

2 波長光源による近赤外分光画像を用いた 血管像のぼけ改善と血管深さの推定

三浦 直人[†] 佐藤 洋一[†]

[†] 東京大学生産技術研究所 〒 153-8505 東京都目黒区駒場 4-6-1

E-mail: †{n-miura,ysato}@iis.u-tokyo.ac.jp

あらまし 本稿では、近赤外分光法を用いた生体内の血管の可視化において、血管構造の精緻獲得に向けた血管深さの推定と血管像のぼけ改善手法を提案する。赤外線の影響により発生する血管像のぼけは、血管の深さに対応した生体内の点広がり関数を観測画像にデコンボリューションすることで改善できるが、そのためにはぼけを含む画像から場所ごとに異なる血管の深さを獲得する必要がある。そこで、点広がり関数をデコンボリューションしたときに血管部の鮮鋭度が最大となる深さパラメータを得ることで血管の深さ分布を獲得すると共に、2 波長の赤外光で得た透過血管像と血管の深さ分布とを用いて像のぼけを改善する手法を検討した。シミュレーションにより生成した入力画像による評価の結果、血管の深さは平均誤差 0.175mm で検出でき、また 1 波長画像のみを使用した場合に対してコントラストが平均 86.8%改善されたことを確認した。

キーワード 近赤外分光法, 血管像, 点広がり関数, デコンボリューション, 血管深さ計測, 画像復元

1. はじめに

赤外線を用いて生体内の非侵襲撮影を行う近赤外分光技術 (NIRS; Near-infrared spectroscopy) は、医療分野や生体認証をはじめ、様々な分野で幅広く利用されている。赤外線は皮膚や骨などの生体組織に対する透過性が高く、手指などの比較的薄い部位においては生体を透過することができる。その一方で血液やメラニンなどの一部の生体組織に対する吸収率は高く、そのコントラスト差を可視化することで体内の血管像が獲得できる。

この技術は簡便で低コストな装置により実現できることから、特に近年では生体内の血管像を用いた生体認証技術に広く適用されている [5] [6] [7] [8]。生体認証の高精度化に際しては、血管像から多くの特徴量を安定して正確に抽出することが有効である。その中でも、血管の深さを含む 3 次元的な血管構造の抽出は、従来の 2 次元平面的な血管構造の撮影方式と比較して認証に有効な情報量が増加することから、トモグラフィック血管認証として将来的な発展が期待されている。

赤外線の照射方式には、観測部位に赤外光を直接照射し、その戻り光を観測する反射光方式と、観測部位の反対側から赤外光を照射してその透過像を観測する透過光方式とに分類できる。これらは用途によって使い分けられるが、特に血管像を鮮明に撮影するためには透過光方式が有効である。その理由として、赤外線は生体内で強く散乱する性質があり、反射光照射においては血液に到達する前に後方散乱し、血管のコントラスト差を持たない光が血管像に畳み込まれることで血管像のコントラストが低下する。これに対し、透過光方式では観測部位の反対側に光源があり、不要な戻り光の発生量に対して血

管のコントラスト差を持つ透過光成分の割合が高くなるため、コントラスト低下が抑制される。

しかしながら、生体組織内での散乱の影響により、透過光方式においても血管像のぼけが発生する。このとき血管像のぼけの度合いは血管が深い位置にあるほど大きく、また血管が細い場合や血色素量が低い場合には相対的にぼけの影響を受けやすくなる。このことより、赤外線による血管像撮影においては、深い位置に存在する血管や細い血管の撮影が困難となる。

そこで本稿では、赤外透過血管像から血管構造を精緻に獲得するため、生体内の赤外線の拡散をモデル化した点広がり関数 (PSF; Point spread function) と、異なる 2 つの波長の赤外線により撮影した透過血管像とを用いて、血管の深さを推定すると共に血管像のぼけを改善する手法を提案する。

2. 関連研究

血管像などのぼけ改善手法と、被写体の深さ測定手法にはこれまで次のような研究が行われている。

Shimizu らは、血管像の PSF を利用して体内蛍光像のぼけを改善する手法を提案している [1]。血管像の分解能改善が図られているものの、血管像の深さ推定には至っていない。

小澤 らは、透過画像を用いた血管像の深さ推定技術を提唱している [9]。2 波長を用いた画像において、見かけ上の血管幅に対し、光量補正や光の拡散の影響を含めて経験的に血管深さを獲得できる点が示唆されているが、十分な精度が出されていないため更なる検討が必要であるとの考察がなされている。

Nishidate らの手法は、3 波長の赤外反射光を照射し、

戻り光強度を観測することで深さ推定を行っている [2]. 各波長ごとの相対的な光強度差の観測に基づくため精密な光量制御が必要となるが、生体表面での光量値制御は比較的容易である。しかしながら、本研究で前提としている透過撮影方式では生体内部の絶対光量を制御することが困難である。

Kim らは、近赤外透過血管像の散乱光によるぼけを除去するために、生体から放出した透過光を微細なピンホールアレイを介して撮影し、光の散乱成分と直進成分とを分離する技術を提案している [3]. ピンホールに対して斜めに進行した光を散乱成分として検知し、ここから直進光に含まれる散乱光強度を推定して血管像を鮮鋭化している。この手法は生体内のあらゆる散乱成分が検知できる訳ではなく、特に深部の血管のぼけは改善されない。

