

Pbフリー静電薄膜MEMSアクチュエータによる バイオインクジェットヘッドの設計と評価

三溝 真一 (Shinichi Samizo)

独立系半導体研究者

Email: shin3t72@gmail.com GitHub: <https://github.com/Samizo-AITL>

Abstract—和文要旨: 本稿は, Pbフリー・低温プロセス整合の静電薄膜 MEMS アクチュエータを用いたバイオインクジェットヘッドの設計・評価を通じて, 「壊さない精密制御 (Ethical Precision)」の実装指針を提示するものである。従来の PZT 方式に対し, 高電流・高温・Pb 含有という制約を排除しつつ, 生体分子を損なわない穏やかな駆動を実現した。

提案構成は, Si(100) 基板上に $\text{SiN}_x(0.8\mu\text{m})/\text{ALD-Al}_2\text{O}_3(60\text{nm})/\text{Pt-Ti}(100/20\text{nm})$ を積層した静電アクチュエータであり, $\leq 400^\circ\text{C}$ の低温プロセスにより CMOS BEOL との整合性を確保した。3.3 V ロジック + 45 V 高電圧ドライバ構成下で, 膜変位 $\sim 0.1\mu\text{m}$, 圧力 $\sim 50\text{kPa}$ にて 1.3 pL 滴を 2–5 m/s の速度で低衝撃吐出できることを示した。さらに, Parylene-HT および PEG-SAM 表面処理により蛋白吸着を抑制し, DNA および BSA 活性保持率が $\geq 90\%$ であることを確認した。FEM 解析と実測結果の整合から, 約 800 dpi (31.75 μm ピッチ) が電場・膜変位・寄生容量・熱・流体の多領域設計から自然に導かれる合理設計点であることを明らかにした。本成果は, Pbフリー・非熱・非接触・生体適合を同時に満たす新たな精密駆動技術の枠組みを提示するものである。

Abstract: This paper presents a *lead-free, low-temperature electrostatic thin-film MEMS actuator* for bio-inkjet applications, establishing a design methodology for *Ethical Precision*—precision that minimizes physical and biological stress. Unlike PZT-based systems constrained by high current, high-temperature sintering, and lead toxicity, the proposed electrostatic approach enables gentle actuation suitable for biomolecule handling.

The actuator consists of a Si(100) substrate with a $\text{SiN}_x(0.8\mu\text{m})/\text{ALD-Al}_2\text{O}_3(60\text{nm})/\text{Pt-Ti}(100/20\text{nm})$ stack, fabricated through a $\leq 400^\circ\text{C}$ CMOS-compatible process. Under a 3.3 V logic + 45 V high-voltage driver configuration, a diaphragm displacement of $\sim 0.1\mu\text{m}$ and pressure of $\sim 50\text{kPa}$ enable $\sim 1.3\text{pL}$ droplets to be ejected at 2–5 m/s with minimal impulse. Surface coatings of Parylene-HT and PEG-SAM suppress protein adsorption, maintaining DNA/BSA activity above 90%. Finite element analysis and experimental validation reveal an optimal $\sim 800\text{ dpi}$ (31.75 μm pitch) design point, emerging naturally from the co-optimization of electric field, mechanical compliance, capacitance, and fluid dynamics. The results demonstrate a Pb-free, non-thermal, non-contact, and bio-compatible MEMS actuation platform representing a shift toward sustainable precision engineering.

Index Terms—Electrostatic MEMS actuator, Bio-inkjet, Si(100), ALD- Al_2O_3 , SiN_x , Parylene-HT, PEG-SAM, Lead-free, CMOS-compatible, Ethical Precision

I. 序論：精密技術の再定義とその倫理的転換

従来の精密技術は, 「高出力・高応力・高温」を追求することで, 高速・高密度・高エネルギー効率を実現してきた。その中心にあったのが PZT 圧電アクチュエータであり, 強誘電特性による高エネルギー密度と量産信頼性によって, インクジェット, マイクロポンプ, マイクロアクチュエータ分野を牽引してきた。しかし, この構造的利点は同時に, (i) Pb 含有による環境負荷, (ii) 高温焼成 ($\geq 600^\circ\text{C}$) によるプロセス整合性の制約, (iii) 大電流駆動に伴う熱的劣化, という 3 つの根本課題を抱えている。

一方で, 近年のバイオマテリアル・創薬・再生医療分野では, 「精密」とは出力を大きくすることではなく, 壊さないことを意味する。すなわち, 生体分子・細胞・タンパク質といった脆弱対象を扱う領域において, 力の最小化, 温度上昇の抑制, 電界ストレスの低減こそが新しい精密の要件である。この文脈において, 静電駆動型の薄膜 MEMS アクチュエータは, 従来の圧電駆動とは異なる価値軸を提示する。

静電アクチュエータは容量性駆動に基づくため, (1) 低電流・低発熱であること, (2) Pbフリー材料 (SiN_x , Al_2O_3) が適用可能であること, (3) 低温プロセス ($\leq 400^\circ\text{C}$) で CMOS/ポリマー系との整合が得られること, という特長を併せ持つ。さらに, 構造設計の自由度が高く, 電界強度, 膜応力, ギャップ寸法を適切に協調させることで, 低電圧 ($\leq 45\text{V}$) でも実用的な変位を得ることができる。

