

# バイオミメティックリアクター内流動のカオス制御に関する国際共同研究

## Development of chaotic flow control in Bio-mimetic Reactor

プロジェクト代表者：平原裕行（工学部・助教授）  
 Hiroyuki HIRAHARA ( Assoc. Prof., Faculty of Engineering )

### 1 緒言

細胞培養を目的としたバイオリアクターは、現在、医学分野において様々な様式のものが開発されている。中でも NASA が 1999 年に心臓細胞の培養リアクターを発表して、にわかに流動特性についての注目が集まった。バイオリアクター内の流動は、旋回流式の装置が現在主流であり、様々な攪拌方式がとられており、その評価がなされている。本研究は、往復動運動するアクチュエータを用いてリアクター内の流体を輸送するための基本特性を捉えることを目的としている。本共同プロジェクトは、オーストラリア・モナシュ大学の機械工学科 Hourigan 教授との共同研究によるものである。モナシュ大学は、この分野でオーストラリア・セルシステムセンターとの共同研究を開始しており、バイオリアクター内の流体応力解析に重点をおいて研究を行っている。我々は、このグループと連携をとり、光学的な計測の遂行と流体変動解析における共同作業を通じて、バイオリアクターの開発推進を目指している。

今回用いた貴金属接合体イオン導電性高分子 ( ionic polymer metal composites:IPMC ) はフッ素系イオン交換樹脂膜に、金をメッキすることにより得られる接合体である。IPMC は湿潤状態において 1.5V 程度の低電圧を与えることにより、屈曲運動を行う。応答が高速であること、柔軟であることなどの利点に加え、材料そのものが屈曲するため、単純構造で小型、軽量のアクチュエータとして用いることが可能である[1]。

近年様々な材料が人工筋肉として研究されており、IPMC もその柔軟性から人工筋肉として位置付けられ、多くの研究対象の一つとなっている[2]。本研究では、IPMC の柔軟な動作を利用し、高効率な流体輸送を実現することを目的とする。基礎段階として電圧、周波数の変化に対する IPMC 膜の動作特性を調べ、同時に PIV により膜周辺の速度計測を行い流動特性を定量的に調べる。

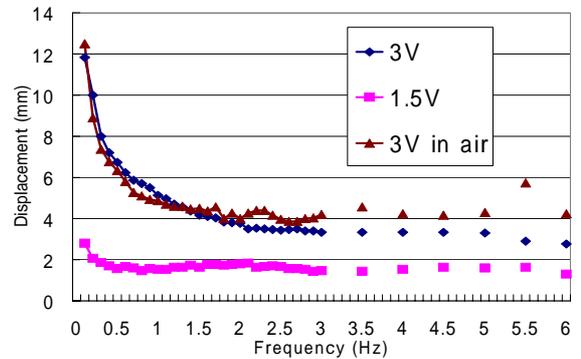


Fig2 Film displacement (1.5V,3V step voltage)

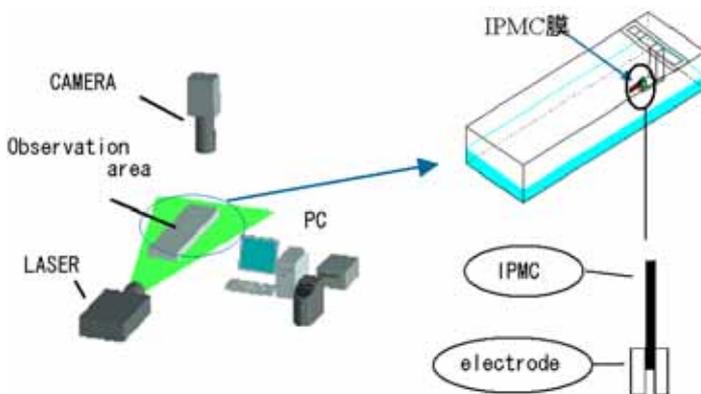


Fig1 Experimental setup

Table1 Phase delay and displacement at each points

	20mm	25mm	displacement
1 Hz			2.39mm
3 Hz	23 °	15 °	2.25mm
4 Hz	46 °	30 °	2.28mm
5 Hz	60 °	36 °	1.94mm
6 Hz	62 °	45 °	1.42mm
7 Hz			1.04mm

## 2 周波数に対する膜の動作特性

実験に用いた膜は  $10\text{mm} \times 2\text{mm} \times 200\ \mu\text{m}$  の IPMC である。実験装置概要を Fig1 に示す。水槽に純水を満たし、膜をクリップして電圧を印加する。IPMC 自体には  $3\text{V}$  程度まで印加可能だが普通的水中で動作させる場合は、水の電気分解に配慮し、 $1.5\text{V}$  程度で作動させた。印加周波数は  $0.1\text{Hz} \sim 6\text{Hz}$  である。Fig2 に示すように、周波数が増加するにつれ変位は減少する。しかしながら  $2\text{Hz}$  以上においてはほとんど変化しない。

