

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

Volumetric Visualization of Human Skin using Progressive Photon Mapping

木村 亮太[†]
Ryota Kimura

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ウ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。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] を用いている。今回は、プログレッシブフォトンマッピング法 [6] をボリュウムモデルに適用できるように拡張し、皮膚モデルの映像化を行った。これにより、メモリ量の制約を受けることなくノイズの少ない皮膚画像が生成できるようになった。

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。

3 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 [7]。各層に該

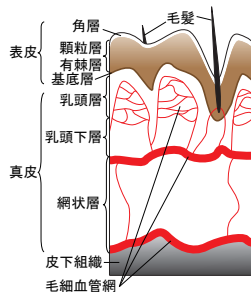


図 1: 人体皮膚の構造

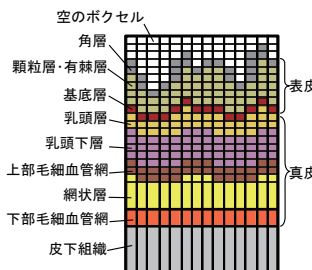


図 2: 人体皮膚モデルの断面

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 $380nm \sim 780nm$ 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 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 (以下、PPM 法と略記) は、視線と物体との交点を求めるレイトレーシングパス、指定した回数のフォトン追跡を繰り返すフォトン追跡パス、視線と物体とのすべての交点の放射輝度を算出する放射輝度推定パスからなる [6]。

4.1 レイトレーシングパス

レイトレーシングパスでは、まず画素毎に視線を射出し、物体との交点を求める。次に交点での物体の特性に従い、拡散反射、鏡面反射、屈折のいずれかを選択する。拡散反射する場合は、その交点で次のような情報を保存して探索を終了する。交点の位置 x 、視線方向 $\vec{\omega}$ 、画素の位置 (i, j) 、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 、蓄積放射束 Φ 等である。鏡面反射する場合は、レイトレーシング法と同様に、直接光による鏡面反射成分を求め、画素値に加算し、次の交点を探索する。屈折する場合は、視線の屈折処理を行い、次の交点を探索する。

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 (以下、PM 法と略記) と同様のフォトン追跡を、指定回数繰り返す。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保存した交点毎に以下の処理を行う。

1. 交点 x を中心とした半径 R の近傍球内に含まれるフォトンを探る。これらのフォトンによるこの近傍球内の放射束を求める。
2. 新しく求めた近傍球内のフォトン数と、その時点までの放射束 Φ を求めるために使用した総フォトン数 N から、近傍球の半径 R を縮小する。
3. その時点までの放射束 Φ と新しく求めた近傍球内のフォトンによる放射束、縮小後の半径より、縮小後の近傍球内の放射束を求め、これを新しく Φ とする。

この手順を繰り返すことで、交点近傍での放射束 Φ を正確な値に近づけることができる。

4.3 放射輝度推定パス

放射輝度推定パスでは、前述した各交点での情報を基に、視線を視点方向に向かう放射輝度を交点それぞれで推定し、画素値に加算する。

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

5 プログレッシブフォトンマッピング法のボリュームモデルへの適用

ボクセルの集合で構成された皮膚モデルの画像生成を行うために、前節で述べたPPM法を以下に述べるように拡張した。

5.1 レイトレーシングパス

射出した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、視線上に等間隔に標本点を設定する(図3)。ボリュームモデルでは、視線と物体との交点ではなく、これらの標本点での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。

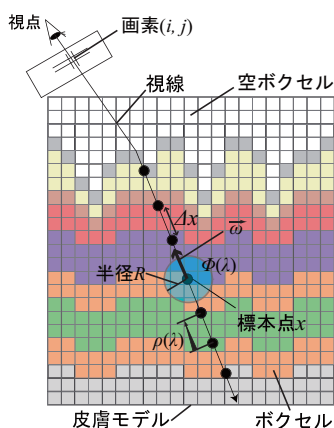


図3: レイトレーシングパス及び放射輝度推定パス

5.2 フォトン追跡パス

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。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 $380 \sim 780nm$ 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。

ボリューム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追跡を続ける。この時、各ボクセルの散乱係数及び吸収係数を用いて、散乱もしくは吸収位置を求める。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 Henyey-Greenstein の位相関数と異方性パラメータ $g(x, \lambda)$ により決定する。

1回のフォトン追跡終了後、4.2節で述べた処理を標本点毎に行う。

5.3 放射輝度推定パス

標本点での情報を基に、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、画素値に計算する。

6 画像生成例

PM法とPPM法で、フォトンマップに格納したフォトン数(PPM法では延べフォトン数)が同じになるようにし、画像生成を行った。どちらも女性前腕屈側部の $10mm$ 角の皮膚モデルを用い、 D_{65} の点光源1個をモデルの中央真上に配置した。解像度は 320×240 画素、PM法での格納フォトン数は1波長100万個、近傍探索フォトン数は1波長100個とした。PPM法でのフォトン追跡1回当たりの格納フォトン数は1万個、初回のみ使用する近傍探索フォトン数は1波長100個とし、フォトン追跡を100回繰り返した。

PM法で生成した画像を図4に、PPM法で生成した画像を図5に示す。画像生成時間は、PM法で2時間6分2秒、PPM法で18時間4分53秒であった。PPM法では標本点の情報を格納するメモリが必要となるため、今回の例ではPM法とPPM法でメモリ使用量はほぼ同じであった。PPM法の方がノイズの量が少ないことがわかる。

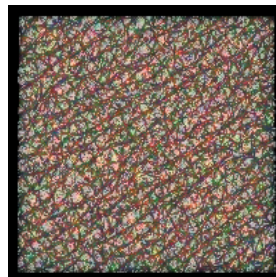


図4: PM法による皮膚モデルの生成画像例

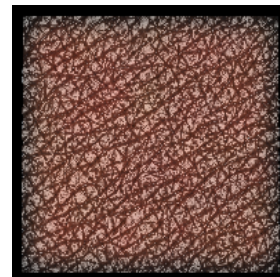


図5: PPM法による皮膚モデルの生成画像例

7 おわりに

今回、プログレッシブフォトンマッピング法をボリュームモデルに適用して、人体皮膚モデルの映像化を行った。計算時間はかかるが、メモリ量の制約を受けることなくノイズの削減ができるようになった。今後は、標本点の設定方法の改善などを行っていく。

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. SIGGRAPH 2005, pp.1032-1039, 2005.
- [4] 栗岡, 河合, “ボリュー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] T. Hachisuka, S. Ogaki, H. W. Jensen, “Progressive Photon Mapping”, Proc. SIGGRAPH Asia 2008, Article 130, 2008.
- [7] 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.