

# Bionic-EyE : 眼内手術訓練における眼底部接触力の高精度計測

## Bionic-EyE: High-Precision Measurement of Contact Force Applied to the Fundus of the Eye in Intraocular Surgical Training

○学 谷口 雄大 (東大) 正 杉浦 広峻 (東大) 正 山中 俊郎 (東大)  
 学 渡邊 史朗 (名大) 正 小俣 誠二 (熊本大) 正 原田 香奈子 (東大)  
 正 光石 衛 (東大) 上田 高志 (東大) 白矢 智靖 (東大)  
 杉本 宏一郎 (東大) 戸塚 清人 (東大) 荒木 章之 (東大)  
 高尾 宗之 (東大) 相原 一 (東大) 正 新井 史人 (東大)

Yuta Taniguchi, The University of Tokyo, taniguchi-yuta3801@g.ecc.u-tokyo.ac.jp

Hiroataka Sugiura, The University of Tokyo

Toshiro Yamanaka, The University of Tokyo

Shiro Watanabe, Nagoya University

Seiji Omata, Kumamoto University

Kanako Harada, The University of Tokyo

Mamoru Mitsuishi, The University of Tokyo

Takashi Ueta, The University of Tokyo

Tomoyasu Shiraya, The University of Tokyo

Koichiro Sugimoto, The University of Tokyo

Kiyohito Totsuka, The University of Tokyo

Fumiyuki Araki, The University of Tokyo

Muneyuki Takao, The University of Tokyo

Makoto Aihara, The University of Tokyo

Fumihito Arai, The University of Tokyo

In intraocular surgical simulator, the measurement mechanism of contact force to the retina model by forceps has been developed. We purposed to minimize the error of measurement value depending on contact position within a radius of 2 mm, which is a contact range in the actual surgery. As a solution, the eye module, embedded with the parallel-plates strain body and the cantilever-type QCR (quartz crystal resonator) load sensor fixed at both ends, was fabricated. Consequently, we succeeded in minimizing the error of sensitivity and sustaining enough load resolution. Besides, it was confirmed that the contact force during surgical simulation could be measured with this model.

**Key Words:** Bionic-EyE, ILM peeling, QCR load sensor, Precise load-sensing mechanism, Surgical evaluation

### 1. 緒言

現代医療における手術教育では、手術手技の未習熟者が新たな手技を習得する過程で、熟練医からの感覚的表現を用いた指導に頼らざるを得ないことが多い。すなわち、熟練医により教唆される手技の操作感を定量的に評価する手法が少ないため、未習熟者は手技の理解と習得に多大な労力を要するという問題がある。また、新たな手技の習得には、臨床手術経験を積むことが必要で、経験の乏しい未熟な医師が手術を担当する場合がある。その際に、患者に必要以上に大きな負荷を与える可能性が高くなってしまふ。このような背景から、臨床の前段階で、対象となる手術手技のトレーニングを繰り返す行い、手技を定量的に評価し、効率的に習得できるシミュレータの需要が高まっている。そこで我々の研究グループでは、人体の解剖学的構造と物理的特性を人工物によって忠実に再現した手技評価モデルである、“バイオニックヒューマノイド (Bionic Humanoid: BH)”に関する研究開発を行ってきた[1]。さらに BH に多様なセンサ、アクチュエータを組み込むことで、手術訓練に定量的評価を付与することが可能となり、医師の手技習得効率の向上や、新規医療機器の評価が容易になることが期待される。

本研究では、BH のコンセプトに基づき、その 1 例として眼科手術を対象としたシミュレータである“Bionic Eye surgery Evaluator (Bionic-EyE)”を開発してきた(図 1)。この Bionic-EyE が訓練対象とする手術の一つに、網膜硝子体手術において高難易度とされている内境界膜 (ILM: Inner Limiting Membrane) 剥離手術がある。ILM 剥離手術は、黄斑円孔とい

う、眼底の視細胞が密集した黄斑と呼ばれる領域に円孔が発生し、視力低下や視野の欠損が発生する症状に対して主に施術される。また ILM は硝子体と網膜の境界に存在する厚さ 3  $\mu\text{m}$  の薄い膜であり、さらに網膜と密着しているため、剥離時に誤って鉗子を網膜に強く押し込みすぎたり、ILM を上手く掴めず何度も接触させたりすることで過剰に網膜に負荷を与え、後遺症を残す危険性がある。したがって、ILM 剥離手術の過程で必要となる適正な力覚を未習熟者に教唆し、またその手技を力センサによって定量的に評価する手法が必要となる。

