

VCSELによるfNIRSの高分解能化

石井稔浩、高橋陽一郎、下川文明、山下宙人

近年、VCSEL(面発光レーザ)は、スマートフォンの3D顔認証、ライダなど、応用範囲が広がっている。現在もVCSELの潜在能力を活かした新規アプリケーションの研究が盛んに行われている。本稿ではVCSELの技術的な強みの解説と、そのアプリケーションの展開、特に、後半では近赤外光による脳機能計測(fNIRS: functional near-infrared spectroscopy)に応用した例を取りあげて詳細を紹介する。

発光レーザ(VCSEL)

VCSELは、以前はパソコンの光学式マウスや光通信などの応用が知られているが、ここでは、最近の研究例に限定する。

「低消費電力」→スマートフォン(3D個人認証)

VCSELの特徴は、結晶成長する際の基板方向に垂直に共振器を形成することで、共振器長を単一モードまで小さくすることができて、光閉じ込めが強く低しきい値で発振するレーザである。端面LDやLEDに比べ、レーザ発振を起こすしきい値が低いことから、電流に対する光利用効率が格段によい。このため、電池駆動するようなスマートフォンなどには最適である。スマートフォンに利用する3D個人認証用の光源としては、格子状に非常に多くの発光点(ドットパターン)を作り、その格子が被写体上の凹凸によって歪むことをカメラ撮影することで、その被写体の凹凸、つまりは3次元情報を得ることができる。VCSELはLEDと異なりコヒーレント性が高いため、HOE(ホログラム)によるドットパターンを容易に形成できる。GaAs基板上に平面上に多数配列し、同一平面に電極も形成できることから、ウエハ上で通電検査も可能で、製造コストを低く

することができ、スマートフォンに搭載することも可能となった⁽¹⁾。省電力であることは、ウェアラブルセンシングにも活かされる。後述するようにLEDとは異なるコヒーレント性もVCSELにはあるため、ドップラー効果を利用した血流の検出が可能で、低消費が必要なウェアラブルセンサも研究されている。

「波長安定性・ビーム品質」→原子時計、大出力、TOFセンサの光源

VCSELは縦モードが単一なため、隣接する縦モードへのホップを起こさない。このため、環境温度が変化しても、波長が大きく変化するモードホップは起きない。波長の温度依存性も端面LDよりも1ケタ程度小さいことが知られており、環境温度を制御することで、共振器長をわずかながら変化させることができ、制御良く任意の波長を得ることができる。この特徴を活かした応用として、小型原子時計が研究されている⁽²⁾。小型原子時計ではガスセルに封入されたCsなどの吸収線に波長を合わせることで、モードホップが起きず温度による波長変化が小さいことは、大出力でVCSEL自身が高温に発熱する場合の温度上昇にも強いことになる。したがって、発光領域を2次元で高密度に集積することで、100W以

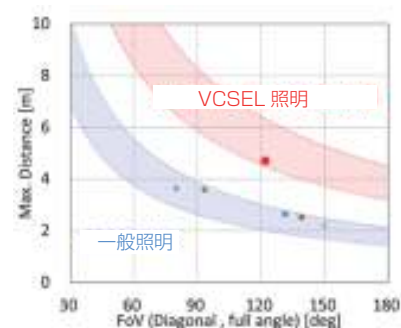


図1 TOFカメラでの視野角と距離。

上の大出力の光源を実現できる。この光源を使用した防犯カメラ用の光源⁽³⁾やエンジン点火プラグに応用する研究も進められている⁽⁴⁾。VCSELのビームは発散角が狭く、かつ、ビームのプロファイルもきれいである。そのため、シンプルな拡大光学系によって照射される光のプロファイルも広範囲に均一にすることが容易であり、TOF(Time of Flight)用の光源としても、有用である。特にLEDに比べスペクトルが狭いため、水蒸気の吸収波長を避けることも可能であり、光を長距離に伝搬でき、他の光源よりも有利なTOFカメラが実現できる可能性がある。図1に想定される検出角度と検出可能な距離を計算した結果を示す。

「発光点の配置」→用紙銘柄識別リーダー・3次元計測・アイトラッキング

VCSELは結晶成長する際の基板方向に垂直に共振器を形成することで、光源を2次元に高密度に配置できる。このような複数光源をそれぞれ独立に制御することで、高密度の光書き込みができるため、プリンターにおいて、書き込み用光源として使用されている⁽⁵⁾。