Morits らは、位置によって異なる未知の PSF が想定されるぼけ画像に対し、位置ずれ量が既知となる多数の被写体撮影によって PSF を推定しながら画像のぼけを改善する手法を提案している [10]. 位置によって PSF が変化する状況は本研究と関連するものの、本研究の目的の一つである被写体の深さ推定に関する議論はなされていない。

また、被写体の深さ測定技術としては、次のような手法が提案されている。

Watanabe らは、フォーカスの異なる 2 枚の画像から被写体の深さを推定する技術を提唱している [4]. 撮像系の焦点制御によるぼけ画像の撮影は比較的容易に実現できるが、本研究では光の拡散が被写体に起因するものであるため、この手法を直接適用できない。

Changyin らは、PSF が既知である拡散板を通した照明と拡散板を外した照明とを被写体に照射し、2 枚の映像のぼけ度合を評価することで被写体の距離を推定する技術を提案している [11]. しかし拡散板を取り外すように生体内の拡散が存在しない状況を作り出すことはできず、本研究で解決すべき課題に直接適用できない。

以上の通り、高画質撮影が可能な透過光照射撮影におけるぼけ補正のための血管深さ推定は、血管部を照射する光強度の絶対値制御が困難であると共に、光の拡散を能動的に制御することができない点で困難を有する。よって本研究では、光の拡散による映像のぼけを伴う透過光血管像に対する血管深さの獲得とぼけ改善手法を提案する。

3. 提案手法

本章では、赤外線透過血管像のぼけ改善と血管深さ分布の獲得に向け、生体内 PSF モデルのデコンボリューションと血管鮮鋭度評価による血管の深さ分布の獲得と、2 波長赤外透過像を利用した血管像のぼけ改善を行う提案手法について述べる。

3.1 生体内の光の挙動とデコンボリューション

図 1 に示すように左右方向を x 軸、奥行方向を y 軸とする座標系において、生体内の仮想的な点光源から放射される光強度を表す PSF を $h(\rho; d)$ とする。ただし生体内の PSF は光拡散に等方性があると仮定し、点光源に最も近接する生体表面の x-y 平面上の点を原点 (0,0) としたとき、点 (x,y) と原点間の距離を $\rho = \sqrt{x^2 + y^2}$ とする。この生体内 PSF モデルは光輸送方程式に等方拡散近似を行うことで以下のように定式化できる [1].

$$h(\rho; d) = \frac{3P_0}{(4\pi)^2} \left\{ (\mu'_s + \mu_a) + \left(\kappa + \frac{1}{\sqrt{\rho^2 + d^2}} \right) \right\} \times \frac{d}{\sqrt{\rho^2 + d^2}} \frac{\exp(-\kappa\sqrt{\rho^2 + d^2})}{\sqrt{\rho^2 + d^2}} \quad (1)$$

ここで、 P_0 , d , ρ はそれぞれ点光源の強度、深さ、位置であり、 μ'_s は等価散乱係数、 μ_a は吸収係数、 $\kappa^2 = 3\mu_a(\mu'_s + \mu_a)$ である。なお、 μ'_s と μ_a は光源の波長に依存することが知られている [1].

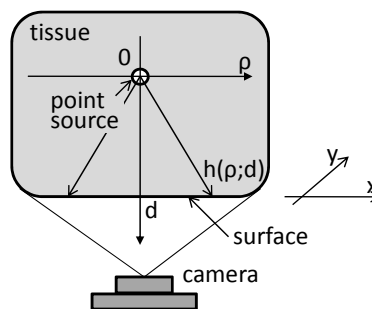


図 1 生体内 PSF モデルと座標系

次に、生体内の透過光が血管像を獲得する様子を示す。図 2 の通り、生体の反対側にある光源から赤外線が照射されると、生体内部で拡散しながら進行する。このとき、観測する血管の上部に到達した光は生体内の強い散乱の影響を受けるため、ここではこの光強度分布は一様となると仮定する。この分布を $p_i(x, y)$ とする。この光がさらに進行して血管下部に到達すると、血液による吸収の有無に応じて血管のコントラスト差を持つ。このときの分布を $f(x, y)$ とする。ここでは $f(x, y)$ をぼけのない真の血管像とする。そして $f(x, y)$ が式 (1) の影響を受けて広がり、ぼけのある血管像として観測される。この分布を $g(x, y)$ とする。つまり本研究の対象は、血管下部における光強度分布 $f(x, y)$ を点光源の集合と見なしたとき、式 (1) に従って拡散した光強度分布 $g(x, y)$ から元の分布 $f(x, y)$ を獲得する問題に帰着する。

血管像のぼけは主に皮膚や筋肉組織での光拡散によって発生するが、撮影に使用する光源波長に対する皮膚や血液の光学特性（散乱係数、吸収係数）と血管の深さを知ることができれば、その血管像のぼけがこの PSF

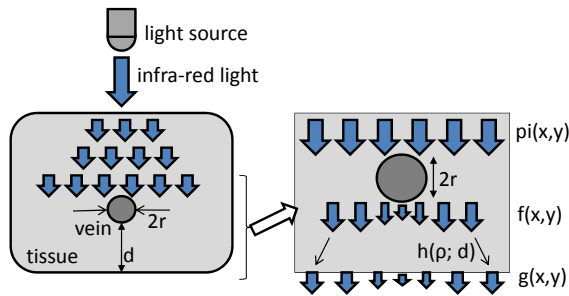


図2 生体内の光強度分布

によって定式化でき、血管像に対してPSFをデコンボリューションすることで血管像のぼけが改善できる。

PSFのデコンボリューションとは、光が通過する皮膚や血管などの光学特性を周波数空間でのフィルタとみなしたとき、血管像をぼかす生体組織の持つインパルス特性の逆フィルタを計算することである。この逆フィルタを獲得することができれば血管像のぼけが復元できる。

