

MEMS スキャナを用いた変調構造照明による 空間周波数領域イメージング

静岡大学 工学部 機械工学科

中澤 謙太

1. はじめに

近年、医療・バイオイメージングの分野において、生体組織を非侵襲かつリアルタイムに広視野計測する技術への要求が急速に高まっている。空間周波数領域イメージング (Spatial Frequency Domain Imaging: SFDI) は、この要求を満たす画期的な広視野イメージング手法として極めて高い注目を集めており、生体計測をはじめとする様々な散乱媒体の評価に最適である [1]。一般に、皮膚や臓器などの強い散乱体に細い光線を入射すると、光は内部で多重散乱を起こして周囲へと大きく滲んで観察される。SFDI はこの現象を二次元空間へと拡張した計測法である。具体的には、空間的に変調された構造化照明を対象に照射し、散乱による光の“滲み”の程度を空間周波数領域における光学的な伝達関数として捉え、定量的に評価する。これにより、従来の強度ベースの画像観察では困難であった、生体内部の吸光・散乱特性の分離・可視化が可能となり、組織の酸素飽和度分布などの高度な生体機能情報を画像として取得することができる。SFDI の応用範囲は極めて広範である。マウスをはじめとする小動物の基礎医学研究における臓器機能の評価にとどまらず、臨床医療への展開も強く期待されている。例えば、ヒトの手術後における再建組織の血流・微小循環の評価、火傷（熱傷）の重症度診断など定量的かつ客観的な病状評価において、その有用性が実証されつつある [2-5]。

標準的な SFDI システムは、主に Digital mirror device を用いた構造化照明を投影するプロジェクタと、その反射光をキャプチャする高感度カメラという比較的シンプルな光学要素から構成される [6, 7]。計測プロセスでは、プロジェクタから空間的に輝度変化が正弦波状となる構造化照明を計測対象に照射し、そのサンプル表面からの反射光をカメラで撮影する。この際、正確な光学特性を算出するために、空間位相を一定量ずつシフト（例えば 0 度、120 度、240 度の 3 位相シフト）させた複数の変調画像を順次取得する。これらの画像群に対して復調演算を行うことで、サンプルの不均一性に影響されることなく、組織固有の吸収係数と等価散乱係数を独立して高精度に算出することが可能となる。さらに、このイメージングを複数の異なる光の波長で実行し、総ヘモグロビン量や組織酸素飽和度といった重要な生体パラメータを、非侵襲かつ面的なマップとして定量的に評価することができる。

これまでに申請者は、システムの小型化・高速化を目指し、Microelectromechanical Systems (MEMS) スキャナをコア技術として組み込んだ独自の SFDI システムを提案・開発してきた [8]。具体的には、レーザー光源からの光線を、透過率が正弦波状に変化する濃度パターンであるグレースケールマスクを透過させることで、高品質な正弦波状の構造化照明を生成した。そして、この構造化照明の光路を MEMS ミラーを用いて高速に偏向・走査させることにより、構造化照明の空間位相を電氣的・機械的に変調させる機構を確立した。これまで吸収係数および等価散乱係数について、概ね理論値と一致する正しい光学特性値を得ることに成功している。しかしながら、実用化に向けて克服すべき 2 つの重大な工学的課題が依然として残されている。第一の課題は低い信号-ノイズ (SN) 比である。従来のグレースケールマスクを用いた手法で

は、マスクを透過する段階で光源からの光量が大幅に減衰してしまうため、投影される構造照明の絶対的な輝度とコントラストが不足していた。高 SN 比なイメージングを達成するためには、撮像画像の信号強度とその変調コントラストを劇的に向上させる光学系が必要不可欠である。第二の課題は位相接続誤差の存在である。

そこで、本研究は上述した課題を抜本的に解決し、MEMS 型 SFDI システムを確立することを目的とする。具体的には、まず光源の光量損失を抑え、高輝度かつ高コントラストな構造照明をダイナミックに生成可能な新型プロジェクタ（光学系および変調機構）を開発する。

