

CIGS イメージセンサを用いた静脈血管の可視化に関する研究

村山 嘉延、 酒谷 薫

日大工・電気電子

1. 序論

近赤外光は生体に対する透過性が高いことから、血管・血流のイメージングへの応用することで、静脈注射時の血管の可視化、酸素飽和量の可視化、透析に用いる内シャント形成後の血流検査、心臓手術におけるバイパス形成後の血流確認などが実現できると期待されている^[1]。しかしながら、近赤外光の画像取得において従来の CCD/CMOS カメラでは十分な受光感度が得られずに、血流の可視化までは実現できていない。

一方で、ローム株式会社は、Cu（銅）、In（インジウム）、Se（セレン）、Ga（ガリウム）の化合物から構成された CIGS を用いて、CIGS イメージセンサを開発した。CIGS イメージセンサは従来の Si（シリコン）と比較して可視光～近赤外光領域までの広帯域で有意に高い感度を有しており、静脈や血流が可視化できるのではないかと期待されている^[2]。

そこで本研究では、CIGS イメージセンサを用いて、前腕静脈部位が鮮明に可視化できるかどうか研究した。まず、波長毎に静脈および近傍皮膚組織部位の輝度値の比から輝度比を算出し、簡易的なスペクトル計測を行った。次に、異なる 2 波長で得られた画像から静脈の画像強調処理する手法について検討したので、結果を報告する。

2. 近赤外波長と静脈対皮膚輝度比の関係

2.1 実験方法

本実験では、近赤外分光装置などの高価な装置を用いて吸光度を測定する代わりに、静脈部位と静脈近傍の皮膚組織部位との輝度比を算出して簡易的なスペクトルを計測する手法を提案する。

図 1 に、CIGS イメージセンサを用いた撮影の様子を示す。ハロゲン光源を用いて前腕部位を照

射し、反射光を、光学フィルタ（エドモンド製；770nm, 780nm, 810nm, 830nm, 950nm, 1064nm, 1100nm の 7 種類）を通して CIGS イメージセンサ（ローム製）で撮影した。

CIGS イメージセンサのピント調整は、 $\lambda=770\text{nm}$ 撮影時に焦点が合うように、撮像距離とレンズフォーカスを調整し、以降一定とした。露出調整は、絞りを一定とし、露光時間を 16.6msec ($\lambda=770\text{nm}\sim 830\text{nm}$)、41.0msec ($\lambda=950\text{nm}$ から 1100nm) の 2 段階に調節した。ハロゲン光源から CIGS イメージセンサに直接入射される光、および被写体以外からの反射光は、それぞれ遮光板および黒体放射板（被写体の下に敷く）を用いて除去した。

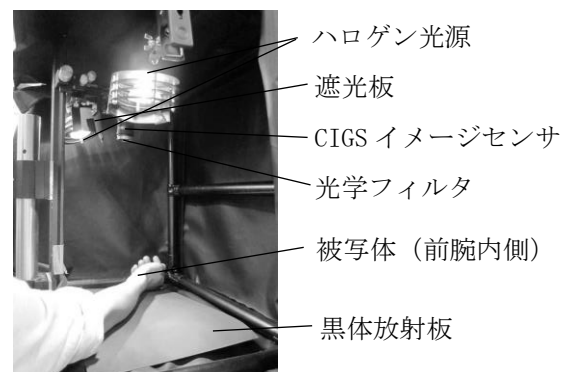


図 1. CIGS イメージセンサを用いた撮影の様子

被写体には、年齢 22～23 歳の男性 3 名 (A, B, C) の前腕内側を用いた。7 種類のフィルタ毎に 10 回撮影 (60fps) し、パーソナルコンピュータに保存した。撮像した画像から、静脈部位を含む ROI (サイズ 100×100) を抽出した。撮影した 10 枚の画像を平均し、CIGS イメージセンサの暗電流ノイズと、拍動による輝度の変化を低減した。CIGS イメージセンサの素子間感度誤差は、メディアンフィルタ (5×5) をかけて除去した。

静脈対皮膚輝度比の算出方法を以下に記す。前

述処理した画像から、血管部位(1点)と血管近傍部位(2点)の輝度値を測定し、式(1)を用いて輝度比を算出した。同様の輝度値を離れた10箇所から測定し、平均して光源のばらつきによる誤差を無くした。

$$\text{輝度比} = \frac{\text{静脈部位}}{\text{静脈近傍部位}} \dots\dots\dots (1)$$

2.2 実験結果

図2に、各フィルタ波長別に撮影した画像から、輝度値の平均が一定になるようにノーマライズした画像を示す。フィルタの波長が長くなるに伴い、950nmより長い波長では、CIGSセンサの受光感度が下がるために2.5倍長い時間露出しているため画像が粗くなり、加えて焦点距離が僅かに変化するために、静脈がぼやけて写っている様子が見てとれる。