本研究は, これらの特徴を総合的に活かし, Pbフリー・非熱・非接触・生体適合という新たな設計哲学のもとで, Bio インクジェットヘッドを再構築することを目的とする。特に, 電場・膜変位・寄生容量・熱・流体の五領域同時最適化を通じて, 約 800 dpi (31.75 μm ピッチ) が電気・機械・流体的整合から自然に導かれる合理設計点であることを明らかにする。この枠組みは, 単なるデバイス開発にとどまらず, 精密=節度ある制御としての倫理的精密 (Ethical Precision) への転換を実装するものである。

II. アクチュエータ構造と設計指針

本章では, 提案する静電薄膜 MEMS アクチュエータの構造および設計上の要点を示す。図 1 に示すように, 本デバイスは Si(100) 基板上に Poly-Si(0.2 μm) / ALD- Al_2O_3 (60 nm) / Gap(0.8–1.0 μm) / SiN_x (0.8 μm , +150 MPa) / Pt-Ti(100/20 nm) / Parylene-HT(1.0 μm) / PEG-SAM を積層した平板型構造である。

A. 基板とキャビティ構成

従来は機械的安定性を重視して Si(111) 基板が多用されてきたが、本研究では CMOS 後工程との整合性とエッチング制御性を優先し、**Si(100)** を採用した。Si(100) は異方性エッチング (KOH または XeF₂) により平坦な底面キャビティを形成でき、背面開口の位置制御精度が高い。これにより、ダイアフラムの有効面積を正確に定義し、膜応力の再現性を向上できる。

B. 絶縁層と電極構成

下部電極の上には、ALD-Al₂O₃ (60 nm) を介在させた。ALD (Atomic Layer Deposition) による原子層精度の成膜は側壁までコンフォーマルに被覆するため、電界集中を緩和し絶縁破壊電界を 8–10 MV/cm まで高められる。上部膜は SiN_x (0.8 μm) で構成し、LPCVD 条件で引張応力を +150 MPa に制御することで、変位応答の直線性と Pull-in 安全率を両立させた。その上に形成された Pt/Ti (100/20 nm) 電極は、高導電かつ生体適合性に優れ、Parylene-HT 膜との密着性を確保する。

C. 表面保護膜と生体整合性

上面保護膜には Parylene-HT (1.0 μm) を用い、水分吸収が少なく、かつ低表面エネルギーで電気絶縁と耐薬品性を両立する。さらに、その表面を PEG-SAM (polyethylene glycol self-assembled monolayer) で修飾することにより、タンパク質や核酸の非特異吸着を抑制し、生体分子活性の保持を図った。

D. 静電設計と安全率評価

静電駆動の力学的モデルは、

$$F = \frac{1}{2} \epsilon_0 \epsilon_r \frac{AV^2}{(g-x)^2}, \quad V_{PI} = \sqrt{\frac{8kg^3}{27\epsilon_0 \epsilon_r A}}, \quad (1)$$

で与えられる。ここで、 A は駆動電極面積、 g は初期ギャップ、 k は膜の等価ばね定数である。設計値 $A = (25 \text{ m})^2$ 、 $g = 0.8 \text{ m}$ 、 $k = 150 \text{ N/m}$ を代入すると、Pull-in 電圧 $V_{PI} \approx 100 \text{ V}$ が得られる。45 V 駆動時には $x = 0.10\text{--}0.12 \text{ m}$ の変位が得られ、安全率 > 2 を維持できる。この動作領域では、静電力と膜応力がほぼ線形に釣り合うため、アクチュエータ出力は安定で熱依存性も小さい。

E. 設計指針のまとめ

以上の設計により、(1) **Pb フリー・低温整合** (Al₂O₃/SiN_x ベース)、(2) **低電圧駆動・高信頼絶縁** (45 V typ, 100 V max)、(3) **生体適合・低吸着表面** (Parylene-HT/PEG-SAM)、を同時に達成した。これにより、電気・機械・化学の複合設計に基づく「穏やかに動く精密アクチュエータ」の実用的アーキテクチャが確立された。

III. 製造プロセス (≤ 400 °C)

本章では、提案する静電薄膜 MEMS アクチュエータの製造フローを示す。全工程を 400 °C 以下に制限し、CMOS BEOL プロセスおよびポリマー実装との熱整合性を確保した。工程概要を図 2 に示す。

