

近赤外発光フレキシブル面光源が拓く 生体情報センシングの新たな価値

New Values in Biometric Sensing by Flexible Infrared-Emissive Surface Light Source

宮田 康生*
Yasuo MIYATA

中林 亮**
Ryo NAKABAYASHI

植田 則子*
Noriko UEDA

辻村 隆俊***
Takatoshi TSUJIMURA

要旨

近赤外光は生体透過性や不可視性の特徴を有し、生体情報や非破壊検査などのセンシング用光源に用いられている。本論文では、新たに開発した近赤外発光フレキシブル面光源について報告する。本面光源を用いたパルスオキシメーターや静脈認証への展開を検討し、従来のLED点光源にはない新しい価値を見出した。

近赤外発光フレキシブル面光源は、すでに商品化している赤色発光フレキシブル有機ELパネルと新規開発した近赤外発光フィルムで構成される。近赤外発光フィルムは、赤色光を吸収して近赤外光を放射するダウンコンバージョン機能を有している。実際に、開発した3種類の近赤外発光フィルムは、630nmの有機ELの赤色光をそれぞれ761nm, 799nm, 834nmの光にダウンコンバートし、15×15mm²光源で生体情報センシングに必要とされる1mW以上の放射束の出力を4V未満での駆動で可能とした。

パルスオキシメーターを想定した脈波計測の検討において、LED点光源では難点を有する指の根元での計測で、良好な装着感での実用レベルの高感度を確認できた。手首での計測では、15×15mm²と20×45mm²の異なるパネルサイズの比較において、パネルサイズの大きい光源の方が高感度を示す結果が得られた。指の根元や手首での計測を可能とするパルスオキシメーターは、既存品の指先装着の煩わしさや外れやすさを解消できることから、入院患者のQOL (quality of life) 向上や看護師の業務量軽減に寄与できる。

静脈認証を想定した静脈撮像では、認証精度を高めるためにはハイコントラストの像を得る必要がある。そのためには、指に均一に近赤外光を照射することが望まれている。LED光源を用いた静脈撮像では白飛びした像が得られたのに対し、本面光源を用いた場合は均一な像を得ることができた。

以上の結果から、近赤外発光フレキシブル面光源の特徴である生体透過性、ウェアラブル性、均一面発光性を活かして、新しい価値を見出すことができた。

Abstract

Near-infrared light, which is permeable to human skins and also invisible for eyes, has been used for biometric sensing and non-destructive inspection, and so on. In this study, a near-infrared flexible surface light source device was developed by a novel approach. A pulse oximeter and a vein authentication were fabricated, and it turned out that the new surface form factor brings some important values compared with conventional LED point sources.

Our light source is composed of a commercialized red-emissive OLED panel and a newly developed infrared-conversion film on the red-emissive OLED. This film down-converts red light to near-infrared. Three kinds of films irradiated by the maximum emission wavelength of 630 nm exhibit the maximum emission wavelengths of 761 nm, 799 nm, and 834 nm, respectively. More than 1 mW radiant flux, which is the requirement for the biosensing applications, has been obtained by 15×15 mm² panel with below 4 V driving condition.

It has been proven that the oximetry at the base of the finger and at wrist can bring large QOL improvements for hospitalized patients and can decrease the nurse workloads, as it decreases the frequency of equipment detachment caused by patient's discomfort and also can avoid the drop-offs that repetitively happens with conventional fingertip devices. Higher sensitivity at the base of the finger is confirmed by our light source than LEDs. With wrist measurement, higher sensitivity was achieved with larger-size illumination of our light sources.

Two vein authentication prototypes were fabricated with our light source and with three LEDs. A capture image of vein luminated by LEDs shows contrast blowout. On the other hand, our light source has excellent uniformity and shadow-less features, therein the obtained high-contrast image promises high authentication accuracy.