## 3 PIV による流れ場の速度解析

PIV により膜周辺の流れを解析した。レーザーは Nd-YAG レーザー、トレーサー粒子には中空ガラスビーズを用いた。まず  $25\text{mm} \times 2\text{mm} \times 200\ \mu\text{m}$  の膜を用い、 $10\text{mm} \times 10\text{mm} \times 200\text{mm}$  の流路内の挙動を解析したが、大きな流速は得られなかった。次に、IPMC 膜の先端に  $25\ \mu\text{m}$  厚のマイラー膜を接合し、IPMC 部と位相差を生じさせることで流体輸送の効率向上を目指して改良した。接合膜は IPMC 部が  $12\text{mm}$ 、マイラー膜が  $13\text{mm}$  の長さである。Table1 は各周波数の膜各点の位相差ならびに最大変位をまとめたものである。位相差が最大となるのは  $6\text{Hz}$  であるが、変位は逆に減少するため、最高効率点は  $4\text{Hz} \sim 6\text{Hz}$  の間にあると考えられる。

Fig.3 は、アクチュエータの周囲に生じる流れの瞬時速度ベクトルを示したものである。アクチュエータの先端付近には、速度ポテンシャルの鞍点となるようなベクトル場が形成されていることが分かる。アクチュエータの運動に従って、流体は上下に変動するが、全体的には流れが右方向に形成されている様子が測定されている。流れは非常に小さく、緩やかな流れであるが、アクチュエータの作用によって、確実に発生している。アクチュエータの材質は IPMC 膜、マイラー膜接合タイプ、IPMC2 電極タイプの 3 種類が試験された。今回の結果では、マイラー膜を IPMC 先端に接続したタイプのものが最も効率よく流れを形成し、大きな運動量を発生しているとの結論が得られた。

次に、Fig.4 に、時間平均流の速度ベクトルと渦度の分布を示す。低レイノルズ数の流れであるが、一定の渦放出が観察され、流れの中に周期変動を発生していることが観察された。

次に流路の中に発生した流体の運動量の変化を Fig5 に示す。入力信号は矩形波で、膜先端から  $10\text{mm}$  から下流の

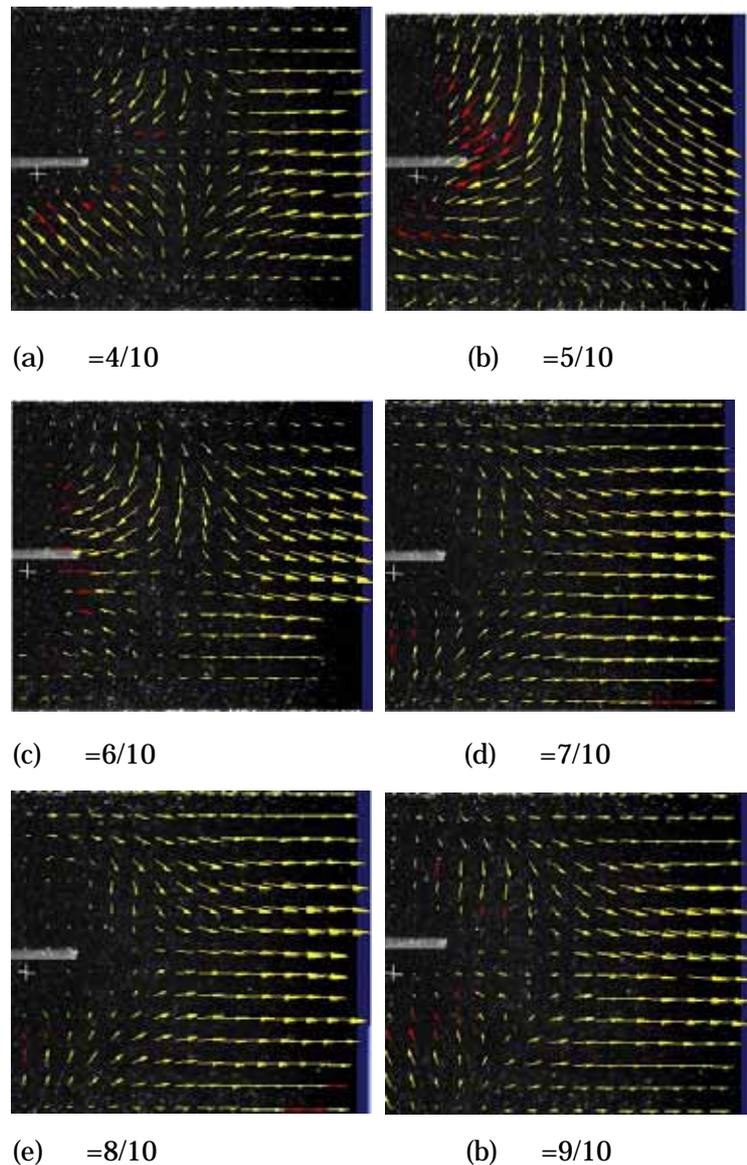


Fig.3 Instantaneous velocity distribution in the wake of actuator.