これらを定式化すると次のようになる。真の血管像と観測画像をそれぞれ $f(x, y)$, $g(x, y)$ とし、これらのフーリエ変換を $F(u, v)$, $G(u, v)$ とする。また画像に畳み込まれるノイズを $N(u, v)$ としたとき、

$$G(u, v) = H(\rho; d)F(u, v) + N(u, v) \quad (2)$$

と表現できる。このとき、デコンボリューションによって

$$F(u, v) = H^{-1}(\rho; d)G(u, v) \quad (3)$$

となる逆フィルタ $H^{-1}(\rho; d)$ が得られれば、観測画像より原画像を復元できる。

この逆問題の解法は様々存在し、直接 $H(\rho; d)$ の逆数を求めるインバースフィルタやWienerフィルタ、また $g(x, y)$ と $h(\rho; d)$ とを与えて反復計算を行いながら尤もらしい原画像 $f(x, y)$ を復元するRichardson-lucy法などがある[12]。ここでは、計算が容易で比較的高速に動作するWienerフィルタを用いる。

Wienerフィルタでは、 $H^{-1}(\rho; d)$ は次のように表される。

$$\begin{aligned} H^{-1}(\rho; d) &= \frac{H(\rho; d)\overline{G(u, v)}}{G(u, v)\overline{G(u, v)} + |N(u, v)|^2/|H(\rho; d)|^2} \\ &= \frac{H(\rho; d)\overline{G(u, v)}}{G(u, v)\overline{G(u, v)} + \Gamma} \end{aligned} \quad (4)$$

ただし、 Γ は任意の定数とする。このとき、PSFである $H(\rho; d)$ が既知ならば原画像 $F(u, v)$ を復元できる。しかしながら、PSFを既知とするには生体内の皮膚や血液に対する光学特性に加え、血管深さのパラメータが必要となる。生体の光学特性については過去の研究により典型値が明らかになっており、ここでは散乱係数、吸収係数は既知とする[1][2]。一方、血管の空間的な構造情報や

血管深さ d は観測する被写体によって異なる。従って、血管像のぼけ復元に際しては観測している血管の深さを測定する必要が生じる。特に、血管深さは場所によって異なることが想定されるため、場所ごとの血管深さの計測が必要となる。

3.2 場所ごとの血管深さの計測

血管深さ d は場所によって異なり、式(1)における d は点 (x, y) の関数 $d(x, y)$ となる。式(3)より血管像 $f(x, y)$ を獲得することを考えると、血管像 $f(x, y)$ と血管深さ $d(x, y)$ の2つのパラメータが未知であるため、2つの独立な情報を用いることで2つの未知パラメータを推定する必要がある。

その手法の一つとして、例えばWatanabeらの研究のように異なるPSFに従う複数の観測画像を獲得する方法がある。本研究の状況において異なるPSFに従う画像を獲得するためには、異なる波長による透過画像を撮影すれば良い。生体内では波長によって散乱・吸収係数が異なり、一般的に波長が短いほど光の散乱が大きくなる。2つの異なる波長 λ_1 , λ_2 により撮影した観測画像を $G_1(u, v)$, $G_2(u, v)$ とし、波長 λ_i におけるPSFを $H_{0i}(\rho; d)$ とすると、

$$G_1(u, v) = H_{01}(\rho; d)F(u, v)$$

$$G_2(u, v) = H_{02}(\rho; d)F(u, v)$$

$$G_1(u, v)/G_2(u, v) = H_{01}(\rho; d)/H_{02}(\rho; d) \quad (5)$$

となる。式(5)に示すように両画像の比を取ることで原画像 $F(u, v)$ が消去され、未知パラメータ d について解くことが可能となる。

しかしながら、異なる波長で撮影された血管像は血液中の吸収率の相違、光量調整の過程などによる明るさの変化や被写体の移動などによって、原画像 $F(u, v)$ はキャンセルされずに値を持つことが想定される。

そこで提案手法では、観測画像 $g(x, y)$ より血管抽出処理を施して疑似的な血管領域を取り出すと共に[6]、血管領域における血管像の深さを d と仮定した $H(\rho; d)$ のデコンボリューション結果と、深さを $d + \delta d$ へ微小変化させたときの結果とで、輝度がどの程度変化するかを測定することで血管深さを推定する。以下、提案手法の詳細について述べる。

血管像にぼけが存在しない場合、透過光は血管部で強く吸収されているため、血管部は血管周囲よりも暗い。これに対して血管像にぼけが存在する場合は、血管周囲の明るい輝度値が血管領域内に畳み込まれ、ぼけの存在しない場合に比べて観測画像の血管部の輝度値は明るくなる。このことから、ぼけを含む観測画像にPSFのデコンボリューションを行うと、ぼけが改善され血管部が暗くなる。図3にその様子を示す。上段は生体の断面図であり、深さ d の点光源の集合である血管像 $f(x, y)$ が散乱して $g(x, y)$ になる様子が、また下段はこの映像を

