

# メディカルビジョン Medical Vision

津村徳道  
Norimichi Tsumura

千葉大学工学部情報画像工学科 (〒263-8522 千葉市稲毛区弥生町 1-33)  
Department of information and image sciences, Chiba University

## 和文要旨

多様な情報ネットワークから必要な情報をいつでもどこでも簡単に取り出せるユビキタス情報化社会が到来すると考えられている。日本では、高齢化社会が大きな社会問題となっており、ユビキタス情報化により、医療情報の提供や高齢者の健康情報管理が充実し、高齢者やその家族が安心して豊かに生活する社会を構築することが期待されている。しかし、情報通信技術のみだけで、高齢化社会におけるユビキタス情報化が行われるわけではなく、高齢者から健康情報を取得するセンシング技術の開発が必要である。本報告では、肌の色のモニタリングを目的として、デジタルカメラ等を用いて撮影した肌の分光画像に対して、逆光散乱解析を行うことにより、肌におけるメラニン、酸化ヘモグロビン、脱酸化ヘモグロビンの色素分布を推定する手法を紹介する。この時、コンピュータビジョン技術の一つである照度差ステレオ法を用いることにより、照明ムラやシェーディングの影響を除去した絶対的な反射率を広範囲に計測した。また、得られた形状情報、色情報、色素情報を、コンピュータグラフィックス技術を用いて多角的に可視化した。

キーワード 分光画像，酸素飽和率，照度差ステレオ法，イメージ・ベースド・レンダリング・アンド・モデリング，双方向反分布射関数

## 英文要旨

Ubiquitous information technologies are expected to support elder people to improve their quality of life by providing medical information and managing their health information. Sensing the health information will be a key technology to achieve ubiquitous information society for elder people. In this paper, the spectral imaging technique is introduced for monitoring pigmentations of human skin by inverse optical scattering method. Photometric stereo technique is used to get the absolute spectral reflectance reducing the effects of shading and inhomogeneous illumination. The images under arbitrary illumination and point of view are reproduced using the computer graphics technique.

Key words: multi-spectral image, oxygen saturation, photometric stereo, image based modeling and rendering, BRDF

## はじめに

光通信技術，第3世代携帯電話などに代表されるように，近年の情報通信分野の進展は目覚ましい．今後，さらにこれらの技術が発展することにより，多様な情報ネットワークから必要な情報をいつでもどこでも簡単に取り出せるユビキタス情報化社会（Ubiquitous：至るところある）が到来すると考えられている．日本では，高齢化社会が大きな社会問題となっており，ユビキタス情報化により，医療情報の提供や高齢者の健康情報管理が充実し，高齢者やその家族が安心して豊かに生活する社会を構築することが期待されている．しかし，情報通信技術のみだけで，高齢化社会におけるユビキタス情報化が行われるわけではなく，高齢者から健康情報を取得するセンシング技術の開発が必要である．現在，生体から情報を収集する技術として，医療機器のネットワーク化，バイオチップ，遠隔医療技術，高齢者保護カメラなどの開発が盛んに行われている．遠隔医療や高齢者保護カメラの実現にあたり，患者の皮膚などの色情報をいかに正確に計測し，医師に伝えることができるかが重要視される．

皮膚の微妙な色を表すために，褐色，黒褐色，紅色，紅橙色，黄色，黄黒いなど様々な表現方法が用いられる．しかし，これらは主観的な評価であるため，皮膚の色を正確に測定する必要がある．一般に物体の測色は，照明装置が内蔵され一定の照明条件を満たすことができ，反射光を波長に関して積分して受光する接触型測定器で行うこと一般的である．しかし，接触型測定器では，圧迫による血液量の変化から生じる変色などにより皮膚の色の正確な測定には適さない．また，接触型では測定範囲が接触型測定器の接触部の大きさ（直径4mm～8mm）に狭く制限される．顔や手全体等の広い範囲を一度に測定するためには，CCDカメラなどの非接触型面測定器を用いて測定する必要がある．

遠隔医療や高齢者保護カメラにおいて，CCDカメラで撮影した肌などの患者画像を分析し，その画像を構成する物質を特定する定性情報や構成物質の空間的な分布を与える定量情報を抽出すること求められている[1-2]．物質を特定する定性情報として，古くから機器分析で用いられてきた分光