従来研究では、ILM の機械的特性を再現した人工擬似膜を有する Bionic-EyE に搭載可能な ILM 剥離手術用眼球モジュールを製作し、さらに眼底部分に力の高感度な計測が可能な水晶振動式力センサ[2]を搭載することで、ILM 剥離の力を計測することに成功している[3, 4]。図 2 に眼球モジュールの構造を示す。まず、眼底モデルと呼ばれる起歪体について、これは鉛直方向に変形しやすいトランポリンのような構造となっており、眼底モデルの上部には、擬似 ILM を有する網膜モデルが乗せられている。そして、その下側に、眼底モデルの突起に接するように水晶振動式力センサが搭載されている。この構成によって、鉗子が網膜モデルに接触すると、眼底モデルがその接触力によって鉛直方向に歪み、眼底モデル下側の突起から変位が力センサに伝わって力計測が行われる。

ILM 剥離手術では、鉗子の接触位置が一点のみではなく直径 3~4 mm 程度の範囲に及ぶ。したがってその範囲において力感度が一定となるのが理想的だが、従来研究ではその点の評価はされていない。そこで本研究では、ILM の剥離範囲を直

径 4 mm と仮定し、この範囲における力計測値の誤差を軽減する機構を検討、評価することによる、力計測の高精度化を目的とした。また、ILM 剥離シミュレーション時の力計測が行えるか確認を行った。

## 2. 水晶振動式力センサ

### 2.1 水晶振動式力センサによる高感度力計測

本研究で用いられる水晶振動式力センサの原理について示す。水晶は圧電材料であり、薄膜ウェハの両面に電極を成膜し、発振回路に接続することで、厚み滑りモードの固有振動を励起することができる。これを水晶振動子（QCR: Quartz Crystal Resonator）と呼ぶ。さらに QCR はその共振周波数が外部荷重に対し線形的に変化するという特性を有しており、次の式(1)のように表される。

$$\Delta f = S_r \Delta F \quad (1)$$

ここで、 $f$  は発振周波数、 $F$  は水晶振動子にかかる外力、 $S_r$  は QCR の力感度係数を表す。QCR 単層では力の伝達において不都合であることが多く、また電極雰囲気安定にできないので、両面に水晶薄膜の保持層を接着して使用することが多い。この QCR センサの特性だが、高剛性かつ高感度であることが挙げられる。このことにより、一般的な歪みゲージよりもわずかな歪みに対して出力が大きく得られるという利点がある。それに加えて耐荷重が大きく、力の計測レンジが広いため、ある程度大きな初期荷重がかかった状態からでも微小荷重の計測が可能である。したがって眼球モジュールへのセンサ組み込みの調整が容易となる。さらに、このセンサは小型なので、人眼の構造に似せた眼球モジュールの寸法に干渉することなく搭載が可能である。これらの利点により、本研究では眼球モジュールの搭載に適したセンサとして用いられている。

続いて、QCR センサの一つの種類としてカンチレバー型がある [5]。これは通常の QCR センサに比べて長く、保持層の厚みが非対称であるという形状を有する (図 3(a))。この形状によって、カンチレバーの先端に加わる力が、センサの中立軸の下側に存在する水晶振動子に、曲げモーメントによる圧縮力として拡大されてかかる (図 3(b))。よって、カンチレバー型力センサはより微小な荷重の計測に向けたセンサとなっている。また、眼球モジュールに組み込まれているのはカンチレバー型センサである。カンチレバー型の QCR センサの感度係数  $S_s$  を以下の式によって表す。

$$S_s = \eta_1 S_r \quad (2)$$

$$\eta_1 = \frac{F}{P_s} \quad (3)$$

$$F = D \int_{y_1}^{y_2} \frac{M}{I} y dy = \frac{MD}{2I} (y_2^2 - y_1^2) \quad (4)$$

ここで  $P_s$  はセンサ先端に加わる荷重、 $\eta_1$  は  $P_s$  から  $F$  への力の伝達効率を表す。 $I$  は QCR センサの断面二次モーメント、 $D$  は電極の直径、 $M$  は電極部にかかる曲げモーメント、 $y_1$ 、 $y_2$  は中立軸から水晶振動子の下側、上側までの距離を表す。

