光バイオプシーのためのミリ長ストローク 熱駆動切り紙マイクロスキャナーの開発

2020年8月

橋本将明

学位論文 博士(工学)

論 文 題 目

光バイオプシーのためのミリ長ストローク 熱駆動切り紙マイクロスキャナーの開発

2020年8月

慶應義塾大学大学院理工学研究科

橋本将明

目次

| 第1章 序論 | 1 |
|------------------------------------|----|
| 1.1 研究背景 | 1 |
| 1.2 光バイオプシー技術における本研究の位置づけ | 2 |
| 1.2.1 光バイオプシー技術の現状 | 2 |
| 1.2.2 提案するフォーカストラッキング光測定システムのコンセプト | 8 |
| 1.3 本論文の目的と構成 | 9 |
| 参考文献 | 10 |
| 第2章 フォーカストラッキング光測定システムの妥当性検証 | 13 |
| 2.1 緒言 | 13 |
| 2.2 フォーカストラッキング光ドップラー血流測定 | 14 |
| 2.2.1 原理 | 14 |
| 2.2.2 プロトタイプ型測定システムの構築 | 17 |
| 2.2.3 アーチファクト低減能の評価 | 22 |
| 2.3 フォーカストラッキング自家蛍光寿命測定 | 23 |
| 2.3.1 原理 | 23 |
| 2.3.2 プロトタイプ型測定システムの構築 | 25 |
| 2.3.3 アーチファクト低減能の評価 | 29 |
| 2.4 結言 | 31 |
| 参考文献 | 32 |
| 第3章 熱駆動切り紙マイクロスキャナーの実現性検証 | 34 |
| 3.1 緒言 | 34 |
| 3.2 熱駆動切り紙マイクロスキャナーの設計 | 36 |
| 3.2.1 駆動原理 | 36 |
| 3.2.2 設計思想 | 37 |
| 3.2.3 シングルステップ型切り紙デザイン | 41 |
| 3.3 作製方法 | 47 |
| 3.3.1 微細加工プロセス概要 | 47 |
| 3.3.2 微細加工プロセスレシピ | 49 |

- 3.3.3 作製結果3.4 駆動評価
- 3.4 駆動評価
 65

 3.5 結言
 67

 参考文献
 68

62

| 第4章 ミリ長ストローク・低電力 | 71 |
|-------------------------------|-----|
| 熱駆動切り紙マイクロスキャナーの開発 | |
| 4.1 緒言 | 71 |
| 4.2 円ピラミッド型熱駆動切り紙マイクロスキャナーの設計 | 72 |
| 4.3 作製方法 | 76 |
| 4.3.1 微細加工プロセス概要 | 76 |
| 4.3.2 作製結果 | 78 |
| 4.4 熱機械特性評価 | 80 |
| 4.4.1 駆動評価 | 80 |
| 4.4.2 集中定数モデリング | 86 |
| 4.5 結言 | 89 |
| 参考文献 | 91 |
| | |
| 第5 結論および今後の展望 | 92 |
| 5.1 本論文の結論 | 92 |
| 5.2 今後の展望 | 95 |
| 参考文献 | 97 |
| | |
| 本研究に関する論文・発表・特許 | 98 |
| 謝辞 | 100 |
| 記号表 | 101 |

第1章

序論

1.1 研究背景

光学測定手法を用いて病変部位の内視鏡下 in vivo 観察を行う光バイオプシー技術 (光生 検)の発展に伴い、その光バイオプシー技術をツールとして病理診断を行う内視鏡組織学 (Endoscopic histology) が提唱されている [1]. 光バイオプシーとは 1984 年に Alfano らによ って定義された言葉であり [2], 病変部位の組織切片を顕微鏡観察する従来のバイオプシー とは違って,非侵襲に体内病変部位を内視鏡観察する光学測定技術である.例えば,癌巣で は血管新生(既存の血管から新たに血管が発芽して、3次元血管網が構成される現象)が生 じ、この新生血管中の物質輸送によって癌が成長・転移する [3]. 癌といった胃腸粘膜の病 変部位では,この血管新生によって毛細血管構造が正常組織と異なっていることが知られ ている.この病変部位における異常な毛細血管網を高コントラストにイメージング可能な NBI (Narrow Band Imaging: 狭帯域光観察法) [4-7] は、画期的な光バイオプシー技術として 我が国発で開発された.NBI はその有用性から内視鏡診断の臨床現場へ急速に普及し,内 視鏡組織学と言える新たな学術分野を切り拓くに至った. しかし, NBI は表層に存在する 太い血管模様を強調画像表示する定性的なイメージング手法であり,現在の内視鏡下診断 はカメラ目視による形状判断といった術者のスキルと勘に頼っている.医療技術者の経験 に依らない再現性のある内視鏡下診断へと向上させるためには、病変部位の定量的な測定 データを提供可能な次世代光バイオプシー技術が不可欠である.

これまでに、レーザードップラー流量計測法、光コヒーレンス断層法、自家蛍光寿命測定 法などを測定原理に用いて、生体組織の非侵襲 *in vitro* 観察を目的としたベンチトップサイ ズ光学測定装置が開発されてきた.近年、それらベンチトップサイズ光学測定装置のバルク 光機械素子 (bulk opto-mechanics) をマイクロスキャナーやマイクロミラーといった光 MEMS (Micro Electro Mechanical Systems)素子に置き換えることで、光バイオプシーへの応 用を目的とした内視鏡サイズの小型測定デバイスの研究開発が加速している [8-11].しか し、測定対象が静止・拘束固定されているベンチトップ装置下の *in vitro* 測定とは異なり、 内視鏡下の *in vivo* 測定では心臓の鼓動・呼吸運動・胃腸ぜん動運動といった臓器収縮運動 によって測定対象位置が数ミリ程度時間変位する.光 MEMS 技術を集積させた小型デバイ スによってラボレベルの内視鏡下 *in vivo* 測定が初めて可能になったが、内視鏡下では臓器 収縮運動に起因するモーションアーチファクトによって測定の定量性が失われることが問 題として顕在してきた.一般的にモーションアーチファクトとは、測定対象と測定装置間の 相対位置変化によって誘発されるノイズの総称である.NBI は定性的なカメラ画像観察で あったため、モーションアーチファクトは測定に影響を与えなかった.一方、レーザードッ プラー流量計測法、光コヒーレンス断層法、自家蛍光寿命測定法といった定量的な測定デー タを提供する光測定の場合は、モーションアーチファクトが測定信号に重畳することで病 理診断に求められる測定信頼性が失われる.病変部位の定量的な測定データを提供可能な 次世代光バイオプシーを確立するためには、モーションアーチファクトを低減する基盤測 定技術が不可欠である.

本研究では、モーションアーチファクトの低減を目的として、ミリ長ストローク熱駆動切 り紙マイクロスキャナーをコア素子として構成されるフォーカストトラッキング光測定シ ステムを提案する.本論文においては、フォーカストラッキング光測定システムのモーショ ンアーチファクト低減能を予備的に検証した上で、提案システムのコア素子であるミリ長 ストローク熱駆動切り紙マイクロスキャナーの開発を目的とした.

1.2 光バイオプシー技術における本研究の位置づけ

1.2.1 光バイオプシー技術の現状

本節では、下記の代表的な光バイオプシー技術の現状を概説し、光バイオプシーにおける 基盤技術としての本研究の位置づけを行う.

- ① 狭带域光観察法 (NBI: Narrow Band Imaging)
- ② レーザードップラー流量計測法 (LDF: Laser Doppler Flowmetry)
- ③ 光コヒーレンス断層法 (OCT: Optical Coherence Tomography)
- ④ 自家蛍光寿命測定法 (ALI: Autofluorescence Lifetime Imaging)

Fig. 1-1 に、ベンチトップ測定装置と内視鏡サイズの小型測定デバイスの比較を示す. ベ ンチトップ測定装置では、ヘッド部分から拘束・固定されている測定対象に観察光が照射さ れ、後方散乱光を検知する. ベンチトップ装置下の *in vitro* 測定では、測定装置・測定対象 間の作動距離は一定に保たれているため、モーションアーチファクトは発生しない. 内視鏡 測定デバイスでは、プローブ先端から胃腸粘膜にレーザーが照射され、プローブに入射する 後方散乱光を検知する. 内視鏡下の *in vivo* 測定では心臓の鼓動・呼吸運動・胃腸ぜん動運 動といった臓器収縮運動によって測定対象の位置が数ミリ程度の時間変位するため、測定 対象・測定プローブ間の作動距離が一定に保たれず、モーションアーチファクトが発生する.



Fig. 1-1 Comparison between bench-top and endoscopic sensing devices.

① 狭帯域光観察法 (NBI: Narrow Band Imaging)

NBI は光の波長を制御することで,表層の血管構造を2次元の強調画像で表示する方法 である [4]. 血管中に存在する赤血球のヘモグロビンは,波長 415 nm,540 nm において高 い吸収係数を有する.フィルターを用いて 415 nm,540 nm を中心とする狭い帯域 (narrow band) に絞った光は,血管内のヘモグロビンで吸収されるため,モノクロ画像上では血管が 黒く描出される.波長が長いほど粘膜深くまで光が透過するため,波長 415 nm の青色光は 表面の細い毛細血管で吸収され,波長 540 nm の緑色光は少し深い位置の静脈で吸収される. モノクロ画像とカラー画像を合成することで,Fig.1-2 に示すような NBI 観察画像が取得 される.

胃腸粘膜中の癌といった病変部位では、Fig. 1-2 に示すように正常組織と比較して血管構 造が大きく変化していることが知られている. NBI 画像上で観察される表面の血管模様に 着目して、診断に活かす試みがなされている [5-7]. Fig. 1-3 に示すように、同一臓器でも腫 瘍の進行レベルによって NBI 拡大観察で認められる所見が異なっており、それらの所見が 血管パターン別に分類されている. NBI は内視鏡下測定において毛細血管パターンを強調 可視化できる点で有用であるものの、スケールが分からない画像を用いた毛細血管パター ンの分類といった定性的な診断に留まっている. カメラ観察である NBI はモーションアー チファクトの影響を受けにくい手法であるが、毛細血管パターンの定量的な測定データ (位 置・流量・流速) を得ることは原理的に困難である.



Fig. 1-2 Magnification endoscopic view captured by NBI. (a) image of normal esophageal mucosa of human, (b) image of intramucosal cancer of M2 stage (cancer invades lamina propria mucosae but does not reach muscularis mucosae) [5].



Fig. 1-3 Capillary classification based on the endoscopic NBI images of colon [7].

② レーザードップラー流量計測法 (LDF: Laser Doppler Flowmetry)

NBI と同様に血管に着目した測定手法として LDF が挙げられる. 生体に照射したレーザーは微小血管中を移動する赤血球によって散乱され,ドップラーシフトした後方散乱光が発生する. この光ドップラー効果を用いた光学測定手法は,微小循環血流を非接触に測定可能である [12,13]. 光ドップラー効果を基本測定原理に用いた血流センシングは 1970 年代に開発された [14,15]. その後,正常皮膚 [16,17],火傷した皮膚 [18,19],皮膚腫瘍部 [20,21] およびロ内腫瘍部 [22,23] といった測定対象を静止・拘束固定できる系において,病理学研究の測定ツールとして広く用いられている. 例えば Wu ら [16] は,定盤に固定された被験者の手の血流を測定することによって神経機能を評価した. Stucker ら [21] は,身体の動きを最小限に抑えるために患者をベッド上で固定し,背中の皮膚腫瘍の血流を評価した.

内視鏡下の LDF 測定では, Fig. 1-2 や Fig. 1-3 で示すような消化器系病変部位に対して 測定プローブを押し付けて計測を行っている. プローブの接触はモーションアーチファク トを抑えるための方策であるが, それでもモーションアーチファクトは発生する上に接触 圧力によって血流阻害が生じることが報告されている [24,25]. Fig. 1-2 や Fig. 1-3 で示す ような微小循環血流は局所的な接触圧力によって大幅に変化する可能性があるため,内視 鏡手技者は測定プローブの接触圧力を手動で調整しながら測定しなければならない [24]. 血流阻害による測定再現性の低下を解消するためには非接触測定が必須であるが,有効な モーションアーチファクト低減法が存在しないため内視鏡下の非接触測定は実現していな い.

<u>③ 光コヒーレンス断層法 (OCT : Optical Coherence Tomography)</u>

OCT は、低コヒーレンス光源を用いた光干渉計で生体組織の断層を可視化する測定技術 である [26]. 生体組織は、構造の化学的組成の差異から 3 次元屈折率分布を有する. 参照 ミラーを走査することで、深さ方向の後方散乱光強度プロファイルが得られ、断層画像デー タが取得できる. OCT は、生体表皮から 1~2 mm の測定深度においておよそ 10 µm の高 空間分解能な断層画像が得られる. OCT は原理的に高い空間分解能で生体組織の断層を可 視化できることから、測定装置の開発から病理診断への応用までの幅広い研究が行われて いる [27-29].

内視鏡下の OCT 測定では LDF と同様に, Fig. 1-2 や Fig. 1-3 で示すような消化器系病 変部位に対して測定プローブを押し付けて計測を行っている [30,31]. Lee ら [30] によっ て開発された内視鏡 OCT デバイスを用いて測定された,食道部位の血管造影画像を Fig. 1-4 に示す. Fig. 1-4a より,臓器収縮運動による血管パターン造影画像の変形 (モーションア ーチファクト)が指摘されているものの,規則的なハニカム状血管パターンが観察されてい る. LDF と同様に測定プローブの接触はモーションアーチファクトを抑えるための方策で あるが、モーションアーチファクトは発生する上に接触圧力によって血流が消失すること が報告されている. Fig. 1-4b に接触圧力によって血流が消失した時の OCT 血管造影画像を 示す. Fig. 1-2 や Fig. 1-3 で示すような微小循環血流は局所的な接触圧力によって消失する ため、内視鏡手技者は接触圧力を手動で調整しながら測定する. そのため、Fig. 1-4a のよう に撮像ができる場合と Fig. 1-4b のように血流が消失する場合が生じ、測定再現性は低い. 接触圧力による測定再現性の低下を解消するためには非接触測定が不可欠であるが、有効 なモーションアーチファクト低減法が存在しないため内視鏡下の非接触 OCT 測定は実現 していない.



Fig. 1-4 Endoscopic angiography images captured by optical coherence tomography. (a) OCT image of nondysplastic Barrett's esophagus. Arrows indicate regular honeycomb microvascular pattern, which is similar to capillary pattrens captured by NBI. The shape of the honeycomb pattern may be distorted by motion artifacts. (b) OCT image in which honeycomb microvascular pattern is disappeared due to contact pressures. Dashed line indicates the area where honeycomb pattern is vanished by contact pressures exerted by the imaging catheter. Scale bars: 1 mm [30].

④ 自家蛍光寿命測定 (ALI: Autofluorescence Lifetime Imaging)

生体組織に含まれる自家蛍光物質の蛍光寿命は蛍光分子の種類および周囲の環境によっ て決定される.そのため、様々な光学パラメータに依存する蛍光強度測定と比較して、定量 的な評価が可能であることから蛍光寿命を用いた病理学的研究が進んでいる [32-40]. Phipps ら [37] は、ヒト乳癌の切片サンプルを測定し、蛍光寿命から癌性組織と線維性組織 の判別が可能であることを示した. Munro ら [38] は、蛍光寿命イメージングプローブを開 発し、ヒトの胃の切片サンプルを測定している.

内視鏡下の *in vivo* 蛍光寿命測定では LDF や OCT と同様に,モーションアーチファクト を最小限に抑えるために測定プローブを測定対象に対して押し付けて測定を行っている. Sun ら [41] は,開頭手術を受けている患者の脳皮質に内視鏡型測定プローブを接触させる ことで,脳腫瘍組織の蛍光寿命を測定している.しかし,測定位置のずれによるモーション アーチファクトが指摘されている [41-43].加えて,開頭手術のような手技者の視野が広い 場合ではなく、内視鏡カメラのみの限られた視野で消化器官部位の測定を行う場合、接触に よって操作性や視認性が落ちることも指摘されており、内視鏡下における非接触測定が求 められている.

Table 1-1 に光バイオプシー技術の現状を示す.カメラ観察である NBI は非接触測定にお いてもモーションアーチファクトの影響を受けず,血管パターンの分類といった内視鏡組 織学的な病理研究が進んでいる.LDF, OCT, AFI を測定原理に用いたベンチトップ装置は, 測定・装置間の作動距離が一定に保たれるために非接触測定が可能であり,定量的なデータ を提供できる有効なツールとして病理学研究に用いられている.しかし,内視鏡下の非接触 測定では,モーションアーチファクトが発生してしまうために,測定プローブを測定対象に 対して押し付けて測定を行っている.接触測定においてもモーションアーチファクトは発 生する上に,接触によって血流阻害,操作性・視認性の低下といった問題が生じるために, 測定再現性は低い.非接触測定が再現性のある光測定には必須であるが,有効なモーション アーチファクト低減方法が存在しないため,定量的なデータを提供できる内視鏡光バイオ プシー技術は現状実現していない.

| | NBI | LDF | OCT | ALI |
|---------------------------------------|----------------------|----------------------|----------------------------|-------------------------------------|
| Measurement principle | Light absorption | Doppler interference | Low-coherence interference | Fluorescent emission |
| Acquired data | Capillary pattern | Blood flow value | 3D angiography | Autofluorescence lifetime of tissue |
| Bench-top non-contact measurement | 0 | 0 | 0 | 0 |
| Endoscopic contact measurement | - | × | × | × |
| Endoscopic non-contact measurement | 0 | × | × | × |

| Table 1-1 | Comparison | of optical | biopsy | techniques. |
|-----------|------------|------------|--------|-------------|
| | 1 | 1 | 1 2 | 1 |

1.2.2 提案するフォーカストラッキング光測定システムのコンセプト

本研究では、モーションアーチファクトフリーな非接触測定の実現を目指し、内視鏡光バ イオプシーの基盤技術として、フォーカストラッキング光測定システムを提案する. Fig. 1-5 に提案するフォーカストラッキング光測定システムの概要を示す. 臓器収縮運動に起因 する光軸方向のモーションに対するフォーカストラッキング制御によって、作動距離を一 定に保つことで内視鏡下非接触測定におけるモーションアーチファクトを低減する.

Fig. 1-5 に示すように提案するフォーカストラッキング光測定システムは、ミリ長ストロ ーク熱駆動切り紙レンズマイクロスキャナーをコア素子として構成される.切り紙とは、紙 に切れ込みをいれて折るだけで平面構造から立体構造を造形する折り紙アートの一種であ る.本論文では消化器内視鏡で観察可能な食道・胃・腸といった臓器収縮運動をターゲット とする.トラッキング対象である臓器収縮運動の周期は 1.5 Hz 未満と比較的遅いが、光軸 方向の変位は 0.7~2.6 mm のミリ長レンジである [44-48].また、内視鏡に実装されている CCD カメラの消費電力は 30~150 mW 程度である.ミリ長レンジの臓器収縮運動に対して 小型内視鏡下でフォーカストラッキングを実行するためのレンズマイクロスキャナーは、 ミリ長ストローク (0.7~2.6 mm)・低駆動電力 (100 mW 台) といった仕様を満たす必要があ る.しかし、ミリ長ストロークはもとより、ミリ長ストロークを低電力で達成しているレン ズマイクロスキャナーは未だ報告されていない.

本論文では、切り紙という独創的な薄膜アクチュエーション構造形態にナノ・マイクロス ケール熱工学に立脚する設計発想を導入することでミリ長ストローク・低駆動電力を達成 する、熱駆動切り紙マイクロスキャナーを提案する.本論文では、内視鏡に実装されている CCD カメラが 100 mW 程度の消費電力であることを踏まえ、100 mW 台の駆動電力で 1.0 mm 以上のミリ長ストロークを達成する熱駆動切り紙マイクロスキャナーの開発を目的と した.



Fig. 1-5 Proposed focus tracking optical sensing system for optical biopsy.

1.3 本論文の目的と構成

光バイオプシー技術を用いた内視鏡下 *in vivo* 病理診断の実現が期待されているが,内視 鏡下では数ミリ程度の臓器収縮運動(心臓の鼓動・呼吸運動・ぜん動運動といった生体運動) 由来のモーションアーチファクトによって光学測定の定量性が失われる.本論文では消化 器内視鏡で観察可能な食道・胃・腸といった臓器収縮運動をターゲットとし,モーションア ーチファクトを劇的に低減可能なフォーカストラッキング光測定システムを内視鏡に実装 するためのミリ長ストローク熱駆動切り紙マイクロスキャナーの開発を目的とした.

第1章に,光バイオプシー技術の現状を概説した上で,光バイオプシー基盤技術として の本研究の位置づけを示し,本論文の目的を述べた.

第2章では、モーションアーチファクトを低減可能なフォーカストラッキング光測定シ ステムについて述べる.バルクサイズのレンズスキャナーを用いたベンチトップサイズの フォーカストラッキング光測定システムを LDF と AFI に適用し、生体ファントムを用い た予備的検証によって提案システムのアーチファクト低減能を実験的に示した.

第3章では、ミリ長ストローク熱駆動切り紙マイクロスキャナーのデザインコンセプト について述べる.第2章で示したフォーカストラッキング光測定システムは妥当性検証の ためにバルクサイズのレンズスキャナーを用いて構築されている.提案システムを内視鏡 に実装するためには、バルクサイズのレンズマイクロスキャナーを内視鏡に搭載可能なサ イズのマイクロスキャナーへと小型化する必要がある.そこで、紙に切れ込みをいれて折る だけで平面構造から立体構造を造形する切り紙をコンセプトとした熱駆動切り紙デザイン を着想し、熱物性・機械特性を考慮した薄膜材料探索と電気-熱-機械連成有限要素解析に よってシングルステップ型切り紙薄膜構造を設計した.ナノ薄膜の残留応力を高度に制御 した微細加工プロセスフローを確立することで、シングルステップ型熱駆動マイクロスキ ャナーの作製に成功し、熱駆動切り紙デザインの妥当性を示した.