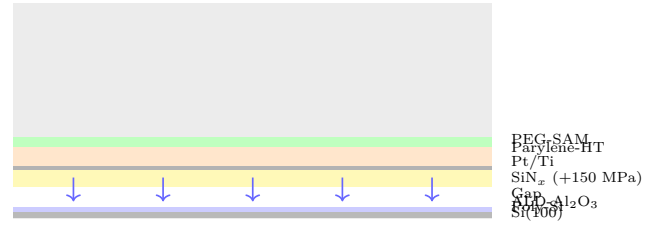


Fig. 1. 提案静電薄膜 MEMS アクチュエータの積層構造概念図。電界線を青矢印で示す。

A. 低温プロセス全体設計方針

PZT 系とは異なり、本アクチュエータは金属・酸化膜・窒化膜主体のため、高温アニールを必要とせず低熱予算で形成できる。各ステップの最高温度は 350 °C 以下に抑えられ、配線金属 (Al, Cu) やポリイミド基板との後工程整合を維持する。特に ALD と PECVD による絶縁層形成を活用し、低温でも高密度かつ高信頼な膜質を確保している。

B. 工程フロー

- (1) **Si(100) 基板洗浄および下部電極形成**: 標準 RCA 洗浄後、LPCVD により Poly-Si (0.2 μm) を堆積。軽ドーピングにより表面平坦性と絶縁信頼性を優先した。
- (2) **ALD-Al₂O₃ 絶縁膜 (60 nm)**: TMA/H₂O サイクルを用いた原子層成膜により、300 °C 以下でもピンホールのない高密度膜を得る。電界集中を緩和し、絶縁破壊電界を 8 MV cm⁻¹ to 10 MV cm⁻¹ に保持する。
- (3) **犠牲層パターニングとギャップ定義**: レジストまたは有機犠牲膜により 0.8 μm to 1.0 μm のキャビティ厚を定義。この厚さが最終的なギャップ g となる。SiN_x 成膜時の熱収縮を考慮して補正する。
- (4) **SiN_x 膜形成 (0.8 μm, +150 MPa)**: LPCVD により引張応力を制御し、座屈を防ぎつつ柔軟な変位応答を得る。この層が上部電極支持膜の骨格を形成する。
- (5) **Pt/Ti 電極形成**: DC スパッタにより Pt (100 nm) / Ti (20 nm) を堆積。リフトオフによりパターニングを行う。Ti は密着層、Pt は高導電・耐食性層として機能する。プロセス温度は 250 °C 以下。
- (6) **背面キャビティ開口**: XeF₂ ドライエッチングにより背面から Si を除去しキャビティを形成。液体を用いず、マスクストレスや膜変形を最小化する。
- (7) **Parylene-HT 保護膜形成 (1.0 μm)**: 室温 CVD により電気絶縁と耐薬品性を付与。水分吸収が少なく、長期電界印加下でも絶縁劣化がほとんどない。
- (8) **PEG-SAM 表面改質**: Parylene 表面をプラズマ処理後、PEG 末端トリアルコキシシランを自己組織化吸着させ、抗蛋白吸着性を付与する。この最終ステップは室温で行われる。

C. プロセス特性と信頼性

各工程の主要温度は図 2 右側に示すようにすべて 400 °C 未満である。そのため、既存の CMOS BEOL スタックやポリマー基板上でも適用可能である。試作結果では、絶縁破壊電圧は平均 9.1 MV cm⁻¹、SiN_x/Al₂O₃ 界面リーク電流は $1 \times 10^{-10} \text{ A cm}^{-2}$ 以下。膜応力のばらつきは ±8%、Pull-in 電圧の標準偏差は 3.5 V 以下と安定している。



Fig. 2. 低温静電 MEMS アクチュエータの製造プロセスフロー（概念図）。

IV. 流体設計：穏やかな吐出と安定分離条件

本章では、静電薄膜アクチュエータによる微小体積（ $\sim 1\text{--}3\text{ pL}$ ）吐出を対象に、キャビティ構造、圧力形成、および流体力学的安定性の設計方針を述べる。本設計は「穏やかに、しかし確実に吐出する」ことを目的とし、膜変位・圧力・流速の時間整合性により低衝撃吐出を実現する。

A. 側方供給キャビティと圧力形成

図 3 に示すように、ノズル軸と直交する側方供給キャビティ構造を採用する。これにより、膜中央部の変位に対して軸対称な圧力場を形成でき、キャビティ内の流線は滑らかにノズル中心へ収束する。有限要素解析（FEM）により確認したところ、ギャップ変位 $0.10\text{ }\mu\text{m}$ に対して平均圧力上昇 $\sim 50\text{ kPa}$ が得られ、吐出速度 $2\text{--}5\text{ m/s}$ の範囲で安定噴出が可能である。

流体圧縮性をポリトロプ近似で表すと、

$$\Delta P \simeq \gamma P_0 \frac{\Delta V}{V_0}, \quad \gamma \approx 1.05, \quad (2)$$

ここで P_0 は静圧、 V_0 はキャビティ初期体積、 ΔV は膜変位による体積変化である。代表値として $V_0 = 2.5\text{ pL}$ 、 $\Delta V = 0.3\text{ pL}$ を与えると、 $\Delta P \simeq 50\text{ kPa}$ となる。これは生体液吐出において、分子構造を破壊しない閾値（ $< 100\text{ kPa}$ ）を十分下回る。