*開発統括本部 要素技術開発センター 未来創造室

**開発統括本部 要素技術開発センター 事業化推進室

***材料・コンポーネント事業本部 機能材料事業部 OLED事業推進室

1 はじめに

近赤外光は生体透過性や不可視性といった特徴を有していることから、生体情報センシング、光線力学療法、非破壊検査、状態監視などに広く用いられている。生体情報センシングや非破壊検査に適している光源としては、QOLを向上し得る装着感が良好なウェアラブル性、センシング精度向上のために対象範囲全体に光を均一に照射してノイズとなる影を抑制し得る面光源での無影性、が挙げられる。生体情報センシングにおいては、ヘモグロビンと水が大きな吸光度を有さず光が透過する700–900nmの波長域、いわゆる「生体の窓」とよばれる近赤外光が用いられている¹⁾。近赤外光を用いた生体情報センシングの例として、病院・遠隔医療やスポーツといった場面で血中酸素濃度を計測するパルスオキシメーター、生体認証の中でも最も高いセキュリティ能を有する静脈認証²⁾、さらには脳機能計測などがある。

一方、2010年代に入り、有機ELはディスプレイや照明の試作品や商品で活発に実装されてきた。特に、スマートフォンやテレビ向けの有機ELディスプレイは幅広く採用され、非常に高いコントラスト比、薄さ、応答性、柔軟性といったメリットが活かされている。有機ELは、その他、高い曲げ耐性、低い熱発生、分子設計による発光波長の選択性、均一な発光配向性などの特徴を有している。有機ELのこれらの特徴は、レーザー発振³⁾や近赤外発光⁴⁾といった技術と合わせることで新たな価値を見出せる可能性を秘めており、研究開発が盛んに行われている。

近赤外発光では発光材料において、「エネルギーギャップ則」⁵⁾とよばれる量子収率の低下や、長波長発光を発現させるための π 共役系拡張に起因する凝集消光の促進といった課題が知られている。これらの色素の課題は有機EL素子において、高電流密度下や発光材料の高ドープ下での外部量子収率の低下を生じ、さらには近赤外光を高出力する際の駆動電圧上昇や素子寿命低下といった現象を招く。このような課題に対して、我々は新たなアプローチにより近赤外発光フレキシブル面光源を開発し、近赤外光の高出力、低電圧駆動、および長寿命素子を両立することに成功した。我々の近赤外発光フレキシブル面光源は、すでに実用化している赤色発光フレキシブル有機ELパネルに、新規開発した近赤外発光フィルムを被せた構成である (Fig. 1)。この近赤外発光フィルムは赤色光を吸収して近赤外光を放射するダウンコンバージョン機能を有している。この構成により、赤色発光有機ELパネルの利点である低電圧駆動・高電流密度下での高出力と長素子寿命を維持したまま、近赤外光を放射できることを実現した。この近赤外発光フレキシブル面光源の応用展開の例として、パルスオキシメーターを想定した脈波計測、静脈認証を想定した静脈撮像を検討した。LED点光源との比較を行った結果、このフレキシブル面光源の優位性を見出すことができたので、以下報告する。

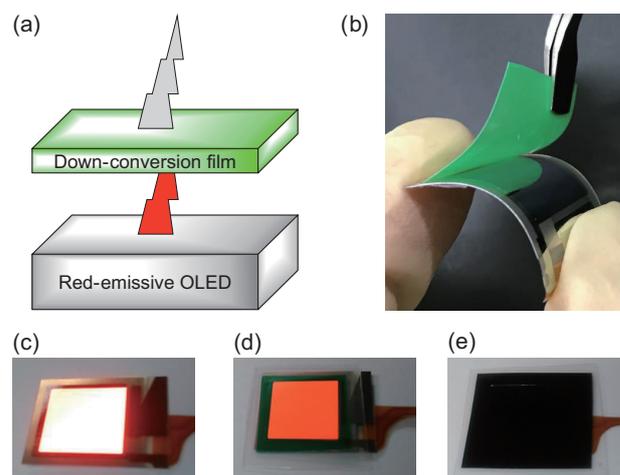


Fig. 1 (a) Illustration and (b) picture of a near-infrared flexible surface light source by down-conversion film and red-emissive OLED. Pictures of lit device in (c) red-emissive OLED, (d) red-emissive OLED covered with down-conversion film, and (e) red-emissive OLED covered by down-conversion and red-light blocking films.

