ける位置と大きさによって、この計測できない範囲を狭めることは可能である．

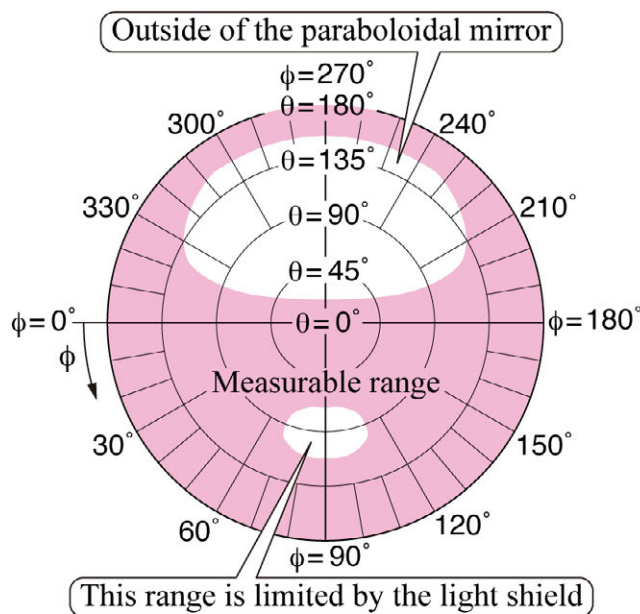


図 3-11. 装置の計測可能範囲

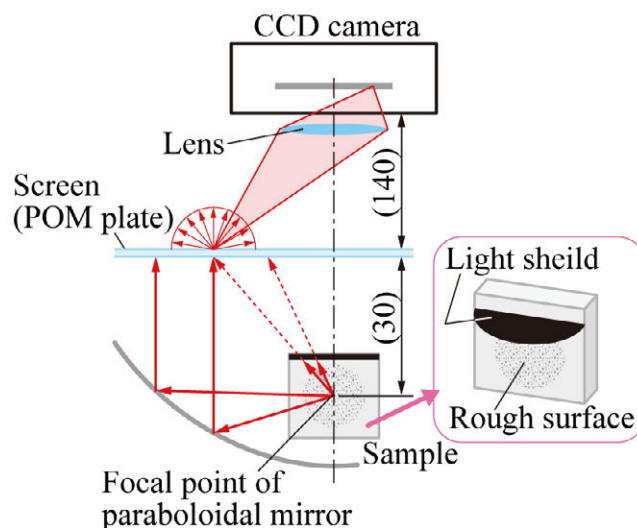


図 3-12. 光遮蔽板の役割

3-5-3. 計測における角度分解能, および, 計測結果におよぼす各種影響

今回, 計測に使用した回転放物面鏡の焦点位置に関する製造上の誤差は, ± 1 mm 以内 (メーカー公称値) である. さらに, 本計測では, ビーム径 0.9 mm ($1/e^2$) のレーザーを使用している. ビーム径や焦点位置の誤差が, 計測結果に与える影響を把握するために, 焦点と, 焦点から 1 mm 離れた点から出た光が, スクリーン上でどの程度ずれるかを調べてみた. $0 < \phi < \pi/2$ の範囲に反射される光に対する結果を図 3-13 に示す. 図中の黒破線が焦点位置から出た光が達する位置を, 青が水平方向に, 赤が鉛直方向に 1 mm 離れた点から出た光が達する点を表している.

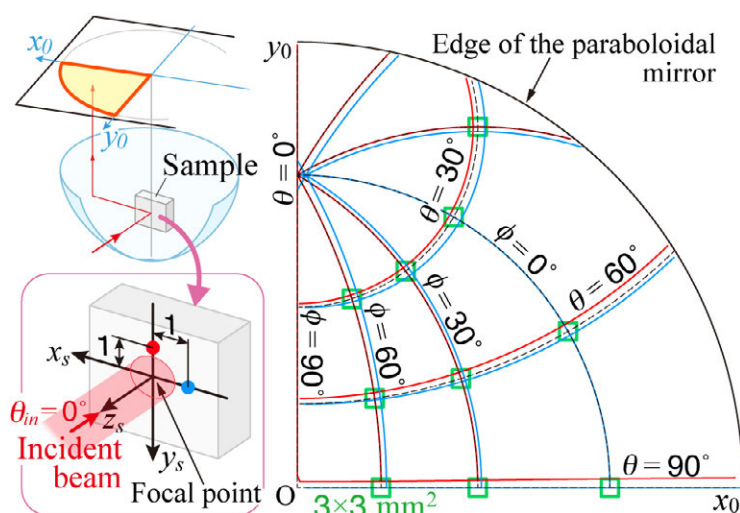


図 3-13. 装置の計測精度

本計測では, スクリーン上 3×3 mm² の領域 (図中の \square) の平均光流束を用いて, 2 方向反射率を算出している. このとき, θ, ϕ に関する分解能は, その角度に依存するが, $0.8^\circ \sim 3.2^\circ$ の範囲にある. また, 焦点位置から 1 mm 離れた点から出た光も, この 3×3 mm²

の領域内に収まることから，この角度分解能の範囲で計測できていると言える．

なお，本計測システムでは，レーザー光を焦点に導くために，設計上の焦点位置を通る直線上に，二つのアパチャーを設置している．レーザー光は，そのアパチャー ($\phi 1\text{ mm}$) を通して焦点に導かれる．たとえ光学系のアライメントにずれが生じて，その影響は，回転放物面鏡の焦点位置に関する誤差の影響よりも小さい．

また，レーザー光の出力安定度は，メーカー公称値で時間あたり $\pm 2.5\%$ である．今回の計測では，出力変動の影響は見られなかった．もし，変動が生じて， I_d の計測を， $I(\theta, \phi)$ の計測の前後に行うなどして，その影響は補正できる．

3-6. 計測結果および考察

図 3-14 に，測定された 2 方向反射率を示す．測定は，上述の，皮膚構造をもつプリズムについて行われた．光の入射角 θ_{in} は 45° ， 30° である．実験では，私たちは 2 つの，皮膚構造をもつプリズムを用意した．皮膚構造は 27 歳の女性の上腕内側から得，測定は，それぞれのプリズムについて，約 2mm 離れた異なる 3 カ所ずつ行われた．図には，測定値の存在する範囲と，これらの平均値が示される．

同じ場所を測定した場合の再現性はたかい．これに対し，異なる場所で測定された結果は，わずかに異なる．これは，局所的な表面構造の影響を受けているからである．この影響をキャンセルするには，観察範囲（放物面鏡の焦点まわり半径 1mm 以下）が小さすぎる．

そのために結果に多少のばらつきは見られるが，その傾向は同じで，反射角 θ_r が大きくなると，反射率が急激に大きくなることが分かる．また，どの結果にも，鏡面反射方向にピークが現れることはなかった．これは，皮膚表面は，入射光を拡散的に反射することを意味している．

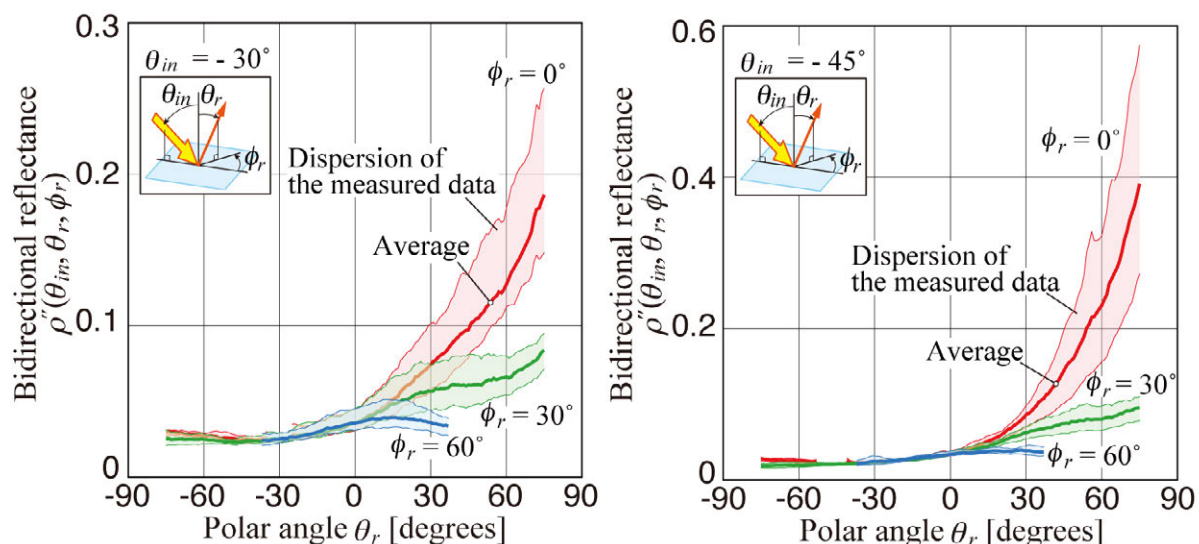


図 3-14. 皮膚表面構造の光反射性質

3-7. まとめ

この章では、皮膚表面構造の解析モデルの開発を行うために、回転放物面鏡と CCD カメラを用いた 2 方向反射率・透過率の計測システムを提案した。そのシステムの詳細を述べるとともに、従来型の測定装置と比較して、提案したシステムの妥当性を検証した。さらに、本研究の背景にある、皮膚表面構造による光散乱の 2 方向反射率・透過率の計測が可能であることを確かめた。

また、今回の計測結果との比較に使用した別の実験系では、図 3-10 に示す計 38 点の計測結果を 1 回得るのに 5 時間程度要したが、提案した装置では、図 3-10 に示す範囲で 1 つ計測結果を得るのに、5 分程度であった。迅速な計測が可能であることを確認した。

今回提案したシステムでは、光源に He-Ne レーザーを使用しているので、2 方向反射率・透過率の分光計測はできていない。しかし、現在では、可視光域で、30～50 nm おきに各種レーザーが利用できる。必要であれば、分光計測も可能である。

(補) 3-A1 別の実験系の計測原理

(3-1)式で定義される2方向反射率を計測するために、図3-15のような実験系を考える。入射光は物体表面の面積 ΔA [mm²]の部分にエネルギー $q_{in}(\theta_{in}) \cdot \Delta A$ [W]で入射される。反射光を検出するための採光部は、その面積が ΔS [mm²]で、表面から距離 l 、反射角 θ, ϕ の位置に設置されとする。このとき、 ΔA から ΔS をみる立体角は $\Delta\Omega_{AS}$ [sr]であり、検出される反射エネルギーは $\Delta q_{AS} \cdot \Delta A$ [W]である。なお、 $\Delta q_{AS} \cdot \Delta A$ は、反射光の方向分布が非等方的な場合も考慮するため、 $\Delta q_{AS}(\theta, \phi) \cdot \Delta A$ と表記する。反射光のふく射強度 $I_r(\theta_r, \phi_r)$ と $\Delta q_{AS}(\theta, \phi) \cdot \Delta A$ の関係は次式で表される。

$$\Delta q_{AS}(\theta, \phi) \cdot \Delta A = I_r(\theta, \phi) \cdot \Delta A \cos \theta \cdot \Delta\Omega_{AS} \quad (3A-1)$$

また、採光部と表面からの距離 l が常に一定ならば、立体角 $\Delta\Omega_{AS}$ も次式のように一定となる。

$$\Delta\Omega_{AS} = \Delta S / l^2 \quad (3A-2)$$

したがって、 ΔS で検出される反射光のエネルギーは

$$\Delta q_{AS}(\theta, \phi) \cdot \Delta A = I_r(\theta, \phi) \cdot \Delta A \cos \theta \cdot \frac{\Delta S}{l^2} \quad (3A-3)$$

となる。また、(3-1)式に示すように、2方向反射率の算出には、上で述べた $I(\theta, \phi)$ の計測に加えて、入射光の流束 $q_{in}(\theta_{in})$ を測定する必要がある。 $q_{in}(\theta_{in})$ を直接測定することは難しいため、本研究では、理想的な拡散反射板からの反射光強さ I_d を計測することで、これに代える。

理想的な拡散反射板（以降、完全拡散反射板と呼ぶ）は、入射光を完全に、かつ、等方（光強さが方向に依らず一定）に反射する。この場合、 $q_{in}(\theta_{in})$ と I_d の間に次の関係が成り立つ。

$$q_{in}(\theta_{in}) = \pi I_d \quad (I_d = \text{const.}) \quad (3A-4)$$

I_d に関しても、 ΔS に検出される光エネルギー $\Delta q_d \cdot \Delta A$ [W]は、 $I_r(\theta, \phi)$ と同様の関係が成り立つ。これは次式で表される。

$$\Delta q_d \cdot \Delta A = I_d \cdot \Delta A \cos \theta \cdot \frac{\Delta S}{l^2} \quad (3A-5)$$

(3A-4), (3A-5)式より, この実験系では次式により 2 方向反射率を算出できる.

$$\rho_r''(\theta, \phi) = \pi \frac{\Delta q_{AS}(\theta, \phi) \cdot \Delta A}{\Delta A \cos \theta \cdot (\Delta S / l^2)} \bigg/ \left\{ \pi \frac{\Delta q_d \cdot \Delta A}{\Delta A \cos \theta \cdot (\Delta S / l^2)} \right\} = \frac{\Delta q_{AS}(\theta, \phi) \cdot \Delta A}{\Delta q_d \cdot \Delta A} \quad (3A-6)$$

(3A-3)式は, 測定対象, 完全拡散反射板からの反射光をそれぞれ測定したときに, ΔS で検出される反射光エネルギーどうしの比をとることで, 2 方向反射率を得られることを意味している.

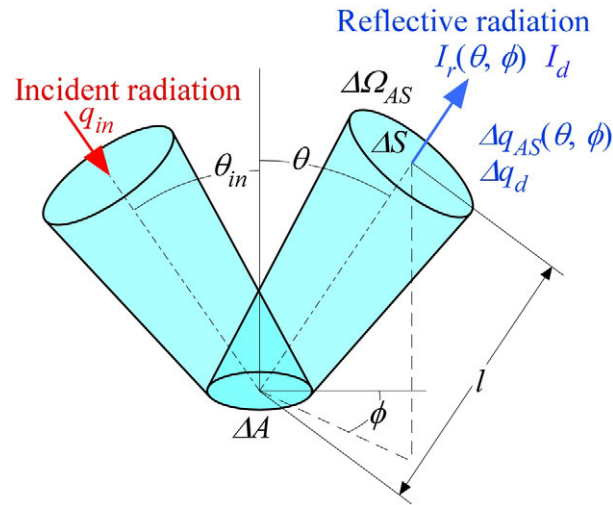


図 3-15. 計測原理

(補) 3-A2 別な実験系の計測装置

表面構造の光反射特性を調べるには，皮膚表面上の広い範囲に均等に光を入射させ，その反射光を測定する．この計測を行うため，次のような装置を構成する．

表面で拡散反射される光の各方向のエネルギーは小さいため，表面で散乱されるふく射の拡散反射を測定し，その角度分布を調べるためには，強い入射光と感度のよい検知器を用いる必要がある．本計測では，光源として真空中での波長が 632.8 nm の He-Ne レーザーを用いて，レーザービームを光学チョップパにより断続光とし，スペーシャルフィルター，コリメートレンズ，虹彩絞りをを用いて直径 5 mm の平行光束にする．平行光束は，アルミ平面ミラーで反射させることによって，測定対象サンプル表面に入射する．平行光束は，アルミ平面ミラーの角度と位置を調整することで，測定対象表面への入射光の入射角度を，天頂角について調節する．入射させる平行光束の直径は，対象試料表面からの反射光が，全て採光レンズに捉えられるよう，できる限り大きくすることが望ましい．測定対象は反射角度 θ, ϕ に対応する 2 自由度をもって回転するサンプルスタンド（図 3-16）に設置する．

反射光の採光には， $l = 35\text{ mm}$ の位置に取り付けられた，直径 1.8 mm ，拡がり角 1.5° の採光レンズ（ $\Delta S = 2.5\text{ mm}^2$ ）を有した光ファイバーを用いる．反射光は，この光ファイバープローブを介して光信号処理系に含まれる光電子増倍管（Photo Multi Tube ; PMT）に導かれ，光電変換された後，ロックインアンプで電気信号が増幅される．

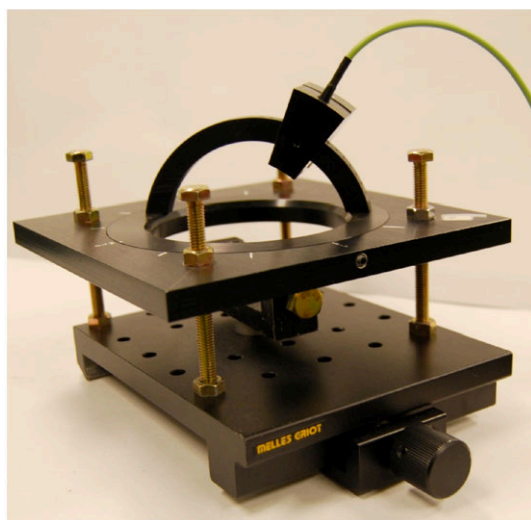


図 3-16. サンプルスタンド

光電子増倍管（PMT）に導かれた光は，そのエネルギー $\Delta q_{\Delta S}(\theta, \phi) \cdot \Delta A$ に応じた電流に変換され，ロックインアンプに導かれる．ロックインアンプは，入力された電流のノイズを除去し，増幅して表示する．つまり，反射光の光エネルギーに応じた電流値 $J(\theta, \phi)$

を得ることができる. c を機器の感度に関する比例定数として, 光エネルギーと電流値 J との関係は, 次式で示される.

$$\text{光エネルギー } \Delta q_{AS}(\theta, \phi) \cdot \Delta A = c \cdot J(\theta, \phi) \quad (3A-7)$$

光エネルギーと検出器の出力電流値の関係が, (3A-7)式を満たすことは事前に確認されている.

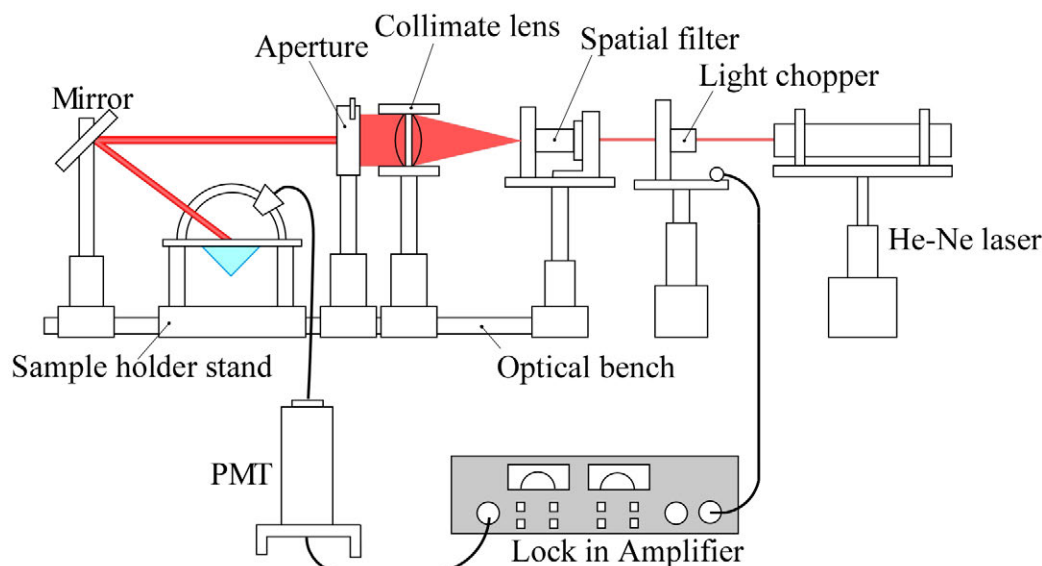


図 3-17. 計測装置全体像

したがって, (3A-6), (3A-7)式より, 2 方向反射率は(3A-8)式より算出される. $J(\theta, \phi)$ は, 試料表面から θ, ϕ 方向への反射光エネルギー, J_d は完全拡散反射板からの反射光エネルギーを, それぞれ光ファイバプローブを介して測定したときにロックインアンプで出力される電流値である.

$$\rho_r''(\theta, \phi) = \frac{\Delta q_{AS}(\theta, \phi) \cdot \Delta A}{\Delta q_d \cdot \Delta A} = \frac{J(\theta, \phi)}{J_d} \quad (3A-8)$$

ただし, J_d は反射方向 θ, ϕ に依存しないため, どの方向で測定された電圧値を用いて 2 方向反射率を算出しても構わない. しかし, 完全拡散反射板からの反射光の等方性を確認するためにも, $J(\theta, \phi)$ と同様に, 各方向における J_d を逐次測定し, 同じ方向の電流値どうしの比から, 2 方向反射率を得ることが望ましい.