2. 実験方法

図 1 に、本研究において新規に設計・開発した実験装置の全体概要図を示す。本システムは、生体模倣組織などの散乱媒体における光学特性を評価することを目的に構築されたものである。光源には、優れた出力安定性とビーム品質を有する波長 660 nm の半導体レーザー（OBIS LS/LX, Coherent 製）を採用した。このレーザー光源から射出されたガウシアン分布を持つ平行光は、まずパウエルレンズを透過させることで、光量分布が均一（フラットトップ型）な 1 本のライン光へと変換される。このライン光を、次段に配置した共振駆動型 MEMS ミラー（ECO SCAN: ESS229D, 日本信号製）の中心軸に入射させた。本ミラーはトーションバーのねじれ共振を利用する構造であり、高精度な二次元走査を可能にするため、本計測中においてはあらかじめ特定された共振周波数である 428 Hz で常時安定駆動（常時揺動運動）させている。MEMS ミラーの往復走査運動によって反射されたライン光は、最終的に測定対象であるサンプルの表面へと投影され、高速な光スキャンが行われる。この走査プロセスにおいて、サンプルの表面上で空間周波数が時間的・空間的に一定となるような構造化照明を生成するため、半導体レーザーの駆動電流を高速にスイッチングする手法を導入した。スイッチングはハードウェアタイミグで行う必要があるため、信号生成には Field-Programmable Gate Array (FPGA) を用いた。このスイッチングのオン・オフパターンおよびパルス幅に関するタイミングデータは、マイクロ秒オーダーの決定論的な制御を担保するため、あらかじめ FPGA の内部メモリにルックア

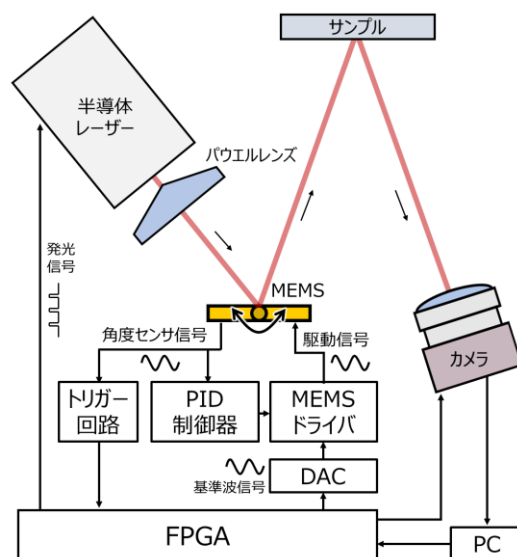


図 1. 開発した SFDI システムの概要図

ップテーブルとして直接格納した。サンプルからの反射光はカメラによって画像データとして取得される。この際、カメラの露光時間は MEMS ミラーの揺動駆動周期（1 周期）以上となるように設定した。

本計測手法において、サンプル面内における構造化照明の空間周波数を均一かつ精密に維持するためには、MEMS ミラーの駆動周波数を固定した状態で、かつ、ミラーの走査振幅（最大振れ角）を時間的に安定に制御することが絶対条件となる。一般に、共振駆動型の MEMS ミラーを運用する際は、周囲の環境温度の変動や自己発熱に伴うトーションバーの剛性変化（共振周波数のドリフト）に対処するため、自動的に駆動周波数を追従させる位相同期回路（PLL: Phase Locked Loop）を用いるのが標準的である。しかしながら、本研究のシステムにおいては、ミラーの駆動周波数が変動してしまうと、レーザーの発光タイミングとの相対的な関係が崩れ、生成される構造化照明の空間周波数が不均一になってしまうという問題が生じる。したがって、本システムではあえて一般的な PLL 回路を採用せず、周波数を完全に固定した独自の制御アプローチを構築した。本研究で採用した MEMS ミラーには、内部にコイル型の角度センサが一体的に集積されている。このミラーのリアルタイムな傾きを示す角度センサ信号を取り出し、まず外部の PID 制御器へと入力した。PID 制御器からは、現在の振幅誤差を減少させるための直流制御信号（DC 電圧）が出力される。FPGA（CORA Z7, Digilent）からはミラーの設計共振周波数付近に設定された一定周波数の正弦波信号（基準波信号）を生成し、これを MEMS ドライバへ供給する。回路内において、上記の制御直流信号と基準波信号をアナログ乗算器によって掛け合わせ、最終的に電圧電流変換を経て駆動電流信号として MEMS ミラーのコイルへ印加した。この一連のフィードバックループにより、周波数を固定したまま、駆動環境の変動に左右されない一定の走査振幅制御を実現した。さらに、変調の位相同期（タイミング同期）を確立するため、角度センサ信号をシュミットトリガ回路に通すことで、そのゼロクロス点（ミラーが中心位置を通過する瞬間）を検出した。このゼロクロス点の検出パルスを基準トリガとすることで、半導体レーザーへの発光信号の送信タイミング、およびカメラの画像取り込み（露光開始）タイミングをハードウェアレベルで完全に同期させた。ただし、電氣的な遅延や光学系の配置微差により、発光信号の開始タイミングにわずかでもナノ秒～マイクロ秒オーダーのズレ（位相差）が生じると、サンプル面内における空間周波数が場所によって不均一になる原因となる。この課題を解決するため、システム稼働中に補正を行う相補的な微調整機構を実装した。具体的には、上位のアプリケーションが動作する PC から FPGA に対してシリアル通信（UART）を介して補正パラメータをリアルタイムに送信し、FPGA 内部のディレイラインカウンタを操作することで、レーザーの発光開始タイミングを 1 ステップ単位で動的に微調整・最適化できるシステムを確立した。

