

多波長スペックル相関を用いた層構造の深さ推定

松村 隆弘^{†1,a)} 向川 康博^{†1,b)} 松下 康之^{†2,c)} 八木 康史^{†1,d)}

概要: 人間の皮膚や植物のように多層構造を持ち、最も外側の層は静止しており、内側に動きがある物体が多く存在する。本稿では、動的領域までの深さを推定するために、スペックルを利用する新たな手法を提案する。スペックルは多層構造におけるレーザーの相互干渉によって生じる現象である。我々はレーザースペックルの二つの性質を用いて推定をおこなう。一つは静止物体からの反射で生じるスペックルパターンは時間的に安定であるという性質であり、もう一つはレーザーの透過深度が波長に依存するという性質である。これらの性質に基づき、多波長のレーザーを用いてスペックルパターンの相関値を計算することで動的領域までの深さを推定する。皮膚構造を模したファントムを用いた実験結果から、層構造の解析における多波長スペックル相関の有用性を示した。

1. はじめに

光はほとんどの物体に対して、表面で反射するだけではなく物体内部にも光が到達する性質をもつ。近年この性質を利用して、外側から物体の内部を解析する研究が盛んに行なわれている。特に可視光や近赤外光を用いた解析は、被曝の危険がない安全な光源であるために、応用できる分野は多岐にわたる [1][2]。多くの物体では、その内部は層構造になっている。例えば、人の皮膚は一番外側の層として皮脂腺や汗腺などがある表皮があり、その奥に毛細血管やリンパ管が通っている真皮がある。また植物の茎の場合は、表皮、内皮、皮層の内側に水分や養分を運ぶ維管束が通っている。物体を切ることなく、非破壊的にこれらの層構造の解析を行なうことは、様々な分野において応用できると期待される。

光学的な解析技術の1つとして、スペックルを用いたものがある。スペックルとは、レーザーを照射した時に、観測面に現れる光の明暗による斑点模様のことである。スペックルはレーザーの出現当初から発見されており、最初は結像などにおけるノイズとなることから、その除去を目的として研究されてきた。その後、スペックルの持つ性質が明らかになるにつれて、スペックル現象を用いた光計測や光情報処理を目的とする研究へと展開していった [3]。

物体の微細な動きでさえスペックル変化に寄与することから、レーザーを用いてシーンのわずかな変化を検出する研究が行なわれている [4]。また、Zizka ら [5] は、レーザースペックルを用いたより正確で高速なモーションセンシング技術を開発している。さらに、スペックルが動的な部分のみで変化するという性質を利用した技術として、血流の流量を測定して画像化することができるスペックル血流計がある [6]。

本研究では、レーザー光源によるスペックルを物体内部の解析に適用し、物体の層構造を推定する手法を提案する。最も外側に動きのない静止層があり、その内側に動きがある物体を対象とし、静止層のみで反射した光のスペックルは時間的に安定し、動的な領域まで達した光のスペックルは変化するという性質を用いて、連続画像の相関値を計算することで表面の静止層の厚さを推定する。さらに、特定の波長の光源のみでは推定できる厚みが限定されることから、レーザ光源を多波長へと拡張し、複数の波長におけるスペックル変化を用いることで、より広い範囲の厚さを推定できることを示す。

2. スペックルの原理

2.1 光の干渉現象

図1に示すように、ある物体にレーザー光を照射した時、表面で散乱する光によって形成される波動場を考える。粗い物体表面の微小な凹凸により、物体の各地点において個別に光が散乱する。散乱された光は球面波状に伝搬していき、空間上の各点において光の干渉が発生する。散乱光の光路によって光の位相が異なるため、各点での光の重ね合