なお, プリズムは, 入射光に対して図 3-18(a)のように置く必要がある. なぜなら, 図 3-18(b) のように置いた場合, 転写された皮膚構造を透過した光が, 直角プリズムの磨りガラス面で散乱され, 皮膚表面構造での反射光に混じって測定されてしまう. 図

3-18(a) のように置けば、プリズム内部に浸透して、プリズム背面に達した光は、プリズム・空気界面を透過，屈折してプリズムから射出される光は，約光ファイバーの受光部には向かわないため，計測結果に影響はない．一方，プリズム・空気界面で反射された光に関しては，転写された皮膚構造に戻る可能性がある．しかし，光ファイバースコープの観察範囲は狭いため，プリズム内部で反射した光が皮膚構造部分に戻っても，これを捉えることはほとんどない．よって，プリズム内部に浸透した光が計測結果には影響を与えないといえる．

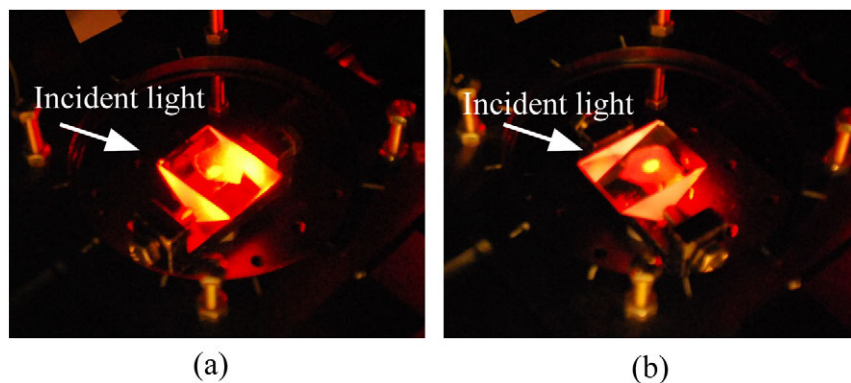


図 3-18. 計測時の光学プリズムの向き

(補) 3-A3. 自作の完全拡散反射板の性能評価

本研究では、装置に合わせて大きさや形状を設定できるように、自作の完全拡散反射板を使用した。その性能を確認するために、反射光強さの指向分布について、自作のものと National Institute of Standards and Technology (NIST) トレーサビリティが付いた標準拡散反射板 (Spectralon Calibrated Diffuse reflectance standards, Labsphere 社) を比較した。CCD カメラからの出力値を、そのまま図 3-19 に示す。両者がよく一致していることから、自作の反射板は、標準拡散反射板と同程度の性能を有すると言える。

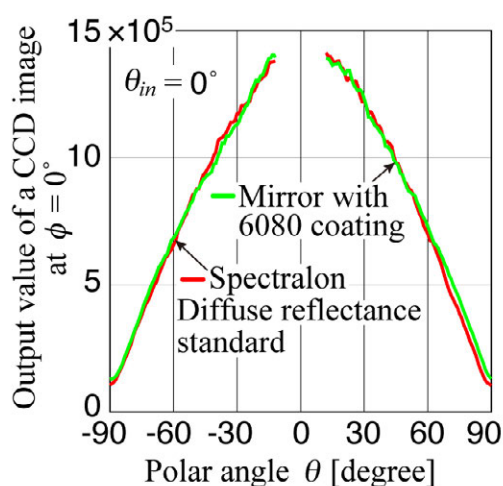


図 3-19. 白色塗料 6080 を吹き付けた完全拡散反射板の性能評価

(補) 3-A4. CCD カメラへの入射光量と出力値の関係

計測に用いた CCD カメラ (BS-40L, BITRAN 社) は、アンチブルーミング機能を備えたものである。アンチブルーミング機能とは、CCD 素子に非常に強い光が入射したとき、画素から電荷があふれ出して、周囲に光がにじみ出たような画像になってしまうのを防ぐため、CCD 素子上の余分な電荷を捨てる機能である。したがって、実際に前述の原理にそって計測を行う前に、CCD カメラへの入射光量と、出力値の関係を調べ、リニアリティ補正を行う必要がある。今回使用した CCD カメラ BS-40L は、ピクセル数 772×580 、A/D 変換 16 bit (最大) の、アンチブルーミング機能を備えた CCD カメラである。

図 3-20 に、CCD カメラへの入射光量 Q と出力値 G の関係を調べる際の光学系を示す。光源には He-Ne レーザー (HN-500P, ネオアーク株式会社) を用い、レーザービームをスペーシャルフィルター (対物レンズとピンホール) とレンズで平行光束とする。CCD カメラ本体に取り付ける結像用レンズは外した状態で、平行光束を直接 CCD 素子に導く。平行光束の大きさは、CCD 素子全体に光が照射されるように調整する。そして、CCD 素子と光源の間に ND フィルター (AND シリーズ, シグマ光機) を置き、この透過率を変化させることによって、CCD カメラへの入射光量 Q を調節する。

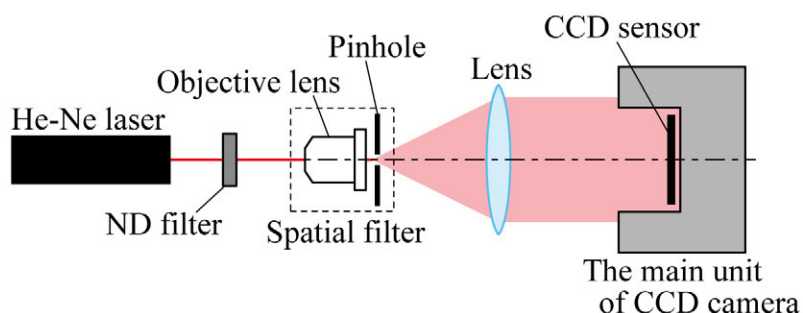


図 3-20. 入力 Q と出力 G の関係を調べるための光学系

BS-40L は、A/D 変換の分解能が 16 bit なので、出力される最大の数値データは $2^{16} = 65536$ である。ND フィルターを置かない状態（透過率 100 %）で CCD 素子に光を入射させたときに、この値に近くなるように、スペーシャルフィルターのつまみを調節するなどして、光の強さを調整する。

図 3-20 の状態で、CCD 素子への入射光量を測定すると、全てのピクセルで同程度の値が記録されることになる。ここでは、 772×580 個の出力値の平均値を、入射光量 Q に対する CCD カメラの出力値 G とする。

CCD カメラへの入射光量 Q と出力値 G の関係を図 3-21 に示す。図より、 $G = 33000$ 程度までは、入射光量 Q と出力値 G に線形性が成立するが、 $G > 33000$ のときは、アンチブルーミング機能により、入射光量 Q の増加量に対して出力値 G が増加しにくくなる。

図 3-21 の関係より、CCD カメラの出力値 G が入射光量 Q と線形性が成立するように、出力値 G を (3A-10) 式にしたがって換算する。また、CCD カメラは、全く光が入射していない状態でも、暗電流により、わずかに値を出力する（BS-40L の場合、約 1000～1200 程度）。この値を G_0 とおき、予め引いておく。(3A-10) 式で出力値 G を換算することによって、CCD カメラへの入射光量 Q と出力値 G' は線形性を満たす。

$$G' = G - G_0 \quad G \leq 33000 \quad (3A-9)$$

$$G' = \frac{3856.63}{0.0557} \ln \left\{ 1 - \frac{(G - G_0)}{65536} \right\} \quad G > 33000 \quad (3A-10)$$

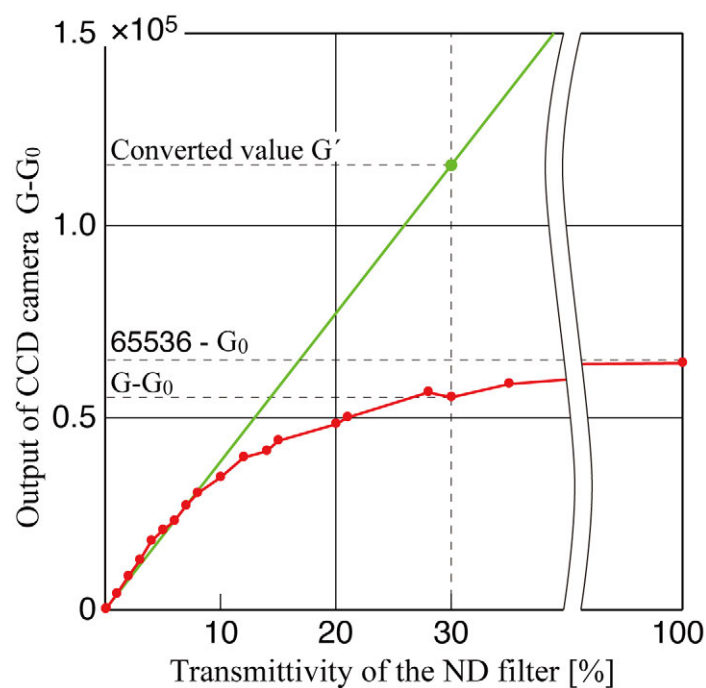


図 3-21. 入力 Q と出力 G の関係

(補) 3-A5. 光の散乱方向 θ, ϕ と仮想平面上の点 x_0, y_0 の関係

図 3-5 において、実験系全体の座標系を、放物面鏡反射面の底部を原点 O とした $x_0 y_0 z_0$ 座標系とする。また、測定対象サンプルに注目した座標系として、放物面鏡焦点を原点とした $x_s y_s z_s$ 座標系を考える。サンプル表面から θ, ϕ 方向に進む光の、測定対象サンプル座標系における単位方向ベクトル \mathbf{D} は、次式で表される。

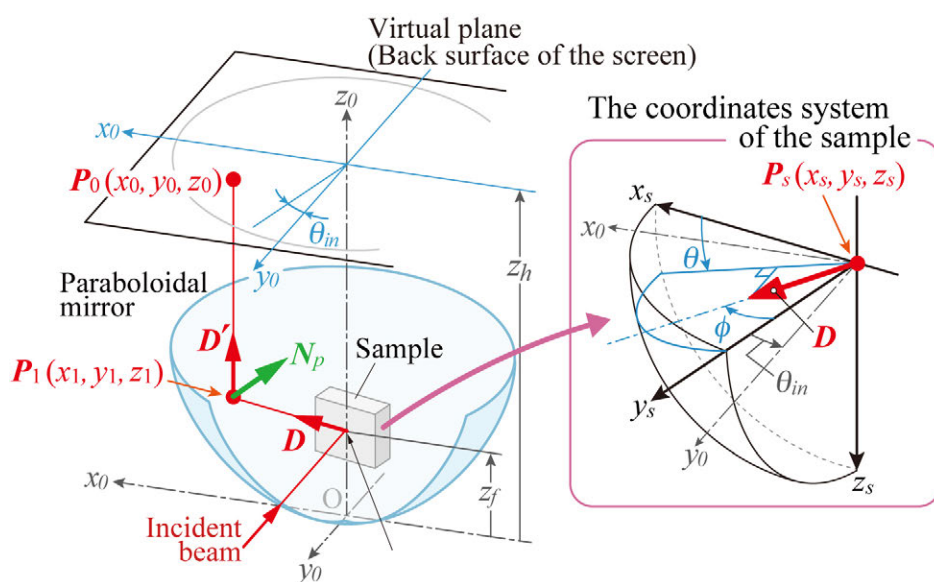


図 3-22. サンプル表面から仮想平面までの光挙動

$$\mathbf{D} = \begin{pmatrix} d_{sx} \\ d_{sy} \\ d_{sz} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \sin \theta \cos \phi \\ \sin \theta \sin \phi \\ \cos \theta \end{pmatrix} \quad (3A-11)$$

全体の座標系における光の単位方向ベクトル \mathbf{D} は次式で書き換えられる.

$$\mathbf{D} = \begin{pmatrix} d_{x0} \\ d_{y0} \\ d_{z0} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} d_{sx} \cos \theta_{in} - d_{sz} \sin \theta_{in} \\ d_{sx} \sin \theta_{in} + d_{sz} \cos \theta_{in} \\ -d_{sy} \end{pmatrix} \quad (3A-12)$$

ここで, 放物面鏡反射面は(3A-13)式で表現されることから, 測定対象サンプル座標系に着目したときの点 $P_s(x_s, y_s, z_s)$ を起点として方向ベクトル \mathbf{D} に沿って進んだ光は, 放物面鏡反射面上の1点 $P_1(x_1, y_1, z_1)$ (全体の座標系) に到達する. 点 P_1 は, (3A-14)式より算出できる. この時点では, \mathbf{P}_s の位置は任意とし, 放物面鏡の焦点と必ずしも一致している必要はない.

$$z_0 = \frac{x_0^2 + y_0^2}{4 z_f} \quad (3A-13)$$

$$\begin{pmatrix} x_1 \\ y_1 \\ z_1 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} x_s \cos \theta_{in} - z_s \sin \theta_{in} + t \cdot d_{x0} \\ x_s \sin \theta_{in} + z_s \cos \theta_{in} + t \cdot d_{y0} \\ z_f - y_s + t \cdot d_{z0} \end{pmatrix} \quad (3A-14-a)$$

$$\begin{cases} a = d_{x0}^2 + d_{y0}^2 \\ b = (x_s \cos \theta_{in} - z_s \sin \theta_{in}) d_{x0} + (x_s \sin \theta_{in} + z_s \cos \theta_{in}) d_{y0} - 2z_f d_{z0} \\ c = x_s^2 + z_s^2 - 4z_f(z_f - y_s) \end{cases} \quad (3A-14-b)$$

$$t = \left(-b + \sqrt{b^2 - ac} \right) / a \quad (3A-14-c)$$

放物面鏡反射面上の点 $P_1(x_1, y_1, z_1)$ に到達した光は正反射方向に反射される. 点 P_1 における放物面の法線ベクトルを \mathbf{N}_p とすると, 点 P_1 で反射された光の単位方向ベクトル \mathbf{D}' は次式により得られる.

$$\mathbf{D}' = \mathbf{D} - 2(\mathbf{D} \cdot \mathbf{N}_p)\mathbf{N}_p \quad (3A-15)$$

ただし、 \mathbf{N}_p は(3A-16)式で表されるため、放物面鏡によって反射された光の単位方向ベクトル \mathbf{D}' は(3A-17)式より得られる。

$$\mathbf{N}_p = \begin{pmatrix} n_{px} \\ n_{py} \\ n_{pz} \end{pmatrix} = \frac{1}{\sqrt{x_1^2 + y_1^2 + 4z_f^2}} \begin{pmatrix} -x_1 \\ -y_1 \\ 2z_f \end{pmatrix} \quad (3A-16)$$

$$\mathbf{D}' = \begin{pmatrix} d_{x1} \\ d_{y1} \\ d_{z1} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} d_{x0} \\ d_{y0} \\ d_{z0} \end{pmatrix} + \frac{2(x_1 d_{x0} + y_1 d_{y0} - 2z_f \cdot d_{z0})}{x_1^2 + y_1^2 + 4z_f^2} \begin{pmatrix} -x_1 \\ -y_1 \\ 2z_f \end{pmatrix} \quad (3A-17)$$

次に、放物面鏡反射面で反射された光は仮想平面上に到達する。ここで、仮想平面の存在する位置に、スクリーンが設置されると考える。このとき、スクリーンは、その裏面が全体の座標系の原点 O からの高さ z_h と一致するように置かれる。すると、反射された光が到達するスクリーン裏面の点 $\mathbf{P}_0(x_0, y_0, z_0)$ は次式より得られる。

$$\begin{pmatrix} x_0 \\ y_0 \\ z_0 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} x_1 + (z_h - z_1) d_{x1} / d_{z1} \\ y_1 + (z_h - z_1) d_{y1} / d_{z1} \\ z_h \end{pmatrix} \quad (3A-18)$$

(3A-18)式は、測定対象サンプル表面上の点 $P_s(x_s, y_s, z_s)$ を起点として散乱した光が到達するスクリーン裏面の点を示しているが、光が散乱する起点となった位置が、放物面鏡焦点と一致する場合、(3A-14)式の $(x_s, y_s, z_s) = (0, 0, 0)$ となり、散乱方向 θ, ϕ と (x_0, y_0, z_0) との関係は(3A-20)式のようにシンプルに書き換えることができる。

$$\begin{pmatrix} x_1 \\ y_1 \\ z_1 \end{pmatrix} = \frac{2z_f(d_{z0} + 1)}{d_{x0}^2 + d_{y0}^2} \begin{pmatrix} d_{x0} \\ d_{y0} \\ d_{z0} \end{pmatrix} \quad (3A-19)$$

ここで、放物面鏡で反射された光は、鉛直方向に進むため、 $(x_0, y_0, z_0) = (x_1, y_1, z_h)$ である。ただし、CCD 画像として得られるのは x_2 - y_2 の2次元データであることから、(3A-20)式には (x_0, y_0) のみを示す。

$$\begin{pmatrix} x_0 \\ y_0 \end{pmatrix} = \frac{2z_f(d_{z0}+1)}{d_{x0}^2 + d_{y0}^2} \begin{pmatrix} d_{x0} \\ d_{y0} \end{pmatrix} \quad (3A-20-a)$$

$$= \frac{2z_f(-\sin\theta\sin\phi+1)}{\sin^2\theta\cos^2\phi+\cos^2\theta} \begin{pmatrix} \sin\theta\cos\phi\cos\theta_{in}-\cos\theta\sin\theta_{in} \\ \sin\theta\sin\phi\sin\theta_{in}+\cos\theta\cos\theta_{in} \end{pmatrix} \quad (3A-20-b)$$

ここで、図 3-7 に示す状態のとき、CCD カメラが撮影する画像の一例を、図 3-23 に示す。

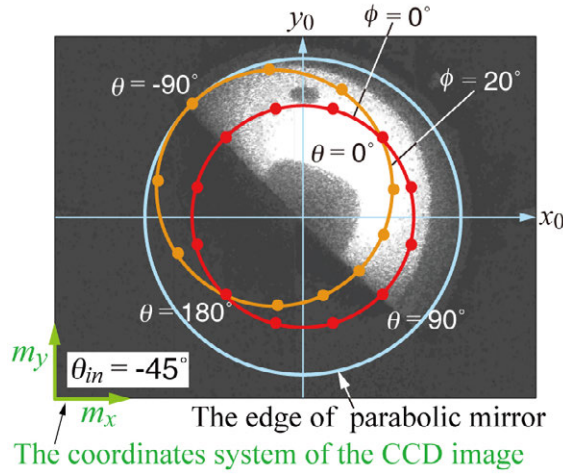


図 3-23. サンプル表面からの光の散乱方向と CCD 画像の結像位置の関係

(3A-20)式で表される、散乱光の到達点 (x_0, y_0) は、実際の空間での位置を表しているため、その単位は [mm] である。CCD 画像をもとに、2 方向反射率、および 2 方向透過率を計測するには、空間での位置 x_0, y_0 [mm] と、CCD 画像内での位置 m_x, m_y [pixel] を対応させる必要がある。これには、事前に、サイズの分かっている図形（円や線分など単純な形状）を、図 3-7 の装置のスクリーン上に置き、これを CCD カメラで撮影して、実際の空間でのサイズが CCD 画像内では何 pixel になるかを調べておけばよい。図形の実際の寸法を L_a [mm]、CCD 画像内での寸法 L_c [pixel]、そして、 x_0, y_0 座標の原点が、CCD 画像では m_{xc}, m_{yc} に相当するとして、 x_0, y_0 と m_x, m_y の関係は (3A-21)式で表せる。

$$\begin{cases} m_x = (L_c/L_a)x_0 + m_{xc} \\ m_y = (L_c/L_a)y_0 + m_{yc} \end{cases} \quad (3A-21)$$

第4章 皮膚表面構造の解析モデル

4-1. はじめに

第3章では、皮膚からの光反射を、皮膚内部での光散乱と皮膚表面での光散乱を分離して評価した結果、鏡面反射の影響がほとんど見られない、特徴的な光反射性質を有することが示された。化粧の対象となる皮膚での光挙動を解析する数値モデル開発に向けて、第3章で得られたような、皮膚表面構造の光反射性質を模擬できる解析モデルが必要である。

これを開発するために、皮膚表面の観察画像をもとに、いくつかの解析モデルを試作する。そのために、まず、皮膚表面構造をデジタルマイクロスコープにて撮影した。図4-1に観察画像を示す。画像では、三角形の網目状をなす比較的大きな溝構造（皮溝）と、その溝に囲まれた島のような部分（皮丘）が見てとれる。さらに、画像をよくみると、皮溝の壁や皮丘の表面上に、細かい凹凸があることがわかる。本研究では、皮溝を「キメ構造」、表面上の微細な構造を「細かい凹凸」を呼ぶことにする。

試作する皮膚表面構造の解析モデルは、図4-1に示される構造を、下記に示すいくつかの方法によって表現する。

【A】解析モデル表面に実際に構造を与える方法

→ Model A：キメ構造のみをもつ解析モデル

【B】解析モデル表面の構造は（実際に与えるのではなく）、面の傾きだけを統計的に与える方法

→ Model B1：細かい凹凸のみの解析モデル

→ Model B2：キメと細かい凹凸を統計的に表現した解析モデル

【C】上記2つを組み合わせる方法

→ Model C：キメと細かい凹凸を組み合わせた解析モデル

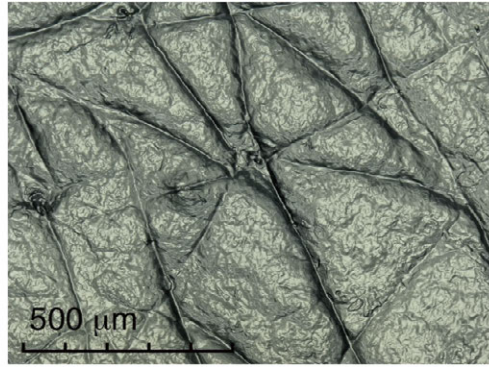


図 4-1. 皮膚表面の観察画像

本章では，試作した皮膚表面構造の解析モデルを紹介し，それぞれの解析結果を計測結果と比較して，化粧を施した皮膚での光伝播解析のための数値モデルに採用するのに適当な皮膚表面構造モデルを探る．

4-2. 試作した各解析モデル

4-2-1. キメ構造のみを持つ解析モデル (Model A)

皮膚表面構造を詳細に調べるために，共焦点レーザー顕微鏡 (Confocal laser scanning microscope; CLSM) を用いて表面構造の幾何構造を測定した．図 4-2 に得られる典型的な画像を示す．この図での輝度レベルは皮膚構造の深さを表し，深い溝がより明るく表示されている．

図 4-3 は「キメ」だけを考慮したモデルである．「微細構造」は考慮していない．このモデルを Model A とする (あるいは，キメモデル)．溝の深さと，三角形の編み目の大きさは CLSM 画像から決定する．この解析モデルにおける光挙動は，幾何光学に従うとする．具体的には，異なる屈折率をもつ媒体の界面 (ここでは，空気と皮膚．屈折率はそれぞれ 1.0 と 1.5) に光が到達したとき，フレネルの公式[14]によって反射率が決定され，反射する光は正反射方向に，界面を透過する光はスネルの法則によって決定される屈折方向に進む．

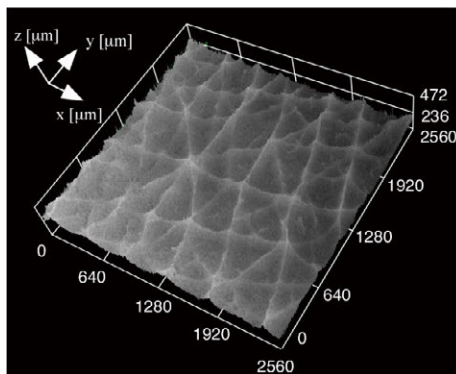


図 4-2. CLSM による皮膚表面観察画像

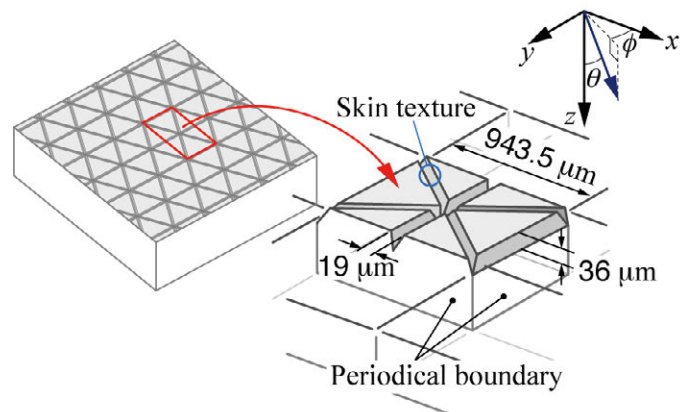


図 4-3. Model A (キメモデル)