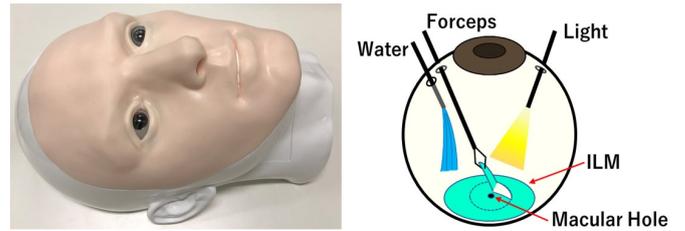


Fig. 1 Bionic-EyE and the schematic image of ILM peeling

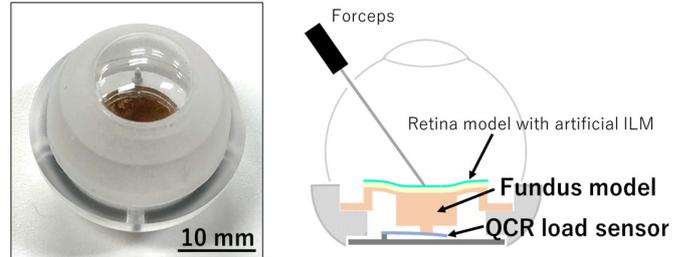


Fig. 2 Structure of the eye module with the QCR load sensor.

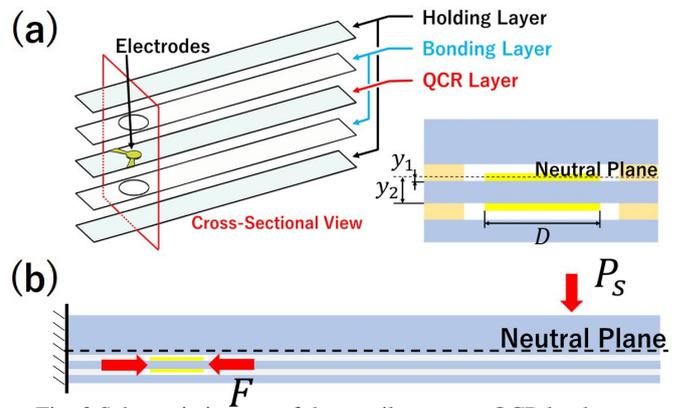


Fig. 3 Schematic images of the cantilever-type QCR load sensor:

(a) structure; (b) sensing mechanism

### 2.2 水晶振動式力センサの製作

図 4 に QCR センサの製作プロセスを示す。まず QCR の層には厚さ 20  $\mu\text{m}$  の水晶ウェハが用いられる。その上に電極の形状に穴が形成されたステンシルマスクをのせ、水晶ウェハの上に Cr 層を、続いて Cr 層の上に Au 層をスパッタリングによって成膜し、電極がパターンニングされる。これを水晶ウェハの両面に対して行う。次に、QCR の両端に接着する保持層として、20  $\mu\text{m}$ 、41.7  $\mu\text{m}$  の水晶ウェハを用いる。それぞれの水晶ウェハの片面に、厚さ 15  $\mu\text{m}$  のポリイミド系感光性樹脂接着剤フィルムをラミネートし、接着層の形状が形成されたステンシルマスクを水晶ウェハの上に乗せて露光を行った後、有機洗浄にすることによりパターンが形成される。最後に、QCR 層の両面に、接着層がパターンニングされた保持層を重ね、真空中で圧着することによって接合が行われ、個々の QCR センサにダイシングされることで完成となる。

## 3. 眼底モデル構造とセンサ固定方法の最適化

### 3.1 眼底モデル構造の最適化と解析評価

眼底モデルは一定の大きさの荷重に対して、接触位置によ

らず鉛直方向にのみ同じ変位が得られるような構造とする必要がある。本研究では、図5に示すように眼底モデルに平行平板構造を適用することにより、眼底モデル上部の接触位置が中心からずれても、下側の突起が左右方向に変位しにくく、鉛直方向に効率的に変位が得られることを狙いとしました。また、金属材料（リン青銅）で製作し、眼底モデル変形後のヒステリシスが小さくなるようにした。