VCSELを光学センサに利用した例として、用紙銘柄識別リーダー⁽⁶⁾、3次元計測⁽⁷⁾、アイトラッキングなどがある。紙種センサは商用プリンターに使用される数百種類を超える紙の銘柄、紙の厚さなどを検出し、用紙に合わせた最適な印刷条件を簡単な操作で設定するデバイスであり、VCSELの安定した偏光制御を使用して、用紙の特徴量検出を実現している。

単一光源のレーザ光を散乱体である紙に照射するとスペckルが発生し、高精度な検出を阻害することが知られている。図2に示すような多チャンネルVCSELではそれぞれのチャンネルが異なる光源と見なすことができ、複数チャンネルからの光を同一箇所照射することでスペckル発生を抑制することが可能である(図3)。この原理は3次元計測などにも応用されている。

VCSELは一般的なLEDに比べ強い光を高効率に照射できるため、かつ高精度な光量制御が必要な3次元計測に応用できる。

また、アイトラッキング用光源として使用する場合、VCSELビームを被験体

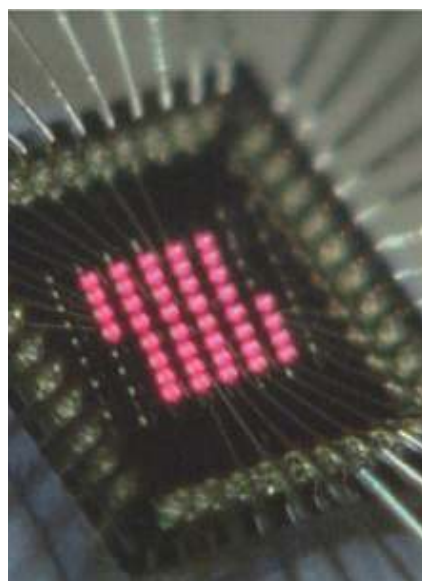


図2 VCSELアレイ。

(眼球表面)に照射する際の位置を切り替えによって、微小に照射位置を変えることが可能であり、それによって、眼球回転角の検出角度を広げることで、トラッキング性能を向上させている⁽⁸⁾。

我々はfNIRSへの応用として、プローブの端面の1点から2波長の近赤外光を4方向(計8ビーム)に射出する構成を考案し、脳機能の近赤外脳機能計測への応用を試みた。高精度に配列されたVCSEL光源は光学系と組み合わせることにより、ビームを正確かつ多方向に射出することが可能となるからである。

fNIRSの応用

近赤外光を利用し脳の賦活分布を非侵襲で計測する装置として、fNIRSがある。fNIRSは脳科学研究において、簡易な計測ツールとして広く利用されているとともに、医療用にも、「うつ病診断の補助」や「てんかん手術前検査」などが保険収載されている。現在研究されている中では、「ADHDの薬効判断⁽⁹⁾」「リハビリ⁽¹⁰⁾」への適応が期待されている。脳研究においては「機能性ネットワーク解析」が注目を集めている。機能性ネットワークは、脳の部位がそれぞれどのようなネットワークを作って機能しているかを解析する手法で、この解析によって、認知症、統合失調症、自閉症などを診断できる可能性がある。高価な装置であるfMRIを利用することで、機能性ネットワーク解析が可能であるが、健康診断のようなシーンでもっと簡易に計測



図3 スペckル除去機能。

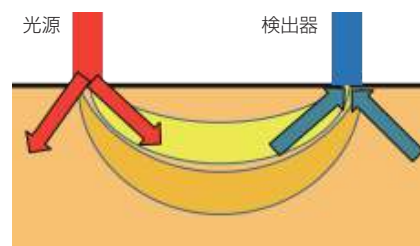


図4 多方向fNIRSのコンセプト。

するには、fNIRSのような簡易な計測装置が不可欠である。しかし、従来のfNIRSでは空間分解精度が不十分である。一般的なfNIRSは端面レーザを利用して、光ファイバを介して頭部に光を伝送する。しかし、近年、頭部表面に光源を配置して、小型、ウェアラブルのfNIRSの開発が進んでいる。一般的には、LEDを用いた例が多く、後述する拡散光トモグラフィ(DOT: Diffuse Optical Tomography)をできる機種も発売されている。光源としてVCSELを用いて、消費電力を低減している製品も発売され、補聴器レベルの大きさの製品も研究もされている。

