

채널 유동 내 유연한 캡슐의 관성 이동과 움직임

신 수 재,^{*1} 성 형 진²

¹한국원자력연구원 신형원자로개발연구소 유체계통설계부

²한국과학기술원 기계공학과

INERTIAL MIGRATION AND DYNAMICS OF AN ELASTIC CAPSULE IN CHANNEL FLOW

S.J. Shin^{*1} and H.J. Sung²

¹Fluid System Design Division, Advanced Reactor Development Institute, KAERI

²Dept. of Mechanical Engineering, KAIST

We explored the dynamic motions and the lateral equilibrium positions of an elastic capsule in channel flow at moderate Reynolds number varying Re , aspect ratio, size ratio, membrane stretching and bending coefficient. The transition of tank-treading/swinging to tumbling motion was observed in the simulations and the transition of dynamic motions for capsules resulted in different trend of the variation in the lateral equilibrium positions. Though other conditions were similar, the capsule with tumbling motion migrated closer to the wall than that with tank-treading motion.

Key Words : 유연한 캡슐(Elastic Capsule), 관성 이동(Inertial Migration), 동적 움직임(Dynamics), 측면 평형 위치(Lateral Equilibrium Position)

1. 서 론

유연한 캡슐은 탄성을 가진 모양 변화가 가능한 얇은 막이 액체를 둘러싸고 있는 물체를 말한다. 이러한 유연한 캡슐은 생물학적 세포, 소포 등 모양변화가 가능한 입자의 모델로서 연구가 많이 수행되고 있으며, 최근 마이크로 크기로 캡슐을 만드는 기술이 개발됨에 따라 다양한 산업 현장에서도 널리 쓰이고 있다. 그 결과, 캡슐은 세포 생리학자뿐만 아니라 화학, 기계, 생명공학자들에게도 많은 관심을 받고 있다.

캡슐에 대한 연구는 오래전부터 활발하게 이루어져 왔다. 이론적인 연구는 대부분 단순 전단 흐름에서 캡슐의 변형에 대해 이루어져 왔다. 처음에는 원형 캡슐의 작은 변형 이론과 큰 변형 이론이 개발되었으며, 그 이후 타원형 캡슐의 점성에

따른 변형 및 움직임 등이 연구되었다. 실험적으로는 오래 전에 적혈구의 변형이나 움직임에 대한 논문들이 나왔고, 최근에 인공캡슐의 필요성이 나타남에 따라 인공캡슐의 변형에 대한 실험 논문이 발표되었다[1]. 수치기법 또한 2000년대 들어서 활발하게 이루어져 왔다. Pozrikidis[2]는 경계요소법을 이용해서, Sui 등[3]은 격자볼츠만 방법과 가상경계방법을 사용해 단순 전단 흐름에서 캡슐의 변형과 움직임을 살펴보았다. 캡슐이 단순 전단 흐름에 놓여있을 때, 다양한 움직임이 관찰되었다. 캡슐의 모양과 기울어진 각도를 일정하게 유지한 채 이동하는 tank-treading (TT) motion, 캡슐의 기울어진 각도가 양의 값을 가지면서 시간에 따라 진동하는 swinging (SW) motion, 단단한 물체와 유사하게 캡슐 자체가 회전하는 tumbling (TU) motion 등이 여러 연구에서 관찰되었다[3-4]. 이렇듯 단순 전단 흐름에서 캡슐의 변형과 움직임에 대한 연구들은 많이 수행되어 왔지만 채널 유동에 대해서는 아직 많은 연구가 이루어지지 않았다. 단순 전단 흐름 유동에서는 대칭적인 유동 분포로 인하여 캡슐의 중심은 고정된 채, 캡슐의 기울어진 각도가 회전하거나 캡슐 모양이 변형되지만, 채널 유동과 같은 관 유동에서는 시간에 따라 캡슐 중심이 이동하

Received: May 4, 2012, Revised: June 5, 2012,

Accepted: June 7, 2012.

* Corresponding author, E-mail: shinsoojai@kaeri.re.kr

DOI <http://dx.doi.org/10.6112/kscfe.2012.17.2.107>

© KSCFE 2012

게 되며, 캡슐의 회전 및 변형 등이 캡슐 중심 위치 변화에 영향을 미치게 된다. Doddi & Bagchi[5] 와 Ma 등[6]이 채널 유동에서 캡슐의 움직임에 대한 수치 결과를 발표하였지만 관성력을 무시한 스톱스 유동에서 연구를 수행하였다.

