

光散乱モデルを用いた皮膚と刺青の 色評価に関する研究

平成12年度 博士論文
島田 美帆



本発表の流れ

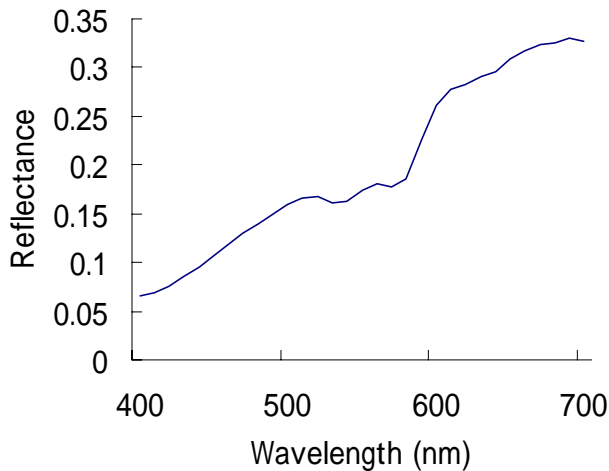
1. **はじめに**
 1. 色のスペクトル解析
 2. 皮膚の構造
 3. 散乱体中の光の伝播
2. 健常者の皮膚の色解析
3. 刺青を施した皮膚の色推定
4. 結論



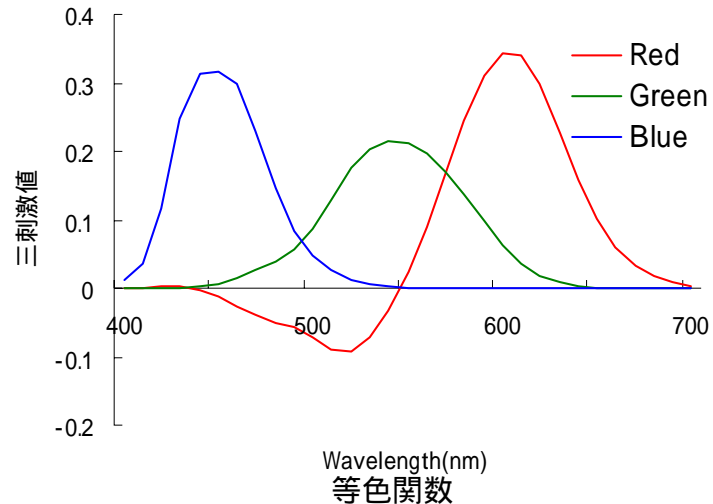
1. はじめに

- 色のスペクトル解析
- 皮膚の色と構造
- 散乱体中の光伝播
 - Monte Carlo法による光伝播の計算
 - 拡張Lambert-Beerの法則

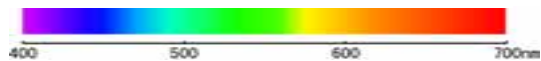
色と反射スペクトル



× $S(\lambda)$ ×
光源スペクトル



= R, G, B
の値に変換



- 人間の目では色をRGBで認識するが、その情報は反射率スペクトル×光源のスペクトルによって決定される。
- 本研究では色解析はすべて反射率スペクトルで行う。

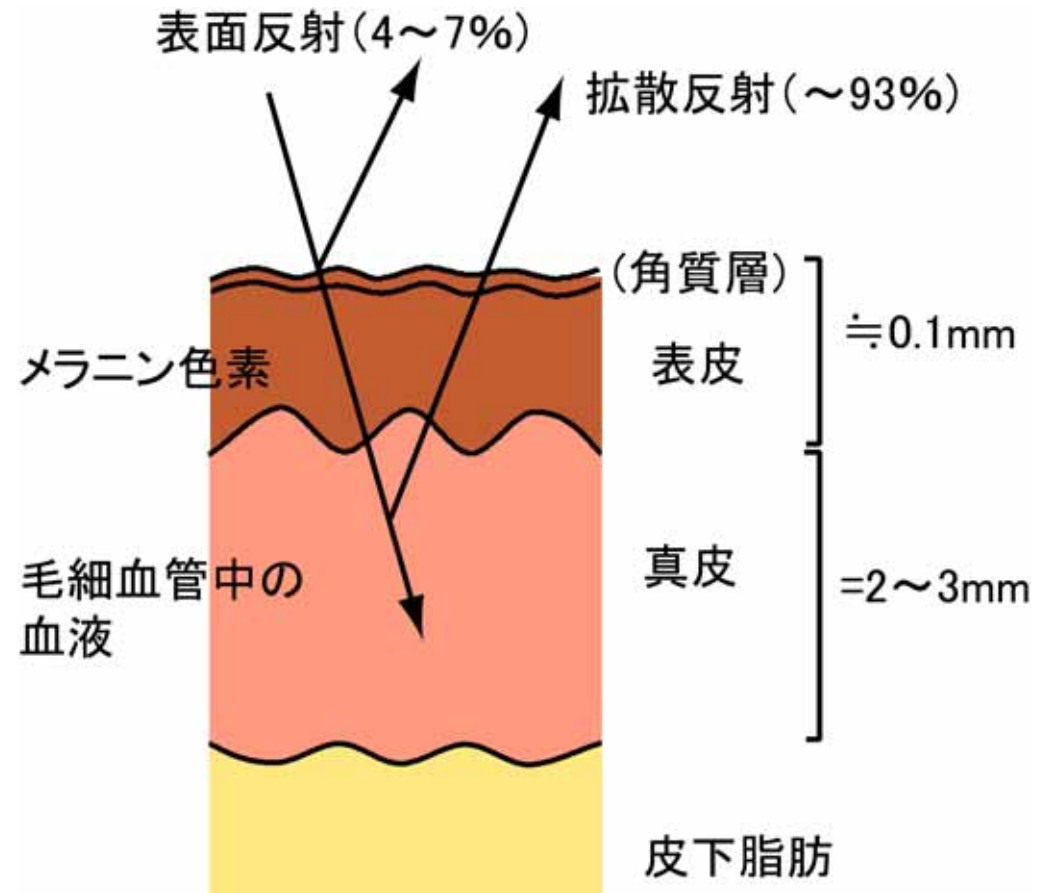


1. はじめに

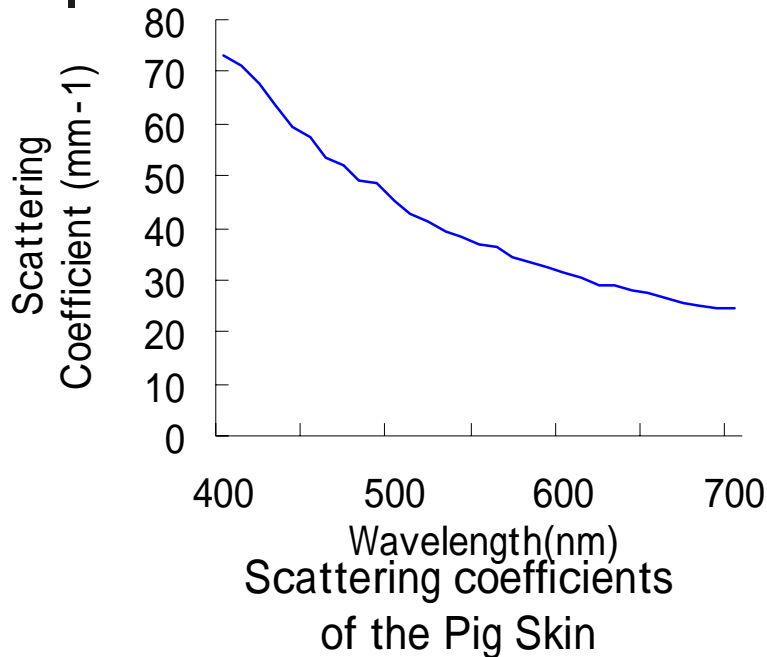
- 色のスペクトル解析
- 皮膚の色と構造
- 散乱体中の光伝播
 - Monte Carlo法による光伝播の計算
 - 拡張Lambert-Beerの法則

皮膚の構造

- 皮膚は表面から大きく表皮、真皮と皮下脂肪に分けられる。
- メラニン色素は表皮、毛細血管は真皮層に存在し、皮下脂肪に目立った色素細胞は存在しない。



皮膚の散乱



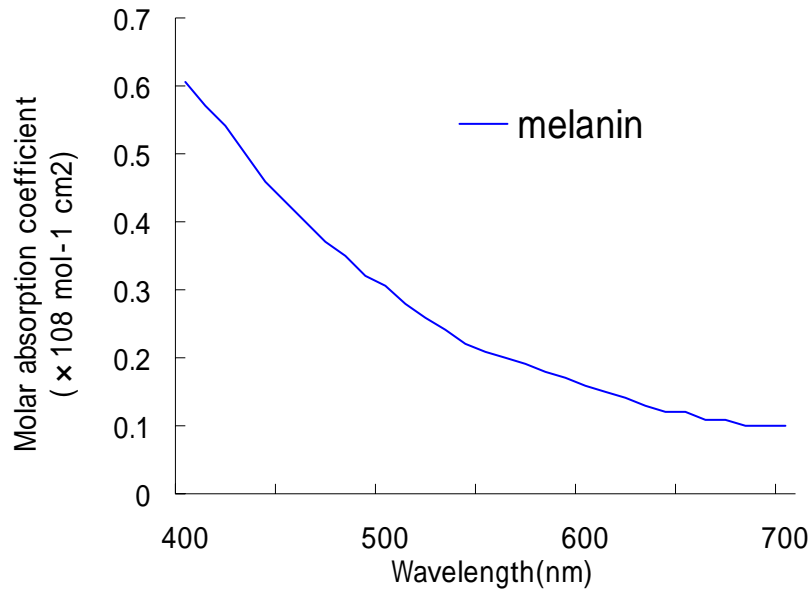
	散乱係数(mm ⁻¹)
表皮& 真皮	27
皮下脂肪	12.6

波長633nmの人間の皮膚の散乱係数

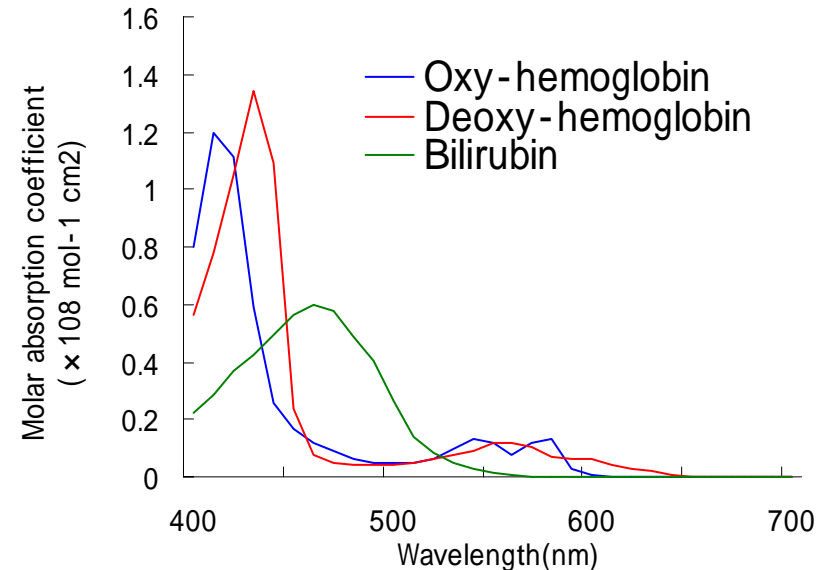
C.R.Simpson *et al* : Phys. Med. Biol. (1998)