第4章では、ミリ長ストローク熱駆動切り紙マイクロスキャナーの設計・作製・評価に ついて述べる.従来のマイクロスキャナー技術では不可能なミリ長ストロークを低電力駆 動で達成するために、アクチュエーション領域にバルクサポート構造体が一切存在しない 円ピラミッド型切り紙薄膜構造を設計した.微細加工技術を用いて熱バイモルフが高密度 に配置された切り紙自立薄膜を作製した.熱バイモルフとは、熱膨張率が異なるナノ薄膜で 構成される多層薄膜である.マイクロレンズ駆動評価において作製した円ピラミッド型熱 駆動切り紙マイクロスキャナーはミリ長ストロークを低電力で達成した.さらに熱駆動切 り紙マイクロスキャナーの集中定数モデルを構築し、動的応答を解析することで熱機械特 性を評価した.これらの結果より、本論文の目的としたフォーカストラッキング光測定シス テムを内視鏡に実装するためのミリ長ストローク熱駆動切り紙マイクロスキャナーの開発 に成功し、ミリ長ストローク熱駆動切り紙マイクロスキャナーの開発

第5章では,各章で得られた内容をまとめ,本論文の結論と今後の展望について述べる.

参考文献

- 1. Shama, P. Endoscopic histology: the start of a new era?. *Dig. Liver Dis.* 2004, 36, 251–252.
- Alfano, R.R.; Tata, D.; Cordero, J.; Tomashefsky, P.; Longo, F.; Alfano, M.A. Laser induced fluorescence spectroscopy from native cancerous and normal tissue, *IEEE J. Quantum Electron*. 1984, 20, 1507–1511.
- 3. Erez, N.; Cancer: Angiogenic awakening. *Nature* 2013, 500, 37–38.
- 4. Gono, K. Narrow band imaging: technology basis and research and development history. *Clin. Endosc.* **2015**, 48, 476–480.
- 5. Yip, H.C.; Chiu, P.Y. Endoscopic diagnosis and management of early squamous cell carcinoma of esophagus. *J. Thorac. Dis.* **2017**, *9*, S689–S696.
- Sano, Y.; Tanaka, S.; Kudo, SE.; *et al.* Narrow-band imaging (NBI) magnifying endoscopic classification of colorectal tumors proposed by the Japan NBI Expert Team. *Dig. Endosc.* 2016, 28, 526–533.
- 7. Wada, Y.; Kudo, S.; Kashida, H.; *et al.* Diagnosis of colorectal lesions with the magnifying narrow-band imaging system. *Gastrointest. Endosc.* **2009**, 70, 522–531.
- 8. Duan, C.; Tanguy, Q.; Pozzi, A.; Xie, H. Optical coherence tomography endoscopic probe based on a tilted MEMS mirror. *Biomed. Opt. Express* **2016**, *7*, 3344–3353.
- Strathman, M.; Liu, Y.B.; Li, X.D.; Lin, L.Y. Dynamic focus-tracking MEMS scanning micromirror with low actuation voltages for endoscopic imaging. *Opt. express* 2013, 21, 23934– 23941.
- Mu, X.J.; Zhou, G.Y.; Yu, H.B.; Du, Y.; Feng, H.H.; Tsai, J.L; Chau, F.S. Compact MEMSdriven pyramidal polygon reflector for circumferential scanned endoscopic imaging probe. *Opt. Express* 2012, 20, 6325–6339.
- Kim, K.H.; Park, B.H.; Maguluri, G.N.; Lee, T.W.; Rogomentich, F.J.; Bancu, M.G.; Bouma, B.E.; de Boer, J.F.; Bernstein, J.J. Two-axis magnetically-driven MEMS scanning catheter for endoscopic high-speed optical coherence tomography. *Opt. Express* 2007, 15, 18130–18140.
- 12. Rajan, V.; Varghese, B.; van Leeuwen, T.G.; Steenbergen, W. Review of methodological developments in laser Doppler flowmetry. *Lasers Med. Sci.* 2009, 24, 269–283.
- Mahe, G.; Durand, S.; Humeau-Heurtier, A.; Leftheriotis, G.; Abraham, P. Impact of experimental conditions on noncontact laser recordings in microvascular studies. *Microcirculation* 2012, 19, 669–675.
- 14. Riva, C.; Bennedek, G.B.; Ross, B. Laser Doppler measurements of blood flow in capillary tubes and retinal arteries. *Investig. Ophthalmol. Vis. Sci.* **1972**, 11, 936–944.
- 15. Stern, M.D. In vivo evaluation of microcirculation by coherent light scattering. *Nature* **1975**, 254, 56–58.
- Wu, Y.; Nieuwenhoff, M.D.; Hygen, F.J.P.M.; van der Helm, F.C.T.; Niehof, S.; Schouten, A.C. Characterizing human skin blood flow regulation in response to different local skin temperature perturbations. *Microvasc. Res.* 2017, 111, 96–102.
- Nieuwenhoff, M.D.; Wu, Y.; Huygen, F.J.P.M.; Schouten, A.C.; van der Helm, F.C.T.; Niehof, S.P. Reproducibility of axon reflex-related vasodilation assessed by dynamic thermal imaging in healthy subjects. *Microvasc. Res.* 2016, 106, 1–7.
- 18. Kloppenberg, F.W.H.; Beerthuizen, G.I.J.M.; ten Duis, H.J. Perfusion of burn wounds assessed by Laser Doppler Imaging is related to burn depth and healing time. *Burns* **2001**, 27, 359–363.

- Park, Y.S.; Choi, Y.H.; Lee, H.S.; Moon, D.J.; Kim, S.G.; Lee, J.H.; Cho, J.K.; Yoon, C.J. The impact of laser Doppler imaging on the early decision-making process for surgical intervention in adults with indeterminate burns. *Burns* 2013, 39, 655–661.
- Wang, I.; AnderssonEngels, S.; Nilsson, G.E.; Wardell, K.; Svanberg, K. Superficial blood flow following photodynamic therapy of malignant non-melanoma skin tumours measured by laser Doppler perfusion imaging. *Br. J. Dermatol.* **1997**, 136, 184–189.
- Stucker, M.; Horstmann, I.; Nuchel, C.; Rochling, A.; Hoffmann, K.; Altmeyer, P. Blood flow compared in benign melanocytic naevi, malignant melanomas and basal cell carcinomas. *Clin. Exp. Dermatol.* **1999**, 24, 107–111.
- 22. Sone, M.; Sato, E.; Hayashi, H.; Fujimoto, Y.; Nasashima, T. Vascular evaluation in laryngeal diseases: Comparison between contact endoscopy and laser Doppler flowmetry. *Arch. Otolaryngol. Head Neck Surg.* **2006**, 132, 1371–1374.
- 23. Jacob, A.; Davis, J.P.; Birchall, M.A. Laser Doppler flux-metry in laryngeal squamous cell carcinoma. *Clin. Otolaryngol.* **2003**, 28, 24–28.
- Lunde, O.C.; Kvernebo, K.; Larsen, S. Evaluation of endoscopic laser Doppler flowmetry for measurement of human gastric blood flow: Methodologic aspects. *Scand. J. Gastroenterol.* 1988, 23, 1072–1078.
- Krohg-Sorensen, K.; Lunde, O.C. Perfusion of the Human Distal Colon and Rectum Evaluated with Endoscopic Laser Doppler Flowmetry: Methodologic Aspects. Scand. J. Gastroenterol. 1993, 28, 104–108.
- 26. Fujimoto, J.G.; Pitris, C.; Boppart, S.A.; Brezinski, M.E. Optical coherence tomography: an emerging technology for biomedical imaging and optical biopsy. *Neoplasia* **2000**, 2, 9-25.
- 27. Jerjes, W.; Hamdoon, Z.; Al-Rawi, N.; Hopper, C. Optical coherence tomography in the assessment of cutaneous cancer margins of the face: An immediate ex vivo study. *Photodiagnosis Photodyn. Ther.* **2020**, 29, 101616.
- Lee, S. C.; Tran, S.; Amin, A.; Morse, L.S.; Moshiri, A.; Park, S.S.; Yiu, G. Retinal vessel density in exudative and nonexudative age-related macular degeneration on optical coherence tomography angiography. *Am. J. Ophthalmol.* 2020, 212, 7–16.
- 29. Li, R.; Yin, H.; Hong, J.; Wang, C.; He, B.; Chen, Z.; Li, Q.; Xue, P.; Zhang, X. Speckle reducing OCT using optical chopper. *Opt. Express* **2020**, 28, 4021–4031.
- Lee, H.C.; Ahsen, O.O.; Liang, K.C.; Wang, Z.; Figueiredo, M.; Giacomelli, M.G.; Potsaid, B.; Huang, Q.; Mashimo, H.; Fujimoto, J.G. Endoscopic optical coherence tomography angiography microvascular features associated with dysplasia in Barrett's esophagus. *Gastrointest. Endosc.* 2017, 86, 476–484.
- Kang, W.; Wang, H.; Wang, Z.; Jenkins, M.W.; Isenberg, G.A.; Chak, A.; Rollins, A.M. Motion artifacts associated with in vivo endoscopic OCT images of the esophagus. *Opt. Express* 2011, 19, 20722-20735.
- Wang, X.F.; Periasamy, A.; Herman, B.; Coleman, D.M. Fluorescence lifetime imaging microscopy (FLIM): Instrumentation and Applications. *Crit. Rev. Anal. Chem.* 1992, 23, 369– 395.
- Ito, T.; Oshita, S.; Nakabayashi, T.; Sun, F.; Kinjo, M.; Ohta, N. Fluorescence lifetime images of green fluorescent protein in HeLa cells during TNF-α induced apoptosis. *Photochem. Photobiol. Sci.* 2009, 8, 763–767.
- 34. Islam, M.S.; Honma, M.; Nakabayashi, T.; Kinjo, M.; Ohta, N. pH Dependence of the Fluorescence Lifetime of FAD in Solution and in Cells. *Int. J. Mol. Sci.* **2013**, 14, 1952–1963.

- 35. Chacko, J.V.; Eliceiri, K.W. Autofluorescence Lifetime Imaging of cellular metabolism: Sensitivity towards cell density, pH, intracellular and intercellular heterogeneity. *Cytom. A* **2019**, 95, 56–69.
- Skala, M.C.; Riching, K.M.; Fitzpatrick, A.G.; Eickoff, J.; Eliceiri, K.W.; White, J.G.; Ramanujam, N. In vivo multiphoton microscopy of NADH and FAD redox states, fluorescence lifetimes, and cellular morphology in precancerous epithelia. *PNAS* 2007, 104, 19494–19499.
- Phipps, J.E.; Gorpas, D.; Unger, J.; Darrow, M.; Bold, R.J.; Marcu, L. Automated detection of breast cancer in resected specimens with fluorescence lifetime imaging. *Phys. Med. Biol.* 2018, 63, 015003.
- Munro, I.; McGinty, J.; Galletly, N.; Isidro, J.R.; Lanigan, P.M.P.; Elson, D.S.; Dunsby, C.; Neil, M.A.A.; Lever, M.J.; Stamp, G.W.; French, P.M.W. Toward the clinical application of timedomain fluorescence lifetime imaging. *J. Biomed. Opt.* 2005, 10, 051403.
- Pires, L.; Nogueira, M.S.; Pratavieira, S.; Moriyama, L.T.; Kurachi, C. Time-resolved fluorescence lifetime for cutaneous melanoma detection. *Biomed. Opt. Express* 2014, 5, 3080– 3089.
- Sharma, V.; Kapur, P.; Olweny, E.; Cadeddu, J.; Roehrborn, C.R.; Liu H. Auto-fluorescence lifetime spectroscopy for prostate cancer detection: an optical biopsy approach. in Proceedings of the conference of Biomedical Optics and 3D Imaging. Miami, Florida, USA, 28 April-2 May 2012. jm3a19.
- Sun, Y.; Hatami, N.; Yee, M.; Phipps, J.; Elson, D.S.; Gorin, F.; Schrot, R.J.; Marcu, L. Fluorescence lifetime imaging microscopy for brain tumor image-guided surgery. *J. Biomed. Opt.* 2010, 15, 056022.
- Gorpas, D.; Ma, D.; Bec, J.; Yankelevich, D.R.; Marcu, L. Real-Time Visualization of Tissue Surface Biochemical Features Derived from Fluorescence Lifetime Measurements. *IEEE Trans. Med. Imaging* 2016, 35, 1802–1811.
- Warren, S.C.; Nobis, M.; Magenau, A.; Mohammed, Y.H.; Herrmann, D.; Moran, I.; Vennin, C.; Conway, J.R.W.; Melenec, P.; Cox, T.R.; Wang, Y.; Morton, J.P.; Welch, H.C.E.; Strathdee, D.; Anderson, K.I.; Phan, T.G.; Roberts, M.S.; Timpson, P. Removing physiological motion from intravital and clinical functional imaging data. *eLife* 2018, 7, 1–37.
- 44. Parkman, H.P.; Hasler, W.L.; Barnett, J.L.; Eaker, E.Y. Electrogastrography: A document prepared by the gastric section of the American Motility Society Clinical GI Motility Testing Task Force. *Neurogastroenterol. Motil.* **2003**, 15, 89–102.
- Strege, P.R.; Ou, Y.J.; Sha, L.; Rich, A.; Gibbons, S.J.; Szurszewski, J.H.; Sarr, M.G.; Farrugia, G. Sodium current in human intestinal interstitial cells of Cajal. *Am. J. Physiol. Gastrointest. Liver Physiol.* 2003, 285, 1111–1121.
- 46. Paskaranandavadivel, N.; O'Grady, G.; Cheng, L. K. Time delay mapping of high-resolution gastric slow wave activity *IEEE Trans. Biomed. Eng.* **2017**, 64, 166–172.
- 47. Doi, Y.; Murakami, Y.; Imano, N.; Takeuchi, Y.; Takahashi, I.; Nishibuchi, I.; Kimura, T.; Nagata, Y. Quantifying esophageal motion during free-breathing and breath-hold using fiducial markers in patients with early-stage esophageal cancer. *PLoS One* **2018**, 13, e0198844.
- Nonaka, H.; Onishi, H.; Watanabe, M.; Nam, V. H. Assessment of abdominal organ motion using cine magnetic resonance imaging in different gastric motilities: A comparison between fasting and postprandial states. J. Radiat. Res. 2019, 60, 837–843.

第2章

フォーカストラッキング光測定システム の妥当性検証

本章では、1 章で示したフォーカストラッキング光測定システムを LDF と ALI 定に適用 し、提案システムの妥当性を予備的に検証した [1,2]. バルクサイズのレンズスキャナーを 用いたプロトタイプ型フォーカストラッキング光測定システムを構築し、生体ファントム を用いた予備的検証において提案するフォーカストラッキング光測定システムのアーチフ ァクト低減能を実験的に示した.

2.1 緒言

1 章において、LDF と ALI を内視鏡下測定に適用した場合にはモーションアーチファク トによって測定再現性が損なわれることを述べた.これまでに、LDF におけるモーション アーチファクトの低減方法として, 偏光フィルタを用いる手法 [3,4] とデータ解析処理を用 いる方法 [5,6] が提案されている. 生体組織に対してレーザーを照射した場合, 生体組織内 で多重散乱された後方散乱光は照射時の偏光状態を失っているが、表面反射光は照射時の 偏光状態を維持している. そこで Karlsson ら [4] は, 偏光フィルタをディテクタ前に配置 することで表面反射光を遮断し、表面反射光由来のモーションアーチファクトを低減させ た.この手法は,粘膜や火傷といった表面反射光成分が支配的な測定部位の場合には,反射 光由来のモーションアーチファクトを大幅に低減することができる.しかし, Karlsson らも 指摘しているが, 偏光フィルタによって SN 比が大幅に低下し, 十分な測定精度が得られず, 根本的な解決に至っていない. Humeau ら [6] は, モーションアーチファクトによってスパ イク状に値が急上昇した時点のデータを時系列測定データから補外するアルゴリズムを開 発したが,モーションアーチファクトの除去範囲には制限がある.ALI におけるモーショ ンアーチファクトの低減法として、センサプローブを測定対象に接触させることでモーシ ョンアーチファクトを抑制する方法 [7,8], プローブを接触させた状態で高フレームレート でデータ処理する方法 [9,10] が挙げられる. しかし, 測定プローブを接触させる方法は手 技者の視野が広い場合には適しているが、内視鏡カメラからの視野のみの場合では視認性 および操作性が低下するため, 光バイオプシー用途には適していない. このように, LDF と ALI におけるモーションアーチファクトの低減方法がいくつか提案されているが、内視鏡 下測定をターゲットとした有効なモーションアーチファクトの低減方法は報告されていない.

本章では、提案するフォーカストラッキング光測定システムをLDF とALI に適用し、提 案システムのモーションアーチファクト低減能を予備的に検証する.提案システムでは、臓 器収縮運動下における光軸方向のモーションに対してレンズ位置を制御することで作動距 離を一定に保ち、光軸方向のモーションアーチファクトを低減する.LDF は、共焦点光学 系を用いたフォーカストラッキング光測定システムに実装した.このシステムは、共焦点光 学系で得られる信号を周波数フィルタリングすることで、単一レーザーでフォーカス制御 のためのフィードバック信号と光ドップラー血流信号を同時に検知している.一方、ALI は、 レーザースポット画像処理を用いたフォーカストラッキング光測定システムに実装した. このシステムでは、CCD カメラで取得されたレーザースポット画像の形状解析によってフ オーカストラッキング制御を行う.このシステムは、デフォルトで内視鏡に内蔵されている CCD カメラを用いてフォーカストラッキングを実行可能である.ベンチトップサイズのプ ロトタイプ型システムをそれぞれ構築し、生体ファントムを測定対象に用いて提案システムの妥当性を予備的に検証した.

2.2 フォーカストラッキング光ドップラー血流測定

2.2.1 原理

LDF の原理を Fig. 2-1 に示す. 生体組織に対してレーザーを照射すると, レーザーは生体組織内で多重散乱されて後方散乱光が発生する. 血管中を移動する赤血球によって散乱された光は, 赤血球速度に応じて周波数がドップラーシフトしている. 一方, 静止組織のみで散乱された光は, 照射時の周波数を保っている. 後方散乱光には両者の光が含まれており, ディテクタ面で両者の光が干渉することでドップラーシフト信号が検出される. 時間領域ドップラー信号を FFT 解析して得られる周波数領域パワースペクトルは, 測定体積中に含まれる赤血球の個数と速度に依存している. パワースペクトルの 1 次モーメントが相対的に組織血流量を反映しているとして, LDF において血流値 (perfusion value) とは, 次式 (2-1) で定義される [11].

Perfusion value $\propto \int_{\omega_0}^{\omega_1} \omega \cdot P(\omega) d\omega$ (2-1)

(2-1) 式は, 適当な周波数範囲で重み付けした 1 次モーメントを演算している. *P*(ω) はパ ワースペクトル密度, ω₀およびω₁はそれぞれ周波数範囲の下限および上限である.

Karlsson ら [4] は、ディテクタに入射する表面拡散反射光の強度変化によってモーショ ンアーチファクトが誘発されることを実験的に示した.実際の LDF では、組織内で多重散 乱された後方散乱光に加えて、表面拡散反射光がディテクタ面に入射する.赤血球によって ドップラーシフトした後方散乱光と表面拡散反射光は干渉し,拡散反射光が一種のヘテロ ダイン検出光の役割をすることで、ドップラーシフト血流信号が増幅される.しかし、表面 拡散光強度はディテクタ・測定対象間の距離変化によって変動する.そのため、反射光強度 変化によって (2-1) 式中のパワースペクトル *P*(ω) が血流変化とは無関係に変動し、血流 測定値がばらつく.LDF 法においては測定値のばらつきがモーションアーチファクトとし て定義される.特に、強い拡散反射光が発生する胃腸粘膜を内視鏡下で測定する場合、皮膚 などが測定対象である場合と比較してモーションアーチファクトが誘発しやすい.



Fig. 2-1 Principle of laser doppler flowmetry.

Fig. 2-2 に、フォーカストラッキング光ドップラー血流測定の原理を示す. Fig. 2-2 に示 すようにフォーカストラッキングによって、測定対象・集光レンズ間の作動距離を一定に保 ち、組織表面の動きによる表面反射光強度の変動を抑制することでモーションアーチファ クトを低減する. デジタルカメラのオートフォーカス制御のための画像シャープネス法 [12], DVD ピックアップヘッド制御のための非点収差法 [13],顕微鏡位置合わせのための 偏心光ビーム法 [14],フォトリソグラフィ工程ためのパターン投影法 [15] など、フォーカ ス制御のための変位検出法が提案されている.本測定システムのフォーカストラッキング 制御は、共焦点光学系で得られる信号を周波数フィルタリングすることで作動距離の変位 を検出する.一般に、共焦点光学系は光軸方向の変位に対して高い感度を持ち [16,17]、検 知強度はレンズ・対象表面間の距離変化に対して正規分布状に変化する.この距離変化の情 報を含む信号は血流信号と比較して低周波数帯に存在するので、Fig. 2-2 に示すように、距 離変化を含む信号はローパスフィルタ処理で検出できる.一方、移動する赤血球によってド ップラーシフトされた信号は、ハイパスフィルタ処理で検出される.これより、モーション トラッキングのための変位信号およびドップラーシフト信号は、単一のレーザー・検出器に よって同時に得られる.



Fig. 2-2 Principle of a focus tracking laser Doppler flowmetry system. Doppler-shifted signal is detected from interference between the light backscattered from the surface tissue and light backscattered from moving RBCs. Lens is controlled to maintain a constant distance to the tissue surface using feedback from the signal with a low-pass filter applied, and perfusion is calculated from the high-pass filtered signal.

2.2.2 プロトタイプ型測定システムの構築

Fig. 2-3 に、構築したプロトタイプ型測定システムの概要を示す.本システムは、流路を 有する生体ファントムを測定対象として、光ドップラー血流信号とフォーカストラッキン グ用参照信号を同時に検知している.レーザダイオードから (L785P090, Thorlabs; wavelength: 785 nm)射出されたプローブ光は、アクチュエーターに取り付けられたフォー カストラッキング用レンズ (AC254-030-B, Thorlabs)を経て、ファントム上に集光される. レンズアクチュエーターとしてシャフトモーター (S120T, Nippon Pulse Motor)を用いた.レ ンズアクチュエーターはドライバー (MADHT1105L01, Panasonic)からのフィードバック信 号により駆動される.ファントムからの後方散乱光および反射拡散光は、フォーカストラッ キング用レンズ、非偏光ビームスプリッター、ピンホール (P75S, Thorlabs; Diameter: 75 µm) を経てディテクター (2001-FS-M, Newport)に入射する.Table 2-1 に本システムにおける共 焦点光学系の光学パラメーター、Fig. 2-4 に構築した共焦点光学系の光軸方向信号強度プロ ファイルを示す.Fig. 2-4 に示すように、作動距離変化に対して構築した共焦点光学系は感 度を有していることが分かる.