일반적으로 마이크로 유동에서는 관성력을 고려하지 않았었지만, 최근에는 유동 관성이 입자 움직임에 미치는 영향들에 대한 연구가 각광받고 있다. 최근 여러 연구에서 레이놀즈 수가 어느 수준 이상으로 증가할 경우, 초기에 무작위로 뿌려졌던 입자들이 시간이 지나면서 어느 일정한 평행 위치로 모이는 것을 확인할 수 있었으며, 이러한 관성력을 이용하여 입자 분리나 세포 focusing 등에 활용할 수 있다는 것을 보였다[7]. Choi & Lee[8]는 직사각형 채널에서, Park 등[9]은 멀티-오리피스-마이크로 채널에서 입자 움직임을 살펴보았으며, Hur 등[10]은 마이크로 채널에서 PDMS 입자, 점성기름방울, 적혈구, 헬라 세포 등의 관성 움직임을 살펴보았다. Kilimnik 등[11]은 수치적으로 채널 유동 내 캡슐의 관성 움직임을 살펴보았다. 하지만 아직 많은 연구가 필요한 실정이며, 특히 유연한 입자의 관성이동과 움직임에 대한 수치 계산은 거의 없는 상황이다.

따라서 본 연구에서는 탄성을 가진 캡슐의 관성 움직임을 중간 레이놀즈수 ($10 \leq Re \leq 100$) 포아즈이유 유동에서 살펴보고자 한다. 여기서 Re 는 유체 밀도 ρ_0 , 채널 반 높이 H , 채널 중심 속도 U_m 로 무차원한 값이다. 레이놀즈수, 캡슐 모양비, 크기비, 캡슐 막의 스트레칭/밴딩 계수 등을 바꾸어가며, 채널 유동 내 캡슐의 동적 움직임(TT, SW, TU motion)과 측면 평행 위치를 살펴보고자 한다. 본 연구를 통해 중간 레이놀즈수 채널 유동에서 캡슐의 동적 움직임에 대한 새로운 통찰력을 제공하고자 하며, 분리, focusing과 같은 유연한 입자들의 제어향상에도 도움을 주고자 한다.

2. 수치 접근

유체 관성이 캡슐에 미치는 영향을 알아보기 위해, 채널 내 유연한 캡슐의 관성이동을 레이놀즈수 $10 \leq Re \leq 100$ 범위에서 수치적으로 조사하였다. 초기의 유체 속도는 포물선 형태로 주어지며, 유체영역은 나비야-스톡스 방정식과 연속방정식을 통해서 계산하였다.

$$\frac{\partial \mathbf{u}}{\partial t} + \mathbf{u} \cdot \nabla \mathbf{u} = -\nabla p + \frac{1}{Re} \nabla^2 \mathbf{u} + \mathbf{f} \quad (1)$$

$$\nabla \cdot \mathbf{u} = 0 \quad (2)$$

여기서 \mathbf{u} 는 속도 벡터이고, p 는 압력, \mathbf{f} 는 no slip 경계조건을 만족시키기 위해 가상경계에 작용하는 오일러리안 힘을

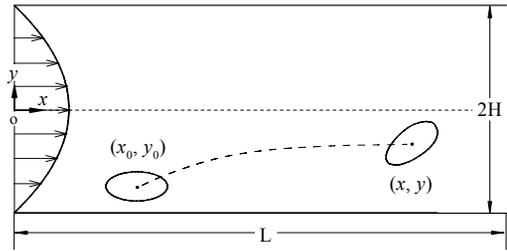


Fig. 1 Schematic diagram of an elastic capsule in a Poiseuille flow

나타낸다[12]. 현재 계산에서, 유체 밀도 ρ_0 , 채널 반 높이 H , 채널 중심 속도 U_m 를 각각 특성 밀도, 길이, 속도로 정의하였으며, 따라서 Re 는 $\rho_0 U_m H / \mu$ 로 정의된다. 또한 캡슐 내부와 외부 유체에 동일한 물성을 사용하였다. 유연한 캡슐은 다음과 같은 스트레칭 조건과 밴딩 조건이 포함된 고체 방정식을 사용하였다.

$$\rho \frac{\partial^2 \mathbf{X}}{\partial t^2} = \frac{\partial}{\partial s} \left(S \frac{\partial \mathbf{X}}{\partial s} \right) - \frac{\partial^2}{\partial s^2} \left(B \frac{\partial^2 \mathbf{X}}{\partial s^2} \right) - \mathbf{F} \quad (3)$$