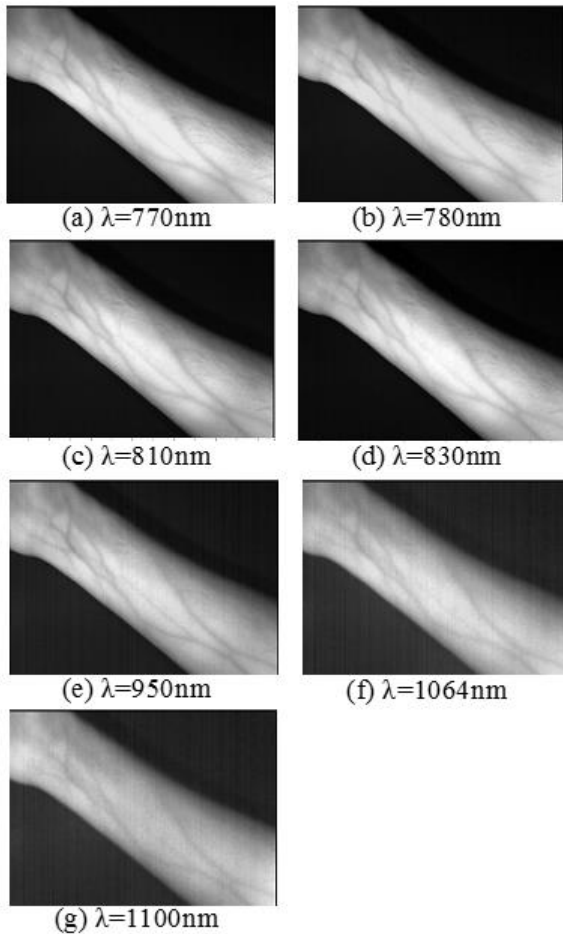


図2. 撮影画像

各被験者に対して、波長毎に測定した輝度比の

平均値を表1にまとめ、図3にグラフ表示した。全ての被験者通して、 $\lambda=770, 1064\text{nm}$ でほぼ同じ値を示し、 $\lambda=830\text{nm}$ で谷底となる凹型の特性が得られた。すなわち、 $\lambda=830\text{nm}$ において、最も静脈部位がコントラスト高く観察できる。

表1. 各波長に対する被験者毎輝度比

λ 波長 (nm)	被験者		
	A	B	C
770	0.937±0.013	0.936±0.013	0.952±0.010
780	0.936±0.017	0.924±0.001	0.942±0.012
810	0.911±0.008	0.904±0.017	0.931±0.008
830	0.887±0.012	0.872±0.016	0.907±0.012
950	0.916±0.013	0.909±0.018	0.936±0.011
1064	0.947±0.011	0.932±0.008	0.942±0.010
1100	0.949±0.011	0.947±0.013	0.969±0.026

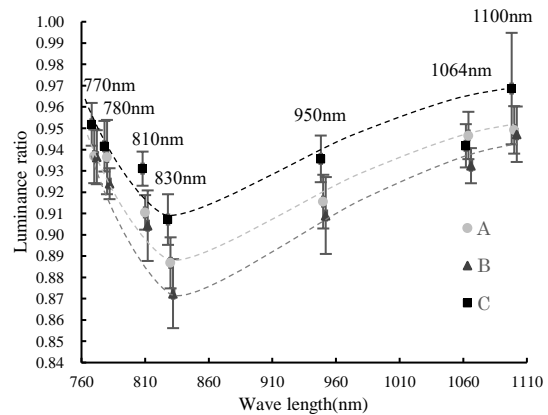


図3. 波長に対する輝度比 (被験者3名)

3. 画像演算による静脈血管の強調

3.1 実験方法

前節にて、 $\lambda=830\text{nm}$ を用いて最もコントラスト高く静脈が観察できる結果を得たが、本節では、さらに静脈を強調して画像表示する演算方法について検討する。

もっともコントラストが高かった $\lambda=830\text{nm}$ 、およびコントラストが低い輝度が高くピント調整されている $\lambda=770\text{nm}$ の2画像を用いて、差分を画像に強調表示させる方法を選択した。両波長の輝度比を算出した元データ(静脈部位と近傍の皮膚部位の輝度値)、および強調表示のための演