この平行平板構造モデルの効果を評価するために、上部に一つのみの平板を有する単平板構造眼底モデルを比較対象として、有限要素法解析を行った。まず、眼底モデルの中心に荷重を与えた際の上下の変位のしやすさについて、単平板構造と平行平板構造のばね定数はそれぞれ 198 N/mm, 405 N/mm の値をとっており、平行平板構造は平板が一枚多い分、1/2ほど単平板構造よりも上下に変位しにくくなることがわかった。次に、眼底モデルの傾きやすさについて、力が与えられたときの、眼底モデル下側の突起の鉛直方向変位に対する水平方向変位の比率を評価した。その結果、両構造とも中心から荷重の負荷位置が離れるほど比率は線形的に大きくなるが、平行平板構造はその比率が単平板構造よりも 100 倍ほど小さく、左右の傾きにくさという点において大幅に優位であることが分かった。

### 3.2 水晶振動式力センサの固定方法の最適化

水晶振動式力センサについては組み込み時にある程度たわみが生じるため、眼底モデルから受ける変位が水平方向に分散されうる。したがって、変位の分散が起きにくいようなセンサの固定法を考える必要がある。QCR センサを組み込んだ際にたわみによるセンサの傾きを小さくするために、本研究ではカンチレバー型のセンサを両端固定して用いた。ここでは、両端固定型にすることで感度の大きさに支障がないかを評価するために、図6に示すカンチレバー型と両端固定型のそれぞれのセンサを用いた場合の、感度の理論的算出を行う。

まず、眼底モデルと QCR センサを組み合わせたときの力感度係数  $S_m$  について考える。これは二つのばねを並列につないだ力学的等価モデルとして捉えられ、眼底モデル、QCR センサのばね定数をそれぞれ  $k_m$ ,  $k_s$  とすると、 $S_m$  は次の式のように表される。

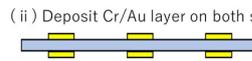
$$S_m = \eta_1 \eta_2 S_r \quad (5)$$

$$\eta_2 = \frac{k_s}{k_m + k_s} \quad (6)$$

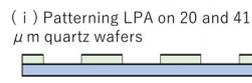
$\eta_2$  は眼底モデル上部に加わる力  $P$  から  $P_s$  への力の伝達効率を表す。 $S_m$  は、式(5)より伝達係数  $\eta_1$ ,  $\eta_2$  によって大きさが定まる。 $\eta_1$  は式(3), (4)よりセンサの振動子部分にかかる曲げモーメント  $M$  が大きいほど高くなり、 $\eta_2$  は式(6)よりセンサの剛性が高いほど、すなわちばね定数  $k_s$  が大きいほど高いことがわかる。ここで、QCR センサを水晶で一樣な等方性線形弾性材料としたとき、カンチレバー型と両端固定型の QCR センサの振動子部分にかかる曲げモーメントを  $M_1$ ,  $M_2$ 、ばね定数を  $k_1$ ,  $k_2$  とそれぞれ定めると、以下の式のように表される。

#### (I) QCR layer

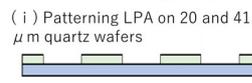
(i) Deposit Cr/Au layer on the 20  $\mu\text{m}$  quartz wafer by using stencil mask



(ii) Deposit Cr/Au layer on both sides

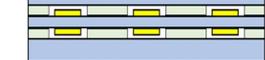


(i) Patterning LPA on 20 and 41.7  $\mu\text{m}$  quartz wafers



#### (III) Bonding/Dicing

(i) Bonding QCR layer and Holding layers



(ii) Separate sensors by dicing

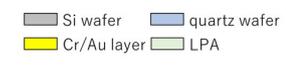
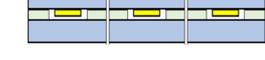


Fig. 4 Fabrication process of the QCR load sensor and the fabricated sensor.

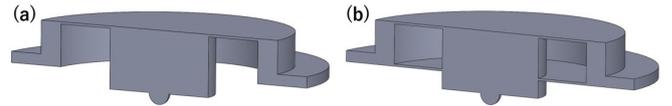


Fig. 5 Structure of the fundus model: (a) the single-plate model; (b) the parallel plates model.

