マイクロ流路を用いた均一細胞模擬反応器の高効率製造法 Highly efficient microfluidic-based production method of cell-mimetic bioreactors

精密工学専攻 7号 牛山諒太

緒言 1.

リポソームは,生体細胞と同じ脂質二重膜で区画された人 工閉鎖小胞である.中でも,直径が1µm以上の一枚膜小胞 は、巨大一枚膜小胞(Giant Unilamellar Vesicle: GUV)と呼ば れ,その大きさゆえに顕微鏡観察や操作が容易であり,生体 分子等を合成するための細胞模擬反応器 (バイオリアクター) としても利用される(1). この用途では、反応の定量性や再現 性の確保の観点から、GUV の均一性が重要なパラメータと なる. 従来, GUV の作製法は静置水和法やエレクトロフォー メーション法,液滴界面通過法などのバルクでの方法が主流 である⁽²⁾.これらの方法は操作が簡単な一方,作製された GUV はしばしば多層膜であり、サイズも多分散である.

近年、マイクロ流路を用いた GUV 作製法がいくつかのグ ループから報告されており,高い単分散性,スループット, サイズ制御性が達成されている^(3,4). これらの研究では, ポリ ジメチルシロキサン (PDMS) 製またはガラスキャピラリー 製のマイクロ流路を用いて、フローフォーカシング法によっ て GUV の前駆体としての水中油中水滴 (water-in-oil-in-water: W/O/W) 液滴を作製している.しかし,これらの技術にはい くつかの制約があり,幅広い研究者に利用されていないのが 現状である.キャピラリーデバイスでは、ガラス細管の同軸 性が W/O/W 液滴の作製の可否に大きく影響しているが、そ の組立は手作業で行われており(5),再現性に難がある.また, PDMS マイクロ流路を用いた方法では、W/O/W 液滴の油層 が流路壁面に濡れるのを防ぐために, 流路内を部分的に親水 化する必要があり、熟練の技術を要する. さらに、これらの アプローチでは,脂質二重膜形成を誘発するのに W/O/W 液 滴のオイル層が十分薄い必要があり,複数の流体の流量の精 密な調整が不可欠である.また、マイクロ流路を用いた別の 均一 GUV 作製法として,油中水滴(water-in-oil: W/O 液滴) に W-O 界面を通過させる方法がある⁽⁶⁾. この方法は, 流路 の部分的な表面処理を行う必要がない一方で,液滴界面通過 成功率が5%と低いことが報告されている.

本研究では、熟練した製造技術や流路の部分的な表面処理, および精密な流量調整を必要としない液滴界面通過法を採 用し, W-O 界面を形成する溶液組成を検討することで, 高い 液滴通過成功率の達成を目指した.また,作製した GUV の 特性評価によって人工細胞模擬反応器としての利用可能性 を検討した.

マイクロ流路を用いた均一 GUV の作製 2.1 実験方法

本研究で使用したマイクロ流路は、ソフトリソグラフィー 技術によって鋳型の構造を PDMS へ転写することで作製し た. 始めに、フォトリソグラフィーによってシリコンウエハ 上にレジスト (SU-8 3025) を高さ 37 µm になるようパター ニングし鋳型を作製した.次に、PDMS に構造を転写し、マ

Ryota Ushiyama

イクロ流路の入口と出口に直径 0.75 mm の穴を開けた. PDMS をスピンコートしたスライドガラスとマイクロ流路 上に酸素プラズマ処理を施して接合した.こうして作製され たマイクロ流路は、流路内部の壁面がすべて疎水的な PDMS であるため,水が濡れ広がりにくくなっている.本研究では, 複数の流体を PC からの入力信号で容易に操作できる利点か ら, 圧力ポンプを使用してマイクロ流路内へ送液した. 印加 した圧力値はデバイスの個体差によって異なるため, 顕微鏡 画像を見ながらリアルタイムで圧力を制御した.また,GUV の収量を上げるために、マイクロ流路をガラスヒーター上に 置き、38℃に維持しながら送液した.

本研究では、二種類の水溶液 (GUV の内液: 600 mM スク ロース,100μM カルセイン(緑色蛍光色素)・外液:600mM グルコース, 1 w/v% Pluronic F-68) と脂質溶液 (2 mg/ml DOPC, 20 v/v% 1-octanol in squalene) を使用した. スクロースとグル コースを等モル濃度で使用することで、GUV の内外を等張 に保ちつつ比重差を設け、マイクロ流路出口から回収された GUV が試験管の底に沈降するようにした.また、回収した GUV は倒立顕微鏡または共焦点顕微鏡で観察した.

