

フォトンマッピング法による しみを含む人体皮膚モデルの映像化

Volumetric Visualization of Human Skin including Macules using Photon Mapping

辻井 瑛喜†
Akiyoshi Tsujii

河合 利幸†
Toshiyuki Kawai

1 はじめに

コンピュータグラフィックスによる写実的な表現が難しいものとして、自然物や自然現象などがある．その中の1つである皮膚の表現も、最近では映画やゲームなど様々な分野で使われるようになってきたが、やはり不自然さが目立つことが多い．

皮膚の表現法としては、これまでに、皮膚表面の微視的構造における光の複雑な相互・多重反射を考慮することにより質感を表現する手法 [1] や、皮膚内部に含まれる色素を基に色の表現を行う手法 [2] などが報告されている．また、物体内部で起こる光の伝搬を多重極子を用いて表現する手法も報告されている [3] ．

我々は、複雑な皮膚の内部構造に基づいて構成したボリュームモデルを用いて皮膚の色と質感を表現する手法 [4] を提案し、実装を行ってきた．ボリュームモデルを用いることで、しみ、黒子、刺青など、局所的に光学的なパラメータが変化するような構造を表現することができる．今回は、皮膚内のメラニン含有率を局所的に変更したモデルを作成し、しみの表現を行った．

映像化手法には、皮膚内部で発生している複雑な光の散乱 (多重散乱) を考慮できるフォトンマッピング法 [5] を用いた．今回は、画像生成の高速化とノイズの削減を図るため、ビーム放射輝度推定法 [6] を併用した．

2 皮膚の構造

人間の皮膚は、その外側より表皮、真皮、皮下組織の順で構成されており、表皮と真皮の境界面は、波打った形状となっている (図 1) ．

表皮には、皮膚の色に影響を及ぼすカロテンやメラニンなどの色素が含まれている．特にメラニンは、基底層により多く蓄積されている．

真皮の乳頭層と、網状層の上部と下部では、毛細血管が発達し、ヘモグロビンの含有率が他の部分と比較して高くなっている．

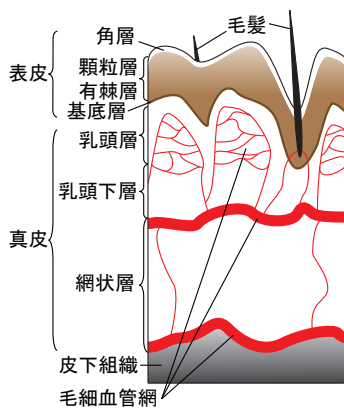


図 1: 人体皮膚の構造

3 皮膚のモデル

本研究では、ボリュームモデルを用い、各ボクセルに皮膚内部の各種パラメータを設定することで内部構造を表現する (図 2) ．ボリュームモデル内最上部に空のボクセルを設定することにより、皮膚表面の凹凸を表現する．

今回は、表皮から皮下組織までの範囲のモデル化を行った．顆粒層と有棘層においては、メラニン含有率にほとんど差がないため、1種類の層として扱う．また、網状層内にはその上部と下部に毛細

血管が多く分布しており、パラメータ分布も異なっている．そこで、本研究ではそれらを区別するため、網状層の上部を上部毛細血管網、下部を下部毛細血管網とし、残りを網状層としている．

各層の厚さと層数は、前腕屈側部と頬の表面形状の計測データと、これらの部位の各層の平均的な厚さから求めて設定している [7] ．各層に該当するボクセルには、屈折率、吸収係数、散乱係数、異方性パラメータを設定している．皮膚表面に該当するボクセルにはさらに、表面形状の計測データから求めた法線を設定している．吸収係数、散乱係数、異方性パラメータについては、可視光の波長 $380\text{nm} \sim 780\text{nm}$ の範囲の 5nm 毎のデータを用意した．なお、吸収係数は、メラニンやヘモグロビンの含有率から計算して求めている [8][9] ．