多方向式DOTのコンセプト

拡散光トモグラフィ(DOT)はfNIRSを発展させた手法であり、生体内部の高精度・3次元的な機能的イメージングを行うことができる⁽¹¹⁾。DOTは2次元平面に配置した検出器のデータから3次元のデータへ拡張する不良問題を解く。この画像再構成アルゴリズムには基本的に高精度な順問題解析と逆問題解析を必要とする。順問題では生体内の光伝搬モデルを解いて検出される光を算出し、逆問題解析では計算結果と実測値の差を最小にすることで、光学特性値の分布を求める。逆問題を解く際には、我々が以前提案した階層ベイズ推定法を用いた⁽¹²⁾。しかし、3次元再構成に必要な情報を得るためには、プローブ間隔15mm以下の

高密度fNIRS計測が必要となり、実験をより複雑で手間の掛かるものにして⁽¹¹⁾。本研究では、プローブ間距離が狭い高密度化とは異なり、多方向光源と多方向検出器を用いることで、DOTを行うことのできる新しい計測方法を提案する(図4)。本方式は、1つのプローブから2波長4方向に近赤外光を放射し、受光プローブに入射した光を4分割に方位分割することで、脳血流の賦活エリアの空間分解能を向上させた方式である。多方向方式は図4に示すように、生体表面に対し、異なる方向に傾けて光を入射させることで、生体の中を伝搬する光が異なる伝搬経路を進み、情報量を増加させている。生体内に伝搬する光が方向性を有していることを仮定して、疑似的な高密度プローブを実現している⁽¹³⁾。

光学シミュレーション

本多方向方式のDOTを実現するためには、斜めに入射した光をその方向性を維持していることを記述できる高精度な光学シミュレーションを行う必要がある。一般的にヒトの肌などの組織体における光の伝搬の記述は、拡散方程式でシミュレーションされることが多い。しかし、一般的な拡散方程式では、ビームの伝搬方向が情報として消去されている。それに対し、輻射輸送方程式では、ビームの走行方向が記述されている。しかし、この計算をするには、式が複雑になることで、計算

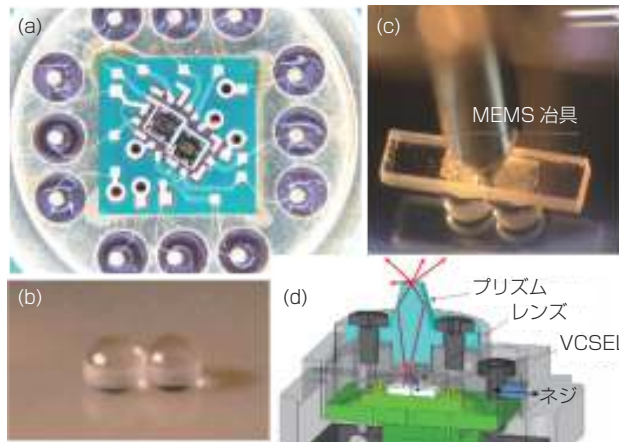


図6 高精度光学実装。(a) 2つのVCSELチップが顕微鏡下で実装され、ワイヤーボンディングされている (b)1mmのレンズ対 (c) MEMS 治具による加圧誘導によって1mmレンズ間の距離を高精度に制御してUV接着剤によって固定した (d)ネジ(8か所)によるアクティブアライメントによってプリズム位置を制御固定した。

に膨大な時間がかかることになり、頭部の光学モデルをmmオーダーのメッシュを切って計算するには現実的ではない。それに対し、解析的な解を導く方法ではないが、モンテカルロシミュレーションを利用する方法がある⁽¹⁴⁾。一般に公開されたシミュレーションツールもあり、今回は「MCX」を利用した⁽¹⁴⁾。MCXはGPUを利用するために、CUDAで記述され、1E9を超えるフォトン数の計算を実行できる。我々は、MCXを利用し方向性を持たせた光学シミュレーションを実施した。