^{†1} 現在、大阪大学

Presently with Osaka University

^{†2} 現在、マイクロソフトリサーチ アジア

Presently with Microsoft Research Asia

a) matsumura@am.sanken.osaka-u.ac.jp

b) mukaigaw@am.sanken.osaka-u.ac.jp

c) yasumat@microsoft.com

d) yagi@am.sanken.osaka-u.ac.jp

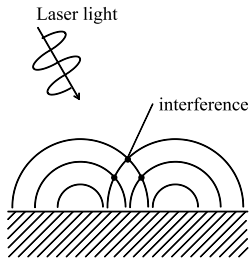


図 1 レーザー光の散乱と干渉

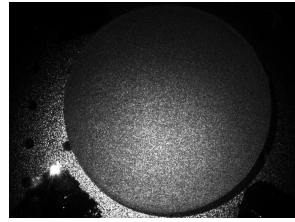


図 2 スペックルパターンの例

わせの状態により波動は強め合ったり弱め合ったりすることで、図 2 に示すような明暗の斑点模様が生じる。この模様をスペックルまたはスペックルパターンという。

2.2 スペックルによる動き検出

スペックルは、物体や光源が運動すれば、粗面の位置や散乱物体内の光路が変動するために、運動状態となる。逆に、物体と光源が共に静止していれば、静止状態となる。この現象はスペックル特有のものである。光には光学的な性質として光の加法性があり、ある点に複数の光源が照射されている時、その点での光学的現象は、光源を個々に照射した時の光学的現象をすべて足しあわせたものに等しくなる。しかしながら、スペックル現象においては光の加法性が成り立たないために、パターンのモデル化が困難である。スペックル現象は物体表面の細かい凹凸による光の散乱によって形成されるため、光源と粗面の位置関係の変化、つまり物体の微小な移動や回転によってもスペックルパターンは大きく変化してしまう。そのため、スペックルは時間的に不安定になりやすいが、逆に、この不安定さを利用してシーンの動的変化を検出することも可能である。

3. スペックル相関による厚さ推定

3.1 問題設定

人の皮膚や植物の茎などは、薄い静止層の下に動的領域がある層構造とみなせる。人の皮膚の場合は、表皮のように外側に血流などが生じていない層があり、その奥に毛細血管の張り巡らされた真皮層が広がっている。また、植物の茎も同じように、外側に動きのない表皮層があり、その内側に維管束内の水分のように流れのある層が広がっている。

本研究では、図 3 のように静止層の下に動的領域が存在するシーンを対象として、静止層の厚みを推定することを目的とする。光源を一方向からの照射のみとすると、物体表面は二次元的に広がっている。そのため、各地点の静止層の厚みを調べる問題は、 $x-y$ 平面上の各点において、厚さ $d(x, y)$ を推定する問題となる。

3.2 光の到達深度

物体表面におけるスペックルパターンの様子を観測する

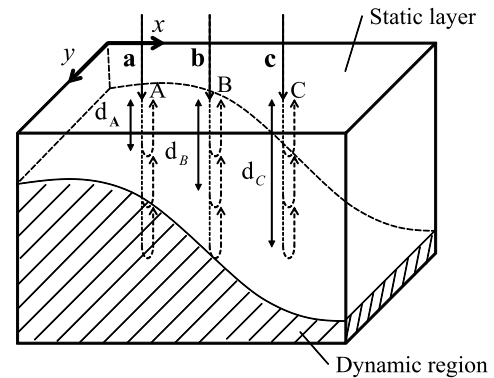


図 3 静止層の厚さの 2 次元分布

ために図 3 に示すように地点 A, B, C にレーザー光を照射する場合を考える。地点 A, B, C における静止層の厚さをそれぞれ d_A, d_B, d_C とし、それぞれの地点における物体内部への光路の様子を示している。地点 A, B, C を比較すると、A のほうが B よりも多くの光が動的領域へと達しているため、時間的に変化する光の量の増加に対応して大きなスペックル変化が観測され、C においては動的領域まで光が達していないため、静止層のみを通過してきた光は時間的に安定しているため、スペックルに変化を生じさせない。