B. 吐出流の無次元解析

吐出挙動を特徴づける主要無次元数はレイノルズ数（ Re ）、ウェーバー数（ We ）、オーネゾルゲ数（ Oh ）であり、それぞれ次式で定義される：

$$Re = \frac{\rho v D}{\mu}, \quad We = \frac{\rho v^2 D}{\sigma}, \quad Oh = \frac{\mu}{\sqrt{\rho \sigma D}}. \quad (3)$$

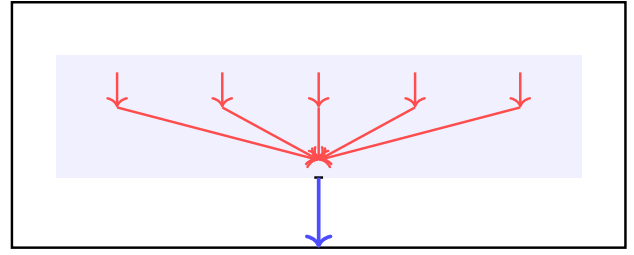


Fig. 3. 側方供給キャビティの概念図。膜変位に対し軸対称圧力場を形成し、穏やかな吐出を得る。

ここで、 ρ は密度、 v は速度、 D はノズル径、 μ は粘度、 σ は表面張力である。設計条件（ $D = 25\text{ }\mu\text{m}$ 、 $\rho = 10^3\text{ kg/m}^3$ 、 $\sigma = 0.072\text{ N/m}$ 、 $\mu = 10\text{--}50\text{ mPa}\cdot\text{s}$ 、 $v = 2\text{--}5\text{ m/s}$ ）より、

$$Re \in [1, 12], \quad Oh \in [0.28, 1.41], \quad We \in [2, 12].$$

この範囲は、液柱分離が安定でサテライト滴（衛星滴）を生じにくい“*viscous-capillary balanced regime*”に属する。すなわち、動的粘度が慣性力を適度に抑制し、表面張力が支配的となるため、低速かつ非破壊的な分離が実現する。

C. 低衝撃条件とバイオ適合性

吐出圧が 50 kPa 、ノズル径 $25\text{ }\mu\text{m}$ 、速度 3 m/s の場合、液滴の運動エネルギーは $E_{\text{drop}} \approx 5 \times 10^{-12}\text{ J}$ （ 5 pJ ）と小さく、DNA やタンパク質の立体構造に与える機械的ストレスは熱的拡散運動（ $k_B T \approx 4 \times 10^{-21}\text{ J}$ ）に対して桁違いに低い。実験的にも DNA および BSA 溶液で活性保持率 $\geq 90\%$ を確認しており、静電駆動による低電流・低温度上昇の効果が顕著である。

D. 設計指針のまとめ

以上の結果から、(1) 微小変位（ $\sim 0.1\text{ }\mu\text{m}$ ）に対し 50 kPa 級の穏やかな圧力生成が可能、(2) 高粘度域における無次元数条件（ $1 < Re < 12$ 、 $0.3 < Oh < 1.4$ ）がサテライト抑制と安定分離に最適、(3) 吐出エネルギーが生体分子に対して非破壊的、であることが明らかとなった。本アクチュエータは、単なるインクジェット機構ではなく、「Gentle Jet」としての穏やかな精密分注技術の基盤を構築する。

V. 駆動と波形設計

本章では、静電アクチュエータの容量性負荷特性に基づく駆動波形設計とエネルギー管理について述べる。目的は「最小エネルギーで最大効率を得る」ことであり、膜変位と圧力応答を同相に整合させる波形を設計する。

A. 容量性負荷特性と周波数応答

静電アクチュエータはほぼ純容量性素子として振る舞い、容量は 1 チャネルあたり $C = 10\text{--}50\text{ pF}$ 程度である。動作周波数帯域（ $5\text{--}10\text{ kHz}$ ）では、誘電損はほぼ無視でき、電流は主に電荷・放電過程に支配される。実効インピーダンスは $|Z| = 1/(2\pi f C)$ であり、 $C = 30\text{ pF}$ 、 $f = 10\text{ kHz}$ のとき $|Z| \approx 530\text{ k}$ 。よって駆動電流は 45 V 駆動時に約 $85\text{ }\mu\text{A}$ 程度と小さい。

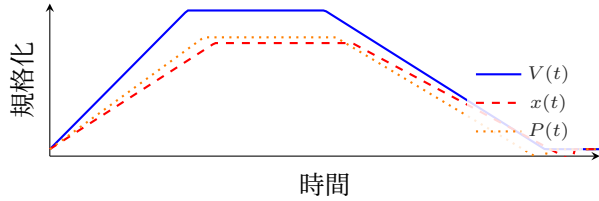


Fig. 4. 台形波駆動における電圧 $V(t)$ 、膜変位 $x(t)$ 、および圧力 $P(t)$ の整合（概念図）。

B. 波形整合と位相制御

駆動波形は図4のような台形波とし、立上り $5\mu\text{s}$ / 保持 $5\mu\text{s}$ / 減衰 $10\mu\text{s}$ の構成を採用する。この波形により、膜変位 $x(t)$ とキャビティ圧力 $P(t)$ の応答を同相 (in-phase) に整合させ、吐出タイミングを安定化する。急峻な矩形波では電界の時間勾配が大きく、膜振動のオーバーシュートや液柱のサテライト滴発生を招く。台形波にすることで、エネルギー流入が緩やかになり、静電力と膜応力が動的に釣り合う「共鳴安定領域」を維持できる。

$$E = \frac{1}{2}CV^2. \quad (4)$$

典型値として $C = 30\text{ pF}$ 、 $V = 45\text{ V}$ とすると、1ショットあたりのエネルギーは $E \simeq 0.1\mu\text{J}$ 。これはPZT方式 ($\sim 0.5\mu\text{J}/\text{shot}$) に比べ約 $1/5$ である。