4-2-1 (1) 解析モデルの詳細：Model A

Model A は複数の滑らかな平面を組み合わせて表現される．具体的には，各平面について平面上の1点 $\mathbf{P}_s(x_s, y_s, z_s)$ と，法線ベクトル \mathbf{N}_s を与える．

法線ベクトル \mathbf{N}_s の傾斜角度を θ_s, ϕ_s とすると，法線ベクトル \mathbf{N}_s は(4-1)式で表され，

$$\mathbf{N}_s = \begin{pmatrix} n_{sx} \\ n_{sy} \\ n_{sz} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \sin \theta_s \cos \phi_s \\ \sin \theta_s \sin \phi_s \\ \cos \theta_s \end{pmatrix} \quad (4-1)$$

それぞれの平面は，平面上の任意の点 $\mathbf{P}(x, y, z)$ を用いて(4-2)式で表される．

$$\mathbf{N}_s \cdot (\mathbf{P} - \mathbf{P}_s) = 0 \quad (4-2)$$

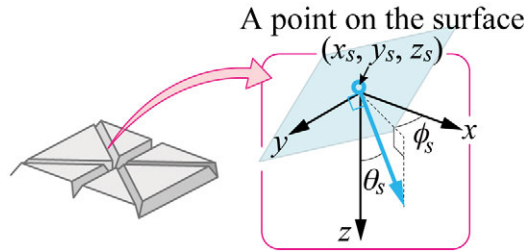


図 4-4. 解析モデルを構成する平面

法線ベクトル \mathbf{N}_s の傾斜角度 θ_s, ϕ_s は，解析領域内の，どの平面を表現するかによって異なる．溝を構成する平面の場合，傾斜角度の天頂角 θ_s は溝の幅 w_g と深さ d より

$$\theta_s = \tan^{-1} \left(\frac{2d}{w_g} \right) \quad (4-3)$$

から得られるが，皮丘を構成する平面の場合，天頂角 $\theta_s = 0^\circ$ となる．一方，方位角 ϕ_s も同様に，解析モデル内のどの平面を表すかによって， $\phi_s = 0^\circ, 60^\circ, 120^\circ, 180^\circ, 240^\circ, 300^\circ$ の値を取りうる．解析モデルの溝の幅 w_g と深さ d ，解析領域の広さ H, W は，図 4-2 に示す画像データより，いくつかの溝の寸法を測定し，その平均をとることによって決定する．解析モデルの各寸法は以下の通りである．

$$w_g = 19.0 \text{ } \mu\text{m}$$

$$d = 36.0 \text{ } \mu\text{m}$$

$$H = 544.7 \text{ } \mu\text{m}$$

$$W = \sqrt{3} H = 943.5 \text{ } \mu\text{m}$$

4-2-1 (2) Model A における光挙動

解析モデル表面に光が照射されたとき、ふく射束は、(4-4)式で示されるような天頂角 θ 、方位角 ϕ の進行方向に沿う単位方向ベクトル \mathbf{D} で解析領域内を進む。

$$\mathbf{D} = \begin{pmatrix} d_x \\ d_y \\ d_z \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \sin\theta \cos\phi \\ \sin\theta \sin\phi \\ \cos\theta \end{pmatrix} \quad (4-4)$$

ふく射束は、解析領域内の1点 $\mathbf{P}_0(x_0, y_0, z_0)$ を起点として、単位方向ベクトル \mathbf{D} に沿って進み、法線ベクトル \mathbf{N}_s で、点 $\mathbf{P}_s(x_s, y_s, z_s)$ を含む平面上の1点 $\mathbf{P}_1(x_1, y_1, z_1)$ に到達する。ふく射束が到達する点 \mathbf{P} は次式で求めることができる。

$$\mathbf{P}_1 = \mathbf{P}_0 + \left\{ \frac{\mathbf{N}_s \cdot (\mathbf{P}_s - \mathbf{P}_0)}{\mathbf{D} \cdot \mathbf{N}_s} \right\} \mathbf{D} \quad (4-5)$$

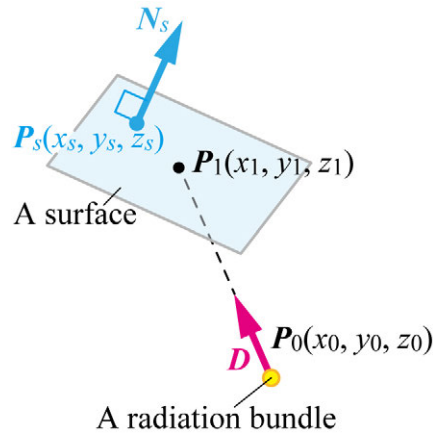


図 4-5. ふく射束が到達する平面上の点

解析モデル表面上に到達したふく射束は解析モデルと周囲の屈折率差によって界面で反射されるか、屈折してモデル内部に進むことになる。解析モデルの屈折率 n については、実際の皮膚の屈折率より、 $n_{skin} = 1.5$ (水分含有量によって異なる)、周囲は空気として、屈折率 $n_{air} = 1.0$ と設定する。

ふく射束が反射するか透過屈折するか、どちらかを決定するために、フレネルの公式を用いて求められる反射率 $R(\mathbf{D} \cdot \mathbf{N}_s)$ に従って反射されるとき、乱数 X を1つ選ぶ。そして、(4-6)式を満たすならば、ふく射束は反射される。満たさないときは、ふく射束は界面で屈折して内部に進むとする。なお、反射率 R は、光の、平面に対する入射角（平面の法線ベクトルと光の方向ベクトルのなす角）に依存するため、ここでは \mathbf{N}_s と \mathbf{D} の内積の関数として表記している。

$$X \leq R(\mathbf{D} \cdot \mathbf{N}_s) \quad (4-6)$$

反射したふく射束の方向ベクトル \mathbf{D}_r は (4-7) 式より，界面を透過して屈折したふく射束の方向ベクトル \mathbf{D}_t は (4-8) 式より得られる．

$$\mathbf{D}_r = \mathbf{D} - 2(\mathbf{D} \cdot \mathbf{N}_s) \mathbf{N}_s \quad (4-7)$$

$$\mathbf{D}_t = \frac{n_{air}}{n_{skin}} \left(\mathbf{D} - \mathbf{N}_s |\mathbf{D} \cdot \mathbf{N}_s| \right) + \mathbf{N}_s \sqrt{1 - \left(\frac{n_{air}}{n_{skin}} \right)^2 \left(1 - |\mathbf{D} \cdot \mathbf{N}_s|^2 \right)} \quad (4-8)$$

第2章で述べたように，ここで反射されたふく射束の数を数えておけば，このモデル表面の反射率を算出できる．2方向反射率 ρ'' についても，ふく射束が $z=0$ 平面から $d_z < 0$ 方向に射出されたとき，反射角度 θ_r, ϕ_r 周りの立体角 $\Delta\Omega_r$ に含まれるふく射束の数 M_r を数えることによって，式 (4-9) から算出できる． M_{in} は解析モデルに入射されたふく射束の総数を表す．

$$\rho''(\theta_r, \phi_r) = \frac{\pi M_r(\theta_r, \phi_r)}{M_{in} \cos \theta_r \Delta\Omega_r} \quad (4-9)$$

4-2-2. 面の傾きだけを統計的に与える解析モデル (Model B1, Model B2)

Model B (あるいは，微細構造モデル) は，図 4-6 のような，2つのケースについて考える．微細な構造だけを有するモデル (図 4-6a) と，微細な構造と同程度の溝を含むモデル (図 4-6b) である．これらの解析モデルにおける光挙動は，Model A と同様に，界面での反射と屈折によって生じると仮定する．しかし，微細構造は，表面上に構築されるのではなく，統計学的に取り扱われる．このモデルの概要と特徴を以下に記述する．

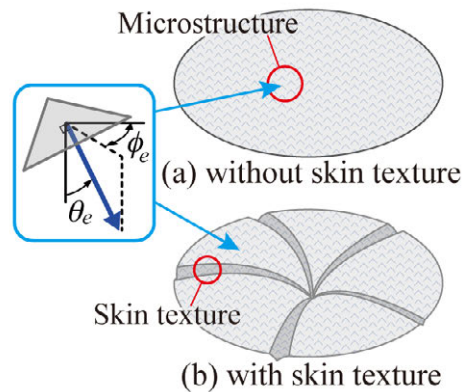


図 4-6. Model B (微細構造モデル)

まず、皮膚表面の微細構造は、多数の微小な平面（表面要素）を組み合わせで表現できると考える。皮膚表面に照射された理想的に細い光のビームが、微細構造の表面要素に到達するとき、光はその位置で反射されるか、あるいは透過する。反射、透過が幾何光学に従うならば、反射（透過）する方向を決定するのに、表面要素の方向だけが必要である。

一般的に、皮膚表面は広範囲に照射されるため、入射方向は様々な方向を向いた、多くの微細構造の表面要素に当たる。ここで、表面要素の方向が既知であれば、入射光の散乱を評価できる。ここでは、微細構造を構成する表面要素の方向を統計学的に決定する方法を提案する。この方法によって、光が照射された表面要素の方向分布を与える。そのために、CLSM で測定された微細構造の幾何構造を用いる。測定された幾何構造は、微細構造の高さに関するデジタルデータとして保存されている。

表面要素という概念を用いて、荒い表面における光散乱を数値モデル化する方法は、過去にも提案されている[22,23]。これらの研究では、表面要素は、すべての光を鏡面的に反射するだけでなく、ある割合の光は完全拡散的に反射すると仮定している。また、表面要素の法線方向分布をガウス分布と仮定しており、拡散的に反射される光の割合や、ガウス分布を特徴づけるパラメータは、実験結果と一致するように決定されている。これに対して、本手法では、反射性質の予測に、CLSM で取得した幾何学データだけで必要で、その他の実験データを必要としない点が異なる。その詳細を以下に述べる。

4-2-2 (1) 解析モデルの詳細 : Model B

数値データからなる画像が、図 4-7 のように、隣り合う 3 つのデータポイントから得られるとき、表面の傾斜、すなわち、表面要素の法線の天頂角 θ_e と方位角 ϕ_e は、三角形の表面要素 3 つの角の座標が既知であることから、基礎的な幾何学的手順によって決定できる。全ての表面要素を測定し、これらの方向の確立密度関数 $p(\theta_e, \phi_e)$ を導出すると、次式で示される。

$$p(\theta_e, \phi_e) = \lim_{\Delta\Omega_e \rightarrow 0} \frac{\Delta M(\theta_e, \phi_e)}{M_{tot} \Delta\Omega_e} \quad (4-10)$$

$\Delta M(\theta_e, \phi_e)$ は、 θ_e, ϕ_e 周りの小さな立体角 $\Delta\Omega_e$ に含まれる表面要素の数、 M_{tot} は表面要素の総数である。

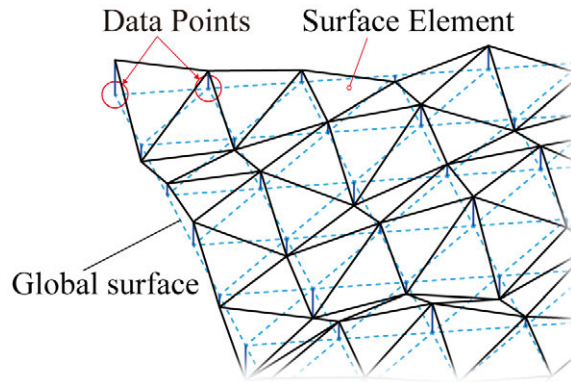


図 4-7. 皮膚表面構造の表面要素と平均面

図 4-8(a), (b)に, CLSM 画像に保存された幾何学データをもとに, 式(4-10)により求めた確率密度関数 $p(\theta_e, \phi_e)$ を示す. それぞれ, プリズム上の3つの異なる場所で計測された関数が示されている. なお, 図 4-8(a), (b)で示される関数は, それぞれ, 複数の皮溝を含む $0.65 \times 0.65 \text{ mm}^2$ から, (b)は皮溝を含まない, 皮丘上 $0.13 \times 0.13 \text{ mm}^2$ のデータから算出された確率密度である. なお, 計測における分解能は, それぞれ, x, y 方向では $0.625 \mu\text{m}$, z 方向では $0.2 \mu\text{m}$, および, x, y 方向では $0.125 \mu\text{m}$, z 方向では $0.06 \mu\text{m}$ である.

最小(図 4-8a)と最大(図 4-8b)の空間分解能の画像に基づいた確立密度関数は, 位置によらず似た形状を示す. この理由は次のとおりである. 最大の分解能で測定される観察範囲は狭く, 常に, 三角形の編み目の中の, 細かい凹凸だけを観察し, 溝のような, 不均一な構造はあまり含まない. 対照的に, 最小の空間分解能の観察範囲は広く, 多くの溝を含む. つまり, 確率密度関数に対する不均一な構造の影響は均されている. なお, いくつかの方位角で計算された確率密度関数 $p(\theta_e, \phi_e)$ は, ほとんど同一であった. これは表面要素の方向は方位角的に対称であることを意味している.

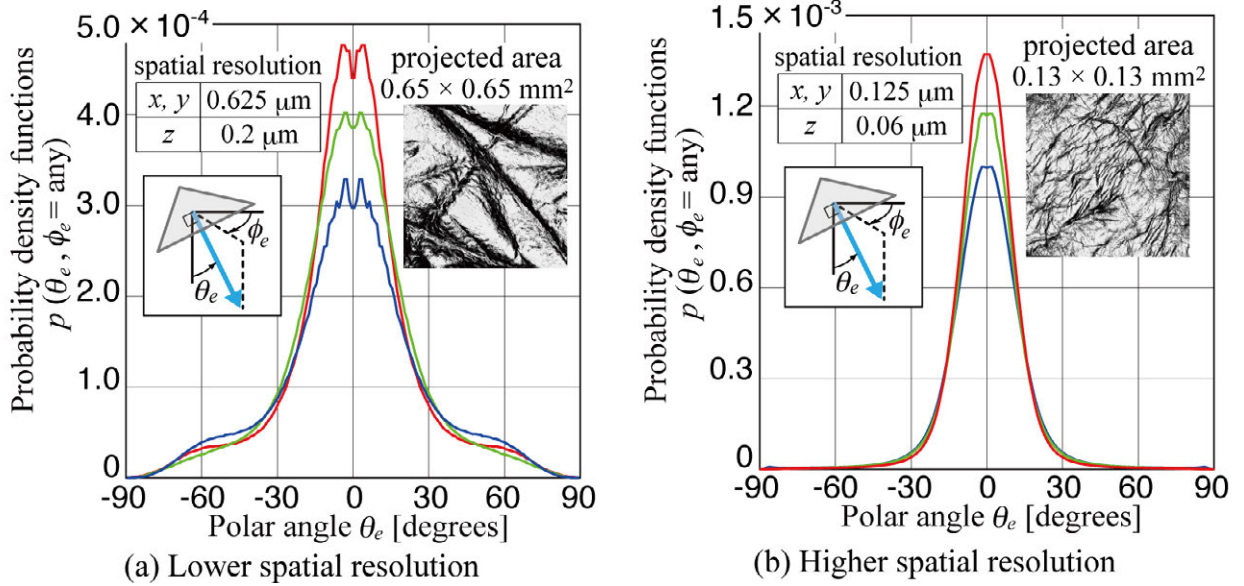


図 4-8. 皮膚表面の傾斜角度に関する確率密度関数

また、図 4-8 の確率密度関数は、平均面（global surface）に垂直に入射する光が出くわす面の傾きを表す確率密度関数である。これは、式(4-10)で計算する確率密度関数を計算する際、垂直上方からみて、すべて面積の等しい表面要素の角度を参照しているためである。光の入射角が変わると、入射方向から見た表面要素の面積が変化するので、光が出くわす面の傾きは、図 4-8 の関数では与えられない。その面積を考慮して、入射角 θ_{in} の光に適用できる確率密度関数は次式で与えられる。

$$f(\theta_e, \phi_e, \theta_{in}) = \frac{p(\theta_e, \phi_e) A(\theta_e, \phi_e, \theta_{in})}{\oint_{\Omega_e=2\pi} p(\theta_e, \phi_e) A(\theta_e, \phi_e, \theta_{in}) d\Omega_e} \quad (4-11)$$

ここで、入射角度 θ_{in} のときに方向 θ, ϕ を向いた表面要素の投影面積 $A(\theta_e, \phi_e, \theta_{in})$ は、(4-12) として表記される。

$$A(\theta_e, \phi_e, \theta_{in}) = A_0 \cdot (\mathbf{D}_{in} \cdot \mathbf{N}_e) / \cos \theta_e \quad (4-12)$$

ここで、 A_0 は、皮膚表面の法線方向に投影された表面要素の面積 (z 軸方向) で、 $1/2 \times 0.125 \times 0.125 \mu\text{m}^2$ である。 \mathbf{D}_{in} と \mathbf{N}_e は、それぞれ入射光と表面要素の単位方向ベクトルを表す。 $\theta_{in} = 0^\circ$ と -45° の確率密度関数を図 4-10 に示す。垂直な光入射 ($\theta_{in} = 0^\circ$) について、関数は対照的である。これは、表面要素は方位角方向にランダムに向いていて、方位角について対称なためである。また、 $\theta_{in} = -45^\circ$ のときに $45^\circ < \theta_e$ において、関数はゼロである。この理由は、入射光は天頂角が 45° よりも大きい方に向いている表面要素には当たらないからである。

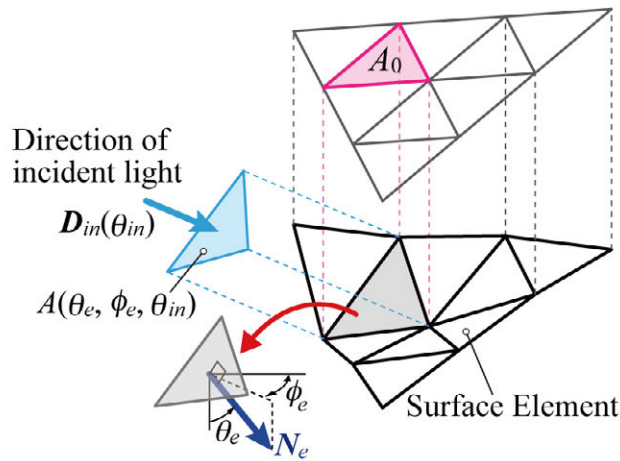


図 4-9. 表面要素への光入射

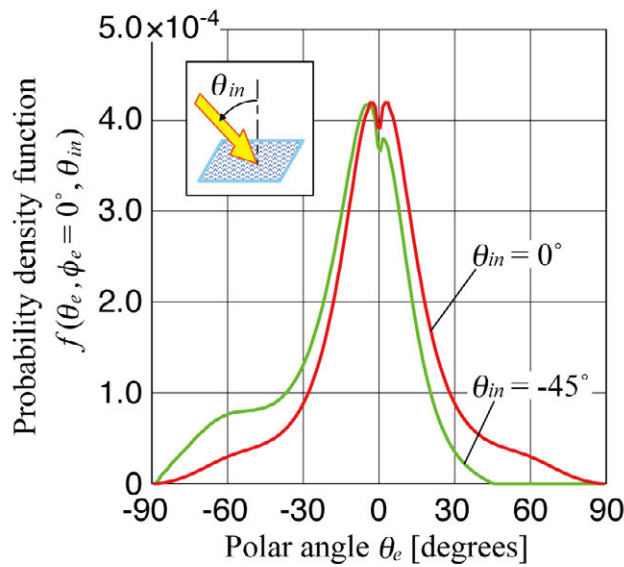


図 4-10. 投影面積を考慮したときの表面の傾斜角度に関する確率密度関数

4-2-2 (2) Model B における光挙動

ふく射束が解析モデルの表面の1点に達したとき、ふく射束が出くわす面を区間 $(0, 1)$ に分布する乱数 X を2つ用いて決定する。この方法は、関数が複数の変数に依存する、

$$f(\xi, \eta) = g(\xi) h(\eta) \quad (4-13)$$

のような、それぞれの変数が独立でない場合に有効である。まず、(4-14)式のように、変数 θ について $0 \leq \theta \leq \pi/2$ の範囲で積分して、変数 ϕ のみに依存する関数とする。そして、乱数 X_ϕ を選び、 ϕ_e を決定する。すると、パラメータ ϕ_e が固定されることによって確率密度関数 $f(\theta, \phi = \phi_e, \theta_{in})$ は、変数 θ のみの関数として扱うことができる。続いて乱数 X_θ を選ぶことで、 θ_e が決定される。

$$X_\phi = \int_0^{\phi_e} \int_0^{\pi/2} f(\theta, \phi, \theta_{in}) \sin \theta d\theta d\phi \quad (4-14-a)$$

$$X_\theta = \int_0^{\theta_e} f(\theta, \phi = \phi_e, \theta_{in}) \sin \theta d\theta \quad (4-14-b)$$

よって、ふく射束が出くわす面の法線ベクトルは次式で与えられる。

$$N_e = \begin{pmatrix} n_{ex} \\ n_{ey} \\ n_{ez} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \sin \theta_e \cos \phi_e \\ \sin \theta_e \sin \phi_e \\ \cos \theta_e \end{pmatrix} \quad (4-15)$$

そして、ふく射束は、フレネルの公式によって決定される反射率 $R(\mathbf{D} \cdot \mathbf{N}_e)$ の確率で反射され、反射されたふく射束の単位方向ベクトル \mathbf{D}_r は(4-16)式より、この面を透過して屈折したふく射束の単位方向ベクトル \mathbf{D}_t は(4-17)式より与えられる。

$$\mathbf{D}_r = \mathbf{D} - 2(\mathbf{D} \cdot \mathbf{N}_e) \mathbf{N}_e \quad (4-16)$$

$$\mathbf{D}_t = \frac{n_{air}}{n_{skin}} \left(\mathbf{D} - \mathbf{N}_e |\mathbf{D} \cdot \mathbf{N}_e| \right) + \mathbf{N}_e \sqrt{1 - \left(\frac{n_{air}}{n_{skin}} \right)^2 \left(1 - |\mathbf{D} \cdot \mathbf{N}_e|^2 \right)} \quad (4-17)$$

4-2-3. キメモデルと微細構造のモデルを組み合わせた解析モデル (Model C)