2 近赤外発光フレキシブル面光源の概要

赤色光を吸収して近赤外発光するダウンコンバージョンフィルムは、発光材料を含む溶液からアプリケーションを用いてフィルム化した。赤色発光フレキシブル有機ELパネルには4V以下で電流駆動可能なコニカミノルタ製の15×15mm²パネル (A9F4C0A) を用い⁶⁾、ダウンコンバージョンフィルムを張り合わせることで近赤外発光フレキシブル面光源を作製した。

本報告では3種類のダウンコンバージョンフィルムA–Cを準備し、近赤外発光フレキシブル面光源での物性を比較した。Fig. 2には、A9F4C0Aパネルおよび3種の近赤外発光面光源の発光スペクトルを示す。フィルムA、B、Cを被せた光源は、それぞれ761、799、834nmに発光波長を示し、赤色光がダウンコンバートされていることが確認できた。Table 1に示す変換効率率は、それぞれのフィルムの量子収率、エネルギーのダウンコンバート、取り出し効率を反映した値となっている。市販のバイオセンシング用途の近赤外光源では少なくとも1mW以上の放射束が必要とされているが^{4b)}、フィルムA–Cを被せた全ての光源において4V以下・40mA (17.8mA/cm²)で1mW以上の出力が可能となっている。さらには、有機ELパネルを100mA (44.4mA/cm²)で高出力した際でも、変換効率を維持して高い放射束を示すことが分かった。この結果は、有機ELパネルの出力を大きくしてもダウンコンバージョンフィルムが効果的に働いていることを示している。Fig. 3aに示すように、フィルムCを被せた有機ELパネルの電流密度を17.8から44.4mA/cm²に段階的に変化させると、近赤外領域の分光放射輝度が増加した。電流密度と放射輝度をプロットすると、赤色光の出力に比例して近赤外光の出力も増加していることが分かった (Fig. 3b)。この結果は、組み合わせる光源の出力に応じて、近赤外光を制御できることを示している。

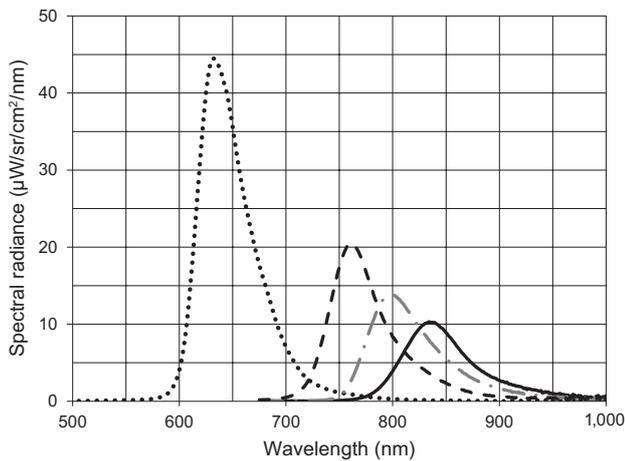


Fig. 2 Emission spectra of red-emissive OLED (•••) and red-emissive OLED covered with film A (- - -), B (- • -), and C (—) at 17.8 mA/cm².

Table 1 Emission and down-conversion properties using film A, B, and C.

Film	15x15mm ² Red-emissive OLED						
	17.8 mA/cm ² (40 mA)				44.4 mA/cm ² (100 mA)		
	Emission Peak (nm) ^a	RCE ^b (%)	Radiance (W/sr/m ²)	Radiant flux (mW)	RCE ^b (%)	Radiance (W/sr/m ²)	Radiant flux (mW)
A	761	24	6.2	4.4	25	14.2	10.0
B	799	18	4.8	3.4	19	11.0	7.8
C	834	14	3.8	2.7	15	8.5	6.0

^a Measurements by radiation of red-emissive OLED. ^b Radiance conversion efficiency (RCE) is expressed by the following equation: RCE (%) = 100 × (converted infrared radiance) / (red radiance of OLED).

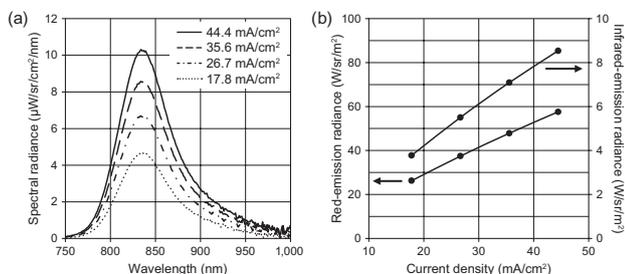


Fig. 3 (a) Emission spectra of red-emissive OLED covered with film C and (b) the plot of radiances in red-emissive OLED and red-emissive OLED covered with film C, according to current density.