Fig. 2-3 Confocal optical configuration of focus tracking LDF system. A 785-nmwavelength probe beam is emitted from the diode laser. The controlled lens is mounted on the lens actuator, and is driven by the feedback signal from field-programmable gate array (FPGA).



Fig. 2-4 DC signal intensity profile of confocal focus tracking LDF system.

| | — |
|-------------------------------|-------------------------------|
| Light source: wave length | 785 nm |
| L1: focal length | 30 mm (AC254-030-B, Thorlabs) |
| P1: diameter | 35 μm (PS35, Thorlabs) |
| L2: focal length | 30 mm (AC254-030-B, Thorlabs) |
| Controlled lens: focal length | 30 mm (AC254-030-B, Thorlabs) |
| L3: focal length | 30 mm (AC254-030-B, Thorlabs) |
| P2: diameter | 75 μm (PS75, Thorlabs) |

 Table 2-1 Optical parameters of confocal configuration.

Fig. 2-5 に、信号処理プロセスのフローチャートを示す.フォーカストラッキング制御と 血流測定の信号処理は、高速 FPGA (sbRIO-9637, National Instruments) モジュールによって 制御されている.血流値計算のための周波数解析は、レンズ制御フィードバック計算と同時 に行われ、PC 上にリアルタイムで表示される. A/D コンバータ (サンプリングレート:1×10⁵ samples/second) で集録後、FPGA 上でローパスフィルタ (20 Hz, 3 dB) 処理することでフィ ードバック用変位信号を検出し、フォーカストラッキング制御が実行される.一方、血流信 号は、フィードバック用変位信号と区別するために、ハイパスフィルタ処理 (1 kHz, 3 dB) によって検出される.時間領域のドップラービート信号を高速フーリエ変換することで血 流パワースペクトル P [ω] を取得し、(2-2) 式を用いて血流値をリアルタイムに算出する.

Perfusion value =
$$\sum_{\omega=F_1}^{F_2} \omega \cdot P[\omega]$$
 (2-2)

 F_1 , F_2 は血流ドップラー信号の周波数を考慮してそれぞれ 1 kHz と 39 kHz に設定し, SN 比を考慮して測定値 (Perfusion value) の時間分解能を約 0.1 秒に設定した.



Fig. 2-5 Signal processing flow for focus tracking and perfusion calculations. The analog signal (sampling rate: 1×10^5 samples/second) is low-pass-filtered (20 Hz, 3 dB) for feedback control and high-pass-filtered (1 kHz, 3 dB) for perfusion measurements.

提案手法を検証するため,流路を有する生体ファントムを作製した. Fig. 2-6 に作製した 流路を有する生体ファントムを示す. 生体ファントムは,加工切断された両面接着テープと 拡散散乱樹脂 (ポリオキシメチレン, Polyoxymethylene: POM) から構成される. Table 2-2 に 示すように, POM は実際の生体組織と同等の吸収係数および散乱係数を有する [18-20]. レーザーカッター (MERCURY, GCC, Taiwan) を用いて片面テープ (MGCS20,協同技研化 学)を切断することによって流路形状を形成した. そして Fig. 1-2 に示すような血管は深さ 数 100 µm の位置に存在していることから,厚さ 0.2 mm の樹脂シートを両面テープで樹脂 板に貼り付けることで,幅 1 mm,厚み 0.2 mm の流路が表面から 0.2 mm の深さに位置する 生体ファントムを作製した. 流路にポリマーチューブを介してヘモグロビン水溶液を供給 した.また,共焦点光学系のアライメントのためのミラーをファントム表面上に接合した.

ヘモグロビン水溶液は所定の流速でマイクロ流路に圧送注入した.流路内のヘモグロビン水溶液の流速は,圧力を調整することによって 0 mm/s から 31 mm/s のレンジで制御することができる.流速は,流出口から放出された溶液の体積から推定した.ヘモグロビン水溶液は乾燥ウシヘモグロビン(HG3760-100G, Sigma-Aldrich)を純水に溶解し,20 mg/mlの濃度に調整した.本論文では,消化器内視鏡で観察可能な部位をターゲットとしているため,Fig. 2-7 に示すように光軸方向に正弦波状に (周波数:0.1 Hz,振幅:1 mm)に生体ファントムを振動させることで,腸のぜん動運動を [21,22] を再現した.

| Optical property | РОМ | Tissue |
|---------------------------------------|------|----------|
| Refractive index | 1.4 | 1.3~1.5 |
| Absorption coefficient [1/cm] | 0.03 | 0.01~0.1 |
| Reduced scattering coefficient [1/cm] | 20 | 15~46 |

Table 2-2 Optical properties of POM and tissue at wavelength of 785 nm [18-20].



Fig 2.6 Components of the microfluidic phantom. A 0.2-mm-depth flow channel is positioned at 0.2 mm deep. Flow channel was formed by cutting a piece of double-sided tape, and 0.2-mm-thick resin sheet was adhered to the resin plate with the double-sided adhesive tape.



Fig 2-7 Flow in the microfluidic channel and phantom platform movement in the direction of the optical axis. The flow velocity of the hemoglobin solution in the channel can be controlled by adjusting the pressure. The concentration of the hemoglobin solution (derived from bovine RBCs) is 20 mg/mL.

2.2.3 アーチファクト低減能の評価

Fig. 2-8 に、フォーカストラッキング OFF/ON 時の測定値を示す. トラッキング OFF 時 はモーションアーチファクトによって測定値のばらつきみられた. モーションアーチファ クトの抑制を定量的に評価するために、トラッキング OFF 時の標準偏差 (SD_{OFF}) に対する トラッキング ON 時の標準偏差 (SD_{ON}) の比として、アーチファクトの低減パラメータ *R* (SD_{OFF}-SD_{ON}/SD_{OFF}) を定義した. *R*は、31 mm/s での最大 87%、9.5 mm/s で最小 75%の値 を示した. これより非接触 LDF 測定において、フォーカストラッキングによってモーショ ンアーチファクトが低減可能であることを示した.



Fig. 2-8 Perfusion value (mean and standard deviation over 20 s) for different flow velocities ranging from 0 to 31 mm/s (**a**) without tracking engaged; and (**b**) with tracking. The standard deviation is correlated with motion artifacts (number of samples: 20).

2.3 フォーカストラッキング自家蛍光寿命測定

2.3.1 原理

Fig. 2-9 に TCSPC 法 (Time-Correlated Single Photon Counting) を用いた蛍光寿命測定原理 を示す. このシステムでは, TCSPC 法を用いて蛍光寿命を測定する. Fig. 2-9 に示すよう に,励起パルスが蛍光分子に周期的に照射されることで,蛍光光子が発生する.発生のタイ ミングは励起パルスが照射されるタイミングに対して時間上における蛍光の発光強度分布 と等しい確率密度関数に従う.励起パルスが照射されてから蛍光光子が検出されるまでに かかる到達時間を測定し,到達時間毎に光子数をヒストグラム状に積算していく.この積算 をランダムに大量に行うことで到達時間のヒストグラムを得る. ヒストグラムは蛍光の発 光強度分布と等しいため,蛍光減衰波形は次式 (2-3) で表される.そして,フィッティング 解析によって蛍光寿命 r を計算する.

 $I = I_0 \exp(-t/\tau) \tag{2-3}$

I は時刻 t での蛍光強度, Io は最大蛍光強度である.

Fig. 2-10 に蛍光寿命測定におけるモーションアーチファクトの発生原理を示す.光軸方 向の生体モーションによって蛍光励起領域がターゲットとする測定領域から外れることで, 蛍光寿命が異なる領域を同時に測定してしまい,蛍光寿命測定値のばらつき(モーションア ーチファクト)が大きくなる.加えて,光軸方向のモーションによって組織領域外へと焦点 位置が外れることで減衰波形の S/N 比が低下し,蛍光寿命測定値のばらつきが大きくなる. フォーカストラッキングによってレンズ・組織間の作動距離を一定に保つことで,これらの モーションアーチファクトを低減する.

Fig. 2-11 にレーザースポットを用いたフォーカストラッキング自家蛍光寿命測定システムの概要を示す.このシステムでは,組織表面に投影されたレーザースポットのサイズ変化を作動距離の変位検出に用いて,フォーカストラッキング制御を行う.レーザースポット画像は内視鏡 CCD カメラでキャプチャされ,画像解析プログラムによりスポット径がリアルタイムで解析される.自家蛍光用の励起レーザーは組織表面に焦点を合わせている.一方Fig. 2-11 に示すように,フォーカストラッキング用レーザーの焦点位置は励起レーザーの焦点位置からずらして,スポット径と作動距離の関係を一対一に対応させている.



Fig. 2-9 Principle of TCSPC. (a) A single photon emitted from the sample is detected, and the arrival time of each single photon after the excitation pulse is calculated. (b) A histogram of the arrival time of each photon is accumulated, and the autofluorescence signal decay is reconstructed using the histogram.



Fig. 2-10 Motion artifact mechanism in autofluorescence lifetime sensing. The focal point of the excitation laser and the collection optical path vary due to body motion. Therefore, the undesired autofluorescence signal is mixed with the detected signal. By using lens tracking, the focal point is maintained in the appropriate position during body motion.



Fig. 2-11 Principle of focus tracking system based on the feedback control of the lens actuator. The excitation laser is focused on the tissue surface, and the tracking laser is focused on the tissue. The spot size change of the tracking laser is captured by the camera, and the distance between the tissue and the endoscope is monitored via image analysis of the laser spot.

2.3.2 プロトタイプ型測定システムの構築

Fig. 2-12 に構築したプロトタイプ型フォーカストラッキング光測定システムを示す. こ のシステムでは,蛍光寿命測定装置がレーザースポットを用いたフォーカストラッキング システムに統合されている.まず,蛍光寿命測定装置について述べる.パルスレーザーヘッ ド (LDH-DC-450, PicoQuant, Wavelength: 450 nm)の励起光源は,ドライバー (PDL-800-D, Pico Quant) によって制御され,パルス幅 70 psのパルスレーザービームを発する.空間フィ ルターを経て,トラッキング用レンズで集束されたレーザービームは生体ファントムに含 まれる蛍光物質を励起する.自家蛍光光子はトラッキング用レンズ,ダイクロイックミラー (DMSP490, Thorlabs),バンドパスフィルター (FF02-525/40-25, Semrock)を経て,フォトダ イオード (PD-1-CTC, MPD) によって検出される.TCSPC モジュール (SPC-130EM, Becker & Hichkl) で蛍光光子をカウントし,レーザードライバーからの NIM 信号を使用して寿命 が計算される.これらすべてのプロセスは,TCSPC モジュールに接続されたコンピュータ ー上の LabVIEW プログラム (National Instrument Inc.) によって制御されている.

次に、レーザースポットを用いたフォーカストラッキングシステムについて述べる.近赤 外レーザー (SWL-7513, Spectra-Physics) で、レーザースポットをサンプル表面に投影する. トラッキングレーザービームは、偏光ビームスプリッター (PBS121, Thorlabs) および半波 長板 (AHWP05M-600, Thorlabs) によって励起レーザービームとカップリングされる.高NA でトラッキングレーザーを測定対象に照射することで作動距離変化に対するスポット径変 化が大きくなり、トラッキング精度が向上する. 対物レンズ (SLMPLan 20x/0.35, Olympus) を介した CCD カメラ (DFK21AU04, The Imaging Source) で, 30 fps でレーザースポットカ ラー画像をキャプチャする. また,トラッキング用レンズは超音波リニアアクチュエーター (XDT70-105, Technohands) に取り付けられている.

Fig. 2-13 にフォーカストラッキング制御のため信号処理フローを示す. キャプチャされ たカラー画像はグレースケール画像に変換され,輝度変化の影響を減らすために正規化さ れる. トラッキング用レンズを位置制御するための PID 信号は, FPGA モジュールによっ て測定したスポットサイズから生成される.



Fig. 2-12 Experimental setup for the preliminary test of the proposed system. The pulse laser source (wavelength of 450 nm) is utilized as an excitation laser, and the CW LD (wavelength of 785 nm) is utilized as a tracking laser. Two beams are combined in the same optical path using the polarized beam splitter, and the autofluorescence from the sample is detected using APD through DM. The FPGA module can realize the high-speed feedback control of the lens actuator.



Fig. 2-13 Signal processing flow for focus tracking using image analysis of the laser spot. A captured image of the laser spot by the camera is converted into a grayscale image followed by normalization and clipping based on a certain threshold value. After image analysis, the PID control is conducted by FPGA, and finally the lens actuator is feedback-controlled to compensate for the body motion.

提案システムを予備的に検証するため、自家蛍光物質のフラビンアデニンジヌクレオチ ド (FAD) を含む生体ファントムを作製した. FAD は組織内に含まれる自家蛍光物質であ り、蛍光寿命は FAD 濃度に依存する. 正常細胞と異常細胞によって FAD 濃度が異なるこ とから [23], Fig. 2-14 に示すように、フィブリン凝固 [24] を利用して FAD 濃度が異なる 領域を含むゲルファントムを作製した. フィブリノーゲン粉末 (F8630-1G, Sigma-Aldrich), FAD 粉末(16010-06, Nacalai Tesuque), イントラリピッド溶液 (I141-100ML, Sigma-Aldrich), トロンビン粉末 (T4648-1KU, Sigma-Aldrich), 塩化カルシウム粉末(036-00485, Wako pure chemical industries, Ltd.) を PBS に混合溶解させ、凸部を持つモールドを利用 して, FAD 濃度が異なるエリアを持つ生体ファントムを作製した. イントララピッドは生 体組織の光学特性を模擬するために、塩化カルシウムは凝固時間を短かくしゲルの弾性を 高めるために加えている. Fig. 2-15 に測定時の様子を示す. 作製した生体ファントムはシ ャフト型リニアモーター (S120T, Nippon Pulse Motor) に取り付けられており,正弦波状に 移動させることで (周波数:0.25 Hz, 変位:5 mm) 臓器収縮運動を再現した [25,26]. フィ ードバック制御系の改良によって応答性が向上したため, 2.2.2 と比較して臓器収縮運動の 変位が大きい場合を想定し,実験を行った.



Fig. 2-14 Fabrication process of FAD gel phantom to replicate the cancerous tissue. The process has 2 sequences: first, gelation of the high-concentration FAD sample in the 3D printed mold; second, pouring the low-concentration FAD solution into the cavity of the gel.



Fig. 2-15 Sensing point in the preliminary experiment.

2.3.3 アーチファクト低減能の評価

作製した生体ファントムを用いて、レーザースポットを用いたフォーカストラッキング システムのアーチファクト低減能を評価した. Fig. 2-16 に示すようにトラッキングによっ てスポットサイズが一定に保たれ、トラッキング ON 時には Fig. 2-17 に示すような蛍光減 衰波形が取得された. Fig. 2-18 に、中心部と周辺部の各領域で測定した蛍光寿命の平均値 と標準偏差を示す. Fig. 2-18 より、トラッキング OFF 時の蛍光寿命測定値は、高 FAD 濃 度域・低 FAD 濃度域でそれぞれ 2.76±0.07 ns、2.81±0.10 ns であり、FAD 濃度の違いを検 知できない. 一方トラッキング ON 時の蛍光寿命測定値は、高濃度エリア、低濃度エリアで それぞれ 2.71±0.04 ns、2.84±0.09 ns であり、FAD 濃度の違いを検知可能である. モーショ ンアーチファクトの低減を定量的に評価するために、トラッキング OFF 時の標準偏差 (SD_{OFF}) に対するトラッキング ON 時の標準偏差 (SD_{ON}) の比として、アーチファクトの低 減パラメータ*R* (SD_{OFF}-SD_{ON} / SD_{OFF}) を定義した. *R* は、最大 42 % (高濃度エリアにおける 標準偏差の比較) であることから、フォーカストラッキングシステムのアーチファクト低減 能が示された.



Fig. 2-16 Focus-tracking performance test under the vibration of the target with/without the control. (a) sinusoidal vibration and (b) random vibration.



Fig. 2-17 Detected autofluorescence decay signal with motion tracking under the sinusoidal vibration of the sample stage. The detected signal agreed well with the fitting curve given by Equation (2-3).



Tracking OFF Tracking ON Stationary state

Fig. 2-18 Comparison of detected autofluorescence lifetime and its standard deviation of bio-mimicking phantom with/without focus control. The concentration dependence of the autofluorescence of FAD was clearly observed with control. The fluctuation of detected autofluorescence lifetime caused by the motion artifacts was suppressed.

2.4 結言

本章では、LDF と ALI をフォーカストラッキング光測定システムに適用し、フォーカス トラッキング光測定システムのアーチファクト低減能を予備的に示した. バルクサイズの レンズスキャナーを用いたベンチトップサイズのプロトタイプ型測定システムを構築し、 生体ファントムを用いた検証を行った.検証実験において、光ドップラー血流測定において は最大 87 %、自家蛍光寿命測定においては最大 42 % の割合で、モーションアーチファク トが低減された. これらの結果より、フォーカストラッキングによるモーションアーチファ クト低減の妥当性が示された.

本章では臓器収縮運動は光軸方向の変位が支配的であることから光軸方向のモーション アーチファクトに限定して検証を行ったが、今後の課題としてピッチ/ヨーの方向あるいは 平面方向変位に起因するモーションアーチファクトを検証する必要がある. このフォーカ ストラッキング光測定システムは拡張性が高く、ピッチ/ヨーの方向あるいは平面方向のア ーチファクト低減にも応用可能である. 例えば、それらのモーションアーチファクトを補償 するために、Christy ら [27] の内視鏡デバイスで用いられた横方向トラッキングシステムの ような画像ベースの較正技術を、2軸ミラースキャナーを統合することによって本システム に応用することができる.

参考文献

- 1. <u>Hashimoto, M.</u>; Taguchi, Y. Motion tracking system for robust non-contact blood perfusion sensor. *Sensors* **2018**, 18, 277.
- 2. Ito, S.; <u>Hashimoto, M.</u>; Taguchi, Y. Development of a robust autofluorescence lifetime sensing method for use in an endoscopic application. *Sensors* **2020**, 20, 1874.
- 3. Kashima, S. Non-contact laser tissue blood flow measurement using polarization to reduce the specular reflection artefact. *Opt. Laser Technol.* **1994**, *26*, 169–175.
- 4. Karlsson, M.G.D.; Wardell, K. Polarized laser Doppler perfusion imaging—reduction of movement-induced artifacts. J. Biomed. Opt. 2005, 10, 1–9.
- Humeau, A.; Trzepizur, W.; Rousseau, D.; Chapeau-Blondeau, F.; Abraham, P. Fisher information and Shannon entropy for on-line detection of transient signal high-values in laser Doppler flowmetry signals of healthy subjects. *Phys. Med. Biol.* 2008, *53*, 5061–5076.
- Humeau, A.; Trzepizur, W.; Rousseau, D.; Chapeau-Blondeau, F.; Abraham, P. Localization of transient signal high-values in laser Doppler flowmetry signals with an empirical mode decomposition. *Med. Phys.* 2009, *36*, 18–21.
- Sun, Y.; Hatami, N.; Yee, M.; Phipps, J.; Elson, D.S.; Gorin, F.; Schrot, R.J.; Marcu, L. Fluorescence lifetime imaging microscopy for brain tumor image-guided surgery. *J. Biomed. Opt.* 2010, 15, 056022.
- Cheng, S.; Cuenca, R.M.; Liu, B.; Malik, B.H.; Jabbour, J.M.; Maitland, K.C.; Wright, J.; Cheng, Y.L.; Jo, J.A. Handheld multispectral fluorescence lifetime imaging system for in vivo applications. *Biomed. Opt. Express* 2014, 5, 921–931.
- Shrestha, S.; Applegate, B.E.; Park, J.; Xiao, X.; Pande, P.; Jo, J.A. High-speed multispectral fluorescence lifetime imaging implementation for in vivo applications. *Opt. Lett.* 2010, 35, 2558– 2560.
- Elson, D.S.; Munro, I.; Isidro. J.R.; Mcginty, J.; Dunsby, C.; Galletly, N.; Stamp, G.W.; Neil, M.A.A.; Lever, M.J.; Kellett, P.A.; Bradshaw, A.D.; Hares, J.; French, P.M.W. Real-time timedomain fluorescence lifetime imaging including single-shot acquisition with a segmented optical image intensifier. *New J. Phys.* 2004, 6, 180.
- 11. Nillson, G.E.; Tenland, T.; Oberg, P.A. Evaluation of a laser Doppler flowmeter for measurement of tissue blood flow. *IEEE Trans. Biomed. Eng.* **1980**, 27, 597–604.
- 12. Chen, C.Y.; Hwang, R.C.; Chen, Y.J. A passive auto-focus camera control system. *Appl. Soft Comput.* **2010**, 10, 296–303.
- Fan, K.C.; Chu, C.L.; Mou, J.I. Development of a low-cost autofocusing probe for profile measurement. *Meas. Sci. Technol.* 2001, 12, 2137–2146.
- 14. Li, Q.; Bai, L.; Xue, S.; Chen, L. Autofocus system for microscope. *Opt. Eng.* **2002**, 41, 1289–1294.
- 15. Schlangen, S.; Ihme, M.; Rahlves, M.; Roth, B. Autofocusing system for spatial light modulatorbased maskless lithography. *Appl. Opt.* **2016**, *55*, 1863–1870.
- 16. Kino, G.S.; Corle, T.R. Confocal scanning optical microscopy and related imaging systems; academic press: San Diego, CA, USA, 1996; pp. 31–40.
- 17. Yang, L.S.; Wang, G.Y.; Wang, J.G.; Xu, Z.Z. Surface profilometry with a fibre optical confocal scanning microscope. *Meas. Sci. Technol.* **2000**, 11, 1786–1792.
- Jacques, S.L. Optical properties of biological tissues: A review. *Phys. Med. Biol.* 2013, 58, 37–61.
- 19. Whittet, D.C.B.; Dayawansa, I.J.; Dickinson, P.M.; Marsden, J.P.; Thomas, B. The optical constants of polyoxymethylene. *Mon. Not. R. Astron. Soc.* **1976**, 175, 197–207.
- 20. Jang, H.; Singh, K.; Wang, H.W.; Pfefer, T.J.; Chen, Y. Oximetry system performance assessment with POM (acetal) phantoms incorporating hemoglobin calibration standards and
customized saturation levels. In Proceedings of the conference on design and quality for biomedical technologies VIII, San Francisco, CA, USA, 7–8 February 2015.