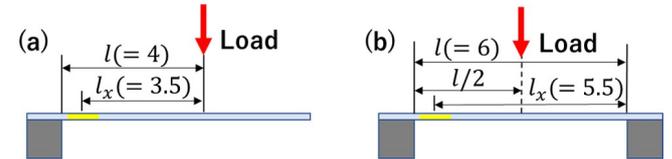


Fig. 6 Parameters in fixing the QCR load sensor: (a) fixed at one end; (b) fixed at both ends

$$M_1 = P_s l_x \quad (7)$$

$$M_2 = P_s \left( \frac{1}{2} l_x - \frac{3}{8} l \right) \quad (8)$$

$$k_1 = \frac{3EI}{l^3} \quad (9)$$

$$k_2 = \frac{192EI}{l^3} \quad (10)$$

$E$  は水晶の縦弾性係数を表す。 $l$  は、カンチレバー型に関しては固定端から荷重点までの距離、両端固定型に関しては両端の距離を示す。 $l_x$  はカンチレバー型に関しては電極から荷重点までの距離、両端固定型に関しては電極から遠方の固定端までの距離を表す。まずは曲げモーメントについて、式(7), (8)を比較すると  $M_1$  の方が大きく、したがって、 $\eta_1$  はカンチレバー型の方が大きな値をとることがわかる。一方ばね定数について、式(9), (10)を比較すると  $k_2$  の方が大きく、 $\eta_2$  は両端固定型の方が大きくなる。感度  $S_m$  は  $\eta_1$ ,  $\eta_2$  の積によって大きさが決定されるので、カンチレバー型と両端固定型の寸法を最適化し、どちらの方が、 $\eta_1 \eta_2$  が大きくなるかを評価する必要がある。

センサの寸法を決める条件として、まずはセンサに組み込み可能な大きさでなければならない。また、センサは長さが短いほど感度が高くなる傾向があるが、組み込み時に破壊しないよう許容可能なたわみを大きくするという観点では長いほど良い。本研究ではセンサの組み込みやすさを考慮して、眼底の範囲内でセンサが長くなるように寸法を定め、感度  $S_m$  を理

論的に算出したところ、カンチレバー型と両端固定型はそれぞれ  $1.02 \times 10^3 \text{ Hz/N}$ ,  $2.73 \times 10^3 \text{ Hz/N}$  の値をとり、両端固定の方が優れることが分かった。

## 4. 実測による性能評価

### 4.1 分解能の評価

分解能は出力安定性を感度  $S_m$  で除して算出される。出力安定性とは、QCR センサの静的状態における周波数出力の変動幅である。本研究では3時間センサを発振させ続け、そのうち最も安定した3分間の周波数変動幅を出力安定性として定めた。サンプリング周波数を20 Hzとして計測したところ、出力安定性は0.28 Hzとなり(図7)、以後本研究で用いられるQCR センサについてこの値に相当する安定性を持つと仮定した。

次に、感度  $S_m$  についてカンチレバー型と両端固定型の場合についてロードセルを用いて校正を行ったところ、それぞれの感度は  $1.22 \times 10^3 \text{ Hz/N}$ ,  $3.16 \times 10^3 \text{ Hz/N}$  と計測され、おおむね理論値と近い値をとることが分かった(図8)。また、分解能を算出したところ、カンチレバー型と両端固定型の場合それぞれについて0.23 mN, 0.087 mNとなり、両端固定型の方が3倍ほど分解能に優れることが分かった。

### 4.2 押し込み位置による感度誤差評価

図9(a)のように眼底モデルの中心に原点をとり、センサの長さ方向に沿って電極に近づく方向を正として  $x$  軸をとり、その垂直方向に  $y$  軸をとる。また、この  $xy$  座標系を反時計回りに  $45^\circ$  回転させたものを  $x'y'$  座標系とし、この4軸の方向に沿ってそれぞれ  $\pm 3 \text{ mm}$  の範囲を0.5 mm 間隔で感度を校正し、中心における感度に対する誤差の割合を評価した。

結果として、図9(b), (c)よりカンチレバー型、両端固定型ともに計測位置が中心から離れるほど誤差割合が大きくなるのがわかる。一方カンチレバー型については、誤差割合が  $\pm 2 \text{ mm}$  の範囲において最大  $\pm 30\%$  程度となるが、両端固定型については最大  $\pm 13\%$  程度となっており、カンチレバー型よりも半分以下に誤差の割合が軽減されるという結果が得られた。

## 5. ILM 剥離シミュレーションにおける力計測

医師による擬似 ILM の剥離時における力計測を行った。その結果を図10に示す。眼底モデルに鉗子を押し込んだ時には正荷重が計測され、剥離が行われる際には負の方向へ荷重が計測されることが見て取れる。いずれも数十 mN の大きさをとり、分解能は十分であることが分かった。

