

「マイクロ流路を用いた弾性乱流発生メカニズム解明への実験的基盤構築」  
 神戸大学自然科学系先端融合研究環 日出間 るり

1 研究の背景と目的

顕微鏡のスライドガラス程度の大きさのチップの上に、マイクロメートルオーダーの流路を特殊な方法で作製したものをマイクロ流路と呼ぶ。当初、マイクロ流路内を流れる流体は、流れのレイノルズ数が非常に小さくなるため、層流しか起こらないと考えられていた。しかし、近年、マイクロ流路に高分子を ppm (parts per million, 百万分率, 1ppm=0.0001%) 程度の濃度で含む溶液を流すと、流れが不安定に揺れ始める現象が発見された。この現象は、図 2 に示すような、端と中央で流路幅が異なる流路（急縮小・急拡大流路）で観察されやすい。例えば、図 1(a)と(b)はマイクロ急縮小・急拡大流路の中に、高分子溶液を流した様子を示している[1]。流速を上げていくとレイノルズ数が数十程度で、図 1(b)のように流路の端に渦ができる。この渦は定常ではなく、時々刻々と変化するような渦で、弾性乱流（弾性不安定）と呼ばれる。流路がマイクロスケールになると、流れの大きさと高分子の大きさが比較できるほどになり、高分子 1 本の変形に由来する弾性が流れに及ぼす影響が大きくなるため、このような弾性乱流が発生する。急縮小・急拡大流路では、高分子が変形しやすいので、弾性乱流も発生しやすくなる。

マイクロ流路における弾性乱流（弾性不安定）のメカニズムを解明すると、工業や医療でのマイクロスケールの流体利用に役立つ。例えば、インクジェットプリンタや紡糸技術、21 世紀における産業革命とも言われる 3D プリンタなど、いずれの技術においてもマイクロスケールの流体挙動を制御することが可能になり性能向上に繋がる。さらに近年注目されているマイクロリアクターや Lab on a chip 技術においても、弾性乱流（弾性不安定）の制御が必要である。

弾性乱流の挙動は現在のところ、高分子の変形に関する値（ワイゼンベルグ数）と、流れのレイノルズ数の比で表される弾性数で整理されている。しかし弾性乱流は、流路の形状によっても大きく変化すると考えられる。そこで本研究では様々な流路形状での弾性乱流挙動を調べることを目的とした。