여기서 $\rho = \rho_1 / \rho_0 H$, $S = \phi / 3 \{1 - (\partial \mathbf{X} / \partial s \cdot \partial \mathbf{X} / \partial s)^{-3/2}\}$, $B = \gamma (\kappa - \kappa_0) / |\partial^2 \mathbf{X} / \partial s^2|^2$ 이다. s 는 캡슐막을 따라 정의되는 라그랑지안 좌표이고, 위치는 $\mathbf{X} = (X(s, t), Y(s, t))$ 로 나타낸다. $\kappa = |\partial^2 \mathbf{X} / \partial s^2|^2$ 는 캡슐막의 순간 곡률이며, ϕ 는 캡슐막의 스트레칭 계수를, γ 는 밴딩계수를, ρ_1 는 추가경계밀도를 나타낸다. 마지막 항인 \mathbf{F} 는 주변 유체가 캡슐에 작용하는 라그랑지안 힘을 나타낸다. 또한 캡슐막은 neo-Hookean 물질처럼 움직인다고 가정하였다.

본 연구에서는 유체-캡슐 상호작용 문제에 많이 적용되었던 가상경계방법(IBM)을 사용하였다[12-13]. 유체영역에는 오일러리안 그리드를 사용하였고, 부분단계법과 엇갈림직교격자를 적용한 나비야-스톡스 솔버로 계산하였다. 캡슐에 대해서는 라그랑지안 그리드를 사용하였으며, 고체 지배 방정식을 Gauss-Siedel 방법을 이용하여 계산하였다. 유체와 캡슐의 움직임은 각각 독립적으로 계산되며, 모멘텀 forcing을 이용하여 이들의 상호작용을 계산하였다.

Fig. 1은 포아즈이유 유동 내 캡슐의 움직임을 모사하기 위한 계산 도메인을 나타낸 그림이다. 채널 위아래 벽은 no slip조건을 주었고, x방향으로는 주기적인 조건을 주었다. 캡슐간의 상호영향이 무시될 수 있도록 채널 길이를 $L=8$ 로 두었다. 또한 유동을 유지하기 위해 일정한 평균압력구배를 주었다($-dp/dx=2/Re$). y방향 계산 영역은 $-1 \leq y \leq 1$ 로 정의되며, 채널 높이는 2이다. 캡슐의 모양비는 캡슐의 장축과 단축의

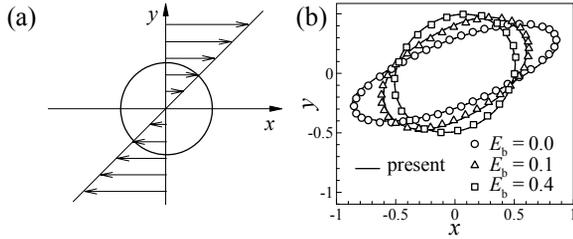


Fig. 2 (a) Configuration of the circular capsule in a simple shear flow, (b) Contours of steady deformed capsule compared with the results of Sui et al.[3]

길이비로 정의하였으며, 캡슐의 크기 비는 $\lambda = a/H$ 로 정의하였다. 여기서 a 는 $a = (\text{캡슐면적}/\pi)^{0.5}$ 로 정의되는 반지름이다. 특별한 언급이 없을 경우, 캡슐의 초기위치는 $(x_0, y_0) = (4, -0.75)$ 로 주었으며, 유체 영역은 1536×385 의 격자들, 캡슐 막에는 240 개의 격자를 사용하였다. 캡슐의 초기 위치가 다를 경우 초기 움직임은 다르게 나타나지만, 시간이 흐를수록 캡슐은 같은 측면 평행 위치에 도달하며 초기위치에 관계없이 동일한 동적움직임을 보인다. 수치계산의 더 자세한 내용은 Shin & Sung[12]에서 볼 수 있다.

3. 계산 결과 및 고찰

유체와 고체 코드를 검증하기 위해 단순 전단 흐름에서 원형 캡슐의 움직임을 계산하였다. Fig. 2(a)에서 볼 수 있듯이, 캡슐은 단순 전단 흐름($\mathbf{u} = (ky, 0)$) 중앙에 놓이게 된다. 계산영역은 경계 조건이 캡슐에 미치는 영향을 무시할 수 있도록 충분히 큰 영역($-8a \leq x, y \leq 8a$)을 사용하였다. 여기서 k 는 전단율을, a 는 캡슐의 반지름을 나타낸다. 대칭적인 전단 흐름에 의해 캡슐의 중심은 고정된 채, 캡슐의 모양이 원형에서 타원형으로 변형되게 되는데, 시간이 지남에 따라 캡슐은 일정한 모양을 유지하는 정상 상태에 도달하게 된다. Fig. 2(b)는 $Ca = \mu ka/\phi = 0.125$, $Re = \rho_0(2ka)(2a)/\mu = 0.05$ 인 경우에 단순 전단 흐름에서 캡슐의 정상상태 모양을 나타낸 그림이다. 여기서 원, 삼각형, 사각형은 $E_b = \gamma/2\phi = 0, 0.1, 0.4$ 인 경우의 Sui 등[3]의 수치 결과이며 실선은 현재 계산 결과를 나타낸다. Fig. 2(b)에서 볼 수 있듯이, 현재 수치 계산 결과가 Sui 등[3]의 계산 결과와 매우 잘 일치하게 나옴을 확인하였다.