多方向方式の光学設計

今回の実験では、送光モジュールと、受光モジュールとを、それぞれ4本ずつモジュール間距離が約30mmになるように配置した。送光モジュールは同一箇所から2波長4方向の近赤外光を放つように設計されている。光源となるVCSELは波長780nmと905nmの

VCSELチップを採用した。それぞれのVCSELチップは約1mm角程度の大きさであり、チップ上に配置している4つの発光点は、約500umの距離を置いて、四角形に配置をしている。その上にそれぞれのVCSELチップのほぼ直上に約100umの位置に有効径約1mm($f=0.1\text{mm}$)のレンズを配置する。これによって、図5に光線を示すように、光はレンズによって屈折して、それぞれ4方位に分離される。その上にプリズムを配置しており、再度内部の側面で反射を起こし、ほぼ中央付近に計8本の光線が集まるように設計している。この際に、VCSELのチップの相対位置を補正するために、1mmレンズはVCSELチップの中央から数um程度ずらした位置に配置されている⁽¹⁵⁾。

光学実装

次に、上記の光学系の実装方法を説明する。2つの1mm角のVCSELを正確に配置し、かつ、そのVCSELから配線を取り出すために、約10mm角のサブマウントとしてのプリント基板(PCB)を設計した。このサブマウントの上に設計された位置に2つのVCSELを顕微鏡下で高精度に実装する。この時の精度目標は約1umとした(図6a)。そのPCBは直径約30mmのCANに実

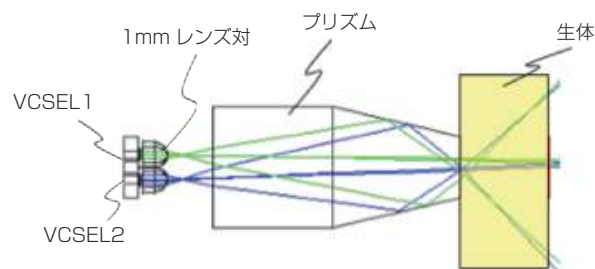


図5 2波長合波光学系。約1mm離れた2つのVCSELから放たれたビームを生体表面で1点に合わせる光学系。VCSEL 1とVCSEL 2の位置をレンズ中心から数umずらすことで実現した⁽¹⁵⁾。

装され、そのCANがさらにマイコンなどが実装されている大きなPCBに配置されている。ワイヤーボンディングはVCSELとサブマウント間、サブマウントとCAN間に行った。この上に1対のレンズを配置する。1対のレンズはレンズ中心が設計値に入るように、レンズ間に適切な空間を有してUV硬化樹脂によって固定されている(図6b)。レンズ間距離は、レンズの外形公差に影響を受けないように、レンズ中心を設計値と合わせる。この高精度な実装を実現するために、事前に半導体プロセスのフォトリソグラフィプロセスによってミクロンレベルの高精度に加工されたMEMS治具を利用した。このMEMS治具は、設計値に合わせた逆ピラミッド型の傾斜穴が開いており、1mmレンズが凸形状であることを利用して、その穴に約50g重で加圧誘導させて後に、UV硬化を行った(図6c)。2つのVCSELチップと1mmレンズ対の実装にも、高精度な位置合わせが必要になる。このため、すべての光源(計8ビーム)を光らせ、そのビーム位置を確認しながら、プリズムを微動させる「アクティブアライメント実装」を行った(図6d)。



図7 多方向fNIRSのモジュール⁽¹⁸⁾(OSAから許可を得て転載)。

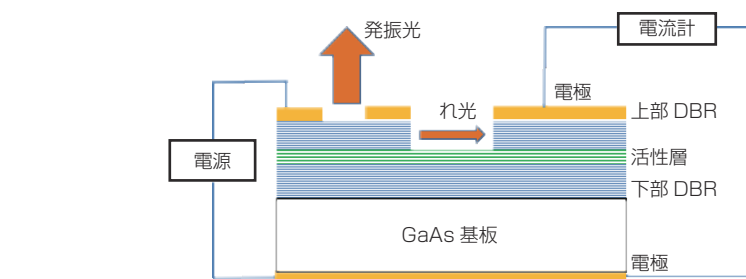


図8 光量モニター用のVCSEL。

この時の目標値は、プリズムの端面において、1mm角内に8つのビームが入ることを仕様とした。これ以上の高精度化は難しいため、後述するビーム位置を順問題計算に取り込む位置補正を行うことで精度向上を図った。

