

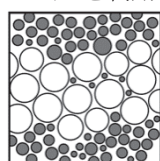
■ はじめに

体内を巡る血液の中には、赤血球・白血球・血小板が含まれており、赤血球は血管の中心に、白血球と血小板は血管壁側に集まる。この血球の分離挙動を「マージネーション」という。これは、柔らかく、変形する大きい粒子である赤血球と、硬く小さな血小板が細い血管内を流れることで生じる現象である。

我々はこの現象をマイクロ流体デバイスと柔らかい脂質ベシクルを利用して再現することで、ベシクルの血液モデルとしての応用や、血液内や流路から特定の粒子を分離できるデバイスの開発を目指している。

マージネーションは「サイズ」・「硬さ」によって分離挙動が起きると考えられているため、「サイズ」のみで分離するフィルターより、「硬さ」の情報も考慮される精度の良いデバイス開発が期待できる。

今回は、「サイズ」の違いによるマージネーションの再現と分離を確認するため、サイズの異なるベシクルとマイクロ流体デバイスを利用して実験を行なった。



○ : 大きい粒子 (柔らかい)
● : 小さい粒子 (硬い)

図1 流路内における粒子の挙動

■ 活動内容

1. 3Dプリンターによるマイクロ流路型の作製

近年、マイクロ流体デバイスは、高性能3Dプリンターで作ったモールドを用いて簡易的に作製することが可能になっている。解像度は低いものの、専門の施設や設備がなくとも低コストで迅速にマイクロ流路を作製できるなどの利点がある。本研究では、上記のようなメリットから3Dプリンター(Objet30 pro[株式会社Stratasys])で作製した流路の型を使ってマイクロ流体デバイスを作製し、実験に使用した。3Dデータは3D CAD(Autodesk Fusion 360)を使用して、設計をした。

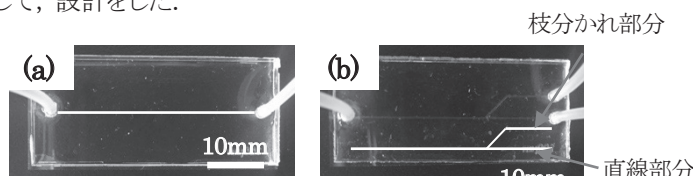


図2 マイクロ流体デバイス
(a) 直線流路, (b) 枝分かれ流路

2. 脂質ベシクルの作製

脂質ベシクルの作製は、ベシクルのサイズが均一にならないエレクトロフォーメーション法を採用した。また、変形しやすいベシクルにするため、脂質はDOPCを使用した。

3. 実験と結果

シリンジポンプを利用して、作製した直線のマイクロ流体デバイス(図2(a))にベシクルを流した。流量は流路内を流れる流体が大気圧に負けて逆流しない最低流量(1.5 ml/h)とした。図4は、流路壁からの距離 y [μm]と流路内それぞれの位置におけるベシクルの数の割合の関係を示している。流路の入口と出口で観察をした結果、粒径 d [μm]の大きいベシクルは流路の中央に集まっている様子を観察することができた。

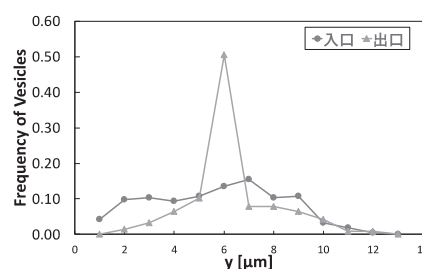


図3 粒径分布 ($d \geq 10$ [μm])

次に枝分かれた流路(図2(b))に流したところ、大きいベシクルを含む溶液(直線部分)と含まない溶液(枝分かれ部分)に分離することに成功した。図5は各部分におけるベシクルの大きさ d [μm]ごとの数を示す。

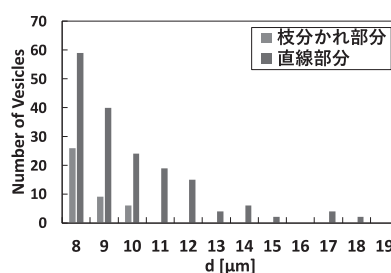


図4 枝分かれ流路の粒径分布

■ 参考文献

M. Makino et al., Biorheology, 50, 149-163, 2013.

■キーワード: (1) 脂質ベシクル
(2) マイクロ流体デバイス
(3) マージネーション

■共同研究者: 根津京介 (山形大学大学院)
吉田一也 (山形大学大学院)
牧野真人 (山形大学大学院)
川上勝 (山形大学大学院)
古川英光 (山形大学大学院)

代表発表者 安達 香奈子(あだち かなこ)
所属 山形大学大学院 理工学研究科
機械システム工学専攻
問合せ先 〒992-8510 山形県米沢市城南4-3-16 11号館 401
TEL:0238-26-3218