3 アプリケーションに対する面光源の利点

フレキシブル有機EL照明には、LEDのような他の従来の点光源と比較して、さまざまな独自のメリットがある。特に、モノのインターネット (IoT) 環境に使用される機器では、人類に新しい体験をもたらしている。

3.1 無影照明による認証精度の向上

多くのIoTビジネスモデルでは、イメージセンサーとパターンマッチングアルゴリズムによる個人の識別が使用されている。しかし、従来の照明技術では、照らされた物体が影をつくり、影がパターンマッチングの誤判定

を引き起こす。特にLED照明では、複数の影と白飛びしたハイライトが作成されるが、これらはコンピュータアルゴリズムでは簡単に削除できず、認証精度の低下を招く。有機ELなどの面光源の場合、プロの写真に使用されるレフ版と同様に影は作成されず、白飛びしたハイライトは起きない。これにより、ソフトウェアが写真画像から人間を識別しやすくなり、個人識別の精度が向上する。

3.2 アライメントフリーの照明

写真照明 (LEDまたはOLED) + 検出 (イメージセンサーまたは光検出器) システムが認証または医療用分析検出システムに使用される場合、測定精度は、光源、照射される物体、および検出器の3つの物の位置に大きく依存する。LEDのような点光源の場合、特に人間の動きに依存して、距離は非常に簡単に変更され得る。一方、有機ELのような面光源の場合、光源と照らされた物体の間の距離は確実に一定に保つことができ、測定の安定性を高めることが可能となる。

3.3 優れた放熱による低い温度上昇

医療または認証の一部のアプリケーションでは、光源と人間の皮膚の間に非常に短い距離が必要とされる。点光源の場合、熱容量は非常に制限される。これは、小さな体積容量が放熱領域で囲まれることで、大きな温度上昇が発生する0次元系となるためである。しかし、有機ELのような2次元系となる面光源の場合、放熱のための十分な領域があるため、温度上昇が非常に小さくなり、機器が皮膚の表面に取り付けられたときの低温火傷のリスクを低減することができる。

4 脈波計測での面光源の優位性検証

近赤外発光フレキシブル面光源を用いて、パルスオキシメーターへの展開を想定した脈波計測を検討した。既存の指先でのパルスオキシメーターは、装着時の煩わしさや外れやすさから入院患者のQOL低下や看護師の業務量増加、交通事故などの救急時にマニキュアでの透光性低下による測定誤差発生、といった社会課題がある。そのため、指の根元や手首での良好な装着感を有する血中酸素濃度計測の実現を目指している。Fig. 4に示すように、既存のLED点光源装置での指先計測は、骨が細いために透過型での計測が可能である。一方、指の根元の場合は骨が太いために、光源とセンサーで指を挟む形式では光が遮られてしまい計測は困難となる。指の側面から入射させる形式では、LED光の指向性が強いために光源とセンサーの位置関係を厳しく固定する必要があり、装着感が損なわれる。このようなLED点光源の課題に対して、有機ELを用いたフレキシブル面光源 (Fig. 4-7中では、OLEDと表記) を使用して、太い骨が存在する指の根元での透過型および手首での反射型での脈波計測の検討を行った。

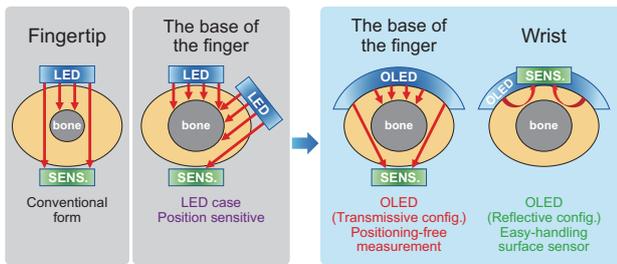


Fig. 4 Illustration of the difference between pulse wave sensing parts using LED or OLED illumination.

最初に、指先での計測を行って既存品（コニカミノルタUD-5Cプローブ）との性能の比較を行った（Fig. 5）。以下、評価モジュールは全て、Texas Instruments社製の装置（AFE4403EVM）とソフト（AFE4403EVM GUI）を用いた。脈波信号の性能は脈波の変動成分（AC）および固定成分（DC）からAC/DCを算出し、10回以上計測して行った。既存品の計測ではAC/DC=5.2–6.9%で、平均AC/DC=6.1%が得られた。本面光源とセンサーD（浜松ホトニクス製Si PINフォトダイオードS12158-01CT）を組み合わせたシステムでの計測では、AC/DC=4.5–5.8%、平均AC/DC=5.0%で、LED光源と同等レベルのAC/DC性能が得られた。この結果より、本面光源は、生体情報センシング光源としてのポテンシャルを有していることが確かめられた。