受光モジュールは、4分割PD(3mm角)を利用し、その直上に3mmφのレンズを配置することで、入射してくる方向を分割する。この実装は顕微鏡下で行うメカニカルな精度でレンズ中心とPD中心を合わせることができる。それぞれのモジュールには、プリント基板(マイコンやアンプは配置されている)を配置して、長さ約100mm幅約10mm奥行き約10mmのモジュールが外形となる。今回のプリント基板は電子部品を取り付け直すことができるように大きく設計されている。実際の製品には、小型化しモジュールの長さも10mm程度となる。

筐体設計

ヘッドギヤは被験者に合わせて作成した(図7)。被験者の頭部の形状を3Dスキャナーで読み取り、そのモデルの型に板材を加熱加圧によって整形した。被験者に合わせたヘッドギヤのため、計測ごとに取り外しても、モジュール位置は1mm以下の誤差となっている。

1つのモジュールに対し、1つのスレーブマイコンが内部に配置され、デージーチェーンによる配線で8台のスレーブマイコンを1台のマザーマイコンが制

御している。VCSELの光量はモニターVCSELによって検出される。今回用いたVCSELの構造を図8に示す⁽¹⁶⁾。

モニターVCSEL構造とは、隣接するVCSELに漏れ出す光が、VCSELの活性層で光起電力が発生し電流が流れる。この電流量を検出することで、非常に小さな領域にモニターPDの代替機能を有することができている。モニターVCSELの電流量も随時記録した。

ファントムの結果

我々は、このような多方向fNIRS計測によるDOTを計算機シミュレーションとファントム実験によって検証した。ここで精度を向上させるために、ビーム光量の調整とビーム位置補正を行っている。ビーム光量調整は、頭部表面においてVCSELの光量が一定に

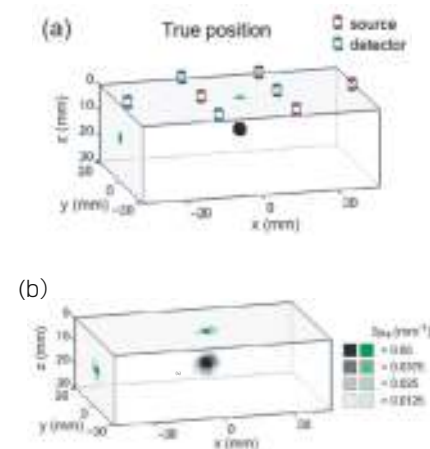


図9 ファントムの結果(a)実際の位置(b)推定結果⁽¹⁷⁾(OSAから許可を得て転載)。

なるために、電流値を決める補正である。調整用の治具を作成し、ファントム実験の前に1本ずつ、適切な電流値を決めていく。これによって、VCSELの個体差、レンズ実装などの誤差を精度よく制御できる。これによって、32ビームの光量ばらつきを約1%以内に合わせた。次に、ビーム位置補正を行うために、プリズム上のビーム位置を顕微鏡下でサブmm単位で計測し、そのビーム位置を順問題計算に盛り込む。この補正を行うことで、ファントム位置の推定誤差は30%程度改善する。実験では、生体を模擬した媒質中に局所的な吸光係数変化を生じさせ、DOTを行い、その推定位置誤差を評価した(図9)。実験結果から、プローブ間隔30mmの低密度計測であっても3次元推定が位置誤差5mm以内で可能となることが明らかになった(ただし深さ15mmまで)。この結果は多方向計測を用いれば高密度計測を必要とせずにDOTを行うことができることを示している⁽¹⁷⁾。

ヒト計測の結果

1名の被験者において、右手掌握課題時の左運動/体性感覚野の活動を多方向DOTとfMRIとで計測した(図10)。多方向方式DOTで可視化した結果とfMRIで可視化した結果を比較したところ、それらの位置誤差は5~6mm程度、空間相関は0.3~0.5程度であるという結果がこれまでに得られている。図11には3回の繰り返し計測の結果を示す⁽¹⁸⁾。光の届く範囲に限定されるが、機能領野レベルのネットワーク解析が可能なレベルの高分解能化が実現されたと考えている。これによって、簡便な装置であるfNIRSによって、脳疾患などの検査機会を広く提供できる可能性がある。