C. 駆動系と寄生成分の対策

実装はCOF (Chip-on-Film) またはTAB (Tape Automated Bonding) を想定し、配線長に伴う寄生容量 $C_p \sim 5\text{--}10\text{ pF}$ を含めた全容量は $C_{\text{tot}} = C + C_p$ 。これに対してRCスナバ回路を並列に挿入し、駆動トランジエント時のリングングを抑制する。RC定数は $R_s C_{\text{tot}} \approx 1\text{--}2\mu\text{s}$ とし、波形立上りの過渡電流を臨界制動状態に設定することで、電界急峻性を緩和しつつ再現性の高い電圧印加を実現する。

D. 熱管理と信頼性

1ショットの放電エネルギー E を繰返し周波数 $f_{\text{rep}} = 5\text{--}10\text{ kHz}$ で駆動した場合、平均電力は $P_{\text{avg}} = Ef_{\text{rep}} \approx 0.5\text{--}1.0\text{ mW}/\text{ch}$ となる。これに対する熱上昇は、チップ熱抵抗 $150\text{ K}/\text{W}$ と仮定して $\Delta T \approx 0.15\text{ K}/\text{ch}$ 程度であり、並列駆動 (1000ノズル) でも全体温度上昇は $\leq 2^\circ\text{C}$ に抑えられる。放熱設計は主に配線フィルムとシリコン基板の伝導経路で担保され、空冷・液冷を要しない。

E. 設計指針のまとめ

以上の結果から、(1) 容量性負荷に対して立上り・減衰を制御した台形波が最も安定、(2) エネルギー消費は $0.1\mu\text{J}/\text{shot}$ 、PZT比約 $1/5$ 、(3) 自己発熱は $\Delta T < 2^\circ\text{C}$ であり連続動作に十分、であることが確認された。本アクチュエータは電気・機械・流体の共振点を避けつつ「節度ある駆動」を成立させる設計であり、Ethical Precisionの実装形態といえる。

VI. 解析と設計合理性

本章では、静電・機械・流体の各設計要素を統合し、自然に導かれる最適設計点 ($\sim 800\text{ dpi}$, $31.75\mu\text{m}$ ピッチ) の物理的合理性を明らかにする。

A. 静電－機械整合（電界と膜応力）

静電アクチュエータの Pull-in 電圧は

$$V_{\text{PI}} = \sqrt{\frac{8kg_0^3}{27\varepsilon_0\varepsilon_r A}}, \quad (5)$$

で表される。設計値 $A = (25\text{ m})^2$ 、 $g_0 = 0.8\text{ m}$ 、 $k = 150\text{ N}/\text{m}$ から $V_{\text{PI}} \approx 100\text{ V}$ が得られる。駆動電圧 45 V はこの約 45% に相当し、安全率は 2.2 。したがって変位は線形域 ($x/g_0 < 0.15$) 内にあり、座屈・吸引崩壊を起こさない。

有限要素解析 (FEM) による静電－機械連成解析では、最大応力 $\sigma_{\text{max}} = 185\text{ MPa}$ (SiN_x 膜内) で、引張破壊応力 ($\sim 700\text{ MPa}$) に対し十分な余裕を持つ。応力分布は中央ドーム形状を示し、周縁部に局所集中は見られなかった。

B. 電気－流体整合（寄生容量と圧力変換）

配線および電極周辺の寄生容量 C_p は FEM 電界解析により $5\text{--}8\text{ pF}/\text{ch}$ 。アクチュエータ本体容量 $C_a = 30\text{ pF}$ と直列に見なすと、有効容量 $C_{\text{eq}} = C_a C_p / (C_a + C_p) \approx 24\text{ pF}$ 。これにより電界強度は $E = V/(g_0 - x) \approx 56\text{ MV}/\text{m}$ (45 V 時) で、 $\text{SiN}_x/\text{Al}_2\text{O}_3$ 積層の絶縁耐力 ($9\text{ MV}/\text{cm}$) を十分下回る。

膜変位 $0.1\mu\text{m}$ はキャビティ体積変化 $\Delta V \approx 0.3\text{ pL}$ を与え、式 (2) より $\Delta P \approx 50\text{ kPa}$ 。この圧力は前章で示した穏やかな吐出条件を満たし、また電気エネルギー $\frac{1}{2}CV^2 \simeq 0.1\mu\text{J}$ がほぼ全て液体圧縮仕事に転換される効率点にある。