다음으로, 캡슐의 모양비가 유연한 캡슐의 움직임에 미치는 영향에 대해 살펴보았다. Fig. 3는 $Re=80$, $\lambda=0.2$, $\phi=10$ 과 $\gamma=10^{-4}$ 인 경우, 캡슐 모양비를 바꾸어가면서 시간에 따른 캡슐의 측면 위치, 기울어진 각도, 캡슐의 모양의 변화를 나타낸다. 여기서 기울어진 각도는 캡슐 장축과 유동 방향 사이의 각도로 정의된다. Fig. 3(a)에서 볼 수 있듯이, 캡슐의 모양비

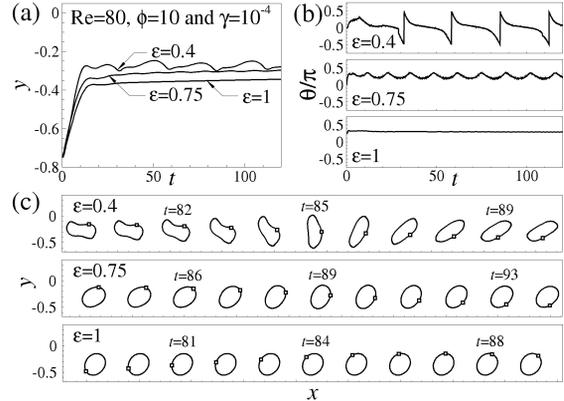


Fig. 3 Variations with time of (a) the lateral position, (b) the inclination angle, and (c) contours of the elastic capsule for three different aspect ratio(ϵ) at $Re=80$, $\lambda=0.2$, $\phi=10$ and $\gamma=10^{-4}$

가 감소할수록 초기에 강한 양의 측면 속도가 생성되어, 캡슐이 채널 중심 쪽으로 이동하게 되게 된다. 캡슐의 모양비는 캡슐의 측면 이동 속도뿐만 아니라 캡슐의 동적 움직임에도 영향을 미쳤다. Fig. 3(b)와 (c)에서 볼 수 있듯이, 캡슐의 모양비가 작아질수록 캡슐 움직임이 tank-treading motion에서 tumbling motion으로 전환되는 것을 확인하였다. 모양비가 $\epsilon=1$ 인 원형 캡슐인 경우, 캡슐 모양과 캡슐의 기울어진 각도를 일정하게 유지하는 tank-treading motion이 관찰되었으며, 모양비가 감소하여 $\epsilon=0.75$ 인 타원형 캡슐인 경우, 캡슐의 기울어진 각도가 항상 양의 값을 유지하며 주기적으로 진동하는 swinging motion이 관찰되었다. 모양비가 더 감소하여 $\epsilon=0.4$ 인 경우, 마치 단단한 물체처럼 캡슐 자체가 들게 되는 tumbling motion이 관찰되었다. $\epsilon=0.75, 1$ 인 캡슐의 경우, 채널 유동에 의해 움직이면서, 캡슐 막은 유체의 전단 응력에 의해 회전하게 된다. Fig. 3(c)에서 작은 사각형은 캡슐 막의 동일한 라그란지안 점을 나타낸 것으로, Fig. 3(c)에서 볼 수 있듯이, 캡슐 막이 시간에 따라 시계방향으로 회전하는 것을 확인할 수 있었다. 기존 실험에서 보고되었듯이, swinging motion의 진동 주기가 캡슐 막 회전주기의 반과 동일함을 확인하였다($\epsilon=0.75$). 반면, $\epsilon=0.4$ 인 경우에는 캡슐의 기울어진 각도가 -0.5π 에서 0.5π 로 주기적으로 진동하는 tumbling motion을 하게 되는데, 캡슐이 유체 방향과 나란하게 있을 때는 천천히 회전하다가, 유동 방향과 수직일 때는 빨리 회전하는 움직임을 확인할 수 있었다.