- 波長が短い光は散乱されやすい
- 光を散乱するのは主に真皮、皮下脂肪
- 表皮ではほとんど散乱しない。

皮膚に含まれる色素細胞の モル吸光係数



Molar absorption coefficients
of melanin



Molar absorption coefficients
of chromophore in blood

- メラニン色素は短波長で吸収が強い
- 血液に含まれる成分は特有のピークを持つ。

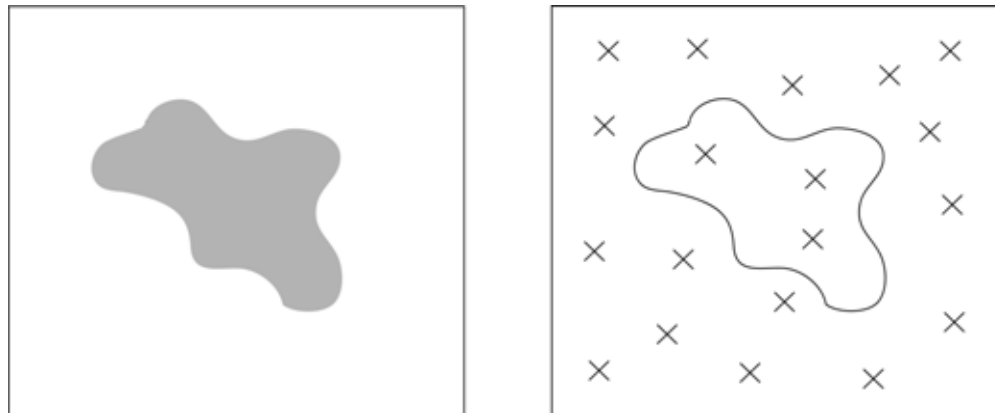


1. はじめに

- 色のスペクトル解析
- 皮膚の色と構造
- 散乱体中の光伝播
 - Monte Carlo法による光伝播の計算
 - 拡張Lambert-Beerの法則

Monte Carlo法とは

- 方程式の形で解が与えられない場合に、乱数を使って解を求める方法



- 例えば、面上にランダムに打たれた点を数えることで、任意の形の面積を求めることができる。

Monte Carlo法による光伝播の計算1

- 次に進む点までの距離を乱数 $R(0 \sim 1)$ によって決定

$$L = \ln R / \mu_s$$

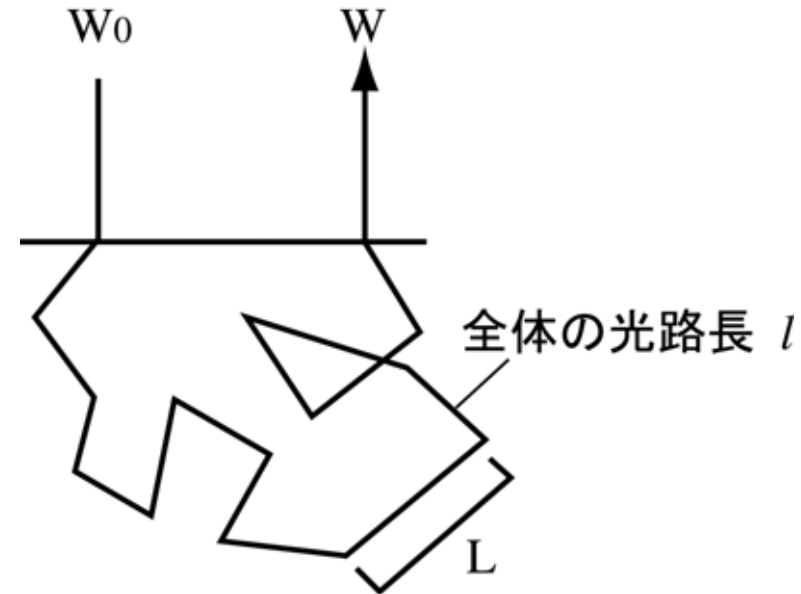
散乱係数 : $\mu_s (\text{mm}^{-1})$

- 吸収があるときは光量が減る。

$$W = W_0 \exp(-\mu_a l)$$

吸収係数 : $\mu_a (\text{mm}^{-1})$

光路長 : $l (\text{mm})$

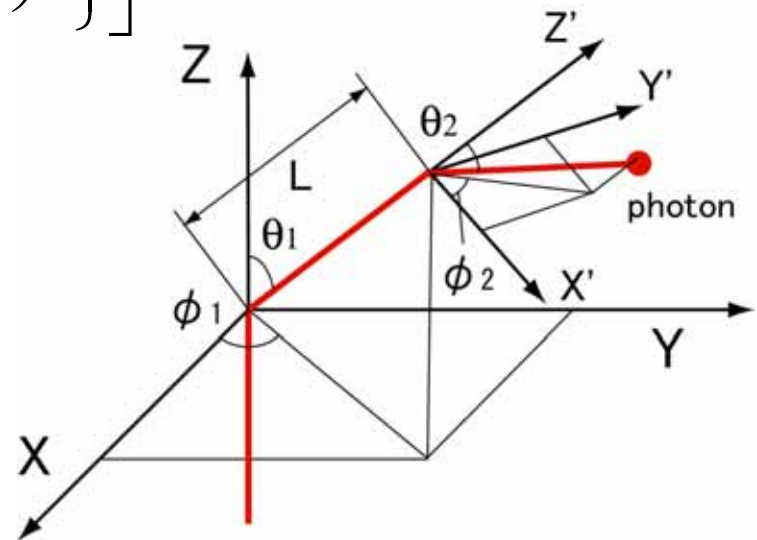


Monte Carlo法による伝播の計算2

- 散乱方向はHenyeey-Greenstein関数に基づいて計算

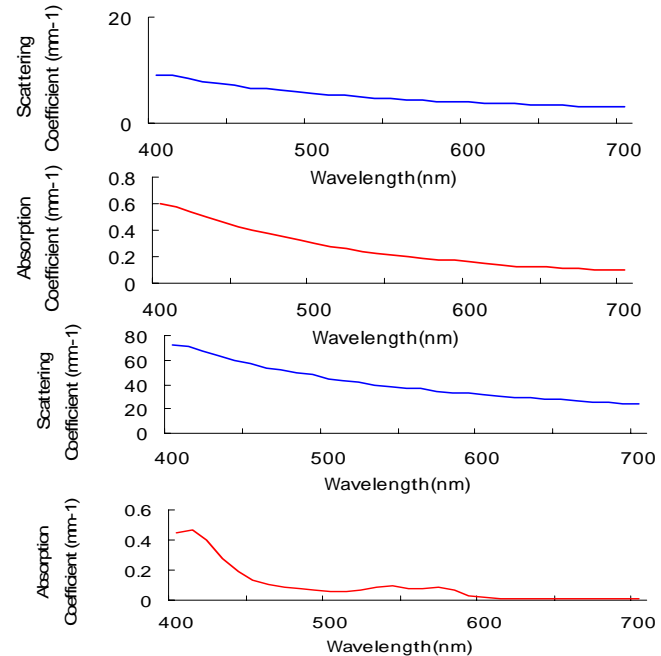
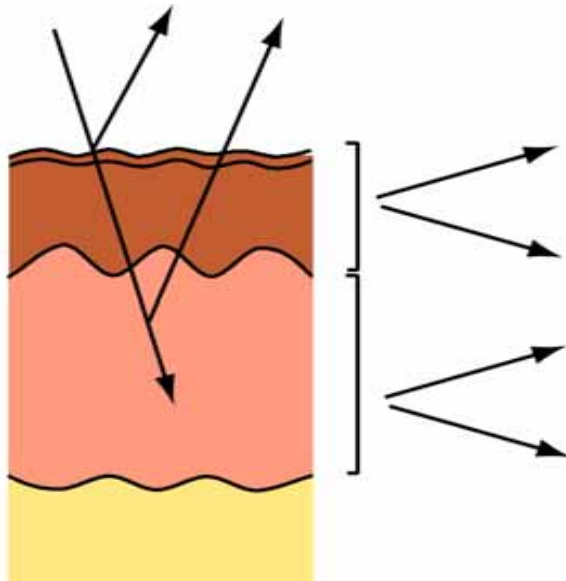
$$g = \cos^{-1} \left[\frac{1}{2g} \left\{ 1 + g^2 - \left(\frac{1 - g^2}{1 + g - 2gR_2} \right)^2 \right\} \right] \quad \phi = 2\pi R_3$$

- 異方性散乱パラメーター g
(散乱角度の \cos の平均)
皮膚は $g = 0.9$ の強い前方散乱
- 光拡散方程式などの解析解
が使えないときに有効



平均自由行程 $L \doteq 1/\mu_s$

Monte Carlo法の欠点



- 各層に散乱・吸収係数を代入し、波長ごとに計算しなければならないため、時間がかかり過ぎる。

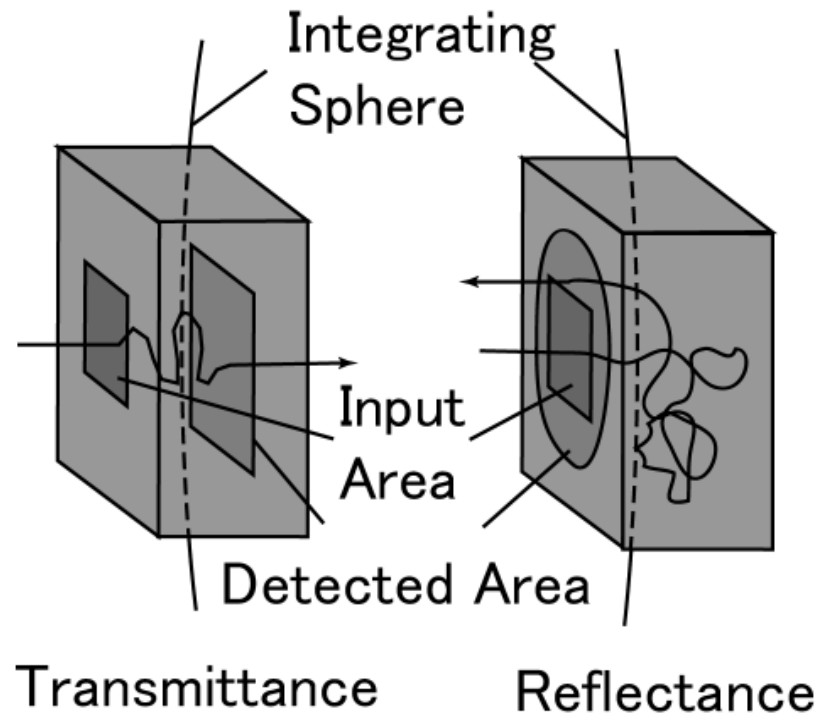
臨床応用には簡易な解析方法が必要

Monte Carlo法と逆Monte Carlo法

- 屈折率: n 厚さ: d が既知
- Monte Carloシミュレーション
散乱係数: μ_s 吸収係数: μ_a

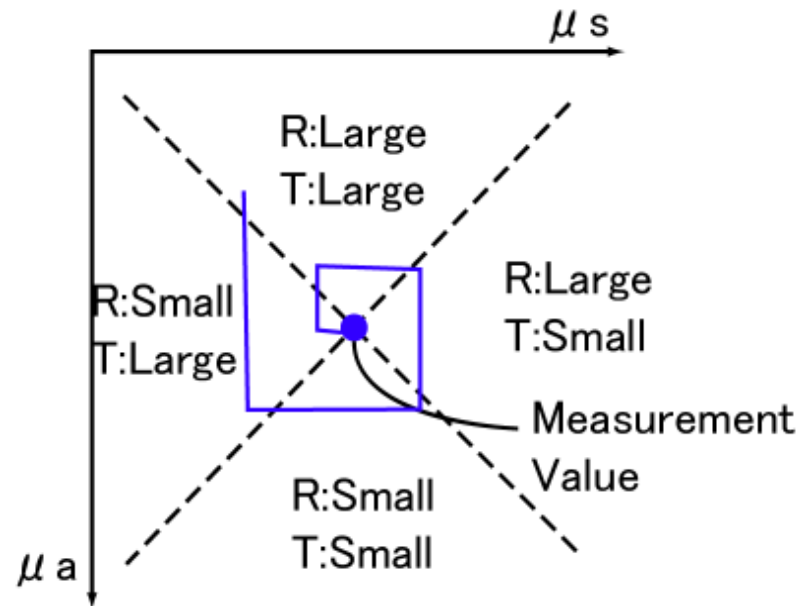
反射率: R 透過率: T
- 逆Monte Carloシミュレーション
反射率: R 透過率: T

散乱係数: μ_s 吸収係数: μ_a



逆Monte Carlo法

- 計算値と実験値との差が閾値 (1%) 以下になるまで計算を繰り返す。
- おおよその μ_s , μ_a の値が推測不可能であっても計算可能
- 乱数による統計的誤差が発生しやすい。





1. はじめに

- 色のスペクトル解析
- 皮膚の色と構造
- 散乱体中の光伝播
 - Monte Carlo法による光伝播の計算
 - 拡張Lambert-Beerの法則

Beer-Lambertの法則

- Beer-Lambertの法則

$$A(\lambda) = -\log_{10} \frac{I(\lambda)}{I_0(\lambda)} = \varepsilon(\lambda) C d$$

A : Attenuation d : 物体の厚さ

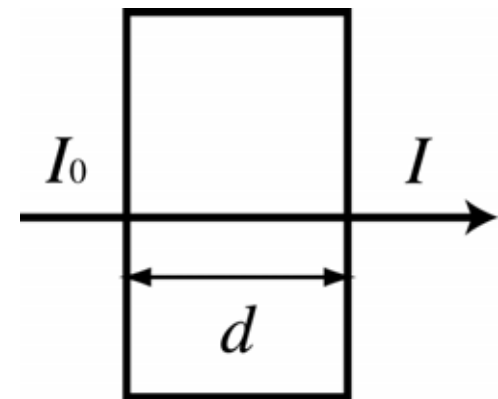
λ : 波長 ε : モル吸光係数

C : モル濃度

- n 種類の吸光物質がある物体の

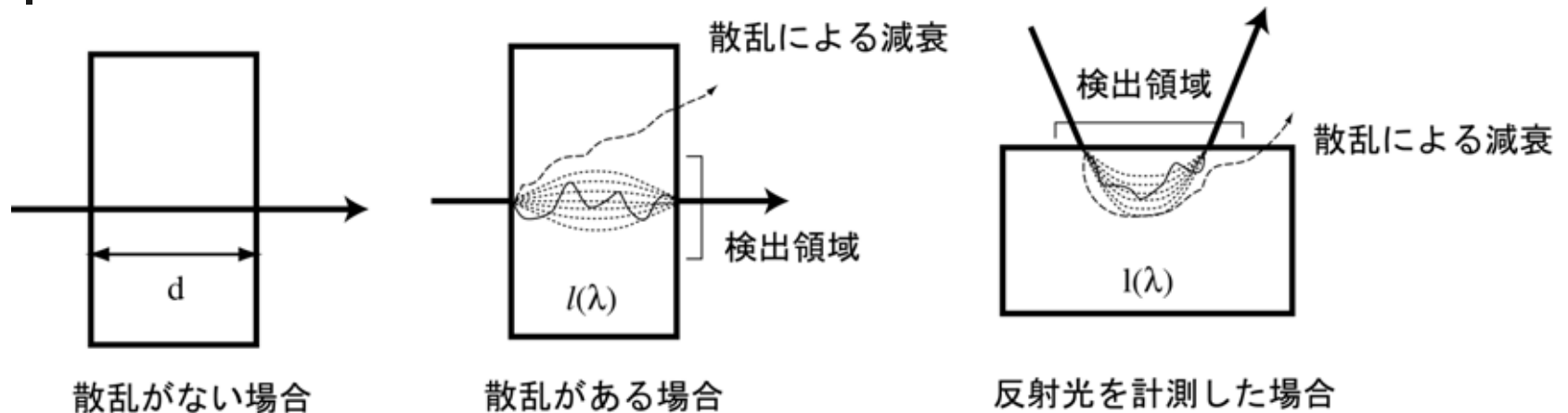
Attenuation $A(\lambda)$

$$A(\lambda) = \sum_i^n \varepsilon_i(\lambda) C_i d$$



散乱がない場合

拡張Beer-Lambertの法則



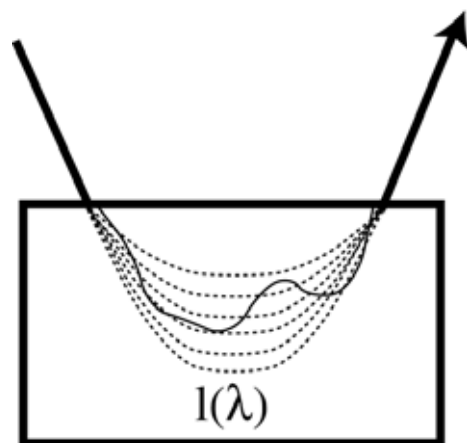
- 散乱体では d の代わりに**平均光路長 $l(\lambda)$** を代入

$$A(\lambda) = -\log_{10} I(\lambda)/I_0(\lambda) = \sum_i^n \varepsilon_i(\lambda) C_i l(\lambda) + G(\lambda)$$