流路内発生運動量を示している。4 Hz で発生運動量が最大となる。さらに細かく計測した結果 4.4 Hz で最大となるが、この値は膜の形状に依存している。IPMC のみの場合と、マイラー膜を接合した物を比べると、大きな差が生じていることが確認され、位相差を生じさせることにより効率が上がるということが確認できた。また、膜先端付近の流れ場を 18 度ずつの位相で計測し、レイノルズ応力、乱れ強度を求めた結果、各位相で大きな差は見られず、ほぼ一定の流れ場が計測された。しかしその大きさは 1 Hz のものに比べて 3 Hz では約 5 ~ 10 倍、5 Hz では約 10 ~ 30 倍となっており、この違いが流体の加速度に影響していると考えられる。

#### 4 結言

生体運動に近い動作を利用した流体輸送を目的とし、その基礎段階として人工筋肉の一つである IPMC を用い、周波数、入力波形に対する膜の動作、ならびに膜周辺の流体への影響を調べた。基本特性の実験により、低周波数、高電圧において膜の変位が大きいことを確認し、1.5 V 程度において良好な作動が確認された。また、PIV 観察により流れ場の挙動を観察した。マイラー膜を接合した結果、IPMC のみの場合に比べて大きな運動量が発生することを確認した。これらより膜の変位量と周波数により位相差を最適に調整することで発生する運動量を増加させることが出来ることを確認した。

謝辞

本研究を遂行するにあたって、産業技術総合研究所関西センター安積欣志氏に多大なるご協力とご助言をいただきました。ここに記して感謝いたします。

#### 参考文献

- [1]安積欣志、機能性ポリマー、マイクロマシン:産業技術サービスセンター(2002),pp111-120
- [2]Y.Bar-Cohen, Electroactive Polymers as Artificial Muscles-Reality and Challenges,Proceedings of the 42<sup>nd</sup> AIAA (2001)

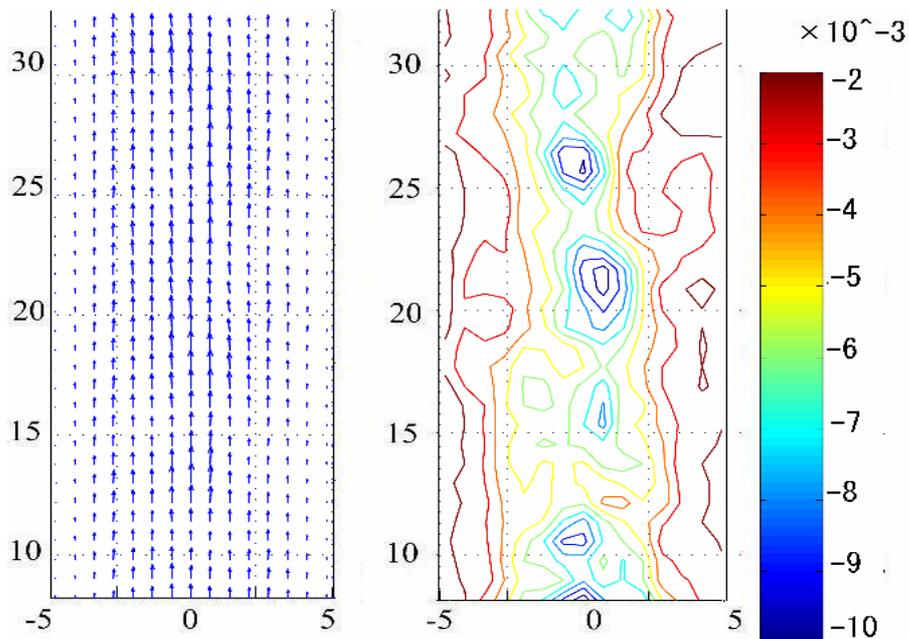


Fig4 Induced flow, mean velocity vectors and vorticity.

V=1.5V f=5Hz

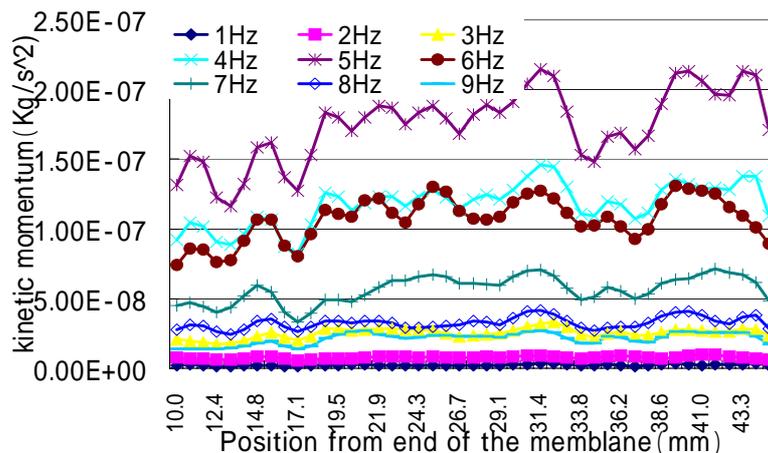


Fig5 Momentum of induced flow.