Fig. 4은 캡슐의 모양비(ϵ)와 레이놀즈수(Re)가 캡슐의 평형 위치와 동적 움직임에 미치는 영향을 $Re=10-100$ 에서 살펴본 그림이다. 앞에서 언급했듯이, 캡슐의 모양비는 캡슐의 움직임을 변화시키는 주요 변수였다. 캡슐 모양비가 $\epsilon=1$ 인 경우

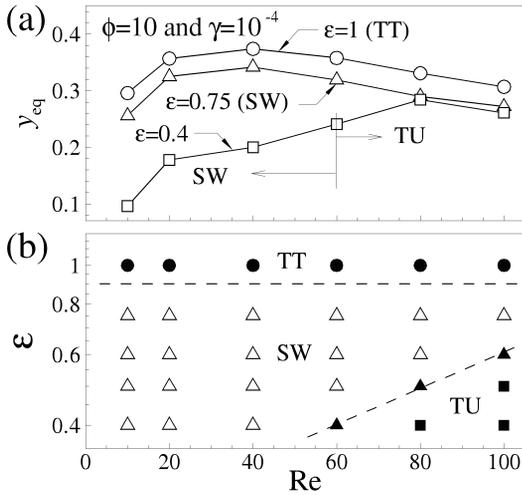


Fig. 4 The variations of (a) the Equilibrium positions and (b) the phase diagram showing different regimes of the elastic capsule for various values of aspect ratio(ϵ) for the range $Re=10-100$

Re 에 관계없이 tank treading motion을, $\epsilon=0.75$ 인 경우, Re 에 관계없이 swinging motion을 하게 됨을 확인하였다. 반면 $\epsilon=0.4$ 인 경우, 낮은 Re 에서는 swinging motion을 하다가, $Re=60$ 이상에서는 tumbling motion을 하였다. 또한 전반적으로 모양비가 감소할수록 평형 위치 y_{eq} 가 감소하였다. 여기서 평형 위치 y_{eq} 는 채널 중심과 캡슐 중심 사이의 거리로 정의하였다. 레이놀즈수(Re) 또한 캡슐 주변의 속도와 채널 벽 주변의 전단 응력의 세기를 변화시키면서 캡슐의 평형위치에 영향을 준다. 채널 유동 내 캡슐이 움직이면서 두 개의 관성 양력을 받게 되는데, 벽에 의해 벽으로부터 멀어지는 방향으로 작용하는 양력과 전단 구배에 의해 벽 쪽으로 작용하는 양력에 상호 작용의 영향으로 캡슐의 평형 위치가 정해진다. 레이놀즈수가 커질수록 유체의 점성력은 작아지고, 벽이 미치는 영역이 줄어들게 된다. 즉, 벽에 의해 생기는 벽으로부터 멀어지는 방향으로 작용하는 힘이 약해지고, 그 결과 캡슐의 평형 위치가 벽 쪽으로 이동하게 된다. 하지만 레이놀즈수가 더 증가할 경우, 캡슐과 유동사이의 상대적인 속도차가 더 크게 증가하게 되는데 그로 인하여 캡슐 위, 아래의 상대적인 속도차가 줄어들게 되어 전단 구배에 의한 양력의 세기가 줄어들게 된다. 즉 전단 구배에 의해 벽 쪽으로 작용하는 양력이 상대적으로 더 크게 감소하여, 그 결과 캡슐의 평형 위치가 다시 채널 중심 쪽으로 이동하게 된다. Fig. 4(a)에서 볼 수 있듯이, $\epsilon=0.75$ 와 1인 경우, 레이놀즈수가 증가할수록 캡슐의 평형 위치가 처음에는 벽 쪽으로 이동하다가 다시 채널 중심 쪽으로 이동하였다. 하지만 $\epsilon=0.4$ 인 경우 캡슐의 평형 위치 변화 경향

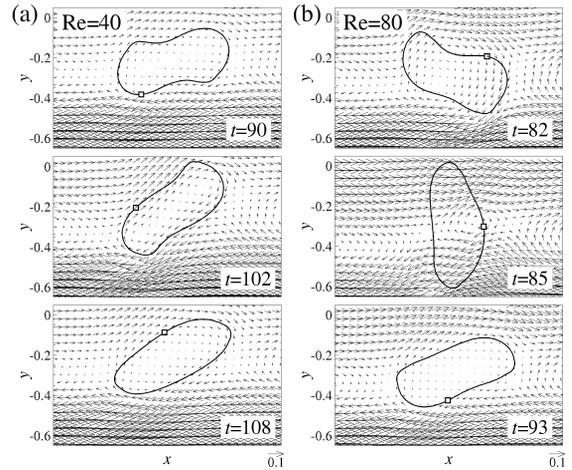


Fig. 5 Velocity vectors(fluid velocity minus x-velocity of the capsule centroid) at three points in time during the migration of the capsule for two different $Re(40$ and $80)$ at $\epsilon=0.4, \lambda=0.2, \phi=10$ and $\gamma=10^{-4}$