4 メラニンの代謝としみ

メラニンとは黒褐色の色素で、皮膚細胞を紫外線から保護する役割などを持つ．健康な皮膚の場合、基底層で産生されるメラニンは、代謝に伴い皮膚表面に向かって上昇していく (図 3) ．上昇するに従ってメラニン含有率は減少していき、最終的に皮膚表面から脱落する [10][11] ．

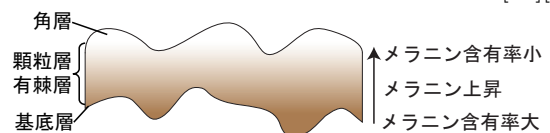


図 3: メラニンの代謝

しみは、紫外線やホルモンの異常などによってできるものであり、基底層においてメラニン産生の増加及び沈着が発生している．表皮にできるしみでは、代謝により、顆粒層・有棘層においてもメラニン含有率が増加している．しみの大きさや形は一定ではなく、メラニン含有率の増加分がそれほど多くないとき、その他の皮膚部位に比べ淡褐色となり、メラニン含有率が増加するにつれて濃褐色となる．

†大阪電気通信大学, Osaka Electro-Communication University

一方、真皮内にできるしみは、基底層で産生したメラニンが沈降してできるものであり、基底層より下部の乳頭層、乳頭下層、上部毛細血管網、網状層、下部毛細血管網においてメラニン含有率が増加していると考えられる。

5 表皮内のしみの表現方法

基底層と顆粒層・有棘層のメラニン含有率を増加させることで、表皮内のしみを表現する。まず、基底層のメラニン含有率の増加量を定義した2次元パターンを用意する。

2次元パターンは白黒濃淡画像とし、その各画素と皮膚モデルの各ボクセルとを一対一対応させるため、皮膚モデルを真上から見た場合のボクセル数と同じ解像度とする。画素値は0~100%とし、黒画素を100%、白画素を0%とする。

しみ部位における基底層のメラニン含有率は、基底層に属する各ボクセルの元のメラニン含有率に、そのボクセルに対応する画素値を加算することで求める。ただし、含有率の上限は100%とした。

表皮のしみの原因となるメラニンは図3に示したように、基底層から上に行くに従い減少する。ここで、基底層から元のメラニン含有率に戻るまでの厚さは、その位置での基底層のメラニン含有率に比例していると仮定した。この仮定に基づき、各画素と対応する垂直方向のボクセルのうち、まずメラニン含有率を増加させる層数を求める。次に、その範囲内のボクセルのメラニン含有率を求める。図4に、ある画素に対応する垂直方向のボクセルでの設定例を示す。