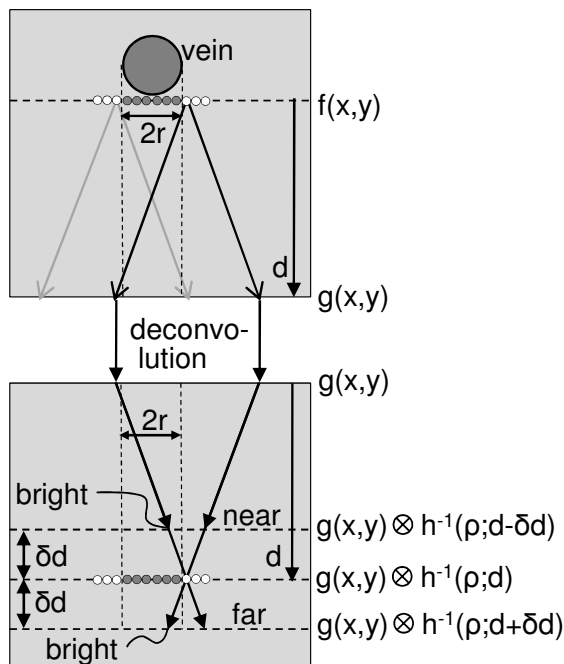


図3 デコンボリューションを行うPSFの血管深さの微小変化に伴う血管領域内部の輝度変化

デコンボリューションして元の $f(x,y)$ を復元する様子が示されている。

真の深さ d に対応するPSFをデコンボリューションすると元の位置に集光されて $f(x,y)$ が得られ、血管部(幅 $2r$ の領域内)に明るい光は存在しない。一方、血管深さの仮定が真の血管深さより δd だけ浅い場合は十分にぼけが改善されず、ぼけのない状態と比べると血管部の内側に明るい光が残る。また真の血管よりも δd だけ深い血管を仮定してPSFをデコンボリューションすると、本来よりも過剰にぼけを改善することになる。この状態においても同様の理由によりぼけのない場合に比べて血管部は明るい状態となる。

そこで、血管深さ d を浅いところから順に変化させた $H(\rho; d)$ を観測画像 $g(x,y)$ にデコンボリューションしていき、血管部の輝度値が最も暗くなる深さ d をその位置の推定血管深さ $d_e(x,y)$ とする。

ただし、生体内PSFは皮膚による拡散だけではなく、光の進行距離に伴い減衰する項が含まれる。そのため、深さ d が大きくなるほど復元される原画像の絶対光強度が大きくなっていく。これに対し、生体内PSFによってエネルギー総和が変化しないようにPSFを規格化する。このとき得られる原画像を $F'(u,v)$ とすると以下の通りとなる。

$$F'(u,v) = \frac{H^{-1}(\rho; d)G(u,v)}{|H^{-1}(\rho; d)|} \quad (6)$$

これにより、空間的なエネルギーの総和が保存された状態で観測画像のぼけが改善されるため、異なる深さの

PSFを施した観測画像同士の輝度値を直接比較できる。

3.3 2波長画像と推定血管深さとを用いた血管像のぼけ改善

生体内PSFと血管深さの推定値が得られている状況では、1枚の観測画像 $g(x,y)$ に対するPSFのデコンボリューションによって真の血管像 $f(x,y)$ が獲得できる。しかしながら、式(1)の生体PSFモデルは近似解であることや血管深さの推定誤差などにより、完全なぼけ復元は困難である。

そこで本研究では、2つの異なる波長を用いて撮影された2枚の観測画像と、推定した血管深さとを利用して血管像のぼけ改善を行う。ここで、波長 λ_1 と波長 λ_2 とで撮影した観測画像のフーリエ変換をそれぞれ G_1, G_2 とし、 G_2 の血管像の方が拡散が大きいものとする。

まず、両画像のフーリエ変換の比 G_1/G_2 について検討する。この比を画像 G_2 に対して作用させるとぼけの小さい画像 G_1 に変換される。すなわち、 $G_2 \times (G_1/G_2) \rightarrow G_1$ となる。従って、この比はぼけの大きな画像 G_2 をぼけの小さな画像 G_1 に変換する効果を持ち、血管像を鮮鋭化するフィルタと捉えることができる。

次に、このフィルタ G_1/G_2 を画像 G_1 に作用させた場合の $G_1 \times (G_1/G_2)$ について検討する。この結果は G_1 をさらに鮮鋭化すると推定されるが、このフィルタを作用させるだけでは真の血管像 F を得ることはできない。つまり、血管深さによってはこの鮮鋭化は過剰となる場合もあり、不十分となる場合もある。これに対し、このフィルタが血管深さの関数として表現できれば鮮鋭化の程度を制御できると考えられる。

そこで、このフィルタ G_1/G_2 をぼけ改善のための基底パラメータとみなし、このフィルタのぼけ改善効果を推定深さ d の大きさによって調整することで、真の血管像 F により近い像の獲得を行う。