- 21. Parkman, H.P.; Hasler, W.L.; Barnett, J.L.; Eaker, E.Y. Electrogastrography: A document prepared by the gastric section of the american motility society clinical gi motility testing task force. *Neurogastroenterol. Motil.* **2003**, 15, 89–102.
- Strege, P.R.; Ou, Y.J.; Sha, L.; Rich, A.; Gibbons, S.J.; Szurszewski, J.H.; Sarr, M.G.; Farrugia, G. Sodium current in human intestinal interstitial cells of Cajal. Am. J. Physiol. *Gastrointest. Liver Physiol.* 2003, 285, 1111–1121.
- 23. Sumi, S.; Umemura, N.; Adachi, M.; Ohta, T.; Naganawa, K.; Kawaki, H.; Takayama, E.; Kondoh, N.; Sumitomo, S. The luminance ratio of autofluorescence in a xenograft mouse model is stable through tumor growth stages. *Clin. Exp. Dent. Res.* **2018**, 4, 174–181.
- 24. Kennedy, B.F.; Loitsch, S.; Mclaughlin, R.A.; Scolaro, L.; Rigby, P.; Sampson, D.D. Fibrin phantom for use in optical coherence tomography. *J. Biomed. Opt.* **2010**, 15, 030507.
- Koeppen, B.M.; Stanton, B.A. Berne & Levy physiology, 7th ed.; Elsevier: Philadelphia, USA, 2018; pp. 860–867.
- 26. Doi, Y.; Murakami, Y.; Imano, N.; Takeuchi, Y.; Takahashi, I.; Nishibuchi, I.; Kimura, T.; Nagata, Y. Quantifying esophageal motion during free-breathing and breath-hold using fiducial markers in patients with early-stage esophageal cancer. *PLOS ONE* **2018**, 13, 1–12.
- 27. Sheehy, C.K.; Yang, Q.; Arathorn, D.W.; Tiruveedhula, P.; de Boer, J.F.; Roorda, A. High-speed, image-based eye tracking with a scanning laser ophthalmoscope. *Biomed. Opt. Express.* **2012**, 3, 2611–2622.

第3章

熱駆動切り紙

マイクロスキャナーの実現性検証

本章では、熱応答性バイモルフ薄膜材料を用いた長ストローク熱駆動切り紙マイクロスキ ャナーを提案する.残留応力を高度に制御した微細加工プロセスフローを確立することに よって初めて作製に成功し、熱駆動切り紙マイクロスキャナーの実現可能性を示した [1].

3.1 緒言

これまでに,光ピックアップ [2],多光子顕微鏡 [3],フーリエ変換分光測定 [4,5],共焦 点顕微鏡 [6], 光干渉断層測定 [7], 拡散測定 [8-10] といった光技術分野への応用を目的と したマイクロスキャナーが開発されている. 静電駆動 [3,8,11,12], 圧電駆動 [13], 電磁駆動 [14] マイクロスキャナーは kHz オーダーの高速走査が可能である. 例えば, Oda ら [12] は、エンコーダーを備えた静電櫛歯型マイクロミラースキャナーを作製し、印加電圧 40 V で 3 μm の垂直方向の変位を達成した. Chen ら [13] は, 複数の圧電バイモルフを対称的に 配置した圧電駆動マイクロミラースキャナーを作製し,機械共振周波数 2 kHz で面外方向 に145 µm の変位を達成した.熱駆動マイクロスキャナーは,熱膨張係数の異なる2 層ナノ 薄膜で構成されるバイモルフ部をジュール加熱することで変位を得る. 静電駆動, 圧電駆動, 電磁駆動マイクロスキャナーと比較して,熱駆動マイクロスキャナーは機械共振を利用せ ずに数 100 μm の長ストロークを得ることが可能である. これまでに, 様々なデザインの熱 駆動マイクロミラースキャナーが提案されている [4-7,9,15-17]. 例えば, Chou ら [15] は, アクチュエート時の平面方向シフトを高度に補正した熱駆動マイクロミラースキャナーを 作製し, 320 µm の垂直方向変位を達成している. また, Zhou ら [16] は, 長期間の連続使 用に耐えうる高信頼な熱駆動マイクロミラースキャナーを作製し, 114 μmの垂直方向変位 を達成している.

近年,切れ込みを入れて折るだけで2次元平面構造から3次元立体構造を造形できる切り紙をデザインコンセプトとした工学デバイスが数多く提案されている.切り紙とは折り紙アートの一種であり,メカニカルデバイス [18-24],フォトニックデバイス [25-28],バイオメディカルデバイス [29-31],ロボティクス [32],エレクトロデバイス [33,34] といったナノ・マイクロ・マクロスケールにおよぶ切り紙・折り紙デバイスが報告されている.一般的な切り紙デバイスでは,選択的に切れ込みを入れることで機械的に変形可能な切り紙フ

ィルムを作製し、テザーなどを用いて外部から力を加えることでデバイスをアクチュエー トさせている.それに対して、応答性ポリマーフィルム材や形状記憶合金で切り紙構造を作 製することで、環境温度変化 [35-37]、溶媒添加 [38,39]、レーザー照射 [40] をトリガーと して立体構造状態と展開された平面構造状態を可逆的に遷移可能なデバイスが報告されて いる.例えば Tolley ら [36] は、形状記憶合金で切り紙構造を作製し、オーブンで4分間加 熱することでアクチュエートする折り紙デバイスを開発した. Jamal ら [38] は、光架橋エ ポキシポリマーが、溶媒添加および脱溶媒によって立体構造状態と平面構造状態を可逆的 に遷移可能であることに着目し、ユニークな折り紙式マイクロ流体デバイスを開発してい る.しかし、マイクロスキャナーはミクロンレベルの高速位置制御が必要なため、時間応答 が遅くかつ形状制御が難しい応答性ポリマー材料や形状記憶合金はマイクロスキャナーの アクチュエーション材料に適していない.マイクロスキャナーに適したアクチュエーショ ン切り紙材料が存在しないことから、立体構造と平面構造を可逆的かつ高速に遷移可能な 切り紙式マイクロスキャナーは報告されていない.

本章では、熱応答性バイモルフ薄膜材料を用いた長ストローク熱駆動切り紙マイクロス キャナーを世界に先駆けて提案し、その実現可能性を検証する.熱応答性バイモルフとは、 熱膨張率が異なる 2 層ナノ薄膜で構成され、ジュール加熱によって変形するアクチュエー ション材料である.熱応答性バイモルフ薄膜を用いて切り紙薄膜を作製することで、ジュー ル加熱がトリガーとなって立体構造状態と平面構造状態を可逆的かつ高速に遷移可能な切 り紙マイクロスキャナーが開発される.設計においては、マイクロスキャナーに適したバイ モルフ材料を探索し、長ストロークを達成する高フィルファクターな切り紙構造を設計し た.フィルファクターとは、デバイスフットプリントに対する光学素子をアセンブリするプ ラットフォームの面積占有割合のことを指し、フィルファクターが高いほど光 MEMS 素 子として優れている.薄膜残留応力を高度に制御した作製プロセスフローを確立すること で、高フィルファクターな熱駆動切り紙マイクロスキャナーの作製に成功し、駆動評価を行 った.

3.2 熱駆動切り紙マイクロスキャナーの設計

3.2.1 駆動原理

Fig. 3-1 に熱駆動切り紙マイクロスキャナーの原理を示す. 熱駆動マイクロスキャナーは, 熱膨張率 (coefficient of thermal expansion: CTE) が異なる 2 層ナノ薄膜で構成されるバイモルフを 通電加熱した時の曲げを利用する. バイモルフの温度変化 ΔT に対する角度変化 θ_t は次式 (3-1) で表される [41].

$$\theta_t = \beta \cdot (l_{\rm b}/t_{\rm b}) \cdot \Delta \alpha \cdot \Delta T \tag{3-1}$$

 l_b はバイモルフ長さ、 t_b はバイモルフ厚み、 $\Delta \alpha$ はバイモルフ材料の熱膨張率差、 β は2 層バ イモルフ材料の厚みとヤング率の比に関する係数である.2 層薄膜の厚みの比を $\mu = t_1/t_2$ 、ヤン グ率の比を $\gamma = E_1/E_2$ とすると β は次式 (3-2) で表される.

$$\beta = 6 \cdot \frac{(1+\mu)^2}{\gamma \mu^3 + 4\mu^2 + 6\mu + (\mu\gamma)^{-1}}$$
(3-2)

バイモルフは温度変化に対して大きな角度変化が得られかつ剛性が必要であることから,高熱 膨張率差・高ヤング率・高降伏応力を満たす材料の組み合わせが好ましい.



Fig. 3-1 Actuation principle of thermal bimorph.

3.2.2 設計思想

Table 3-1 に示すように静電駆動, 圧電駆動, 電磁駆動マイクロスキャナーと比較して, 薄膜の熱膨張率差を利用する熱駆動マイクロスキャナーは機械共振を利用せずに数 100 µm の長ストロークを得ることが可能である.しかし, 従来の熱駆動マイクロスキャナー の設計では, Fig. 3-2 に示すようにバイモルフとバルクサポート構造体間の熱カップリン グによってマイクロスキャナーの熱容量が増加し, マイクロスキャナーの消費電力が増加 する. つまり, 熱駆動は長ストロークを達成可能な駆動方式であるが, バイモルフからバ ルク体への熱リークによる消費電力の増大が問題であった.

| | 1 . | / | |
|----------------------|---------------------------------------|--------------------------------|---|
| Actuation | Vertical Displacement | Operating conditions | Size (wide × length ×height) |
| Electrostatic [3] | $400 \ \mu m$ with resonant operation | 80 V with 1.27 kHz | $\begin{array}{c} 2.1 \text{ mm} \times 2.1 \text{ mm} \\ \times 0.44 \text{ mm} \end{array}$ |
| Electrostatic [11] | 26 µm | 160 V | - |
| Electrostatic [12] | 3 µm | 40 V | $\begin{array}{c} 7.0 \ \mathrm{mm} \times 7.0 \ \mathrm{mm} \times \\ 0.18 \ \mathrm{mm} \end{array}$ |
| Piezoelectric [13] | 145 μ m with resonant operation | 22 V with 2 kHz | $\frac{36 \text{ mm}^2}{\text{(wide × length)}}$ |
| Electromagnetic [14] | 300 µm | 231 mW | $\begin{array}{c} 8.5 \text{ mm} \times 8.5 \text{ mm} \\ \times 5.0 \text{ mm} \end{array}$ |
| Electrothermal [15] | 320 µm | 224 mW | $\begin{array}{c} 2.5 \text{ mm} \times 2.5 \text{ mm} \\ \text{(wide} \times \text{length)} \end{array}$ |
| Electrothermal [16] | 114 μm | 475 mW | $\begin{array}{c} 2.2 \text{ mm} \times 2.2 \text{ mm} \\ \text{(wide} \times \text{length)} \end{array}$ |
| Electrothermal [17] | 200 µm | 276 mW | $2.0 \text{ mm} \times 2.0 \text{ mm}$ (wide × length) |

 Table 3-1 Comparison of vertically-actuated microscanners.



Fig. 3-2 Drawback of conventional electrothermal microscanner.

Fig. 3-3 に熱駆動切り紙マイクロスキャナーのデザインコンセプトを示す. 熱駆動切り 紙マイクロスキャナーは熱膨張率の異なるバイモルフ薄膜をジュール加熱することで変 位を得る. Fig. 3-3 に示すように, 円ピラミッド型切り紙は, 基板薄膜と螺旋曲線状のバイ モルフから構成されている.マイクロスキャナーへの電力供給によってバイモルフがジュ ール加熱され、切り紙薄膜が円ピラミッド構造へと面外方向に立体変形し、マイクロレン ズやマイクロミラーをアセンブリするためのプラットフォームが垂直方向に変位する. ミ リ長ストロークを達成するために、多層ピラミッド構造の面外方向アクチュエーションに よってストロークを増幅している.円ピラミッド型切り紙構造の第1のメリットとして, Fig. 3-4 に示すように提案する切り紙薄膜のアクチュエーション領域にはバルクサポート 構造体が一切存在しないため、熱容量の大きいバルクサポート構造体への熱リークが発生 しない. そのため多層ピラミッド構造によってストロークを増幅しつつ,低消費電力駆動 が可能である. 切り紙薄膜はバルクサポート構造体と比較して厚みが数 10 倍薄いために 熱容量が数 10 分の 1 小さくかつ熱抵抗が数 10 倍高い. さらには円ピラミッド型切り紙 構造では、デバイスフレーム・バイモルフ間の熱伝導パスが長いため、アクチュエーショ ン薄膜領域・デバイスフレームの間の熱抵抗は高く、デバイスフレームへの熱リークは抑 制される. 第2のメリットとして、バイモルフのばね定数は長さの3 乗に反比例して小さ くなるが、Fig. 3-5 に示すように多層構造にすることで変位に寄与するトータルのバイモ ルフ長さを確保したまま、レンズ荷重による変位を抑制することができる. 第3のメリッ トとして, Fig. 3-6 に示すように円ピラミッド構造は複数の螺旋曲線状のバイモルフを高 い面積効率で円環状に配置でき,アクチュエーションに関与しない領域を最小限に抑え, かつレンズ荷重を分散できる.加えて、円形のチップを作製できるため、正方形のチップ と比較して小型円筒内視鏡プローブへの実装に有利である.



Fig. 3-3 Design concept of electrothermally-actuated circular pyramidal kirigami microscanner.



Fig. 3-4 Design concept of pyramidal actuation. (a) with bulk support structure, (b) with kirigami film.



Fig. 3-5 Design concept of multi-step pyramidal actuation. (a) one-step structure with long bimorphs, (b) multi-step structure with short bimorphs.



Fig. 3-6 Footprint of circular pyramidal kirigami microscanner.

3.2.3 シングルステップ型切り紙デザイン

Fig. 3-7 にシングルステップ型熱駆動切り紙マイクロスキャナーの紙モデルを示す.本論 文では、Fig. 3-3 に示した多層構造の熱駆動切り紙デザインをピラミッド型と呼ぶのに対し て, Fig. 3-7 のような単層構造の熱駆動切り紙デザインをシングルステップ型と呼ぶ.本章 では、熱駆動切り紙デザインの実現性を検証するために、 ピラミッド型と比較してシンプル な構造であるシングルステップ型の設計・作製・評価を行った. Fig. 3-8 にシングルステッ プ型熱駆動切り紙マイクロスキャナーのデザインを示す.熱駆動切り紙マイクロスキャナ ーは、Si バルクフレーム、 SiN 切り紙薄膜、NiCr・W 薄膜パターンから構成される. Fig. 3-8a に示すように,低熱膨張率 SiN 薄膜 (厚み:1.0 µm) には螺旋曲線状の切れ込み (幅: 10 µm) がパターンされており, Si バルクフレームによって支持されている. SiN 自立薄膜 エリアとプラットフォームの直径はそれぞれ 2.0 mm, 1.3 mm である. フィルファクター (SiN 自立薄膜の面積に対するプラットフォームの面積の比率)は 42% である. Fig. 3-8b に示すように, SiN 薄膜裏側には, NiCr パターン (厚み: 0.5 µm) と W パターン(厚み: 0.2 μm) が成膜されており、NiCr/SiN バイモルフ領域が形成されている. すべての NiCr パタ ーンはW パターンで電気的に接続されている. Fig. 3-8c にバイモルフ部を示す. プラット フォームとバイモルフはサーペンタイン状のばねでプラットフォームと接続されている. バイモルフからの熱リークを抑えるため、NiCr ガードヒーターがバイモルフの下部に配置 されている. NiCr および W パターンで構成される電気回路に電力を供給すると、ジュール 加熱によって NiCr/SiN バイモルフ領域が温度上昇し、バイモルフが垂直方向に変形する.



Fig. 3-7 Paper model of single-step kirigami scanner.



Fig. 3-8 Design of electrothermal kirigami microscanner. (a) frontside perspective view, (b) backside view, (c) backside detail view.

Table 3-2 に MEMS デバイスで一般的に用いられる薄膜材料の特性を示す. バイモルフ は温度変化に対して大きな変位が得られ,かつ剛性が必要であることから,高熱膨張率差・ 高ヤング率・高降伏応力を満たす材料組み合わせが好ましい. 提案スキャナーにおいては, 高熱膨張率材料には NiCr,低熱膨張率材料には SiN を選択した. NiCr と SiN をバイモル フ薄膜材料として選択した理由は,両者ともヤング率と降伏/破壊応力が高く,破損なく信 頼性の高い長ストローク駆動を実現できるからである. Table 3-2 より SiN は, SiO₂ や Poly-Si よりも高いヤング率と降伏応力を兼ね備えた低熱膨張率薄膜材である. NiCr の CTE (Coefficient of Thermal Expansion) は Al および Cu より低いが,NiCr の降伏応力は Cu およ び Al の数倍である. Fig. 3-1 に示すような片持ちバイモルフ梁モデルを考慮し,式 (3-1) と 式 (3-2) を用いて SiN と NiCr の厚さはそれぞれ 1 µm と 0.5 µm に決定した.また,W は SiN と同等の低熱膨張係数を有し,マイクロスキャナーのアクチュエーションに寄与しな いため,電気回路を形成するための金属パターンとして選択した.

| Material | Coefficient of thermal expansion [10 ⁻⁶ /K] | Young's modulus [GPa] | Yield Strength /fracture strength [GPa] |
|------------------|--|--------------------------|---|
| Al | 23.6 | 77 | 0.1 |
| Cu | 16.9 | 128 | 0.3 |
| NiCr | 14.2 | 220 | 2.2 |
| Ni | 12.7 | 200 | 0.3 |
| Pt | 8.9 | 145 | 0.2 |
| Ti | 8.6 | 110 | 0.1 |
| Cr | 5.0 | 140 | 0.2 |
| W | 4.5 | 411 | 0.5 |
| Poly-Si | 3.0 | 179 | 1.1 |
| SiN | 3.3 | 220 | 5.8 |
| SiO ₂ | 0.4 | 73 | 0.8 |

 Table 3-2 Material selection of electrothermally-actuated kirigami microscanner [42-47].

設計した熱駆動切り紙マイクロスキャナーの応答を予備的に検証するため, CoventorWare (Coventor, Inc., Fremont, CA, USA) を用いて電気-熱-機械連成有限要素解析を行った. 解 析においては,まず印加電圧とマイクロスキャナー材料の電気導電率からモデルの各要素 で発生するジュール熱を計算する.次に,発生したジュール熱とマイクロスキャナー材料の 熱物性値 (熱伝導率・比熱) を用いて温度分布を計算する. そして温度分布とマイクロスキ ャナー材料の熱膨張率を用いて各要素で発生する応力を求めることで、マイクロスキャナ ーの変位を計算する. これまでに Al/SiO₂ [4-7], NiCr/SU-8 [9], Cu/W [15,16], Al/W [17] と いったバイモルフを用いた熱駆動マイクロスキャナーが開発されているが、熱駆動切り紙 デザインでは新規材料として NiCr/SiN バイモルフを用いている.熱膨張率差が大きい材料 の組み合わせである Al/SiO2 バイモルフを熱駆動マイクロスキャナーに用いるのが一般的 であるが, 熱駆動切り紙デザインにおいてはヤング率の小さい Al/SiO2 バイモルフを適用し た場合, Fig. 3-9 に示すように面外方向に駆動できない. Fig. 3-8 に示したデザインから Fig. 3-10 に示すようにメッシュモデル (Mesh type: Tetrahedrons) を構築し, 検証した熱駆動切り 紙マイクロスキャナーの温度分布とアクチュエーションの様子を Fig. 3-11 に示す. Table 3-3 に解析に用いた熱物性値を示す.一般的にナノ薄膜の熱伝導率は、粒界面でのフォノン散 乱によりバルク体の熱伝導率よりも低くなるため, SiN 薄膜の熱伝導率値 [48] を使用して いる. バイモルフ領域において選択的な温度上昇が見られ, z 軸正方向の約 200 µm の変位 が得られた. Fig. 3-12 にモーダル解析結果を示す. ピストンモードとチルトモードが得ら れ, 共振周波数はそれぞれ 1.4 kHz, 1.8 kHz であった.



Fig. 3-9 FEM simulation of the kirigami microscanner.with Al/SiO₂ bimorphs. (a) singlestep structure, (b) pyramidal structure.

| | Table 3-3Thermal pr | roperties used in FEM | simulation. |
|------|--|--------------------------------------|-----------------------------|
| | Coefficient of thermal expansion [10 ⁻⁶ /K] | Thermal conductivity [W/m • K] | Specific heat [J/kg • K] |
| SiN | 3.3 | 1.7 | 170 |
| NiCr | 14.2 | 11.3 | 460 |
| W | 4.5 | 174 | 132 |
| Si | 2.5 | 148 | 712 |



Fig. 3-10 Mesh model. (a) backside view, (b) backside detail view.



Fig. 3-11 FEM simulation of the microscanner. (a) temperature distribution, (b) out-of-plane actuation with approximately 0.2 mm vertical displacement.



Fig. 3-12 Modal simulation of the microscanner. (a) first resonant mode, vertical piston, 1.4 kHz, (b) second resonant mode, lateral tilt, 1.8 kHz.