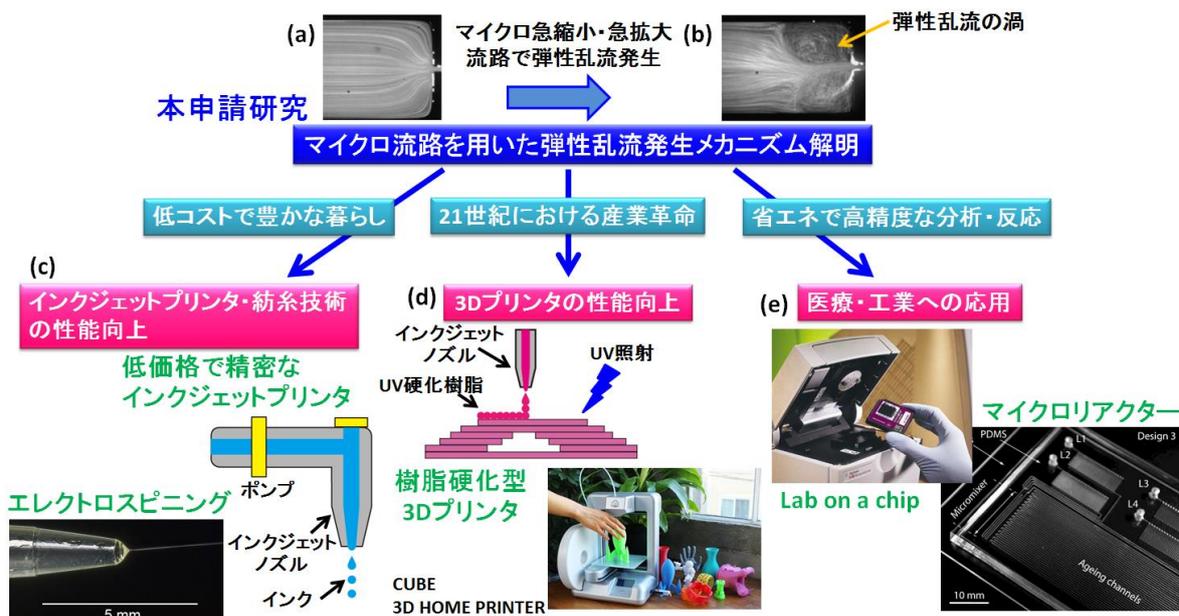


図 1. 本研究の背景と目的

## 2 研究方法・研究内容

### 2-1 試料

高分子溶液に用いる高分子は、ポリエチレンオキシド (PEO, 分子量は  $3.5 \times 10^6$ ) およびヒアルロン酸ナトリウム (HA-Na) を用いた。PEO は直鎖状で柔らかく弾性が現れやすい高分子である。PEO の濃度は  $1.0 \sim 10.0 \times 10^{-3}$  wt% の範囲とした。HA-Na は人の関節液など、生体液に含まれる高分子である。HA-Na の濃度は人の関節液を模して、 $1.5 \sim 4.5$  mg/ml の濃度範囲で、水とリン酸緩衝生理食塩水 (PBS) に溶かした。また、溶液の流動挙動を可視化するため、ポリスチレン粒子を添加した。

### 2-2 実験方法

まず、溶液のせん断粘度、緩和時間をレオメータにより測定した。粘度や緩和時間は、溶液の弾性効果に関係のある値である。

そして、図2に示すようなマイクロ流路に試料溶液を流し、流動特性を顕微鏡で観察した。流路の深さ  $h$  [m] は一定で  $50 \mu\text{m}$ , 縮小部の長さ  $L_c$  [m] も一定で  $100 \mu\text{m}$  とした。幅  $w_u$  [m] と、縮小部の幅  $w_c$  [m], 表1に示すような長さとした。このように、拡大部と縮小部の比  $\beta$  [-] が 16:1:16 または 8:1:8 と変化する異なる3つの流路で、試料の流動挙動を観察した。

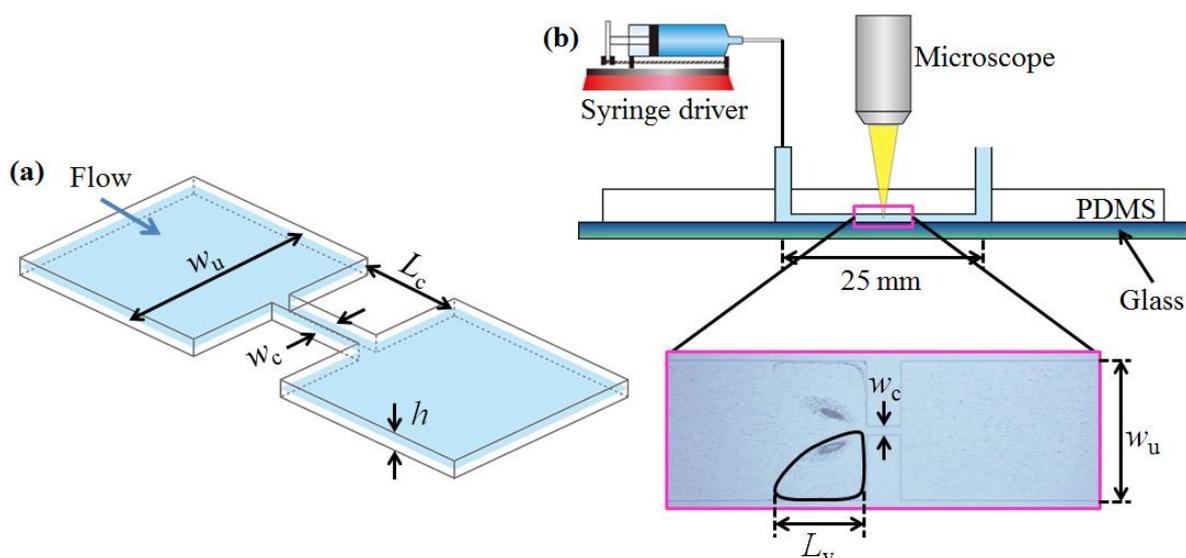


図2. マイクロ流路実験装置の概略

表1. 流路(1)~(3)の形状

	$w_u$ [ $\mu\text{m}$ ]	$w_c$ [ $\mu\text{m}$ ]	$\beta$ [-]
(1)	400	25	16
(2)	200	25	8
(3)	400	50	8

## 3 研究成果

研究成果を以下に記す。ここでは、紙面の都合上、HA-Na 溶液の流動挙動に関する結果を示す。

流動挙動を可視化し、定量化した。その際、レイノルズ数  $Re$  [-], ワイゼンベルグ数  $Wi$  [-] という流動挙動を定量化する数値を以下のように定義した。レイノルズ数  $Re$  [-] は