3. 実験結果

トリガー信号が入力した際にレーザー発振のためのパルス信号が FPGA から出力されるか確かめた。図 2 に時間に関する信号を示す。矩形波状の信号がトリガー信号である。タイミングの関係から、トリガー信号の 2 周期に 1 回のみパルス信号が出力される。図 2 よりトリガー信号が入力した後にレーザーパルス信号が出力されていることがわかる。なお、デジタル出力の HIGH 信号は 3.3 V となる必要があるが、レーザーモジュールとのイ

インピーダンスの関係によって 3.3 V とはなっておらず、高速ボルテージフォロアを導入するなど、今後の課題である。

開発したシステムを用いて構造化照明を樹脂板サンプルに照射した。図 3 に取得した構造化照明の画像、光強度のラインプロファイル、ラインプロファイルをフーリエ変換して得たスペクトルを示す。なお、3 ステップ法を想定して構造化照明は空間位相を 0 度、120 度、240 度とした。ラインプロファイルはレーザー発振はスイッチングのみで行われているため矩形波に近い波形となっている。ラインプロファイルをフーリエ変換した。設計では構造化照明の空間周波数が 0.1 mm^{-1} としており、図 3(c)(f)(i) から 0.1 mm^{-1} にピークがみられることから設計通りの空間周波数の構造化照明を照射できていることがわかる。 0.3 mm^{-1} 付近にもピークがみられ、構造化照明が矩形波に近い波形となっていることに要因がある。理想的には正弦