3.3 作製方法

3.3.1 微細加エプロセス概要

Fig. 3-13 に, 熱駆動切り紙マイクロスキャナーの作製プロセスフローを示す. NiCr パタ ーンが高面積効率で成膜された SiN 自立切り紙薄膜を作製するためには, SiN 自立薄膜と NiCr パターンの残留応力を高度に制御する必要があった.まず Fig. 3-13a に示すように、 低残留応力 SiO₂ 膜を片面研磨 Si ウェーハ (thickness: 300 µm, diameter: 100 mm) に成膜す る. ボックス層である SiO2 膜を除去した後に SiN 自立膜が収縮するのを防ぐため, 30 MPa の低圧縮応力状態にある SiO₂ 膜を, プラズマ化学気相成長法 (Plasma Enhanced Chemical Vapor Deposition: PECVD) を用いて Si ウェーハ上に成膜する. この SiO₂ 膜は, プロセス d (SiN 膜に切れ込みを入れるための SiN 膜の反応性イオンエッチング) およびプロセス e (SiN / SiO₂ 自立薄膜を形成するための Si 深堀り反応性イオンエッチング) におけるエッチ ストップ層として機能する. PECVD を用いて低残留応力の SiN 膜 (厚み: 1.0 μm) を SiO2 膜上に成膜する.低応力 SiN 膜を作製するために、引張応力層と圧縮応力層を多層膜状に 成膜する作製法 [49] を用いた. SiO2 膜との残留応力差による膜収縮を防止するために, SiN 膜の残留応力はSiO₂ 膜の残留応力にほぼ等しい25 MPaの圧縮強度に調整した.次に, Fig. 3-13b に示すように, RF マグネトロンスパッタリングとリフトオフプロセスによって W パターン (thickness: 0.2 µm) を SiN 膜上に成膜する. その後, Fig. 3-13c に示すように, RF スパッタリングとウェットエッチングによって NiCr パターン(80 % Ni -20% Cr, thickness: 0.5µm)をSiN 膜上に成膜する. NiCr パターンの残留応力によって自立薄膜が破 壊されるのを防ぐため,スパッタリング圧力を調整することで NiCr 薄膜の残留応力を 180 MPaの引張応力まで抑制する. Fig. 3-13d に示すように, PR パターンでマスキングした後, 反応性イオンエッチングで SiN 膜に切れ込みを入れる. Fig. 3-13e に示すように, Crマスク パターンをスパッタリングとウェットエッチングで成膜した後、切り紙領域の Si 基板をボ ッシュプロセスを用いた深堀り反応性イオンエッチングで (Deep Reactive Ion Etching: DRIE) を除去する. 最後に, Fig. 3-13f に示すように気相フッ酸エッチングによって SiO2 膜 を除去することで、NiCr とW 薄膜がパターンされた SiN 自立切り紙薄膜が形成される.

47



Fig. 3-13 Fabrication flow of electrothermal kirigami microscanner. (a) SiO₂/SiN film with approximately 30 MPa compressive strength was deposited by PECVD. (b) W patterns were deposited by lift-off processes. (c) NiCr films with 180 MPa tensile residual stress were deposited by sputtering and patterned by wet etching. (d) After PR mask patterning, kirigami cuttings were placed by RIE. (e) After Cr mask patterning, Si was removed by DRIE. (f) Freestanding kirigami film was formed by SiO₂ removal with vapor HF etching.

3.3.2 微細加エプロセスレシピ

本節では,熱駆動切り紙マイクロスキャナーの微細加工プロセスレシピについて述べる. プロセス a のみ東北大学 MEMS コインランドリで行い,プロセス b~e は新川崎 NANOBIC, プロセス f は慶應義塾大学矢上キャンパス田口研究室所有のクリーンルームで行った.以 下にプロセス毎の作製レシピを述べる.

<u>プロセス(a):Si02/SiN 薄膜の成膜</u>

4 インチ Si 基板 (thickness: 300 µm) に, TEOS PECVD 装置 (Sumitomo TEOS PECVD, Sumitomo Precision Products Co.) を用いて SiO₂ (thickness: 0.2 µm) を成膜した後, PECVD 装置 (MPX-CVD, Sumitomo Precision Products Co.) を用いて SiN (thickness: 1.0 µm) を成膜した. Fig. 3-14 に示すように SiN 薄膜は, プラズマ発生周波数を変化させることで引張・圧縮層 を交互に積層させる低残留応力レシピで成膜した.



Fig. 3-14 Schematic of process a.

プロセス(b): W 薄膜のパターニング

Fig. 3-15 にプロセス b の詳細を示す. Fig. 3-16 に示すように 2 層リフトオフプロセスに よって、最小幅 10 μm の高精細な W パターンを成膜する. Table 3-4 に示すレシピでスピ ンコーター (MS-A200, MIKASA) 、クラスタ型コーターデベロッパー (GAMMA, SUSS Micro Tec.)、手動両面マスクアライナ (SUSS MA6 BSA, SUSS Micro Tec.)を用いて、PR パ ターンを SiN 薄膜上に成膜する (Fig. 3-15(b-1)).次に、4 元マグネトロンスパッタ装置 (CFS-4EP-LL, Shibaura eletec co.)を用いて W 薄膜を成膜する (Fig. 3-15(b-2)). SiN 薄膜と W 薄膜の密着性が悪いため、接着層として Ti 薄膜を数 nm の厚みでスパッタ成膜してか ら (Table 3-5)、W 薄膜を成膜する必要があった (Table 3-6).そして、リムーバー液に浸漬 させた状態で超音波洗浄で PR を除去することで、W パターンが SiN 薄膜上に成膜される (Fig. 3-15(b-3)).





| Singe | 110°C, 5 min | | |
|--------------------------|---|--|--|
| | Vapor prime | | |
| HMDS Coating | 70°C, 15 sec | | |
| | 70°C, 60 sec | | |
| | Slope: 5 sec | | |
| LOR 3A | Pre spin: 500 rpm, 5 sec | | |
| spin coating | Slope: 10 sec | | |
| (Thickness: 600 nm) | Top spin: 2000 rpm, 45 sec | | |
| | Slope: 10 sec | | |
| Bake | 180°C, 250 sec | | |
| OEDD 800 LD | Slope: 5 sec | | |
| Spin costing | Pre spin: 500 rpm, 5 sec | | |
| (Thiskness: 1000 nm) | Slope: 10 sec | | |
| (Thickness: 1900 http:// | Top spin: 2000 rpm, 45 sec | | |
| Light exposure | 2.9 sec, 409 nm, 28.66 mW/cm ² | | |
| Davalonment | Soaking: 60 sec×2, TMAH (NMD-W 2.38 %) | | |
| Development | Rinse: 15 sec, pure water | | |

 Table 3-4 Recipe of double-layer PR patterning process.

Table 3-5 Recipe of Ti sputtering process.

| Target | Ti |
|-----------------|------------------------------|
| Pressure | $5.8	imes10^{-1}\mathrm{Pa}$ |
| Ar gas flow | 24 sccm |
| Rotation speed | 20 rpm |
| RF power | 200 W |
| Sputtering time | 300 sec |
| | |

Table 3-6 Recipe of W sputtering process.

| | 1 1 61 |
|----------------|---|
| Target | W |
| Pressure | $1.0 \times 10^{-1} \operatorname{Pa}$ |
| Ar gas flow | 42 sccm |
| Rotation speed | 20 rpm |
| RF power | 200 W |
| Sputter time | 1500 sec, 1500 sec |
| | (including 10 min cooling time between processes) |

プロセス(c):NiCr 薄膜のパターニング

Fig. 3-17 にプロセス c の詳細を示す. 基板には既に厚み 200 nm の W パターンが成膜されており, 2 層リフトオフプロセスによる NiCr パターニングは難しいため, エッチャント による NiCr パターンの成膜を行った.

まず Fig. 3-17a に示すように、4 元マグネトロンスパッタ装置 (CFS-4EP-LL, Shibaura eletec co.) を用いて、NiCr 薄膜を SiN 薄膜上に成膜する. SiN 薄膜と NiCr 薄膜の密着性 が悪いため、接着層として Cr 薄膜を数 nm の厚みでスパッタ成膜してから (Table 3-7)、 NiCr 薄膜を成膜する (Table 3-8). NiCr 薄膜の残留応力によって SiN 自立薄膜が破壊さ れることを防ぐため、NiCr 薄膜の残留応力を抑制する必要があった. NiCr 薄膜の残留応力 制御に関する文献は存在しないため、スパッタ圧力を変化させることで残留応力の抑制を 試みた. Fig. 3-17b に示すように、Ar およびターゲット原子の平均自由行程はスパッタ圧力 に依存していると考えられ、スパッタ圧力変化によって残留応力に対応する薄膜結晶格子 ひずみが変化する. この時、NiCr 薄膜の残留応力は基板湾曲法によって評価した. Fig. 3-18a に、4インチ Si ウェーハ (thickness: 500 µm) に、スパッタ圧力を変化させて NiCr 薄膜 (thickness: 0.5 µm) を成膜した時の基板湾曲結果を示す. Fig. 3-18b に基板湾曲法によって推定されたスパッタ圧力と NiCr 薄膜の残留応力の関係を示す. 測定した曲率を次式 (3-3) で示す Stoney の式 [50] に代入して残留応力のを推定した.

$$\sigma = \frac{E_s T_s^2}{6(1-v_s)T_f} \left(\frac{1}{R_{s+f}} - \frac{1}{R_0}\right)$$
(3-3)

 E_s は基板ヤング率, v_s は基板ポアソン比, T_s は基板厚み, T_f は薄膜厚み, R_0 は初期曲率, R_{S+f} は成膜後の曲率である. Fig. 3-18b はスパッタ圧力によって残留応力が制御可能であ ることを示している.本微細加工プロセスにおいては,スパッタ圧力を調整しNiCr 薄膜の 残留応力制御を行うことで切り紙自立膜が作製される. Fig. 3-18b より,0.21 Pa 付近で圧 縮応力状態から引張応力状態への転移している. スパッタ圧力を増加させると最大引張強 度に達し,その後引張応力強度が減少している. この傾向は,W スパッタ薄膜 [51] や Ta スパッタ薄膜 [52] で報告されている. Fig. 3-17b に示すように NiCr ターゲット原子の平均 自由行程はスパッタ圧力に依存している. 低スパッタ圧力条件下の圧縮応力状態は atomic peening effect に起因し,圧縮応力から引張応力の状態遷移は薄膜に収蔵されたアルゴン原 子の脱離,その後の引張応力の減少は円柱状の結晶成長といった複数の要因によって薄膜 応力が変化していると考えられる.特に,引張応力状態から圧縮応力状態へ遷移している点 は微細加工プロセス上では重要であり,多層構造によって更なる低残留応力な薄膜が作製 できると考えられる.本プロセスでは,Table 3-8 に示すようにスパッタ圧力 0.225 Pa でス パッタプロセスを行い,推定応力 180 MPa の NiCr 薄膜を SiN 薄膜上に成膜した.

次に, Fig. 3-17a に示すように, Table 3-9 に示すエッチャントレシピで NiCr パターンを 成膜する. NiCr エッチャントプロセスにおける W パターンの腐食を防ぐため, W に対し て選択性を有する NiCr エッチャント液 (Nichrome Etchants TFN, Transene co.) を使用した.



Fig. 3-17 Schematic of process c. (a) process flow, (b) sputtering process.



Fig. 3-18 Residual stress of NiCr film versus Ar sputtering pressure. (a) curvature of substrate with NiCr film, (b) estimated residual stresses with different sputtering pressures.

| Table 3-7 Recipe of Cr sputtering process. | | | |
|--|-----------------------------------|--|--|
| Target | Cr | | |
| Pressure | $5.5 \times 10^{-1} \mathrm{Pa}$ | | |
| Ar gas flow | 24 sccm | | |
| Rotation speed | 24 rpm | | |
| RF power | 200 W | | |
| Sputter time | 60 sec | | |

| Table 3_7 | Recine | ofCrs | nuttering | nrocess |
|-------------------|--------|-------|------------|-----------|
| TADIE 3- / | Recipe | OULS | soullering | 2 DIOCESS |

| Table 3-8Recipe of NiCr sputtering process. | | |
|---|---|--|
| Target | NiCr | |
| Pressure | 2.25 × 10 ⁻¹ Pa | |
| Ar gas flow | 7.7 sccm | |
| Rotation speed | 24 rpm | |
| RF power | 200 W | |
| Sputter time | 3000 sec, 1700 sec | |
| - | (including 20 min cooling time between processes) | |

_

Table 3-9 Recipe of NiCr etchant process.

| Singe | 110°C, 5 min |
|----------------------|---|
| HMDS | Vapor prime |
| Coating | 70°C, 15 sec |
| | 70°C, 60 sec |
| OFPR-800 LB | Slope: 5 sec |
| Spin coating | Prespin: 500 rpm, 5 sec |
| (Thickness: 1900 nm) | Slope: 10 sec |
| | Top spin: 2000 rpm, 45 sec |
| Light exposure | 2.9 sec, 409 nm, 28.66 mW/cm ² |
| Bake | 110°C, 1 min |
| Development | Soaking: 60 sec×2, TMAH (NMD-W 2.38 %) |
| | Rinse: 15 sec, pure water |
| NiCr wet etching | Solvent time: 210 sec @room temperature |
| | Nichrome Etchants TFN |
| | (Transene Company, Inc.) |
| PR removal | Acetone solvent |

<u>プロセス(d):SiN 薄膜の切れ込みエッチング</u>

Fig. 3-19 にプロセス d の詳細を示す. Table 3-9 と同じ条件で RIE エッチングプロセス におけるマスク材として, PR をパターニングする. この時, RIE エッチングで W パター ンはエッチングされるために, サーペンタイン状ばね部も含めて PR でマスキングする必要 があった. そして, RIE 装置 (MUC-21, Sumitomo Precision Products Co.) を用いて, Table 3-10 に示すレシピで SiN 薄膜を RIE エッチングする. プロセス e において NiCr パターン の腐食を防ぐために, プロセス d の終了時点では PR は剥離しない.



Fig. 3-19 Schematic of process d.

| | Etching | Deposition | |
|----------------|----------|------------|--|
| Gas | SF_6 | C_4F_8 | |
| Flow rate | 125 sccm | 85 sccm | |
| Switching time | 5.0 sec | 6.7 sec | |
| Pressure | 4.3 Pa | 3.7 Pa | |
| RF power | 600 W | 600 W | |
| Platen power | 13 W | 13 W | |
| Process cycle | 15 cycle | 15 cycle | |

| Fable 3-10 | Recipe | of SiN | RIE | process. |
|------------|--------|--------|-----|----------|
|------------|--------|--------|-----|----------|

<u>プロセス(e):Si 深堀りエッチング</u>

Fig. 3-20 にプロセス e の詳細を示す. DRIE プロセスにおけるマスク材として, Si に対 してエッチング選択比の高い Cr を採用した. Table 3-11 に示すレシピでフロントサイドに Cr を成膜する. 手動両面マスクアライナ (SUSS MA6 BSA, SUSS Micro Tec.) のバックサイ ド露光機能を用いて, Table 3-12 に示すエッチャントレシピで Cr パターンを成膜する. 次 にダイシングソー (DAD-522, Disco co.) を用いてウェーハを格子状に切断する. バックサイ ドとフロントサイドの PR を O₂ アッシャーを用いて除去した後, Table 3-13 に示すレシピ で DRIE プロセスにおけるパッシベーション層としてバックサイドに SiO₂ 層を(thickness: 50 nm) スパッタ成膜した. そして, DRIE 装置 (MUC-21, Sumitomo Precision Products Co.) を用いて, Table 3-14 に示すボッシュプロセスレシピで Si 基板を DRIE エッチングする.



Fig. 3-20 Schematic of process e.

 Table 3-11 Recipe of Cr sputtering process.

| Target | Cr | | |
|----------------|---------------------------------------|--|--|
| Pressure | $5.5 	imes 10^{-1} \operatorname{Pa}$ | | |
| Ar gas flow | 24 sccm | | |
| Rotation speed | 24 rpm | | |
| RF power | 200 W | | |
| Sputter time | 1200 sec | | |
| | | | |

| Singe | 110°C, 5 min | |
|---|---|--|
| HMDS Coating OFPR-800 LB Spin coating (Thickness: 1900 nm) | Vapor prime 70°C, 15 sec | |
| | 70°C, 60 sec | |
| | Prespin: 500 rpm, 5 sec | |
| | Slope: 10 sec | |
| | Top spin: 2000 rpm, 45 sec | |
| Light exposure | 2.9 sec, 409 nm, 28.66 mW/cm ² | |
| Bake | 110°C, 1 min | |
| Development | Soaking: 60 sec×2, TMAH (NMD-W 2.38 %) | |
| | Rinse: 15 sec, pure water | |
| Cr wet etching | Solvent time: 140 sec @room temperature | |
| PR removal | Acetone solvent | |

Table 3-12 Recipe of Cr etchant process.

Table 3-13 Recipe of SiO2 sputtering process.

| Target | SiO_2 |
|----------------|---------------------------------------|
| Pressure | $6.0 	imes 10^{-1} \operatorname{Pa}$ |
| Ar gas flow | 24 sccm |
| Rotation speed | 24 rpm |
| RF power | 400 W |
| Sputter time | 320 sec |

Table 3-14 Recipe of Si Deep-RIE process.

| | Etching | Deposition | |
|----------------|-----------|------------|--|
| Gas | SF_6 | C_4F_8 | |
| Flow rate | 125 sccm | 85 sccm | |
| Switching time | 9 sec | 7 sec | |
| Pressure | 4.3 Pa | 3.7 Pa | |
| RF power | 600 W | 600 W | |
| Platen power | 13 W | 13 W | |
| Process cycle | 450 cycle | 450 cycle | |

本微細加工プロセスでは、NiCr パターンが高面積効率で成膜された SiN 自立切り紙薄膜 を作製するために、プロセス c において NiCr パターンの残留応力を制御している. 残留応 力が異なる条件下 (Table 3-15) でプロセスを行った場合の比較を Fig. 3-21 に示す. Table 3-15 に示す NiCr 薄膜の残留応力が 480 MPa である条件 1 でプロセスを行うと、Fig. 3-21a に示すように自立膜が破壊される. 一方、NiCr 薄膜の残留応力が 180 MPa である条件 2 で プロセスを行うと、Fig. 3-21b に示すように自立膜が作製される. Table 3-15 に示すような 複数の要因で自立膜は破壊されていたが、残留応力以外の条件はテクニカルな問題であり、 残留応力が切り紙自立膜の作製の重要なパラメーターであった.

| | Conditions 1 | Conditions 2 | | |
|------------------------------------|-------------------------|--------------|--|--|
| SiN residual stress @ process a | 25 MPa | 25 MPa | | |
| SiO2 residual stress @ process a | 30 MPa | 30 MPa | | |
| NiCr residual stress @ process c | 480 MPa | 180 MPa | | |
| SiO2 etch stop @ process d | \times (over etching) | \bigcirc | | |
| Cr etch stop @ process e | \times (over etching) | \bigcirc | | |
| SiO2 passivation layer @ process e | X | \bigcirc | | |
| Front-side cleaning @ process e | X | \bigcirc | | |
| Contacted surface @ process e | PR film | Cr film | | |

 Table 3-15 Comparison of fabrication conditons.



Fig. 3-21 Microscopic images. (a) condition 1, (b) condition 2.

<u>プロセス(f):Si02薄膜の気相HF エッチング</u>

Fig. 3-22 にプロセスf の詳細を示す. ボックス層であった SiO₂ 層 (thickness: 0.2 µm) を 気相フッ酸エッチングによって除去する. この時, 結晶皿に入れたフッ酸溶液から生じる気 相フッ酸にデバイスを室温にて約 120 秒暴露する. オーバーエッチすると SiN 層が腐食さ れるので, 顕微鏡で随時観察しながらエッチストップのタイミングを図り, デバイスを完成 させる.



Fig. 3-22 Schematic of process f.

3.3.3 作製結果

Fig. 3-23 に作製した熱駆動切り紙マイクロスキャナーの走査型電子顕微鏡画像を示す. Fig. 3-23a, Fig. 3-23c に示すように,マイクロスケールの NiCr・W 薄膜パターンが, SiN 自 立切り紙薄膜 (直径: 2 mm, 厚み: 1.0 μ m) に成膜されている. Fig. 3-23b, Fig. 3-23d に示す ように,ガードヒーターとサーペンタイン状ばねを含めバイモルフが SiN 自立薄膜上に機 械的に断線なくパターンされている.プラットフォームの初期変位は基板レベルから 20 μ m であり,プラットフォームの初期傾斜は約 0.6°であった. NiCr・W 薄膜パターンで構成さ れる電気回路の抵抗値は室温にて 4.6 kΩ であり,電気的にも断線がないことを確認した.

本論文では、薄膜の残留応力制御 (Fig. 3-18) を用いた微細加工プロセスによって、Fig. 3-23 に示すような自立薄膜の微細加工 (切れ込みのような部分エッチングと金属薄膜パター ニング) が可能になった. 類似した微細加工プロセスとしてダイアフラム薄膜構造が挙げら れるが [53,54]、本論文ではダイアフラム構造より微細加工的に一段と困難な切り紙自立薄 膜を作製している. ダイアフラム自立薄膜に切れ込みエッチングを施し、かつ低残留応力な 金属薄膜パターンが成膜された切り紙自立薄膜構造を初めて作製している. Fig. 3-13 で示 す微細加工プロセスは、ダイアフラム構造に留まっていた自立薄膜の微細加工の幅を広げ、 アクチュエーション領域にバルク体が一切ない薄膜ベースの MEMS デバイスの作製へ応 用できると考える.



(a)



(b)





(d)

Fig. 3-23 SEM images of fabricated electrothermal kirigami microscanner. (a) frontside perspective view, (b) detail view of bimorph area, (c) backside view, (d) detail view of serpentine mechanical spring.

3.4 駆動評価

作製した熱駆動切り紙マイクロスキャナーの DC 応答を評価した. この時, 電気プローブ を Si フレーム上にパターンした W 電極パッドに接触させることで, SiN 自立薄膜上の W および NiCr パターンで構成される電気回路に電圧を印加した.また、マイクロスキャナー への供給電力は、入力電圧値と測定電流値から計算した. Fig.3-24 と Fig.3-25 にプラット フォームの変位と印加電圧および電力の関係をそれぞれ示す. 高倍率顕微鏡を垂直方向に 移動させ, プラットフォームに焦点を合わせることで垂直方向の変位を測定した. プロット 1 点につき数回測定を行ったが、測定分解能である 5 μm 以上のばらつきは見られなかっ た. Fig. 3-11 の有限要素解析では 2V で 200 µm の変位が得られているが、これは作製した 薄膜の電気抵抗値が解析値より高かったためと考えられる. Fig. 3-25 に示すように, 131 mW で 200 μm の垂直変位を達成した. Fig. 3-26 にバイモルフへの供給電力に対する温度 変化を示す. NiCr/SiN バイモルフの温度上昇は、赤外線サーモグラフィー (TVS-8500, Nippon Avionics, measurement accuracy: ±2°C with T≦373, frame rate: 120 fps)を使用して測定した. 横 軸の印加電力は総印加電力をバイモルフ数で割ることによって計算し、測定点はバイモル フの中心点とした. Fig. 3-26 に示すように、16 mW の供給電力で約 90 K の温度上昇が得 られた. 同デザインのマイクロスキャナーを作製した場合, デバイス間で数 µm 程度のパタ ーン幅のばらつきが考えられる. 数 µm 程度のパターン幅ばらつきに対してロバストに設 計しており, 大きく仕様が変化することはないと考えられるが, 今後の課題として同デザイ ンのマイクロスキャナーを複数個作製し、再現性を検証する必要がある.