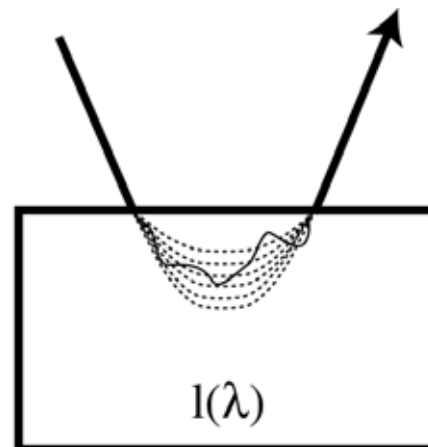
$G(\lambda)$: 散乱による減衰

- $l(\lambda)$ は測定不可能であり、波長によって異なる。

散乱による平均光路長の変化



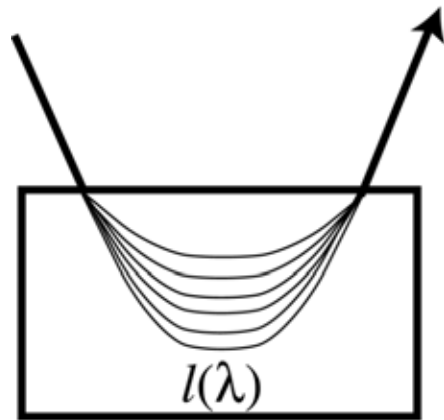
散乱が弱い場合



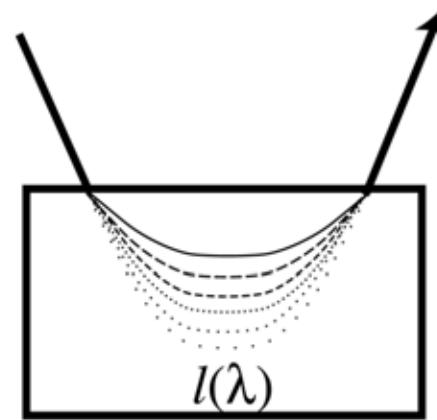
散乱が強い場合

- 散乱が強い場合は、
 - 平均光路長 $l(\lambda)$ が短くなる。
 - 散乱による減衰 $G(\lambda)$ が、小さくなる

吸収による平均光路長の変化



吸収が弱い場合



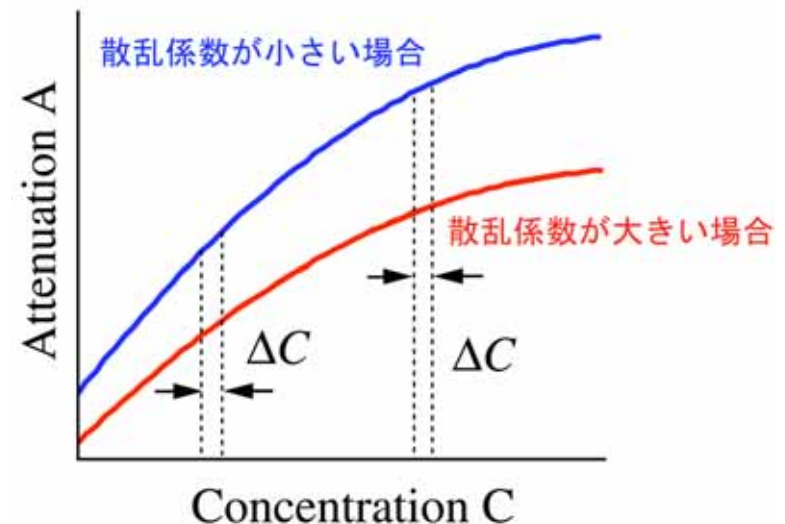
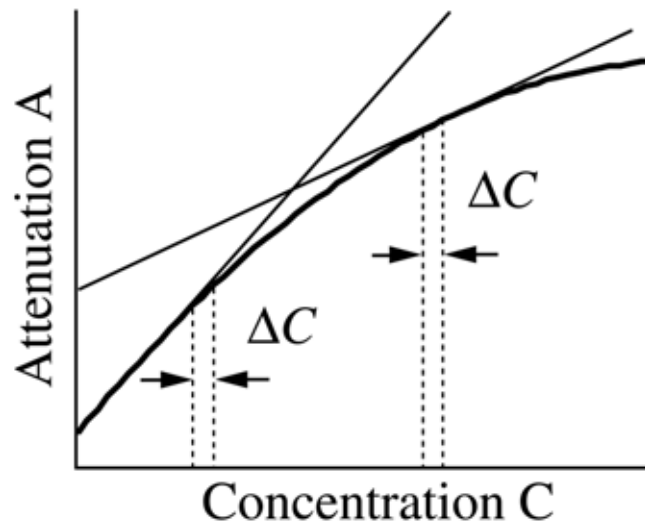
吸収が強い場合

- 吸収が強い場合は
 - 長い光路長で観測される光の減衰が大きいため平均光路長 $l(\lambda)$ が短くなる。
 - 散乱による減衰 $G(\lambda)$ は変わらない。

吸収の増加による平均光路長の変化

- 平均光路長は吸光度の濃度変化に対する微分
- 濃度が大きくなるにつれ l は小さくなる。
- l の変化は散乱が強いほど大きい。

$$l(\lambda) = \frac{\partial A(\lambda)}{\partial C}$$



層構造の拡張Beer-Lambertの法則

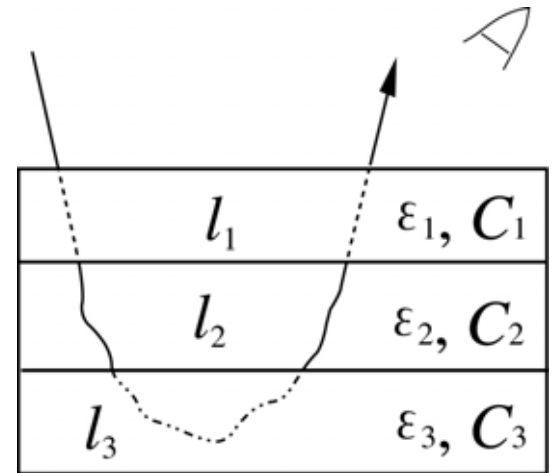
- 層構造の拡張Beer-Lambertの法則

$$A(\lambda) = \sum_i A_i(\lambda) + G(\lambda) = \sum_i \varepsilon_i(\lambda) C_i l_i(\lambda) + G(\lambda)$$

添え字*i*は*i*番目の層に対する値を意味する。

- *i*番目の層に複数の吸収物質がある場合

$$A_i(\lambda) = \sum_j \varepsilon_{ij}(\lambda) C_{ij} l_i(\lambda)$$





本発表の流れ

1. はじめに
2. **健常者の皮膚の色解析**
 1. **新しい手法の提案**
 2. Monte Carloシミュレーションによる検証
 3. 皮膚ファントムによる検証
 4. *in vivo*測定による検証
3. 刺青を施した皮膚の色推定
4. 結論



重回帰分析とは

- 目的変数 y_i を n 個の説明変数 x_{ni} の線形和で近似
- 重回帰分析とは係数 β_i を推定する方法

$$y_i = \beta_0 + \beta_1 x_{1i} + \beta_2 x_{2i} + \cdots + \beta_m x_{ni}$$

- フィッティングの度合いを決定係数 R^2 で表し、1に近いほど近似がよいことを示す。

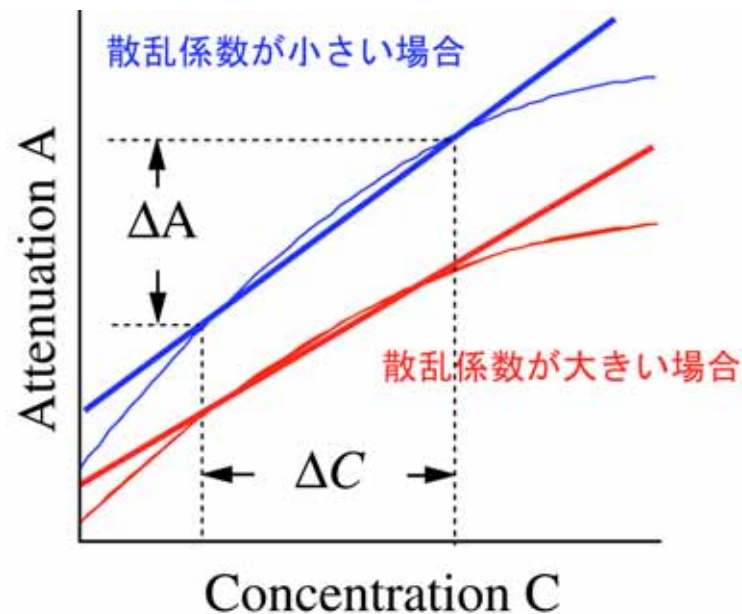
重回帰分析によるスペクトルの再現1

- 濃度を ΔC だけ変化させたときの吸光度変化量 ΔA

$$\Delta A(\lambda) = \varepsilon(\lambda)\Delta CL$$

- 次の式が成り立つと仮定

$$\begin{aligned} A(\lambda) &= \varepsilon(\lambda)CL \\ &= \frac{C}{\Delta C} \Delta A(\lambda) \end{aligned}$$





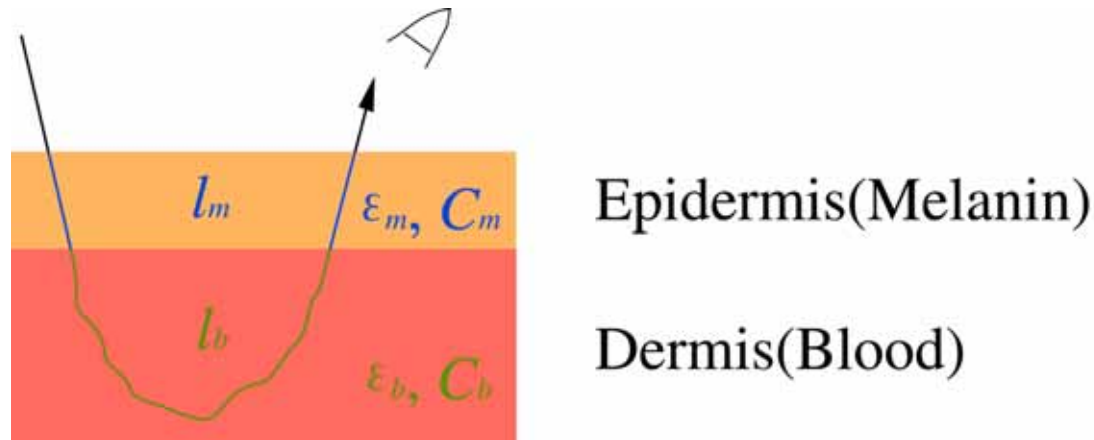
重回帰分析によるスペクトルの再現2

- 層構造のBeer-Lambertの法則から

$$\begin{aligned} A(\lambda) &= \sum_i A_i(\lambda) + G(\lambda) \\ &= \sum_i \frac{C}{\Delta C} \Delta A_i(\lambda) + G(\lambda) \end{aligned}$$

- ΔA_i および G が既知であれば、重回帰分析によって $C_i/\Delta C_i$ を統計的に予測可能

重回帰分析によるスペクトルの再現3



$$A(\lambda) = a_m \Delta A_m(\lambda) + a_b \Delta A_b(\lambda) + G \quad a_i = \frac{C_i}{\Delta C_i}$$

- 添え字 m, b はそれぞれ表皮 (メラニン) および真皮 (血液) を表す
- G は波長に依存しないと仮定

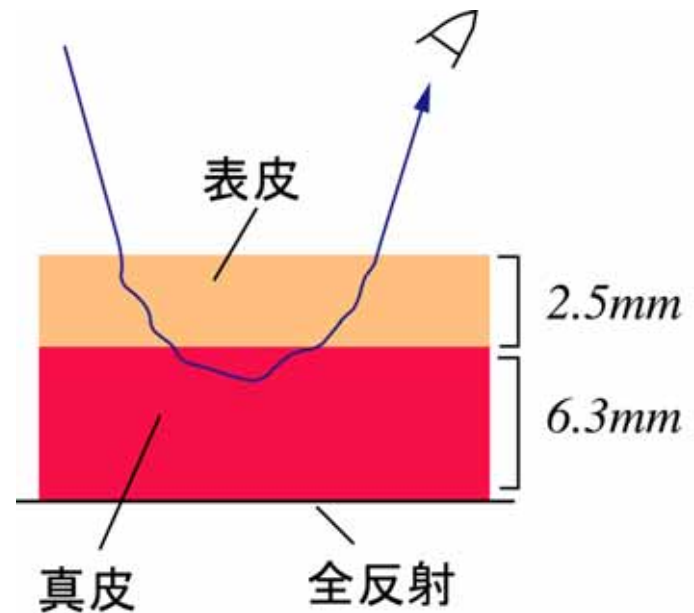


本発表の流れ

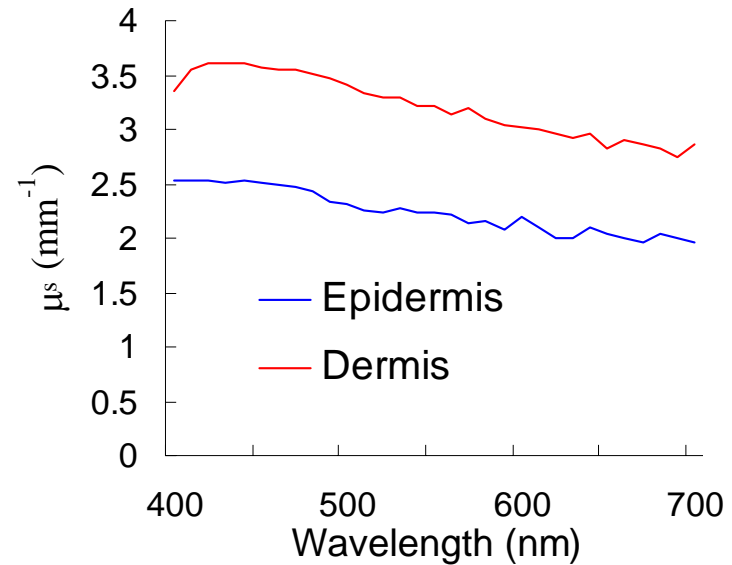
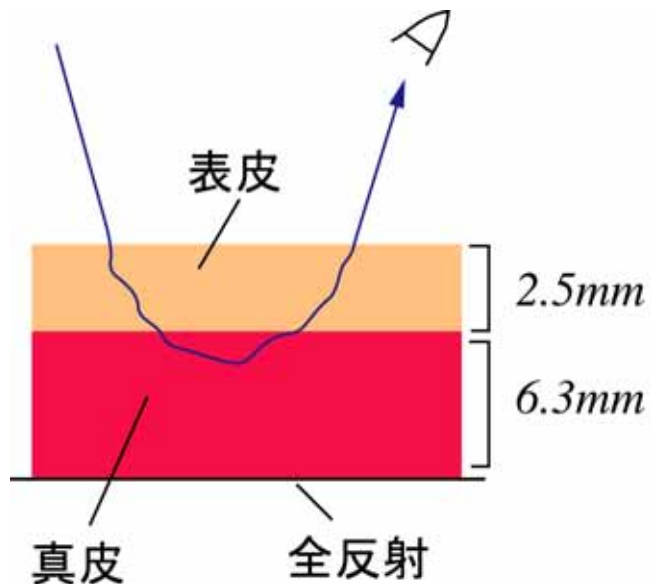
1. はじめに
2. **健常者の皮膚の色解析**
 1. 新しい手法の提案
 2. Monte Carloシミュレーションによる検証
 3. 皮膚ファントムによる検証
 4. *in vivo*測定による検証
3. 刺青を施した皮膚の色推定
4. 結論