この解析モデルは、皮膚表面のキメ構造を Model A で表現し、その表面にある微細構造を Model B1 で表現するものである。つまり、この解析モデルは、図 4-3 に示す溝構造を有し、この表面上の 1 点に光が到達するとき、(4-11)式にしたがって、どんな傾斜の表面要素に出くわすかが決定される。

4-2-3 (1) Model C における光挙動

解析領域内を単位法線ベクトル \mathbf{D} に沿って進むふく射束を考える。このふく射束は、(4-5)式にしたがって、解析モデル表面上の 1 点に到達する。このふく射束は、傾斜角度 θ_e, ϕ_e の面に出くわすが、これは、(4-11)式に基づいて決定される。

ところで、図 4-10 に示す確率密度関数 $f(\theta_e, \phi_e, \theta_{in})$ に含まれる傾斜角度 θ_e, ϕ_e は、微細構造の平均面 (global surface) の法線ベクトルを基準として計った天頂角、方位角である。

図 4-10 の確率密度関数を得た微細構造の平均面の法線ベクトルは、 z 軸に平行であるが、Model C の、溝構造を構成する平面では、平均面そのものが傾斜している。Model C における光挙動を解析するには、平均面の傾斜を考慮する必要がある。平均面の法線ベ

クトル N_s が z 軸に平行な場合の確率密度関数 $f(\theta_e, \phi_e, \theta_{in})$ は既知であるので, θ_s, ϕ_s だけ傾斜した平均面上の表面要素にふく射束が出くわすときは, 傾斜した平均面への相対的な入射角 θ_{is} を, $f(\theta_e, \phi_e, \theta_{in})$ に適用することによって面を決定する. 相対的な入射角 θ_{is} は次式により算出できる.

$$\theta_{is} = \cos^{-1}(\mathbf{D} \cdot \mathbf{N}_s) \quad (4-18)$$

θ_s, ϕ_s だけ傾斜した平均面に, ふく射束が到達したときに, 出くわす面の傾斜角度の確率密度関数 $f(\theta_{se}, \phi_{se}, \theta_{is})$ は以下の通りである.

$$f(\theta_{se}, \phi_{se}, \theta_{is}) = \frac{p(\theta_{se}, \phi_{se}) A(\theta_{se}, \phi_{se}, \theta_{is})}{\oint_{2\pi} p(\theta_{se}, \phi_{se}) A(\theta_{se}, \phi_{se}, \theta_{is}) d\Omega_{se}} \quad (4-19)$$

このときの, ふく射束の入射方向 \mathbf{D} への表面要素の投影面積 A は

$$A(\theta_{se}, \phi_{se}, \theta_{is}) = A_0 \cdot (\mathbf{D} \cdot \mathbf{N}_{se}) / \cos \theta_{se} \quad (4-20)$$

である. そして, (4-14)式の手順で, ふく射束が出くわす面の傾斜角度を決定するが, ここで得られる傾斜角度 θ_{se}, ϕ_{se} は, θ_s, ϕ_s だけ傾斜した平均面の法線ベクトルを基準として計った角度である (図 4-11). xyz 座標において, ふく射束が出くわす面の法線ベクトル N_e は, 平均面の傾斜角度 θ_s, ϕ_s を用いて, (4-21) 式によって求められる.

$$\mathbf{N}_e = \begin{pmatrix} n_{ex} \\ n_{ey} \\ n_{ez} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \sin \theta_{se} \cos \phi_{se} \cos \theta_s \cos \phi_s - \sin \theta_{se} \sin \phi_{se} \sin \phi_s + \cos \theta_{se} \sin \theta_s \cos \phi_s \\ \sin \theta_{se} \cos \phi_{se} \cos \theta_s \sin \phi_s + \sin \theta_{se} \sin \phi_{se} \cos \phi_s + \cos \theta_{se} \sin \theta_s \sin \phi_s \\ -\sin \theta_{se} \cos \phi_{se} \sin \theta_s + \cos \theta_{se} \cos \theta_s \end{pmatrix} \quad (4-21)$$

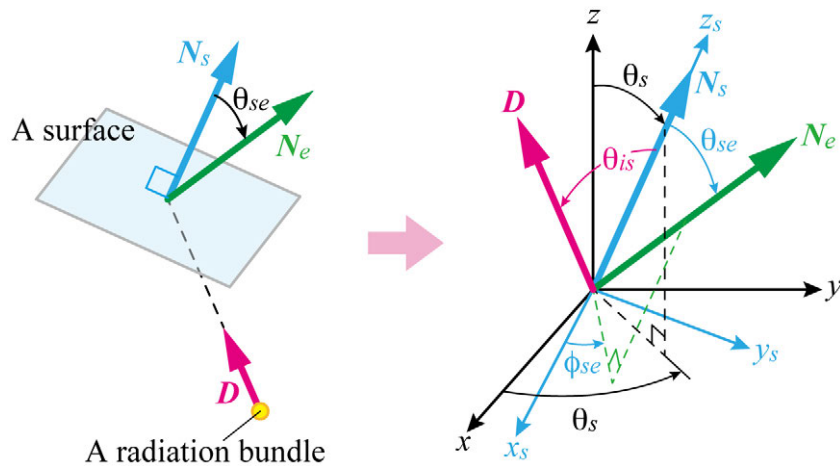


図 4-11. 解析モデルを構成する平面上の表面要素の傾斜

この後は、前述のように、反射率 $R(\mathbf{D} \cdot \mathbf{N}_e)$ の確率でふく射束は反射され、反射されないふく射束は界面を透過、屈折して皮膚内部に進む。

4-3. 皮膚表面構造での光散乱解析

モンテカルロ法を用いて、ヒトの皮膚表面構造で散乱される光の2方向反射率を数値的に評価する。計算の際に用いられた光束の数は25,000,000以上で、予測される結果の標準偏差は0.001以下である。入射光は平行かつ均一で、入射角 45° 、および 30° とする。計算結果と測定結果を比較できるように、図4-12に合わせて示す。

測定位置は、確率密度関数を計算するために得た画像に用いられた位置と、完全には一致しない。しかし、前述のように、計算に用いられた確率密度関数は、位置に依存しないため、計算された2方向反射率も、場所に大きく依存しない。したがって、この図に示される計算結果と計測結果の比較は、計測位置と皮膚表面構造の傾斜データを得る際の皮膚表面の観察位置が違っていたとしても有効である。

Model A については、反射光の特性は、光の入射軸とキメの向きに依存する。実際の皮膚のキメはランダムに向いていることから、解析では、全方位にキメの向きを変化させて反射光特性を計算し、算出された光反射特性を平均した。この結果の特性は緑線で図4-12に示される。図4-12は、Model A より得られた数値計算結果は、測定結果に全く合っていない。このモデルでは、強い鏡面反射だけが生じており、単純な溝構造だけを考慮したモデルでは、実験で得られたような、滑らかな曲線状の光反射性質が得られないことが分かる。

Model B に関しては、複数の皮溝を含むデータから導かれた確率密度関数（図4-8a）と、皮溝を含まない皮丘だけのデータから導かれた確率密度関数（図4-8b）を利用して、2方向反射率を算出した。前者を青線、後者を赤線で示す。

Model B の数値計算結果は、計測結果の特性と、似た特性を有する。これらの特性は、皮膚表面の微細構造によるものである。Model B の2つの結果における2方向反射率の違いは、溝構造に起因する。溝に入射した光は、多重反射され、ほとんど反射しないため、皮溝を含む確率密度から計算した2方向反射率は、他方の結果より低い。

Model C の解析結果は薄赤色一点鎖線で示される。この結果には、Model B1 の傾向が現れているが、Model B1 のみの解析結果よりも低い。これも、溝構造での多重反射に起因するものである。この解析モデルでは、キメ構造を有することによって、計測結

果と近い解析結果が得られた．しかし，図 4-13 に示すように，Model C の光反射特性は，キメ構造のサイズに依存する．よって，キメ構造のサイズを決定する際に用いる皮膚表面構造データによって解析結果が異なる．このことから，様々なキメ構造の情報を含む Model B2 が，皮膚表面構造の光反射性質をよく表しているといえる．

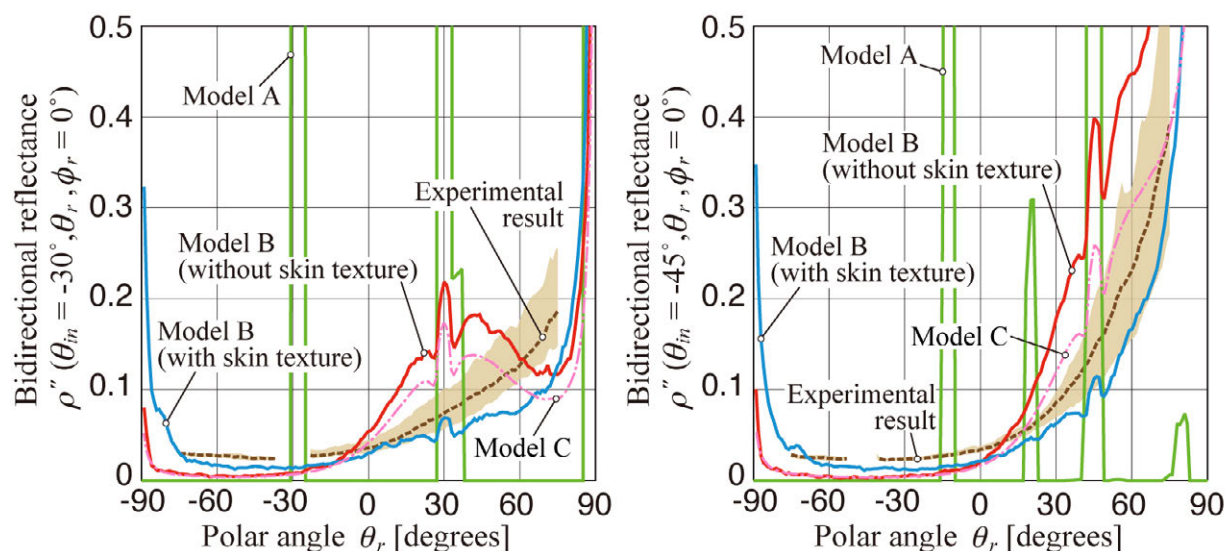


図 4-12. $\phi_r = 0^\circ$ における計測結果と解析結果の比較

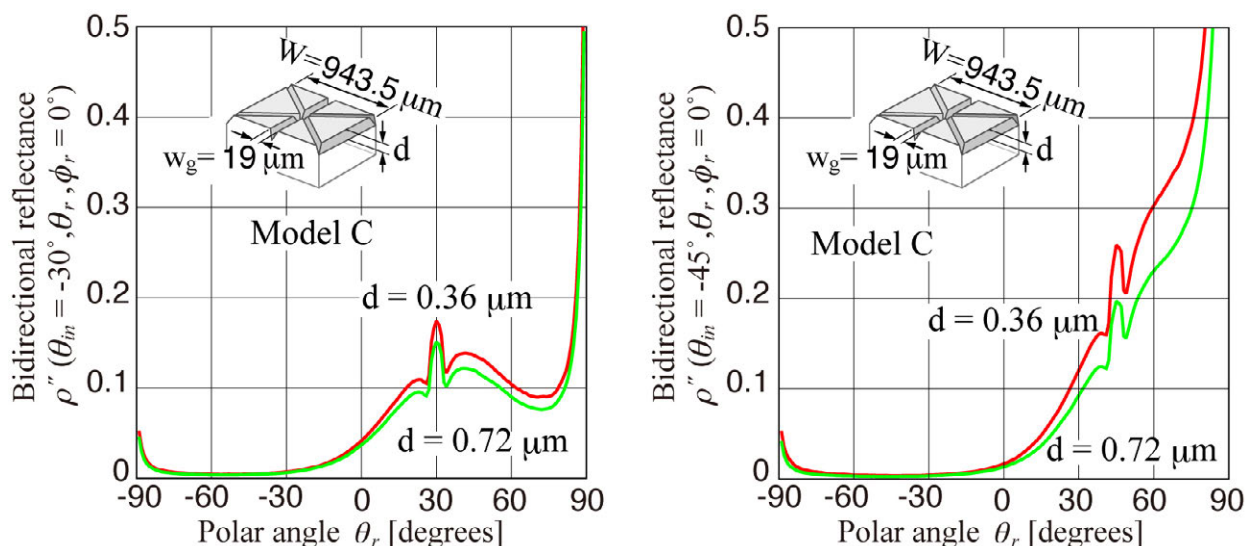


図 4-13. Model Cにおいてキメ構造の解析結果に与える影響

Model B2 の解析結果と計測結果との比較では，皮丘だけの確率密度関数を利用して得た解析結果は，実験結果よりも大きく見積もられている．一方，皮溝を含む確率密度関数を用いた解析結果は，実験結果よりも，全体的にわずかに小さいが，その傾向をよく再現している．この計測結果との差は，今回考慮しなかった回折によるものと考えられる．回折を考慮すると，反射は，幾分，拡散的になる．Torrance & Sparrow らのモデ

ル[22]のように、一部拡散的な反射として回折成分を扱うことも可能であるが、規則反射と拡散反射の割合を決定する方法は、現在のところ反射光の計測結果との比較しかなく、もし回折を考慮するとなると、反射光計測なしに反射の詳細を決定できなくなる。

また、図 4-14 は、異なる方位角で、皮溝を含む確率密度関数から求めた解析結果と実験結果を比較した。方位角 $\phi_e = 0^\circ$ の時と同様、解析結果はわずかに計測結果を下回るが、傾向がよく一致していることから、この差を許容すれば、本解析手法を、皮膚表面の光挙動を予測するモデルとして利用できる。

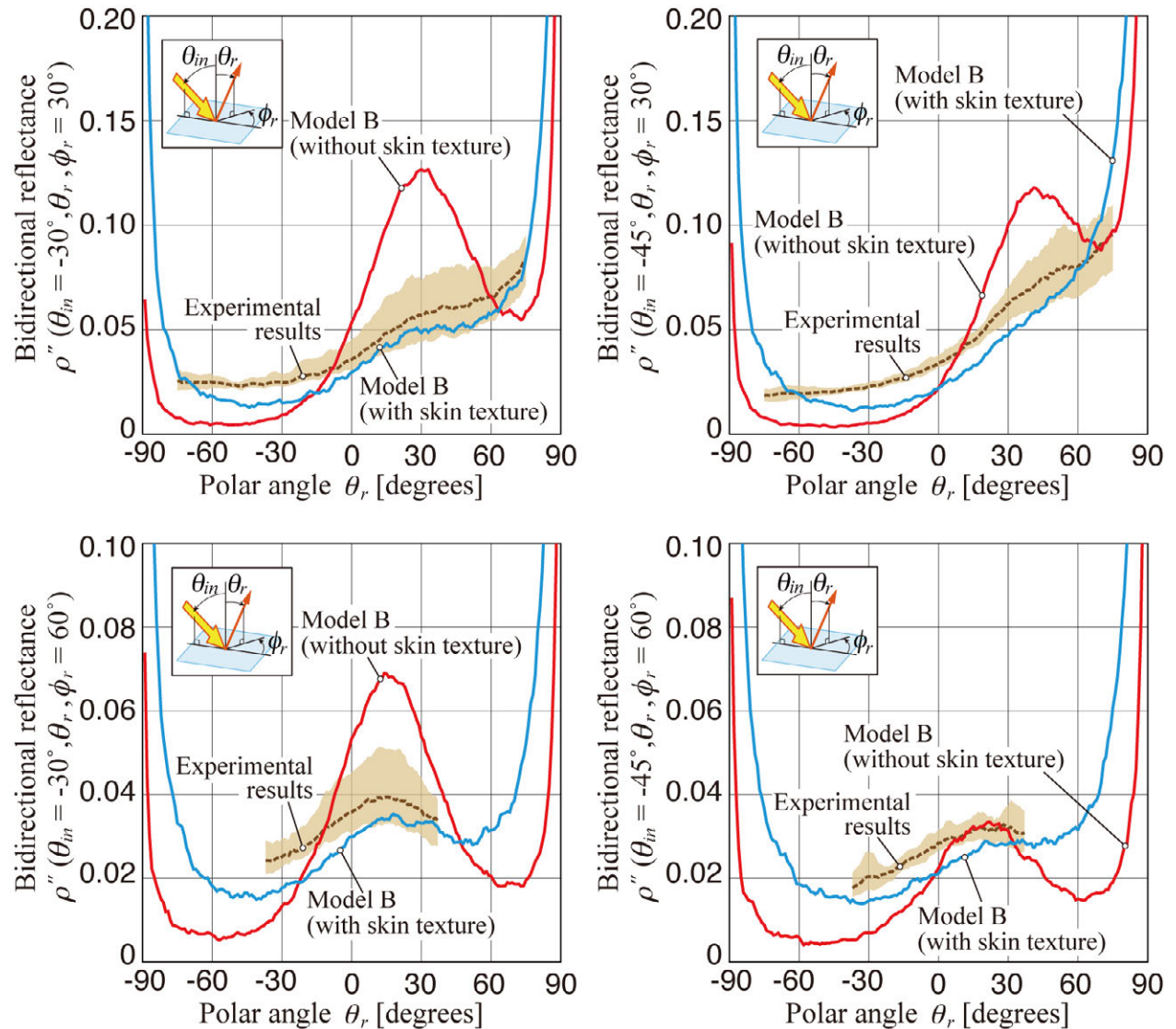


図 4-14. $\phi_r = 30^\circ, 60^\circ$ における計測結果と解析結果の比較

4-4. まとめ

本研究では、化粧を施したヒトの肌の見え方を予測できる数値モデルを構築することを最終目標としている。ここでは、その中の一部として、皮膚表面（空気-皮膚界面）における光挙動を予測するための数値モデルについて検討した。本論では、幾何光学に基づく3つの数値モデルを提案し、実験結果との比較から、界面での光挙動を扱うのに適した数値モデルを評価した。

試行したモデルは、皮膚表面上の比較的大きな溝（キメ）だけを考慮した「Model A」（あるいは、「キメモデル」）、それよりも細かな構造（微細構造）を考慮した「Model B」（あるいは、「微細構造」）、そして、キメモデルと微細構造モデルを組み合わせた Model C である。Model B は、CLMS により計測した表面の微細構造の統計データをもとに、皮膚表面での光挙動を予測するモデルである。

2 方向反射率を指標として評価した結果、Model A, C では実験で得られた 2 方向反射率を十分に予測できないことが分かった。一方、Model B は、皮溝を含む構造データをもとに解析を行うことで、計測結果と若干の差はあるものの、その傾向は正しく予測できることが明らかとなった。

今回、本研究で提案したモデルは、皮膚内部の光伝播を予測するモデルと容易に組み合わせることができるので、これにより素肌の光特性の予測は可能となった。

第5章 粒子層の光散乱性質と統合モデル

第2章～第4章では，化粧の対象となる皮膚そのものについて，解析モデルの提案をおこなった．化粧を施した皮膚の光性質を予測するには，これに加えて，化粧層の光散乱性質，言葉を換えると，反射性質，透過性質のための解析モデルを開発すること，そして，それをこれまでの述べてきた皮膚の解析モデルと統合することが必要である．本章では，まず，化粧層を含まない統合モデルについて述べるとともに，計測にもとづいた化粧層の解析モデルの提案，さらには，化粧層を含む皮膚の統合モデルの提案，検証を行う．

5-1. 化粧を施していない皮膚（素肌）の統合モデル

緒言で述べたように，化粧を施した皮膚の解析モデルは，皮膚内部の光伝播モデル，皮膚表面での光挙動モデル，および，化粧粒子層における光挙動モデルを統合したモデルである．しかし，化粧を施していない皮膚，素肌であれば，これまでに述べてきた2つの解析モデルを統合することは可能である．図5-1に，皮膚内部と皮膚表面の2つの解析モデルを統合したモデルの概念図，および，図5-2に，この統合モデルの光挙動解析フローを示す．

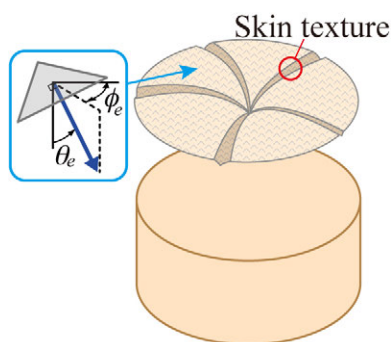


図 5-1. 素肌の統合モデル

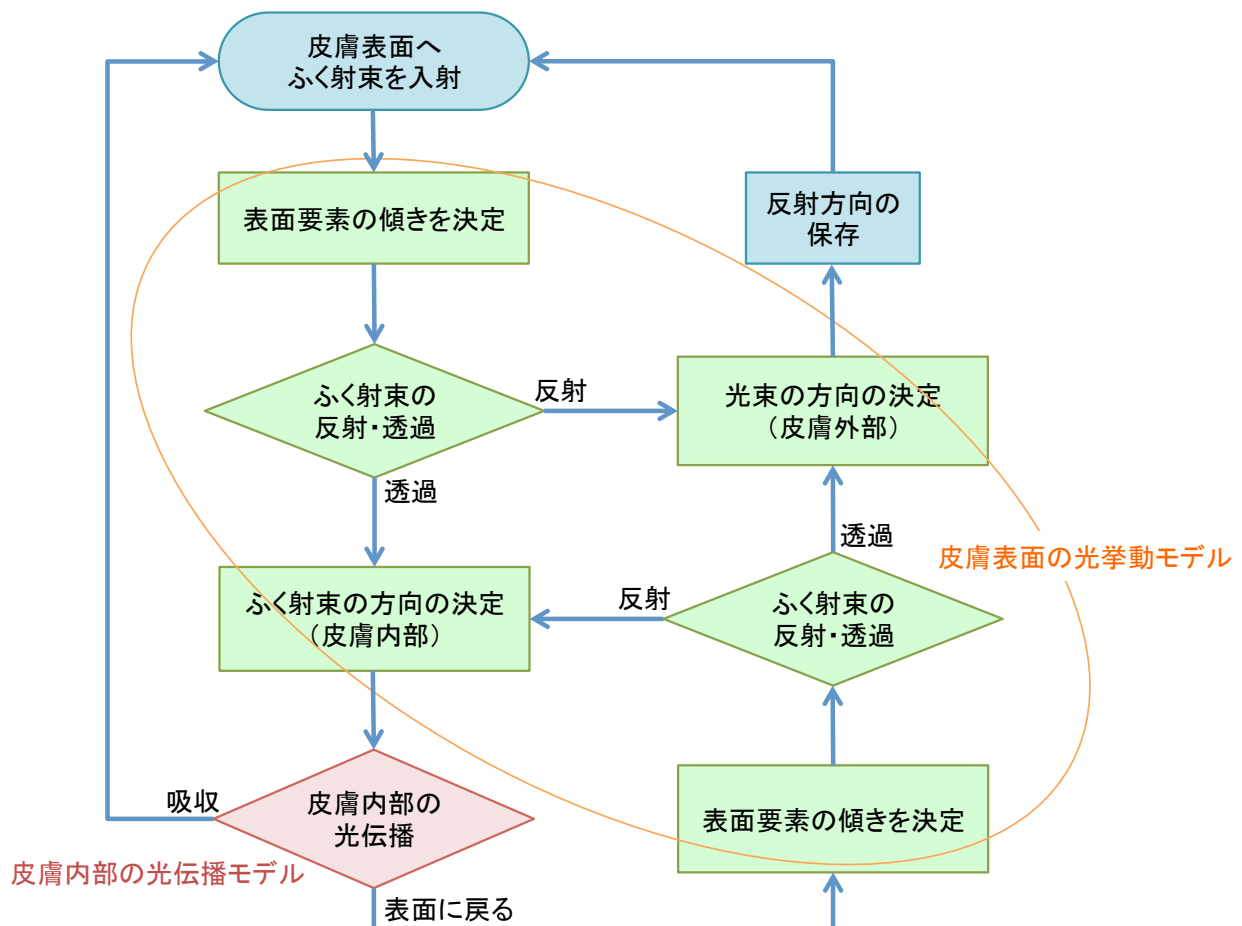


図 5-2. 素肌の統合モデルの光挙動解析フロー

フローの前半に示すように、皮膚に到達したふく射束は、皮膚表面での光挙動の解析モデルに従い、皮膚表面の傾斜が与えられた後に、反射するか透過するか判断される。皮膚表面で反射された場合、そのふく射束については、どの方向に反射されたかの情報を残して、次のふく射束の計算に入る。皮膚表面（界面）を透過した場合、皮膚内部の光伝播モデルにしたがい、ふく射束の挙動が決定される。