まず、以下のフィルタ A を検討する。

$$G_1 \times \left(\frac{G_1}{G_2} \right) \times A = F \quad (7)$$

式(5)より、

$$\frac{G_1}{G_2} \simeq \alpha \times \frac{H_{01}(d)}{H_{02}(d)} \quad (8)$$

となる。ただし α は画像撮影時の光量調整による輝度値のずれや血管の吸収特性による輝度の相違を表すパラメータである。従って上の2式より、

$$G_1 \times \alpha (H_{01}(d)/H_{02}(d)) \times A = F \quad (9)$$

となる。このとき、 $G_1 = F \times H_{01}(d)$ であることから、この式を A について解くと、

$$A = H_{02}(d)/(\alpha H_{01}(d))^2 \quad (10)$$

となる。 α を消去するために G_1 に施すフィルタを規格

化すると、式 (7) は次のように記述できる。

$$\frac{G_1^2}{G_2} \times \frac{H_{02}(d)}{(H_{01}(d))^2} \times \left| \frac{G_2}{G_1} \right| \left| \frac{(H_{01}(d))^2}{H_{02}(d)} \right| \approx F \quad (11)$$

この式は、実測した 2 波長の血管像 G_1, G_2 に対し、式 (1) の PSF と推定された深さ d とを用いることで血管像の強調度合いを調整し、血管像 F に近い画像が獲得できることを意味している。

1 波長の観測画像だけを用いる場合には観測できない血管像であっても、提案手法では 2 波長画像間の差異が観測できればその部分が強調される点で優位性を持つ。

4. アルゴリズム

提案手法のアルゴリズムは以下の通りである (図 4)。

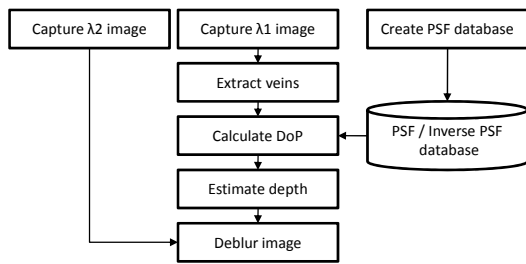


図 4 提案手法のアルゴリズム

[STEP1] PSF データベースの生成

式 (1) における生体内 PSF は、そのフーリエ変換を解析的に得ることができない。そこで、血管像の撮影に使用する赤外線光学特性に合致した散乱係数と吸収係数を有する生体内 PSF を様々な深さに対して事前に用意しておき、深さ d に対応する PSF データを読み出しながらデコンボリューションを行ない血管の深さを推定する。

まず、式 (1) に従って、使用する光源波長ごとに生体内 PSF である $h_{01}(d, \lambda_1)$, $h_{02}(d, \lambda_2)$ を生成する。続いて、ディラックの δ 関数 (インパルス関数) に対して各 PSF をデコンボリューションし、 $h_{01}(d, \lambda_1)$, $h_{02}(d, \lambda_2)$ の逆数である $h_{10}(d, \lambda_1)$, $h_{20}(d, \lambda_2)$ を生成する。そしてこれらをデータベース化して保持する。

[STEP2] 入力画像の撮影と血管抽出

被写体となる生体の透過血管像を異なる 2 波長の光源を用いて連続撮影する。そして撮影された 2 枚の透過血管像のうち、散乱係数の小さい波長 λ_1 の観測画像 $g_1(x, y)$ に対して、血管抽出を実施する [6]。血管抽出は、画像の 1 次元断面輝度プロファイルの輝度曲線の曲率を求め、最も曲率の高い点を血管中心とし、曲率の正負の変化点を血管内外の境界位置とする。これにより血管領域内外のセグメンテーションが実施される。

[STEP3] 血管中心における DoP の算出と血管深さの推定

深さ d を変化させることで最も血管部が暗くなる点を検知する。前述の通り、血管領域部において血管深さを変えながら PSF をデコンボリューションすると、真の深さに達したときの輝度値が極小値となる。この状況を検知するために、以下に示す PSF を施した画像の差分画像 $DoP(d)(x, y)$ (DoP; Difference-of-PSF) を求め、これがゼロ交差する深さ d を推定血管深さ $d_e(x, y)$ とする。

$$DoP(d)(x, y) = \frac{g(x, y)}{h_{01}(\rho; d - \delta d)} - \frac{g(x, y)}{h_{01}(\rho; d)} \quad (12)$$

$$d_e(x, y) = \arg \min_d |DoP(d)(x, y)| \quad (13)$$

[STEP4] 血管深さに応じた PSF のデコンボリューションによる血管像のぼけ改善

上述の血管深さ $d_e(x, y)$ に対応した PSF のデコンボリューションを用いて、式 (11) に示される演算を行い、その位置に対する適切な PSF を用いたぼけ改善を行う。なお、血管領域と判定されない部分に対しては、その位置に最も近い血管部の深さをその位置の深さとみなして深さ分布を平滑化し、処理結果に不連続的な部分を持たせないようにする。

5. 実験

本章では、提案する血管深さ推定と血管像のぼけ改善の効果を示すために、生体内 PSF に従って生成したシミュレーション画像を用いた実験を行った。

実験手順は次のとおりである。

- (1) シミュレーションによる入力画像の生成
- (2) 血管像の深さ推定と深さの推定精度の評価
- (3) 血管像の鮮鋭度の改善率の評価

5.1 シミュレーションによる入力画像の生成

提案手法の性能評価を正確に実施するためには、血管像の真の光学的特性と構造情報とが必要となる。生体ファントムやそれに準ずるモデルを利用した評価では、被写体の光学特性を事前に把握している必要があるため、手法の基本性能評価には適さない。そこで本稿では、被写体の光学特性と構造情報とが完全に明らかであることを想定して性能評価を実施するため、シミュレーションによって入力画像を生成し、提案手法の効果を測定した。

