

생체내 미소의료기기에 대한 Biotribology 기초연구

김영태*(연세대 대학원 기계공학과), 권은영(연세대 기계공학부),
정효일(연세대 기계공학부), 김대은(연세대 기계공학부)

Fundamental Biotribological Characteristics between Biomaterials and Small Intestine

Y. T. Kim (Mechanical Eng. Dept., Yonsei Univ.), E. Y. Kwon (Mechanical Eng. Dept., Yonsei Univ.),
H. I. Jung (Mechanical Eng. Dept., Yonsei Univ.), D. E. Kim (Mechanical Eng. Dept., Yonsei Univ.)

ABSTRACT

There is a need for fundamental understanding of biotribological characteristics of various biomaterials sliding against biological materials in order to develop a moving mechanism of medical microsystems having high energy efficiency. A special experimental equipment was designed and built to study the frictional behavior of various biomaterials sliding against a small intestine specimen of a pig. Friction experiments for six biomaterials were performed. Particularly, the effects of load and speed on frictional behavior were investigated. The results of this work will aid in the development of the actuator for a self-propelling micro-endoscope.

Key Words : Biotribology, Friction, Microsystem, Small intestine

1. 서론

현재 국내외적으로 캡슐 내시경 및 자가구동형 대장내시경 등의 생체내 이동형 미소의료기기에 대한 개발의 필요성이 커짐에 따라 생체내 이동형 미소의료기기에 대한 국가와 민간차원에서 꾸준한 연구가 진행되고 있다. 이러한 생체내 이동형 미소의료기기는 대부분 의료진단 및 치료용으로 개발되고 있으며 의료진단 및 치료용 미소의료기기의 개발은 시스템의 크기와 사용시간, 작동환경 등의 영향으로 매우 높은 에너지 효율을 요구하고 있으며 이를 위해서 미소의료 시스템은 시스템의 한정된 에너지원으로 이동과 정지에 필요한 힘을 지속적이고 효과적으로 유발할 수 있어야 한다. 또한, 시스템 개발에 있어 시스템 재료에 대한 생체친화성 및 안전성문제가 매우 중요하게 고려되고 있다.¹

이러한 생체내 이동형 미소의료기기의 움직임을 효과적으로 제어하기 위해서는 생체와 미소기기간의 마찰현상에 관한 기초적이며 실험적인 연구가 요구된다. 생체와 미소기기간의 마찰력은 미소기기와 생체가 접촉하여 상대운동을 할 때 접촉면에서 발생된다. 본

연구에서는 미소시스템의 각 부분의 재료로 이용될 수 있는 다양한 생체용 재료에 따른 고유한 마찰특성과 상대운동속도, 접촉하중에 따른 기초적인 Biotribological 특성을 살펴볼 것이다.

한편, 체내에서 이동하며 진단 및 치료를 하는 시스템은 소장 및 대장 내를 이동하는 소장과 대장 내시경이 있으며 소장용 캡슐내시경과 대장용 자가구동 대장내시경 등은 이미 상품화되거나 개발중에 있다.^{2,3} 자가구동 대장내시경은 외부로부터 공기압을 공급받아 자가구동되고 몸체크기와 구동력(수 백 gf)의 수준이 본 연구의 범위를 넘어선다.⁴ 한편, 현재 캡슐내시경의 경우는 자가구동에 대한 연구가 진행중에 있으며 캡슐내시경의 크기와 접촉하중, 개발중인 이동 메커니즘에 대해 적절한 마찰특성의 실험적인 연구가 요구되고 있다.