皮膚モデルの反射スペクトルの計算

- 屈折率 $n=1.37$
- 異方性散乱パラメーター $g=0.9$
- 裏面は計算時間短縮のために鏡面反射とした



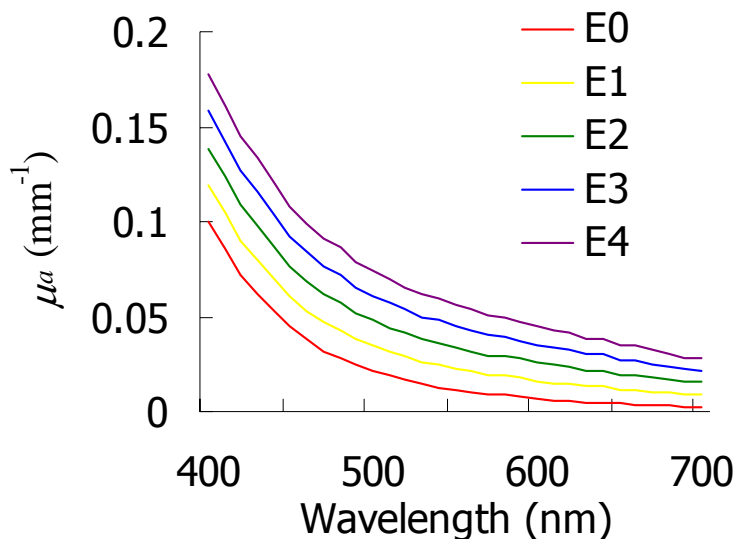
皮膚モデルの散乱係数



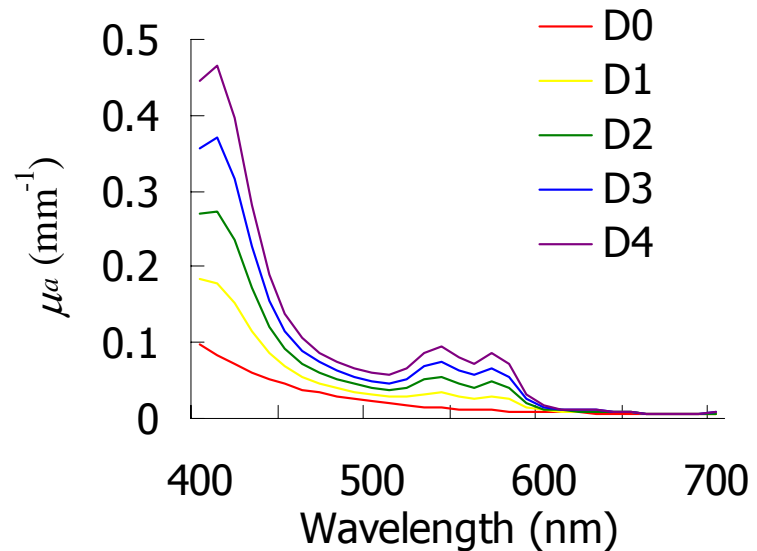
皮膚モデルの
表皮および真皮の散乱係数

- 各層の μ_s は短波長で強く、単調減少とした。

皮膚モデルの吸収係数



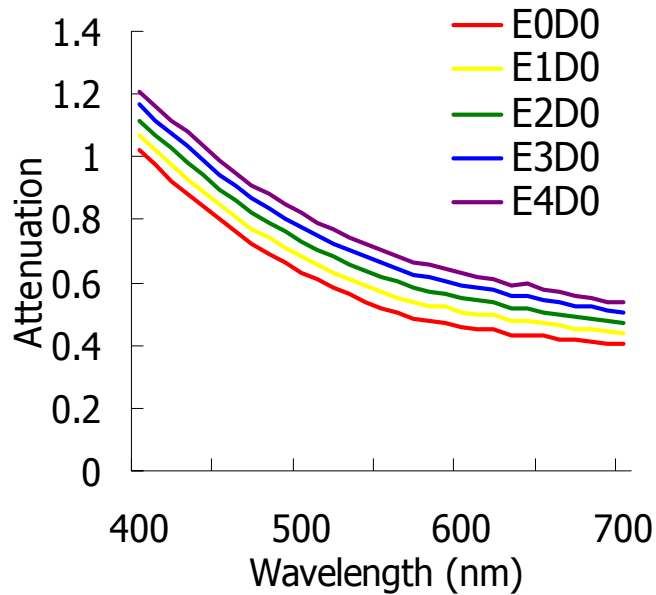
表皮モデルの吸収係数



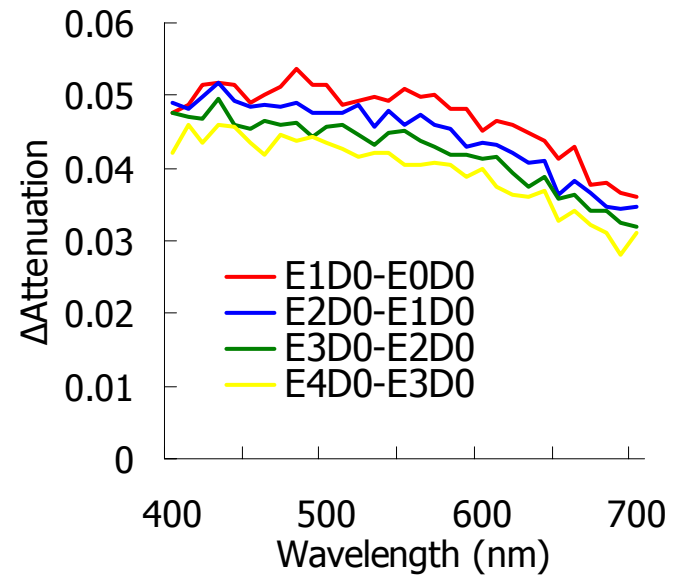
表皮モデルの吸収係数

- 各層の μ_a は5段階のメラニンおよび血液濃度を持つものとして仮定

吸光度差の変化(メラニンの増加)



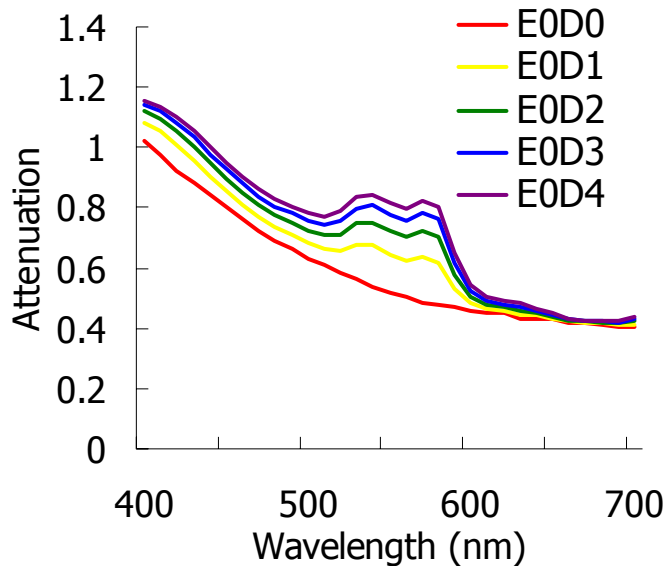
血液のないときの
皮膚モデルの吸光度



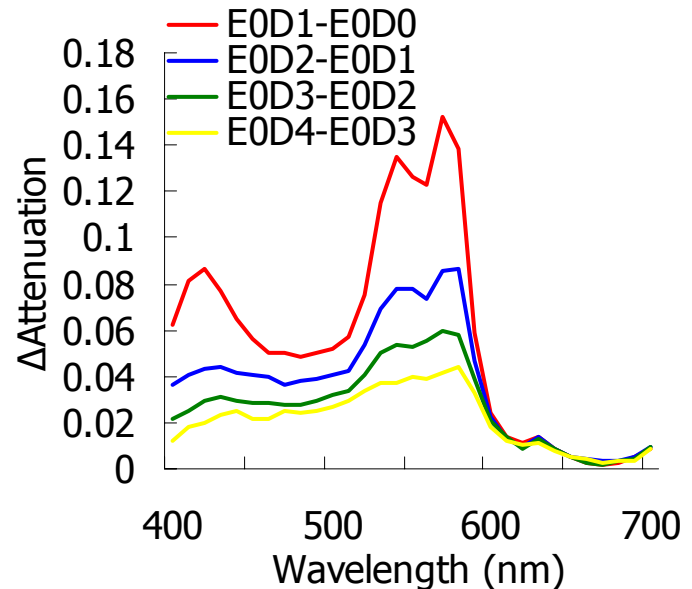
メラニンが増加したときの
吸光度変化

- メラニンの濃度が上昇するにつれ吸光度変化量が減少している。

吸光度差の変化(血液の増加)



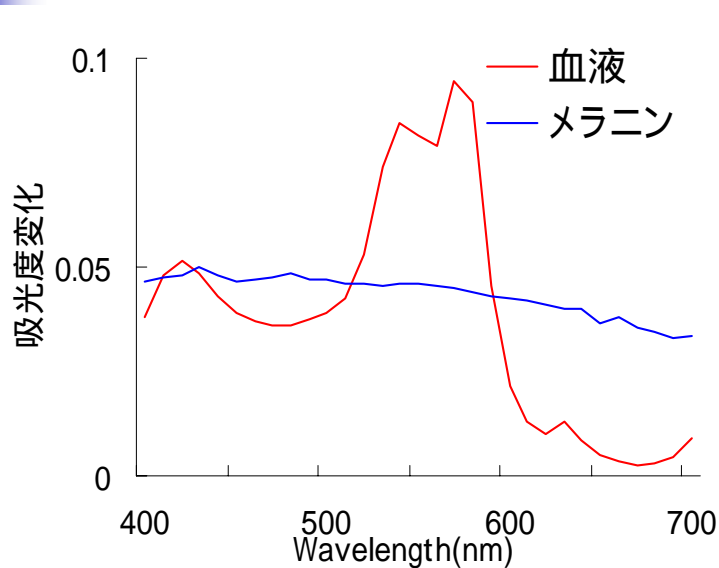
メラニンがないときの
皮膚モデルの吸光度



血液が増加したときの
皮膚モデルの吸光度変化

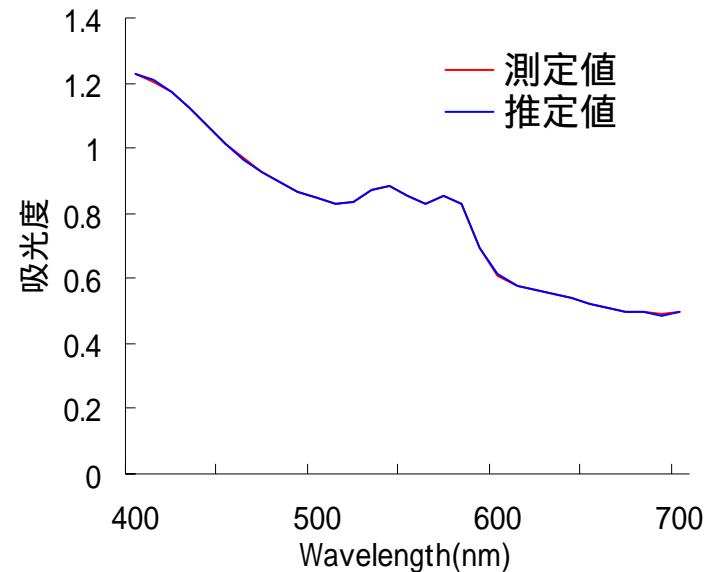
- 散乱の強い部分の吸光度変化量がより減少するため、吸光度変化のスペクトルが変形する。