이 조금 다르게 관찰되었다. $\epsilon=0.4$ 인 경우, $Re=60$ 에서 캡슐의 동적 움직임이 swinging motion에서 tumbling motion으로 전환되었는데, tumbling motion의 영향으로, 캡슐 평형 위치가 swing motion을 하게 될 때보다 더 벽 쪽으로 이동하게 되는 것을 확인하였다.

Fig. 4(b)는 캡슐의 동적 움직임 변화를 캡슐 모양비와 레이놀즈수를 바꾸어가며 살펴본 그림이다. 원은 tank-treading motion을, 속이 하얀 삼각형은 swinging motion을, 사각형은 tumbling motion을, 속의 색깔이 있는 삼각형은 swinging과 tumbling motion이 공존하는 경우를 나타낸다. 앞에서 언급했듯이, 캡슐 주변 유동의 전단 응력에 의해 캡슐 막이 회전하면서 tank-treading motion과 swinging motion을 하게 된다. 레이놀즈수가 커질수록, 상대적인 점성력이 감소하게 되어, 캡슐 막을 회전시킬만한 충분한 전단 응력이 생기지 못하게 되고, 그 결과 캡슐이 tumbling하게 되는 것을 확인하였다. 또한, 캡슐의 모양비가 감소할수록 swinging motion에서 tumbling motion으로 전환되는 과도기가 낮은 레이놀즈수에서 생기는 것을 확인하였다.

Fig. 5는 레이놀즈수가 다른 두 채널 유동($Re=40$ & 80)에서 캡슐이 이동할 때, 시간에 따른 캡슐의 모양과 주변 유체의 속도 벡터를 나타낸 그림이다. 여기서 속도 벡터는 유동 속도에서 캡슐 x방향 속도를 빼서 구하였다. 먼저 $Re=40$ 에서는 캡슐은 swinging motion을 하게 되는데, 캡슐 주변에 시계방향으로 회전하는 와류가 생성되어 캡슐 막이 시계방향으로 회전하면서 위아래로 진동하는 것을 볼 수 있다. 유체의 전단력과 캡슐 막의 탄성력이 균형을 맞추기 위해, 캡슐이 땅콩 모

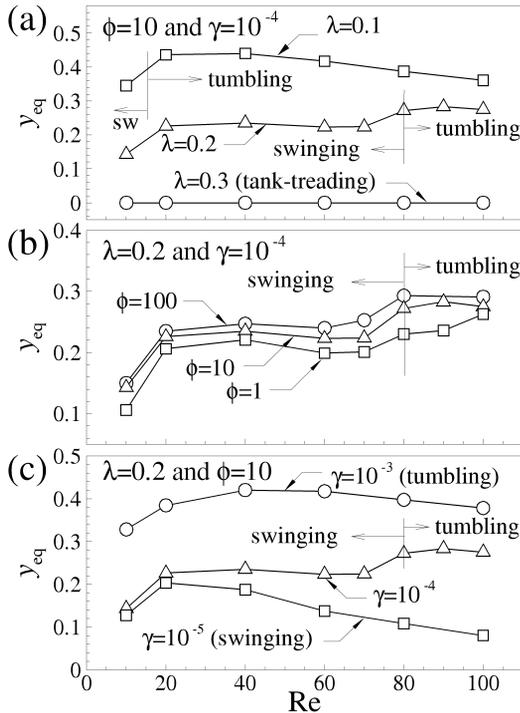


Fig. 6 Equilibrium positions and dynamic motions of the capsule forwith varying (a) the size ratios, (b)the membrane stretching coefficients and (c) the bending coefficient for the range Re=10-100

양으로 변형되었으며, 캡슐의 기울어진 각도가 증가할수록 와류가 증가하였다. 기울어진 각도가 최대값에 도달하기 바로 전에, 캡슐 안쪽 와류가 두개의 회오리로 분리 되며 캡슐 주변의 유동 형태가 바뀌었다. 그 이후, 기울어진 각도가 감소하였으며, 캡슐의 모양도 매끈하게 변화하였다.

