

# Fluidic Muscle 실린더의 특성 해석 및 실험

허 신<sup>†</sup>·김동수<sup>\*\*</sup>·김완두<sup>\*</sup>·배상규<sup>\*\*</sup>

## An Experiments and Characteristics Analysis of the Fluidic Muscle Cylinder

Shin Huh, Dong-soo Kim, Wan-doo Kim and Sang-kyu Bae

**Key Words:** Fluidic Muscle(인공근육), Aramide Fiber(아라미드 섬유), Contraction Ratio(수축률), Finite Element Modelling(유한요소 모델링), Code Angle(코드 각)

### Abstract

The fluidic muscle cylinder consist of an air bellows tube, flanges and lock nuts. It's features are softness of material and motion, simplicity of structure, low production cost and high power efficiency. In this study, we carried out the finite element modelling and analysis about the main design variables such as contraction ration and force, diameter increment of fluidic muscle cylinder. On the basis of finite element analysis, the prototype of fluidic muscle cylinder was manufactured and tested. Finally, we compared the results between the test and the finite element analysis.

### 1. 서론

공기압 실린더는 일반적으로 슬라이딩 씰을 사용하므로 큰 마찰력이 발생하고, 저속 운동 시에 고착 현상이 발생하여 실린더 구동 시에 정확한 제어가 어려운 단점이 있다. 이러한 단점을 극복하기 위하여 피스톤의 형상 및 마이크로 실린더 등과 같은 많은 연구가 수행되어왔다<sup>(1)(2)</sup>. 하지만 이러한 실린더들은 제작의 어려움과 비용이 높다는 단점을 가지고 있다. 최근에 개발된 액추에이터 중에는 공기압 실린더와는 달리 공기누수, 스틱 슬립, 마찰, 씰 등이 없는 신 개념의 액추에이터로써 인공 근육(fluidic muscle) 실린더가 개발되었으며, 저 중량, 저가격, 고응답, 견고한 디자인, 장수명, 고파위화, 고수축화 등의 특징을 가지고 있어 청정

기술뿐만 아니라 국가주도 차세대 전략기술 6T중 RT(Robot Tech.)를 만족시켜주는 혁신적인 제품이다. 인공근육 실린더의 응용분야는 피로시험기, 브레이크, 액슬, 드라이빙 시뮬레이터 등 첨단시험장비와 정밀위치, 속도, 하중제어 시스템 등의 특수 환경에서 지능형 서보 액추에이터, 지능형 로봇 등으로 매우 다양하게 적용될 수 있다.

본 연구에서는 이러한 인공근육 실린더의 특성을 해석하기 위해서 유한요소 모델링을 수행하고 인공근육 실린더의 특성의 주요 설계변수인 코드 각도 변화에 따른 수축력, 수축률, 직경 및 압력 변화를 해석하여 최적의 설계 변수를 결정한다. 또한 해석 결과를 바탕으로 인공근육 실린더를 제작하고 실험을 통하여 그 특성을 확인한다.

### 2. 이론적 배경

인공근육 실린더의 특성을 파악하기 위해서는 구조에 대한 정확한 수학적 모델이 필요하다. Fig. 1은 인공근육 실린더의 개략적 해석 모델을 나타낸다.

† 한국기계연구원 구조연구부  
E-mail : shur@kimm.re.kr  
TEL : (042)868-7886 FAX : (042)868-7884

\* 한국기계연구원 구조연구부

\*\* 한국기계연구원 첨단산업기술연구부

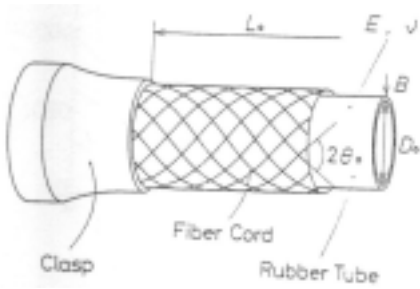


Fig. 1 Schematic diagram of fluidic muscle cylinder

인공근육 실린더에 가해진 내압  $p$ 는 그 일부가 고무 자체의 팽창에 사용되며, 나머지는 섬유코드로 전해진다. 섬유코드에 장력으로서 가해지는 외관상의 압력을  $p_1$ 로 표시하면 고무튜브의 축방향 응력과 원주방향 응력 및 원주방향의 변형 관계로부터 식(1)이 성립된다.