シミュレーション画像の生成方法は次のとおりである。まず、血管は 1 本の直線状に分布するものとし、血管の断面は円形であるとする。また血管半径を r 、血管下部が深さ d の位置に配置されるものとする (図 5(a))。

次に、血管に照射される光量分布を決定する。光源からの透過光が血管上部に到達する際、光は大きな散乱を受けているため、血管上部に到達する光強度は一様であるとする。血管を通過する場合とそうでない場合とによって、血管下部の光強度分布は変化する。この輝度変化は Lambert-beer 則に従うものとする。ただし、実効光路長は血管径の長さとも一致するものとした。すなわち、

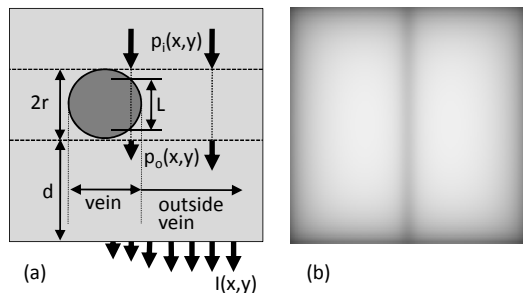


図5 シミュレーションによる入力画像：(a) 生成方法，(b) 画像例 (深さ 0.5mm，半径 0.5mm)

血管半径を r ，血管の厚みを L ，血管上部の光量を p_i ，血管と皮膚の吸収係数をそれぞれ μ_{ab} ， μ_{as} とすると，血管下部の光量分布 $p_o(x, y)$ は次のように表せる．

$$p_o(x, y)_{\in \text{血管部}} = p_i \exp(-\mu_{ab}L - \mu_{as}(2r - L)) \quad (14)$$

$$p_o(x, y)_{\in \text{非血管部}} = p_i \exp(-\mu_{as}2r) \quad (15)$$

続いて，血管下部の光強度分布 $p_o(x, y)$ の光が受光面 $I(x, y)$ に到達する光強度分布を算出する．この光の挙動は式 (1) に従って数値計算により得た．その結果として得られる受光面の光強度分布 $I(x, y)$ が入力画像となる．

なお，ここでは2つの異なる光源の波長を $\lambda_1=870\text{nm}$ と $\lambda_2=690\text{nm}$ とし，これらは常に2枚1組として生成した．また皮膚と血液に対する散乱係数 (μ_s) と吸収係数 (μ_a) をそれぞれ表1に示すパラメータとした．また，血管深さは 0.3mm から 1.5mm の範囲で，血管半径は 0.5mm と 0.7mm の2通りを生成した．また画像は 256 画素 \times 256 画素の 8 ビット濃淡画像とした．生成した画像例を図 5(b) に示す．

表1 使用する光学パラメータ

| 波長 [nm] | 部位 | 吸収係数 μ_a [1/mm] | 散乱係数 μ_s [1/mm] |
|-------------------|----|---------------------|---------------------|
| $\lambda_1 = 870$ | 血液 | 0.7 | 230.0 |
| | 皮膚 | 0.025 | 1.2 |
| $\lambda_2 = 690$ | 血液 | 0.21 | 300.0 |
| | 皮膚 | 0.03 | 2.5 |

5.2 深さの推定精度とぼけ改善効果の評価

前述のシミュレーションによって生成した様々な血管径と血管深さの入力画像に対して，前述の通り血管深さと血管像のぼけ改善を行い，その推定精度と画像のコントラストを評価する．

血管深さの精度評価では，得られた血管深さの推定値とシミュレーション画像で想定している真の値との絶対誤差の評価に加え，推定された血管深さの線形性についても評価する．

血管のコントラストについては，画像中心部の血管断面に対し，左右の血管境界付近の輝度平均値と血管中心

の輝度値とをそれぞれ L_e ， L_c としたとき，コントラスト R_c を以下のように定義した．

$$R_c = \frac{L_e - L_c}{L_e + L_c} \quad (16)$$

これに対し，元の入力画像のうちコントラストの高い $g_1(x, y)$ と，提案手法による出力画像のコントラストを評価する．さらに，推定された血管深さを利用して，式 (3) によって生体 PSF モデルをデコンボリューションする 1 波長の画像のみを利用する手法との比較も併せて行なう．

5.3 実験結果

まず，提案手法の各処理によって得られる出力を図 6 に示す．同図 (a)(b) は，それぞれ波長 870nm，690nm の入力画像，(c) は血管部抽出結果，(d) は血管部の深さ分布，(e) はぼけが改善された出力画像である．入力画像と比較して血管像のぼけが改善している様子が分かる．

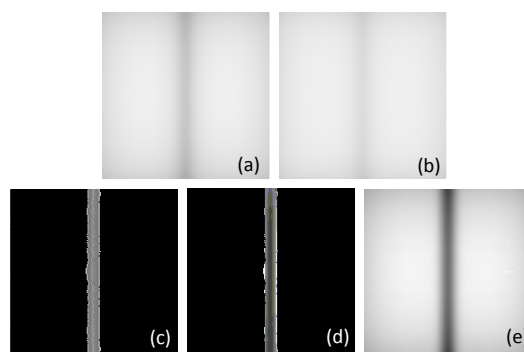


図6 提案手法の各処理における処理結果：(a)(b) 入力画像 (半径 0.5mm，深さ 0.5mm)(それぞれ $\lambda=870\text{nm}$ ， 690nm)，(c) 血管抽出結果，(d) 血管部の深さ分布，(e) ぼけ改善後の出力画像