拡張Lambert-Beerの法則による 重回帰分析



皮膚ファントムの吸光度変化

$$\Delta A_m, \Delta A_b$$

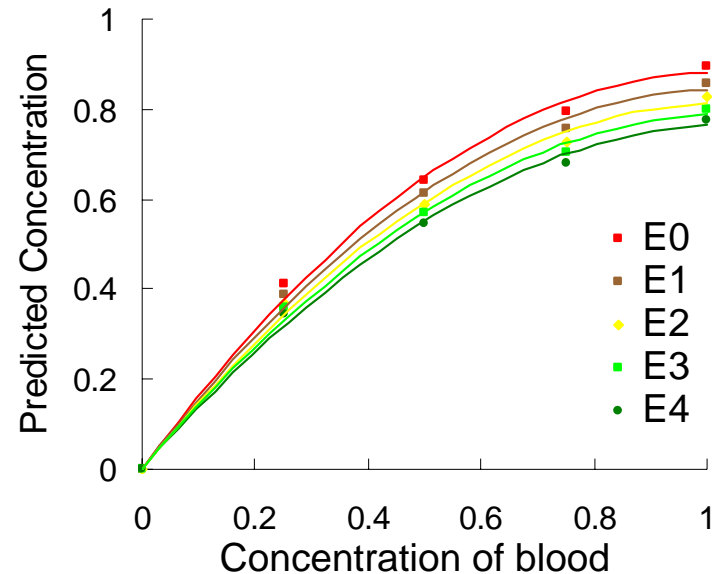
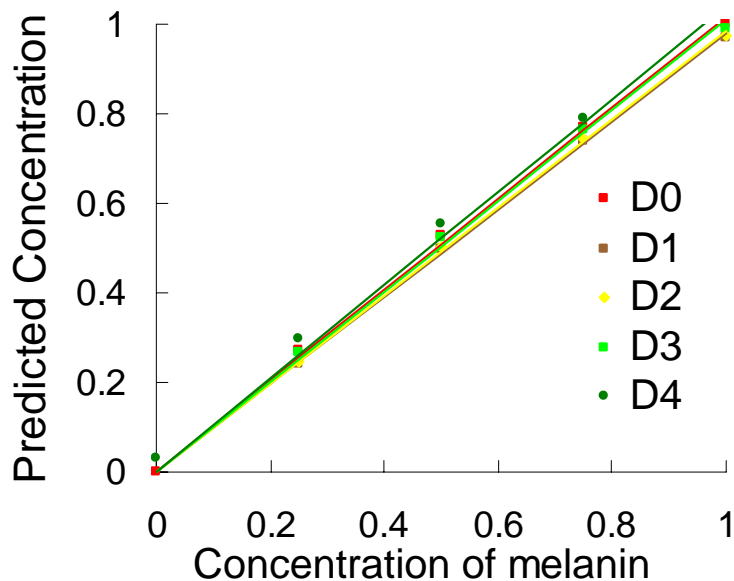


重回帰分析による皮膚の
吸光度スペクトルの再現結果

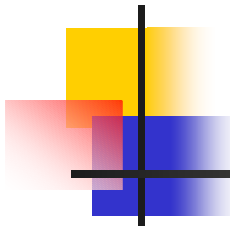
$$A(\lambda) = a_m \Delta A_m(\lambda) + a_b \Delta A_b(\lambda) + G(\lambda) \quad G(\lambda) = A_{E0D0}(\lambda)$$

- 決定係数は全てのファントムにおいて**0.99**以上となった。

重回帰の係数



- 血液の濃度に対する非線形の影響が無視できないほど大きい。
- メラニンは線形性を保っている。



Monte Carlo法による精度の検証 (結論)

- 非線形的な影響が若干見られたが、濃度の測定は十分可能であることがわかった。
- 皮膚ファントムで血液濃度の相関係数が比較的低かった原因は、この非線形であることがわかった。



本発表の流れ

1. はじめに
2. **健常者の皮膚の色解析**
 1. 新しい手法の提案
 2. Monte Carloシミュレーションによる検証
 3. **皮膚ファントムによる検証**
 4. *in vivo*測定による検証
3. 刺青を施した皮膚の色推定
4. 結論

表皮ファントムと真皮ファントムの作製

	イントラリピッド/ゼ ラチン溶液	厚さ
表皮土台	0.05	2.5mm
真皮土台	0.133	6.3mm

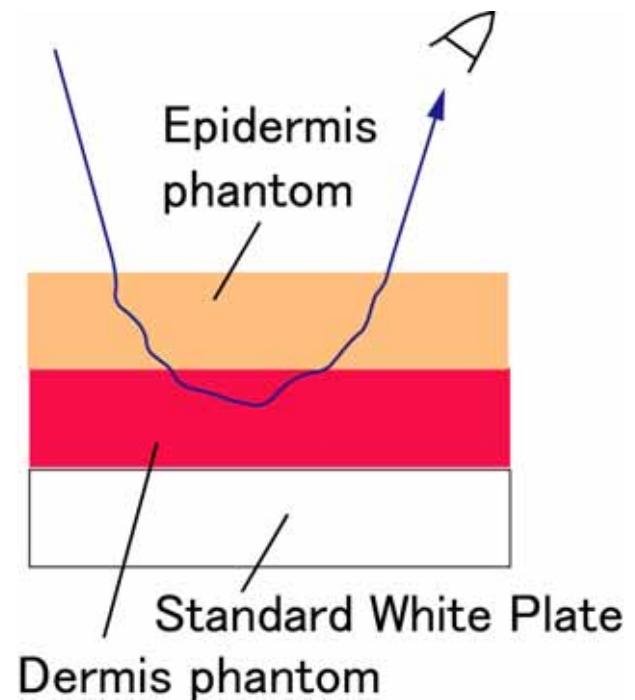
	メラニン/表皮土台
E0	0/10 (g)
E1	0.025/10 (g)
E2	0.05/10 (g)
E3	0.075/10 (g)
E4	0.100/10 (g)

	血液/真皮土台
D0	0/30 (g)
D1	0.025/30 (g)
D2	0.05/30 (g)
D3	0.075/30 (g)
D4	0.100/30 (g)

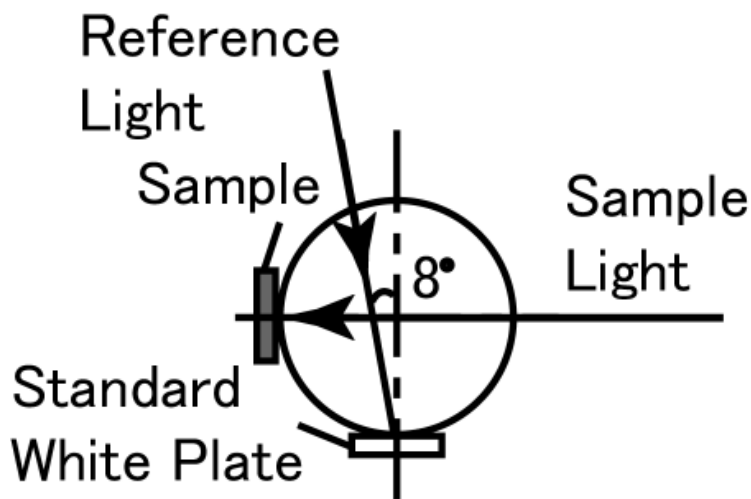
メラニンの代わりにイカ墨(組成が同じ)を使用

ファントム作製と測定

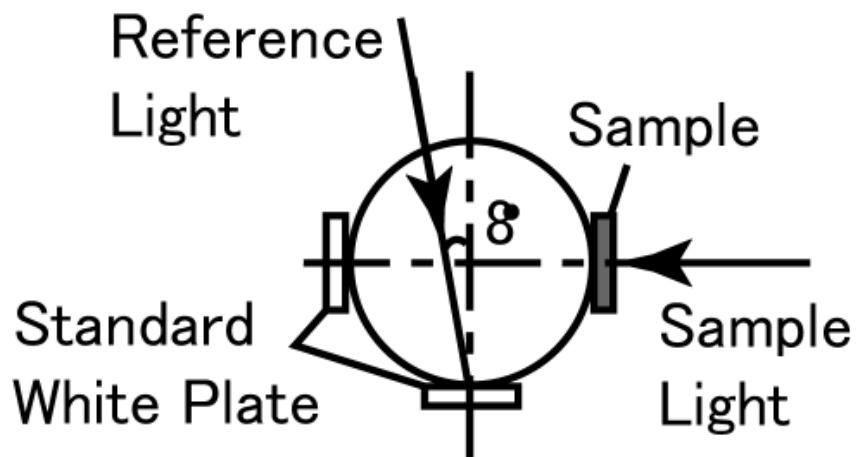
- 皮下脂肪層は完全拡散反射体 (BaSO_4) で作製
- 表皮ファントムと真皮ファントムを順に皮下脂肪層にのせて25種類の皮膚ファントムを作製