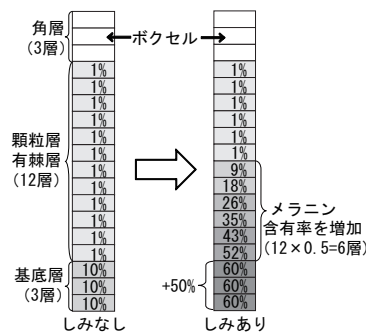


図4: 画素値が50%の場合のメラニン含有率設定例

求めた層数の範囲内にある顆粒層・有棘層内のメラニン含有率は、増加後の基底層のメラニン含有率と元の顆粒層・有棘層のメラニン含有率を用いて線形補間により求めた。

今回作成したモデルのうち、しみ部位の断面の例を図5に示す。基底層、顆粒層・有棘層の部分の濃淡は、メラニン含有率を表す。

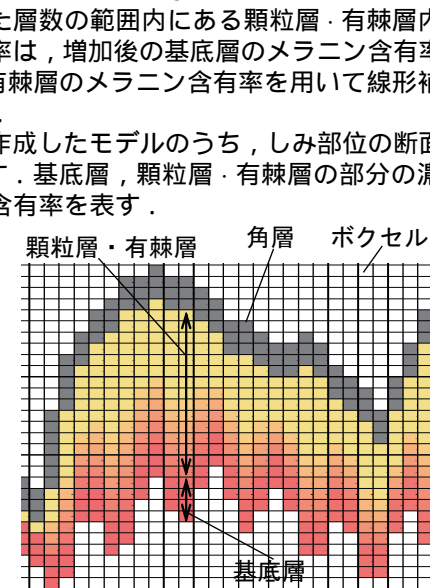


図5: 作成した皮膚モデルのしみ部位の断面例

6 真皮内のしみの表現方法

表皮内のしみと同様に、白黒濃淡画像の各画素と皮膚モデルを真上から見た場合の各ボクセルを対応させ、真皮内のメラニン含有率を変更する。

網状層の下から a 番目の層を中心として、上下共それぞれ最大 n ボクセルの範囲のメラニン含有率を変更する場合を例に説明する(図6)。この範囲にあるボクセル全てのメラニン含有率を変更するのではなく、各ボクセルに対応した白黒濃淡画像の画素値を基に、変更する層数を決める。すなわち、式(1)で求められる n_i を用い、 a 層の上下それぞれ n_i 個の層のメラニン含有率を変更する。これら全てのボクセルのメラニン含有率に白黒濃淡画像の最大画素値を加算する。図6では、白黒濃淡画像の最大画素値を80%としている。

$$n_i = n \times \left(\frac{\text{各ボクセルに対応した画素値}}{\text{白黒濃淡画像の最大画素値}} \right) \quad (1)$$

なお、メラニン含有率を網状層以下で変更する場合は、メラニン含有率が変更された最も下の層より更に下の層をそれぞれ1層のボクセルにまとめて、データ量を削減している。

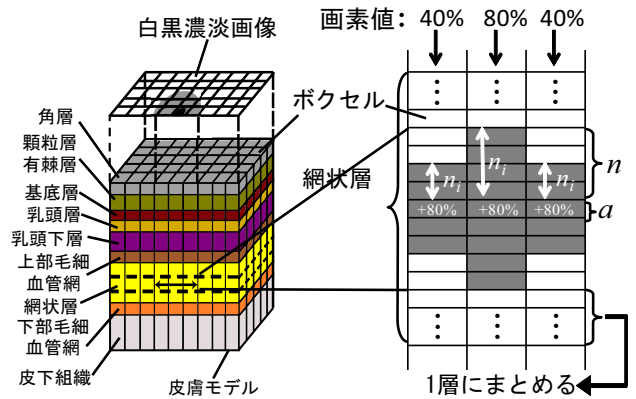


図6: 真皮内のメラニン含有率の変更方法

7 フォトンマッピング法による映像化

フォトンマッピング法では、光源をフォトン(光子)の集合体であると考え、映像化の手順は2段階に分けられる。

まず、無作為に選択した方向に光源から多数のフォトンを出し、モデルの光学特性に基づき、フォトンマップと呼ばれるフォトンの分布を表すデータを作成する(フォトン追跡)。このとき、通常は各フォトンの光のエネルギーをRGBの3つの値で表すことが多い。しかし、皮膚の各種光学特性値は光の波長に依存するので、RGB値だけでは適切なレンダリングが行えない。そこで本研究では、各フォトンに、可視光の波長 $380\text{nm} \sim 780\text{nm}$ の範囲を 5nm 毎に区切った波長の情報を持たせている。ただし、フォトンマップは波長毎に作成するのではなく、1つのフォトンマップを用いて、全ての波長のフォトン格納している。

次に、視点からスクリーン上の各画素に対して視線を射出する。射出した視線と物体との交点を求め、各交点での輝度を求める。その物体がボリュームモデルである場合は、表面の輝度だけでなく、内部の散乱光も計算する。散乱光成分は、モデル内部の視線上に標本点を取り、各標本点から視線の入射点に向かう散乱光成分を、フォ

トンマップから求める(放射輝度推定)．通常の放射輝度推定法では，標本点ごとにフォトンマップから近傍フォトンを探定し，その標本点における放射輝度を推定する．しかし，この方法では，標本点を多く取りすぎると時間がかかり，標本点を少なくするとノイズが増加するという問題があった．そこで今回は，ビーム放射輝度推定法 [6] を用いた．ビーム放射輝度推定法では，標本点の近傍ではなく視線の近くのフォトンを探定し，放射輝度推定を1回だけ行うことにより，高速化とノイズの削減を図っている．