Fig. 3-24 Static response of electrothermal kirigami microscanner when voltage is applied to eight NiCr/SiN bimorphs; vertical displacement versus total applied voltage.



Fig. 3-25 Static response of electrothermal kirigami microscanner when voltage is applied to eight NiCr/SiN bimorphs: vertical displacement versus total electrical power.



Fig. 3-26 Measured temperature change versus applied electrical power for each bimorph. Applied power to one bimorph is estimated from the total power.

熱駆動切り紙マイクロスキャナーの周波数応答を評価した. Fig. 3-27 に,正弦波状の電 圧を印加した時の周波数応答を示す.周波数応答は,プラットフォーム表面で反射されたビ ームのスポット変位を用いて求めた.ビームスポットの変位は,位置検出器を使用して測定 した.印加電圧は,DC応答で最大 85 μmの変位に対応する電圧値(Vo+Vo sin2πft、Vo=7 V)に設定した.Fig. 3-27 に示すように,3 dB カットオフ周波数は約 20 Hz であった.モー ダル解析結果からピストンモードの機械共振周波数は 1.4 kHz と推定されるため,低周波数 帯では共振ピークは観察されなかった.



Fig. 3-27 Frequency response of electrothermal kirigami microscanner.

3.5 結言

本章では、熱応答性バイモルフ薄膜を用いた長ストローク熱駆動切り紙マイクロスキャ ナーを提案し、その実現性を示した.紙に切れ込みをいれて折るだけで平面構造から立体 構造を造形する切り紙をコンセプトとした熱駆動切り紙デザインを着想し、熱物性・機械 特性を考慮した薄膜材料探索と電気-熱-機械連成有限要素解析によってシングルステッ プ型切り紙薄膜構造を設計した.ナノ薄膜の残留応力を高度に制御した微細加工プロセス フローを確立することで、熱応答性バイモルフ薄膜を用いた熱駆動切り紙マイクロスキャ ナーの作製に成功した.駆動評価において駆動電力131 mW で長ストローク 200 µm を達 成したことから、長ストローク熱駆動切り紙マイクロスキャナーの実現性を示した.

参考文献

- 1. <u>Hashimoto, M.</u>; Taguchi, Y. Design and fabrication of a kirigami-inspired electrothermal MEMS scanner with large displacement. *Micromachines*, **2020**, 11, 362.
- 2. Li, P.; Pan, L.F.; Zappe, H. Three-axis actuator for positioning a polymer microlens in an optical pickup. *J. Microelectromech. Syst.*, **2014**, 23, 128–136.
- 3. Li, H.J.; Duan, X.Y.; Li, G.M.; Oldham, K.R.; Wang, T.D. An electrostatic MEMS translational scanner with large out-of-plane stroke for remote axial-scanning in multi-photon microscopy. *Micromachines*, **2017**, 8, 159.
- 4. Wang, W.; Chen, J.P.; Zivkovic, A.S.; Xie, H.K. A Fourier transform spectrometer based on an electrothermal MEMS mirror with improved linear scan range. *Sensors*, **2016**, 16, 1611.
- 5. Chen, H..P.; Li, M.Y.; Zhang, Y.; Xie, H.K.; Chen, C.; Peng, Z.M.; Su, S.H. H∞ robust control of a large-piston MEMS micromirror for compact Fourier transform spectrometer systems. *Sensors*, **2018**, 18, 508.
- 6. Liu, L.; Wang, E.K.; Zhang, X.Y.; Liang, W.X.; Li, X.D.; Xie, H.K. MEMS-based 3D confocal scanning microendoscope using MEMS scanners for both lateral and axial scan. *Sens. Actuator A-Phys.*, **2014**, 215, 89–95.
- Tanguy, Q.A.A.; Bargiel, S.; Xie, H.K.; Passilly, N.; Barthes, M.; Gaiffe, O.; Rutkowski, J.; Lutz, P.; Gorecki, C. Design and fabrication of a 2-axis electrothermal MEMS micro-scanner for optical coherence tomography. *Micromachines*, 2017, 8, 146.
- 8. Matoba, Y.; Taguchi, Y.; Nagasaka, Y. Micro optical diffusion sensor using a comb-driven micro Fresnel mirror. *Opt. Express* **2015**, 23, 477–483.
- 9. Kiuchi, Y.; Taguchi, Y.; Nagasaka, Y. Fringe-tunable electrothermal Fresnel mirror for use in compact and high-speed diffusion sensor. *Opt. Express*, **2017**, 25, 758–767.
- 10. Kiuchi, Y.; Taguchi, Y.; Nagasaka, Y. Decay time control of mass diffusion in a transient grating using a fringe-tunable electrothermal fresnel mirror. *J. Therm. Sci. Technol.*, **2017**, 12, 17301.
- Bargiel, S.; Gorecki, C.; Verdot, T.; Laszczyk, K.; Albero, J.; El Fissi, L. Electrostatically driven optical Z-axis scanner with thermally bonded glass microlens. In Proceedings of Eurosensors XXIV, 2010, Linz, Austria, 5-8 September 2010, 762–765.
- Oda, K.; Takao, H.; Terao, K.; Suzuki, T.; Shimokawa, F.; Ishimaru, I.; Ohira, F. Vertical comb-drive MEMS mirror with sensing function for phase-shift device. *Sens. Actuator A-Phys.*, 2012, 181, 61–69.
- 13. Chen, S.H.; Michael, A.; Kwok, C.Y. Design and modeling of piezoelectrically driven microactuator with large out-of-plane and low driving voltage for micro-optics. *J. Microelectromech. Syst.*, **2019**, 28, 919–932.
- 14. Lai, L.K.; Tsai, C.L.; Liu, T.S. Design of compact linear electromagnetic actuator for autofocusing in phone camera. *IEEE Trans. Magn.*, **2011**, 12, 4740–4744.
- 15. Zhang, X.Y.; Zhou, L.; Xie, H.K. A fast, large-stroke electrothermal MEMS mirror based on Cu/W bimorph. *Micromachines*, **2015**, 6, 1876–1889.
- 16. Zhou, L.; Zhang, X.Y.; Xie, H.K. An electrothermal Cu/W Bimorph tip-tilt-piston MEMS mirror with high reliability. *Micromachines*, **2019**, 10, 323.
- 17. Liu, L.; Pal, S.; Xie, H. MEMS mirrors based on a curved concentric electrothermal actuator. *Sens. Actuator A: Phys.* **2012**, 188, 349–358.
- Blees, M.K.; Barnard, A.W.; Rose, P.A.; Roberts, S.P.; McGill, K.L.; Huang, P.Y.; Ruyack, A.R.; Kevek, J.W.; Kobrin, B.; Muller, D.A.; McEuen, P.L. Graphene kirigami. *Nature*, 2015, 524, 204–207.
- Silverberg, J.L.; Evans, A.A.; McLeod, L.; Hayward, R.C.; Hull, T.; Santangelo, C.D.; Cohen, I. Using origami design principles to fold reprogrammable mechanical metamaterials. *Science*, 2014, 345, 647–650.
- Han, T.W.; Scarpa, F.; Allan, N.L. Super stretchable hexagonal boron nitride kirigami. *Thin Solid Films*, 2017, 632, 35–43.
- 21. Dias, M.A.; McCarron, M.P.; Rayneau-Kirkhope, D.; Hanakata, P.Z.; Campbell, D.K.; Park, H.S.; Holmes, D.P. Kirigami actuators. *Soft Matter*, **2017**, 13, 9087–9092.
- Shyu, T.C.; Damasceno, P.F.; Dodd, P.M.; Lamoureux, A.; Xu, L.Z.; Shlian, M.; Shtein, M.; Glotzer, S.C.; Kotov, N.A. A kirigami approach to engineering elasticity in nanocomposites through patterned defects. *Nat. Mater.*, 2015, 14, 785–789.
- 23. Baldwin, A.; Meng, E. Kirigami strain sensors microfabricated from thin-film parylene C. J. *Microelectromech. Syst.*, **2018**, 27, 1082–1088.
- 24. Moshe, M.; Esposito, E.; Shankar, S.; Bircan, B.; Cohen, I.; Nelson, D.R.; Bowick, M.J. Kirigami mechanics as stress relief by elastic charges. *Phys. Rev. Lett.*, **2019**, 122, 048001.
- 25. Lamoureux, A.; Lee, K.; Shlian, M.; Forrest, S.R.; Shtein, M. Dynamic kirigami structures for integrated solar tracking. *Nat. Commun.*, **2015**, 6, 8092.
- 26. Liu, Z.G.; Du, H.F.; Li, J.F.; Lu, L.; Li, Z.Y.; Fang, N.X. Nano-kirigami with giant optical chirality, *Sci. Adv.* **2016**, 4, eaat4436.
- Wang, Z.J.; Jing, L.Q.; Yao, K.; Yang, Y.H.; Zheng, B.; Soukoulis, C.M.; Chen, H.S.; Liu, Y.M. Origami-based reconfigurable metamaterials for tunable chirality. *Adv. Mater.*, 2017, 29, 1700412.
- Choi, W.J.; Cheng, G.; Huang, Z.Y.; Zhang, S.; Norris, T.B.; Kotov, N.A. Terahertz circular dichroism spectroscopy of biomaterials enabled by kirigami polarization modulators. *Nat. Mater.*, 2019, 18, 820–826.
- Kuribayashi, K.; Tsuchiya, K.; You, Z.; Tomus, D.; Umemoto, M.; Ito, T.; Sasaki, M. Selfdeployable origami stent grafts as a biomedical application of Ni-rich TiNi shape memory alloy foil. *Mater. Sci. Eng. A-Struct. Mater. Prop. Microstruct. Process.*, 2006, 419, 131–137.
- 30. Kuribayashi K.; Onoe, H.; Takeuchi, S. Cell origami: self-folding of three-dimensional cellladen microstructures driven by cell traction force. *PLOS one*, **2012**, e51085.
- 31. Randall, C.L.; Gultepe, E.; Gracias, D.H. Self-folding devices and materials for biomedical applications. *Trends Biotechnol.*, **2012**, 30, 138–146.
- Rossiter, J.; Sareh, S. Kirigami design and fabrication for biomimetic robotics. Proc. SPIE 9055, Bioinspiration, In Proceedings of bioinspiration, biomimetics, and bioreplication 2014 Biomimetics, and Bioreplication 2014, San Diego, USA, 10–12 March 2014, 90550G.
- Wu, C.S.; Wang, X.; Lin, L.; Guo, H.Y.; Wang, Z.L. Paper-Based Triboelectric Nanogenerators Made of Stretchable Interlocking Kirigami Patterns. ACS Nano, 2016, 10, 4652–4659.
- Song, Z.M.; Wang, X.; Lv, C.; An, Y.H.; Liang, M.B.; Ma, T.; He, D.; Zheng, Y.J.; Huang, S.Q.; Yu, H.Y.; Jiang, H.Q. Kirigami-based stretchable lithium-ion batteries. *Sci Rep*, 2015, 5, 10988.
- 35. Fonseca, L.M.; Rodrigues, G.V.; Savi, M.A.; Paiva, A. Nonlinear dynamics of an origami wheel with shape memory alloy actuators. *Chaos Solitons Fractals*, **2019**, 122, 245–261.
- 36. Tolley, M.T.; Felton, S.M.; Miyashita, S.; Aukes, D.; Rus, D.; Wood, R.J. Self-folding origami: shape memory composites activated by uniform heating. *Smart Mater. Struct.*, **2014**, 23, 094006.
- Hernandez, E.A.P.; Hartl, D.J.; Malak, R.J.; Akleman, E.; Gonen, O.; Kung, H.W. Design Tools for Patterned Self-Folding Reconfigurable Structures Based on Programmable Active Laminates. J. Mech. Robot., 2016, 8, 031015.
- 38. Jamal, M.; Zarafshar, A.M.; Gracias, D.H. Differentially photo-crosslinked polymers enable self-assembling microfluidics. *Nat. Commun.*, **2011**, 2, 527.

- Kumar, K.; Nandan, B.; Luchnikov, V.; Simon, F.; Vyalikh, A.; Scheler, U.; Stamm, M. A novel approach for the fabrication of silica and silica/metal hybrid microtubes. *Chem. Mat.*, 2009, 21, 4282–4287.
- 40. Ryu, J.; D'Amato, M.; Cui, X.D.; Long, K.N.; Qi, H.J.; Dunn, M.L. Photo-origami—bending and folding polymers with light, *Appl. Phys. Lett.* **2012**, 100, 161908.
- 41. Lammel, G.; Schweizer, S.; Renaud, P.; Optical microscanners and microspectrometers using thermal bimorph actuators. (2002), Kluwer Academic, Dordrecht.
- 42. Javed, H.; Merle, B.; Preiss, E.; Hivet, R.; Benedetto, A.; Goken, M. Mechanical characterization of metallic thin films by bulge and scratch testing. *Surf. Coat. Technol.*, **2016**, 289, 69–74.
- 43. Edwards, R.L.; Coles, G.; Sharpe, W.N. Comparison of tensile and bulge tests for thin-film silicon nitride. *Exp. Mech.*, **2014**, 44, 49–54.
- 44. Vayrette, R.; Galceran, M.; Coulombier, M.; Godet, S.; Raskin, J.P.; Pardoen, T. Size dependent fracture strength and cracking mechanisms in freestanding polycrystalline silicon films with nanoscale thickness. *Eng. Fract. Mech.*, **2016**, 168, 190–203.
- 45. Davoudi, K. Temperature dependence of the yield strength of aluminum thin films: Multiscale modeling approach. *Scr. Mater.*, **2017**, 131, 63–66.
- Hatty, V.; Kahn, H.; Heuer, A.H. Fracture toughness, fracture strength, and stress corrosion cracking of silicon dioxide thin films. J. Microelectromech. Syst., 2008, 17, 943–947.
- Pal, S.; Zhou, L.; Zhang, X.; Xie, H.K. Electrothermally actuated MEMS mirrors: Design, modeling, and applications. In optical mems, nanophotonics, and their applications; CRC Press: Boca Raton, FL, USA, 2017; pp. 173–200.
- 48. Griffin, A.J.; Brotzen, F.R.; Loos, P.J. The effective transverse thermal conductivity of amorphous Si3N4 thin films. *J. Appl. Phys.*, **1994**, 76, 4007–4011.
- 49. Tarraf, A.; Daleiden, J.; Irmer, S.; Prasai, D.; Hillmer, H. Stress investigation of PECVD dielectric layers for advanced optical MEMS. *J. Micromech. Microeng.*, **2004**, 14, 317–323.
- 50. Mezin, A. Coating internal stress measurement through the curvature method: A geometrybased criterion delimiting the relevance of Stoney's formula, *Surf. Coat. Technol.*, **2006**, 200, 5259–5267.
- 51. Shen, Y.G.; Mai, Y.W.; Zhang, Q.C.; McKenzie, D.R.; McFall, W.D.; McBride, W.E. Residual stress, microstructure, and structure of tungsten thin films deposited by magnetron sputtering. *J. Appl. Phys.*, **2000**, 87, 177–187.
- 52. Al-masha'al, A.; Bunting, A.; Cheung, R. Evaluation of residual stress in sputtered tantalum thin-film. *Appl. Surf. Sci.*, **2016**, 371, 571–575.
- 53. Hwang, W.J.; Shin, K.S.; Roh, J.H.; Lee, D.S.; Choa, S.H. Development of micro-heaters with optimized temperature compensation design for gas sensors. *Sensors*, **2011**, 11, 2580–2591.
- Al Farisi, M.S.; Hirano, H.; Tanaka, S. Zero-balance method for evaluation of sealed cavity pressure down to single digit pa using thin silicon diaphragm. J. Microelectromech. Syst., 2020, 29, 418–426.

第4章

ミリ長ストローク・低電力

熱駆動切り紙マイクロスキャナーの開発

本章では,第3章で実現性を示した熱駆動切り紙デザインを発展させて,ミリ長ストロークを低電力で達成する円ピラミッド型熱駆動切り紙マイクロスキャナーを開発した[1].

4.1 緒言

フォーカストラッキング光測定システムを内視鏡に実装するためには、ミリ長ストロー ク・低電力を達成するレンズマイクロスキャナーが必要である.これまでに、静電駆動 [2-7], 圧電駆動 [8-10], 電磁駆動 [11], 熱駆動 [12-15] といった MEMS 駆動原理に基づく様々 なデザインのレンズマイクロスキャナーが提案されている. Li ら [13] は, 水平方向に 24.6 μm, 垂直方向に 5.7 μm 駆動できる静電櫛歯型レンズマイクロスキャナーを開発した. Chen ら [10] は、残留応力制御によって圧電バイモルフのストロークを増幅し、機械共振駆動モ ードでストローク 228 μm が得られるレンズマイクロスキャナーを作製した. 熱駆動マイク ロミラースキャナーは数多く報告されているのに対して、熱駆動マイクロレンズスキャナ ーは数件しか報告されていない [12-15]. Chen ら [13] は、ブリッジ型熱駆動レンズマイク ロスキャナーを提案し, 駆動電力 54 mW でストローク 13 μm を達成した. Wu ら [14] は, Al/SiO2 バイモルフをヒンジとして用いた Si フレームベースの熱駆動レンズマイクロスキ ャナーを作製し,報告されているレンズマイクロスキャナーの中で最長となる 880 μm の長 ストロークを消費電力 990 mW で達成している. また, Zhou ら [15] は, Cu/W バイモル フを利用したストローク 100 µm 以上の熱駆動レンズマイクロスキャナーを報告している. これら従来の熱駆動マイクロレンズスキャナーは応答特性にそれぞれメリットを有するも のの、熱バイモルフからバルクサポート構造体への熱リークによって駆動電力が増大する という問題があった. これらマイクロスケール熱制御の難しさから, 1mm 以上のミリ長ス トロークが 100 mW 程度の低電力で得られる熱駆動マイクロレンズスキャナーは未だ報告 されていない.

本章では、フォーカストラッキング光測定システムのためのミリ長ストローク・低電力熱 駆動切り紙レンズマイクロスキャナーを提案する.ミリ長ストロークを低電力で達成する というチャレンジングな仕様は、円ピラミッド型切り紙デザインによって可能になった.第 3章において熱駆動切り紙デザインを提案し、作製プロセスフローを確立することでユニ ークな熱駆動切り紙マイクロスキャナーの実現性を示した.熱駆動切り紙デザインの一つ のメリットは、切れ込みパターンを変化させるだけで、同じ作製プロセスフローで様々な仕 様の熱駆動切り紙マイクロスキャナーを柔軟に開発できる点である. 第3章で作製したシ ングルステップ型切り紙構造を発展させ、第4章ではミリ長ストロークを低電力で達成す る円ピラミッド型切り紙構造を設計・作製し、熱機械特性の評価を行った.

4.2 円ピラミッド型熱駆動切り紙マイクロスキャナーの設計

Fig. 4-1 に円ピラミッド型熱駆動切り紙マイクロスキャナーのデザインコンセプトを示 す. 円ピラミッド型切り紙は, 基板薄膜と螺旋曲線状の熱バイモルフから構成されている. マイクロスキャナーへの電力供給によって熱バイモルフがジュール加熱され, 切り紙薄膜 が円ピラミッド構造へと面外方向に立体変形する. ストロークを増幅するために, シングル ステップ型構造から多層ステップ状にアクチュエートする円ピラミッド構造を採用した. 円ピラミッド構造は, 螺旋曲線状の熱バイモルフを高い面積効率で配置でき, アクチュエー ションに関与しない領域を最小限に抑えることができる. 一般的に熱駆動マイクロスキャ ナーでは, 熱バイモルフとバルクサポート構造体間の熱カップリングによってマイクロス キャナーの熱容量が増加し, マイクロスキャナーの消費電力が増加する. 一方, 提案する円 ピラミッド切り紙薄膜のアクチュエーション領域にはバルクサポート構造体が一切存在し ないため, 低消費電力駆動が可能である. さらに, 円ピラミッド型切り紙構造では, デバイ スフレーム・熱バイモルフ間の熱伝導パスが長いため, アクチュエーション薄膜領域・デバ イスフレームの間の熱抵抗は高く, デバイスフレームへの熱リークは抑制される.

Fig. 4-2 に円ピラミッド型熱駆動切り紙マイクロスキャナーのデザインを示す. ミリ長ス トロークを示すために、4層ステップの円ピラミッド切り紙構造を設計した. Fig. 4-2a に示 すように、マイクロスキャナーは Si バルクフレーム、SiN 切り紙薄膜、NiCr・W 薄膜パタ ーンから構成される. SiN 自立薄膜とレンズステージの直径は、それぞれ 4 mm と 1.3 mm である. デバイスハンドリングのために 4.5 mm 角の正方形チップを設計したが、内視鏡円 筒プローブへのアセンブリにより適した円形チップも同じ微細加工プロセスで作製可能で ある. Fig. 4-2b に示すように、NiCr (厚み: 0.5 µm) および W パターン (厚み: 0.2 µm) が螺 旋状切れ込みが入った SiN 自立薄膜 (1.0 µm) の裏側に成膜されている. 熱膨張係数が異な る NiCr/SiN バイモルフは高い面積効率で配置されており、SiN 自立薄膜面積に対する NiCr/SiN バイモルフの占有面積比率は約 30% であった. すべての NiCr パターンは W パタ ーンによって電気的に接続され、一筆書き風の閉回路電熱ヒーターを形成している. NiCr/SiN バイモルフは、サーペンタイン状ばねによって機械・電気的に上段ステップと接 続されている. 熱容量が小さくかつ熱抵抗が大きいサーペンタイン状ばねは、下段ステップ への熱リークを抑えるガードヒーターとしても機能する. さらに、NiCr ガードヒーターが NiCr/SiN バイモルフの底部に配置され、バイモルフ領域外への熱リークを抑制する. Fig.42c に円ピラミッド型熱駆動マイクロスキャナーの電気—熱—機械連成有限要素解析結果を示す. Fig. 4-2c に示すように,電気回路に電力を供給すると,すべての螺旋曲線状 NiCr/SiN バイモルフが垂直方向に駆動し,レンズステージが垂直方向に変位する.



Fig. 4-1 Paper model of electrothermally-actuated circular pyramidal kirigami microscanner.



Fig. 4-2 Design of the circular pyramidal kirigami microscanner. (a) Composition of the scanner, (b) Backside of the scanner, (c) FEM actuation model.