次に，推定した血管深さの結果を図 7 に示す．左が血管半径 0.5mm，右が 0.7mm の場合である．真の血管深さが大きくなるにつれてその推定値も大きくなる様子が分かる．しかしながら，推定値には誤差が含まれることが分かった．そこで真値との平均誤差を評価したところ，全入力平均誤差は 0.175mm であり，真値に対して平均 28.1% の誤差となった．また，血管半径 0.5mm では 0.11mm の誤差を，血管半径 0.7mm では 0.24mm の誤差を持ち，推定結果が血管半径に依存することが示唆された．

一方，獲得した推定深さの線形性は高いことが分かる．そこで獲得した血管の深さを最小二乗法により直線近似し，この近似直線との誤差を測定することで相対的な推定誤差を評価した．その結果，全体の平均誤差は 0.068mm であり，血管半径 0.5mm では 0.036mm の誤差，血管半径 0.7mm では 0.10mm の誤差となり，真値

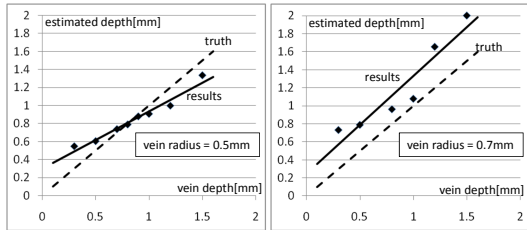


図7 血管半径ごとの血管深さの推定結果

に対する誤差よりも小さいものとなった。

続いて、提案するデコンボリューションによってぼけ復元を行った画像とコントラストの比較をそれぞれ図8、図9に示す。これらより提案手法のコントラストが最も高いことが視覚的にも定量的にも確認できる。また、図9には1波長画像のみを用いた生体PSFモデルによるデコンボリューション方式と提案手法とでコントラストを比較した場合の改善率も併せて示した。その結果、提案手法のコントラストは1波長方式に対して平均86.8%ほど高い結果となった。

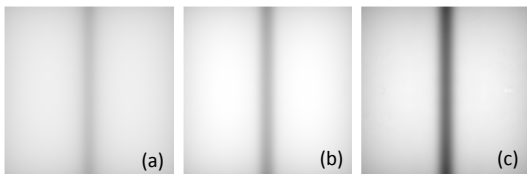


図8 ボケ改善後の画像：(a) 入力画像 ($\lambda=870\text{nm}$)、(b) 1波長画像のみを使用した手法、(c) 提案手法

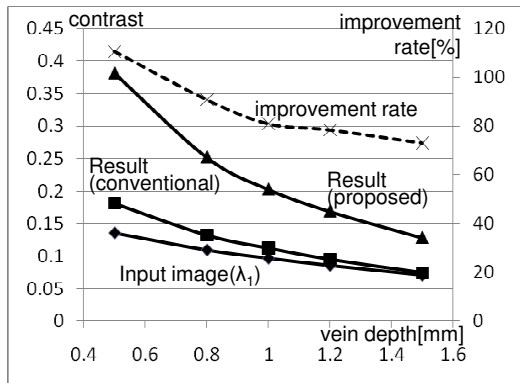


図9 各手法のコントラストの比較と、1波長画像のみを使用した手法に対する提案手法のコントラスト改善率

6. 考察と今後の課題

本章では、実験結果において確認された検出誤差について考察を行うと共に、本研究の展望と今後の課題について述べる。

真の血管深さに対する絶対誤差の主要因として、デコンボリューション演算の誤差であると推定される。デコンボリューション演算は特にPSFのぼけが小さい場合は高周波成分を多く含み、広い周波数帯域が必要となる。また、特定の周波数成分が含まれない場合においては、その逆数の演算結果が発散することから、周波数帯域を制限しながら演算を行う必要が生じる。これにより、本来のPSFに対する帯域制限、すなわち画像をぼかす必要が生じたことにより誤差が発生したものと考えられる。

また、埋め込んだ血管径によって深さの検出精度が異なっている。特に血管が細い場合は血管が深まるほど推定値が浅い結果となった。これは、本手法が血管部の明るさ変動を検知していることから、血管が細くなるにつれて検知する位置と血管中心とのずれに対してシビアに結果が変動したものと想定される。今後は血管径に依存しないロバストな方式を検討する必要がある。

一方、埋め込まれた血管の深さに対し、推定結果の線形性が高いことが明らかになった。特に生体認証への応用を検討する場合においては、真の深さが得られない場合でも、画像内に分布する血管相互の相対的な深さ分布が把握できれば認証情報として有効利用できる。従って、本手法による相対的な血管深さ分布を認証情報に加えることで認証精度の向上が期待される。

続いて、本研究における今後の課題と将来の展望について述べる。

まず、本稿により評価した内容はシミュレーションに基づく入力画像を与えた結果である。血管構造は単純化され、外的要因によるノイズの影響もほぼ無視できる状況である。これに対し、例えば様々な血管径や血管深さの混在する画像や、模型あるいは実際の生体などを用いた評価を実施し、提案手法の実用性を確認することが課題となる。さらには、血管3次元構造を用いたトモグラフィック血管認証の実現に際し、本研究の成果が認証精度向上にどの程度寄与するかなどの評価も必要となる。

