

プログレッシブフォトンマッピング法による 人体皮膚モデル描画時の標本化手法

Sampling Schemes for Progressive Photon Mapping Visualizing Volumetric Human Skin Model

鎌谷 俊秀[†]

Toshihide Kamatani

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の一つに、人体皮膚がある。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、物体内部の光の伝搬を多重極子を用いて表現する手法 [2] などが報告されている。しかし、前者は色に関しては考慮されておらず、後者は皮膚内部の複雑な構造を考慮していなかった。これに対し我々は、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を提案し、実装を行ってきた [3][4]。映像化手法には、多重散乱を考慮できるフォトンマッピング法 [5] やプログレッシブフォトンマッピング法 [6] を用いている。

これらの映像化手法では、視線を出射し、その視線上に標本点を設定する必要がある。その標本点の設定方法は、生成画像の品質や画像生成時間に影響を及ぼす。そこで今回は、プログレッシブフォトンマッピング法を対象として、等間隔に設定する方法と消滅係数を考慮する方法の 2 種類の手法の比較を行った。

2 人体皮膚の構造

人間の皮膚は、その外側より表皮、真皮、皮下組織の順に構成されており、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。

3 人体皮膚のモデル

皮膚の内部構造は、3次元空間を格子状に区切ったボクセルの集合で表現する。

本研究では、皮膚内部の構造に合わせて、図 2 のような多層構造で表す。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 [4]。今回は 1 ボクセルの厚さを $5\mu\text{m}$ とした。

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。

4 プログレッシブフォトンマッピング法

プログレッシブフォトンマッピング法は、レイトレーシングパス、フォトン追跡パス、放射輝度推定パスの 3 段階からなる手法である。ボリュームモデルに対しては、以下のように処理を行う [3]。

4.1 レイトレーシングパス

まず、画素毎に視線を出射する。視線がボリューム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、視線上に標本点を設定する (図 3)。ボリュームモデル内の各標本点では、次のような情報を保存する。標本点の位置 x 、視線方向 $\vec{\omega}$ 、画素の位置 (i, j) 、標本点間の波長毎の透過率 $\rho(\lambda)$ 、標本点間の距離 Δx 、フォトンを探るための近傍球の半径 R 、蓄積フォトン数 N 、波長毎の蓄積放射束 $\Phi(\lambda)$ 等である。

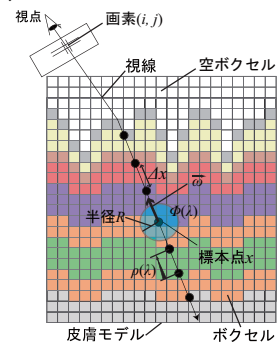


図 3: レイトレーシングパス及び放射輝度推定パス

4.2 フォトン追跡パス

フォトン追跡パスでは、フォトンマッピング法と同様のフォトン追跡を指定回数繰り返す。

今回は、各フォトンに、位置、エネルギー、方向及び波長の情報を持たせる。ボリュームモデルに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追跡を続ける。散乱される場合、そのフォトンの情報をフォトンマップに格納し、散乱方向を位相関数より求める。

1 回のフォトン追跡が終わるたびに、レイトレーシングパスで求めた標本点毎に次の処理を行う。まず、フォトンマップを用いて標本点を中心とする近傍球内の放射束を求める。次に、近傍球の半径 R を縮小し、縮小後の近傍球内の放射束 $\Phi(\lambda)$ を求める。

4.3 放射輝度推定パス

視線上の各標本点に保存されている情報を基に、視線を視点方向に向かう放射輝度を、標本点それぞれで推定する。次に、 $\rho(\lambda)$ 、 Δx を用いてボリューム内での減衰計算を行い、画素値に加算する。

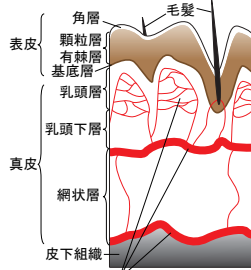


図 1: 人体皮膚の構造

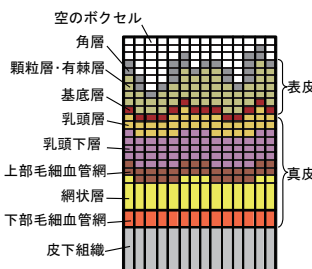


図 2: 人体皮膚モデルの断面

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

5 視線の標本化

レイトレーシングパスで視線上に設定した標本点数が多いと、その分フォトン追跡時の近傍探索回数が増え、画像生成時間も長くなってしまふ。一方、標本点数が少ないと生成画像の品質が悪くなる。今回は、以下の2種類の方法を用いて標本点を設定することにした。

5.1 等間隔に標本点を設定

皮膚モデル内の視線上に、等間隔に標本点を設定する。ただし、視線のモデルへの入射点から候補点までの透過率が、閾値を上回っている場合のみ、その点を標本点として設定する。

これまで、1ボクセルに少なくとも1個程度の標本点が設定されるように、標本点間の間隔を $4\mu\text{m}$ としていた(方法a)。今回はさらに、各層に少なくとも2個程度の標本点が設定されるであろう $7\mu\text{m}$ (方法b)と、少なくとも1個程度の標本点が設定されるであろう $14\mu\text{m}$ (方法c)の2種類の値も用いて実験することにした。