7.1 フォトン追跡

各フォトンには，位置，エネルギー，方向及び波長の情報を持つ．光源から射出された直後のフォトンには波長とエネルギーの値は設定せず，モデルに入射した時に設定する．まず波長 λ を $380 \sim 780 \text{nm}$ の範囲内から 5nm 刻みでランダムに決定し，次に波長と光源の光学特性に応じたエネルギーを求めて設定する．モデルへの入射後のフォトンのエネルギーは一定としている．モデルに屈折して入射したフォトンが吸収されるか，モデルの外へ出るまで以下の1~4の手順を繰り返す(図7)．

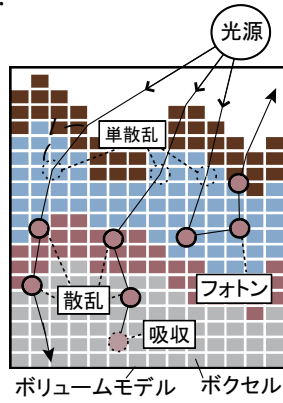


図7: フォトン追跡

1. フォトンがモデル内で直進する距離 l を，式(2)より決定し，移動させる．ここで， $\mu_s(x, \lambda)$ はフォトンの現在位置 x での散乱係数， $\mu_a(x, \lambda)$ は x での吸収係数， ξ は $(0,1)$ の一様乱数である．

$$l = \frac{-\log \xi}{\mu_s(x, \lambda) + \mu_a(x, \lambda)} \quad (2)$$

2. 距離 l だけフォトン移動させた後，フォトンが散乱もしくは吸収されるかをランダムに決定する．吸収される確率は $\mu_a(x, \lambda) / (\mu_a(x, \lambda) + \mu_s(x, \lambda))$ とする．吸収された場合，そのフォトンの追跡を終了する．
3. 散乱する場合，そのフォトンの情報をフォトンマップに格納する．ただし，最初に散乱したフォトンは，フォトンマップへは格納しない．これらのフォトンは単散乱成分とみなすことができ，この成分は放射輝度推定時に別計算して加算する．
4. 次の散乱方向を Henyey-Greenstein の位相関数と異方性パラメータ $g(x, \lambda)$ により決定し，フォトン追跡を続ける．

あらかじめ設定しておいた数のフォトンがフォトンマップに格納された時点で，フォトン追跡をすべて終了する．

7.2 ビーム放射輝度推定

視線がモデルに入射した場合，屈折率に応じて視線を屈折させる．その後，一定間隔で標本点 P_s を視線上に設定していく(図8)．

標本点が決めれば，視線の入射点 P_{in} から各標本点 P_s までの波長毎の透過率を求める．モデル内の各部分によって散乱係数や吸収係数が異なるため，通過したボクセルごとに透過率を求め，標本点まで累積することで P_{in} から P_s までの透過率を求める．

標本点の設定と透過率の算出が終わると，最初に設定した標本点と最後に設定した標本点を結ぶ線分の近傍にあるフォトンを探定し，フォトンマップから k 個探索し， P_{in} に入射する放射輝度推定値 E_M を求める．

ここで，フォトンマップから探し出した各フォトンのエネルギーと波長をそれぞれ E_i, λ_i とする．各フォトン近傍のフォトン密度より計算したフォトン半径を r_i ，各フォトンから線分までの距離を d_i ，各フォトンの入射方向と視線方向のなす角を θ_i ，視線方向への位相関数を $p(\theta_i, \lambda_i)$ とする．各フォトンに一番近い標本点の位置を x ， x での散乱係数を $\mu_s(x, \lambda)$ ，入射点 P_{in} から x までの透過率を $\rho_R(x, \lambda)$ とすると， E_M は式(3)より求められる．

$$E_M = \sum_{i=1}^k \frac{3(1-(d_i/r_i)^2)^2}{\pi r_i^2} \rho_R(x, \lambda_i) \mu_s(x, \lambda_i) p(\theta_i, \lambda_i) E_i \quad (3)$$