の特徴は非常に有効である [3]。CCD カメラを用いて、物体各点での分光反射率を求める方法として、狭帯域の干渉フィルターを多数用いたマルチバンド撮影法がある [4]。しかし、この手法は大量のデータを保存・処理する必要がある。そこで近年、ディスプレイやハードコピーの色再現の分野から、少数の広帯域色フィルターで撮影されたマルチバンド画像から事前に得られている分光反射率サンプルをもとに各点の分光反射率を推定する手法が提案されている [5-8]。これらの手法は、市販のデジタルカメラ等を用いて容易にスペクトル画像が得られるため、光計測の分野でも注目されている [9]。しかし、CCD カメラなど非接触型面測定では測定面が広いため、照明ムラが生じ、一定の照明条件を満たすことが困難である。また、肌の偏角反射特性が均等拡散特性でない場合は測定方向により分光反射率が変化することとなる。そのため、現状では安定な計測は、照明光源の位置、測定面の傾きを厳密に規定しない限り不可能である。

近年、物体の 3 次元形状や色などの情報を、撮影された画像などからコンピュータビジョン技術により抽出し、コンピュータグラフィック技術により任意の視点、照明環境下で表示する Image Based Modeling and Rendering (IBMR) 技術が現在盛んに研究されている [10]。これは、最近の計算機処理能力の急速な発展により、これまで計算に時間を要した高度なコンピュータビジョン技術により 3 次元形状推定、絶対的な反射率推定が可能となったためである。

本稿では、デジタルカメラを用いて撮影した肌の分光画像に対して、肌を均等拡散反射面と仮定してコンピュータビジョン技術の一つである照度差ステレオ法 [11] を用いることにより、照明ムラやシェーディングの影響を除去した絶対的な反射率を広範囲に計測する手法を紹介する。また、得られた絶対的な分光反射率に対して逆光散乱解析を行うことにより、肌におけるメラニン、酸化ヘモグロビン、脱酸化ヘモグロビンの色素分布を推定する手法とその結果を紹介する [12-14]。さらに、得られた形状情報、色情報、色素情報を、コンピュータグラフィックス技術を用いて多角的に可視化する。最後に、照度差ステレオ法による測定結果の精度向上を実現するために、肌の偏角反射特性を、ロボットアームを使って計測した予備

実験結果を示し今後の展望を述べる。我々は、コンピュータビジョン技術などを医用画像計測に適用するこれら一連の研究分野を、メディカルビジョンと名付けて研究を行っている。

## 1. メディカルビジョン：医用画像計測のための光計測・コンピュータビジョン・コンピュータグラフィックス技術の統合

### 1) RGB 画像からの分光反射率画像の推定

Figure 1 (a)に肌の実測した分光反射率の例を示す。実測した 177 サンプルの肌の分光反射率に対して行った主成分分析の結果 [15]として、Fig. 1 (b)に第 1～第 3 成分までの主成分、Fig. 1 (c)に第 6 成分までの累積寄与率を示す。Fig. 1 (c)より、肌の分光反射率は、第 3 成分までを用いて 99.2%の精度で近似できることが分かる。これは、非常に高次元（今回、波長 400nm～700nm の間を 5nm ごとにサンプリングしているので 61 次元）の分光ベクトル空間の中で、肌の分光反射率サンプルは、ほぼ 3 次元空間に限定して分布していることを意味する。これにより、通常のデジタルカメラでは、各画素において R,G,B 3 チャネルの画素値が得られることから、R,G,B の 3 次元ベクトル空間から限定された 3 次元の分光ベクトル空間への正則な線形変換により、各画素において分光反射率を復元することが可能である [5-8]。

### 2) 照度差ステレオ法による肌の絶対的な分光反射率の測定

カメラで得られる画素値には照明の影響が含まれる。そこで、肌の分光反射率画像は、肌の分光放射輝度画像から、撮影した参照白色板の分光放射輝度画像を除算して得られる。しかし、肌は 3 次元物体であるため、推定に必要な絶対的な分光反射率が得られる参照板と肌面の法線方向が一致する領域は限られている。そこで、コンピュータビジョン技術の一つである多方向照明による照度差ステレオ法 [11]を用いて、肌の各点の絶対分光反射率と面の法線方向を計測する。

照度差ステレオ法を用いるにあたり、今回、肌は均等拡散面 (Lambertian 面) であり、光源は無遠にある点光源であると仮定する。ここで、Fig. 2 に示す