Re가 80인 경우, 상대적으로 작은 전단 응력으로 인하여 캡슐 막이 회전하지 않고, 캡슐 자체가 도는 tumbling motion 을 하게 되며, 캡슐이 유동방향과 반대로 기울어져 있을 때, 시계방향 와류가 강하게 생성된다. t=82에서 아래쪽으로 향하는 와도가 위쪽으로 향하는 와도보다 강하게 형성되어 캡슐이 회전하면서 아래쪽으로 이동하게 된다. 캡슐이 유동방향과 수직으로 기울어져 있을 때 강한 와류가 생성되어, 빠르게 회전하게 된다. 캡슐이 유동방향과 나란하게 기울어져 있을 때, 캡슐은 천천히 회전하면서 위 쪽으로 이동하게 된다. 캡슐이 채널 중심 쪽으로 올라갈 경우, 다시 전단력이 상대적으로 감소하게 되고 tumbling motion이 일어나게 된다. 캡슐이 회전하게 되고, 주변 와도에 의해 다시 아래로 내려가게 된다. 그 결과 캡슐의 중심이 Re=80인 경우 캡슐 tumbling motion에 따라 위아래로 진동하게 된다. 반면에 swinging

motion을 하는 Re=10와 40인 경우에는 시간에 따라 smooth하게 변함을 알 수 있다(Fig. 3(a) 참조).

캡슐의 크기비(λ)가 타원형 캡슐의 평형위치와 동적 움직임에 영향을 준다. Fig. 6(a)는 $\epsilon=0.5$, $\phi=10$ 과 $\gamma=10^{-4}$ 일 때, 캡슐의 크기비에 따른 캡슐의 평형위치와 동적움직임의 변화를 Re=10-100에서 살펴본 그림이다. 캡슐의 크기비가 클수록, 캡슐 중심의 위치가 갈수록 크기가 큰 캡슐이 벽에 더 가깝게 있게 되어 벽의 영향을 더 많이 받게 되고 그 결과 벽에서 멀어지는 방향으로 작용하는 양력이 크게 생성됨을 알 수 있다. 그 결과 크기가 큰 캡슐이 작은 캡슐보다 더 채널 중심 쪽에서 평형위치를 이루게 됨을 확인하였다. 또한 크기가 클수록 캡슐 위,아래 속도차가 커져 강한 전단력을 받게 되고, 그 결과 캡슐 막의 회전이 더 잘 유도된다. 따라서 캡슐의 크기비가 클수록 swinging motion에서 tumbling motion으로 전환되는 과도기가 더 높은 레이놀즈수에서 생기게 된다. $\lambda=0.1$ 인 경우 Re=20근처에서, $\lambda=0.2$ 인 경우에는 Re=80근처에서 과도기가 발견되었으며, $\lambda=0.3$ 인 캡슐의 경우, 모든 Re에서 swinging motion을 하였다.

Fig. 6(b)와 (c)에서는 $\epsilon=0.5$, $\lambda=0.2$ 인 캡슐에서 캡슐 막의 스트레칭 계수(ϕ), 밴딩 계수(γ)가 채널 유동 내 캡슐 움직임에 미치는 영향을 살펴보았다. 스트레칭 계수와 밴딩계수가 커질수록 평형위치가 벽 쪽으로 이동하였다. 또한 ϕ 와 γ 가 커질수록, 캡슐이 더 단단해져서 tumbling motion이 더 잘 일어나게 됨을 확인하였다. 즉 ϕ 가 클수록 tumbling motion이 낮은 레이놀즈수에서 생기게 됨을 의미하며, Fig. 6(b)에서 볼 수 있듯이, ϕ 가 1, 10, 100인 경우 Pure tumbling motion이 각각 Re=100, 90, 80에서 생기기 시작하였다. 밴딩 계수 또한 타원형 캡슐 움직임에 많은 영향을 주었는데, $\gamma=10^{-5}$ 인 경우는 모두 swinging motion을 하였으며, $\gamma=10^{-4}$ 인 경우에는 Re=80 미만에서는 swinging motion을 Re=80 이상에서는 tumbling motion을 함을 확인하였다. 또한 $\gamma=10^{-3}$ 에는 Re에 관계없이 모두 tumbling motion을 하였다. swinging- tumbling motion 과도기가 없었던 $\gamma=10^{-5}$ 과 $\gamma=10^{-3}$ 에서는 예상했듯이 Re가 증가할수록 채널의 평형위치가 벽 쪽으로 이동하다가, 채널 중심 쪽으로 이동하였다. 하지만 $\gamma=10^{-4}$ 에서는 동적 움직임 과도기가 Re=80부근에서 관찰되며, 그에 따라 평형위치의 변화경향이 달라졌다. Fig. 6(c)에서 볼 수 있듯이 tumbling motion을 하는 캡슐이 swinging motion을 하는 캡슐보다 더 벽 쪽으로 이동하게 됨을 확인하였다.