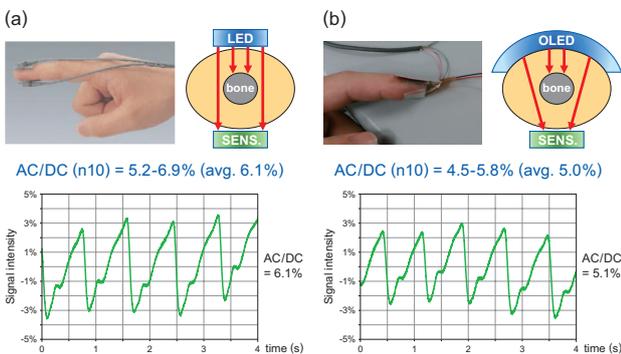


Fig. 5 Measurements of the pulse wave at fingertip using (a) LED (910 nm, Konica Minolta UD-5C probe) and (b) OLED (834 nm, 15 × 15 mm² panel).

次に、指の根元での性能を比較した（Fig. 6）。LED光源（910nm）とセンサーDを組み合わせた比較システムでは、AC/DC信号を示すLED光源の設置位置を探して測定を行った。さらに信号が得られた位置において、光源とセンサーを指に厳しく固定した際に最も強い信号が得られ、その結果は、AC/DC=0.8–1.8%で、平均AC/DC=1.3%であった。noisyな波形が得られた原因は、ACおよびDC信号がともにセンサーに届きにくく、得られる信号が弱くなっているためであると推察される。一方、本面光源の場合、センサーDの位置は変更せず指に沿わせるように緩く設置し、光源を指に被せただけの測定で、AC/DC=2.3–3.5%、平均AC/DC=2.9%の結果を容易に得ることができた。本面光源の使用ではLED光源の時と

は異なりシャープな波形を示し、脈波データが高精度に得られることが分かった。これらの結果は、面光源の使用でLED光源よりも高いAC/DC性能が得られただけではなく、LED光源での課題である位置固定に関する計測再現性や装着性においても面光源の優位性を確認できた。

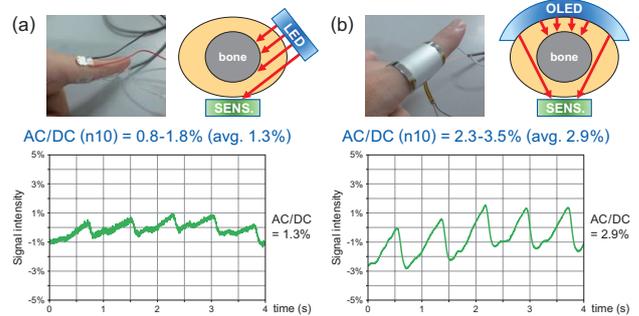


Fig. 6 Measurements of the pulse wave at the base of the finger using (a) LED (910 nm, Konica Minolta LM-5C probe) and (b) OLED (834 nm, 20 × 45 mm² panel).

最後に、異なるサイズの面光源を用いて、手首での計測の比較を行った（Fig. 7）。手首での計測では、面光源の中心にセンサーDを配置して反射型の構成で検討した。15 × 15 mm²光源ではAC/DC=0.3–1.4%・平均AC/DC=0.8%であったのに対し、20 × 45 mm²光源（コニカミノルタ製A88MC00）ではAC/DC=0.3–3.6%・平均AC/DC=1.4%の結果であった。両者ともAC/DCのバラツキは大きいものの、光源サイズが大きい方が高い性能を示し、より深部の生体情報が得られていると推測される。現在、反射型でのセンサーと光源の最適な配置について検討を進めている。

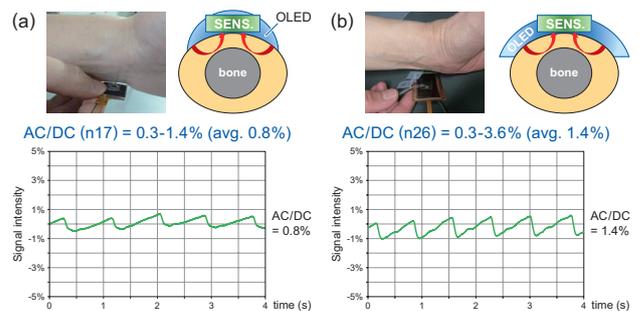


Fig. 7 Measurements of the pulse wave at wrist using (a) OLED (761 nm, 15 × 15 mm² panel) and (b) OLED (761 nm, 20 × 45 mm² panel).