流動の慣性力に関係する値で、水のようなニュートン流体の場合には、 $Re$  [-]が同じであると似たような流動挙動を示す。

$$Re = \frac{\rho \bar{v}_c D_h}{\eta_0} = \frac{2\rho Q}{(w_c + h)\eta_0}$$

ここで、 $\bar{v}_c$  [m/s] は縮小部の流速で  $\bar{v}_c = Q/(w_c h)$  と表される。  $D_h$  [m] は水力直径で  $D_h = 2hw_c/(w_c + h)$  [m] と定義される。 また、 $\rho$  [kg/m<sup>3</sup>] は溶液の密度、 $\eta_0$  [Pa s] は溶液のゼロ剪断粘度、 $Q$  [m<sup>3</sup>/s] は流量である。 ワイゼンベルグ数  $Wi$  [-] は、溶液の弾性に起因する値で、溶液の緩和時間  $\lambda$  [s] と縮小部に流体が滞留する時間で表される。 ここで、流体が滞留する時間は流れの剪断速度  $\dot{\gamma}_c$  [s<sup>-1</sup>] で表され、ワイゼンベルグ数は最終的に以下のように書ける。

$$Wi = \lambda \dot{\gamma}_c = \frac{\lambda \bar{v}_c}{w_c / 2} = \frac{\lambda Q}{hw_c^2 / 2}$$

まず、HA-Na 溶液の粘度測定の結果を図 3 に示した。 HA-Na 溶液は、溶媒が水の場合も PBS の場合も、剪断速度によって粘度が変わる粘弾性流体であった。

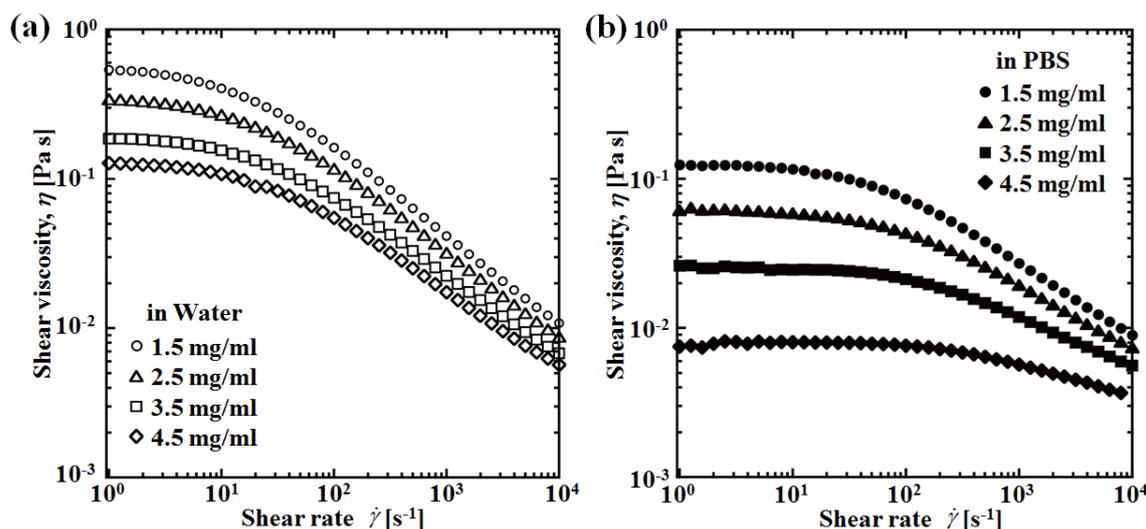


図 3. HA-Na 溶液の粘度. (a)溶媒が水の場合. (b)溶媒が PBS の場合.

さらに、溶液の緩和時間を測定すると、図 4 に示したような結果となった。 HA-Na 水溶液の場合の方が HA-NaPBS 溶液よりも緩和時間が短く、どちらの場合も HA-Na の濃度が高いほど緩和時間が短くなった。これらのゼロ剪断粘度  $\eta_0$  [Pa s]、緩和時間  $\lambda$  [s] を用いて、レイノルズ数  $Re$  [-] やワイゼンベルグ数  $Wi$  [-] を計算し、流動挙動を整理した。図 5 には、HA-Na PBS 溶液の濃度が 3.0mg/ml の溶液を流路(3)に流した際の、上流部分の流れを可視化した様子を示した。流量が大きくなるに従って定常な渦が次第に大きくなり、そして、最後は弾性不安定に変化する様子を示した。

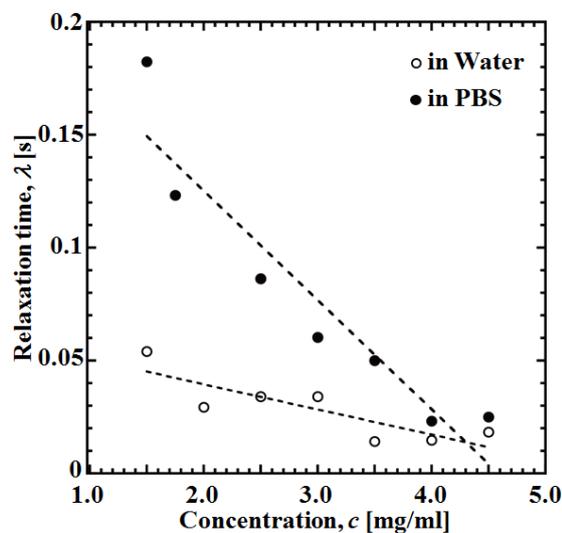


図 4. HA-Na の緩和時間

また、図 6 には HA-Na PBS 溶液の濃度が 2.0mg/ml および 3.0mg/ml の溶液を、流路(3)

