脂質液滴ジェットに関する研究

渡瀬 雄司[○], 石塚 勝, 彭 国義, (富山県大)
石森義雄, 川野浩一郎, 福田 靖, 須藤 肇, 篠崎 功 (東芝)
民谷 栄一 (北陸先端大)

Experimental Investigation on the Behavior of a Micro Drop Jet

Yuji WATASE, Masaru ISHIZUKA, Peng Guoyi
Yoshio ISHIMORI, Koichiro KAWANO, Yasushi FUKUDA
Hajime SUDO, Tsutomu Shinozaki, Eiichi TAMIYA

ABSTRACT

This paper deals with the generation, measurement and control of micro liquid droplet jet in water. In connection with the development of a lipid membrane biosensor device for underground water pollution, a method of working liquid behavior of micro droplet jet have been investigated by method of flow visualization. Experimental results show that the behavior of micro droplet is controllable by changing the driven pressure and the duration time of jet ejection. It is feasible to transport the working liquid to a given place by arranging the relative position according to the trajectory of droplet jet.

Keywords : Micro droplet jet, Visualization, Measurement, Liquid membrane

1. 緒言

工業生産の発達にともない、環境問題が深刻化してきている。環境保護の目的から、汚染物質の調査・検出することが重要となっている。しかし、研究室にサンプルを持ち込むような従来の分析方法では、多くのコストや時間を費やすため、製薬、半導体、精密機械、食品加工等のような多くの複合的な生産施設を持つ高品位な生産工場で、遠隔操作やリアルタイム計測をするための新しいシステムが求められている。このような背景のもと、高度環境監視システム(AEMS)プロジェクトは、自動化、継続的な調査、地下水または土壌の汚染物質の検出するための総合的なシステムの開発を行っている¹⁾。AEMSの考え方は、生産施設の周囲に掘った井戸の内部に検知センサを設置、地下水に有害物質が含まれるかを常時監視することにより生産施設からの汚染物質の漏出を早期に検知するものである。

Fig. 1 Schematic of lipid membrane biosensor device

Fig. 1 は地下水汚染検知バイオセンサシステムの原理を示したものである。食塩水と地下水とを隔てた壁に、直径 0.6mm 程度の微小孔を形成し、そこへ細胞膜を模した脂質二分子膜を形成させる。地下水中の汚染物質が脂質二分子膜に作用すると膜電位を生ずるが、この電位を測定することにより水質基準濃度 (ppb レベル) で汚染物質を検出することができる¹⁾。

脂質二分子膜は、これまで実験室レベルでは、微小孔にハケで脂質を塗ることにより脂質二分子膜を形成していたが、将来的にセンサシステムを現地に設置し、リモートで制御・検知することを考えると、脂質二分子膜を自動的に作る機構が必要となる。これまでに脂質を水中での液滴ジェットによってセンサ微小孔へ供給し、脂質膜を作ることが提案されており²⁾、これは現時点で実現可能な有効な手段と考えられている。すでに液滴を微小孔に命中させることによって脂質二分子膜が自動的に形成されることは確認されているが、様々な流体力学的パラメータの変化に伴う液滴ジェットの挙動特性については不明な点が多い。そこで、本研究は液滴ジェットの水中での挙動を把握し、実機設計への設計データを得ることを目的としている。

2. 実験装置と実験方法

2.1 実験装置

Fig. 2 Schematic of the experimental apparatus

Fig. 2 に、脂質液滴ジェット実験装置の概略を示す。微小液滴システムは、微小ジェットノズル、溶液（脂質溶液）供給部、高周波応答電磁弁、圧力安定部、水槽から構成される。Fig. 3 に、微小液滴ジェット供給部の概略を示す。ジェットノズルと電磁弁は、溶液供給部により接続されている。圧力安定部から比較的高圧の水が、電磁弁入口に供給される。電磁弁の開閉は、高周波入力パルスで制御する。電磁弁への

入力パルスの継続時間を制御するために、周波数発生器と増幅器を使用する。電気パルスを入力すると、電磁弁は入力パルスの継続時間内で開く。そのとき電磁弁入口で高圧で押し出された溶液は、ノズルから吐出される。入力パルスの継続時間は大変短いので微少量の作動溶液が水槽に吐出され、電磁弁の閉じた後に液滴が形成される。ノズルから吐出した液滴が浮力の影響で水槽水面まで上昇するまでの過程を記録する。

本実験では、水中に吐出された液滴ジェットの挙動、微小液滴ジェット装置の性能、液滴の軌道、サイズ、形状に関連するパラメータの影響を明らかにする。なお、実際の脂質溶液はコレステロールに近い物質をデカンに少量溶かしたものであるが、流体力学的な特性はほとんどデカンと同じであるので、デカンを使用して実験を行った。

Fig. 3 Schematic of micro droplet jet

2.2 流れの可視化と計測

Fig. 4 Schematic of the jet nozzle geometry

現在、実際のバイオセンサが利用される状況を考慮し、Fig. 4 に示す位置に微小ジェット装置のノズル先端部を設置する。光源にキセノンライトを用い、計測に適した液滴の像を浮かび上がらせる。デカン液は、微小液滴ジェットで水中に吐出され、液滴の挙動と軌道は高速度 CCD カメラにより捉える。