5 静脈撮像での面光源の優位性検証

生体認証の中で、静脈認証は指紋、顔、声、虹彩、網膜といった認証方式よりも安全性が高く、かつ虹彩認証と並んで精度が高いことが知られている^{2a)}。静脈認証において、高い認証精度を維持・向上するためには、認証する指に均一な光を照射して静脈の高いコントラストで撮像し、ノイズとなる影に静脈の特徴点を埋もれさせることなく抽出する必要がある。均一な面発光の優位性を確認することを目的に、本面光源とLED光源の比較を行った。

検証を行うために、Fig. 8 に示す装置を作製した。OV7670 CMOSカメラには、SCCB (シリアルカメラコントロールバス) インターフェイスを使用して、CPUボード (Arduino-UNO互換のFreaduino UNO Rev.1.8ボード) に接続した。CPUボードのUSB-BソケットはUSBケーブルを介してPCに接続し、CMOSカメラでキャプチャされた画像はArduino IDEでコーディングされたプログラムによって保存した。CMOSカメラの上には、バンドパスフィルター (Asahi Spectra LIX780) を配置し、780nmより短い波長の光成分を除去することで、赤外線モニタリングの信号対雑音比が向上させた。この構成により、バンドパスフィルター上で、本面光源の近赤外光で照らされたテスト対象の指の検出を行った。認証に最適な照明位置を見つけるために、近赤外光放射のいくつかの位置構成の試行を行った (Fig. 8 は下面からの照射による反射型の構成であり、Fig. 9 は側面照射による透過型の例を示している)。点光源と面光源の違いを理解するために、Fig. 9 に示す構成で、指静脈の写真を撮像して比較した。LED光源は、3個の近赤外LED (浜松 LI2170, ピーク: 870nm) を一列に並べて使用した。

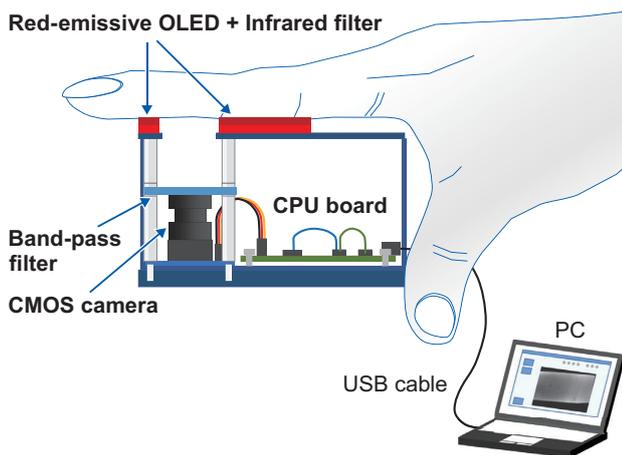


Fig. 8 Schematic diagram of an equipment for vein authentication experiment (An example to illuminate a finger from underneath.).



Fig. 9 An example of side illumination for finger vein authentication.

Fig. 10a は、近赤外LEDで照射した手の指静脈の写真である。静脈と他の領域のコントラストは明確だが、ヒストグラムの最も右側の領域 (Fig. 10b) の255番目のグレーレベルが示すように、領域の上部が白飛びした像が得られた。通常、静脈認証はキャプチャ画像上の特徴点の形状や分布を分析することによって実行されるが^{2c)}、Fig. 10a のようにコントラストが失われた領域では特徴点が消去される。特徴点の逸失は認証を行った人がシステムに保存されている認証情報と同じではないことを誤って示すので、認証の正確さ、特に本人拒否率 (FRR) の低下を招く^{2d)}。一方、Fig. 11a に、本面光源によって撮像された写真を示す。Fig. 11b のグレースケールヒストグラムが示すように、配光は非常に均一で、影がなく、コントラストが失われていない。このような画像の場合、認証機能の損失は発生しないため、認証の精度を安全に維持することができる。

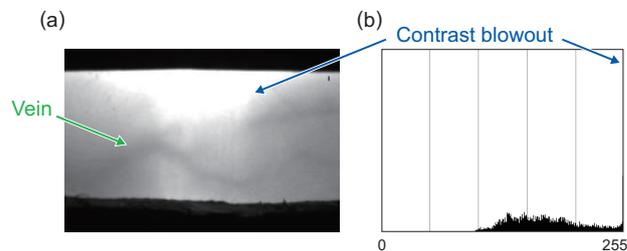


Fig. 10 (a) A photograph and (b) gray scale histogram of human finger vein by illumination using LED (870 nm).