ここでは、この統合モデルの妥当性、有用性を検証するために、光学的に実際の皮膚に似せて製作した人工皮膚を対象に、光反射に関する解析を行うとともに、相当する系における実験結果と比較した。以下、この比較に使用した人工皮膚について述べる。

5-1-1. 人工皮膚

人工皮膚は、透明シリコーン樹脂に、色（吸収係数）を調整するために顔料、および、半透明にする（散乱係数を調整する）ために粒子を混合し、脱泡することによって製作する。なお、人工皮膚表面に皮膚表面構造を形成するには、第3章でプリズム表面に皮膚表面構造を転写する際に用いたネガティブレプリカを用いる。ここで作成した際に使用した各材料を表 5-1 に、製作した人工皮膚を図 5-3 に示す。

表 5-1. 人工皮膚製作に必要な材料

品名	型番, 製造元	使用量	備考
型取り用シリコーンゴム	KE-1603(A/B) 信越化学工業株式会社	A : 13.0 g B : 13.0 g	無色透明
ポリロン染料 (赤)	Red 2B 株式会社田中直染料店	0.03666 g (0.235 wt %)	
ポリロン染料 (黄)	Yellow G 株式会社田中直染料店	0.0819 g (0.525 wt %)	
酸化チタン TiO ₂ 粒子	FINEX50W-LP2 堺化学株式会社	0.676 g (2.6 wt %)	公称径 15nm

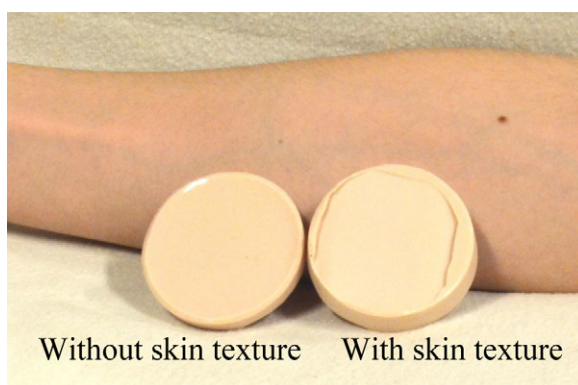


図 5-3. 製作した人工皮膚

使用するシリコーン樹脂の量は, 人工皮膚の完成時の寸法が, 直径 50 mm, 厚み 10 mm となるように, 26g (A 剤 13g + B 剤 13g) とした. 計測で得られる光反射性質と解析によって予測される光反射性質を比較するために, 人工皮膚の光物性値を計測する. これには, 図 2-9(a)に示した光物性値計測装置を用いる. 図 2-9(a)の装置によって得られた皮膚サンプルの光物性値を図 5-4 に示す. 図には, 参考のために, 実際の皮膚の光物性値を合わせて示している. 製作した人工皮膚と実際の皮膚の光物性値は, 似た傾向を示している. なお, 実験では He-Ne レーザー ($\lambda = 632.8 \text{ nm}$) を光源とするため, 計測データのうち, 最も近い $\lambda = 630 \text{ nm}$ における下記の光物性値を, 統合モデルに適用する.

減衰係数 $\beta = 8.836 [\text{mm}^{-1}]$

アルベド $\omega = 0.997$

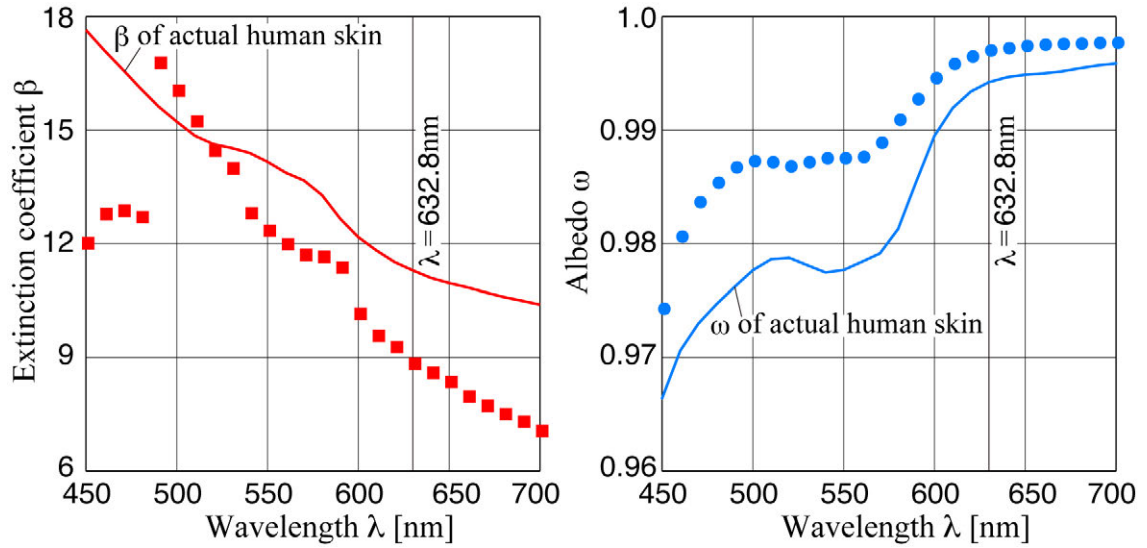


図 5-4. 光物性計測装置で得られた皮膚サンプルの光物性値

散乱位相関数については，酸化チタン（TiO₂）粒子の散乱位相関数を用いる．この計測結果から解析モデル内部でのふく射束の散乱方向を決定するために，(5-1)式に示す Henyey-Greenstein 関数[12] を用いて計測結果を近似する．

$$\Phi_{HG}(g) = \frac{(1-g^2)}{(1+g^2-2g\cos\xi)^{3/2}} \quad (5-1)$$

ここで用いる散乱位相関数は，計測結果を，3つの Henyey-Greenstein 関数を用いて定義する．これには，散乱角度 ξ を3つの区間に分割し，計測値に合うように，それぞれ係数 a と g の値を調整する．近似した散乱位相関数を，

$$\Phi(\xi) = a \Phi_{HG}(g) \quad (5-2)$$

とすると，皮膚の散乱位相関数（at $\lambda = 633 \text{ nm}$ ）は以下の通りである．

$$\left. \begin{aligned} \Phi(0^\circ \leq \xi < 63^\circ) &= 0.726 \Phi_{HG}(g = 0.549) \\ \Phi(63^\circ \leq \xi < 128^\circ) &= 0.65 \Phi_{HG}(g = 0.02) \\ \Phi(128^\circ \leq \xi \leq 180^\circ) &= 0.52 \Phi_{HG}(g = -0.16) \end{aligned} \right\} \quad (5-3)$$

図 2-9(b)の装置によって得られた計測結果と，近似された関数を図 5-4 に重ねて示す．皮膚内部での光伝播解析では，減衰係数 β ，アルベド ω ，散乱位相関数 $\Phi(\xi)$ の3つの光物性値を適用し，人工皮膚の光反射性質を予測する．

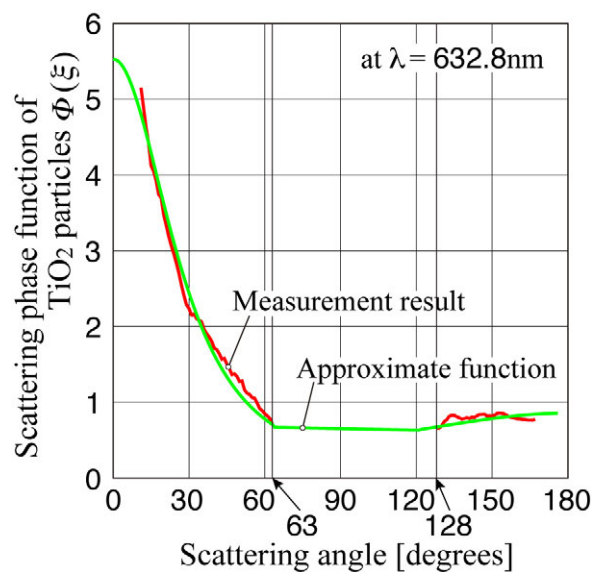


図 5-5. 酸化チタン TiO_2 粒子の散乱位相関数

5-1-2. 素肌の統合モデルの検証

上で製作した人工皮膚を対象に，図 5-2 のフローにしたがって解析を行うことで得られた 2 方向反射率と，第 3 章に示した装置，および計測方法によって実験的に求めた 2 方向反射率を比較した．結果を図 5-6 に示す．

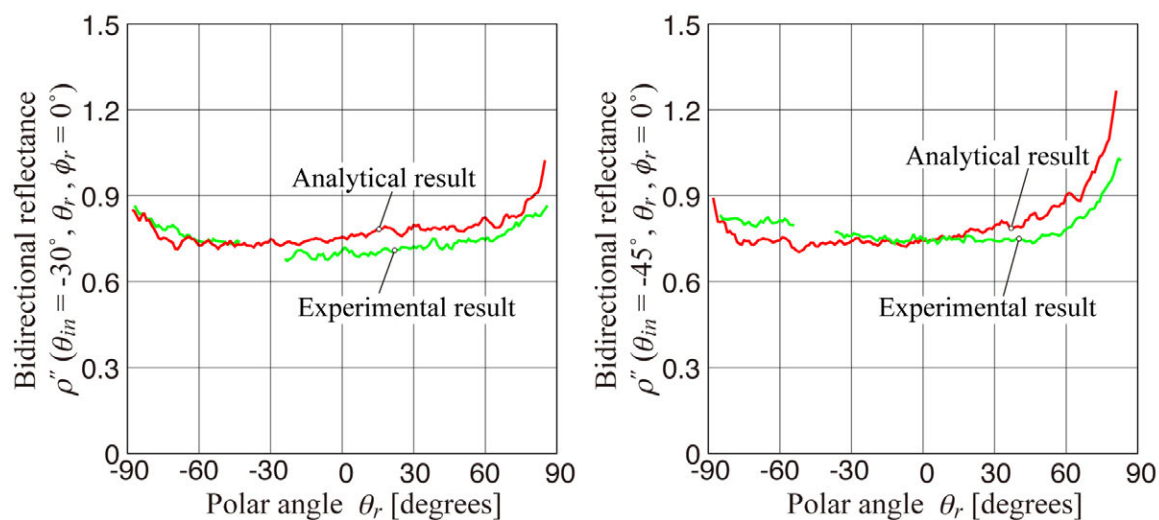


図 5-6. 素肌の統合モデルの光反射性質

この図から分かるように，両者は良く一致している．よって，本研究で提案した化粧を施していない皮膚（素肌）の統合モデルは，皮膚による光反射の詳細を把握するために利用できる．

5-2. 化粧層の解析モデルについて

化粧層とは粒子が分散された層であることから、粒子層と言い換えてもよい。本論文では、後者を用いる。理想的には、粒子個々の光散乱性質と関連づけて、この粒子層の光反射性質、透過性質を予測できる解析モデルの開発が望まれる。粒子単体の光散乱性質は、Maxwell 方程式を基礎式とする電磁波動解析により詳細に求めることが可能である。したがって、この関連付けが可能となれば、粒子層の光反射性質、透過性質が予測できる。また、上で述べた統合モデルに取り込むことができれば、皮膚表面の構造データに関する観察結果は必要なものの、その他の実験で求めなければならないパラメータ無しに、皮膚の光反射等の解析が可能となる。まず、粒子および粒子層に関するこれまでの研究についてレビューする。

化粧粒子単体の研究では、Ogawa らの研究[24]がある。彼らは、板状粒子に球状粒子が付着した複合粉体の光散乱性質を電磁波動解析によって算出した。入射光が強く散乱されると、肌がより美しく見えるという事前の調査結果をもとに、強い光散乱性を得られる形状を解析によって探っている。そして、解析による予測をもとに作成したファンデーションを、実際の皮膚に塗布したときの効果について官能評価を行っている。しかし、これは、形状や光物性が均一な粉体を対象に、光散乱性の強弱に着目するだけで、粒子形状のばらつきがあるとき、それらを全体として取り扱うことはしていない、また、そうすることも難しい。このように、粒子群の光散乱性質として、粒子単体のそれを電磁波動解析から得られた結果をそのまま適用しようとの試みはある。しかし、これを行おうとすると、粒子群における粒子の並びに関するパラメータが必要となるが、実際の化粧層では、その把握は困難であり、この成果を応用することは難しい。

この他にも、Emmert による報告[25]がある。この報告では、透明塗料にファンデーションの素材となる粒子を混合し膜状にして、その分光反射率・透過率を計測した。透明塗料に粒子を混合するのは、粒子を保持し、均一に伸ばしやすくすることに加えて、液体ファンデーションが、化粧粒子が油脂中に懸濁されている状態を再現する目的がある。ここでは、光の散乱性が強く、透過率が高い素材が肌を美しく見せるという前提で、これにしたがう粒子素材を探っている。このように、実際に膜状にした化粧粒子を測定対象とすることは、実際に近い状態を評価できる点で優位である。しかし、この報告では粒子膜の光散乱性質を評価するのに、鏡面方向における反射率と鏡面方向成分を除いた方向における反射率、透過率、吸収率のパラメータを利用するだけで、光散乱性質の詳細は不明なままである。

このように、従来の研究では、粒子単体の光散乱性質と粒子層の反射・透過性質を関連づけようとした試みはあるが、現状では、粒子単体の光散乱性質から、粒子層の光反

射・透過特性，さらには，化粧した皮膚の光反射性質を予測することは難しい．ここでは，実現可能な手法として，粒子層の反射・透過性質の詳細を実験的に把握し，これを，これまで述べてきた皮膚の解析モデルとの統合することを試みることにする．

粒子層の光反射・透過性質と粒子単体の光散乱性質と関連付けは，極めて重要な課題であるが，それは今後の課題とし，この章では，

- ・粒子層の反射・透過性質の詳細，具体的には，その2方向反射率・透過率を実験的に把握すること，そして，
- ・この実験結果に基づいた粒子層の解析モデルの提案，さらに，
- ・皮膚内部の光伝播解析モデルと統合したモデルの提案とその検証を行うことを目的とする．

5-2-1. 粒子層の反射・透過性質の測定

粒子層の光反射・透過性質の詳細を把握するために，第3章に示した2方向反射率・透過率測定装置を利用する．この際，粒子層を空間で保持し，その反射率，透過率も計測するために，本研究では，透明なガラス基板上に粒子を塗布したものを測定対象サンプルとする．ただし，この方法では，ガラスと空気の屈折率差により生じる，ガラス板表面での反射や，ガラス板裏面での反射，屈折の影響が出てしまうため，厳密に粒子層による反射光，透過光の測定とは言えない．しかしながら，メーキャップ化粧品であるファンデーションの機能評価として，粒子層の2方向反射率や2方向透過率を計測するのであれば，ファンデーション自体，肌表面に塗布された状態で機能するので，実際に近い環境での計測が可能となる．この透明なガラス基板での反射・屈折の影響，および，統合モデルへの計測結果の適用を考慮して，以下の方法で，粒子層の反射・透過性質を計測することとした．

皮膚の屈折率は，その水分含有量によって変化するが，1.37～1.55 [10,18] である．ガラスの屈折率は1.46～1.52 と，皮膚の値に近い．したがって，ガラス板表面に皮膚の表面構造を転写し，その上に粒子層を塗布すれば，ファンデーションを塗られた皮膚表面と同等の条件が再現できる．

なお，ガラス板裏面については，光の反射や屈折が生じるので，その影響が反射光および透過光の計測結果に現れてしまう．本装置では，このガラス板裏面での反射および屈折を抑えるために，図3-6(b)のように，ガラス板の裏面に液体を満たせる容器を設置している．この容器に，ガラスと同じ屈折率に調整した液体を満たしておけば，光はガラス板裏面で反射，屈折することなく，スクリーンまで導かれる．

5-2-2. 測定結果

第3章で述べた方法で、ガラス板表面に皮膚表面構造を転写し、その上に平均直径 $0.35\mu\text{m}$ 、および $0.70\mu\text{m}$ の酸化チタン (TiO_2) 粒子を塗布して、2方向反射率・透過率を計測した。転写した皮膚表面構造は、第3章で用いた表面構造と同一のものである。粒子層の塗布量は、約 $0.2\text{mg}/\text{cm}^2$ で、一般的とされるファンデーションの塗布量の範囲内にある。粒子の塗布方法は、補足 5-A1 に記す。

透過率の計測の際に、ガラス板裏側の容器には、ガラス板裏面での反射・屈折を抑えるために、ショ糖水溶液を満たした。ショ糖水溶液は、濃度に伴って屈折率が変化する[26]。本測定では、水温 20°C のときの飽和水溶液（質量濃度 66%）、屈折率 1.456（波長 589nm ）を用いた。この測定で使用したガラス板の屈折率は 1.51 である。そのため、ガラス面とショ糖水溶液の界面で、わずかに光が反射・屈折する。屈折による角度の変化は、界面への入射角が大きいほど大きい。その大きさは、本装置で計測できる最大角度 $\theta = 70^\circ$ のときでも 5° 程度である。屈折角はスネルの法則より算出できるため、以下に示す結果では、ガラスとショ糖水溶液界面での屈折角の変化補正している。なお、屈折率差によって生じる反射も、入射角の影響を受けるが、本装置による計測では、最大でも 5% 以下である。

以上の方法で計測された粒子層の2方向反射率・透過率を図 5-7 に示す。上で述べたように、この結果は粒子層だけの反射率・透過率を示しているわけではない。皮膚表面構造を含む、化粧を施した皮膚表面の光散乱性質（反射・透過性質）を示している。

入射角 $\theta_{in} = -30^\circ, -45^\circ$ とともに、反射光の方位角 $\phi_r = 0^\circ$ において、光の入射方向側 ($\theta_r < 0^\circ$) で2方向反射率が増加する傾向がみられる。これは、酸化チタン (TiO_2) 粒子によって、入射光が後方（入射方向側）に多く反射されたためである。粒子径の大きい方が、より光が粒子に当たりやすいため、平均粒径 $0.70\mu\text{m}$ の粒子を用いたサンプルの2方向反射率の方が、より顕著にその傾向が現れている。