に流した様子を示した。水などのニュートン流体の場合は、レイノルズ数  $Re$  [-]の値が同じである場合は、流動挙動が似るが、HA-Na PBS 溶液の場合には  $Re$  [-]が近い値でも、流動挙動が全く異なっている。流動挙動には、弾性の影響に起因するワイゼンベルグ数  $Wi$  [-]の値が影響しているということが顕著に示された。

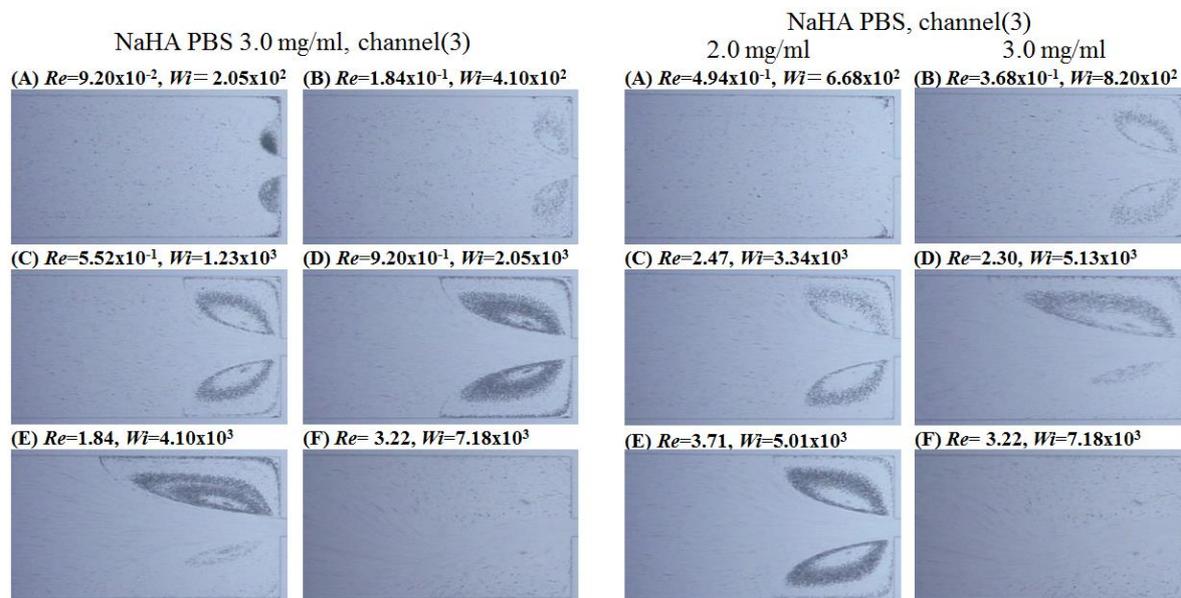


図 5. HA-NaPBS 溶液の流動挙動

図 6. 流動挙動への溶液の弾性の影響

また、本研究の内容は 2014 年度の国際会議 3 件と、国内会議 3 件で発表し、以下の国際会議発表論文としてまとめた。学術雑誌の投稿に関しては現在準備中である。Ruri Hidema, Hiroshi Suzuki, Yoshiyuki Komoda, “Elastic Instability of Hyaluronate Solution in Micro Abrupt Contraction-Expansion Channels”, 2014 AIChE ANNUAL MEETING, No. 381883, 8pages, (2014)

#### 4 生活や産業への貢献および波及効果

本研究ではマイクロ急縮小急拡大流路における弾性不安定のメカニズムを解明するため、流動挙動について詳細に検討した。溶液の流動挙動変化には、溶液の弾性に起因する値が大きな影響を与えることがわかった。この技術により、例えば人の関節液をマイクロチップに流し、ヒアルロン酸の濃度を検定するということが可能になり、生体液の微量検査に応用できる。これにより、60 歳以上の 3 割以上の人々が悩む病気である関節痛の治療の際、患者の負担を軽減できる可能性があり国民の生活に貢献できる。また、図 1 に示したように、ノズルからの粘弾性溶液の噴出など、工業的に様々な場面で見られる状況を制御することができると期待され、産業へ貢献できると考えられる。