2.2 マイクロ流路内液滴界面通過法の概要

Fig.1 にマイクロ流路内での W/O 液滴界面通過による W/O/W 液滴作製と、W/O/W 液滴のオイル層の逆濡れ (dewetting) による GUV 形成の過程を示す. はじめに,フ ローフォーカシング法によって内液をオイルでせん断し、均 ーサイズの W/O 液滴を作製する. リン脂質はその両親媒性 から水-オイル(W-O)界面に配列する特性があるため, W/O 液滴は脂質によって安定化される.次に、マイクロ流路の中 間部から外液を導入することで、脂質が配列した W-O 層流 界面を作製する. 下流でマイクロ流路幅が狭まることで, W-O 層流のオイル層も狭まり, W/O 液滴が W-O 界面に押し付



Fig. 1 Schematic of the production of monodisperse GUVs in the microfluidic channel by W/O droplet transfer followed by oil dewetting.

けられる. 屈曲部において, W/O 液滴が W-O 層流界面を通 過し W/O/W 液滴が形成される. W/O/W 液滴とオイルはマイ クロ流路後方の分岐によって分離され, W/O/W 液滴を含む 外液は試験管へ回収される.最後に dewetting 現象によって, W/O/W 液滴のオイル層が一カ所に凝集すると,オイルがな くなった部分に脂質二重膜が形成される.

2.3 W-O 界面の安定性

マイクロ流路内で安定した W/O 液滴の界面通過を引き起 こすために、従来法であるバルク遠心界面通過法でよく使用 されるオイルの中から、比較的粘度が低いスクアレンをオイ ルの主成分として選定した. 脂質を溶解させたスクアレンを 使用した場合, W/O 液滴は作製可能であったが, W-O 層流 の水相が流路内壁面に濡れ広がり, W-O界面が不安定になる ことがわかった (Fig. 2a) . そこで, スクアレンにオクタノ ールを添加することで, W-O 界面の安定性が大幅に改善され ることを見出した. スクアレン中のオクタノール濃度が 10~ 30 v/v%の時,水相は壁面に濡れ広がることなく W-O 界面が 安定であった(Fig. 2b). さらに,この濃度範囲で外液に1 w/v%の高分子界面活性剤 (Pluronic F-68) がある場合は, W/O 液滴が安定的に W-O 界面を通過し W/O/W 液滴が形成され た. また, この W/O 液滴が安定して W-O 界面を通過する状 態を少なくとも一時間維持することが可能であった.一方で, スクアレン中のオクタノール濃度が40 v/v%以上の場合,W-O層流界面は安定であったがW/O液滴はW-O界面を通過す ることなくオイル層に残留したままであった(Fig. 2c).こ れらの結果より、液滴界面通過のために、安定的な W-O 層 流界面を形成することが不可欠であることが分かった.

W-O界面が不安定になった要因は、マイクロ流路壁面上に 水が一度濡れることによる濡れのヒステリシスの影響だと 考えられる⁽⁷⁾.実際に、ペンダントドロップ法を用いて W-O 界面張力を測定したところ、オクタノールの添加に伴って W-O界面張力が低下することが分かった.ヤングの式に基づ くと、W-O界面張力の低下によって PDMS 表面での水の濡 れが抑制されると予想される.これらのことから、オクタノ



Fig. 2 Dependence of the stability of the W–O interface on 1octanol concentration in squalene. The white arrow shows the W/O/W droplets being transferred across the W–O interface. Scale bars, $200 \ \mu m$.

ールの添加によって流路内壁面に対する水の濡れが抑制され, W-O 層流界面が安定化されたと考えられる.

2.4 界面通過率の改善

次に, W-O 界面安定時の外液中の Pluronic F-68 濃度と界 面通過成功率の依存性を調べた. Pluronic F-68 はトリブロッ ク共重合体界面活性剤であり,脂質膜を安定化させる作用と その生体適合性の良さから,しばしば GUV 作製に使用され る^(3,5).本実験では,W/O 液滴の界面通過成功率を,(界面通 過によって作製された W/O/W 液滴の数/フローフォーカシ ング部で作製された W/O 液滴の数)として定義し,一分間 の顕微鏡観察より測定した (Fig. 3). Pluronic F-68 濃度が 0% の時, W/O 液滴は W-O 界面を通過せずオイル層に残留した ままであった.しかし、Pluronic F-68 濃度を1%まで上昇さ せると,界面通過成功率は平均94.2%に達した.次に,Pluronic F-68 が W-O 界面に与える影響について, HLB (Hydrophilic-Lipophilic Balance) 値の異なる Pluronic 系界面活性剤を比較 することで調査した. HLB 値の高い界面活性剤は W-O 界面 に正の曲率を与えるため、O/W 液滴を形成する傾向にある. 外液中に含まれる HLB 値の異なる Pluronic 系界面活性剤を 比較すると、HLB 値の高いものほど界面通過成功率が増加し た.これは、親水性の高い界面活性剤が W-O 層流界面の外 液相側から挿入され,界面に正の曲率を与えることでW/O液 滴が W-O 界面を通過しやすくなったと考えられる.