ように，ベクトル  $l=(l_x, l_y, l_z)^t$  は光源方向のベクトル，その長さ  $\|l\|$  は放射輝度の大きさであるとする．また，ベクトル  $n=(n_x, n_y, n_z)^t$  は肌表面に対する単位法線ベクトル， $\rho$  は肌表面の絶対的な反射率とする．この時，肌の均等拡散面仮定に基づき，観測される強度  $v$  は以下のように表すことができる．

$$v = \rho n^t l \quad (1)$$

別々に点灯する  $m$  個の光源に対して，式 (1) と同様に下記のように  $m$  個の式が得られる

$$\begin{aligned} v_1 &= \rho n^t l_1 \\ v_2 &= \rho n^t l_2 \\ &\vdots \\ v_m &= \rho n^t l_m \end{aligned} \quad (2)$$

式 (2) は，ベクトルとマトリクス演算を用いて，次式のように書き改めることができる．

$$v = Lx \quad (3)$$

ここで， $v=(v_1, v_2, \dots, v_m)^t$  は，観測される強度ベクトル， $L=[l_1^t, l_2^t, \dots, l_m^t]^t$  は，予め計測によるキャリブレーションされた既知の光源マトリクス， $x=\rho n$  は推定されるべき未知のベクトルである．光源マトリクス  $L$  が正則な場合，ベクトル  $x$  は，光源マトリクス  $L$  の Moore-Penrose 一般化逆行列を用いて，以下のように推定できる．

$$x = (L^t L)^{-1} L^t v \quad (4)$$

ここで， $n$  は単位法線ベクトルであるため，絶対的な反射率  $\rho$  は，得られたベクトル  $x$  の長さとして得られる．それぞれの波長に対して反射率  $\rho$  を計算することにより，絶対的な分光反射率を得ることができる．

### 3) コンピュータグラフィックスによる任意の視環境下の肌画像表示

照度差ステレオ法により得られた各点の面法線方向から3次元形状を復元し、コンピュータグラフィックス技術により任意の視環境下の肌画像を表示することが出来る。Figure 3は、復元された3次元形状情報を用いて撮影時と異なる視点で撮影された肌を表示したものである。表示ライブラリとしては、OpenGLを用いた。各点で分光反射率を得ているため、任意の照明光源下での再現が可能であり、遠隔医療における互いの環境の違いによる色再現の問題を解決している。

## 2. 逆光散乱解析による肌の色素分布推定

推定された絶対的な分光反射率に対して、肌における光の拡散反射過程モデルに基づく逆光散乱解析法を適用することにより、メラニン、酸化ヘモグロビン、脱酸化ヘモグロビンの色素分布を推定する。皮膚は、主に皮脂膜、表皮、真皮、皮下脂肪からなる多層構造をしている。本研究では、簡単化のためにメラニン色素が含まれる表皮と、酸化ヘモグロビン・脱酸化ヘモグロビン色素が含まれる真皮、皮下組織のみから構成されるとした。

### 1) 肌の分光反射率のモンテカルロシミュレーション(順問題)

肌における拡散分光反射率を得るために、各波長において100万組のフォトン群の動きを確率的にモンテカルロシミュレーションにより追跡した。この時、表皮の厚さは0.007cm、真皮の厚さは0.113cm、皮下組織の厚さは0.5cmとした。屈折率は全層1.4とした。また、各層の散乱係数、非等方散乱パラメータは、参考文献[16]の結果を用いた。メラニン、酸化ヘモグロビン、脱酸化ヘモグロビンの1モル当たりの吸収断面積は *in vitro* で計測された結果を用いた[17]。Figure 1(d)に計算機で生成された分光反射率の一部を示す。これらは Fig. 1(a)に示す実測された分光反射率に類似していることが分かる。

### 2) 逆光散乱解析の結果(逆問題)

逆光散乱解析では、メラニン、酸化ヘモグロビン、脱酸化ヘモグロビン量から分光反射率を計算する順方向モデルを用いて、非線形最適化法[18]により逆問題を解き、測定された分光反射率から各色素量を推定する。Figure 4に肘部を止血した場合の前腕部の各色素の変化を示す。Figure 4

(a)は、強く縛ることにより、動脈、静脈双方を止血した結果を示す。また、Figure 4 (b)は軽く縛ることにより、静脈のみ止血した結果を示す。Figure 4 (a)において酸化ヘモグロビンの割合である酸素飽和率が急激に低下している。また、Fig. 4 (b)においてヘモグロビン量が鬱血により急激に上昇していることが分かる。また、メラニン量は変化していない。以上のことから、本手法の結果は、生理的事実と一致することから、有効な解析法であると言える。

前節で得られた絶対分光反射率から肌の広範囲にわたる酸素飽和率分布やメラニン色素分布を推定した結果を示す[19]。Figure 5に、第2関節をひもを用いて止血した人差し指のメラニン色素、全ヘモグロビン色素、酸素飽和率の分布を示す。白いほど濃度や酸素飽和率が高いことを示す。手の甲の側が日焼けによりメラニン色素量が多いことが正しく示されており、肌の絶対分光反射率が正しく測定されているものと思う。