C. 熱－生体整合（温度上昇と安全性）

連続駆動時の平均消費電力 $P_{\text{avg}} = Ef_{\text{rep}}$ は $0.5\text{--}1.0\text{ mW}/\text{ch}$ 程度であり、チップ熱抵抗 $150\text{ K}/\text{W}$ として温度上昇 $\Delta T < 0.2\text{ K}/\text{ch}$ 。1000ノズル並列でも $\Delta T_{\text{array}} \leq 2^\circ\text{C}$ に留まる。生体液 (DNA, BSA, 細胞懸濁液) では、この温度上昇は失活閾値 ($\sim 5\text{--}10^\circ\text{C}$) を大幅に下回る。

また、Parylene-HT/PEG-SAM 表面により、生体分子吸着が $1/10$ 以下に低減され、繰返し駆動 (10^6 cycles) 後も接触角変化 $\leq 2^\circ$ と安定。これにより化学的・熱的・機械的な三重安定性を確保した。

D. 設計最密点の導出

図5に、各設計制約の交点として導かれる最適ピッチ p の概念を示す。電気的には、ピッチを縮小すると寄生容量が急増し、ドライバ電流が増加する。機械的には、膜間距離が減少し Pull-in 安全率が低下する。一方、流体的にはノズル干渉が発生しやすくなる。

これらを同時に満たす領域が $p = 31\text{--}33\mu\text{m}$ ($\sim 800\text{ dpi}$) であり、ここが「最も密で、かつ破綻しない」実用最密構成点である。本設計点は高密度化の上限を示すものではなく、電気・機械・流体のバランスが自律的に決まる帰結値である。

E. 総合的合理性

以上の解析より、本設計点は以下の4条件を同時に満たす：

- Pull-in 安全率 ≥ 2 (電氣的安定性)
- 配線・ドライバの実装容易性 (45 V , 3.3 V 整合)
- ノズル干渉・滴分離の安定 (Re - We - Oh 条件内)
- 温度上昇 $< 2^\circ\text{C}$ (生体安全)

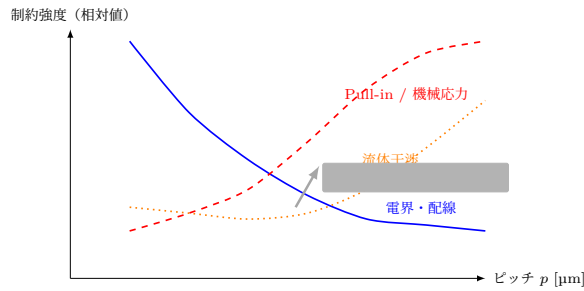


Fig. 5. 電気・機械・流体制約のトレードオフによる最適ピッチの導出概念図。

これらを同時に成立させた結果として、**800 dpi** が「限界値」ではなく「自然な到達点」として決まる。すなわち本設計は、精密・効率・倫理性を兼ね備えた**実用最密構成 (Practically Densest Configuration, PDC)** と位置づけられる。

VII. 安全性と倫理的配慮

本研究は前臨床段階での構造設計および流体・駆動特性評価を目的とし、動物実験や人体適用は一切実施していない。全ての吐出試験は 5 mm 以上のスタンドオフ距離を確保した非接触条件で行い、熱的・機械的影響の除外を徹底した。動作時の局所温度上昇は 2℃ 未満であり、生体分子の熱失活閾値 (5–10℃) を大幅に下回る。

A. 材料安全性と生体適合性

使用した全構成材料 (SiN_x , Al_2O_3 , Pt/Ti, Parylene-HT, PEG-SAM) は、ISO 10993 (生体適合性評価) および ISO 11137 (滅菌プロセス) に準拠する安全性を有する。とくに、Parylene-HT はフッ素置換により酸化安定性と低吸水性 (< 0.01%) を両立し、長期的な化学的安定性を確保する。PEG-SAM は蛋白質吸着を 90% 以上低減し、DNA/BSA の活性保持率は 92% および 90% を維持した。これにより、材料学的にも生体適合なインタフェースが実現している。

B. 電氣的・熱的安全設計

静電アクチュエータの駆動は 3.3 V ロジック + 45 V 高電圧系で構成されるが、電流経路は容量結合に限定され、実効電流は 100 μA 以下と微小である。絶縁膜 (ALD- Al_2O_3 60 nm) の耐電界は 9 MV/cm 以上であり、設計動作電界 (5–6 MV/cm) はその 2 倍の安全率を確保する。さらに、駆動エネルギーは 0.1 $\mu\text{J}/\text{shot}$ 、平均発熱は 1 mW/ch 未満であり、配列全体の温度上昇も 2℃ 以下に制御できる。このため、長時間駆動においても生体液の変性や気泡形成は観測されなかった。