3.3 スペックル相関

前節で説明した通り、静止層の厚さによってスペックルの変化量に違いが生じる。この性質を利用して、測定したスペックルの变化から物体の各地点における静止層の厚さを推定する。まず、物体にレーザー光を照射した状態で、連続で二枚の画像を撮影する。次にそれらの二枚の画像の各画素について設定したウィンドウでの相関値を求める。画素 x を中心とする $n \times n$ の正方形をウィンドウとした時の相関値を求めるとする。画素 x を中心とした $p = n^2$ 個の値を 1 つのベクトル $v \in \mathbb{R}^p$ と考え、二枚の画像で共通する画素 x に対するベクトル v_1, v_2 の相関値 $C(x)$ を求める。

静止層の厚みが増すほどスペックルの変化量が小さくなることから、それに応じて二枚の画像の相関値も高くなる。つまり、静止層の厚さとスペックル相関値には単調増加の関係があると考えられる。スペックル相関法では、物体の材質に対する静止層の厚さ d とスペックル相関値 $c(d)$ の関係を事前にモデル化し、実際に計算した相関値から、各地点の静止層の厚さを推定する。

3.4 スペックル相関のモデル化

次にスペックル相関値の関係をモデル化する。静止層の厚みを d とし、物体上部からレーザーを照射すると、その光の強度は Lambert-Beer の法則 [7] により、物体を通過する距離に従って指数関数的に減少する。物体の吸収係数を σ とすると、静止層を通過するレーザー光の強度の減衰率

$\alpha(0 \leq \alpha \leq 1)$ は

$$\alpha = \exp(-2\sigma d) \quad (1)$$

と表せる．ある画像の輝度値ベクトル $\mathbf{I} \in \mathbb{R}^p$ について，静止層のみで反射してきた成分を $\mathbf{S}$ ，動的領域まで到達した後，反射してきた成分を $\mathbf{D}$ とすると， $\mathbf{I}$ は減衰率 α を用いて

$$\mathbf{I} = (1 - \alpha)\mathbf{S} + \alpha\mathbf{D} \quad (2)$$

と表せる．ただし， $|\mathbf{S}| = |\mathbf{D}| = 1$ となるように画像が正規化されているものとする．連続で二枚撮影した画像をそれぞれ $\mathbf{I}_1$ ， $\mathbf{I}_2$ とし，静止層のみで反射した光によるスペックル変化が発生しないことから， $\mathbf{S}$ は一定となるため， $\mathbf{I}_1$ ， $\mathbf{I}_2$ はそれぞれ

$$\mathbf{I}_1 = (1 - \alpha)\mathbf{S} + \alpha\mathbf{D}_1 \quad (3)$$

$$\mathbf{I}_2 = (1 - \alpha)\mathbf{S} + \alpha\mathbf{D}_2 \quad (4)$$

と表せる．2つのベクトルの相関値 C は，それらのベクトルが成す余弦であるため，

$$C = \frac{\mathbf{I}_1 \cdot \mathbf{I}_2}{|\mathbf{I}_1| |\mathbf{I}_2|} \quad (5)$$

$$= \frac{((1 - \alpha)\mathbf{S} + \alpha\mathbf{D}_1) \cdot ((1 - \alpha)\mathbf{S} + \alpha\mathbf{D}_2)}{|\mathbf{I}_1| |\mathbf{I}_2|} \quad (6)$$

ここで， $\mathbf{S} \cdot \mathbf{S} = 1$ である．また， $\mathbf{S} \cdot \mathbf{D}_1 \simeq \mathbf{S} \cdot \mathbf{D}_2 = \beta$ ， $\mathbf{D}_1 \cdot \mathbf{D}_2 = \gamma$ とおく． $|\mathbf{I}_1|$ ， $|\mathbf{I}_2|$ はそれぞれ余弦定理により，次式のように表される．

$$|\mathbf{I}_1| \simeq |\mathbf{I}_2| = \sqrt{(1 - \alpha)^2 + \alpha^2 + 2\beta\alpha(1 - \alpha)} \quad (7)$$

よって，

$$C = \frac{(1 - 2\beta + \gamma)\alpha^2 + (2\beta - 2)\alpha + 1}{(2 - 2\beta)\alpha^2 + (2\beta - 2)\alpha + 1} \quad (8)$$