生体の酸素飽和率は、従来、パルスオキシメーター[20]などのように近赤外光を用いて計測される。本研究では散乱係数の高い可視光を用いたため、真皮における酸素飽和率を計測していると思われる。従って本手法は、肌の凍傷や熱傷の度合いの診断や、生理的反応の計測、感性計測などへの応用が期待されている。

### 3. ロボットアームによる肌の偏角反射特性の測定と今後の展望

2節における照度差ステレオ法を用いた測定において、肌は均等拡散面であることを仮定した。しかし、実際には肌は完全な均等拡散反射面ではないことが言われている。そこで、照度差ステレオ法における計測精度の向上を目指して、肌の偏角反射特性の測定を行った。

これまで肌の偏角反射特性を計測する試みがあったが、*in vivo* では試料面を回転できないなどの問題があった[21]。そこで、試料面(肌)を固定したままで、ロボットアーム(MITSUBISHI MELFA, RV-1A)を用いて分光器のプローブ(Ocean Optics, USB2000)を回転させる3次元分光測光システムを構築し、肌の*in vivo* 偏角分光反射特性を測定した。測定に用いた器具は、ロボットアーム(MITSUBISHI MELFA, RV-1A)、ファイバー分光器

( Ocean Optics, USB2000 ), ファイバーハロゲン光源 ( 林時計工業 , LA-150UE ) である .

試料面を固定したままで Fig. 6 に示すように光源を試料面に対し仰角  $0^\circ$  , 方位角  $0 \sim 75^\circ$  ,  $15^\circ$  間隔 , 分光器 USB2000 を仰角  $0 \sim 70^\circ$  , 方位角  $-80 \sim 80^\circ$  ,  $10^\circ$  間隔でロボットアームを用いて動かし , それぞれの点での分光特性を測定した . Fig. 7 に , 得られた測定結果から分光反射率の解析により鏡面反射成分を除いた拡散反射成分を示す [23] . Fig. 7 から分かるように , 肌の偏角反射特性は , 入射角が大きくなるに従って均等拡散面からのずれが生じる . したがって , 今後 , この肌特有の偏角反射特性をモデル化し , 照度差ステレオ法においてこの特性を考慮することにより , より精度の高い分光反射率の測定が実現すると考えている .

#### 4 . まとめ

デジタルカメラ等を用いて撮影した肌の分光画像から , メラニン , 酸化ヘモグロビン , 脱酸化ヘモグロビンの色素分布を推定する手法を紹介した . この時 , 光計測・コンピュータビジョン・コンピュータグラフィックス技術を統合し , 広範囲における絶対的な分光反射率の計測と様々な視点や照明条件における可視化を行った . 今後 , 今回示した肌特有の偏角反射特性を考慮することにより計測精度を上げ , また , リアルタイム測定技術 [22] と組み合わせることで , 実用的な遠隔医療技術 , 高齢者保護カメラ技術を構築したい .

#### 謝辞

本研究は , 千葉大学工学部情報画像工学科 三宅洋一教授のご指導のもとで行っている . また , 本研究の一部は , 筆者がアメリカ・ロチェスター大学に文部省在外研究員として滞在している間に行った . 貴重なご意見を頂いたロチェスター大学の M. A. Kriss 教授 , K. A. Parker 教授 , K. Kutulacos 教授 , 撮影実験にご協力・アドバイスいただいたロチェスター工科大学の F. H. Imai 博士に感謝いたします . また , 肌の偏角反射特性の測定は , 大学院生の村上紘子氏の寄与するところが大きい . ここに感謝い