5.2 消滅係数を考慮して標本点を設定

消滅係数は吸収係数と散乱係数の和である。消滅係数が大きいと、吸収や散乱が頻繁に起きることになる。そのような場所では、標本点を細かく取る必要があると考えられる。そこで、平均標本点間隔が、その層の消滅係数の逆数になるように、ランダムに標本点を設定する。

消滅係数の値と層の厚さによっては、その層に標本点が1つも設定されないことがある。この場合は、視線のその層からの出射点を標本点とする。

ただし、等間隔に設定する場合と同様、その点までの透過率も考慮する。

消滅係数は層の種類や波長でそれぞれ異なっており、長波長と短波長では5倍以上の差がある。しかし、レイトレーシングパスでは、視線を波長毎には出射していない。そこで今回は、その層における波長毎の消滅係数のうち、最大値(方法d)と最小値(方法f)、波長毎の消滅係数の平均値(方法e)の3種類を使用することにした。

6 実験による比較

視線上の標本点を、前述の各方法で設定した場合のそれぞれの生成画像と画像生成時間を比較した。

女性前腕屈側部の 10mm 角の皮膚モデルを用い、 D_{65} の点光源1個をモデルの左上に配置した。視点はモデルの中央真上に設定した。解像度は 320×240 画素、フォトン追跡1回当たりの格納フォトン数は81万個、初回の近傍探索フォトン数は810個とし、フォトン追跡を200回繰り返した。

方法a~fに対応する生成画像を、図4~9に示す(皮膚モデルが描画されている部分のみを切り出している)。視線1本当たりの各層における平均標本点数を表1に示す。ただし、上部毛細血管網以下は、透過率の値が閾値より小さく、標本点が設定されていないため、省略してある。

この結果、方法b~fの各生成画像に大きな差は見られず、標本数が少ない方が画像生成時間が短くなっていることがわかる。

一方、方法aを用いて生成した画像は、他の画像に比べてやや青みがかった色となった。各標本点で近傍球内の放射束を求める際、標本点間隔が短いと同一の格納フォトン異なる標本点で何度も利用することになる。

この結果、皮膚モデルの表面近くにより多く格納されている短波長のフォトンの影響を受けやすくなるものと考えられる。

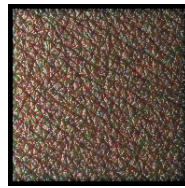


図4:方法a, 13238秒

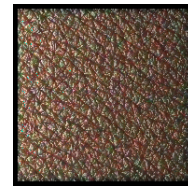


図5:方法b, 8020秒

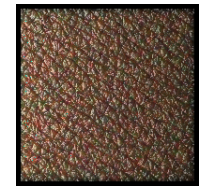


図6:方法c, 3947秒

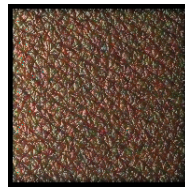


図7:方法d, 8158秒

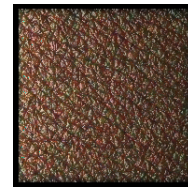


図8:方法e, 4036秒

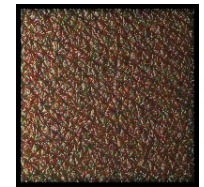


図9:方法f, 2864秒

表1: 視線当たりの平均標本点数

層の種類		角層	顆粒層 有棘層	基底層	乳頭層	乳頭 下層	
層の厚さ (μm)		15	60	15	45	175	
最大消滅係数 (cm^{-1})		458.63	475.54	1083.29	1834.78	1834.78	
平均消滅係数 (cm^{-1})		188.33	193.98	432.45	756.83	756.83	
最小消滅係数 (cm^{-1})		95.08	96.62	205.32	379.39	379.39	
平均 標 本 点 数	等 間 隔	a) $4\mu\text{m}$	3.11	12.10	3.08	8.72	22.71
		b) $7\mu\text{m}$	1.97	7.82	2.07	5.82	12.08
		c) $14\mu\text{m}$	0.98	3.62	1.02	2.96	6.62
	消滅 係数 考慮	d) 最大値	1.18	2.78	1.59	6.43	16.49
		e) 平均値	1.04	1.46	1.15	3.01	7.05
		f) 最小値	1.02	1.15	1.05	1.73	3.98

7 おわりに

方法b~fの生成画像を目視した限りにおいては、大きな差は見られなかった。

今後は、それぞれの場合の分光反射率を求め、実際の皮膚の分光反射率と比較することにより、各手法の妥当性をさらに詳しく調べる必要がある。

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, pp.68-76, 1991.
- [2] C. Donner, H. W. Jensen, “Light Diffusion in Multi-Layered Translucent Materials”, Proc. SIGGRAPH 2005, pp.1032-1039, 2005.
- [3] 木村, 河合, “プログレッシブフォトンマッピング法による人体皮膚モデルの映像化”, 平成23年度情報処理学会関西支部大会, C-24, 2011.
- [4] 山田, 河合, “人体皮膚の表面形状計測データからのボリュームモデル構成法”, 平成20年度情報処理学会関西支部大会, pp.297-298, 2008.
- [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] T. Hachisuka, S. Ogaki, H. W. Jensen, “Progressive Photon Mapping”, Proc. SIGGRAPH Asia 2008, Article 130, 2008.