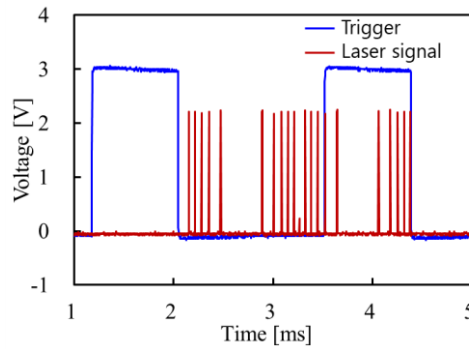


図 2. パルス検出とレーザー発振信号

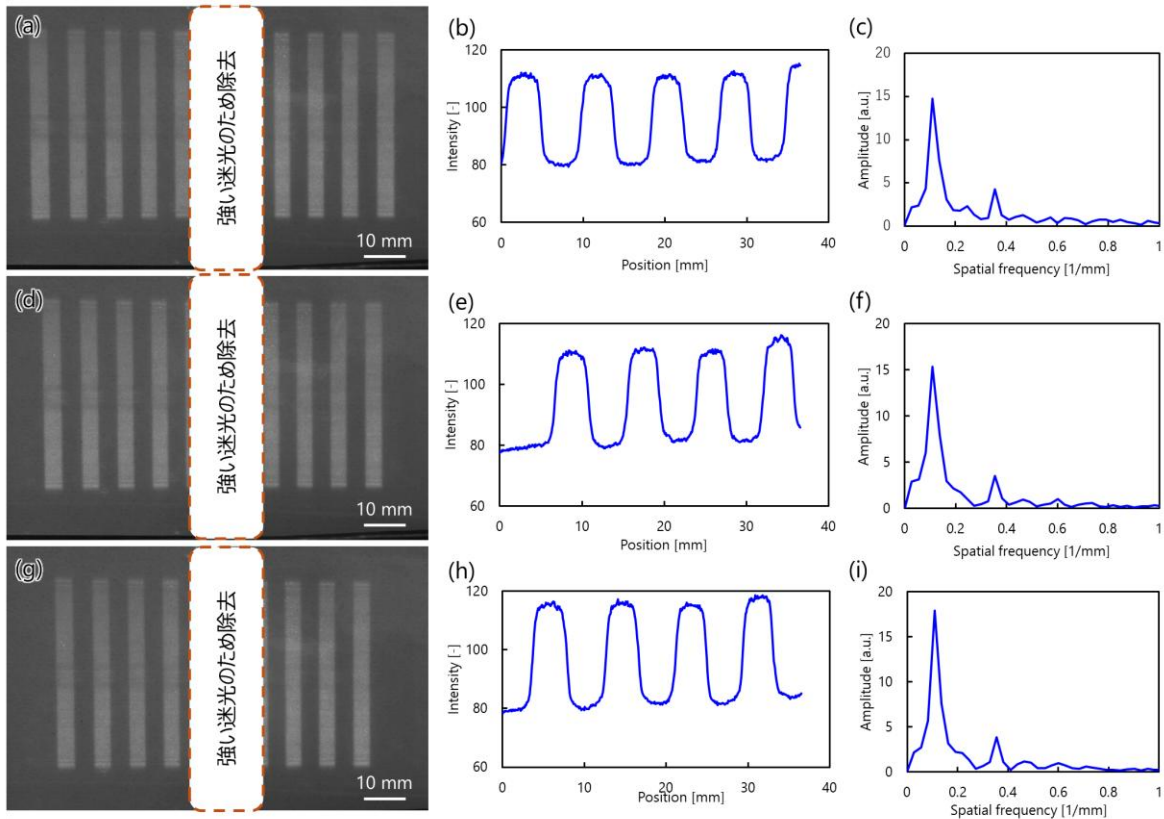


図 3. 取得した構造化照明(a)-(c)位相 0 deg. (d)-(f)位相 120 deg. (g)-(i)位相 240 deg.(a)(d)(g)照射した構造化照明(b)(e)(h)光強度のラインプロファイル(c)(f)(i)フーリエ変換による空間周波数解析

波形であることが求められるため、レーザー光源をアナログ変調するか、デジタル発振した光分布を重畳させて正弦波に近づけるなどの対処が必要であり、今後の課題である。

4. 結言

本研究では高輝度・高コントラストな MEMS を用いたプロジェクタを開発した。FPGA を中心として、MEMS、レーザー、カメラが同期するシステムを構築した。MEMS は振幅一定でフィードバック制御されており、位相は角度センサの波形のタイミングから検出でき、それらを実装した。また、3ステップ法で構造化照明を照明できることを実証した。

謝辞

本研究は公益財団法人天野工業技術研究所 2025 年研究助成を受けて実施されました。

参考文献

1. D.J. Cuccia, F. Bevilacqua, A.J. Durkin, F.R. Ayers, B.J. Tromberg, Quantitation and mapping of tissue optical properties using modulated imaging, *J. Biomed. Opt.* 14 (2009).
2. S. Gioux, A. Stockdale, R. Oketokoun, Y. Ashitate, N.J. Durr, L.A. Moffitt, J.V. Frangioni, A. Mazhar, B.J. Tromberg, A.J. Durkin, B.T. Lee, S.J. Lin, A.M. Tobias, D.J. Cuccia, E. Kelly, M. Weinmann, First-in-human pilot study of a spatial frequency domain oxygenation imaging system, *J. Biomed. Opt.* 16 (2011) 1086015.
3. A. Pilvar, J. Plutzky, M.C. Pierce, D. Roblyer, Shortwave infrared spatial frequency domain imaging for non-invasive measurement of tissue and blood optical properties, *J. Biomed. Opt.* 27 (2022) 066003.
4. Ponticorvo, R. Rowland, M. Baldado, G.T. Kennedy, A.-M. Hosking, D.M. Burmeister, R.J. Christy, N.P. Bernal, A.J. Durkin, Spatial frequency domain imaging (SFDI) of clinical burns: A case report, *Burns Open* 4 (2020) 67–71.
5. T. Phan, R. Rowland, A. Ponticorvo, B.C. Le, R.H. Wilson, S.A. Sharif, G.T. Kennedy, N.P. Bernal, A.J. Durkin, 2021. Characterizing reduced scattering coefficient of normal human skin across different anatomic locations and Fitzpatrick skin types using spatial frequency domain imaging, *J. Biomed. Opt.* 26 (2021) 026001.
6. D.J. Cuccia, F. Bevilacqua, A.J. Durkin, B.J. Tromberg, Modulated imaging: quantitative analysis and tomography of turbid media in the spatial-frequency domain, *Opt. Lett.* 30 (2005) 1354–1356.
7. M.B. Applegate, K. Karrobi, J.P. Angelo Jr., W.M. Austin, S.M. Tabassum, E. Aguénounon, K. Tilbury, R.B. Saager, S. Gioux, D.M. Roblyer, OpenSFDI: an open-source guide for constructing a spatial frequency domain imaging system, *J. Biomed. Opt.* 25 (2020) 1 016002.
8. K. Nakazawa, Y. Feng, K. Masuda, K. Yasutomi, S. Kawahito, F. Iwata, and K. Kagawa, Spatial frequency domain imaging system using a scanning micro-mirror, *Sens. Actuator A Phys.* 387, 116421 (2025).