$$p_1 = p - \frac{4EB(D^2 - DD_0)}{((2 - \nu)D^2 - \nu(D - D_0)^2)D_0} \dots\dots (1)$$

여기서,  $E$ ,  $B$  및  $D_0$ 는 각각 에어 벨로우즈의 영계수, 두께 및 내부 직경,  $\nu$ 는 포아송 비를 나타낸다.

한편, 인공근육 실린더에 내압이 가해지면 벨로우즈는 반경방향으로 팽창하는데, 이 팽창력은 섬유코드에 의해 방향이 바뀌어 축방향의 수축력  $f_1$ 이 된다.

$$f_1 = \frac{p_1 DL}{2 \tan \theta} \dots\dots\dots (2)$$

여기서,  $L$ 은 에어 벨로우즈의 길이,  $\theta$ 는 코드 각도를 나타낸다.

동시에 내압은 끝단부에 축방향의 신장력  $f_2$ 를 부여한다.

$$f_2 = \frac{\pi}{4} (D^2 + (D - D_0)^2)p_1 \dots\dots\dots (3)$$

식(3)에 의해 액추에이터에 관한 힘의 균형은 식(4)로 나타낼 수 있다.

$$f = f_1 - f_2 = \frac{p_1 DL}{2 \tan \theta} - \frac{\pi}{4} (D^2 + (D - D_0)^2)p_1 \dots\dots (4)$$

식(4)에서 실제 발생하는 수축력  $f$ 는 내압  $f_1$ , 직경  $D$ , 길이  $L$ 에 비례하고 코드 각도에는 반비례함을 알 수 있다. 지금까지의 이론식은 인공근육 실린더의 특성에 대한 대략적인 경향은 파악할 수 있지만 실제 제품에 대한 정량적인 특성을 계산할 수는 없다.

### 3. 유한요소 모델링 및 해석

#### 3.1 Fluidic muscle의 구조

Fig. 2는 인공근육 실린더의 주요 구성부품을 나타낸 것으로서 에어 벨로우즈, 플랜지, 잠금 너트 등으로 구성되어 공기압을 가하면 에어백의 직경은 팽창하고 길이는 수축하는 작용을 하게 된다. 튜브는 고압으로 채워지는 고무를 보강하기 위해서 아라미드 섬유로 배열된 코드지가 사용되며 2장의 코드지 층으로 구성된다. 튜브의 외부 층과 내부 층은 고무로 되어있고, 중간에는 각각의 코드지가 축방향을 기준으로 플러스 및 마이너스 각도로 배치되어 있어 공기 압력으로 인한 하중의 대부분을 지지하는 역할을 한다.

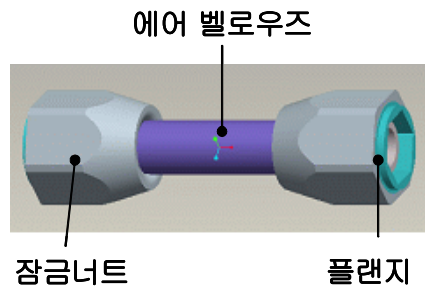


Fig. 2 Structure of fluidic muscle cylinder

에어 벨로우즈의 고무 두께는 0.4 mm, 코드지의 두께는 0.5 mm, 코드지 및 코드지 사이의 고무 두께는 0.4 mm, 외부의 고무 두께는 0.4 mm 이다. 아라미드(Aramide) 코드의 제원은 직경이 0.5 mm, 코드 간격은 24 Ea/inch, 코드의 각도는 축방향을 기준으로  $\pm 30$  도로 배열되어 있다.