算のスキーム図を図 4 に示す。λ=770nm における輝度値を x, λ=830nm における輝度値を y とする。λ=770nm における輝度値 x は、静脈部位で 2899, 皮膚部位で 3095 であった。λ=830nm においては、それぞれ 2640, 2980 であった。まず、皮膚部位の輝度値が揃うように λ=770nm の輝度値を 0.963 倍する。(0.963 × x)。次に、λ=830nm の輝度値との差分を算出 (0.963 × x - y) 算出した差分を、さらに λ=830nm の値から引く (y - (0.963 × x - y)) ことで、より静脈部位が強調された画像を得る。

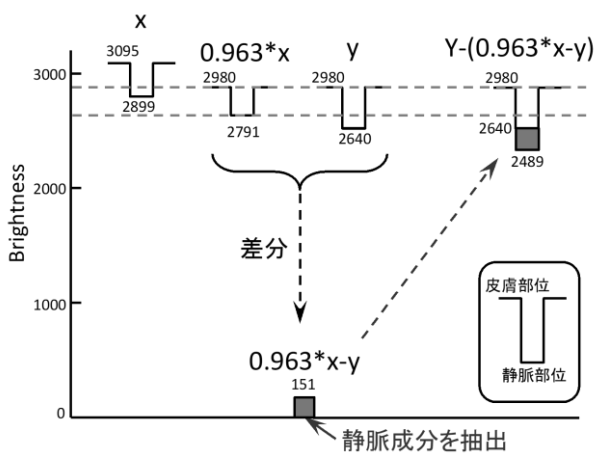


図 4. 画像演算のスキーム

3.2 実験結果

画像演算により静脈を強調した画像を図 5 に示す。図を見て分かるように、λ=830nm の撮影画像よりも、静脈血管が強調された。

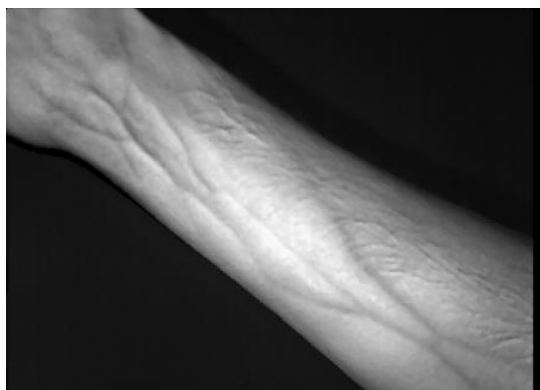


図 5. 画像演算処理後の画像

4. まとめ

CIGS イメージセンサを用いて、ヒトの前腕内側部の静脈血管の撮影を行い、近赤外波長別に、静脈部位と静脈近傍の皮膚組織部位の輝度比を算出し、簡易的なスペクトルを計測した。輝度比が最も低い λ=830nm と輝度と輝度比が高い λ=770nm の撮影画像を用いて、画像演算によって、静脈血管の強調を行った。

CIGS イメージセンサを用いて各フィルタの波長別に撮影を行った結果、波長が長くなるに伴い、撮影画像の輝度が低下した。よって、輝度の高い撮影画像は静脈血管が見え易いことがわかった。輝度比を用いて、スペクトルを計測した結果、λ=830nm で最も輝度比が低いことから、静脈部位と静脈近傍の皮膚組織部位の輝度値の差が大きく、視覚によって静脈部位と皮膚組織部位の区別が可能だと考えた。

画像演算による静脈血管の強調化は、輝度と輝度比が高い λ=770nm と輝度比が最も低い λ=830nm の輝度値の差を増加させて静脈血管が視覚的に強調されることがわかった。

以上のことから、CIGS イメージセンサを用いて画像演算を行うことで、ヒト静脈血管の可視化の可能性が示された。

参考文献

- [1] 飛澤 直哉, 浪田 健, 加藤 裕次, 可視光と近赤外光による血管透視象同時観察システムの開発, 電子情報通信学会, pp. 147-152, 2011
- [2] Vladimir P. Zharov, Scott Ferguson, John F. Eidt, Paul, C. Howard, Louis M. Fink and Milton Waner, Infrared imaging of subcutaneous veins, Lasers, Surg. Med., vol34, no. 1, pp56-61, Jan. 2004.
- [3] 上村 健二, 橋本 賢介, 伊藤 ひとみ, カメラシステムにおける複合ぼやけ補正手法の検討, 映像情報メディア学会誌, Vol162, No. 11, pp. 1-7, 2008