ここで，式(1)より，減衰率 $\alpha(d) = \exp(-2\sigma d)$ は静止層の厚さ d の関数であるため，

$$C(d) = \frac{(1 - 2\beta + \gamma)\alpha^2(d) + (2\beta - 2)\alpha(d) + 1}{(2 - 2\beta)\alpha^2(d) + (2\beta - 2)\alpha(d) + 1} \quad (9)$$

となり，静止層の厚さと相関値の関係が得られる．式(8)において測定値との誤差が最小になるような適切なパラメータを設定することでフィッティングを行なう． $\sigma = 0.3$ ， $\beta = 0.9$ ， $\gamma = 0.5$ のようにパラメータを設定した場合の例を図4に示す．

4. 多波長への拡張

4.1 波長による深度の違いと単波長の限界

前章では，光の到達深度によって，静止層の厚さがスペックルの変化量に寄与することから，測定したスペックル相関値を用いて静止層の厚さを推定する手法を示した．

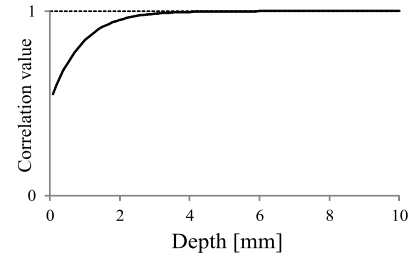


図4 $\sigma = 0.3$ ， $\beta = 0.9$ ， $\gamma = 0.5$ とした時の相関値グラフ

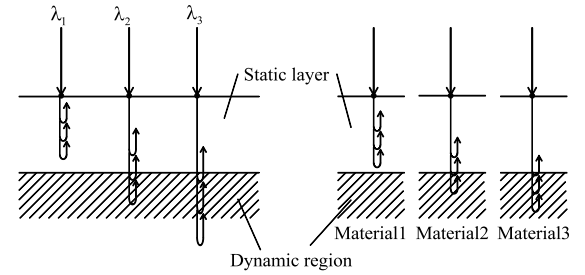


図5 波長や材質による到達深度の違い

しかしながら，光の透過深度は物体の材質によって異なる述べたが，実際は光の波長によっても変化する．そのために，1つの波長の光源のみを用いる場合，静止層の厚さの推定が困難となることがある．

例えば，図5のような場合，波長 λ_1 の光源では光は静止層の域を超えておらず，現れるスペックルにも変化は生じない．さらに，波長 λ_3 の光源では，到達深度が大きすぎるために，どの厚さでも大きくスペックル変化が生じてしまう．

さらに，物体の材質によって到達深度が異なるために，波長によっては特定の波長でしか推定が行えない場合がある．図5の例では，Material 1やMaterial 3の物体はうまく厚さを推定することができない．

4.2 多波長スペックル相関

前節の問題を解決するために，本研究では，多波長のレーザー光源を用いたスペックル相関法を提案する．多波長のレーザー光源を用いることで，単波長では静止層の厚さの推定をすることができない厚さや，測定する物体の材質に対する制限を少なくすることが出来る．

静止層の厚さ推定手法は，単波長の場合と同じであるが，多波長へ拡張したことで，図6のように，波長ごとに異なる静止層の厚さとスペックル相関値の関係が得られる．ある波長 λ_i におけるスペックル相関を $C_{\lambda_i}(d)$ とする． k 種類の波長を用いると，静止層の厚さとスペックル相関の関係も k 通りとなるため，

$$\mathbf{C}(d) = (C_{\lambda_1}(d), C_{\lambda_2}(d), \dots, C_{\lambda_k}(d)) \quad (10)$$