2. 실험시편 및 실험방법

2.1 실험시편 및 조건

본 연구에서는 미소의료기기의 크기를 사람의 소장 내를 이동하는 캡슐내시경에 준한 크기 수준(직

경: 10 mm, 길이: 20 mm 가량의 원통형)으로 고려하였다. 생체시편으로는 사람의 소장과 가장 유사한 돼지 소장을 사용하였다.⁵ 소장시편은 약 5 개월된 돼지로부터 얻었고 부패와 변형된 상태를 피하기 위해 도축 후 5 시간 이내에 실험에 사용하였다. 실험은 상온에서 진행하였고 실험시간의 경과에 따라 시편 표면의 장액과 체액의 증발로 마찰특성에 큰 영향을 주지 않도록 생체시편은 매 실험시 각 시편마다 교체하여 시편표면의 수분이 항상 비슷한 조건에서 유지되도록 하여 실험하였다.⁶ 한편, 매 실험시 교체되는 생체시편의 내벽의 형상과 상태가 조금씩 다른 문제를 해결하기 위해 내부 형상이 비슷한 부위들을 이용하였고 마찰력을 발생시키는 총 거리를 생체용 재료시편지름의 약 10 배인 100 mm로 하므로 각각 다른 생체시편들에서도 각 생체용 재료의 고유한 마찰력을 평균적으로 비슷한 수준에서 얻을 수 있었다.

생체내(소장)에서 이동가능한 소형 시스템의 몸체나 체내작업에 필요한 액추에이터 등의 재료는 체내에서의 물리화학적 안전성을 위해 생체용 재료가 이용된다. 따라서 소형 시스템 제작에 이용될 수 있는 다양한 종류의 생체용 재료를 이용하여 실험하였다. Table 1 은 실험에서 사용된 생체용 재료들을 보여준다.

Table 1 Biomaterials used for the experiments

Metal	Cr-Co Alloy, Ti, Stainless Steel (316)
Polymer	Polyether Ether Ketone (PEEK), Poly Urethane (PU)
Ceramic	Alumina (Al ₂ O ₃)

2.2 실험방법 및 장치

본 연구에서는 생체와 생체용 재료간의 마찰력 측정장치를 특별히 고안하였다. Fig. 1 은 실험장치를 보여준다. 실험방법은 Fig. 1 에서 볼 수 있는 것처럼 실험용 소장시편을 길이방향으로 절개하여 소장 내벽이 위쪽을 향하도록 Bath 위에 고정한다. 실험장치의 Linear Motor 에는 마찰력을 측정할 수 있는 Force Sensor 가 설치되어 있고 Force Sensor 끝에는 다양한 생체용 재료시편(Biomaterial)들을 교체하여 설치할 수 있도록 되어있다. 생체시편과 생체용 재료시편이 설치된 상태에서 Linear Motor 를 구동시키면 모터 축이 그림에서 표시된 화살표 방향으로 생체용 시편을 이송하게 된다. 이때 Dead Weight 의 위치에 따라 소장표면에 원하는 수직하중이 가해지고 상대운동이 일어남과 동시에 마찰력이 유발된다. 발생된 마찰력은 Force Sensor 로 전달되어 측정된다. Dead Weight 는 사진에 표시된 화살표의 양방향으로 이동시켜 고정할 수 있고 Force Sensor 몸체는 생체용 재료시편 쪽과 Dead Weight 쪽의 무게차이에 의해 베어링이 자유롭게 회