CCD カメラの画像は、はじめに高速度ビデオ内のメモリに記憶され、その後パソコンに転送し保存を行う。微小液滴の大きさと位置は、CCD カメラにより取得された画像をパソコン上で処理することで計測することが可能になり、水中での微小液滴の体積、速度、軌道が算出できる。Fig. 5(a), (b), (c), (d)は、吐出条件 ($f=10\text{kHz}$, $\Delta p=100\text{kPa}$, $\theta=30^\circ$) と設定したとき、高速度カメラによる水中での液滴飛翔の連続画像を示す。(a)吐出直後の液滴が形成される過程, (b) 吐出時の圧力で水中を移動, (c)液滴に働く浮力により上昇に転じる過程, (d)浮力により水面へと上昇を示す。

Fig. 5(a) $t=0.01\text{s}$

Fig. 5(b) $t=0.0425\text{s}$

Fig. 5(c) $t=0.0425\text{s}$

Fig. 5(d) High speed camera photographs of droplet in water at different times $t=0.17\text{s}$

3. 実験結果

Fig. 6 は、電磁弁への入力パルスの値の変化にともなう水中に吐出された液滴ジェットの軌道を示す。ここでの横座標はノズル先端からの水平方向距離、縦座標はノズル先端からの垂直方向距離である。実験条件は、電磁弁への駆動差圧 $\Delta p=20\text{kPa}$ 、吐出ノズル角度を水平方向 $\theta=40^\circ$ とした。周波数は、電磁弁の入力パルスを $f=1/(2\tau)$ と定義し、 τ は入力矩形波関数の吐出時間を定義する。図から水中での液滴の飛翔距離は、周波数の増加にともない減少していることが分かる。入力パルス周波数が高すぎると、水中に液滴を吐出されないことが実験結果から確認された。逆に周波数が低すぎると、水中に吐出された液滴体積が、一つの液滴に対しては多すぎたために、複数の液滴が形成されている。Fig. 6 は、電磁弁への入力パルス周波数 $f=4.0\text{Hz}$ 、吐出角度 $\theta=40^\circ$ のときに、駆動圧力の変化に対する水中での液滴軌道を表している。液滴の水平飛翔距離は、微小液滴ジェットの作動圧力の増加にともない増加する。作動圧力がある値よりも大きくなりすぎたときには、吐出される作動液体の体積が一つの液滴には多すぎたために、複数の液滴が生成される。駆動圧力の値が低すぎるときには、脂質液滴を吐出することが出来ない。

Fig. 7 は、作動圧力 $\Delta p=100\text{kPa}$ と入力パルス周波数 $f=8.3\text{kHz}$ を与えた状況で、吐出角度 $\theta=15, 30, 45, 60, 70$ のときに水中に吐出された液滴の軌道を表している。駆動圧力と吐出継続時間を一定としたときに、 $0<\theta<60$ 間では吐出角度の増加にともない水平方向の液滴飛翔距離は増加する。しかし、 $\theta=60^\circ$ 以上になると反対に最大水平飛翔距離は減少する。以上の結果をまとめると、現在の装置によって生成された液滴ジェットの軌道は駆動圧力、吐出継続時間、ジェットノズルの吐出角度の変化により調節可能であることが明らかである。ノズルと目標物の互いの位置を調節することにより、Ni 基の目標箇所へに脂質液を供給することが可能である。

Fig. 8 は、作動圧力 $p=20\text{kPa}$, 30kPa , 40kPa のときに電磁弁への入力パルス周波数の変化にともなう、脂質液滴の体積変化を示している。 $\theta=60^\circ$ の吐出角度を与えたとき、ひとつの液滴が明確に形成された状況のみを考慮した結果を Fig. 9 に示す。その結果、液滴体積を示したこの図には、与えられた条件で現在の液滴ジェット実験装置から吐出される液体体積であると考えられる。つまり、電磁弁の入力パルス周波数の増加にともない、液滴ジェット装置から吐出されるの液体体積が減少するというを示している。一方、液滴ジェット装置から吐出された液滴体積は駆動圧力の増加にともない、線形的に増加している。Fig. 9 は、液滴の大きさもまた駆動圧力とジェットの吐出継続時間を調節することにより制御することが可能であることを示している。

Fig. 6 Trajectory of droplet jet varying with driven pressure

Fig. 7 Trajectory of droplet jet varying with input pulse frequency

Fig. 8 Trajectory of droplet jet varying with injection angle

Fig. 9 Volume of droplet jet corresponding to pulse cstory of droplet jet varying with driven pressure

4. 結言

脂質微小ジェットによる微小液滴の生成や挙動を、流れの可視化を利用して調べた。

その結果、吐出された液滴の挙動は、駆動圧力と微小ジェットの吐出時間によって制御可能であることが明らかとなった。

また、ある条件下で、ノズル位置と液滴到達位置を調節することによって、ジェット液滴軌道によって作動液体を目的位置まで確実に供給することが可能であることも判明した。

謝 辞

本研究は、清水建設株式会社が主契約者である AEMS (Advanced Environmental Monitoring Systems) プロジェクト研究の一環として行われたものであり、本論文の一部は IMS (Intelligent Manufacturing Systems) センタの成果である。

参考文献

- 1) Ishimori Y., Tamura H., Kawano K., Aoyama N., Tamiya E., "Development of eco-sensor based on lipid membrane", Proceeding in *Photonic East 2000*, (2000), pp. 43-50.