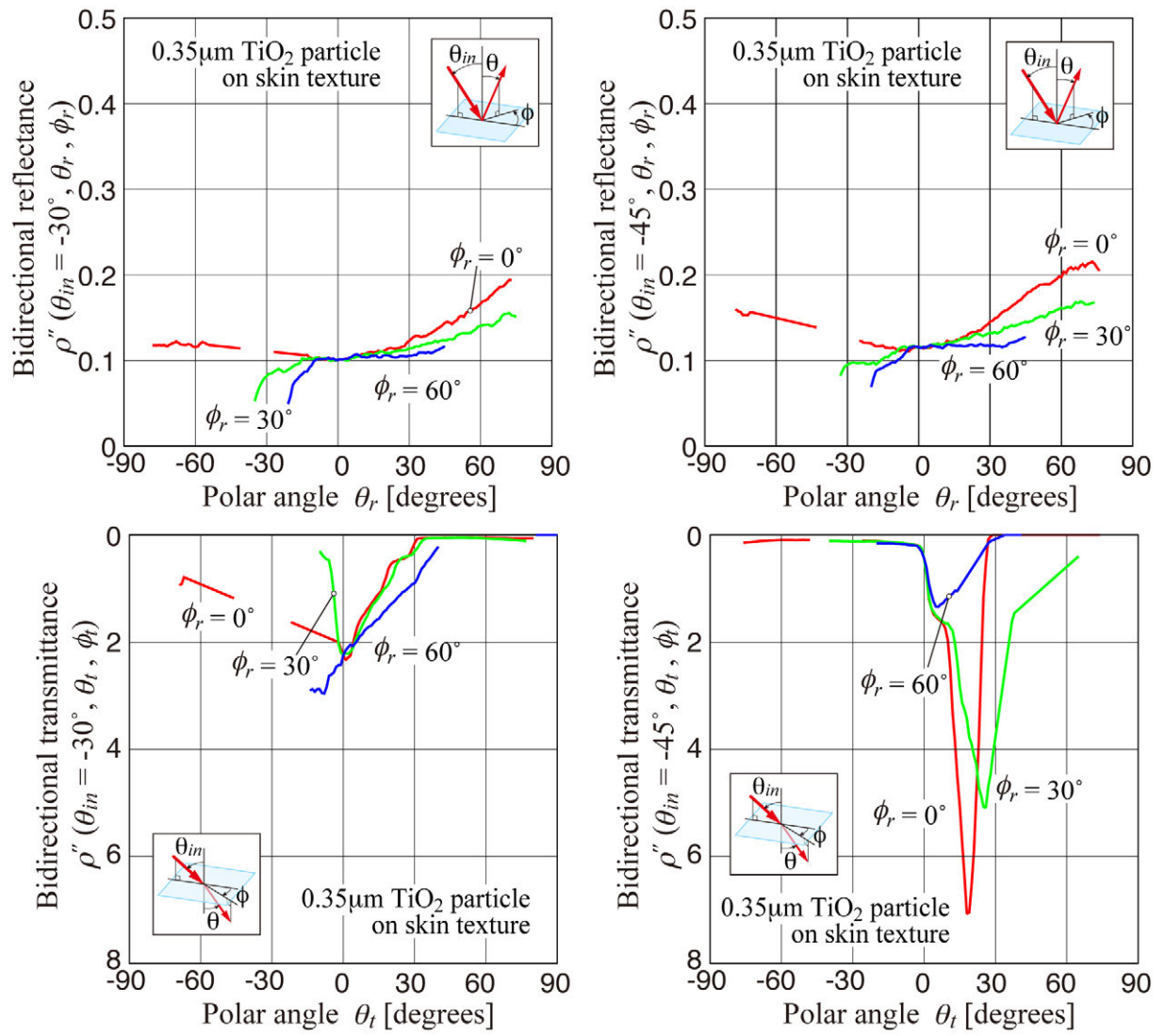


図 5-7 (a). 平均直径 0.35 μm TiO_2 粒子層と皮膚表面構造の光散乱

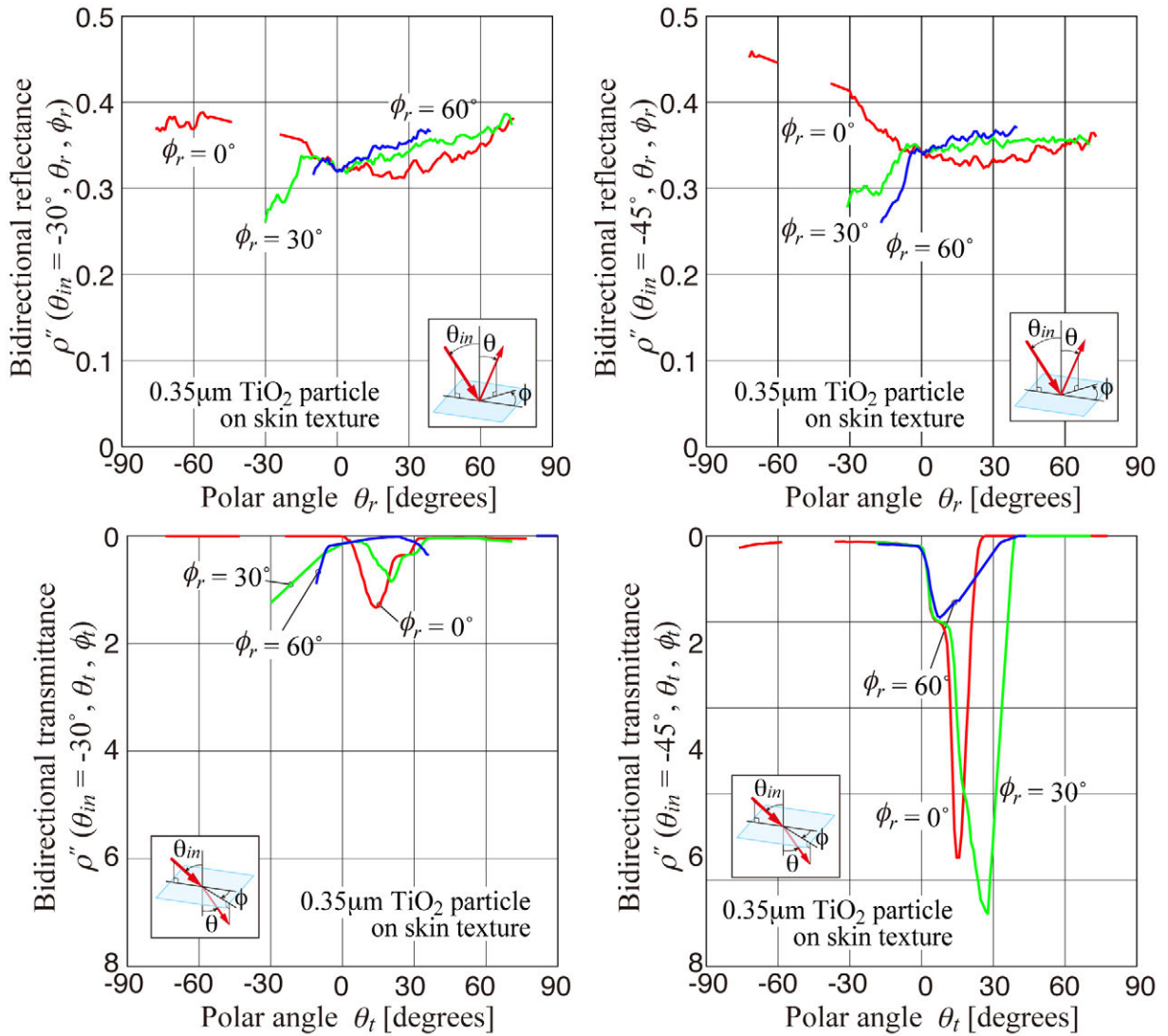


図 5-7 (b). 平均直径 $0.70\mu\text{m}$ TiO_2 粒子層と皮膚表面構造の光散乱

5-3. 粒子層の解析モデルと素肌の統合モデル

本研究では，上記の計測によって得られた粒子層（および皮膚表面構造）の2方向反射率・透過率を基に，粒子層（および皮膚表面構造）の解析モデルを考案した．このモデルは，第4章で示した皮膚表面の解析モデルと類似する．この章の始めに述べた素肌の統合モデルと対比し，粒子層の解析モデルおよび，それを統合したモデルについて述べる．図 5-8 に，粒子層を含む統合モデルの概念図，図 5-9 に，この統合モデルのフローを示す．

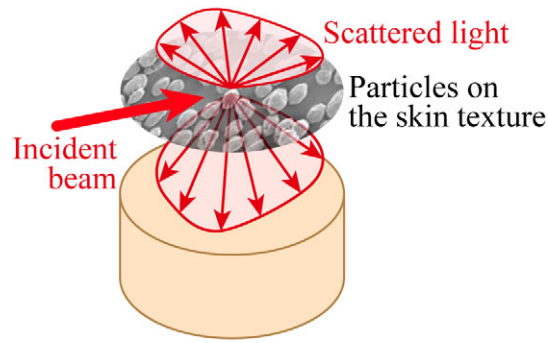


図 5-8. 粒子層を含む統合モデルの概念図

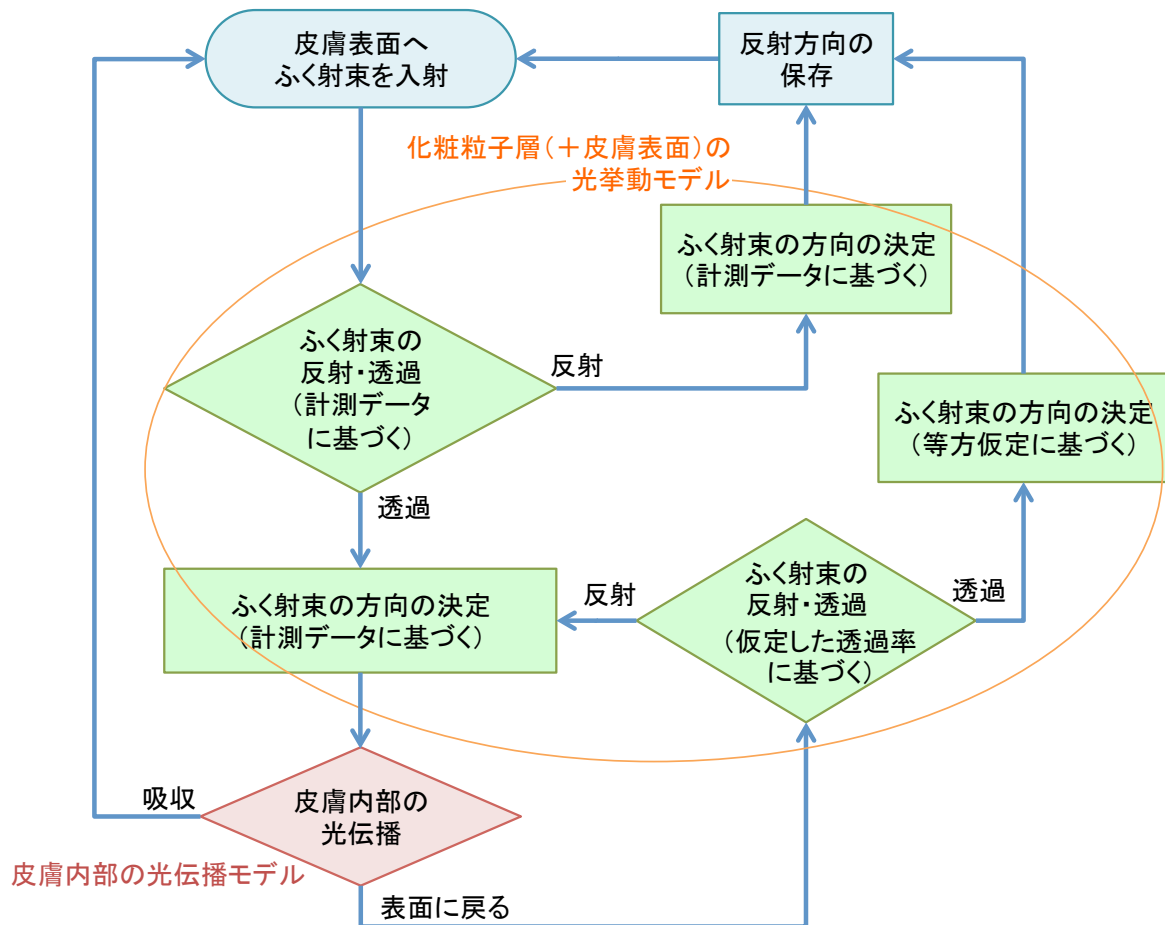


図 5-9. 化粧を施した皮膚の光伝播解析フローチャート

この図から分かるように、化粧を施した皮膚の統合モデルは、素肌の統合モデルの皮膚表面部分が、粒子層の解析モデルで置き換えられたものである。皮膚表面の解析モデルでは、第4章で述べたように、ふく射束が出くわす面の傾斜角度を与え、ふく射束はその面で規則反射（あるいは、透過屈折）する方向を決めていた。一方、粒子層の解析モデルでは、表面の傾斜を介さず、直接、反射（あるいは、透過）する方向を、計測結果から決定する点異なる。具体的には、計測結果から、反射、あるいは、透過する方

向を直接決定する確率密度関数を作っておき、それにしたがって、ふく射束の反射（透過）方向を決定する．

5-3-1. 粒子層の解析モデルの妥当性

上で示したフローでは、粒子層と皮膚表面構造を透過したふく射束は、皮膚内部の光伝播解析モデルに引き継がれるが、ここでは、粒子層と皮膚表面構造の解析モデルの妥当性を検証する．そのために、計測結果（2方向反射率、および2方向透過率）をもとに確率密度関数を作り、これにしたがうふく射束の挙動が、元の計測結果と一致するかを調べた．確率密度関数は、(5-4)式より得られる．ただし、ふく射束が粒子層に到達したときに、反射されるか透過されるかの判断は、計測された2方向反射率をもちいて、(5-5)式によって得られる反射率 R [20] から決定される．図 5-10 に、計測結果をもとに導いた光の散乱方向の確率密度関数を用いて得られた2方向反射率を示す．

$$f_r(\theta, \phi, \theta_{in}) = \frac{\rho_r''(\theta, \phi, \theta_{in}) \cos \theta}{\int_{\Omega=2\pi} \rho_r''(\theta, \phi, \theta_{in}) \cos \theta d\Omega} \quad (\text{粒子層で反射するとき}) \quad (5-4-a)$$

$$f_t(\theta, \phi, \theta_{in}) = \frac{\rho_t''(\theta, \phi, \theta_{in}) \cos \theta}{\int_{\Omega=2\pi} \rho_t''(\theta, \phi, \theta_{in}) \cos \theta d\Omega} \quad (\text{粒子層を透過するとき}) \quad (5-4-b)$$

$$R = \frac{1}{\pi} \int_{\Omega=2\pi} \rho_r''(\theta, \phi, \theta_{in}) \cos \theta d\Omega \quad (5-5)$$

0.35 μm particle
on the skin structure

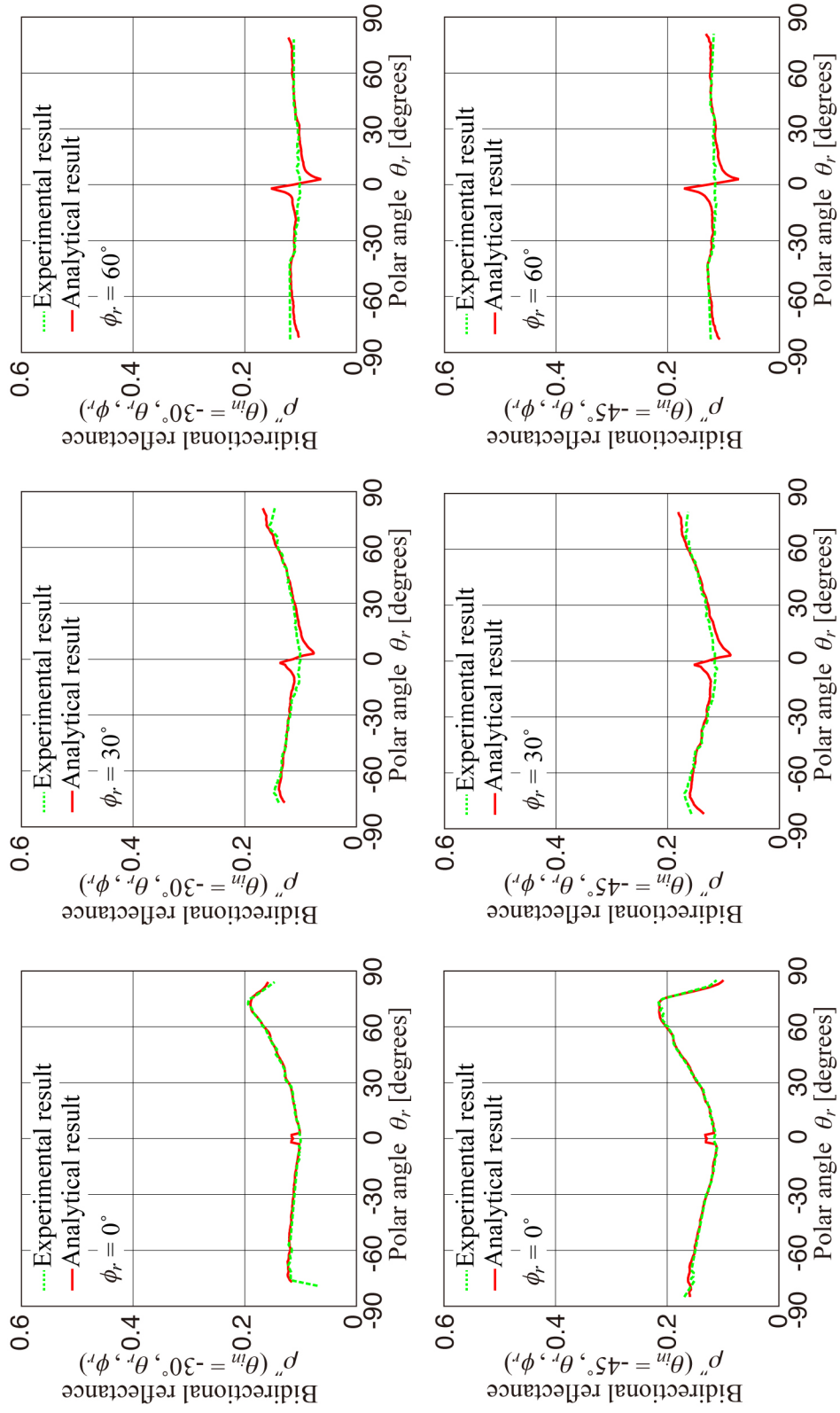
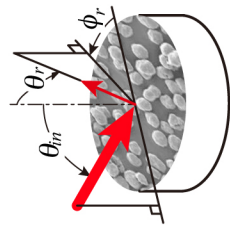


図 5-10 (a). 粒子層での光散乱 (平均直径 0.35 μm TiO_2 粒子 + 皮膚表面構造)

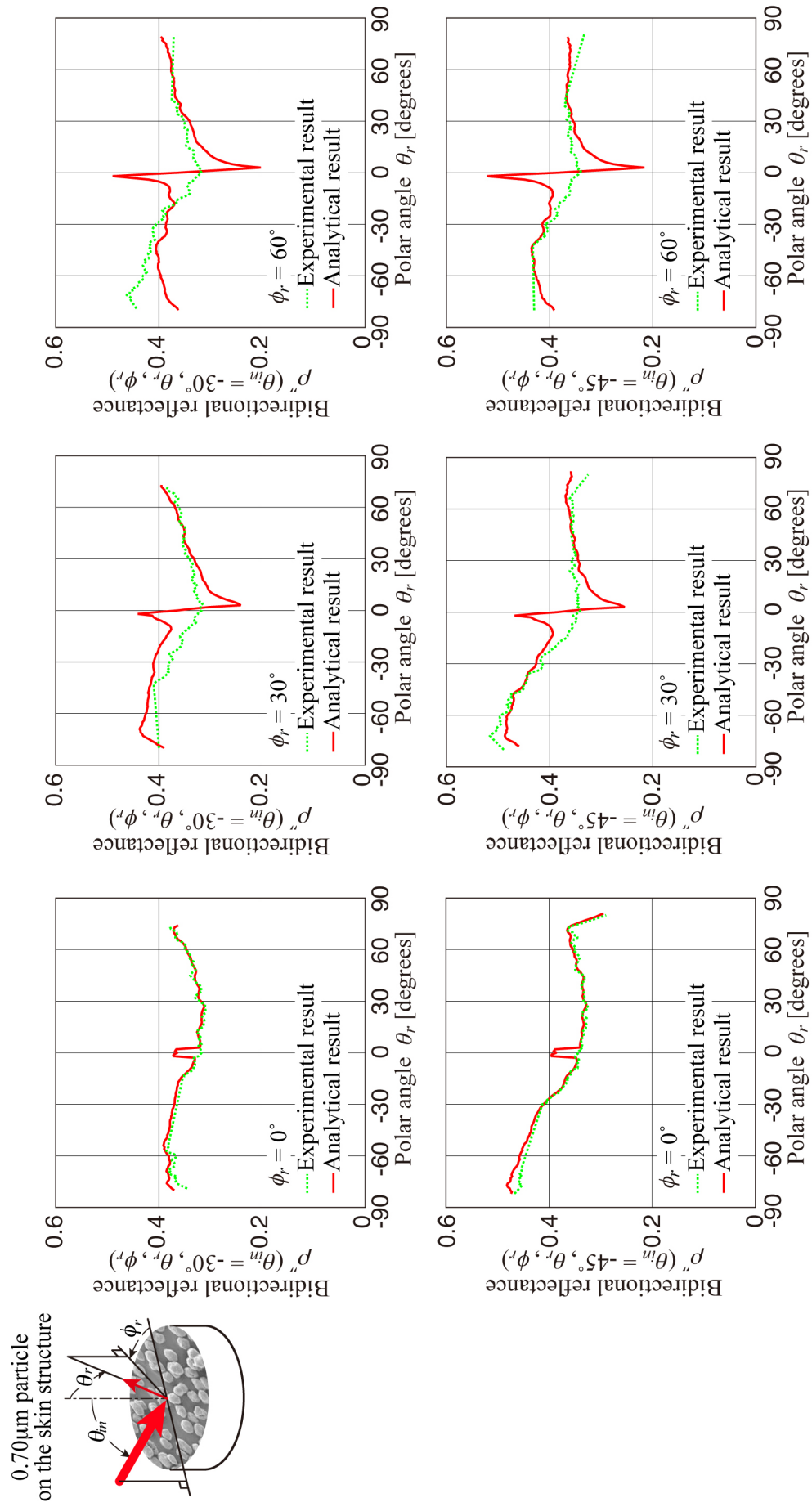


図 5-10 (b). 粒子層での光散乱 (平均直径 0.70μm TiO₂ 粒子 + 皮膚表面構造)

計測では、装置、方法の都合上、全半球にわたる2方向反射率および2方向透過率を計ることはできない。したがって、確率密度関数を作る際、その部分は補完している。補完の方法は、補足 5-A3 で説明している。粒子層の解析モデルで、完全に元の計測結果を再現できるわけではないが、両者が一致していることは分かる。本研究では、この粒子層の解析モデルと皮膚内部の光伝播モデルを組み合わせたものを、化粧を施した皮膚の統合モデルとした。

なお、入射光に対して反射、あるいは透過した方向に関しては、以上の解析モデルを用いることにするが、一旦、皮膚内部に浸透した光が皮膚の外に射出するときは、入射時と同じ確率密度関数を与えることはできない。ここでは、皮膚内部から表面に達した光が、粒子層（および皮膚表面構造）を透過する割合は1つの透過率で与えられること、透過した光の指向分布は等方であると仮定した。これは、皮膚内部を伝播した光は、散乱を繰り返すことで、ほぼ、等方となっていること、さらに、皮膚から外に射出する際、粒子層を通過するが、そこでも光は拡散されるので、さらに等方的になることから、導入した仮定である。透過率の与え方には、何かしらの実験データは必要となるが、指向分布については、合理的仮定であると考えられる。

5-3-2. 化粧した皮膚の解析モデルの検証

以上の統合モデルを用いて、先に述べた人工皮膚を対象に、化粧を施した皮膚の光反射解析を行った。実験結果とともに、解析結果を図 5-11 に示す。このときの界面の透過率については、屈折率 1.5 の媒質から 1.0 の媒質に、あらゆる方向から光が当たると仮定したときの、透過率の平均値 (0.4311) を与えた。