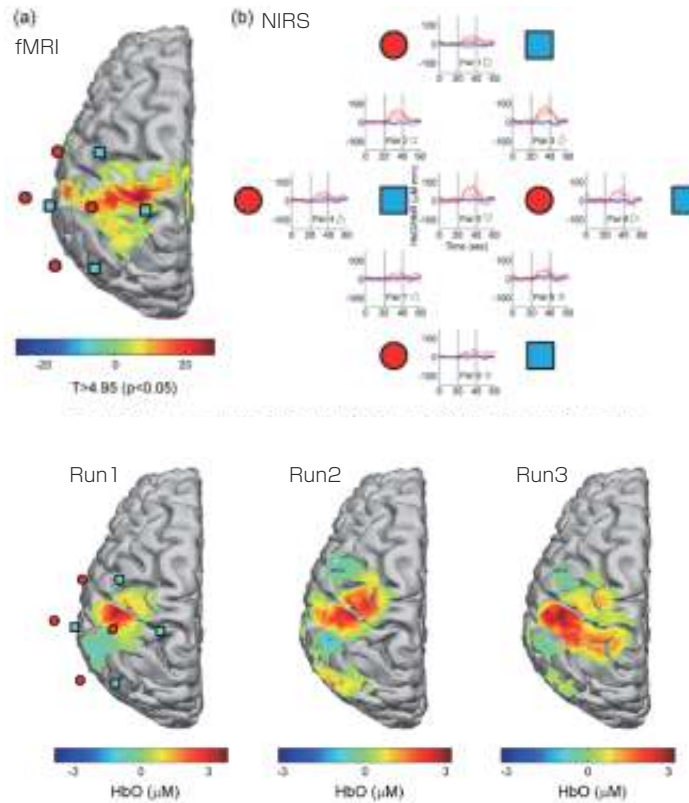


図10 fMRI (左図)とfNIRS各モジュールの時間経過(右図)⁽¹⁸⁾(OSAから許可を得て転載)。

図11 fNIRSによる計測結果(3回繰り返し計測)⁽¹⁸⁾(OSAから許可を得て転載)。

まとめ

最近のVCSELの研究例を紹介するとともに、fNIRSの高分解能化につい

て紹介した。今後、VCSELの強みを活かした新たなアプリケーションが次々と生まれてくることが期待される。

参考文献

- (1) ギョーム・ジラルダン; Laser Focus World Japan, (2019.5) 20
- (2) Haosheng Zhang; 2019 IEEE International Solid-State Circuits Conference, (2019) 462
- (3) Jean-Francois Seurin; Laser Focus World Japan, (2011.6) 4
- (4) 軸谷直人; 日本燃焼学会誌, 59(2017) 164-171
- (5) 軸谷直人; Ricoh Technical Report, 37(2011) 74
- (6) 星文和; Ricoh Technical Report, 41(2016) 73
- (7) 真辺俊勝; Nanotech Japan Bulletin, 12(2019) 1
- (8) T.Shimokawa, S.Sangu; ACM SYMPOSIUM ON EYE TRACKING RESEARCH & APPLICATIONS (2019) in press
- (9) Yukifumi Monden; NeuroImage: Clinical, 1(2012) 131-140
- (10) Masahito Mihara; Neurophotonics, 3(2016) 031414
- (11) A.T.Eggebrecht et al.; Nat. Photonics, 8(2014) 448-454
- (12) T.Shimokawa et al.; Opt. Express, 20(2012) 20427-20446
- (13) T.Ishii; U.S.Patent No.10039452 (2018)
- (14) Qianqian Fang et al.; Optics Express, 17(2009) 20178 / <http://mcx.space/>
- (15) T.Ishii; U.S.Patent No.10175169 (2019)
- (16) T.Ishii; U.S.Patent No.10177530 (2019)
- (17) T.Shimokawa et al.; Biomed. Opt. Express, 7(2016) 2623
- (18) T.Shimokawa et al.; Biomed. Opt. Express, 10(2019) 1393

著者紹介

石井稔浩と高橋陽一郎は(株)リコー、下川文明は前(株)国際電気通信基礎技術研究所(ATR)、現三菱電機(株)、山下宙人は(株)国際電気通信基礎技術研究所(ATR)所属。