## 6. 結言

本研究では、Bionic-EyE 搭載の ILM 剥離用眼球モジュールの眼底接触力の高精度力計測機構として、平行平板構造を有する起歪体と、両端固定型の水晶振動式力センサを組み込んだ。その結果、接触位置による感度誤差を軽減することに成功した。また、十分な分解能を有し、剥離手術シミュレーションにおける鉗子の接触力の測定が可能であることを確認した。

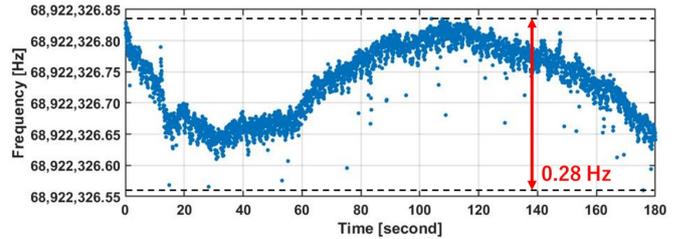


Fig. 7 Frequency fluctuation without load.

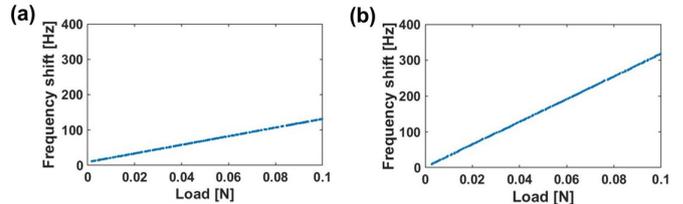


Fig. 8 Calibration results of the QCR load sensor integrated in the eye module: (a) fixed at one end; (b) fixed at both ends.

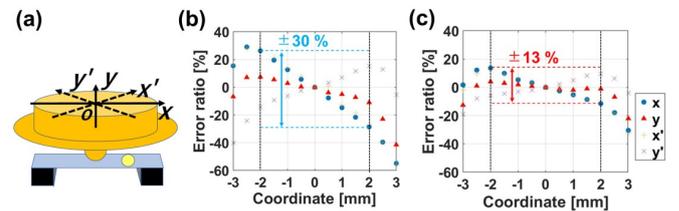


Fig. 9 Error ratio of sensitivity depending on contact positions:

(a) coordinates; (b) fixed at one end; (c) fixed at both ends.

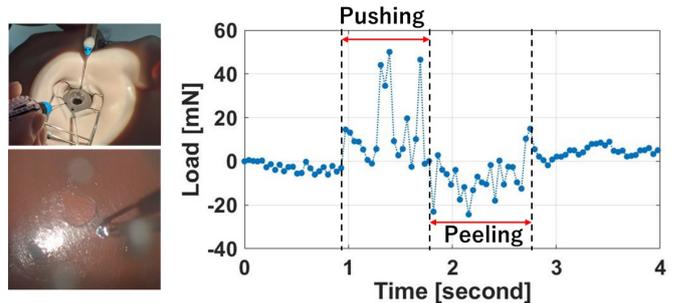


Fig. 10 Result of load measurement during ILM peeling simulation.

## 参考文献

- [1] 内閣府革新的研究開発推進プログラム (ImPACT), バイオニックヒューマノイドが拓く新産業革命 <http://www.jst.go.jp/impact/bionichumanoids/index.html>
- [2] Y. Murozaki *et al.*, "Improvement of the Measurement Range and Temperature Characteristics of a Load Sensor Using a Quartz Crystal Resonator with All Crystal Layer Components", *Sensors*, vol. 17, no. 5: 1067, 2017.
- [3] S. Omata *et al.*, "A surgical simulator for peeling the inner limiting membrane during wet conditions", *PLoS One*, vol. 13, No. 5, pp. 1-11, 2018.
- [4] 小俣誠二ら, "Bionic-EyE: 眼内手術訓練のための眼底力計測," ロボティクス・メカトロニクス講演会 2019, 2P2-S02, 2019.
- [5] S. Sakuma *et al.*, "Force sensor probe using quartz crystal resonator with wide measurement range for mechanical characterization of HepG2 spheroid", *Sensors and Actuators A*, vol. 265, no. 1, pp. 202-210, 2017.