と表せる．実際に計算した相関値を $\mathbf{C}'$ とすると，推定される厚さ d は，

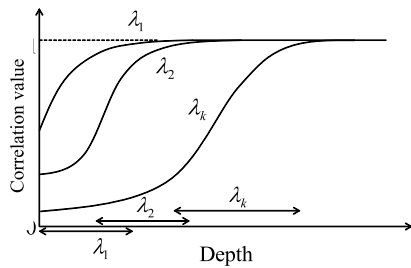


図 6 波長ごとの静止層の厚さと相関値の関係

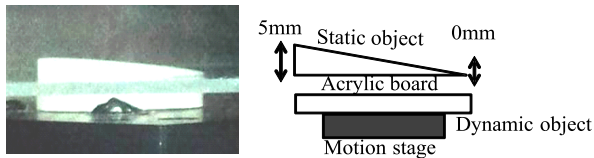


図 7 測定試料

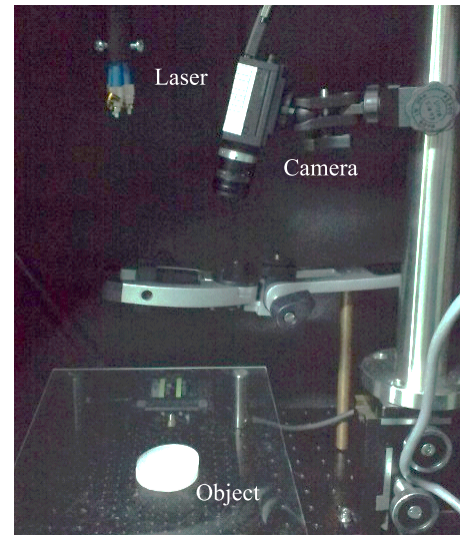


図 8 実験装置

$$d = \arg \min_d \|C(d) - C'\| \quad (11)$$

のように計算される。

5. ポリプロピレンを用いた厚さ推定

5.1 実験環境

本研究では、静止層と動的領域を模した皮膚のファントムとして、図 7 のような試料を用いる。試料は、上から

- (a) 静止状態のポリプロピレン円盤
- (b) 透明色のアクリル板
- (c) 運動状態のポリプロピレン円盤

を重ねている。このファントムにおける (a) は静止層を模しており、異なる厚さのスペックル変化を測定するために円盤の厚みを 5[mm] から 0[mm] へと段階的に変化させている。(c) は、平行移動ステージによって動的領域を再現しており、(b) のアクリル板は (c) の運動によって (a) が動いてしまわないように、両者を物理的に遮断するために用いる。さらに、(a) の円盤に厚さの一定なポリプロピレン円盤を重ねることでより厚い部分の測定を実現している。

図 8 に本実験の実験装置を示す。本実験では、試料に対して上部からレーザー光を照射し、それによって生じたスペックルを同じく上部からカメラで撮影する。

5.2 3 波長光源による静止層の厚さ推定

本実験では、可視領域の 670[nm]、近赤外領域の 782[nm]、850[nm] のレーザー光を試料に照射し、発生したスペックルパターンの相関値を次の手順で計算する。

- (1) ステージを動かさずに 1 枚目を撮影する。
- (2) ステージを微小に動かし、2 枚目を撮影する。
- (3) 得られた 2 枚の画像について相関値を計算する。

こうして得られた静止層の厚さと相関値の関係を図 9 に示す。さらに、この測定値に、式 (8) のモデルをフィッティングすることで、表 1 のようなパラメータが得られた。同