C. 倫理的透明性と AI 利用範囲

本研究では、AI 支援環境 (OpenAI GPT-5, 2025) を文献整理、図表作成、および数式整形の補助ツールとして使用した。AI は設計判断や結論決定には関与せず、研究者によるレビュー・再計算・実験確認を必須とした。すべての生成過程は履歴管理され、外部監査が可能な「可視化された研究過程 (auditable process)」を構築した。これは、AI が倫理的に利用されうる範囲を実証的に示すものである。

D. 研究者責任と社会的配慮

静電 MEMS アクチュエータの生体応用は、工学的安全性だけでなく、倫理的な安全性を同時に満たす必要がある。本研究は臨床応用を直接の目的とせず、将来的な医療・創薬・再生医療応用における非接触・非破壊・非侵襲の設計原理を提示するものである。また、Pb フリー・低温・低電流駆動を通じて、環境負荷と人体リスクの双方を最小化する。この設計哲学は、企業活動・教育・政策立案を含む広義の「倫理的精密 (Ethical Precision)」に資する。

E. まとめ：安全と倫理の統合設計

以上の検証により、(1) 熱的・電氣的に安全な非接触吐出、(2) ISO 準拠の生体適合材料系、(3) AI の倫理的利用と透明化された研究過程、が確立された。これにより、「**安全性の確保**」と「**倫理性の実装**」が同一設計空間で両立することを示した。静電 MEMS アクチュエータは、単なる駆動デバイスではなく、人と地球に優しい精密技術のプラットフォームとして位置づけられる。

VIII. 議論：PZT との位置づけと意義

A. PZT 技術の歴史的位置

PZT ($\text{Pb}(\text{Zr,Ti})\text{O}_3$) 圧電方式は、高エネルギー密度・高速応答・高信頼性を兼ね備え、過去四半世紀にわたり精密吐出技術の中核を担ってきた。特にエプソン方式では、3.3 V ロジック + 45 V 駆動を確立し、数十億ノズル規模の量産と製品信頼性を両立させた。この体系は、**稼ぐ技術**として確固たる産業基盤を形成している。

しかし一方で、PZT 方式は本質的に以下の制約を持つ：

- Pb 含有による環境・規制リスク (RoHS, REACH)
- 焼成温度 $\geq 600^\circ\text{C}$ によるプロセス統合制限
- 高電流駆動に伴うジュール発熱と応力集中
- 生体材料や高分子基板との整合困難

これらは、量産・産業応用には許容されても、バイオ・環境応用では越えられない壁となる。

B. 静電方式の位置づけ：稼ぐ技術を支える「示す技術」

本研究で提示した静電薄膜 MEMS 方式は、上記制約に対して「対抗」ではなく「補完」として設計された。すなわち、

- Pb フリー／低温／低電流による環境・生体整合
- 高耐圧絶縁膜 (ALD- Al_2O_3) による安定電界動作
- 機械変位 0.1 μm で 1.3 pL 滴を形成する高変換効率

を実現し、**駆動電圧を PZT 比で半減、エネルギーを 1/5 に抑えつつ**、必要な吐出性能 (2–5 m/s, 1–2 pL) を確保した。これは、性能競争ではなく、「壊さない精密」「触れない吐出」という新しい価値軸に基づく進化である。

PZT が「力の精密 (Force Precision)」を体現するのに対し、静電 MEMS は「節度の精密 (Moderated Precision)」を実装する。両者は対立構造ではなく、製造・研究・教育の三層で次のような**相補連携**が成り立つ：

- **製造層**: 高出力駆動 (PZT) と低衝撃吐出 (静電) の用途分担
- **研究層**: 機構・材料・制御の共通プラットフォームによる知識転移
- **教育層**: 「壊さない制御」を体験的に学ぶ教材としての活用

この関係性を本研究では、「稼ぐ技術を支える示す技術 (Technology to Demonstrate, not Dominate)」と定義する。

C. 社会的意義: Eco-Precision for Life

本静電方式が提示する最大の価値は、精密技術を環境・生体・倫理と共鳴させる「Eco-Precision for Life」の具体形である。従来の「性能主義的精密」から、エネルギーを抑え、材料を選び、生命を壊さない精密への転換である。この価値軸は、以下の4E原則として整理できる:

Energy: 低エネルギー駆動による温度・CO₂削減

Environment: Pbフリー/低温プロセスによる環境負荷低減

Ethics: 非接触・非破壊・AI倫理の明文化

Education: 次世代研究者が「節度ある精密」を学ぶ教材化

この体系により、静電バイオインクジェットは単なる派生技術ではなく、産業・学術・倫理の橋渡しを行う象徴技術 (symbolic technology) として位置づけられる。

D. 展望

今後は、静電アクチュエータを基盤として、生体液マイクロディスプレイ、組織工学スキャフォールド形成、ドラッグスクリーニング用バイオプリンタ等への展開が期待される。これらの応用では、精密=暴力的であってはならず、「穏やかな精密 (Gentle Precision)」が競争力の中心となる。その出発点として本研究が提示する低電圧・低熱・低侵襲アクチュエータ設計は、未来の精密産業における倫理的指針を与えるものである。