#### 3.2 모델링 및 변형 해석

인공근육 실린더는 3차원의 1/2 대칭 모델로 작성되고 비선형 유한요소해석 도구인 ABAQUS 를 사용하여 해석한다. 에어 벨로우즈는 S4R

finite-strain shell 요소를 사용하여 모델링하고, 에어백 내부의 압력 및 체적 변화를 계산하기 위해서는 3차원 F3D3 및 F3D4 hydrostatic fluid cavity 요소를 사용한다. 에어 벨로우즈 내의 공기는 이상 기체로 모델링하고, 공기의 기준 밀도는  $1.204 \text{ kg/m}^3$ , 온도는  $23 \text{ }^\circ\text{C}$ , 대기압은  $101.36 \text{ kPa}$ 을 사용한다. 코드지는 아라미드(aramide) 섬유로 구성되어 있고, 이 섬유들은 skew rebar로 모델링 된다. 에어백과 오른쪽 및 왼쪽 잠금 너트의 접촉 모델링은 rigid element R3D4와 S4R shell 요소 사이에 접촉 쌍(contact pair)을 정의하여 표현한다. Fluidic muscle의 경계 조건과 구속 조건은 오른쪽 및 왼쪽 잠금 너트의 중심 절점의 자유도를 모두 구속하고, 오른쪽 잠금 너트의 중심 절점은 해석 조건에 따라 해당 자유도를 구속한다.



Fig. 3 FEA model of Fluidic muscle cylinder

Fig. 3은 인공근육 실린더의 유한요소 모델링을 보이고 있으며, 고무 재료의 Mooney 상수는  $C_{10} = 0.207 \text{ N/mm}^2$  및  $C_{01} = 0.234 \text{ N/mm}^2$ , Rebar로 모델링 되는 아라미드 코드의 탄성계수는  $E = 73,000 \text{ N/mm}^2$ , 포아송비는  $\nu = 0.3$ 을 사용하였다<sup>(3)</sup>.

### 3.3 코드각도 변화에 대한 성능 변화 해석

인공근육 실린더의 정적 특성은 일반적으로 코드의 설정 각도에 크게 의존하게 되므로, 코드의 설정각도 변화가 인공근육 실린더의 정적 특성에 미치는 영향을 해석을 통해 예측해 보았다.

Fig. 4는 튜브 직경  $\varnothing 10$ ,  $\varnothing 20$ ,  $\varnothing 40 \text{ mm}$ 의 인공근육 실린더에서 코드각도 변화에 대한 수축률 및 직경 변화를 보이고 있으며, 코드각도가 감소할수록 수축률은 증가하고 튜브 직경도 증가하는 경향을 보이고 있다.

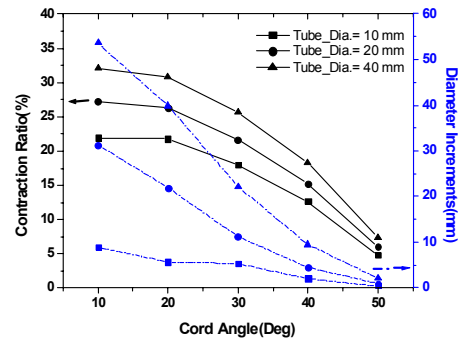
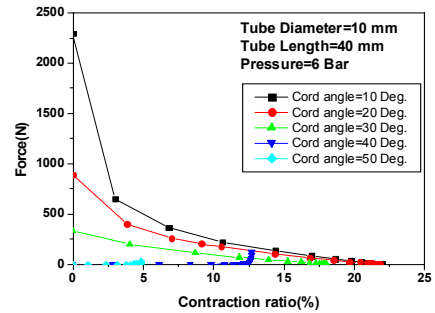
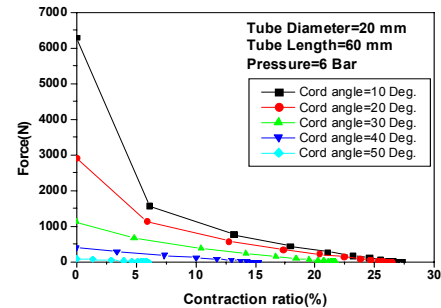