表 1 各相関値グラフのパラメータ

wavelength[nm]	σ	β	γ
670	0.11	0.02	0.94
782	0.10	0.01	0.73
850	0.08	0.08	0.57

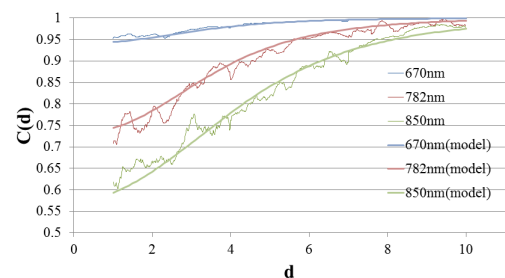


図 9 静止層の厚さとスペックル相関値

じく図 9 に、各波長のフィッティング後の相関値グラフを示す。

得られた静止層の厚さとスペックル相関値の関係をを用いて厚さ推定を行なう。

5.3 推定結果

推定した静止層の厚さと実際の厚さの比較を行なう。はじめに、モデル化が行われていない測定値を用いて推定した結果を図 10 に、モデル化を行なったデータを用いて推定した結果を図 11 に示し、それぞれにおける真値との誤差を表 2 に示す。この結果から、モデル化を行なうことによって推定の精度が向上していることが分かる。次に、実験で使用した 3 波長それぞれについて、1 波長だけ用いて厚さ推定を行なった結果を図 12 に示す。さらに、多波長と 3 種の単波長それぞれにおける推定値と真値との誤差を表 3 に示す。表 3 より、多波長に拡張することで推定の精度向上が見られた。これらの結果から、多波長のレーザー

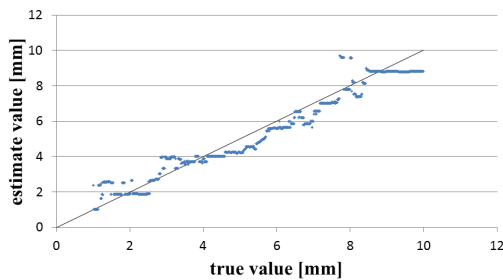


図 10 モデル化前のデータによる推定結果

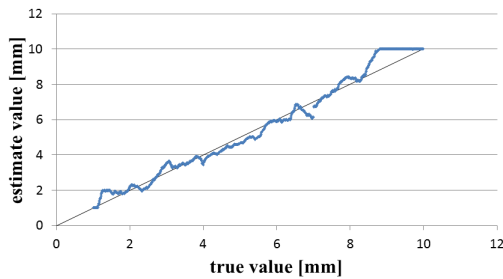


図 11 モデル化後のデータによる推定結果

表 2 モデル化前後の推定誤差

	モデル化前	モデル化後
誤差	0.3855	0.0448

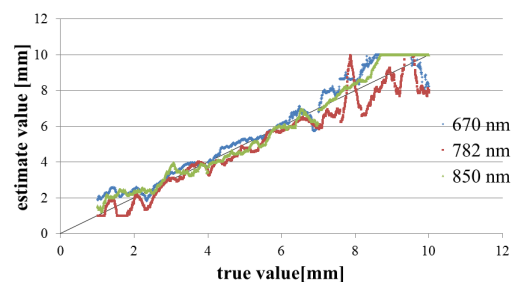


図 12 単波長データによる推定結果

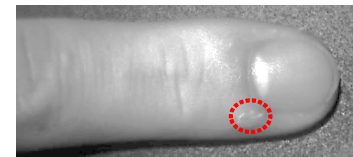
表 3 多波長と単波長の推定誤差

波長	3 波長	670 nm	782 nm	850 nm
誤差	0.0448	0.4271	0.4543	0.2211

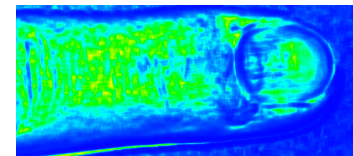
を用いることで、実際の厚さと推定した厚さには高い相関関係が見られ、本研究で提案する多波長スペckル相関法による静止層の厚さ推定の有効性が認められる。

6. 生体組織の測定

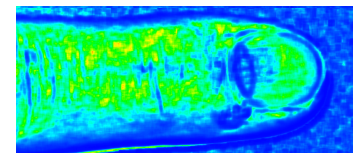
本研究の応用例として、生体組織のスペckル測定を行なう。生体組織の場合は組織内部の血流や水分の流れにより、常に動的な領域が存在している。そのため、単純にカメラで2枚連続で撮影し、相関値を求めた。図13に人の指先に3波長のレーザー光を照射した時のスペckル相関値を可視化した結果を示す。この画像では、輝度値が赤色