積分球による 反射率および透過率の測定



Reflectance



Transmittance

- 波長範囲400nm ~ 700nm、10nmピッチで測定
- 光源は50Wハロゲンランプ

皮膚ファントムの測定

- 各層の散乱・吸収係数を求めるために反射率と透過率を測定
- 3層構造の反射率を測定

反射率・透過率

Epidermis

× 5

反射率・透過率

Dermis

× 5

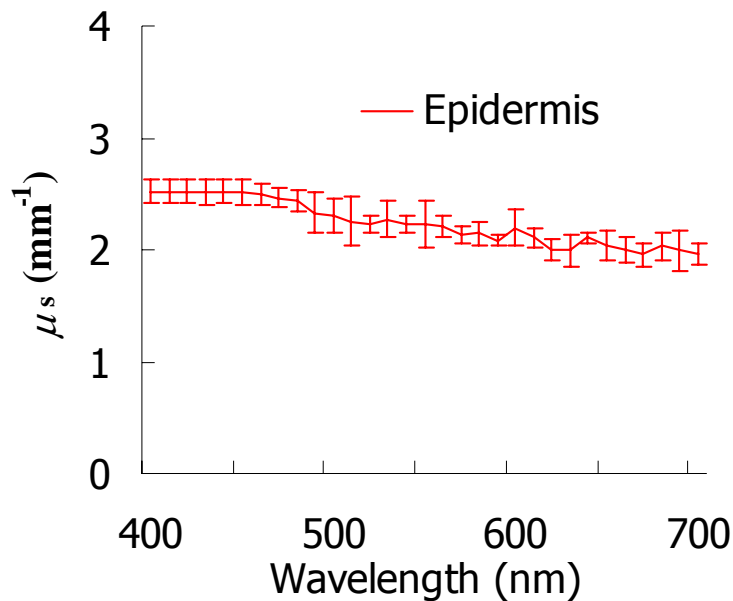
反射率

Epidermis

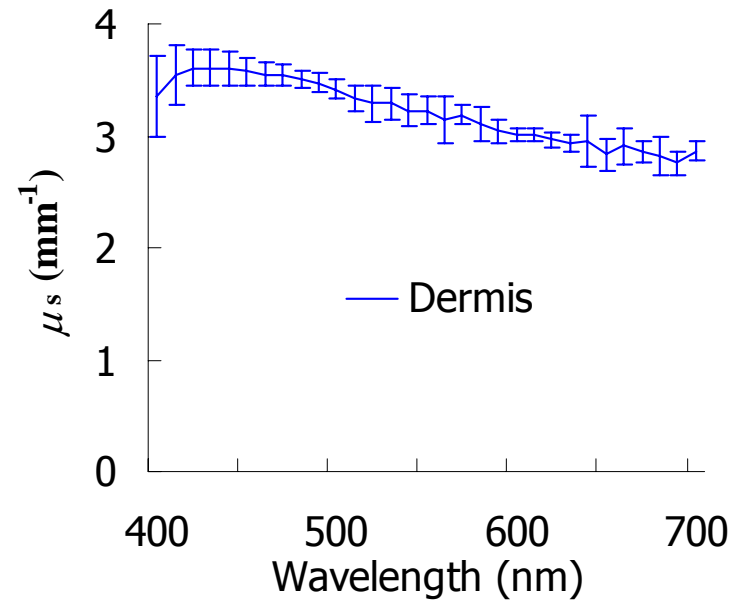
Dermis

× 25

表皮・真皮ファントムの散乱係数



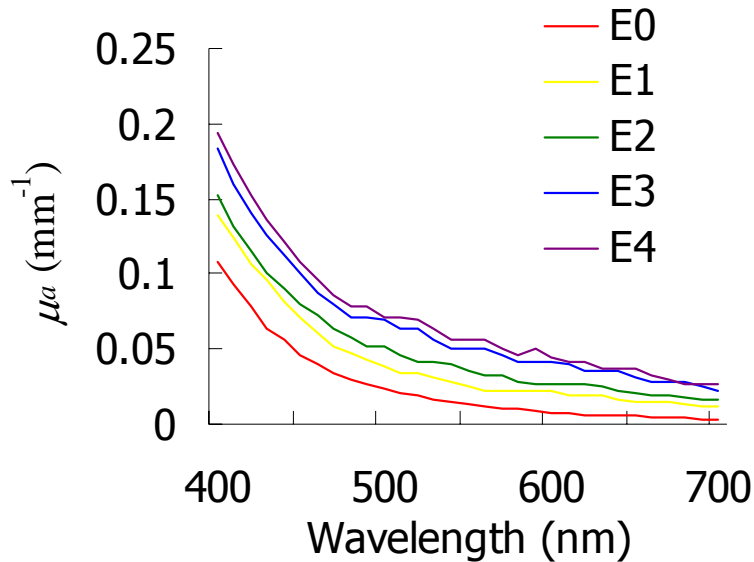
表皮ファントムの散乱係数



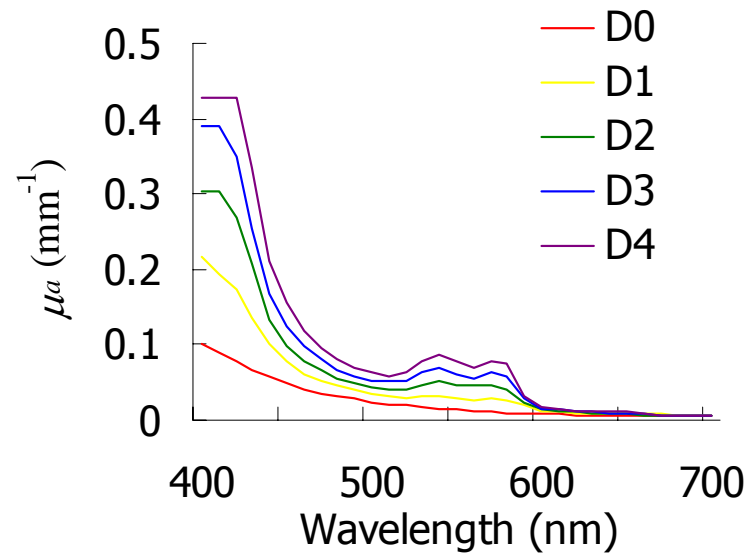
真皮ファントムの散乱係数

- ほぼ同じ散乱係数を持つことが確認された。

表皮・真皮ファントムの吸収係数



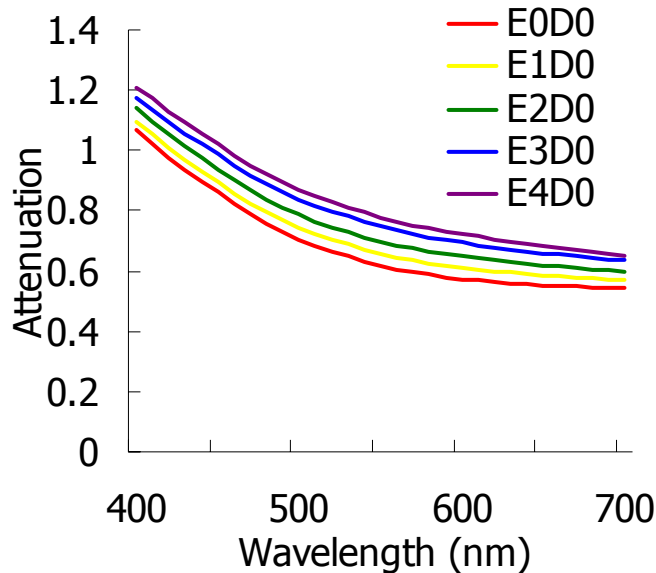
表皮ファントムの吸収係数



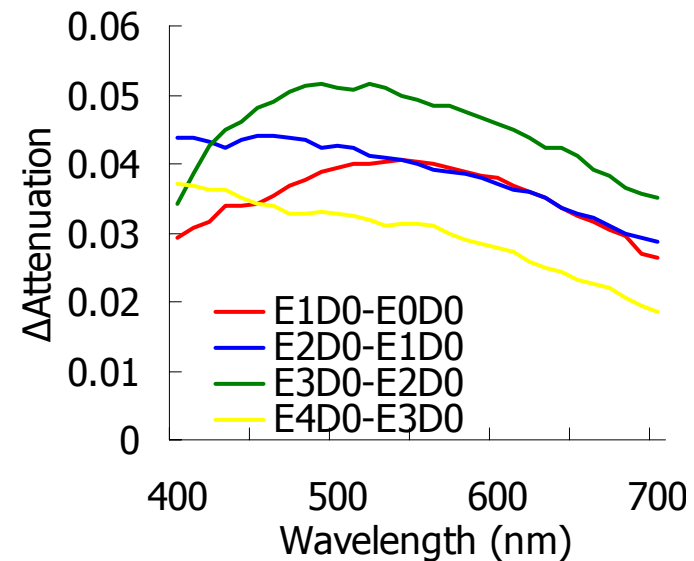
表皮ファントムの吸収係数

- ほぼ正確に5段階の濃度をもつ表皮および真皮ファントムを作製できたことが確認できた。

吸光度差の変化(メラニンの増加)



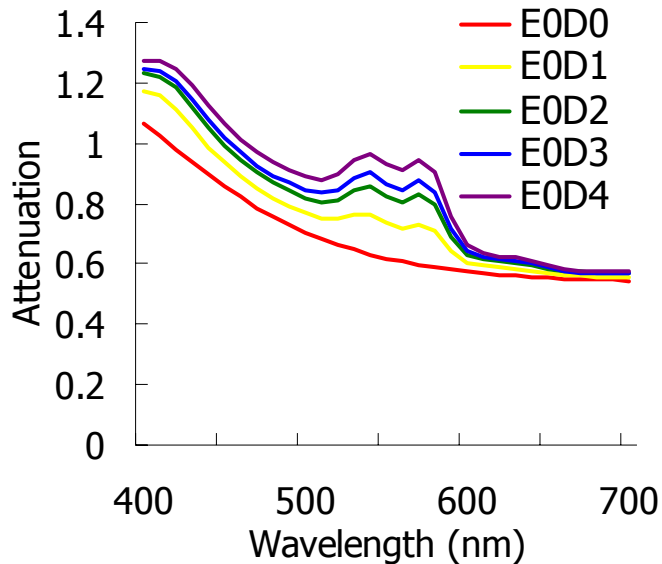
血液がないときの
皮膚ファントムの吸光度



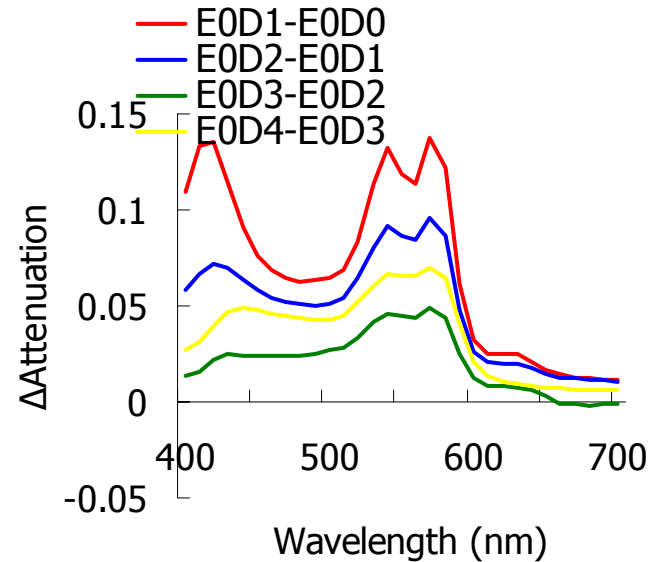
メラニンが増加したときの
吸光度変化

- 皮膚ファントムでは誤差が大きく非線形の影響は確認できなかった。

吸光度差の変化(血液の増加)



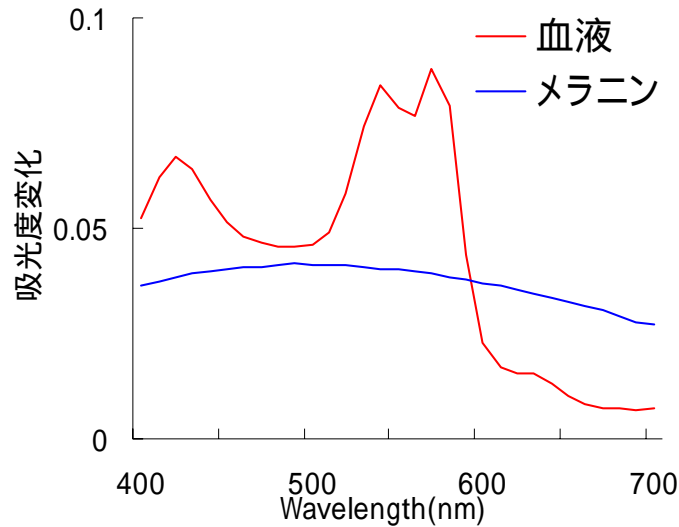
メラニンがないときの
皮膚ファントムの吸光度



血液が変化したときの
皮膚ファントムの吸光度変化

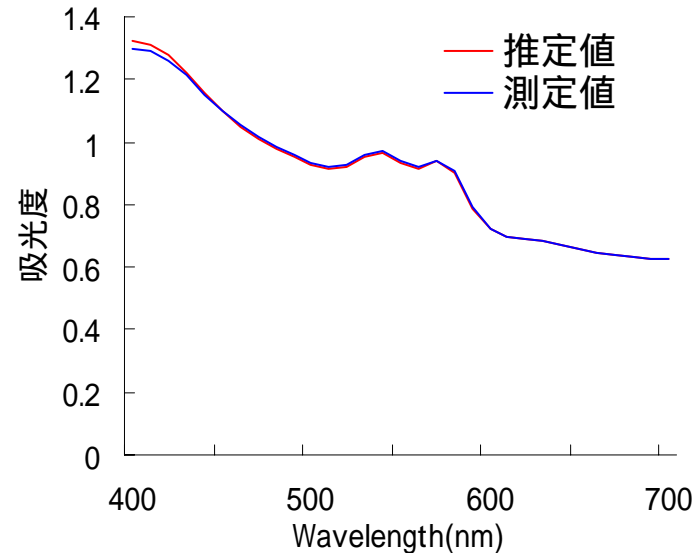
- 誤差の影響が大きい非線形の影響が確認できる。
- スペクトルの変化が短波長で大きい。

拡張Lambert-Beerの法則による 重回帰分析



皮膚ファントムの吸光度変化

$$\Delta A_m, \Delta A_b$$

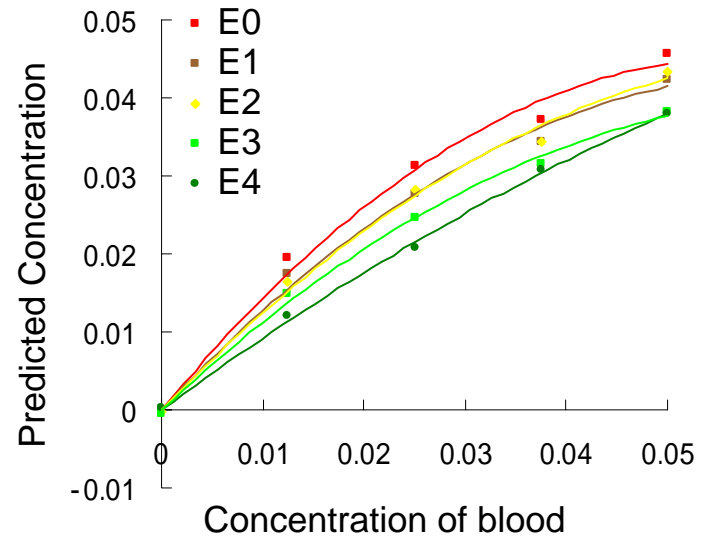
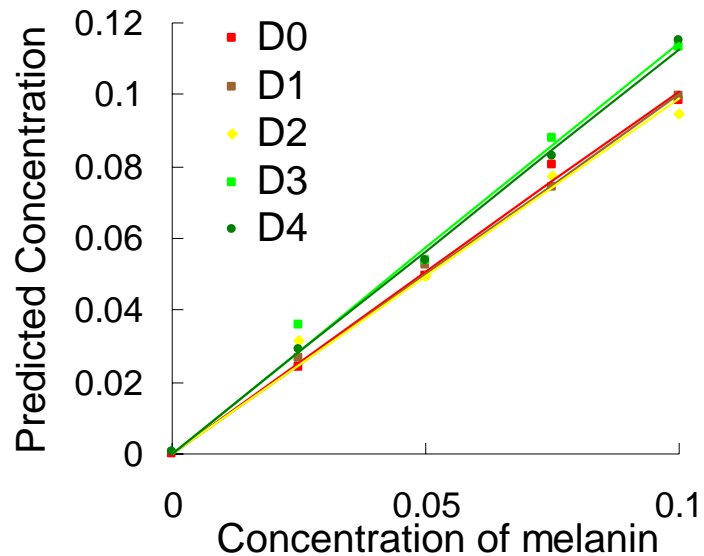


重回帰分析による皮膚の
吸光度スペクトルの再現結果

$$A(\lambda) = a_m \Delta A_m(\lambda) + a_b \Delta A_b(\lambda) + G(\lambda) \quad G(\lambda) = A_{E0D0}(\lambda)$$

- 決定係数は全てのファントムにおいて**0.99**以上となった。

メラニンと血液濃度の推定値



■ 相関係数の平均

表皮中のメラニンの濃度

0.993

真皮中の血液の濃度

0.947



皮膚ファントム実験 (結論)

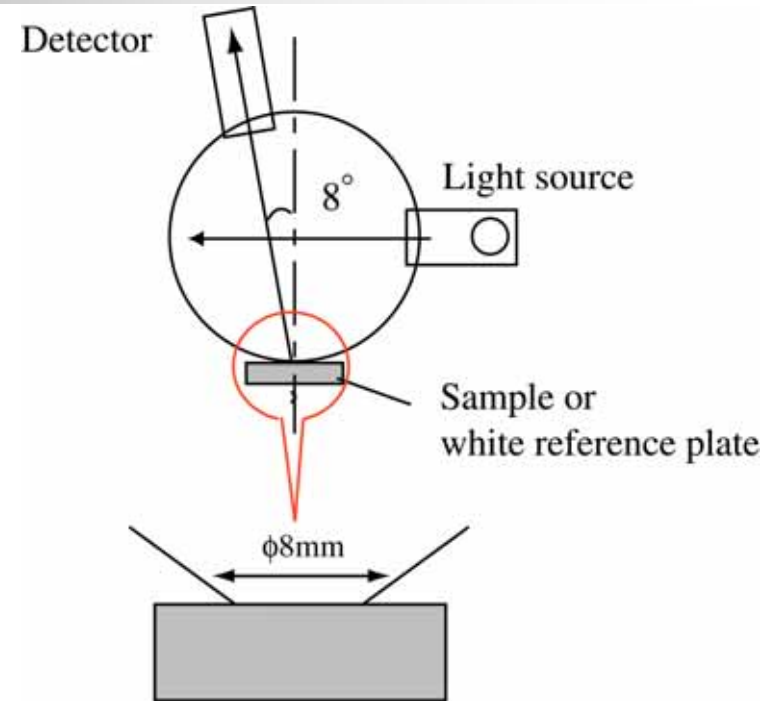
- 各波長で拡張Lambert-Beerの法則が成立し、重回帰分析によってスペクトルを推定することができた。
- メラニンと血液の濃度を重回帰分析によって測定可能であることがわかった。



本発表の流れ

1. はじめに
2. **健常者の皮膚の色解析**
 1. 新しい手法の提案
 2. Monte Carloシミュレーションによる検証
 3. 皮膚ファントムによる検証
 4. *in vivo*測定による検証
3. 刺青を施した皮膚の色推定
4. 結論