4. 결 론

본 연구에서는 레이놀즈수, 캡슐의 모양비, 크기비, 캡슐 막의 스트레칭/밴딩 계수를 바꾸어가면서 채널 유동 내 캡슐

의 동적 움직임과 평형 위치를 살펴보았다. 유연한 캡슐은 레이놀즈수, 캡슐막의 스트레칭 계수와 밴딩 계수가 커질수록 tumbling motion을 하는 경향을 보였으며, 캡슐의 모양비와 크기비가 증가할수록 tank treading 혹은 swinging motion을 쉽게 하는 경향을 보였다. 중간 레이놀즈수 ($10 \leq Re \leq 100$) 채널 유동에서 캡슐을 특정한 평형위치로 모이는 경향을 보이며, 캡슐의 크기비가 증가할수록 측면 평형위치가 채널 중심 쪽에 형성되었다. 반면에 캡슐 모양비, 캡슐막의 스트레칭 계수와 밴딩 계수가 커질수록 캡슐의 평형 위치가 벽 쪽에 형성되었다. 레이놀즈수의 경우, 그 값이 증가할수록 캡슐의 평형 위치가 초기에는 벽 쪽으로 이동하다가 레이놀즈수가 더 증가할 경우, 평형 위치가 다시 채널 중심 쪽으로 이동하였다. 또한 캡슐의 동적움직임이 swinging motion에서 tumbling motion으로 전환되는 과도기가 발생될 경우, tumbling motion을 하는 캡슐이 swinging motion을 하는 캡슐보다 평형위치가 더 벽 쪽으로 이동하게 되는 현상을 관찰하였다.

참고문헌

- [1] 1993, Chang, K.S. and Olbricht, W.L., "Experimental studies of the deformation of a synthetic capsule in extensional flow," *J. Fluid Mech.*, Vol.250, pp.587-608.
- [2] 2003, Pozrikidis, C., "Numerical simulation of the flow-induced deformation of red blood cells," *Ann. Bio-med. Eng.*, Vol.31, pp.1194-1205.
- [3] 2007, Sui, Y., Chew, Y.T., Roy, P., Chen, X.B. and Low, H.T., "Transient deformation of elastic capsules in shear flow: Effect of membrane bending stiffness," *Phys. Rev. E*, Vol.75, pp.066301.
- [4] 2009, Bagchi, P. and Kalluri, R. M., "Dynamics of nonspherical capsules in shear flow," *Phys. Rev. E*, Vol.80, pp.016307.
- [5] 2008, Doddi, S.K., Bagchi, P., "Lateral migration of a capsule in a plane Poiseuille flow in a channel," *Int. J. Multiph. Flow*, Vol.34, pp.966-986.
- [6] 2009, Ma, G., Hua, J. and Li, H., "Numerical modeling of the behavior of an elastic capsule in a microchannel flow: The initial motion," *Phys. Rev. E*, Vol.79, pp.046710.
- [7] 2009, Di Carlo, D., "Inertial microfluidics," *Lab Chip*, Vol.9, pp.3038-3046.
- [8] 2010, Choi, Y.-S. and Lee, S.-J., "Holographic analysis of three-dimensional inertial migration of spherical particles in micro-scale pipe flow," *Microfluid Nanofluid*, Vol.9, pp.819-829.
- [9] 2009, Park, J.-S., Song, S.-H. and Jung, H.-I., "Continuous focusing of microparticles using inertial lift force and vorticity via multi-orifice microfluidic channels," *Lab Chip*, Vol.9, pp.939-948.
- [10] 2011, Hur, S.C., Henderson-MacLennan, N.K., McCabe, E.R.B. and Di Carlo, D., "Deformability-based cell classification and enrichment using inertial microfluidics," *Lap Chip*, Vol.11, pp.912-920.
- [11] 2011, Kilimnik, A., Mao, W. and Alexeev, A., "Inertial migration of deformable capsules in channel flow," *Phys. Fluids*, Vol.23, pp.123302.
- [12] 2011, Shin, S.J. and Sung, H.J., "Inertial migration of an elastic capsule in a Poiseuille flow," *Phys. Rev. E*, Vol.83(4), pp.321-333.
- [13] 2011, Song, C., Shin, S.J., Sung, H.J. and Chang, K.-S., "Dynamic fluid-structure interaction of an elastic capsule in a viscous shear flow at moderate Reynolds number," *J. Fluid. Struct.*, Vol.27, pp.438-455.