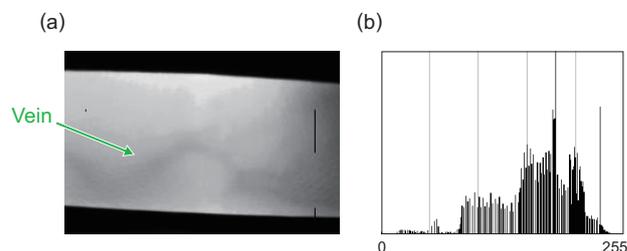


Fig. 11 (a) A photograph and (b) gray scale histogram of human finger vein by illumination using OLED (834 nm).

6 まとめ

赤色光を吸収して近赤外光を放射するダウンコンバージョンフィルムを新たに開発し、フレキシブル有機ELパネルと組み合わせることで、近赤外発光フレキシブル面光源を作製した。本面光源は、ダウンコンバージョンフィルムを変更することで、近赤外光の放射スペクトルをさまざまなアプリケーションに合わせてカスタマイズすることができる。本面光源は、脈波計測および静脈認証のアプリケーションに十分な放射束を有することを実証した。さらには、LED点光源に対する本面光源の優位性について、均一な面発光性、無影性、アライメントフリー性、フレキシブル性の特徴を活かした高精度データ取得および高い生体親和性を示すことができた。高精度でのデータ取得は、大量データを扱うデジタルトランス

フォーメーションにおいても重要なファクターになる。今後は、今回紹介したアプリケーションでの実装を進めるとともに、他の生体情報センシングのみならず非破壊検査などへの新たな用途を広げ、デジタルトランスフォーメーションにおける高精度データ取得に貢献していきたい。

7 謝辞

赤色発光有機ELデバイスにおいて、ユニバーサル ディスプレイ コーポレーションの Universal PHOLED™ Phosphorescent OLED Technology に感謝いたします。

●出典

本稿はSociety of Information Displayの“DISPLAY WEEK 2020”の「Miyata Y., Nakabayashi R., Tabata K., Ueda N., Yamada T., Kon S., Tsujimura T. “P-207: Late-News-Poster: Infrared Down-conversion of Organic Light Emitting Diode Emission for Medical Use and Vein Authentication”, *SID Symposium Digest of Technical Papers*, 2020, 51, 1676.」およびポスター発表資料を加筆修正して転載したものである。

●参考文献

- 1) Barolet D., *Semin. Cutan. Med. Surg.*, **2008**, 27, 227.
- 2) (a) Saini R., Rana N., *Int. J. Adv. Sci. Technol.*, **2014**, 2, 24.
(b) Sakthivel G., *Int. J. Comput. Appl.*, **2015**, 112, 17. (c) Miura N., Nagasaka A., Miyatake T., *Mac. Vis. Appl.*, **2004**, 15, 194. (d) Song W., Kim T., Kim H. C., Choi J. H., Kong H.-J., Lee S.-R., *Pattern Recognit. Lett.*, **2011**, 32, 1541.
- 3) Sandanayaka A. S. D., Matsushima T., Bencheikh F., Terakawa S., Potscavage Jr. W. J., Qin C., Fujihara T., Goushi K., Ribierre J.-C., Adachi C., *Appl. Phys. Express.*, **2019**, 12, 061010.
- 4) (a) Zampetti A., Minotto A., Cacialli F., *Adv. Funct. Mater.*, **2019**, 1807623. (b) Yamanaka T., Nakanotani H., Hara S., Hirohata T., Adachi C., *Appl. Phys. Express*, **2017**, 10, 074101.
- 5) Englman R., Jortner J., *Mol. Phys.*, **1970**, 18, 145.
- 6) Tsujimura T., Fukawa J., Endoh K., Suzuki Y., Hirabayashi K., Mori T., *J. Soc. Inf. Disp.*, **2015**, 22, 412.