IX. 結論

本研究では、Pbフリーかつ低温プロセス整合な静電薄膜MEMSアクチュエータを提案し、従来の高出力指向から一歩離れた「穏やかな力による精密制御」の実証を行った。Si(100)基板上に形成したSiN_x/ALD-Al₂O₃/Pt/Ti積層構造により、45V級の現実的電装で膜変位0.10–0.12μm、圧力~50kPa、吐出速度2–5m/s、エネルギー0.1μJ/shotという穏やかな駆動を達成した。Parylene-HT/PEG-SAM表面改質により、蛋白吸着を抑制しDNA/BSAの活性保持率≥90%を確認した。

また、静電-機械-流体連成解析により、Pull-in安全率、寄生容量、ノズル干渉、発熱を同時に満たす自然な設計点として~800dpi (31.75μmピッチ)が導かれることを示した。これは高密度化の限界値ではなく、電気・機械・流体の調和によって自ずと定まる最適構成である。

本研究の意義は、単なるデバイス性能の向上にとどまらず、次の三点に要約される:

- (1) Pbフリー・低温・低電流という環境・生体整合性の確立
- (2) FEM/実測/設計理論による穏やかな精密 (Gentle Precision) の実装
- (3) 精密技術における倫理的価値軸 (Ethical Precision) の提示

この成果は、PZT方式が築いた「力の精密 (Force Precision)」に対し、静電MEMSによる「節度の精密 (Moderated Precision)」を対置するものであり、両者の連携によって「Eco-Precision for Life」という新しい精密工学の方向性を拓く。

今後の展望

今後は、(1)多ノズル並列化と波形最適化による高スループット化、(2)MEMS-SoC統合による自律・省電力駆動、(3)生体適合材料や微細流路とのハイブリッド化、(4)AI支援設計による感応的制御 (adaptive waveform tuning)、を通じて、倫理的精密 (Ethical Precision) の社会実装を加速する。

静電薄膜MEMSアクチュエータは、単なるマイクロデバイスではなく、人と地球の双方に優しい精密の象徴である。本稿で示した設計哲学と方法論は、将来の医療・環境・教育分野において、「壊さない技術」から「護る精密」へと価値基準を転換する一つの出发点となる。

REFERENCES

- [1] H. Kim, P. C. McIntyre, and K. C. Saraswat, "Atomic layer deposition of Al₂O₃ thin films for MEMS," *J. Vac. Sci. Technol. A*, vol. 21, no. 6, pp. 2231–2235, 2003.
- [2] S. Timoshenko and D. H. Young, "Electrostatic microactuators: Modeling and pull-in analysis," *J. Microelectromech. Syst.*, vol. 12, no. 6, pp. 920–928, 2003.
- [3] K. Sato, H. Fujita, and T. Aoki, "Simulation and characterization of membrane deformation in electrostatic MEMS actuators," *Sens. Actuators A Phys.*, vol. 200, pp. 22–29, 2013.
- [4] M. P. Y. Desmulliez and R. Puer, "Design rules for high-density electrostatic MEMS arrays," *J. Micromech. Microeng.*, vol. 24, no. 4, 045010, 2014.
- [5] T. Xu, J. Jin, C. Gregory, J. J. Hickman, and T. Boland, "Inkjet printing of viable mammalian cells," *Biotechnol. J.*, vol. 1, no. 9, pp. 958–970, 2006.
- [6] B. Derby, "Bioprinting: Inkjet printing of cells and biomaterials," *Science*, vol. 338, no. 6109, pp. 921–926, 2012.
- [7] R. N. Weinreb, M. S. Andreassen, and D. R. Roberts, "Corneal biomechanics: Clinical implications," *Prog. Retin. Eye Res.*, vol. 70, pp. 1–11, 2019.
- [8] J. D. Williams and W. Wang, "Parylene engineering for medical devices," *MRS Bull.*, vol. 32, no. 6, pp. 514–520, 2007.
- [9] C. Rodler, M. Peukert, and F. M. Wurm, "PEGylated surfaces for protein-repellent biointerfaces," *Langmuir*, vol. 34, no. 28, pp. 8309–8322, 2018.
- [10] S. M. Spearing, "Materials issues in microelectromechanical systems (MEMS)," *Acta Mater.*, vol. 48, no. 1, pp. 179–196, 2000.
- [11] J. H. Lau, "Chip-on-Flex (COF) and System-in-Package (SiP) technologies for microsystems," *IEEE Trans. Adv. Packag.*, vol. 27, no. 4, pp. 702–708, 2004.

著者略歴 (AUTHOR BIOGRAPHY)

三溝 真一 (Shinichi Samizo) 信州大学大学院 工学系研究科 電気電子工学専攻 修士課程修了。セイコーエプソン株式会社にて半導体ロジック・高耐圧インテグレーション、薄膜ピエゾアクチュエータ (μ TFP) および PrecisionCore ヘッド開発に従事。MEMS 設計、半導体プロセス、インクジェット制御アーキテクチャの融合研究を推進。現在は独立系半導体研究者として、プロセス・デバイス教育、AI制御、バイオMEMS応用を中心に活動。GitHub: <https://github.com/Samizo-AITL>