

バイオミメティックリアクターの開発 (人工筋肉を用いた流体輸送の基礎研究)

Development of Bio-mimetic Reactor Fundamental Investigation on Fluid Transfer by Artificial Muscle

平原裕行*, 佐々木賢二**, 川橋正昭*

Hiroyuki HIRAHARA, Kenzi SASAKI and Masaaki KAWAHASHI

IPMC is one of artificial muscle of electro-active polymer(EAP), which has been developed since 1992. The advantages of IPMC is requiring low activation voltage and the induced large bending strain. The characteristics has various potential applications inherently. In this paper, we will describe the fundamental activation data,. Then joint mylar sheet to the end of the IPMC memblane to achive phase delay, and measure the kinetic momentum made by it. Finally we summalize the characteristic of IPMC and gave the remark the application of IPMC.

Keywords: Artificial muscle, IPMC, flow control, phase, PIV

1 緒言

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、往復どう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。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 により膜周辺の流れ速度計測を行い流動特性を定量的に調べる

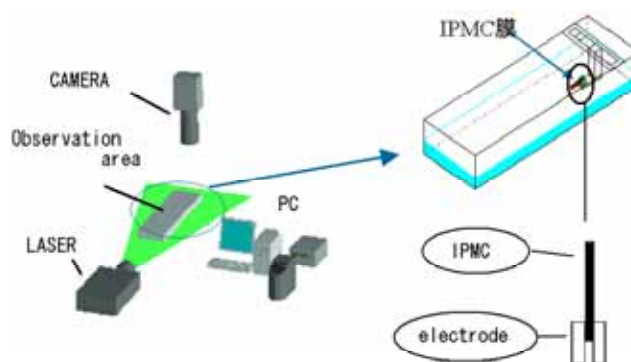


Fig1 Experimental setup

2 周波数に対する膜の動作特性

実験に用いた膜は 10mm×2mm×200 μm 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 3V 程度まで印加可能だが普通の水中で動作させる場合は、水の電気分解に配慮し、1.5V 程度で作動させ

*埼玉大学 工学部 機械工学科

Department of mechanical engineering, Faculty of Engineering, Saitama University, 255 Shimo-Okubo, Sakura-ku, Saitama, Saitama, 338-8570, Japan

**埼玉大学大学院理工学研究科機械工学専攻

Graduate School of Science and Engineering, Saitama University

た。印加周波数は 0.1Hz～6Hz 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 2Hz 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 により膜周辺の速度を解析した。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 25mm×2mm×200 μ m の膜を用い、10mm×10mm×200mm 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 μ 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 12mm、マイラー膜が 13mm 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 Hz であるが、変位は逆に減少するため、最高効率点は 4 Hz～6 Hz の間にあると考えられる。結果を Fig3 に示す。入力信号は矩形波で、膜先端から 10mm から下流の流路内発生運動量を示している。4Hz 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

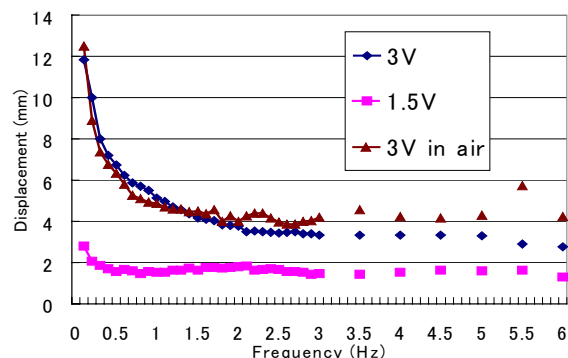


Fig2 Film displacement (1.5V,3V step voltage)

Table1 Phase delay and displacement at each points

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

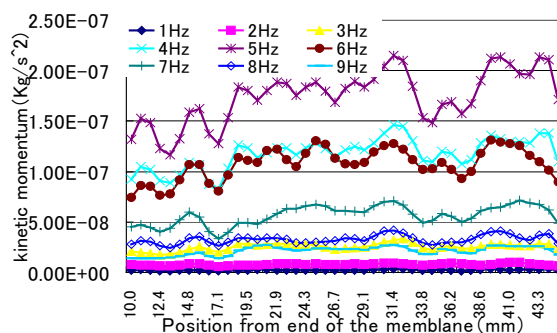


Fig3 Kinetic momentum

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 42nd AIAA (2001)