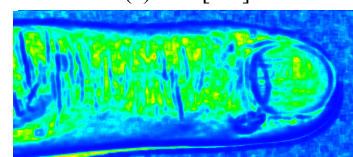
(a) 原画像



(b) 670 [nm]



(c) 782 [nm]



(d) 850 [nm]

図 13 3 波長光源における指先のスペckル相関値画像

に近いほど相関値が高く、青色に近いほど相関値が低いことを表している。

図13から、皮膚部分は670[nm]、782[nm]、850[nm]の3波長すべてで同程度のスペckル変化が見られる。それに対して、爪部分はわずかではあるが、波長が長くなるほどスペckル変化が大きくなっていることがわかる。このことから、皮膚部分は静止層が薄く皮膚のすぐ下に動的領域が広がっており、爪部分はそれよりも静止層が厚いことがわかる。また、図13(a)の点線で囲んでいる部分は、指にできたペンだこのような皮膚が硬化した部分であり、3波長すべての相関値画像においてスペckル変化がないことから、この部分には血流のような動きがなく、用いた3波長では動的領域まで届かないほどの厚みであることがわかる。

7. おわりに

本研究では、生体組織のような層構造をなしている物体の解析を行なうために、レーザーによって発生するスペckルを利用した。静止層の奥に血流などの動的領域があるような層構造において、スペckルは静止物体に対して時間的に安定であるという性質を用いて、スペckル変化の相関値から静止層の厚さを推定する手法を提案した。さらに、ある特定の波長のみでは厚さ推定の制限が大きいことから、光の物体内部への到達深度が波長によって異なるという性質を利用して、光源を多波長へと拡張することで、より広い範囲の厚さ推定方法を示した。

ポリプロピレンによる皮膚のファントムを用いて推定を行ない、実際の静止層の厚さと推定した静止層の厚さを比較したところ、両者には高い相関関係が見られた。また、生体組織への適用として、人の指先のスペckル変化の様子を測定した。皮膚部分、爪部分、皮膚の硬化部分それぞれにおいて適当なスペckル変化が観測された。

本稿では厚さ推定を行なった物質がポリプロピレンの一種のみであったため、今後は様々な物質に対して静止層の厚さと相関値の関係を測定したい。また、生体組織への応用に関しては、皮膚の方が爪より血流が浅いというような相対的評価ではなく、より詳細な血流の深さ分布を測定したい。

謝辞 本研究は、総合科学技術会議により制度設計された最先端・次世代研究開発支援プログラムにより、日本学術振興会を通して助成されたものです。

参考文献

- [1] Yasunori Ishii, Toshiya Arai, Yasuhiro Mukaigawa, Jun'ichi Tagawa, Yasushi Yagi. Scattering tomography by monte carlo voting.
- [2] Kenichiro Tanaka, Yasuhiro Mukaigawa, Yasuyuki Matsushita, and Yasushi Yagi. Descattering of transmissive observation using parallel high-frequency illumination.
- [3] 朝倉利光, 魚住純. レーザースペckル研究の展開. 電子科学研究, Vol. 4, pp. 3–12, 1996.
- [4] Yi Chang Shih, A Davis, SW Hasinoff, F Durand, and WT Freeman. Laser speckle photography for surface tampering detection. In *Computer Vision and Pattern Recognition (CVPR), 2012 IEEE Conference on*, pp. 33–40. IEEE, 2012.
- [5] Jan Zizka, Alex Olwal, and Ramesh Raskar. Specklesense: fast, precise, low-cost and compact motion sensing using laser speckle. In *Proceedings of the 24th annual ACM symposium on User interface software and technology*, UIST '11, pp. 489–498, New York, NY, USA, 2011. ACM.
- [6] 藤居仁, 小西直樹, 李旻哲. レーザー散乱を利用した血流画像化法. 日本レーザー医学会誌, Vol. 26, No. 3, pp. 266–271, 2005.
- [7] A. Beer. Bestimmung der absorption des rothen lichts in farbigen flussigkeiten. *Annalen der Physik und Chemie*, Vol. 86, pp. 78–88, 1852.