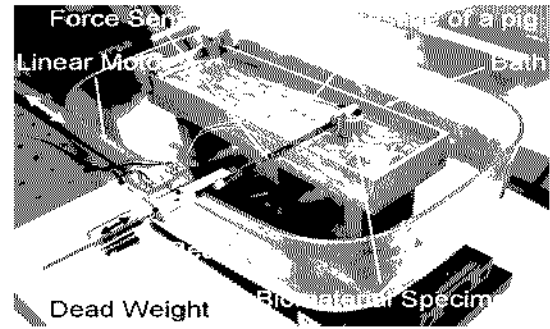


Fig. 1 Photograph of the biotribological experimental set up

전할 수 있게 되어있어 원하는 하중을 정해진 범위에서 가할 수 있다. 실험은 크게 소장 내의 소화액이 있는 상태에서와 없는 상태로 나누어 실험하여 소화액의 점성이 마찰력에 미치는 효과에 대해서 실험하였고, 각 실험에서는 Table 1 의 모든 재료에 대하여 하중에 따른 마찰력의 수준과 범위, 이동속도에 따른 마찰특성을 보았다. 접촉하중은 0.1 gf, 0.5 gf, 1 gf 의 세가지 하중에서 실험하였다. 접촉하중의 범위는 현재 의료용 및 산업용의 다양한 종류의 마이크로 액추에이터 중에서 본 연구에서의 미소의료기기의 크기 정도의 소형 시스템에 적용하기 적당하여 다양한 형태로 개발되고 있는 Piezoelectric Inchworm Motor의 구동토크를 기준으로 결정되었다.⁷ 적용 하중은 Piezoelectric Inchworm Motor의 회전축으로부터 Moment Arm의 길이를 수 mm ~ 수 cm로 가정하여 시편에 수직하게 가해질 수 있는 수직하중의 범위를 구하였다.

3. 실험결과 및 고찰

본 실험에서는 생체시편을 절개한 후 내부의 장액이 있는 상태에서 하중변화가 마찰력에 미치는 영향을 Table 1 의 모든 생체용 재료시편에 대해 실험하였다. Fig. 2, Fig. 3 은 하중에 따른 모든 재료의 마찰력을 보여준다. 마찰력은 대체로 초기의 정지마찰구간의 높은 값에서 운동마찰구간의 다소 낮은 값으로 떨어지는 추세를 보인다. 그러나, Fig. 2 의 Cr-Co Alloy 의 그래프에서 약 15 mm 와 27 mm 구간의 급격한 마찰력의 감소는 소장 내벽의 형상의 변화와 장액의 불균일한 분포에 의한 효과로 이 지점에서의 접촉은 장액의 점성의 효과가 다소 떨어져 마찰력이 일시적으로 크게 떨어지는 것으로 관찰되었다. Fig. 2 와 Fig. 3 을 비교하면 모든 경우에 있어서 0.1 gf 에서 1 gf 로 하중이 10 배 증가하였을 경우 Cr-Co Alloy, Ti, Stainless Steel, PEEK, PU, Alumina 순으로 각각 약 800 %, 150 %, 60 %, 170 %, 900 %, 170 % 정도의 마찰력의 증가를 보였다. 특히, Cr-Co Alloy 와 PU 은 상대

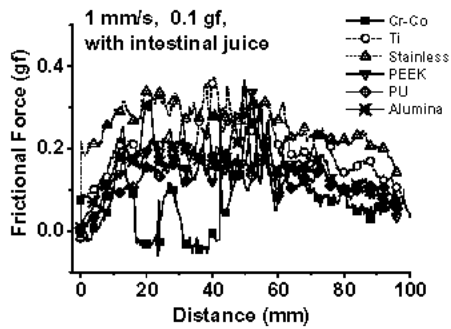


Fig. 2 Frictional force between biological specimen and biomaterial specimens at 0.1 gf load

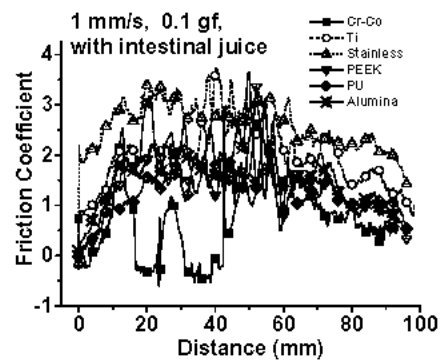


Fig. 4 Friction coefficient between biological specimen and biomaterial specimens at 0.1 gf load

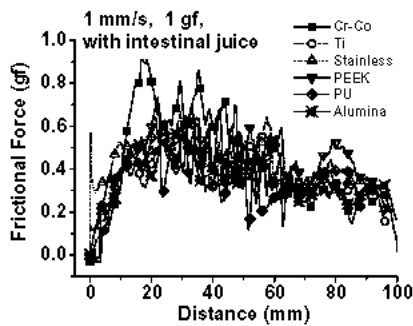


Fig. 3 Frictional force between biological specimen and biomaterial specimens at 1 gf load