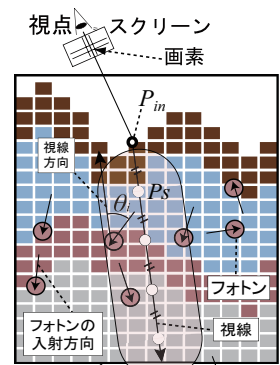


図8: ビーム放射輝度推定

8 評価

8.1 実写画像との比較

まず，女性前腕屈側部の 10mm 角の皮膚モデルを使用して生成した画像と，実際の皮膚画像の比較を行った．実際の皮膚画像を図9に，図9の表面形状を計測して作成したモデルの生成画像を図10に示す．解像度は 200×200 画素，フォトンマップへの格納フォトン数は32400万個，ビーム放射輝度推定に使用するフォトン数は32400個とした．標準光源 D_{65} の点光源1個を皮膚モデル中央真上に配置している．なお，CPUに Xeon X5550(2.66GHz) を2基，メモリを24GByte搭載したPCを用い，16スレッドの並列処理を行った．図10の画像生成時間は2時間13分23秒であった．

図9と図10では照明条件が同じではなく，色校正も行っていないので，厳密な比較は行えないが，実際の皮膚の色に近く，皮溝なども表現できている．ただし，図10ではまだ少し色ノイズが見られる．



図9: 実際の皮膚画像

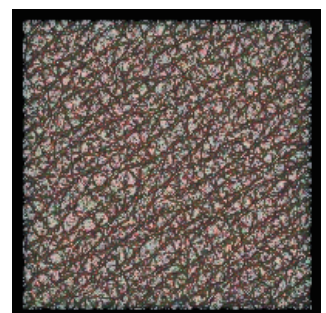


図10: 皮膚モデルの画像生成例

8.2 しみの表現例

5節と6節で述べた方法により，図11に示す画像を用いてしみのある皮膚モデルを作成した．図11の最大の画素値は45%である．メラニン含有率を変更した場所は，図12は表皮内，図13は乳頭層内，図14は上部毛細血管網から網状層の範囲である．

前述の通り，表皮のしみは褐色となり，その特徴を表すことができている (図 12)。

図 13,14 では，表皮内のしみと異なり，青緑色となっている．これは，長波長成分が散乱されずにしみの部分まで到達して吸収される一方，短波長成分は皮膚の浅いところで多く散乱されるためであると考えられる．



図 11: しみ作成用パターン

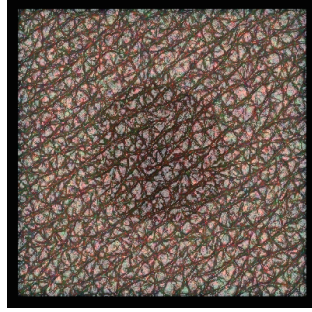


図 12: 表皮内にしみがあるモデルの生成画像

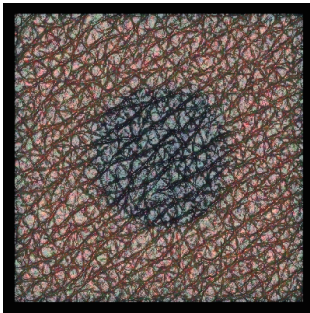


図 13: 真皮の浅い部分にしみがあるモデルの生成画像

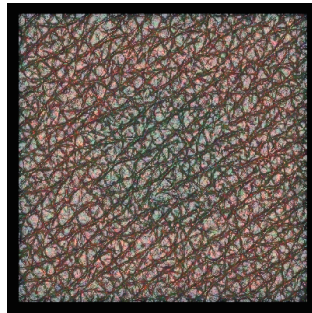


図 14: 真皮の深い部分にしみがあるモデルの生成画像

8.3 放射輝度推定法の比較

通常の放射輝度推定法によって生成した画像と，ビーム放射輝度推定法によって生成した画像の比較を行った．放射輝度推定法以外は全く同じプログラムを用いた．どちらも画像生成条件は図 10 の場合と同じである．通常の放射輝度推定法で生成した画像を図 15 に，ビーム放射輝度推定法で生成した画像を図 16 に示す．