ストロークは、バイモルフ長、ステップ数、バイモルフ幅に依存し、それらの熱駆動切り 紙デザインのパラメーターは Fig. 4-3 に示すように切り込み幾何によって決定される. Fig. 4-3 に示す切り込み幾何は螺旋の曲率、位相、初期半径を引数にもつアルキメデスの螺旋式 から計算されている. この切れ込み幾何を変化させることで様々な仕様の熱駆動切り紙マ イクロスキャナーが作製可能である.本章の円ピラミッド型の設計では、マイクロレンズの 荷重とバイモルフのばね係数を考慮して、バイモルフ幅は 100 µm、ステップあたりのバイ モルフ数は 8 本とした.それらの拘束条件下で 4.0 mm のアクチュエーション領域におい て Fig. 4-3 に示す高密度な切れ込み幾何を採用し、4 層ステップの円ピラミッド構造を設計 した.



Fig. 4-3 Geometry of kirigami cuttings.

4.3 作製方法

4.3.1 微細加エプロセス概要

Fig. 4-4 に円ピラミッド型マイクロスキャナーの微細加工プロセスフロー概要とプロセ ス中の顕微鏡画像を示す. 熱駆動切り紙デザインでは, 切れ込みパターンを変化させるだけ で、同一微細加工プロセスで様々な形態の熱駆動切り紙マイクロスキャナーを作製できる. 第 3 章で確立したシングルステップ型切り紙マイクロスキャナーの微細加工レシピを用い て,円ピラミッド型切り紙マイクロスキャナーを作製した.本節では微細加工プロセスの概 要を述べる. (a) 最初に片面研磨 Si ウェーハ (厚み: 300 µm) に, プラズマ化学気相成長法 を用いて SiO₂ 薄膜 (0.2 μm) と SiN (1.0 μm) 薄膜を成膜する. ボックス層である SiO₂ 膜の 除去後に SiN 膜が収縮するのを防ぐため、30 MPa の低圧縮応力 SiOっ膜を成膜する. SiN 膜は SiO₂ 膜応力にほぼ等しい 25 MPa の圧縮応力に調整した.次に、リフトオフプロセス により W をパターン (0.2 μm) した後, NiCr (0.5 μm) をスパッタ成膜とウェットエッチン グでパターンする. NiCr パターンの残留応力によって自立薄膜が破壊されるのを防ぐため, スパッタリングガス圧を調整することで NiCr 薄膜の残留応力を 180 MPa の引張応力まで 抑制する.プロセス画像より,SiN 薄膜上にパターンが成膜されていることが分かる. (b) PR マスキングした後, SiN 膜を反応性イオンでエッチングする. プロセス画像の黒くみえ る部分がエッチングされた箇所であり、SiN 薄膜にマイクロスケールの切れ込みが入って いることが分かる. (c) Cr をパターニングした後, Si 基板を反応性イオンで深堀りエッチ ングすることで SiO₂ / SiN 膜を形成する.最後に、SiO₂ 膜を気相フッ化水素酸エッチング で除去することで, NiCr と W がパターンされた切り紙自立薄膜が形成される. プロセス 画像の透明に見えている部分が SiN 自立薄膜であり, 黒く見えている部分が NiCr, W パタ ーンである.



Fig. 4-4 Fabrication process flow of the circular-pyramidal kirigami microscanner.

4.3.2 作製結果

Fig. 4-5 に作製した円ピラミッド型熱駆動切り紙マイクロスキャナーの顕微鏡画像を示 す.マイクロスケールのNiCr・W 薄膜パターンが,SiN自立切り紙薄膜 (直径:4mm,厚み: 1.0 μm) に成膜されている.Fig. 4-5b に示すように,ガードヒーターとサーペンタイン状ば ねを含め熱バイモルフがSiN自立薄膜上に機械的に断線なくパターンされている.NiCr・W 薄膜パターンで構成される電気回路の抵抗値は室温にて18 kΩ であり,電気的にも断線がな いことを確認した.



Fig. 4-5 Microscopic images of the fabricated scanner. (a) Freestanding kirigami film, (b) Detailed view of the bimorph area.

デバイスチップを平板ヒーターに静置することで,作製した円ピラミッド型切り紙薄膜 の機械駆動を予備的に検証した. Fig. 4-6 にヒータ温度を変化させた時の円ピラミッド型切 り紙薄膜のアクチュエーションの様子を示す. この実験では,切り紙自立薄膜はヒーターに 接している Si フレームからの熱伝導によって昇温される. Fig. 4-7 にヒータ温度とレンズ ステージの変位量の関係を示す. 加熱前後でバイモルフに破損はみられず,直径 4.0 mm の 切り紙薄膜は 2.3 mm の可逆的なミリ長アクチュエーションが機械的に可能であることが 示された. ヒーター温度が 200℃ の時,バイモルフが垂直方向へ大きく変形していたこと から,アクチュエーション領域が 4.0 mm の切り紙デザインでは 2.3 mm 程度の変位が限界 値だと考えられる. また Fig. 4-6 より,アクチュエーション時にレンズステージの 100 µm 以上の平面方向位置ずれは観察されなかった. これより作製したマイクロスキャナーをフ ォーカストラッキング光測定システムに応用した場合,レンズに入射する光はコリメート されている点と,信号光は後方散乱光である点から,平面方向位置ずれの測定への影響は小 さいと考えられる.



Fig. 4-6 Demonstration of circular pyramidal out-of-plane actuation stimulated by external heating with different temperatures.



Fig. 4-7 Vertical displacement versus temperature of a plate heater.

4.4 熱機械特性評価

4.4.1 駆動評価

円ピラミッド型熱駆動切り紙マイクロスキャナーの熱応答を評価した. Fig. 4-8 に赤外線 サーモグラフィー (TVS-8500, Nippon Avionics, measurement accuracy: ±2℃ with T≦373, frame rate: 120 fps) で測定した定常温度応答を示す. Fig. 4-8a に, それぞれ 51 mW と 98 mW の電 力を印加したときの温度分布を示す. 各ステップ層のバイモルフ領域で温度上昇が得られ た. また, 同一ステップ層に存在するバイモルフ間の熱カップリングは見られなかった. こ れは, 同一ステップ層に存在するバイモルフは SiN 自立薄膜によって隔てられており, 同 ーステップ層のバイモルフ間の熱抵抗が高いからである. サーペンタイン状ばね部分にホ ットスポットが観察され, ガードヒーターとして機能していることが確認された.

Fig. 4-8b に、印加電力に対する各ステップ層のバイモルフ温度変化を示す. 測定ポイント を Fig. 4-8a 中の白矢印で示す. 切り紙薄膜の中心側に位置するバイモルフの温度は、切り 紙薄膜の外側に位置するバイモルフの温度より高くなっており、印加電力 128 mW でバイ モルフ1において最大 103 K の温度上昇が得られた.



Fig. 4-8 DC temperature response of the electrothermally-actuated kirigami microscanner. (a) temperature distributions at 51 and 98 mW, (b) temperature changes at bimorphs on different pyramidal steps.

円ピラミッド型熱駆動切り紙マイクロスキャナーのステップ熱応答を評価した.赤外線 サーモグラフィーでバイモルフ1 の熱ステップ応答を測定した. Fig. 4-9 に 89 mW の矩形 波を印加したときの温度応答を示す.供給電力の ON/OFF によってバイモルフ1 の温度変 化がみられ,立ち上がり時間 (10%~90%) と立ち下がり時間 (90%~10%) は,それぞれ 91 ms ($\Delta T/\Delta t = 0.6 \times 10^3$ [K/s]) であった.ジュール加熱プロセスと冷却プロセスの熱応答に大 きな差は見られなかった.



Fig. 4-9 Thermal step response of the electrothermal pyramidal kirigami scanner. (a) Entire view, (b) Enlarged view of the rising edge, (c) Enlarged view of the falling edge.

次に、円ピラミッド型熱駆動切り紙マイクロスキャナーの機械応答を評価した. Fig.4-10 に、マイクロレンズをアセンブリしていない状態のマイクロスキャナーの駆動時の様子を 示す. レンズステージが z 軸正方向に変位していることが分かる. 次に, 顕微鏡で観察し ながらピンセットでレンズステージの円形開口部にポリマーボールレンズをアセンブリし た. ポリマーボールレンズの仕様を Table 4-1 に示す. Fig. 4-11 に, ボールレンズをアセン ブリしたマイクロスキャナーの駆動時の様子を示す.電力を供給すると直径 0.8 mm のマイ クロレンズ (0.3 mg) が垂直方向に変位していることが分かる. NiCr/SiN バイモルフが残留 応力によって z 軸負方向への湾曲しているため、レンズステージの初期位置は基板レベル より下に位置している. Fig. 4-12 に, 円ピラミッド型熱駆動切り紙マイクロスキャナーの 供給電力と垂直方向変位の関係を示す.マイクロレンズをアセンブリした状態で, 1.1 mm のミリ長ストロークをわずか 128 mW で達成した. この時, ヒステリシス特性は観察されな かった. Fig.4-12 に示すように, 指数関数的な駆動応答モードから線形的な駆動応答モード に遷移している. これは, バイモルフ4 の湾曲方向が, z 軸負方向から温度上昇によって z 軸正方向に遷移したためである. この遷移点は, マイクロレンズのアセンブリによってわず かにシフトしている. 作製プロセスにおいて NiCr 薄膜の残留応力を調整することで,2 つ の駆動モードが混合した状態は線形的な駆動応答モードのみの状態へと解消可能である. Fig. 4-7 より 1.1 mm 以上の駆動は可能であると考えられるが, Fig. 4-8a よりばね部が 200 K 以上温度上昇していることから,今回の実験では 128 mW 以上の電力は印加しなかった. ばね部の温度上昇はW 薄膜の電気導電率が原因と考えられ、今後改良のためにスパッタプ ロセス圧力を調整し、W 薄膜の電気導電率を高くする必要がある.また、マイクロレンズ の材質である PMMA の屈折率の温度依存性は-8.5×10-5 [1/K] [16] である. Fig. 4-8a より レンズホルダーの温度上昇は最大30Kなので、温度上昇によって焦点距離は0.6mmから 最大約 0.3 μm 短くなる. 作製したマイクロスキャナーをフォーカストラッキング光測定シ ステムに応用した場合, 焦点深度は約3µm であるため, レンズの屈折率変化は測定には影 響しないと考えられる.



Fig. 4-10 Electrothermal multistep actuation captured by a CCD camera when the power is off and at 128 mW.

|--|

| Table 4-1 Parameters of assembled polymer ball lens. | | | | | | | | |
|---|------------------|------------------|----------------------|--------------------|---------------------------------|--|--|--|
| Material | Diameter [mm] | Refractive index | Focal length [mm] | Numerical aperture | Density [g/cm ³] | | | |
| Polymethyl Methacrylate (PMMA) | 0.8 | 1.5 | 0.6 | 0.55 | 1.2 | | | |

ameters of assembled polymer ball lens Table Der



Fig. 4-11 Electrothermal circular pyramidal actuation captured by a CCD camera when the power is off and at 106 mW.



Fig. 4-12 Static mechanical response of the electrothermally-actuated pyramidal kirigami microscanner: Vertical displacement versus the total applied power.

最後に、マイクロレンズをアセンブリした状態で円ピラミッド型熱駆動切り紙マイクロ スキャナーの機械周波数応答を評価した. Fig. 4-13 に、58 mW の正弦波をスキャナーに印 加した時の周波数応答を示す. レンズステージによって反射されたビームスポットの時間 変位を測定することで周波数応答を評価した. この時、測定レンジの制限で印加電力は 58 mW に設定した. Fig. 4-13 に示すように、作製したマイクロスキャナーの3dB カットオフ 周波数は 8 Hz であった. 臓器収縮運動は 1.5 Hz 以下であるため、作製した円ピラミッド 型熱駆動切り紙マイクロスキャナーは、ターゲットとした臓器収縮運動を十分に追従可能 な応答性を有していることが分かった.



Fig. 4-13 Mechanical frequency response of the circular pyramidal lens microscanner.

4.4.2 集中定数モデリング

3 章で開発したシングルステップ型マイクロスキャナーとピラミッド型マイクロスキャ ナーを比較することで,熱駆動切り紙マイクロスキャナーの熱特性を評価する. Fig. 4-14 と Fig. 4-15 に両者の比較を示す. 円ピラミッド型切り紙薄膜の直径は 4.0 mm であり,シング ルステップ型切り紙薄膜の直径は 2.0 mm であった. 両者は同一の微細加工プロセスで作製 され,シングルステップ型は供給電力 131 mW でストローク 0.2 mm, ピラミッド型はわず か 128 mW でミリ長ストローク 1.1 mm が得られた.



Fig. 4-14 Electrothermal kirigami microscanner. (a) circular pyramidal structure, (b) single step structure.



Fig. 4-15 Fabricated kirigami microscanner. Microscopic images of pyramidal (a) and single step microscanner (b), SEM images of bimorph 1 of pyramidal (c) and bimorph of single step microscanner (d).

シングルならびにピラミッド型切り紙マイクロスキャナーのバイモルフ熱応答特性を実験的に評価した. 赤外線サーモグラフィー (TVS-8500, Nippon Avionics, measurement accuracy: $\pm 2^{\circ}$ C with T \leq 373, frame rate: 120 fps)を用いてバイモルフ梁の中心位置の温度を測定し、各バイモルフの AC 熱応答特性を検証した. ここでバイモルフのビオ数が 0.1 以下であることから、バイモルフを RC 熱等価回路に置き換えると、各ステップ層におけるバイモルフ *i* の 3 dB カットオフ周波数*f*_{ci} は次式 (4-1)で表される.

$$f_{\rm ci} = 1/(2\pi R_{\rm bi} C_{\rm bi}) \tag{4-1}$$

 R_{bi} は各 i ステップ層バイモルフの熱抵抗, C_{bi} は各 i ステップ層バイモルフの熱容量である. 熱放射を無視した場合, バイモルフで発生したジュール熱は空気中への熱伝達とバイモルフ領域外への熱伝導によって輸送される.よって, バイモルフi の熱コンダクタンス σ_{bi} は次式 (4-2) で表される.

 $\sigma_{bi} = 1/R_{bi} = h_a \cdot S_{bi} + \sigma_{bi} \tag{4-2}$

 h_a は空気への熱伝達係数, k_a は空気の熱伝導率, d_e は有効長, S_{bi} はバイモルフ表面積,

 σ_{bi} はバイモルフ領域外への熱伝導コンダクタンスを表している. 各層においてバイモルフ 横幅は同一であり、バイモルフ長さに対して表面積・熱容量は比例関係にあるので、表面積 S_{bi} と熱容量 C_{bi} はそれぞれ次式 (4-3)、(4-4)で表される.

 $S_{\rm bi} = (l_{\rm bi}/l_{\rm b1}) \cdot S_{\rm b1} \tag{4-3}$

$$C_{\rm bi} = (l_{\rm bi}/l_{\rm b1}) \cdot C_{\rm b1} \tag{4-4}$$

(4-1) 式に (4-2)~(4-4) 式を代入すると, カットオフ周波数fci は次式 (4-5) で表される.

$$f_{ci} = \frac{(l_{bi}/l_{b1}) \cdot h_a \cdot S_{b1} + \sigma_{bi}}{2\pi \cdot (l_{bi}/l_{b1}) \cdot C_{b1}}$$
(4-5)

シングル型のバイモルフ,ピラミッド型のバイモルフ 1 の長さは等しいので,表面積・熱容量は同一である.そのためシングル型バイモルフ,ピラミッド型バイモルフ 1 における カットオフ周波数 $f_{c,single}$, $f_{c1,pyramid}$ は,次式 (4-6), (4-7)で表される.

$$f_{\rm c,single} = \frac{h_{\rm a} \cdot S_{\rm b1} + \sigma_{\rm b,single}}{2\pi \cdot C_{\rm b1}}$$
(4-6)

$$f_{c1,pyramid} = \frac{h_a \cdot S_{b1} + \sigma_{b1,pyramid}}{2\pi \cdot C_{b1}}$$
(4-7)

シングルステップ型, ピラミッド型バイモルフの AC 温度応答特性の実験結果を Fig. 4-16 に示す.シングルステップ型バイモルフのカットオフ周波数 $f_{c,single}$ が 15 Hz 付近であるの に対してピラミッド型バイモルフ 1 のカットオフ周波数 $f_{c1,pyramid}$ は 5~7 Hz であった.こ れより,式 (4-7), (4-8) より,シングル, ピラミッド型のバイモルフ領域外への熱コンダ クタンス $\sigma_{b,single}$, $\sigma_{b1,pyramid}$ の関係は次式 (4-8) で表される.

$\sigma_{b1,pyramid} < \sigma_{b,single}$

(4-8)

これは, Fig. 4-15 に示すようにシングルステップ型バイモルフ1 の根本付近にバルク Si フレームが存在するため, Si フレームへの熱リークが生じたためと考えられる.また,バイモルフ領域外への熱伝導が空気への熱輸送に対して十分に小さい場合, (4-5) 式よりカットオフ周波数f_{ci} は次式 (4-9) で表される.

$$f_{\rm ci} = 1/(2\pi R_{\rm bi}C_{\rm bi}) \approx \frac{h_{\rm a} \cdot S_{\rm b1}}{2\pi C_{\rm b1}}$$
 (4-9)

(4-9) 式より,バイモルフ領域外への熱伝導が空気への熱輸送に対して十分に小さい場合, 各層バイモルフのカットオフ周波数*f_{ci}* は一致する. ピラミッド型アクチュエータのバイモ ルフ1~4 のカットオフ周波数は5Hz 付近であり,各層のバイモルフによって顕著な違い は見られなかった.また,式 (4-9) より見積もられるカットオフ周波数は3Hz 程度であり, 実験値とオーダーで一致する.これより,ピラミッド型マイクロスキャナーは,熱伝導によ るバイモルフ領域外への熱リーク量は小さく,空気中への熱輸送が支配的であると言える.



Fig. 4-16 AC temperature response of thermal bimorphs.

4.5 結言

本章では、ミリ長ストロークを低電力で達成する熱駆動切り紙マイクロスキャナーの設 計・作製・評価について述べた.従来マイクロスキャナーが未踏のミリ長ストロークを低電 力駆動で達成するために、アクチュエーション領域にバルクサポート構造体が一切存在し ない円ピラミッド型切り紙薄膜構造を設計した.微細加工技術を用いて熱バイモルフが高 密度に配置された切り紙自立薄膜を作製した.マイクロレンズ駆動評価において作製した 円ピラミッド型熱駆動切り紙マイクロスキャナーはミリ長ストローク 1.1 mm を低電力 128 mW で達成した. さらに熱駆動切り紙マイクロスキャナーの集中定数モデルを構築し, 動的応答を解析することで熱特性を評価した. ミリ長ストローク熱駆動切り紙マイクロス キャナーは空気への熱輸送が支配的であることを明らかにした.

第2章では、バルクサイズのレンズスキャナーを用いてフォーカストラッキング光測定 システムを構築し、アーチファクト低減能を予備的に検証した.そして第4章では、フォ ーカストラッキング光測定システムを内視鏡に実装するためにバルクサイズのレンズスキ ャナーの小型化を図り、臓器収縮運動をトラッキング可能なミリ長ストローク・低電力熱駆 動切り紙マイクロスキャナーを開発した. Table 4-2 に、バルクサイズのレンズスキャナー と開発した熱駆動切り紙マイクロスキャナーの仕様の比較を示す. Table 4-2 より、体積比 で 0.1% 程度に小型化しつつ、ミリ長ストロークを低電力で達成できていることが分かる. これらの結果より、本論文の目的としたフォーカストラッキング光測定システムを内視鏡 に実装するためのミリ長ストローク熱駆動切り紙マイクロスキャナーの開発に成功したと 言える.

今後の課題を以下に述べる.フォーカストラッキング光測定システムは消化器内視鏡で 観察可能な食道・胃・腸といった臓器収縮運動をターゲットとし、光軸方向の変位は 0.7~2.6 mm のミリ長レンジであるため、臓器収縮運動を全てカバーしてトラッキングするために は開発した熱駆動切り紙マイクロスキャナーのストロークを増幅する必要がある.ストロ ーク増幅のアイディアとして両方向駆動型の熱駆動切り紙デザインが考えられ、今後検証 する必要がある.また、マイクロレンズのアセンブリも課題であり、3D プリンターを用い た基板への直接造形といった作製方法を構築する必要がある.また、医療応用のためには、 長期信頼性を検証する必要がある.熱駆動マイクロスキャナーは一般的に数年程度の連続 使用が可能である [17].熱駆動切り紙マイクロスキャナーで用いた NiCr/SiN バイモルフは 従来熱駆動マイクロスキャナーで用いられているバイモルフと比較して酸化温度が高いた め、材料的な点では熱駆動切り紙マイクロスキャナーは有利であるが、切り紙の構造的なロ バスト性を実験的に評価する必要がある.

| | Size (wide × length ×height) | Stroke | Operating conditions |
|--|--|--------|----------------------|
| Linear ultrasonic piezoelectric actuator [XDT70-105, Techonohands Co.] | $22 \text{ mm} \times 26 \text{ mm} \times 9 \text{ mm}$ | 10 mm | 70 V |
| Circular pyramidal kirigami microscanner [1] | $4.5 \text{ mm} \times 4.5 \text{ mm} \times 0.3 \text{ mm}$ | 1.1 mm | 128 mW |

Table 4-2 Specification comparison between bulky lens scanner and kirigami microscanner.