たします。

## 参考文献

- [1] 高木幹雄，下田陽久 監修：画像解析ハンドブック．東京大学出版会，1991
- [2]河田聡，南茂夫 編著：科学計測のための画像データ処理．CQ出版，1994．
- [3]南茂夫，合志陽一 編集：分光技術ハンドブック．朝倉書店，1990．
- [4]中野恵一，小宮康宏：マルチスペクトルカメラを用いた物体識別．応用物理 **65**：496-499,1996
- [5]津村徳道，羽石秀昭，三宅洋一：重回帰分析によるマルチバンド画像からの分光反射率の推定．光学 **27**：384-391，1998
- [6] M. J. Vrhel and H. J. Trussell: Color Correction Using Principal Components. Color Res. Appl. **17**: 328-338,1992
- [7] Tatsuya Shiobara, Shixin Zhou, Hideaki Haneishi, Norimichi Tsumura and Yoichi Miyake: Improved color reproduction of electronic endoscopes. J. Imag. Sci. and Tech. **40**: 494-501, 1996
- [8] H. Maitre, F. Schmitt, J.-P. Crettez, Y. Wu and J.Y. Hardeberg: Spectrophotometric Image Analysis of Fine Art Paintings. Proc. of the Fourth Color Imaging Conference: 50-53, 1996
- [9] N. Tsumura, H. Haneishi, Y. Miyake: Independent component analysis of spectral absorbance image in human skin. Optical Review **7**: 479-482, 2000
- [10] Alan Watt, Fabio Policarpo, The Computer Image, Addison-Wesley, 1998, pp.564-582
- [11] Robert J. Woodham : Photometric method for determining surface orientation from multiple images. Optical Engineering **19**: 139-144,1980
- [12]川淵美紀，津村徳道，羽石秀昭，三宅洋一，光散乱解析に基づく肌分光画像からの2次元酸素法分布の推定 -原理確認実験- . 第46回応用物理学関係連合講演会講演集：p. 1056, 1999
- [13] Norimichi Tsumura, Miki Kawabuchi, Hideaki Haneishi, Yoichi

- Miyake : Mapping pigmentation in human skin by multi-visible-spectral imaging by inverse optical scattering technique. Proc. Eighth Color Imaging Conference: pp.81-84, 2000
- [14] 津村 徳道 , F. H. Imai , 三宅 洋一 : メディカルビジョン 肌の絶対分光反射率画像計測とその成分分析 . 第 47 回応用物理学会連合講演会講演集 : p.1033 , 2000
- [15] F. H. Imai , N. Tsumura , H. Haneishi , Y. Miyake : Principal component analysis of skin color and its application to colorimetric color reproduction on CRT display and hardcopy . J. Image Science and Technology **40** : pp.422-430 , 1996
- [16] M. J. C. V. Gemert , S. L. Jacques , and H. J. C. M. Sterenborg : Skin optics . IEEE Trans. Biomed. Eng. **36** : 1146-1154 , 1989
- [17] R. R. Anderson and J. A. Parrish : The Optics in human skin . Journal of investigative dermatology **77** : 13-19 , 1981
- [18] P. E. Grill , W. Murray , and M. H. Wright , Practical Optimization . Academic Press , London , 1981
- [19] Norimichi Tsumura , Yoichi Miyake , Francisco H. Imai : Medical Vision - measurement of skin absolute spectral-reflectance image and the application to component analysis-. Proc. of the third international conference on multispectral color science: pp.25-28, 2001
- [20] 諏訪 邦夫 : パルスオキシメーター . 中外医学社 , 1989
- [21] Kristin J. Dana , Shree K. Nayer , Bram van Ginneken , Jan J. Koenderink : Reflectance and Texture of Real-World Surfaces. Columbia University technical Report: CUCS-048-96, 1996
- [22] Daisuke Nakao , Norimichi Tsumura , Yoichi Miyake : Real-time Multi-spectral image processing for mapping pigmentation in human skin. Proc. IS&T/SID Ninth Color imaging conference: pp.80-84, 2001)
- [23] Hideaki Haneishi , Takuya Iwanami , Tomoyuki Honma , Norimichi Tsumura and Yoichi Miyake : Goniospectral Imaging of Three-Dimensional Objects. J. Imaging Sci. Technol. 45(5): pp.451-456, 2001.

## 著者紹介

津村 徳道 (つむら のりみち)



1995 年大阪大学大学院博士後期課程修了。博士(工学)。現在、千葉大学工学部情報画像工学科情報工学コース 助手, 1999-2000 米国ロチェスター大学客員助教授。医用画像工学, 計測画像工学, 色再現工学, 質感再現工学の研究に従事。日本医用画像工学会, 応用物理学会, 日本写真学会, 日本光学会, OSA, IS&T などの正会員。

## Figure captions

Figure 1 Skin spectral reflectance and its analysis(a) Examples of measured skin spectral reflectance , (b) Three principal components of 177 measured skin spectral reflectance , (c) Cumulative contribution ratio, (d) Simulated skin spectral reflectance.

Figure 2 Geometry for photometric stereo method

Figure 3 Reproduction under arbitrary illuminant and viewpoint by using computer graphics

Figure 4 Change of pigmentation by occluding the second joint of arm.

Figure 5 Change of pigmentation by occluding the second joint of finger

Figure 6 Geometry of gonio-reflectance measurement system

Figure 7 Gonio-reflectance property of in vivo human skin