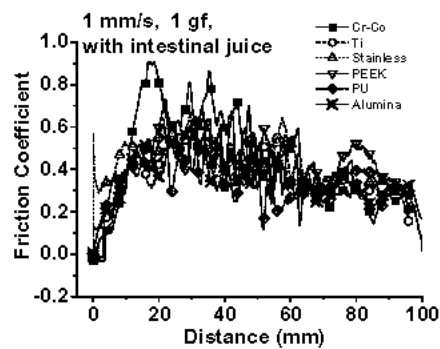


Fig. 5 Friction coefficient between biological specimen and biomaterial specimens at 1 gf load

적으로 큰 마찰력의 상승을 보여 이러한 수준의 접촉 하중에서는 가장 큰 마찰력을 유발시킬 수 있음을 알 수 있다. 한편, 실험에서 하중을 0.1 gf 에서 0.5 gf 로 증가시킨 경우에도 마찰력은 모든 재료에 대해 평균 약 140 % 가량 증가하였다.

Fig. 4 와 Fig 5 는 0.1 gf, 0.5 gf 에서의 각각의 마찰 계수를 보여주며 0.1 gf 의 경우 모든재료에 약 500 % 정도 높은 것을 알 수 있다. 이는 Fig. 4 의 0.1 gf 의 저하중에서는 생체용 재료시편이 장액층을 뚫지 못하고 장액층에만 접촉하기 때문이며 이러한 결과로부터 0.1 gf 의 저하중에서의 상대운동의 마찰력은 주로 장액의 점착력에 의해 발생하고 이때 마찰계수가 상대적으로 매우 큰 것을 알 수 있다. Fig. 6 은 Fig. 3 의 장액이 있는 상태에서 1 gf 의 일정한하중에서 상대속도만 10 배 증가시킨 경우의 마찰력의 변화를 보여준다. 전체적으로 약 60 % 정도의 마찰력의 상승을 보여주며 또한, 여기서 장액을 제거한 경우의 실험결과인 Fig. 7, Fig. 8 을 보면 상대속도가 10 배 증가시 약 150 % 정도의 마찰력의 상승을 보였다. Fig. 6 과 Fig. 8 의 경우를 비교하면 장액이 있는 경우인 Fig. 8 의 경우의 마

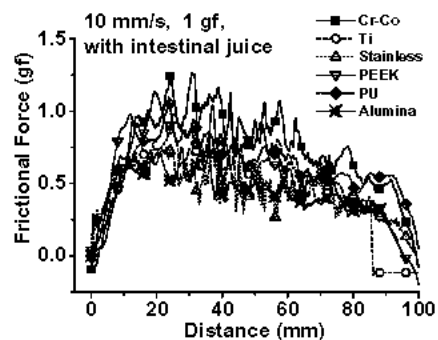


Fig. 6 Frictional force between biological specimen and biomaterial specimens at 1 gf load, 10 mm/s

찰력이 더 크게 발생됨을 알 수 있다. 이는 장액이 없을 경우 마찰력은 접촉이 소장벽면에서 일어나므로 소장벽면의 점탄성의 영향⁶을 보다 많이 받으며

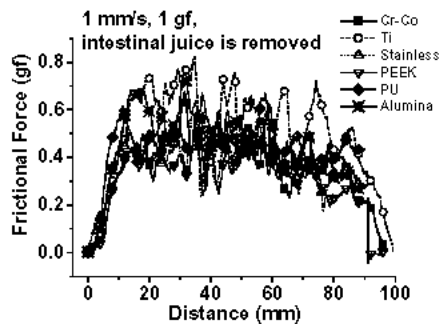


Fig. 7 Frictional force between biological specimen and biomaterial specimens at 1 gf load, 1 mm/s without intestinal juice