Fig. 4 Contraction ratio and diameter about the variation of cord angle

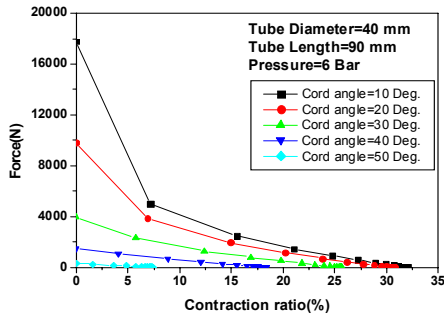
Fig. 5는 코드각도 변화에 대한 수축률 및 수축력을 보이고 있다. 코드각도가 감소할수록 작용하는 힘은 증가하고 수축률도 커진다. 코드각도가 작을수록 공기압력 증가에 따른 수축력의 증가와 기울기가 커진다는 것을 알 수 있으나, 반대로 튜브 직경은 증가하므로 적절한 타협점을 결정해야 한다. 코드각도가 30도 일 경우, 적절한 최대 수축률을 유지하고 있으며, 그에 따른 하중도 연속적으로 작용하고 있다. 따라서 코드각도가 30도 일 경우가 최적의 성능을 보이고 있다.



(a)  $\varnothing 10 \text{ mm}$



(b)  $\varnothing 20 \text{ mm}$



(c)  $\varnothing 40$  mm

Fig. 5 Contraction ratio and force about the variation of cord angle

3.4 시제작품의 유한요소 해석

직경  $\varnothing 10$ ,  $\varnothing 20$ ,  $\varnothing 40$  mm의 인공근육 실린더의 주요 설계변수인 코드각도의 변화에 따라 특성 해석을 수행한 결과를 분석하여 최적의 제원 및 코드각도를 결정하여 해석을 수행한다.

Fig. 6은 공기압력 변화에 대한 직경 변화율에 대한 FEA 해석 결과를 보여주고 있다. 공기 압력 3 bar까지는 직경 증가율의 기울기가 높고, 그 이후의 압력에서는 기울기가 둔화되는 것을 알 수 있다.

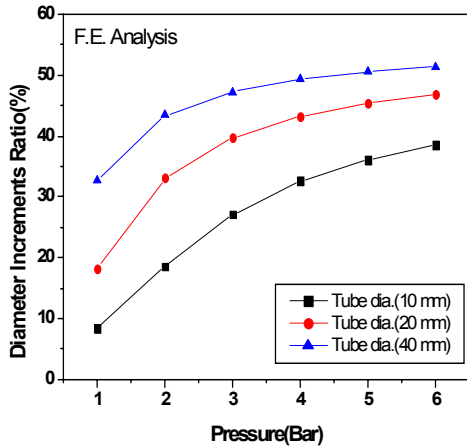
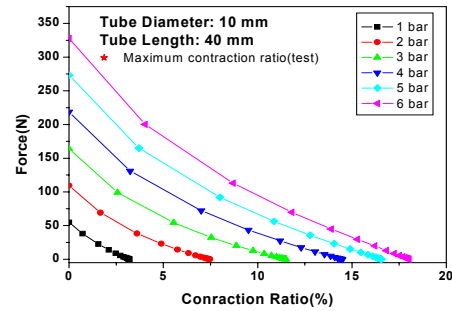


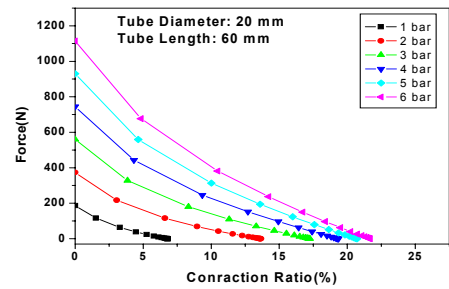
Fig. 6 FEA results of diameter increment ratio about the variation of air pressure