0.35 μ m particle
on the quasi-skin

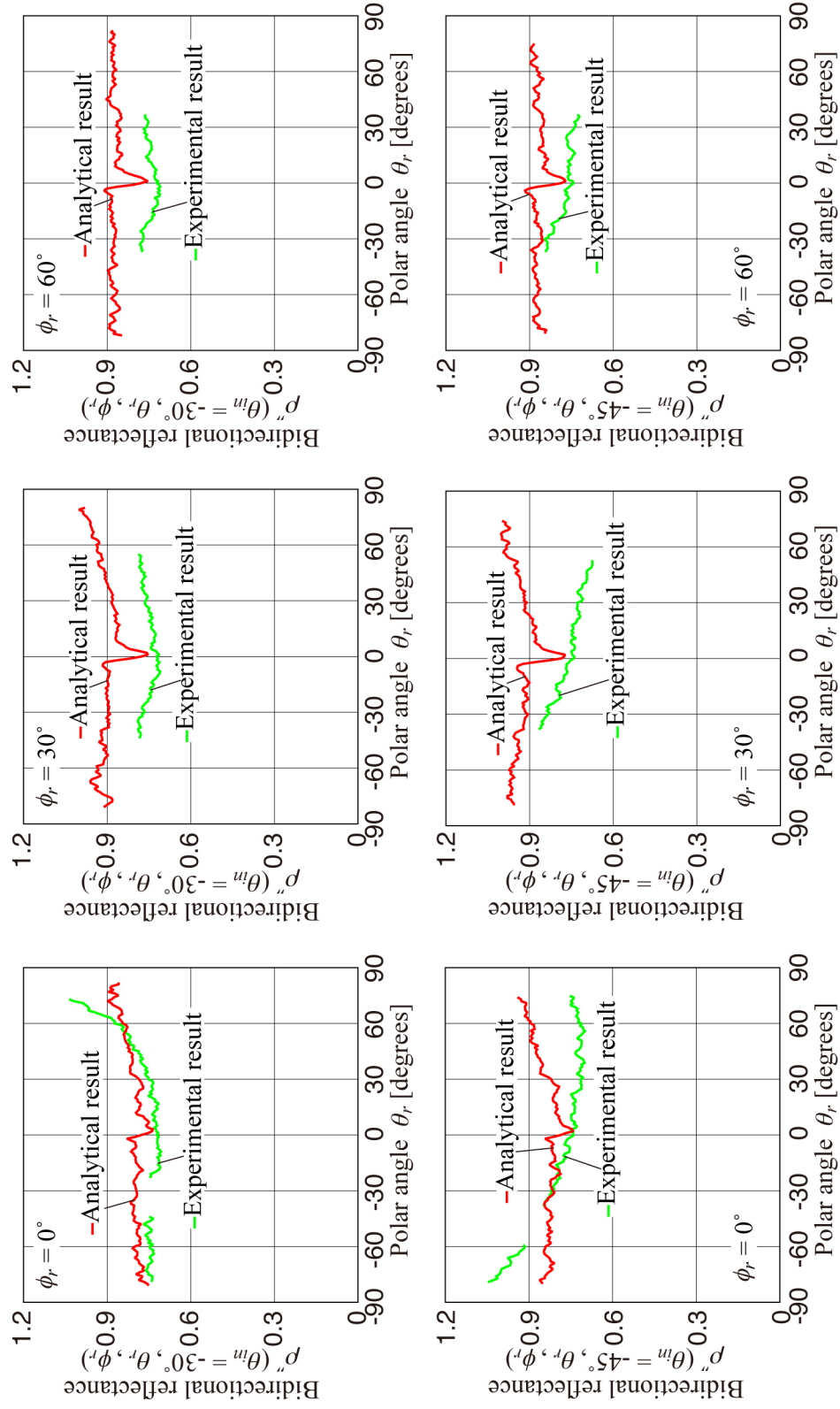
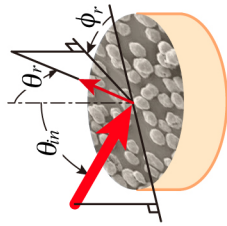


図 5-11(a). 化粧品統合モデルと粒子を塗布した人工皮膚の光反射性質

(平均直径 0.35 μ m TiO₂ 粒子 + 皮膚表面構造)

0.70 μ m particle
on the quasi-skin

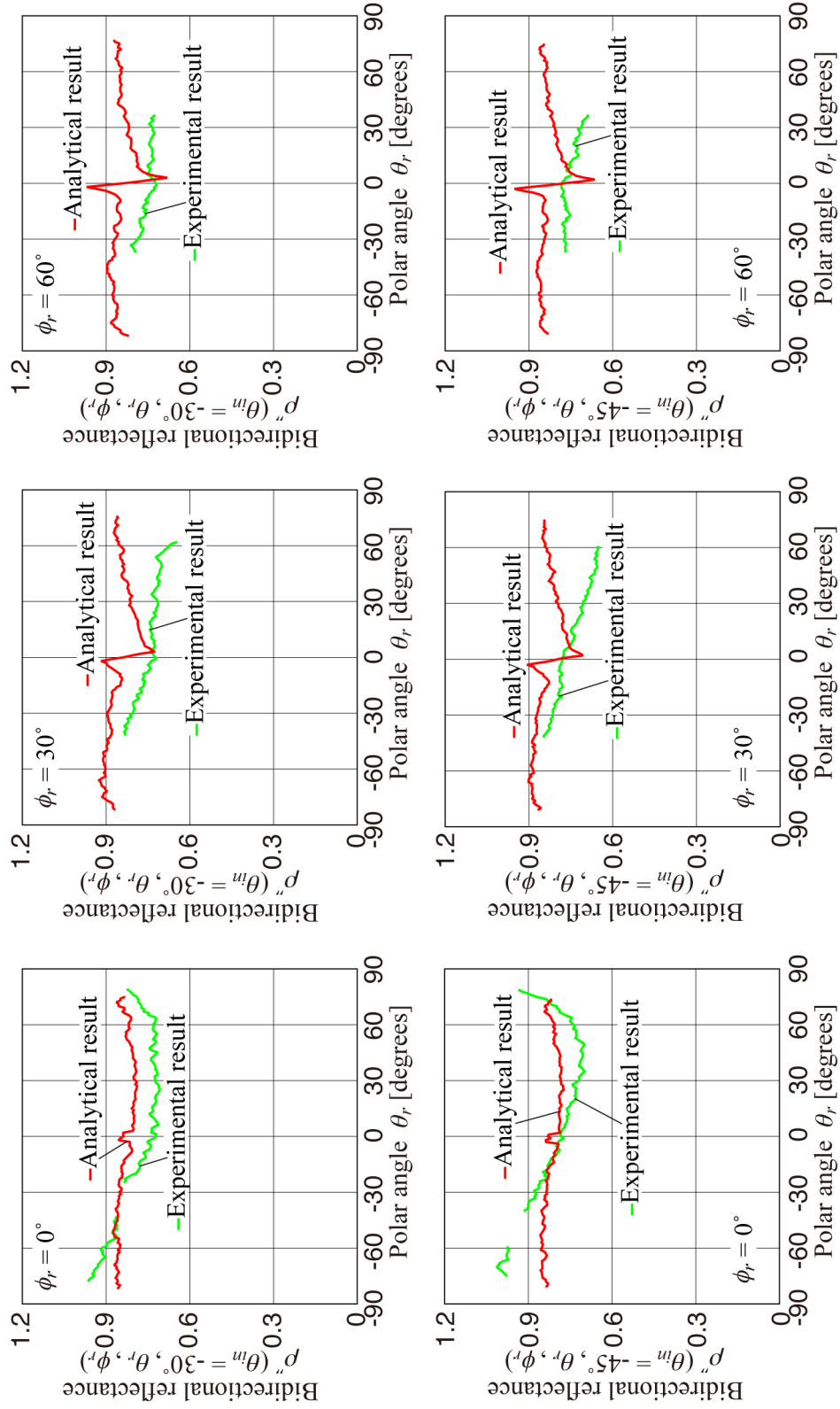
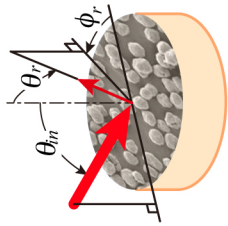


図 5-11(b). 化粧品統合モデルと粒子を塗布した人工皮膚の光反射性質

(平均直径 0.70 μ m TiO_2 粒子 + 皮膚表面構造)

図 5-11 より、粒子を塗布した人工皮膚は強い光拡散性を示す。指向性のある光反射性質が表面で生じていても、皮膚内部から射出する光量の方が多いため、表面での光反射の影響がほとんど見られなくなるためである。計測結果と解析結果は、ともに光散乱性が強いという特徴は似ているものの、合致しているとはいえない。

この要因は、前述のように、化粧層と皮膚表面構造の光散乱性質を全方向について測定できない箇所を補完したことにもよるが、他にも、光が皮膚内部から外に射出する際の、統合モデルに与えた条件が、実際の人工皮膚における光挙動と異なるためであると考えられる。具体的には、ふく射束が解析モデル内側から外に射出するときに、解析では1つの透過率を与えたが、実際には、光はこのような挙動をしないと考えられる。よって、ふく射束が解析モデル内部から外に射出する際の光挙動の決定方法については、より詳細な調査が必要である。

また、どの解析結果も、計測結果よりも大きく見積もられていることから、今回与えた透過率 0.4311 よりも、実際の透過率は小さいと考えられる。なぜなら、酸化チタンの屈折率は 2.5 程度と、皮膚や空気の屈折率よりも高い。そのため、皮膚内側から粒子層を通して光が外に射出しようとしても、屈折率差による反射が生じやすく、光が外に出にくい傾向が強い。今回の解析モデルでは、このように、粒子層の屈折率を考慮しなかったことが、両者が一致しない要因となったといえる。皮膚内部から外に射出する際の条件をより厳密なものに修正すれば、解析結果と計測結果を近づけることは可能と考えられる。

5-4. まとめ

本章では、まず、素肌の光性質を予測するための統合モデルを示すとともに、その有用性を、人工皮膚を対象に検証した。この統合モデルでは、皮膚表面の幾何構造データさえ与えられれば、解析により光性質を予測できることを示した。

化粧を施した皮膚については、化粧層の光散乱性質（反射性質、および透過性質）を解析的に扱える方法がないことから、計測に基づいた粒子層の光挙動解析モデルを提案し、それを皮膚内部での光伝播解析モデルと組み合わせた、統合モデルの提案を行った。

人工皮膚を用いた有用性の検証では、化粧を施した皮膚における光伝播解析で予測された光反射性質が、計測結果を厳密に再現できたわけではない。これは、解析モデルにおいて、ふく射束が皮膚内部から外に射出する際の挙動が、実際の人工皮膚と異なった

ためである．これについては，皮膚-空気界面での光挙動をより厳密に取り扱うことによって改善可能である．

粒子層の光散乱性質と関連づけて，化粧した皮膚の光性質を予測できるようになったことは，化粧粒子開発の観点から十分に意義がある．今後の課題としては，粒子単体と粒子層の光性質を関連づけることである．計測を積み重ねていけば，その関連付けも可能と考えられる．それが可能となれば，化粧粒子単体の光散乱性質から，その粒子を用いて化粧を施した皮膚の光性質を予測することが可能になるといえる．

（補）5-A1 透明基板上への粒子の塗布方法

まず，透明基板上への粒子の塗布方法は，図 5-12 に示すように，アセトン中に，粒子（本研究では TiO_2 粒子）を分散させる．次に，メスピペットで，塗布したい分量だけ取り，ガラス板の上に垂らしてアセトンを乾燥させることによって，粒子をガラス板表面（あるいは，転写された皮膚表面構造上）に付着させる．

また，粒子の塗布量をコントロールするには，粒子の塗布量は，単位面積あたりの粒子の質量 $[\text{mg}/\text{cm}^2]$ で評価する．よって，粒子が塗布された面積をコントロールすることがポイントとなるが，ここでは，ガラス板（あるいは皮膚表面構造）表面に，懸濁液を垂らす試みを何度か行い，液体がサンプル表面で広がる様子を観察した．そして，どのくらいの量の懸濁液を垂らしたとき，どのくらいの面積に広がるかを事前に調べておく．この試行結果に基づいて，粒子の塗布量をコントロールする．

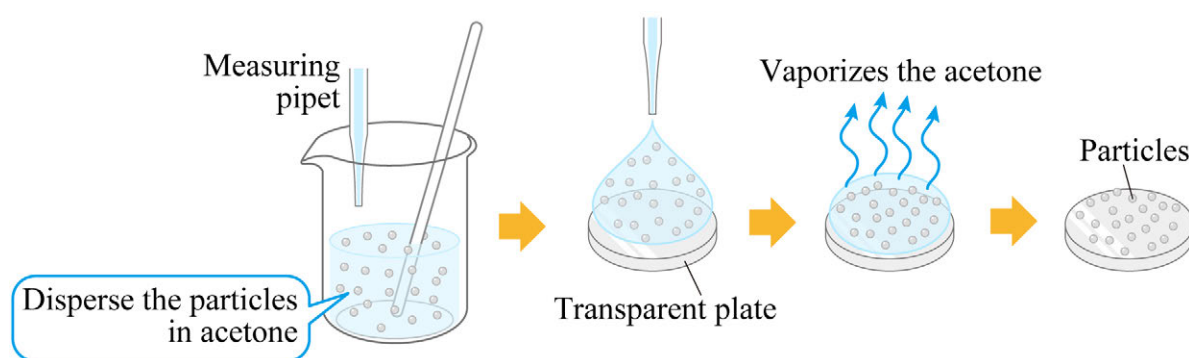


図 5-12. ガラス板（あるいは皮膚表面構造）表面に粒子を塗布する手順

（補）5-A2 ショ糖水溶液の屈折率

表 5-2 に示すショ糖水溶液の濃度と屈折率の関係は，もともと ICUMSA（The International Commission for Uniform Methods of Sugar Analysis；糖分析の均一方法の国際的な任務）によって公表されたものである．Brix 値は 20°C のショ糖溶液の質量百分率に相当する値として定義され，媒体（液体だけでなく，固体も）の屈折率をもとにショ糖の含有量の指標として扱われる．ここで留意しておくことは，Brix 値とは，ショ糖が全

く含まれない媒体であっても、単に屈折率から得られてしまうため、そのままシヨ糖の含有量を示すわけではない場合もある。

また、Brix 値の定義では、20℃のシヨ糖水溶液とされているが、20℃における飽和シヨ糖水溶液は 66%であることから、この表は、屈折率を用いて糖度計の出力値を校正するために用いられると考えられる。ただし、飽和濃度までの屈折率であれば、シヨ糖含有量と屈折率の関係はこの表にしたがってよい。

表 5-2. シヨ糖水溶液の濃度と屈折率の関係

Sucrose Solution Percent by Weight Concentration (Brix Value) Versus Refractive Index at 20 Celsius and 589nm Wavelength (per ICUMSA)

	0	0.1	0.2	0.3	0.4	0.5	0.6	0.7	0.8	0.9
0	1.33299	1.33313	1.33327	1.33342	1.33356	1.33370	1.33385	1.33399	1.33413	1.33428
1	1.33442	1.33456	1.33471	1.33485	1.33500	1.33514	1.33529	1.33543	1.33558	1.33572
2	1.33587	1.33601	1.33616	1.33630	1.33645	1.33659	1.33674	1.33688	1.33703	1.33717
3	1.33732	1.33747	1.33761	1.33776	1.33791	1.33805	1.33820	1.33835	1.33849	1.33864
4	1.33879	1.33893	1.33908	1.33923	1.33938	1.33952	1.33967	1.33982	1.33997	1.34012
5	1.34026	1.34041	1.34056	1.34071	1.34086	1.34101	1.34116	1.34131	1.34146	1.34160
6	1.34175	1.34190	1.34205	1.34220	1.34235	1.34250	1.34265	1.34280	1.34295	1.34310
7	1.34325	1.34341	1.34356	1.34371	1.34386	1.34401	1.34416	1.34431	1.34446	1.34461
8	1.34477	1.34492	1.34507	1.34522	1.34537	1.34553	1.34568	1.34583	1.34598	1.34614
9	1.34629	1.34644	1.34660	1.34675	1.34690	1.34706	1.34721	1.34736	1.34752	1.34767
10	1.34783	1.34798	1.34813	1.34829	1.34844	1.34860	1.34875	1.34891	1.34906	1.34922
11	1.34937	1.34953	1.34968	1.34984	1.34999	1.35015	1.35031	1.35046	1.35062	1.35077
12	1.35093	1.35109	1.35124	1.35140	1.35156	1.35172	1.35187	1.35203	1.35219	1.35234
13	1.35250	1.35266	1.35282	1.35298	1.35313	1.35329	1.35345	1.35361	1.35377	1.35393
14	1.35409	1.35424	1.35440	1.35456	1.35472	1.35488	1.35504	1.35520	1.35536	1.35552
15	1.35568	1.35584	1.35600	1.35616	1.35632	1.35648	1.35664	1.35680	1.35697	1.35713
16	1.35729	1.35745	1.35761	1.35777	1.35793	1.35810	1.35826	1.35842	1.35858	1.35875
17	1.35891	1.35907	1.35923	1.35940	1.35956	1.35972	1.35989	1.36005	1.36021	1.36038
18	1.36054	1.36070	1.36087	1.36103	1.36120	1.36136	1.36153	1.36169	1.36186	1.36202
19	1.36219	1.36235	1.36252	1.36268	1.36285	1.36301	1.36318	1.36334	1.36351	1.36368
20	1.36384	1.36401	1.36418	1.36434	1.36451	1.36468	1.36484	1.36501	1.36518	1.36535
21	1.36551	1.36568	1.36585	1.36602	1.36619	1.36635	1.36652	1.36669	1.36686	1.36703
22	1.36720	1.36737	1.36754	1.36771	1.36788	1.36804	1.36821	1.36838	1.36855	1.36872
23	1.36889	1.36907	1.36924	1.36941	1.36958	1.36975	1.36992	1.37009	1.37026	1.37043
24	1.37060	1.37078	1.37095	1.37112	1.37129	1.37147	1.37164	1.37181	1.37198	1.37216
25	1.37233	1.37250	1.37267	1.37285	1.37302	1.37320	1.37337	1.37354	1.37372	1.37389
26	1.37407	1.37424	1.37441	1.37459	1.37476	1.37494	1.37511	1.37529	1.37546	1.37564
27	1.37582	1.37599	1.37617	1.37634	1.37652	1.37670	1.37687	1.37705	1.37723	1.37740
28	1.37758	1.37776	1.37793	1.37811	1.37829	1.37847	1.37865	1.37882	1.37900	1.37918
29	1.37936	1.37954	1.37972	1.37989	1.38007	1.38025	1.38043	1.38061	1.38079	1.38097
30	1.38115	1.38133	1.38151	1.38169	1.38187	1.38205	1.38223	1.38241	1.38259	1.38277
31	1.38296	1.38314	1.38332	1.38350	1.38368	1.38386	1.38405	1.38423	1.38441	1.38459
32	1.38478	1.38496	1.38514	1.38532	1.38551	1.38569	1.38588	1.38606	1.38624	1.38643
33	1.38661	1.38679	1.38698	1.38716	1.38735	1.38753	1.38772	1.38790	1.38809	1.38827
34	1.38846	1.38865	1.38883	1.38902	1.38920	1.38939	1.38958	1.38976	1.38995	1.39014
35	1.39032	1.39051	1.39070	1.39088	1.39107	1.39126	1.39145	1.39164	1.39182	1.39201
36	1.39220	1.39239	1.39258	1.39277	1.39296	1.39315	1.39333	1.39352	1.39371	1.39390

37	1.39409	1.39428	1.39447	1.39466	1.39485	1.39505	1.39524	1.39543	1.39562	1.39581
38	1.39600	1.39619	1.39638	1.39658	1.39677	1.39696	1.39715	1.39734	1.39754	1.39773
39	1.39792	1.39812	1.39831	1.39850	1.39870	1.39889	1.39908	1.39928	1.39947	1.39967
40	1.39986	1.40006	1.40025	1.40044	1.40064	1.40084	1.40103	1.40123	1.40142	1.40162
41	1.40181	1.40201	1.40221	1.40240	1.40260	1.40280	1.40299	1.40319	1.40339	1.40358
42	1.40378	1.40398	1.40418	1.40437	1.40457	1.40477	1.40497	1.40517	1.40537	1.40557
43	1.40576	1.40596	1.40616	1.40636	1.40656	1.40676	1.40696	1.40716	1.40736	1.40756
44	1.40776	1.40796	1.40817	1.40837	1.40857	1.40877	1.40897	1.40917	1.40937	1.40958
45	1.40978	1.40998	1.41018	1.41039	1.41059	1.41079	1.41099	1.41120	1.41140	1.41160
46	1.41181	1.41201	1.41222	1.41242	1.41262	1.41283	1.41303	1.41324	1.41344	1.41365
47	1.41385	1.41406	1.41427	1.41447	1.41468	1.41488	1.41509	1.41530	1.41550	1.41571
48	1.41592	1.41612	1.41633	1.41654	1.41675	1.41695	1.41716	1.41737	1.41758	1.41779
49	1.41799	1.41820	1.41841	1.41862	1.41883	1.41904	1.41925	1.41946	1.41967	1.41988
50	1.42009	1.42030	1.42051	1.42072	1.42093	1.42114	1.42135	1.42156	1.42177	1.42199
51	1.42220	1.42241	1.42262	1.42283	1.42305	1.42326	1.42347	1.42368	1.42390	1.42411
52	1.42432	1.42454	1.42475	1.42497	1.42518	1.42539	1.42561	1.42582	1.42604	1.42625
53	1.42647	1.42668	1.42690	1.42711	1.42733	1.42754	1.42776	1.42798	1.42819	1.42841
54	1.42863	1.42884	1.42906	1.42928	1.42949	1.42971	1.42993	1.43015	1.43036	1.43058
55	1.43080	1.43102	1.43124	1.43146	1.43168	1.43190	1.43211	1.43233	1.43255	1.43277
56	1.43299	1.43321	1.43343	1.43365	1.43387	1.43410	1.43432	1.43454	1.43476	1.43498
57	1.43520	1.43542	1.43565	1.43587	1.43609	1.43631	1.43654	1.43676	1.43698	1.43720
58	1.43743	1.43765	1.43787	1.43810	1.43832	1.43855	1.43877	1.43900	1.43922	1.43944
59	1.43967	1.43989	1.44012	1.44035	1.44057	1.44080	1.44102	1.44125	1.44148	1.44170
60	1.44193	1.44216	1.44238	1.44261	1.44284	1.44306	1.44329	1.44352	1.44375	1.44398
61	1.44420	1.44443	1.44466	1.44489	1.44512	1.44535	1.44558	1.44581	1.44604	1.44627
62	1.44650	1.44673	1.44696	1.44719	1.44742	1.44765	1.44788	1.44811	1.44834	1.44858
63	1.44881	1.44904	1.44927	1.44950	1.44974	1.44997	1.45020	1.45043	1.45067	1.45090
64	1.45113	1.45137	1.45160	1.45184	1.45207	1.45230	1.45254	1.45277	1.45301	1.45324
65	1.45348	1.45371	1.45395	1.45419	1.45442	1.45466	1.45489	1.45513	1.45537	1.45560
66	1.45584	1.45608	1.45631	1.45655	1.45679	1.45703	1.45726	1.45750	1.45774	1.45798
67	1.45822	1.45846	1.45870	1.45893	1.45917	1.45941	1.45965	1.45989	1.46013	1.46037
68	1.46061	1.46085	1.46109	1.46134	1.46158	1.46182	1.46206	1.46230	1.46254	1.46278
69	1.46303	1.46327	1.46351	1.46375	1.46400	1.46424	1.46448	1.46473	1.46497	1.46521
70	1.46546	1.46570	1.46594	1.46619	1.46643	1.46668	1.46692	1.46717	1.46741	1.46766
71	1.46790	1.46815	1.46840	1.46864	1.46889	1.46913	1.46938	1.46963	1.46987	1.47012
72	1.47037	1.47062	1.47086	1.47111	1.47136	1.47161	1.47186	1.47210	1.47235	1.47260
73	1.47285	1.47310	1.47335	1.47360	1.47385	1.47410	1.47435	1.47460	1.47485	1.47510
74	1.47535	1.47560	1.47585	1.47610	1.47635	1.47661	1.47686	1.47711	1.47736	1.47761
75	1.47787	1.47812	1.47837	1.47862	1.47888	1.47913	1.47938	1.47964	1.47989	1.48015
76	1.48040	1.48065	1.48091	1.48116	1.48142	1.48167	1.48193	1.48218	1.48244	1.48270
77	1.48295	1.48321	1.48346	1.48372	1.48398	1.48423	1.48449	1.48475	1.48501	1.48526
78	1.48552	1.48578	1.48604	1.48629	1.48655	1.48681	1.48707	1.48733	1.48759	1.48785
79	1.48811	1.48837	1.48863	1.48889	1.48915	1.48941	1.48967	1.48993	1.49019	1.49045
80	1.49071	1.49097	1.49123	1.49149	1.49175	1.49202	1.49228	1.49254	1.49280	1.49307
81	1.49333	1.49359	1.49386	1.49412	1.49438	1.49465	1.49491	1.49517	1.49544	1.49570
82	1.49597	1.49623	1.49650	1.49676	1.49703	1.49729	1.49756	1.49782	1.49809	1.49835
83	1.49862	1.49889	1.49915	1.49942	1.49969	1.49995	1.50022	1.50049	1.50076	1.50102
84	1.50129	1.50156	1.50183	1.50210	1.50237	1.50263	1.50290	1.50317	1.50344	1.50371
85	1.50398	1.50425	1.50452	1.50479	1.50506	1.50533	1.50560	1.50587	1.50614	1.50641