また、関連研究によると2波長画像により血液の色素量が検出できることが示唆されており[9]、複数波長の画像を用いる本手法との親和性は高いと考えられる。従来技術において、血管像のぼけを復元した状態での色素量の測定事例は報告されておらず、本手法との組み合わせにより血中ヘモグロビン量や酸素飽和濃度の測定の高精度化が期待される。また、このような情報を生体認証の識別情報として活用することで認証精度の向上が期待できる。

さらに、本手法は光学特性の知られている被写体に特化したものであるが、光学特性の不明な被写体に対する

深さ計測とぼけ改善を行なうことも今後の課題である。これに対し、たとえば照明条件を変えたときの幾何学的な画像変化に基づいて被写体の精緻撮影が実現できる可能性も考えられる。このような展開によって散乱体中の任意物体計測への応用が可能となり、たとえばオクルージョンを含んだ被写体の再構成や、反射光方式における血管像の高解像度撮影など、本研究の適用範囲がさらに広がるものと考えられる。

7. おわりに

本稿では、赤外線を用いて透過撮影された生体内の血管像に対する、光散乱に起因する像のぼけ改善と血管深さの推定手法を提案した。

生体内の光の拡散をモデル化する生体内 PSF をデータベース化し、血管深さを変化させながら PSF をデコンボリューションして血管部が最も暗くなる像を得ることで場所ごとに血管深さを推定すると共に、2 波長の血管像と深さの推定値とを用いて血管像のぼけ改善を実現した。

シミュレーションにより生成された赤外透過血管像に対して血管深さとぼけ改善を実施した結果、真の深さに対する推定値の平均絶対誤差は 0.175mm であり、また相対的な血管深さに対する平均誤差は 0.068mm を得た。さらには血管のぼけ改善の評価を行った結果、コントラストは 1 波長画像のみを用いた手法と比べて 86.8%ほど改善することが確認された。

今後の課題として、血管深さの推定精度の向上、生体ファントムなどの実画像による実用性の検証、そして血管認証の精度向上に対する効果の検証、などがある。

本手法によって生体内の血管の立体構造の精緻獲得に対する基礎的な見通しが得られたことから、本研究は精密な血管構造を必要とする生体認証や医用機器の発展に寄与できるものと考えられる。

文 献

- [1] Koichi Shimizu, Koji Tochio, and Yuji Kato, "Improvement of transcutaneous fluorescent images with a depth-dependent point-spread function," APPLIED OPTICS Vol. 44, No. 11, 10 April, 2005.
- [2] Izumi Nishidate, Yoshihisa Aizu, and Hiromichi Mishina, "Depth visualization of a local blood region in skin tissue by use of diffuse reflectance images," OPTICS LETTERS, Vol. 30, No. 16, August 15, 2005.
- [3] J.Kim, D.Lanman, Y.Mukaigawa, R.Raskar, "Descattering Transmission via Angular Filtering", ECCV2010, Sep. 2010.
- [4] Watanabe, Shree K. Nayar, "Rational Filters for Passive Depth from Defocus," International Journal of Computer Vision 27(3), 203-225, 1998.
- [5] Naoto Miura, Akio Nagasaka, Takafumi Miyatake, "Feature extraction of finger-vein patterns based on repeated line tracking and its application to personal identification," Machine Vision and Applications, Vol.15, No.4, pp.194-203, 2004.
- [6] Naoto Miura, Akio Nagasaka, and Takafumi Miyatake, "Extraction of Finger-Vein Patterns Using Maximum Curvature Points in Image Profiles," IEICE TRANSACTIONS on Information and Systems Vol.E90-D, No.8, pp.1185-1194, 2007.
- [7] R. Sanchez-Reillo, B. Fernandez-Saavedra, J. Liu-Jimenez, C. Sanchez-Avila, "Vascular Biometric Systems And Their Security Evaluation," in 2007 41st Annu. IEEE Int. Carnahan Conf. Security Technology, pp. 44-51, 2007.
- [8] Wang Lingyu, Graham Leedham, "Near- and Far-Infrared Imaging for Vein Pattern Biometrics," Proc. of the IEEE International Conf. on Video and Signal Based Surveillance (AVSS'06), 2006.
- [9] 小澤利行, 浅野薫, 沼田成弘, 蓮井康嗣, 高地泰浩, 石原謙, "近赤外分光画像計測法による血中ヘモグロビン濃度の無侵襲測定", 生体医工学, 43(1), pp. 93-102, 2005.
- [10] Morits Blume, Darko Zikic, Wolfgang Wein, and Nasir Navab, "A New and General Method for Blind Shift-Variant Deconvolution of Biomedical Images," MICCAI 2007, Part I, LNCS 4791, pp. 743-750, 2007.
- [11] Changyin Zhou, Oliver Cossairt, and Shree Nayar, "Depth from Diffusion," IEEE Conference on Computer Vision and Pattern Recognition (CVPR), Jun, 2010.
- [12] WILLIAM HADLEY RICHARDSON, "Bayesian-Based Iterative Method of Image Restoration," JOSA, Vol. 62, Issue 1, pp. 55-59, 1972.