反射率スペクトルの測定



- 60人の頬の反射率スペクトルをハンディタイプの積分球で測定(表面反射光は除去)
- 波長範囲400nm ~ 700nm、10nmピッチで測定



紫外線および熱湯を浴びた後の皮膚の 反射率測定

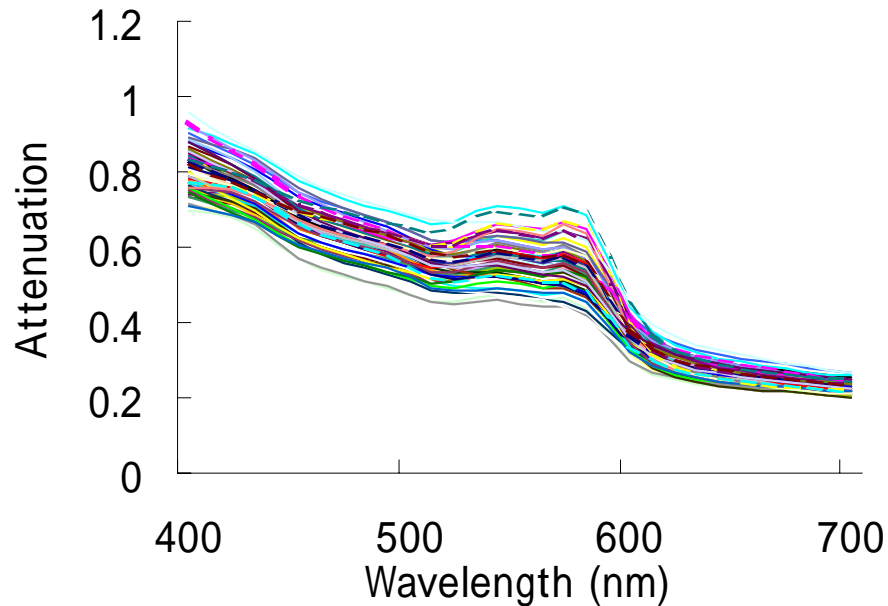
■ 紫外線照射実験

- 上腕に2MEDの紫外線を照射
- 照射前と照射後2日、9日および16日後に測定
- 被験者3人

■ 熱湯実験

- 47度のお湯に3分間腕を浸し
- 実験前と2分後、6分後、31分後、61分後に測定
- 被験者5人

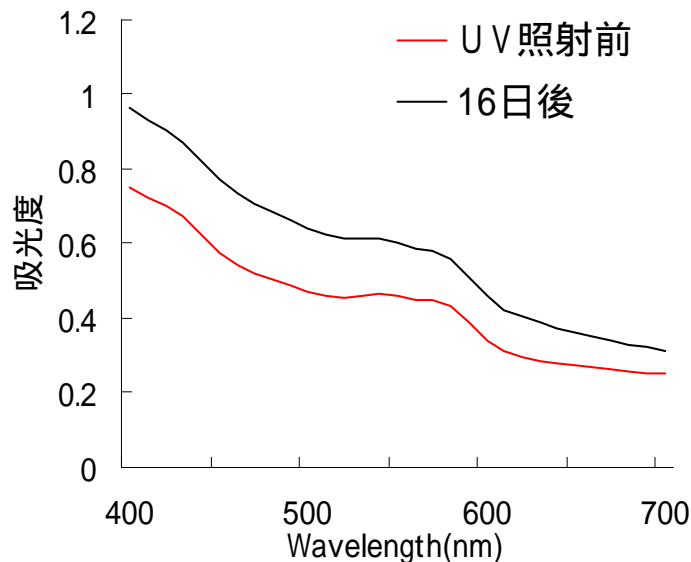
60人の女性の頬のAttenuation



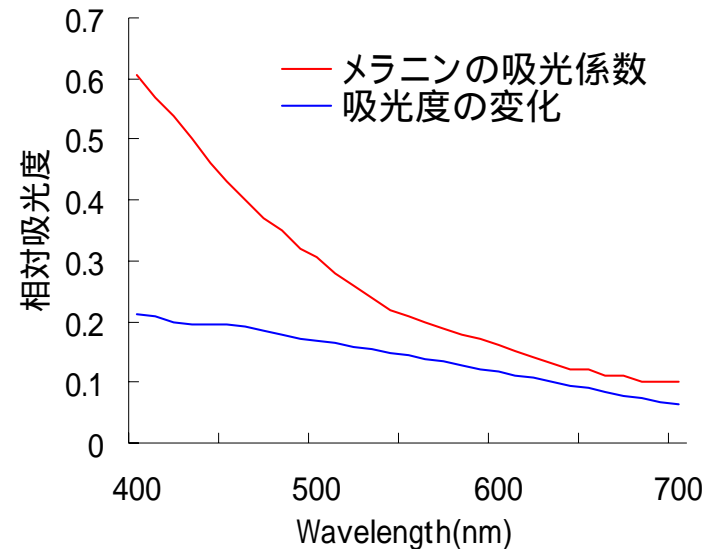
Attenuation of 60 cheeks *in vivo*

- 似たようなスペクトル形状をしている。

皮膚内でメラニンが増加したときの皮膚の吸光度の変化



紫外線を浴びた前後の吸光度変化

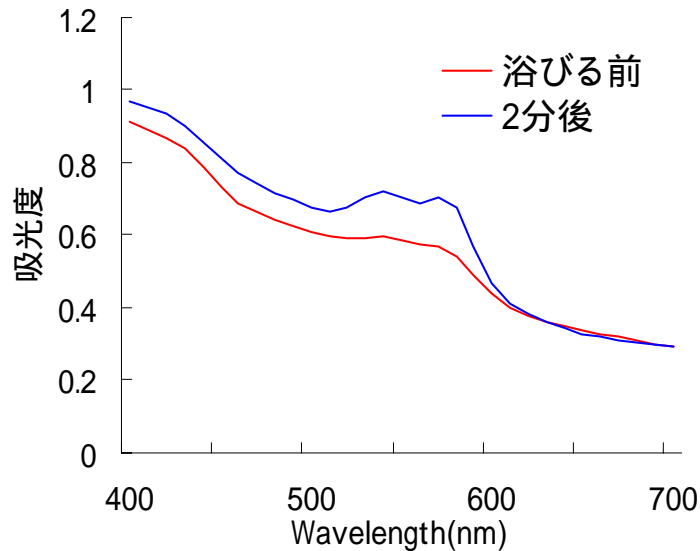


メラニンの吸光係数と紫外線を浴びた前後の吸光度変化

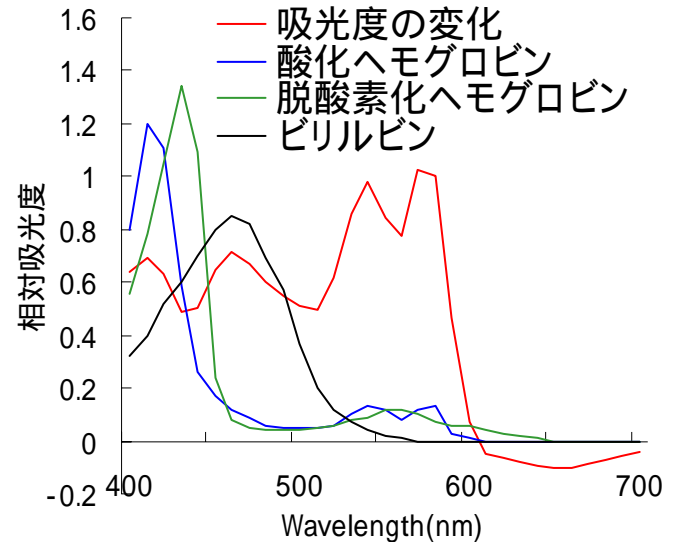
$$\Delta A_m(\lambda) = \varepsilon_m(\lambda) \Delta C_m L_m$$

- 散乱の強い短波長領域での吸光度変化が少ない。

皮膚内で血液が増加したときの 皮膚の吸光度の変化



熱湯を浴びた前後の吸光度変化

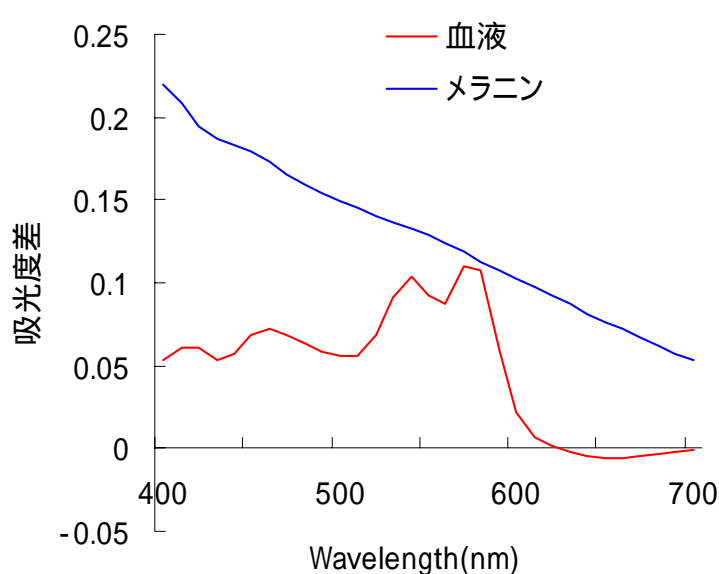


血液中の色素細胞の吸光係数と
熱湯を浴びた前後の吸光度変化

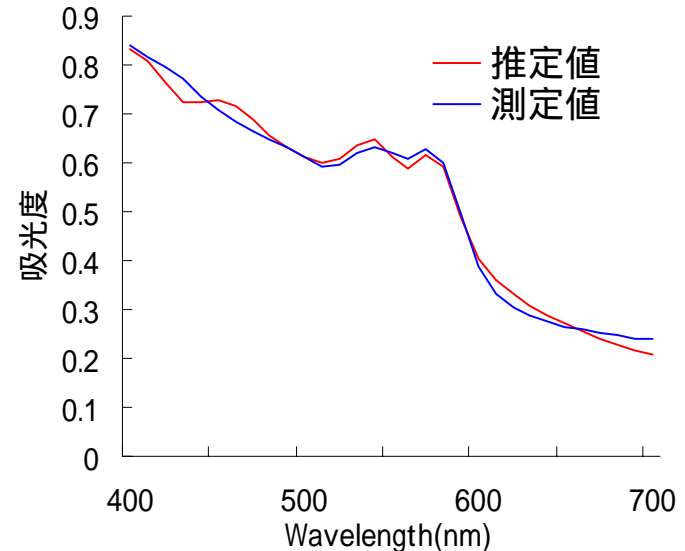
$$\Delta A_b(\lambda) = \varepsilon_b(\lambda) \Delta C_b L_b$$

- 散乱の強い短波長領域での吸光度変化が少ない。

拡張Lambert-Beerの法則による 重回帰分析



皮膚の吸光度変化 ΔA_m , ΔA_b

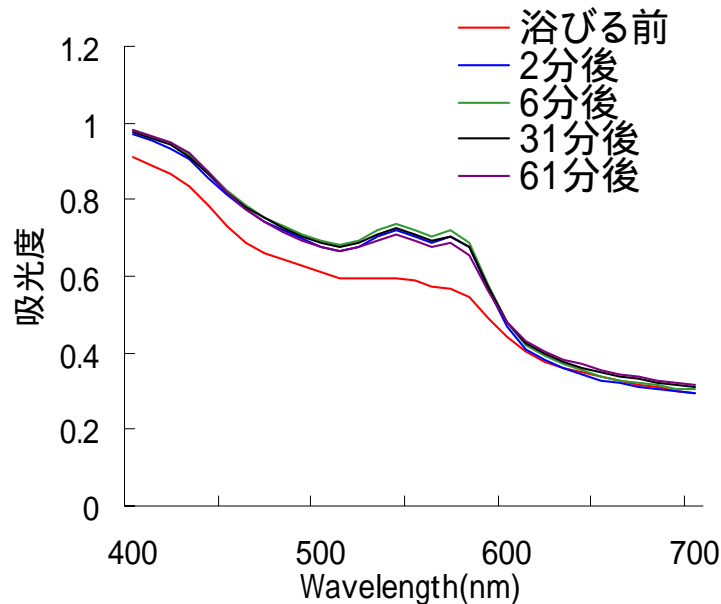


重回帰分析による皮膚の
吸光度スペクトルの再現結果

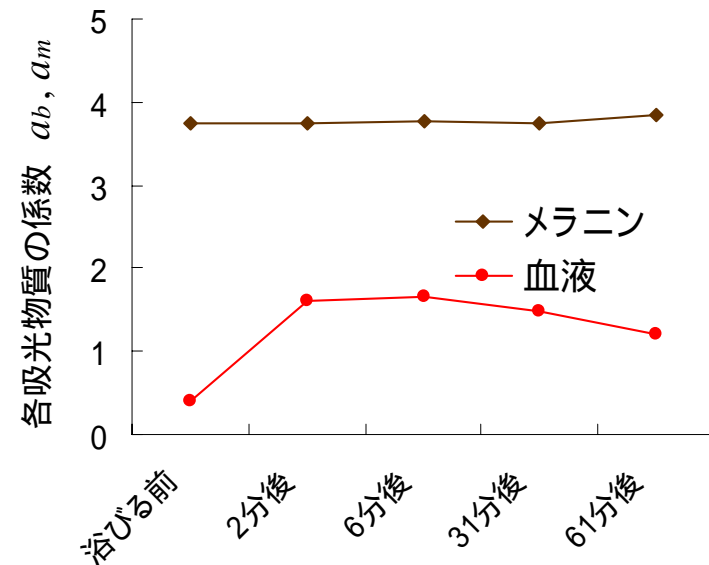
$$A(\lambda) = a_m \Delta A_m(\lambda) + a_b \Delta A_b(\lambda) + G(\lambda) \quad G(\lambda) : const$$