図 15 の画像に比べ，図 16 は少し赤みが増しており，ノイズも少し増えてしまっている．

また，画像生成時の各処理の所要時間を表 1 に示す．放射輝度推定にかかる時間を 1/7 程度に短縮できていることがわかる．

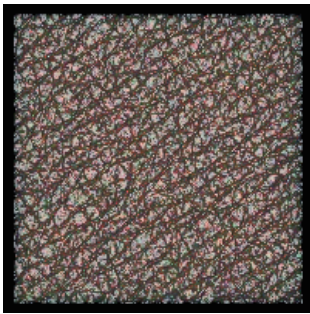


図 15: 通常の放射輝度推定

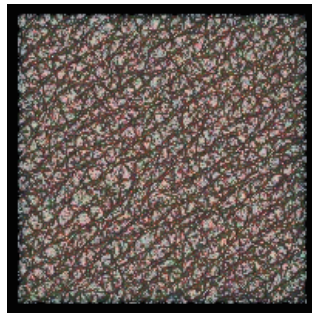


図 16: ビーム放射輝度推定

表 1: 画像生成時間 (秒) の内訳

処理	通常	ビーム
データ読み込み	2	2
フォトン追跡	6274	6281
放射輝度推定	11754	1740
合計	18030	8023

9 おわりに

今回，皮膚モデル内部のメラニン含有率を局所的に変更することで，しみの表現を行った．これらのモデルをフォトンマッピング法を用いて映像化した．また，若干ノイズは増えたものの，ビーム放射輝度推定法により大幅に高速化することができた．今後は，ノイズの削減や，刺青などの表現に取り組む予定である．

謝辞

本研究に使用した計測データは，株式会社資生堂スキンケア研究開発センターより提供されたものである．同センターの皆様，特に大栗基樹氏，荒川尚美氏，桑原智裕氏に感謝の意を表す．また，光学特性値とその計算ツールを提供していただいた室蘭工業大学の相津佳永教授にも感謝の意を表す．

参考文献

- [1] 石井, 安田, 横井, 鳥脇, “表面の微視的構造に注目した皮膚の光反射モデル”, NICOGRAPH'91 論文集, pp.68-76, 1991.
- [2] 中井, 眞鍋, 井口, “物理モデルに基づいた人の肌の色の質感表現”, 信学論, J84-DII, pp.321-327, 2001.
- [3] C. Donner, H. W. Jensen, “Light Diffusion in Multi-Layered Translucent Materials”, Proc. SIGGRAPH2005, pp.1032-1039, 2005.
- [4] 栗岡, 河合, “ポリウムモデルによる人体皮膚の表現法”, 電学論 C, 123, 11, pp.1936-1943, 2003.
- [5] H. W. Jensen, P. H. Christensen, “Efficient Simulation of Light Transport in Scenes with Participating Media using Photon Maps”, Proc. SIGGRAPH'98, pp.311-320, 1998 .
- [6] W. Jarosz, M. Zwicker, H. W. Jensen, “The Beam Radiance Estimate for Volumetric Photon Mapping”, Computer Graphics Forum (Proc. Eurographics'08), pp.557-566, 2008 .
- [7] 山田, 河合, “人体皮膚の表面形状計測データからのポリウムモデル構成法”, 平成 20 年度情報学関西支部大会, pp.297-298, 2008.
- [8] S. L. Jacques, “Skin Optics”, <http://omlc.ogi.edu/news/jan98/skinoptics.html>, 1998.
- [9] S. L. Jacques, “Tabulated Molar Extinction Coefficient for Hemoglobin in Water”, <http://omlc.ogi.edu/spectra/hemoglobin/summary.html>, 1998.
- [10] 上野, “皮膚科学”, 金芳堂, pp.23-26, 2002.
- [11] 清水, “あたらしい皮膚科学”, 中山書店, pp.9-11, 2005.