Fig. 3 Dependence of the success rate of W/O droplet transfer across W-O interface on the concentration of Pluronic F-68 surfactant in the outer aqueous phase.

2.5 Dewetting による脂質二重膜の形成

本システムでは、マイクロ流路内の流量を精密に制御せず に薄いオイル層(~1 μ m)を有する W/O/W 液滴が作製され た.マイクロ流路の出口から W/O/W 液滴を回収してから数 分後、W/O/W 液滴の脂質の単層同士が接触し、脂質二重膜が 形成された.三つの界面張力(γ_{IA-O} , γ_{OA-O} , γ_{IA-OA})のバラン スによって W/O/W 液滴のオイル層が dewetting し、上部にオ イル液滴の付いた GUV が形成された(Fig.4a).界面張力測 定からオイル相の脂質膜上での拡張係数が負(S=-0.1)であ ったことからも dewetting が起こると予想された.また、作 製される GUV の大きさはマイクロ流路内での内液の流量を 調整することである程度制御することができた.異なる圧力 条件で作製した GUV の直径を内液の蛍光画像を粒子解析す ると、直径の変動係数が 2.2~3.1%の単分散な GUV が作製さ れたことが分かった(Fig.4b).



Fig. 4 Formation of lipid bilayer by oil dewetting. (a) Sequential closeup images and schematic of the dewetting process. Scale bar, 40 μ m. (b) Histograms of GUV diameters showing the monodispersity of GUVs generated under two flow conditions.



Fig. 5 Microscopic images of GUVs. (a) Dependence of the contact angle of the oil pocket on the concentrations of the POPC and DOPC. At 6 mg/ml POPC, the GUV before (left) and after (right) tapping the device are shown. (b) GUVs formed with 6 mg/ml POPC and collected from the outlet. Before (left) and after pipetting (right). Scale bars are 50 μ m.

GUV 上部に付いているオイル液滴は,用途によっては GUV から分離されることが好ましい.先行研究では,オイル 中の脂質濃度の増加と共にオイル液滴の dewetting 度合いも 促進された⁽⁸⁾.マイクロ流路内でオイル液滴が横に付いた GUV を観察すると, 脂質 (POPC, DOPC) の濃度が高くなる につれて, dewetting の度合いも上昇した (Fig. 5a). 特に 6 mg/ml POPC では dewetting の度合いが最大となり, マイクロ 流路を指圧するとオイル液滴が GUV から分離された. さら に, 6 mg/ml POPC で作製した W/O/W 液滴をマイクロ流路出 口から試験管へ回収しピペッティングすると, チューブ内で もオイル液滴が GUV から分離されることを確認した (Fig. 5b). これは, 脂質濃度の増加と共に脂質の単層中の脂質密 度が上昇し, 脂質の単層間の疎水性相互作用が増加したため だと考えられる.

3. GUV の機能評価

3.1 膜タンパク質による一枚膜性の評価

GUV の一枚膜性は膜タンパク質の機能研究などの生化学 的応用に不可欠である.そこで,本研究では α-hemolysin (αHL) による物質輸送を観察することで GUV の一枚膜性を確認し た. αHL は脂質二重膜に直径 1.5 nm ほどの小孔を形成し, 小さな分子を透過させる. 作製した GUV に蛍光分子 (Alexa 488)を封入し,外液中に 0.1 mg/ml αHL を添加した場合,40 分間で徐々に蛍光輝度が減少することを確認した (Fig. 6a,c). また,GUV 内に封入されたスクロースも小孔を透過したこ とにより,内液と外液との比重差が減少し GUV が浮上した. 一方,対照実験として αHL が含まれていない溶液を外液へ 添加した場合は,内液の蛍光輝度はほぼ一定であった (Fig. 6b,c). これらの結果より,作製された GUV の一枚膜性が確 認された.



Fig. 6 Membrane-protein insertion assay. (a) Leakage of the fluorescent marker (10 μ M Alexa 488) encapsulated in the inner aqueous phase induced by 0.1 mg/ml α HL in the outer aqueous phase. (b) Negative control without α HL. (c) Time-dependent leakage of fluorescent marker (circles, with 0.1mg/ml α HL; squares, without α HL; n = 3). Scale bars, 50 μ m.