- 60人の決定係数の平均は**0.987**であった。

熱湯を浴びたときのメラニンの係数 a_m と血液の係数 a_b の変化



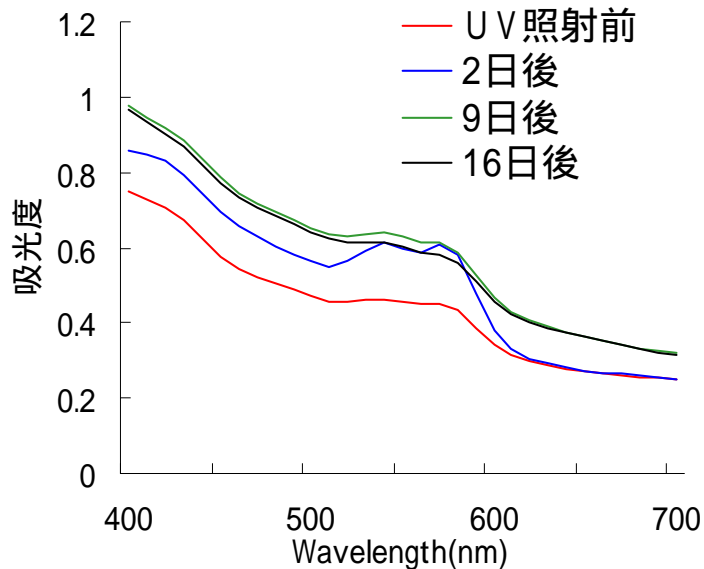
熱湯を浴びた前後の吸光度



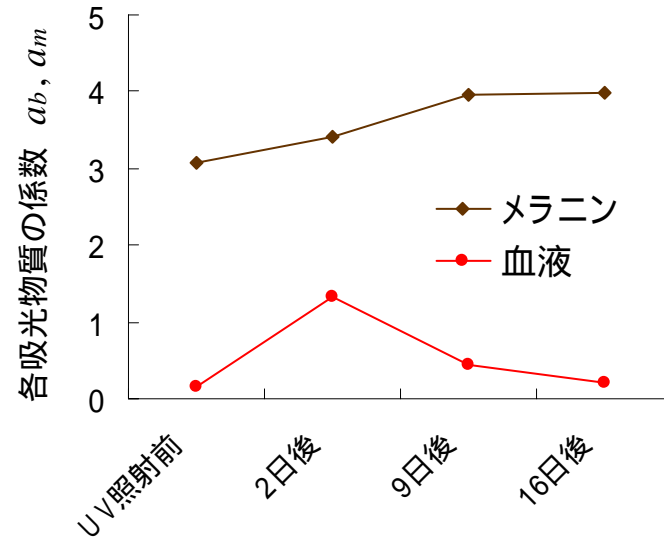
熱湯を浴びた前後の係数の変化

- 血液量は一時的に上昇する一方でメラニン量に変化がみられない。これは医学的見地と一致する。

紫外線を浴びたときの メラニンの係数 a_m と血液の係数 a_b の変化



紫外線を浴びた前後の吸光度



紫外線を浴びた前後の係数の変化

- 血液量は一時的に増加した後、元に戻る一方でメラニン量は徐々に増加している。これも医学的見地と一致する。



*in vivo*実験による解析(結論)

- *in vivo* の皮膚に対しても各波長で拡張Lambert-Beerの法則が成立し、重回帰分析によってスペクトルを推定することができた。
- メラニンと血液の濃度を重回帰分析によって測定可能であることがわかった。



結論

- 拡張Lambert-Beerの法則と重回帰分析によって、皮膚の色がほぼメラニンと血液によって説明できることがわかった。
- Monte Carlo法によって小さな非線形性を確認したが濃度測定が可能であることがわかった。
- 本手法により散乱体中の吸光物質と色の関係が明白になり、他の分野に広く応用できる。

積分球測定と逆Monte Carlo法で測定される散乱・吸収係数の検証

体積分率 ($\times 10^{-3}$)	Mie Theory		Inverse Monte Carlo	
	μ'_s	μ_a	μ'_s	μ_a
2.495	1.000	0.0033	1.016	0.0023
1.663	0.750	0.0033	0.779	0.00242
1.248	0.500	0.0033	0.513	0.0034

- 最大誤差 μ'_s 3.9% μ_a 30%
- 散乱係数は信頼のおける結果が得られた。
- 1回の計算に要した時間は約30分であった。

Kubelka-Munk第2法則

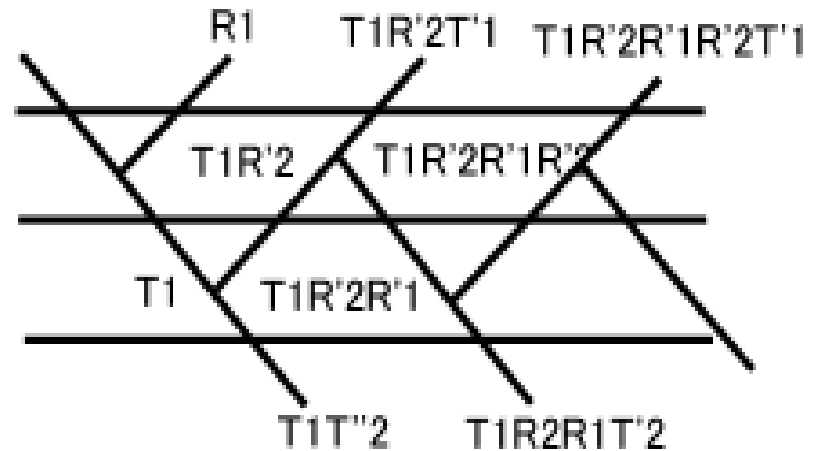
- 2層の反射率 $R_{1,2}$

$$R_{1,2} = R_1 + \frac{T_1'^2 R_1'}{1 - R_1' R_2'}$$

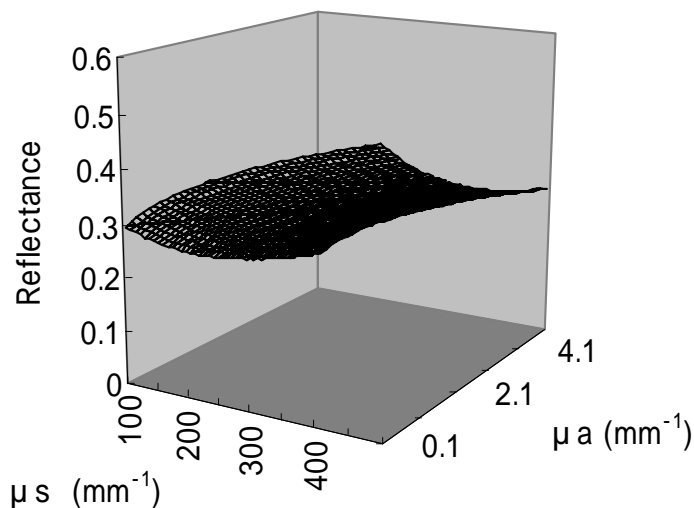
- 平行光および拡散光が入射したときの反射率

R, R'

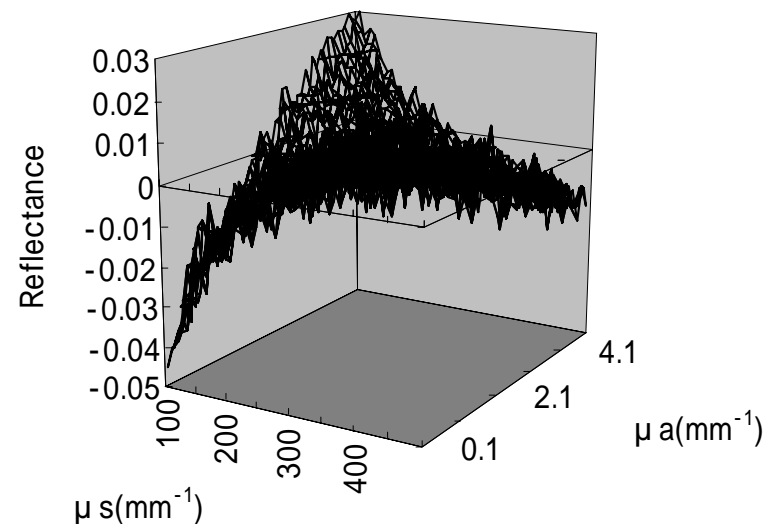
- $R' = R$ と仮定



Newton-Raphson法による 光学特性値の測定



Strong Forward Table from Regression Analysis



Error from Regression Analysis

$$R(\mu_s, \mu_a) = a_0 + \sum_i a_i \mu_s^i + \sum_i a_i \mu_a^i$$

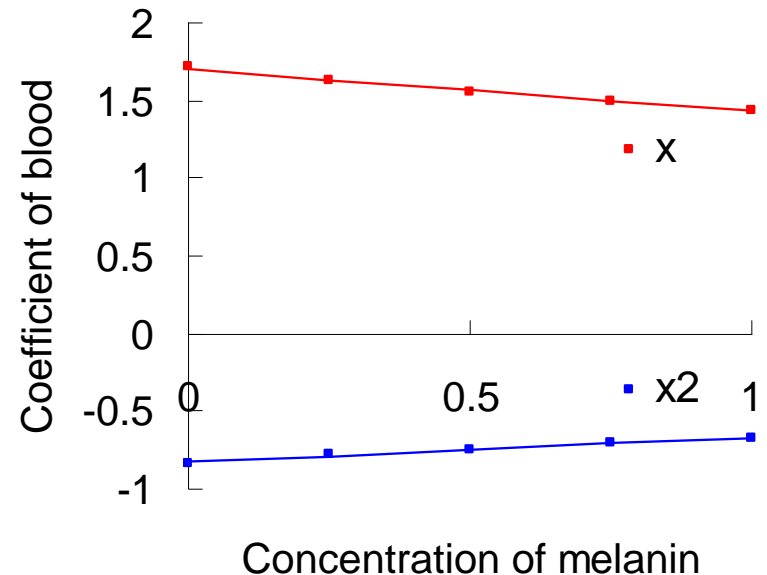
- Monte Carloによる統計誤差を避けることができる。
- 広い範囲には適用できない。

係数の変化

- メラニンの増加により真皮中の平均光路長が減少

$$\frac{\partial A}{\partial C} = \log_{10} \frac{\sum \varepsilon l n(l) \exp(-\varepsilon Cl)}{\sum n(l)}$$

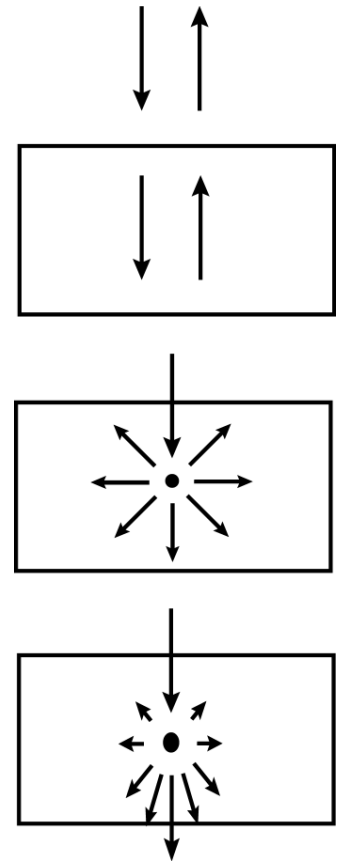
$$\frac{\partial^2 A}{\partial C^2} = \log_{10} \frac{-\sum \varepsilon^2 l^2 n(l) \exp(-\varepsilon Cl)}{\sum n(l)}$$



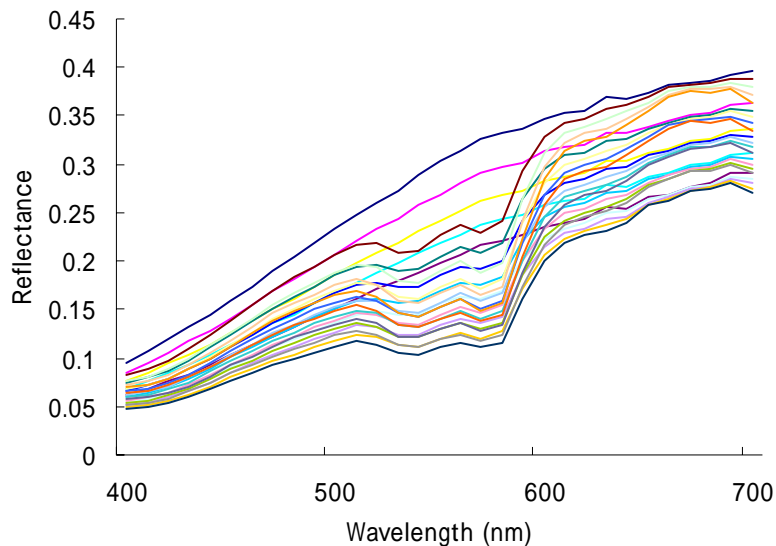
様々な散乱体中の光の伝播モデル

- Kubelka-Munk理論
入射方向と逆方向の2方向のみ
- 光拡散方程式
散乱された光は等方散乱と仮定
十分な光路長と経た光に適用できる。
- Monte Carloシミュレーション
散乱方向をHenyey-Greenstein関数に
基づいて任意に設定可能

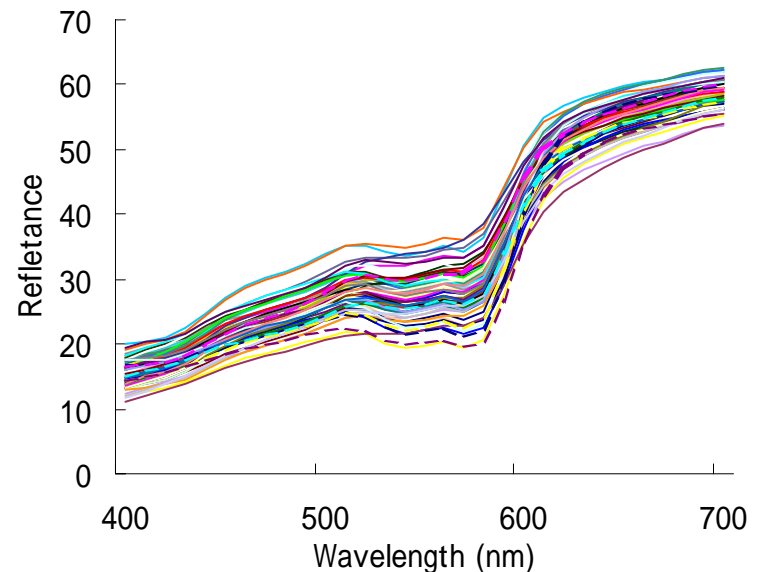
前方散乱の強い皮膚ではMonte Carlo法が適当



Monte Carloと*in vivo*の比較



Reflectance of skin model calculated
by Monte Carlo method



Reflectance of 60 cheek in vivo

- Monte Carloシミュレーションによる反射率は小さいが形状が似ている