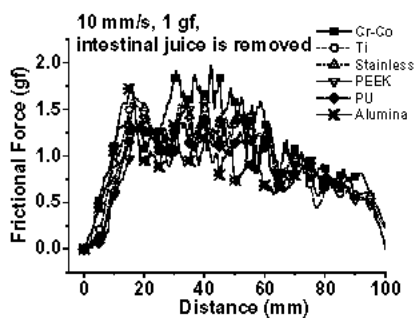


Fig. 8 Frictional force between biological specimen and biomaterial specimens at 1 gf load, 10 mm/s without intestinal juice

로 마찰력의 큰 증가가 있으며 장액이 있을 경우 장액의 윤활효과가 마찰력을 감소시킨 것으로 판단된다. 따라서 1 gf 수준의 접촉하중하의 마찰력은 소장표면의 점탄성과 장액의 점성의 영향을 받으며 이때 장액이 윤활효과를 나타냄을 알 수 있다.

본 연구는 생체내 미소의료기기의 이동 메커니즘 설계를 위한 마찰특성의 기초적인 연구였으며 이를 기초로 보다 다양한 조건에 맞는 마찰특성에 관한 연구가 요구된다.

4. 결론

본 연구에서는 미소의료기기설계를 위한 다양한 생체용 재료에 대해 접촉하중과 상대운동속도 및 소장표면의 장액유무에 따른 마찰특성을 보았으며 결론을 요약하면 다음과 같다.

1) 0.1 ~ 1 gf의 수준의 접촉하중을 보이는 소형 시스템에서는 접촉하중의 증가에 따라 마찰력이 증가

하며 특히, Cr-Co Alloy 와 PU 의 경우 0.1 gf에서 1 gf로 하중 증가시 마찰력은 각각 약 800 %, 900 % 더 크게 발생됨을 알 수 있다. 이는 장액이 없을 경우 마찰력은 접촉이 소장벽면에서 발생하기 때문이며 그 수준은 약 0.4~0.8 gf 가 됨을 알 수 있다.

2) 0.1 gf 정도의 하중에서는 소장표면과 생체용 재료시편의 접촉은 장액층에서만 이루어져 마찰력은 대부분 장액의 점성 및 점착력에 의해 발생되며 이때, 마찰계수는 약 1.5~3.5 이다.

3) 1 gf의 접촉하중에서 상대운동 속도가 1 mm/s에서 10 mm/s로 10 배 증가할 경우 마찰력은 장액이 없는 경우 약 150 %, 장액이 있는 경우는 50 % 증가하며 이때, 장액이 있는 경우의 마찰력은 장액의 윤활작용에 의해 장액이 없는 경우보다 감소된다.

후 기

본 연구는 과학기술부 21 세기 프론티어 연구개발사업(<http://www.microsystem.re.kr>)의 연구비 지원을 받아 수행되었음.

참고문헌

- Helsen, J. A. and Breme, H. J., "Metals as Biomaterials," John Wiley & Sons, pp. 1 - 2, 1998.
- Peirs, J., Reynaerts, D. and Brussel, H. V., "A miniature manipulator for integration in a self-propelling endoscope," Sensors and Actuators A, Vol. 92, pp. 343 - 349, 2001.
- Reynaerts, D., Peirs, J. and Brussel, H. V., "Shape memory micro-actuation for a gastro-intestinal intervention system," Sensors and Actuators, Vol. 77, pp. 157 - 166, 1999.
- 김영태, 권은영, 성인하, 김대은, 김병규, "자가구동 대장내시경 개발을 위한 생체내 마찰특성 연구," 한국 정밀공학회 춘계학술대회, pp. 850 - 853, 2004.
- Patten, B. M., "The Embryology of the Pig," 2nd ed. Philadelphia : P. Blakiston's Son, 1931.
- Baek, N. K., Sung, I. H. and Kim, D. E., "Frictional resistance characteristics of a capsule inside the intestine for microendoscope design," Proc. Instn Mech. Engrs Part H : J. Engineering in Medicine, Vol. 218, pp. 193 - 201, 2004.
- Johansson, S., "One approach towards the fabrication of a microrobot system," Material Science and Engineering : C, Vol. 2, pp. 141 - 149, 1995.