3.2 浸透圧差による半透膜性の評価

脂質二重膜のもう一つの重要な性質は半透膜性である.本研究では,作製した GUV に対し浸透圧差を設けることで半透膜性を確認した.外液に高濃度のグルコースを含む溶液を加えると,浸透圧差によって GUV 内の水が外液へ排出され

て GUV は収縮し,内液蛍光の濃度が上昇した(Fig.7a).作 製された GUV にはオイル液滴が付いているため,脂質二重 膜中の余分な脂質はオイル液滴中へ吸収され GUV は球形状 を維持しながら収縮した.そして,収縮した GUV の直径は 浸透圧差から予測される理論値と一致した(Fig.7b).よっ て,作製された GUV を使用して内液成分の濃度を制御可能 であることを示した.



Fig. 7 Osmotic shrinkage of GUVs with oil pockets. (a) Microscopic images of the GUV shrunk by osmotic pressure; difference in the molar concentration, 0 mM (left), 400 mM (center), and 800 mM (right). Scale bars are 50 μ m. (b) Dependence of the GUV diameter (squares) and the relative fluorescence (circles) on the difference in molar concentration of sugars between the inner and the outer aqueous phases of GUVs (n > 15).

3.3 GUV 内タンパク質合成の評価

最後に,作製した GUV 内で DNA からタンパク質を合成 する反応を行うことで,生体細胞を模擬したバイオリアクタ ーとしての適性を評価した.GUV 内に無細胞タンパク合成 系(PUREfrex 1.0)と緑色蛍光タンパク質(GFP)の塩基配列 を有する DNA を内封した.また,アミノ酸などの低分子は 脂質膜を透過するため,低分子の成分を外液にも内液と同じ 濃度で添加した.GUV を 37℃でインキュベートすると,内 液の GFP 蛍光輝度が増加し,3時間以降で一定となった(Fig. 8).生化学反応は塩や金属イオンを含む溶液を利用するが, このような環境では一般的に脂質二重膜が不安定化する.本 研究では,GUV の外液に 0.5% PVA を添加することで脂質膜 が安定化し,5時間にわたる GFP の合成過程で 80%以上の GUV が崩壊や合一することなく GFP を合成することが可能 であった.よって,作製した GUV のバイオリアクターとし ての適性を示した.



Fig. 8 GFP synthesis in the GUV produced by the present microfluidic device. Time-dependence of the relative fluorescence and fluorescent images of GFP being synthesized in GUVs. Scale bar, 50 µm.

4. 結言

本研究では、マイクロ流路を用いた簡便で再現性の高い単 分散 GUV 作製法を開発した.本手法はマイクロ流路内の部 分的な表面処理や、W/O/W 液滴の薄いオイル層作製のため の精密な流量調整が不要であるため、デバイス作製後短時間 で W/O/W 液滴を作製することが可能だった.流量調整時に 消費される溶液量が抑えられるため、内液の容量が 20 µL 程 度で GUV を作製することができた.さらに、作製した GUV の生化学実験に対する適正を示したことから、本手法が脂質 膜や定量的な生化学研究の主要なプラットフォームになる と期待される.

5. 参考文献

- Tsugane, M., Suzuki, H., Reverse Transcription Polymerase Chain Reaction in Giant Unilamellar Vesicles, Sci. Rep., 8-1 (2018) pp. 1–11.
- Walde, P., Building Artificial Cells and Protocell Models: Experimental Approaches with Lipid Vesicles, BioEssays, **32**-4 (2010) pp. 296–303.
- Deshpande, S., Caspi, Y., Meijering, A. E. C., Dekker,
 C., Octanol-Assisted Liposome Assembly on Chip, Nat.
 Commun., 7 (2016) pp. 1–9.
- (4) Karamdad, K., Law, R. V., Seddon, J. M., Brooks, N. J., Ces, O., Preparation and Mechanical Characterisation of Giant Unilamellar Vesicles by a Microfluidic Method, Lab Chip, 15-2 (2015) pp. 557–562.
- Deng, N. N., Yelleswarapu, M., Huck, W. T. S., Monodisperse Uni- and Multicompartment Liposomes, J. Am. Chem. Soc., 138-24 (2016) pp. 7584–7591.
- Matosevic, S., Paegel, B. M., Stepwise Synthesis of Giant Unilamellar Vesicles on a Microfluidic Assembly Line, J. Am. Chem. Soc., 133-9 (2011) pp. 2798–2800.
- Cubaud, T., Mason, T. G., Capillary Threads and Viscous Droplets in Square Microchannels, Phys. Fluids, 20-5 (2008).
- (8) Bao, P., Paterson, D. A., Peyman, S. A., Jones, J. C., Sandoe, J. A. T., Gleeson, H. F., Evans, S. D., Bushby, R. J., Production of Giant Unilamellar Vesicles and Encapsulation of Lyotropic Nematic Liquid Crystals, Soft Matter, **17**-8 (2021) pp. 2234–2241.