参考文献

- 1. <u>Hashimoto, M.;</u> Taguchi, Y. Circular pyramidal kirigami microscanner with millimeter-range low-power lens drive. *Opt. Express* **2020**, 28, 17457–17467.
- Bargiel. S.; Gorecki, C.; Verdot, T.; Laszczyk, K.; Albero, J.; El Fissi, L.; Electrostatically driven optical Z-axis scanner with thermally bonded glass microlens. in Proceedings of the 24th eurosensors international conference, Linz, Austria, 5-8 September 2010, 762–765.
- 3. Li, P.; Pan, L.F.; Zappe, H.; Compact three-axis actuator for positioning a polymer microlens in an optical pickup. *J. Microelectromech. Syst.* **2014**, 23, 128–136.
- Wu, M.; Hsiao, S.Y.; Peng, C.Y.; Fang, W.; Development of tracking and focusing micro actuators for dual-stage optical pick-up head. J. Opt. A: Pure Appl. Opt. 2006, 8, S323–S329.
- 5. Li, P.; Sasaki, T.; Pan, L.F.; Hane, K.; Comb-drive tracking and focusing lens actuators integrated on a silicon-on-insulator wafer. *Opt. Express* **2012**, 20, 627–634.
- Sözak, A.; Simsek, E.; Azgin, K.; A MEMS based lens microscanner for resolution enhancement of infrared imaging systems. in Proceedings of the 18th IEEE sensors, Montreal, Canada, 27-30 October 2019, 8956944.
- Chou, J.B.; Quack, N.; Wu, M.C.; Integrated VCSEL-microlens scanner with large scan range. J. Microelectromech. Syst. 2014, 23, 1471–1476.
- Michael, A.; Kwok, C.Y.; Piezoelectric micro-lens actuator. Sens. Actuator A: Phys. 2015, 236, 116–129.
- Chen, S.H.; Michael, A.; Kwok, C.Y.; Design and modeling of piezoelectrically driven microactuator with large out-of-plane and low driving voltage for micro-optics. *J. Microelectromech. Syst.* 2019, 28, 919–932.
- 10. Chen, S.H.; Michael, A.; Kwok, C.Y.; Enhancing out-of-plane stroke in piezoelectrically driven micro-lens actuator with residual stress control. *Sens. Actuator A: Phys.* **2020**, 303, 111620.
- Siu, C.P.B.; Zeng, H.; Chiao, M.; Magnetically actuated MEMS microlens scanner for in vivo medical imaging. *Opt. Express* 2007, 5, 11154–11166.
- Jain, A.; Xie, H.; An electrothermal microlens scanner with low-voltage large-verticaldisplacement actuation. *IEEE Photonics Technol. Lett.* 2005, 17, 1971–1973.
- 13. Chen, W.C.; Yeh, P. I.; Hu, C. F.; Fang, W. Design and characterization of single-layer stepbridge structure for out-of-plane thermal actuator. *J. Microelectromech. Syst.* **2008**, 17, 70–77.
- 14. Wu, L.; Xie, H.; A millimeter-tunable-range microlens for endoscopic biomedical imaging applications. *IEEE J. Quantum Electron.* **2010**, 46, 1237–1244.
- Zhou, L.; Zhang, X.; Sung, Y.; Shih, W.C.; Xie, H.; "A miniature lens scanner with an electrothermally-Actuated Micro-Stage," in Proceedings of IEEE conference on optical MEMS and nanophotonics, Lausanne, Switzerland, 29 July-2 August 2018, 209–210.
- 16. U. S. Precision Lens, Inc. The handbook of plastic optics (Ohio, Cincinnati),1973, p 13.
- 17. Zhou, L.; Zhang, X.Y.; Xie, H.K. An electrothermal Cu/W Bimorph tip-tilt-piston MEMS mirror with high reliability. *Micromachines*, **2019**, 10, 323.

第5章

結論および今後の展望

5.1 本論文の結論

本論文の結論として,光バイオプシーのためのミリ長ストローク熱駆動切り紙マイクロ スキャナーの開発に成功した.

光バイオプシーを用いた内視鏡下 *in vivo* 病理診断の実現が期待されている.光バイオプ シーとは,生検を行わずに体内病変部位の *in vivo* 観察を行う内視鏡下光学測定技術である. しかし,内視鏡下では数ミリ程度の臓器収縮運動(心臓の鼓動・呼吸運動・ぜん動運動とい った生体運動)由来のモーションアーチファクトによって光学測定の定量性が失われるた め,モーションアーチファクトを除去可能な光測定技術が求められている.そこで本論文で は,フォーカストラッキング光測定によってモーションアーチファクトを劇的に低減可能 であることに着目し,フォーカストラッキング光測定システムを内視鏡に実装するための ミリ長ストローク熱駆動切り紙マイクロスキャナーの開発を目的とした.

第1章では、光バイオプシー技術の現状を概説した上で、光バイオプシー基盤技術としての本研究の位置づけを示し、本論文の目的を述べた.内視鏡下の非接触測定を実現するためには、モーションアーチファクトを低減させる光測定技術が必要である.本研究ではモーションアーチファクト低減のためのフォーカストラッキング光測定システムを提案し、提案システムのコア素子であるミリ長ストローク熱駆動切り紙マイクロスキャナーの開発を本論文の目的とした.

第2章では、フォーカストラッキング光測定システムのアーチファクト低減能を予備的 に示した.光ドップラー血流測定と自家蛍光寿命測定をフォーカストラッキング光測定シ ステムに適用し、バルクサイズのレンズスキャナーを用いたベンチトップサイズのプロト タイプ型測定システムを構築した.生体ファントムを用いた予備的検証において、フォーカ ストラッキングによってモーションアーチファクトの低減が可能であることを示した.

第3章では、熱応答性バイモルフ薄膜を用いた長ストローク熱駆動切り紙マイクロスキャナーを世界に先駆けて提案し、その実現性を示した。第2章で示したフォーカストラッキング光測定システムは妥当性検証のためにバルクサイズのレンズスキャナーを用いて構築されている。提案システムを内視鏡に実装するためには、バルクサイズのレンズマイクロスキャナーを内視鏡に搭載可能なサイズのマイクロスキャナーへと小型化する必要がある。 そこで、紙に切れ込みをいれて折るだけで平面構造から立体構造を造形する切り紙をコン セプトとした熱駆動切り紙デザインを着想し,熱物性・機械特性を考慮した薄膜材料探索と 電気-熱-機械連成有限要素解析によってシングルステップ型切り紙薄膜構造を設計した. ナノ薄膜の残留応力を高度に制御した微細加工プロセスフローを確立することで,供給電 力131 mW で長ストローク 0.2 mm を達成する熱駆動マイクロスキャナーの作製に成功し, 熱駆動切り紙デザインの妥当性を示した.

第4章では、第3章で実現性を示した熱駆動切り紙デザインを発展させ、ミリ長ストロ ークを低電力で達成する円ピラミッド型熱駆動切り紙マイクロスキャナーを開発した.ミ リ長ストロークを低電力駆動で達成するために、アクチュエーション領域にバルクサポー ト構造体が一切存在しない円ピラミッド型切り紙薄膜構造を設計した.微細加工技術を用 いて熱バイモルフが高密度に配置された切り紙自立薄膜を作製した.マイクロレンズ駆動 評価において作製した円ピラミッド型熱駆動切り紙マイクロスキャナーはミリ長ストロー ク 1.1 mm を低電力 128 mW で達成した.さらに熱駆動切り紙マイクロスキャナーの集中 定数モデルを構築し、動的応答を解析することで熱特性を評価した.これらの結果より、本 論文の目的としたフォーカストラッキング光測定システムを内視鏡に実装するためのミリ 長ストローク熱駆動切り紙マイクロスキャナーの開発に成功し、さらにはミリ長ストロー

Fig. 5-1 に本論文で提案するフォーカストラッキング光測定システムの実現までのロードマップを示す.提案するコンセプトを光バイオプシーに応用するためには,今後の課題として,フォーカストラッキング光測定システムの内視鏡デバイスへの小型化が必要である.フォーカストラッキング光測定システムの小型化は,フォーカストラッキング光測定システムの妥当性検証(第2章)と熱駆動切り紙マイクロスキャナーの開発(第3章,第4章)で得られた知見を組み合わせることで初めて可能になり,本論文ではフォーカストラッキング光測定システムを光バイオプシーに応用するための重要な基盤要素技術を開発したと言える.



Fig. 5-1 A roadmap of the realization of endoscopic focus-tracking sensing system.

5.2 今後の展望

本論文では、光バイオプシーへの応用をモチベーションとして、フォーカストラッキング 光測定システムを実装するためにミリ長ストローク・低電力熱駆動切り紙マイクロスキャ ナーを開発した.フォーカストラッキング光測定システム以外の光バイオプシー用途で考 えると、光コヒーレンス断層法、共焦点顕微鏡、多光子顕微鏡といった手法におけるミリ長 レンジの深さ方向スキャニングに応用できる.特に OCT においては、固定 NA (Numerical Aperture) でスキャンを行うことで高空間分解能な OCT 画像の取得が可能になる.また、 熱駆動切り紙デザインは設計の自由度が高く、切れ込みを変化させることで様々な形態の 切り紙薄膜構造ができ、かつ低電力で大きな変位が得らえる.これらの特徴を活かして低消 費電力なマイクロスケールのメカニカルデバイスへの開発が可能であり、熱駆動切り紙デ ザインはロボティクス、バイオメトリクス、オプティクスといった他分野に応用できると考 える.

Fig. 5-2 に熱駆動切り紙マイクロスキャナーと従来の熱駆動マイクロスキャナーの比較 を示す [1-12]. Wu ら [11] のマイクロスキャナーは、従来の熱駆動マイクロスキャナーの 中で最長となる 0.88 mm の長ストロークを印加電力 990 mW で達成している. 一方, ピラ ミッド型熱駆動切り紙マイクロスキャナーは従来マイクロスキャナーが未踏の 1.1 mm の ミリ長ストロークを印加電力 128 mW で達成している [1]. ここで,印加電力あたりの変 位量で両者を比較する. Wu らのマイクロスキャナーは 0.8 × 10⁻³ mm / mW (0.88 mm / 990 mW) であるのに対し、熱駆動切り紙マイクロスキャナーは 9.1×10-3 mm/mW (1.1 mm / 128 mW) である. 熱駆動切り紙マイクロスキャナーは、従来マイクロスキャナーと比較して約 11 倍 (9.1×10⁻³/0.8×10⁻³)の低消費電力駆動を実現している. 熱駆動切り紙マイクロスキ ャナーは、切り紙という独創的な薄膜アクチュエーション構造形態にナノ・マイクロスケー ル熱工学に立脚する設計発想を導入している. つまり, このミリ長ストローク・低電力熱駆 動切り紙マイクロスキャナーの開発成功は、「ナノ・マイクロスケール熱工学の観点でマイ クロマシンをデザインすることで、熱-機械エネルギー超高効率変換のメカニカルデバイ スが創製される」という学術的知見を示している.本論文で示された知見をナノ・マイクロ 熱一機械システムデザイン方法論へと昇華すれば,微弱熱エネルギーを巨大機械エネルギ ーに変換できるナノ・マイクロマシンの設計が可能になる. これにより, 次世代超低消費電 カアクチュエータ・超高効率エネルギー変換メカニカルデバイスといったブレイクスルー が起こり、未来のスマートエネルギー社会へ貢献できると考える.

95



Fig. 5-2 Outstanding specification of kirigami microscanner as thermo-mechanical energy conversion system; comparison to other microscanners [1-12].

参考文献

- <u>Hashimoto, M.;</u> Taguchi, Y. Circular pyramidal kirigami microscanner with millimeter-range low-power lens drive. *Opt. Express* 2020, 28, 17457–17467.
- 2. <u>Hashimoto, M.</u>; Taguchi, Y. Design and fabrication of a kirigami-inspired electrothermal MEMS scanner with large displacement. *Micromachines*, **2020**, 11, 362.
- Zhang, X.; Zhou, L.; Xie, H. A fast, large-stroke electrothermal MEMS mirror based on Cu/W bimorph. *Micromachines* 2015, 6, 1876–1889.
- 4. Morrison, J.; Imboden, M.; Little, T.D.C.; Bishop, D.J. Electrothermally actuated tip-tilt-piston micromirror with integrated varifocal capability. *Opt. Express* **2015**, 23, 9555–9566.
- 5. Que, L.; Park, J.S.; Gianchandani, Y.B.; Bent-beam electrothermal actuators—Part 1: Single beam and cascaded devices. *J. Microelectromech. Syst.* **2001**, 10, 247–254.
- 6. Comtois, J.H.; Michalicek, M.A.; Barron, C.C. Electrothermal actuators fabricated in four-level planarized surface micromachined polycrystalline silicon. *Sens. Actuator A: Phys.* **1998**, 70, 23–31.
- 7. Wu, L.; Xie, H.; A large vertical displacement electrothermal bimorph microactuator with very small lateral shift. *Sens. Actuator A: Phys.* **2008**, 145, 371–379.
- Pal, S.; Samuelson, S.R.; Xie, H. Novel Mechanisms for millimeter range piston actuation of vertical micromirrors and microlenses. in Proceedings of IEEE conference on optical MEMS and nanophotonics, Banff, Canada, 6-9 August 2012, 97–98.
- 9. Zhou, L.; Zhang, X.; Xie, H. An electrothermal Cu/W bimorph tip-tilt-piston MEMS mirror with high reliability. *Micromachines* **2019**, 10, 323.
- Liu, L.; Pal, S.; Xie, H. MEMS mirrors based on a curved concentric electrothermal actuator. Sens. Actuator A: Phys. 2012, 188, 349–358.
- 11. Wu, L.; Xie, H.; A millimeter-tunable-range microlens for endoscopic biomedical imaging applications. *IEEE J. Quantum Electron.* **2010**, 46, 1237–1244.
- 12. Chen, W.C.; Yeh, P. I.; Hu, C. F.; Fang, W. Design and characterization of single-layer stepbridge structure for out-of-plane thermal actuator. *J. Microelectromech. Syst.* **2008**, 17, 70–77.

本研究に関する論文・発表・特許

学術論文

- 1. <u>M. Hashimoto</u>, Y. Taguchi, "Motion tracking system for robust non-contact blood perfusion sensor," Sensors, **18**(1), 277, (2018). (第2章)
- 2. S. Ito, <u>M. Hashimoto</u>, Y. Taguchi, "Development of a robust autofluorescence lifetime sensing method for use in an endoscopic application," Sensors, **20**(7), 1874 (2020). (第 2 章)
- <u>M. Hashimoto</u>, Y. Taguchi, "Design and fabrication of a kirigami-inspired electrothermal MEMS scanner with large displacement," Micromachines, 11(4), 362, (2020). Selected as feature paper, (第3章)
- 4. <u>M. Hashimoto</u>, Y. Taguchi, "Circular pyramidal kirigami microscanner with millimeter-range low-power lens drive," Optics Express, **28**(12), 17457-17467, (2020). (第4章)
- 5. <u>橋本将明</u>,田口良広,"ミリ長ストローク・低電力熱駆動切り紙 MEMS アクチュエータの開発―薄膜バイモルフの熱・機械応答特性―",熱物性,[採択済み].(第4章)

国際会議発表

- 1. <u>M. Hashimoto</u>, M. Kamata, Y. Taguchi, "Development of precise blood flow sensor," The 11th Asian Thermophysical Properties Conference, P-022, Yokohama, Japan, (October 2016).
- <u>M. Hashimoto</u>, Y. Taguchi, "Development of electrothermal lens actuator for endoscopic blood flow sensor," 2017 International Conference on Optical MEMS and Nanophotonics, We-3, Santa Fe, USA, (August 2017).
- <u>M. Hashimoto</u>, Y. Taguchi, "Development of precise blood perfusion sensor using confocal LDF with optical tracking," The Ninth JSME-KSME Thermal and Fluids Engineering Conference, TFEC9-1476, Okinawa, Japan, (October 2017).
- 4. <u>M. Hashimoto</u>, Y. Taguchi, "Development of precise blood perfusion sensor in endoscope," The 11th Pacific Symposium on Flow Visualization and Image Processing, PSFVIP11-065, Kumamoto, Japan, (December 2017).
- 5. <u>M. Hashimoto</u>, Y. Taguchi, "Motion-robust blood perfusion sensing by LDF with focus control," The 16th International Heat Transfer Conference, IHTC16-23497, Beijing, China, (August 2018).
- M. Hashimoto, Y. Taguchi, "Kirigami-inspired electrothermal actuator for motion tracking blood flow measurement," 2019 International Conference on Optical MEMS and Nanophotonics, Po2-21, Daejeon, Korea, (July 2019).
- <u>M. Hashimoto</u>, Y. Taguchi, "Design and characteristic of large stroke electrothermal mems actuator," The Second Pacific Rim Thermal Engineering Conference, PRTEC-24105, Hawaii, USA, (December 2019).
- M. Hashimoto, Y. Taguchi, "Large stroke electrothermal MEMS scanner for endoscopic motion tracking," The 2nd International Symposium on Applied Abstraction and Integrated Design, TP-4, Yokohama, Kanagawa, (March 2020).

国内会議発表

- 1. <u>橋本将明</u>,鎌田慎,田口良広,体動下で測定可能な小型血流量測定装置の開発—予備 的実験による測定システムの妥当性検証—,第53回日本伝熱シンポジウム,K121,大 阪,2016年5月.
- 2. <u>橋本将明</u>,田口良広,光 MEMS センサの開発,4 大学コンソーシアムシンポジウム,川 崎,2017 年 3 月.
- 3. <u>橋本将明</u>,田口良広, 焦点モーショントラッキングを用いたアーチファクトロバスト な血液灌流測定システムの開発,第 57 回日本生体医工学会大会,10301,北海道, 2018 年 6 月.
- 4. 伊藤駿太郎, 橋本将明, 田口良広, 自家蛍光を用いた高ロバストな蛍光寿命イメージン グ技術の開発, 第57回日本生体医工学会大会, 10299, 北海道, 2018年6月.
- 5. <u>橋本将明</u>,田口良広,内視鏡光バイオプシーのための熱駆動 MEMS アクチュエータの 開発,第56回日本伝熱シンポジウム,H124,徳島,2019 年5月29日.
- 6. <u>橋本将明</u>,田口良広,内視鏡下血流センシングのための長ストローク熱駆動マイクロ レンズ MEMS スキャナーの開発,第 57 回日本伝熱シンポジウム,講演申込番号 135, 石川,(発表受理済).
- 7. 佐藤鳳也, <u>橋本将明</u>,田口良広,内視鏡下における血流量センシング手法の開発--マ イクロレンズを用いた高血流量分解能測定の予備的検証--,第57回日本伝熱シンポ ジウム,講演申込番号240,石川,(発表受理済).

特許

1. <u>橋本将明</u>,鎌田慎,田口良広,(内訳:34%,33%,33%),「流量測定装置,流量測定方法および流量測定プログラム」,特願 2016-245303,特開 2018-100968.

謝辞

本論文は,筆者が慶應義塾大学大学院理工学研究科・総合デザイン工学専攻博士後期課程 に在籍中の研究成果を纏めたものです.

慶應義塾大学理工学部システムデザイン工学科・田口良広教授には,2015 年度学部生から2020 年度春学期博士課程までの5 年間半,指導教員として多大なるご鞭撻を賜りました.全社会の先導者とならしめるご指導に深甚なる敬意と謝意を表します.

慶應義塾大学理工学部機械工学科・泰岡顕治教授,理工学部システムデザイン工学科・須 藤亮教授,慶應義塾大学理工学部システムデザイン工学科・嘉副裕専任講師には,本論文の 副査をお引き受け頂き,懇切丁寧なご指導を賜りましたことを厚く御礼申し上げます.

本研究の一部は、日本学術振興会特別研究員研究奨励費 (JP18J20513) と慶應義塾大学博 士課程学生研究支援プログラムのご支援を受け実施されたことをここに記し、謝意を表し ます. 熱駆動切り紙マイクロスキャナーの作製にあたっては、4 大学ナノ・マイクロファブ リケーションコンソーシアムのご支援を受けたことをここに記し、謝意を表します.

2017 年度から 2019 年度まで田口研究室に在籍されていた伊藤駿太郎氏 (現・株式会社野 村総合研究所)には,同じ研究チームメンバーとしてフォーカストラッキング自家蛍光寿命 測定システムの開発に多大なる尽力を頂きました. 今後のご活躍を祈念しております.

慶應義塾大学理工学部・長坂雄次名誉教授には,長坂・田口合同研究室のメンバーとして 2015 年度から 2019 年度までご指導頂きました.厚く御礼申し上げます.また,2015 年度 から 2020 年度の間に長坂・田口合同研究室に在籍されていた先輩,同期,後輩の方々に深 く感謝を申し上げます.博士課程に在籍されていた鎌田慎博士 (現・明治大学理工学部機械 工学科助教),松浦弘明博士 (現・東京大学生産技術研究所東京大学特別研究員),富岡孝太 博士 (現・名古屋大学工学研究科研究員)には,博士課程に関して貴重な助言を頂きました.

学部生時代から今日に至るまで一番に多くの時間を共に過ごしてくれた深田愛乃氏(現・ 慶應義塾大学博士課程)に深く感謝致します.同氏の存在と数々の言葉に支えられ,本論文 を書き上げることができました.

最後に生活面,精神面ともに支えてくれた両親に深く感謝致します.幼少期から過ごした 地元神戸を離れて 9 年半が経ちますが,筆者が将来に迷っていた時はいつも背中を押して くれました.そしてこれからも挑戦することを忘れずに精進して参ります.

2020年8月3日 田口研究室にて

橋本将明

記号表

| 記号 | 意味 | 単位 |
|-------------------|--|-------------------------------|
| C _{bi} | thermal capacity of bimorph <i>i</i> | J∙K ⁻¹ |
| d_{e} | effective thickness of air surrounding bimorph | m |
| E_{I} | Young's modulus of layer 1 | Ра |
| E_2 | Young's modulus of layer 2 | Ра |
| $E_{\rm s}$ | Young's modulus of substrate | Ра |
| I ₀ | Initial fluorescence intensity | W |
| h_{a} | convective heat transfer coefficient of air | $W \cdot m^{-2} \cdot K^{-1}$ |
| f _{ci} | thermal cutoff frequency of bimorph <i>i</i> | |
| $l_{\mathrm{b}i}$ | length of bimorph <i>i</i> | m |
| $P(\omega)$ | Power spectrum | |
| R | Reduction paramter | |
| R _{bi} | thermal resistance of bimorph <i>i</i> | $K \cdot W^{-1}$ |
| R_0 | Initial curvature | |
| $S_{\mathrm{b}i}$ | surface area of bimorph <i>i</i> | m^2 |
| t_1 | thickness of layer 1 | m |
| t_2 | thickness of layer 2 | m |

| $t_{\rm b}$ | thickness of bimorph | m |
|------------------------|--|-------------------|
| $T_{\rm f}$ | thickness of film | m |
| Ts | thickness of film | m |
| ΔT | temperature change of bimorph | K |
| $v_{\rm s}$ | Poisson's ratio of substrate | |
| α | coefficient of thermal expansion | K-1 |
| β | actuation coefficient related to thickness and biaxial Young's modulus ratios of two materials | |
| γ | biaxial elastic modulus ratio of two layers | |
| μ | thickness ratio of two layers | |
| θ_t | arc angles change by temperature change | |
| $\sigma_{\mathrm{b}i}$ | thermal conductance due to conductive heat transfer from bimorph <i>i</i> to ambience area | W∙K ⁻¹ |
| σ | residual stress | Pa |
| τ | autofluorescence lifetime | s |
| | | |