(補) 5-A3 粒子層と皮膚表面構造の解析モデルにおける、計測結果の補完方法

図 3-11 をみると、 $0^\circ \leq \phi \leq 180^\circ$ の範囲では、一部欠ける箇所はあるものの、基本的には測定可能である。これに対し、 $180^\circ < \phi < 360^\circ$ の範囲ではほとんど測定できない。しかし、皮膚表面構造は、方位角について対称であることから、 $0^\circ \leq \phi \leq 180^\circ$ と $180^\circ < \phi < 360^\circ$ の範囲の光散乱特性は同一、つまり、 $180^\circ < \phi < 360^\circ$ の測定不可能な範囲のデータは、(5-A1)式より得ることができる。

$$\rho''(\theta, 2\pi - \phi, \theta_{in}) = \rho''(\theta, \phi, \theta_{in}) \quad \text{ただし, } 0 \leq \phi \leq \pi \quad (5-A1)$$

データ補完の過程を、ガラス板に転写した皮膚表面構造に酸化チタン粒子（平均粒径 $0.35\mu\text{m}$ ）を塗布したサンプルに対し、入射角 $\theta_{in} = -45^\circ$ で光を照射したときの 2 方向反射率、および 2 方向透過率について、図 5-13 に示す。図の上段は、補完前の計測結果、中段は補完の途中経過、下段は補完後の計測結果を表している。グラフの横軸は、反射方向、あるいは透過方向の天頂角 θ を示しているが、反射、または透過方向の方位角が $0^\circ \leq \phi \leq 180^\circ$ のときは $\theta > 0^\circ$ 、方位角が $\phi + \pi$ 方向の光散乱を、 $\theta < 0^\circ$ として表記している。

図 3-11 の測定可能範囲のとおり、 $\theta > 0^\circ$ の範囲には、データが多く存在する。一方、 $\theta = 90^\circ, -90^\circ$ 付近でデータが存在しない。これは、光遮蔽板や、サンプル保持具のふちによって光が遮られる箇所にあたる。また、 $\phi = 0^\circ$ の光の入射方向周辺は、入射光を導入する放物面鏡に開けられた穴に起因するものである。この箇所の補完は、データが存在する箇所のうち、データの無い箇所に最も近い 2 方向反射率（2 方向透過率）のデータどうしを直線的につなぐことによって行っている。また、 $\theta = -90^\circ, 90^\circ$ 付近については、データが存在する箇所のうち、データの無い箇所に最も近い 2 点のデータを結んで、そのまま $\theta = -90^\circ, 90^\circ$ に向かって延長することによって補完した。

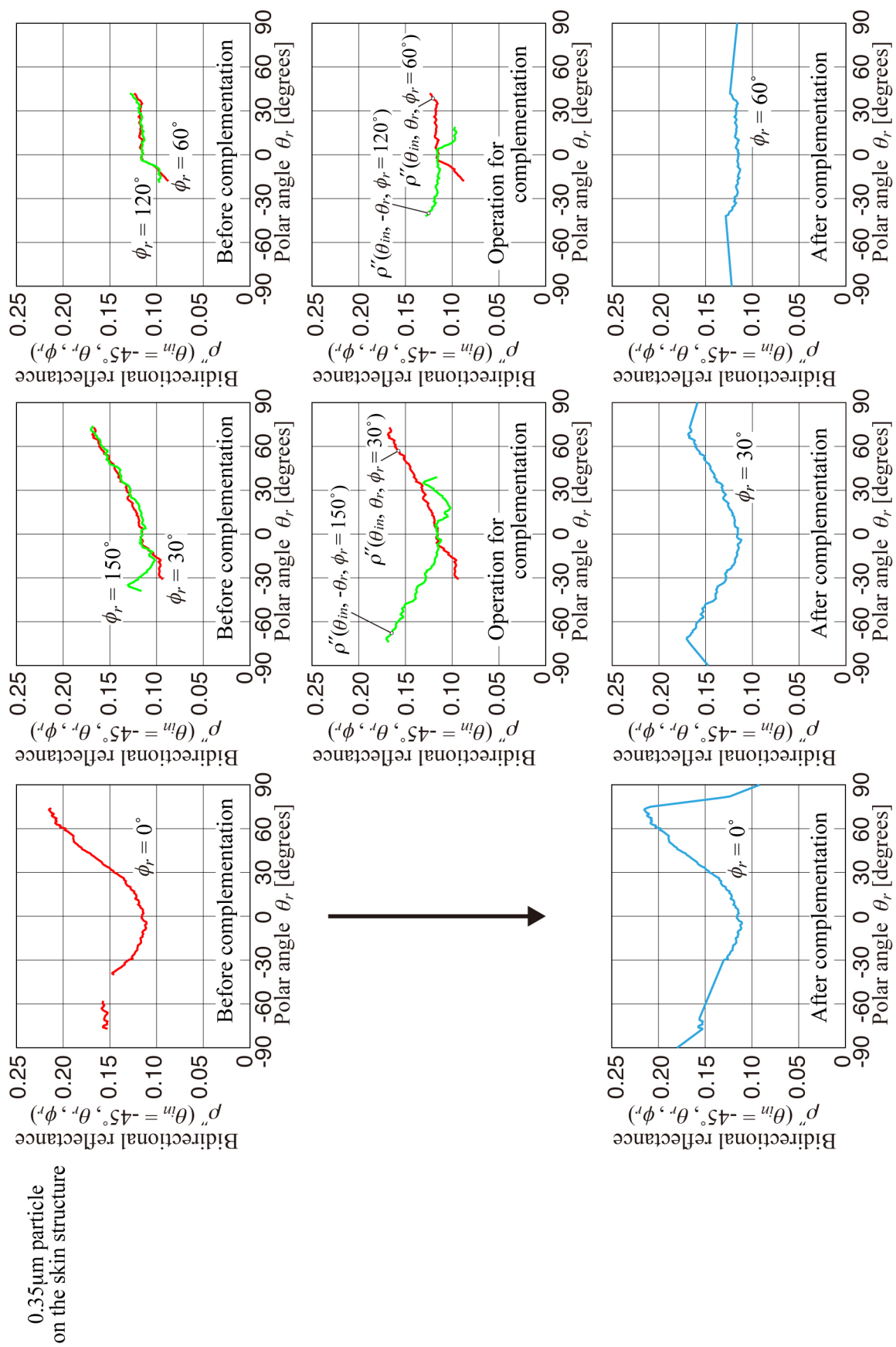


図 5-13(a). 測定結果の補完の過程（2 方向反射率，皮膚表面構造に平均粒径 0.35 μm の TiO_2 粒子を塗布したもの）

0.35 μm particle
on the skin structure

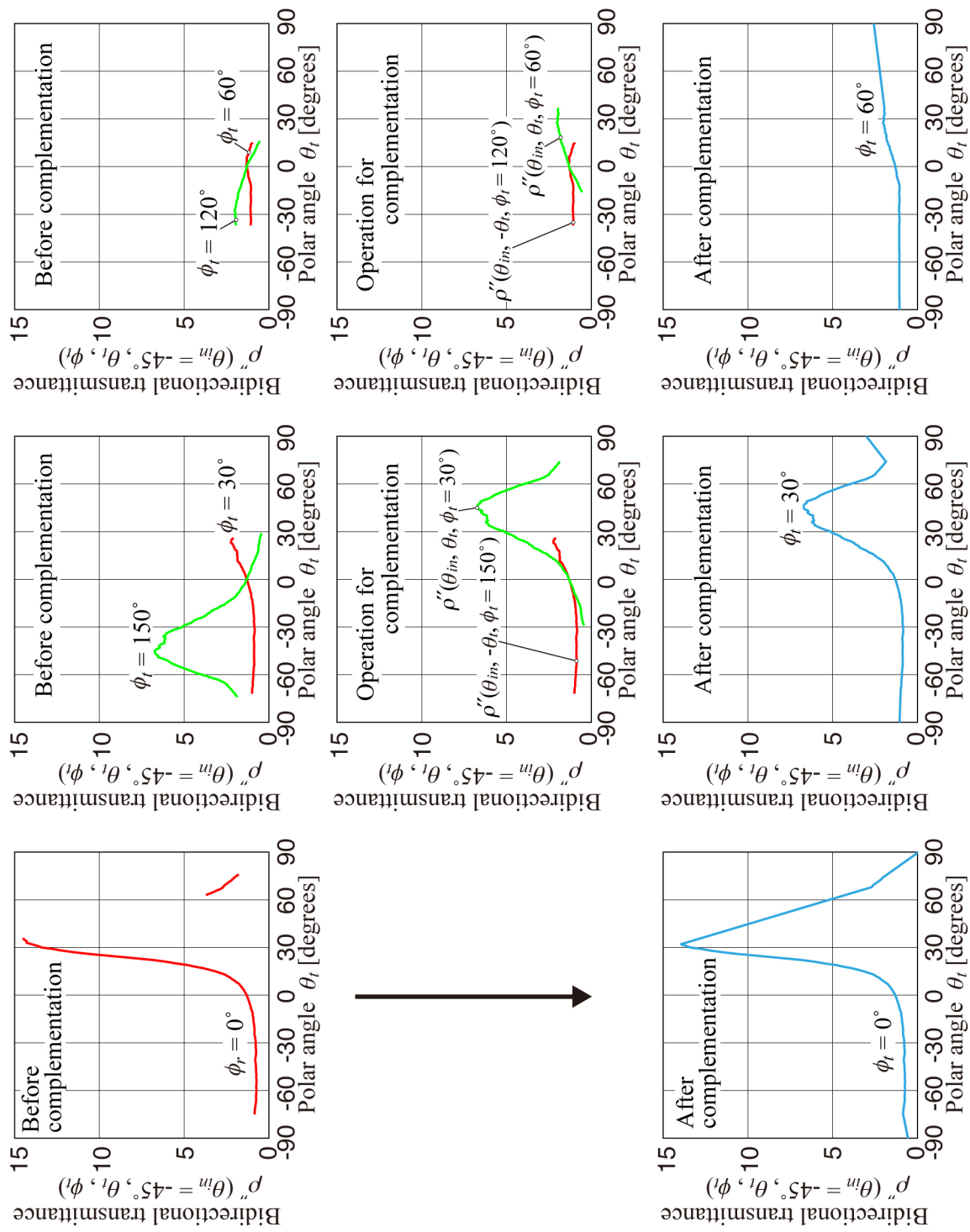


図 5-13 (b). 測定結果の補完の過程 (2 方向透過率, 皮膚表面構造に平均粒径 0.35 μm の TiO_2 粒子を塗布したもの)

第6章 結言

本研究は、化粧を施した皮膚の光伝播を予測できるシミュレータの開発を目的としている。これを実現するために、

第2章では、

散乱吸収性媒体内部での光伝播を予測できる解析モデルを開発した。解析モデルでは、各波長における光物性値が既知であれば、これらを変化させて解析を行うことで、様々な媒質、入射光の波長について光伝播解析が可能である。また、各波長に対する媒質の光物性値についても、当研究室で開発した光物性値計測装置（図 2-2(a), [5]）を用いれば計測可能であるので、ヒトの皮膚の光物性値を計測し、解析モデルに適用すれば、皮膚における光伝播を計算することが可能である。

第3章では、

皮膚表面構造の光反射特性を実験的に調べるために、光学プリズム表面に皮膚表面構造を転写したものを測定対象として、その2方向反射率を計測した。また、この計測を行うために、粗い表面に光が入射したときに散乱される光の方向分布を測定する装置を開発した。この装置は、散乱光を採光するために、回転放物面鏡と CCD カメラを用いる。放物面鏡の焦点位置に置いた測定対象サンプルからの散乱光を回転放物面鏡を介して2次元的な光強度分布のある平行光とし、これを CCD カメラを用いて撮影する。これによって、広範囲の散乱方向の光を迅速に採光できるため、2方向反射率および透過率の計測が容易となった。

第4章では、

皮膚表面構造の光散乱性質を予測するための解析モデルを構築した。このモデルの妥当性を検討するために、第3章の計測によって得られた皮膚表面構造の2方向反射率と、構築した解析モデルを対象とした解析結果を比較した。その結果、皮膚表面構造を解析モデル化するには、共焦点レーザー顕微鏡による表面形状データを利用して、表面の傾斜角度に関する確率密度関数を算出し、これをもとに解析モデル表面に達した光が出くわす面を与えることによって可能であることがわかった。

第5章では、

第2章～第4章までに得られた結果から、化粧を施していない皮膚（素肌）の光伝播解析統合モデルを構築し、人工皮膚に光を照射したときに得られる光反射性質と解析結果を比較することによって、統合モデルの妥当性を検討した。

さらに、化粧を施した皮膚の統合モデルに関しては、粒子を塗布した皮膚表面構造の2方向反射率、および2方向透過率を測定し、その結果を皮膚内部での光伝播解析モデルと組み合わせることによって構築した。測定には、第3章にて開発した散乱光測定装置を用いた。この装置で、粒子層を保持する透明基板の裏面での光反射、屈折の影響を受けずに透過光を採光するために、透明基板と同じ屈折率に調整した液体を満たせる容器を基板裏面に密着させた状態で測定を行った。

化粧を施した皮膚の統合モデルは、光が統合モデル表面に達した時に、計測された皮膚表面構造の2方向反射率、および2方向透過率をもとに、光がどの方向に散乱されるかを統計的に与える。これに対して、皮膚内部から外に光が射出するときに生じる光散乱は、等方的であると仮定した。

この統合モデルを用いて算出した化粧を施した皮膚の光反射性質と、人工皮膚表面に粒子を塗布したサンプルを対象に計測した光反射性質を比較したところ、解析結果は、計測結果と一致しなかったものの、皮膚内部から外に射出する際の挙動の取り扱いを修正することによって、この解析モデルが、実際の化粧肌の光伝播を模擬できる可能性があることがわかった。

なお、現状では、粒子単体と粒子層の光散乱の関係が不明であるため、化粧層と皮膚表面構造の光散乱性質の計測結果を統合モデルに適用しているが、この関係が明らかとなれば、本研究で提案した化粧を施した皮膚の光伝播解析シミュレータとして、化粧粒子開発に利用できる。具体的には、化粧肌を視感評価した際に好結果をもたらした粒子が、どのようにそれが現れたのかを調べることが可能である。また、化粧粒子デザインにおいて、粒子単体の形状や光物性を与えるだけで、その粒子を使用した場合の化粧の仕上がりを予測することも可能になると考えられる。

謝辞

本研究を行うに当たり，山田純教授にはご多忙の中，ご指導頂きましたことを心より御礼申し上げます．そして，共に研究に励んだ研究室の皆様，審査していただいた先生，及び，研究を行う環境を整えてくださる大学関係各位には，大変お世話になりました．

散乱光採光装置の部品加工を担当してくださった高川工業株式会社の長島様をはじめ，本研究を進めるのに有用な物品や情報を提供して頂いた皆様に感謝致します．

参考文献

- [1] Nishikata ,K., Nishimura, H., Mohri, K. and Nakamura, N., A Natural-Looking Makeup, *Cosmetics & Toiletries*, Vol. 112, pp. 39-56, 1997
- [2] Nishimura, H., Taksuka, Y., Yamamoto, M., Optical Properties of Skin Gloss and Development of a »Mizumizushii« Look Makeup Foundation, *IFSCC Magazine*, Vol. 8, No. 3, pp. 179-183, 2009
- [3] 上原孝一, 南浩治, 岩本啓, 長田みゆき, 五十嵐崇訓, 中尾啓輔, 大崎和友, 植松隆史, 野尻尚材, 檜本明生, 福田啓一, 透過光制御による若顔印象ファンデーションの開発, 日本化粧品技術者会誌, Vol. 44, No.1, pp. 48-56, 2010
- [4] 山田純, 有田悠一, 安柄弘, 三浦由将, 高田定樹, 空間分解反射光計測に基づく皮膚のふく射物性の推定, 日本機化学会論文集 (B 編), Vol. 74, No. 745, pp. 2034-2039, 2008
- [5] 内藤一夫, 山田純, 小川達弥, 高田定樹, 人の皮膚の散乱位相関数の測定, 熱物性, vol.24, No.2, pp. 101-108, 2010
- [6] 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, *Journal of Biomedical Optics*, Vol. 18, No. 6, Art. 061232, 2013
- [7] 土居元紀, 大槻理恵, 富永昌治, 池田直子, 引間理恵, 丹野修, クベルカームンク理論に基づいたファンデーション塗布肌の分光反射率の推定, 電子情報通信学会誌文誌 (D 編), Vol. J92-D, No. 9, pp. 1602-1612, 2009
- [8] 山田幸生, 高橋ゆかり, 医学・生物学における光と生体組織の相互作用および光によるイメージング, 機械技術研究所所報, Vol. 49, No. 1, pp. 1-31, 1995
- [9] Nielson K. P., Zhao L., Stamnes J. J., Stamnes K., Moan J., The optics of human skin: aspects important for human health, In: Bjertness E. ed., *Solar Radiation and Human Health*, Oslo: Norwegian Academy of Science and Letters, pp.35-46, 2008

- [10] M. J. C. Van Gemert, S. L. Jacques, H. J. C. M. Sternborg, W. M. Ster, Skin optics, *IEEE Transactions On Biomedical Engineering*, Vol. 36, No. 12, pp.1146-1154, 1989
- [11] 円山重直, 光エネルギー工学, 2004, 養賢堂
- [12] Siegel, R. and Howel, J.R., *Thermal Radiation Heat Transfer*, 3th ed., 1992, Taylor and Francis, New York.
- [13] 山田純, 繊維集合体のふく射伝播に関する研究, 学位論文, 東京工業大学, 1994
- [14] Eugene Hect, ヘクト光学, 1, 2003, 丸善株式会社
- [15] Yamada, J., Kawamura, A., Miura, Y., Takata, S. and Ogawa, K., Study on radiation transfer in human skin for cosmetics, *Journal of Quantitative Spectroscopy & Radiative Transfer*, Vol. 93, pp. 219-230, 2005
- [16] Ohtsuki, R., Sakamaki, T. and Tminaga, S., Analysis of skin surface roughness by visual assessment and surface measurement, *Optical Review*, Vol. 20, No. 2, pp. 94-101, 2013
- [17] Minami, K., Ito, M., Ojima, N., Minami, T. and Hattori, M., Optical determination of skin texture, *IFSCC Magazine*, Vol. 3, No. 2, pp. 5-9, 2000
- [18] R. R. Anderson, J. A. Parrish, The Optics of Human Skin, *The Journal of Investigative Dermatology*, Vol. 77, No.1, pp.13-19, 1981
- [19] 社団法人 日本化学学会, 透明ポリマーの屈折率制御, 39, 1998, 学会出版センター
- [20] Brewster, M. Q., *Thermal Radiative Transfer & Properties*, 1992, John Wiley & Sons, Inc.
- [21] Yamada, J., Nakamura, K., Ogawa, T., Yoshikawa, H. and Takata, S., Radiative Characteristics of Surface Structure on Human Skin, *RADIATIVE TRANSFER - VI. Proceedings of the 6th International Symposium on Radiative Transfer*, CD-ROM, Vol.84, No. 43, 2010

- [22] Torrance, K. and Sparrow, E., Theory for Off- Specular Reflection From Roughened Surfaces, *Journal of the Optical Society of America*, Vol. 57, No.9, pp.1105–1114, 1967
- [23] Oren, M. and Nayar, S. K., Generalization of the Lambertian Model and Implications for Machine Vision, *International Journal of Computer Vision*, Vol. 14, pp.227–251, 1995
- [24] 小川克基, 八木克彦, 秦英夫, 三浦由将, 中村浩一, 高田定樹, 藤間一美, コンピューターシミュレーションによる新しい複合粉体の設計・開発とベースメーキャップ製品への応用, *日本化粧品技術者会誌*, Vol. 42, No.2, pp. 110-120, 2008
- [25] Emmert, R., Quantification of the soft-focus effect, *Cosmetics & Toiletries*, Vol. 111, pp.57-61, 1996
- [26] JCT 22301-01 : 2009, 技術的要求事項適用指針（密度・屈折率：屈折率標準液等, 屈折率計）