Fig. 7은 공기압력 1, 2, 3, 4, 5 및 6 bar에 대해서, 수축률 및 수축력의 변화를 유한요소해석을 통해서 계산하였다. 공기압력 증가에 따라서 수축률 및 수축력은 증가하는 경향을 보이고 있다. 튜브직경  $\varnothing 10$  mm의 경우, 공기압력 6bar에서 최대 수축력은 327.7N이 작용하고 최대 수축률은 18.0%이었다. 튜브직경  $\varnothing 20$  mm의 경우,

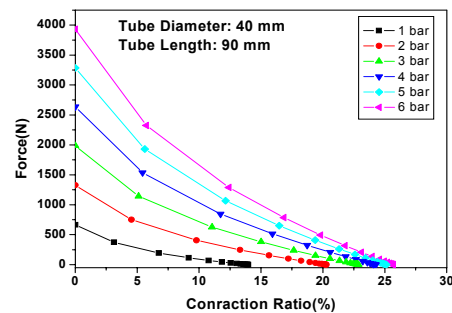
공기압력 6 bar에서 최대 수축력은 1113.7N이 작용하고 최대 수축률은 21.7%이었다. 튜브직경  $\varnothing 40$  mm의 경우, 공기압력 6bar에서 최대 수축력은 3930.0N이 작용하고 최대 수축률은 25.7%이었다.



(a)  $\varnothing 10$  mm



(b)  $\varnothing 20$  mm

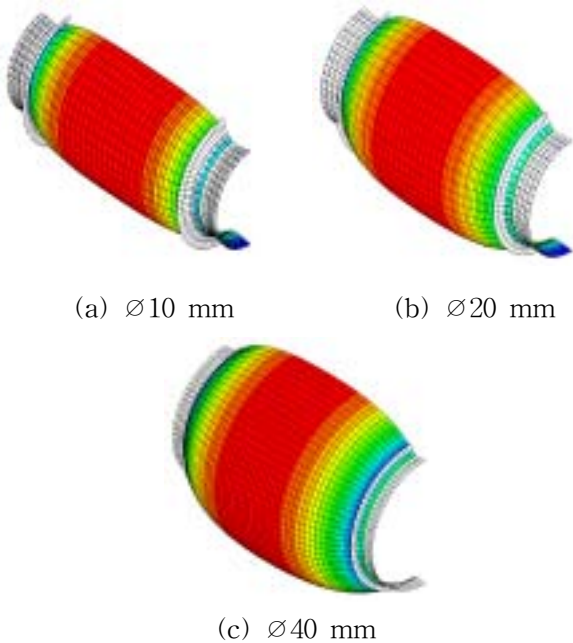


(c)  $\varnothing 40$  mm

Fig. 7 FEA results of contraction ratio and force about the variation of air pressure

이와 같은 해석을 통하여 Fig. 8과 같이 직경  $\varnothing 10$ ,  $\varnothing 20$ ,  $\varnothing 40$  mm의 인공근육 실린더의 유한요소 모델을 압력 6bar의 상태에서 변형된 형상 및 튜브의 응력 변형률 해석 결과를 얻었으며, 최적의 조건을 설계에 반영하여 인공근육 실린더를 제작하였다. 고무의 Mises 최대 응력은 튜브

의 중앙 부위에서 각각  $1.05\text{N/mm}^2$ ,  $1.19\text{N/mm}^2$ ,  $1.25\text{N/mm}^2$ 가 발생된다.



**Fig. 8** Deformation shape of air bellows for air pressure of 6 bar(Cord angle= 30 deg.)

#### 4. 시제품 제작 및 실험

##### 4.1 시제품 설계 및 제작

해석 결과를 바탕으로 최적의 조건에 맞는 인공 근육 실린더를 설계 및 제작하였다. 인공근육 실린더의 설계 사양은 Table 1과 같다<sup>(3)</sup>.



**Fig. 9** Prototypes of fluidic muscle cylinder

Fig. 9는 제작된  $\varnothing 10$ ,  $\varnothing 20$ ,  $\varnothing 40$  mm의 인공근육 실린더의 조립된 상태의 사진이다.

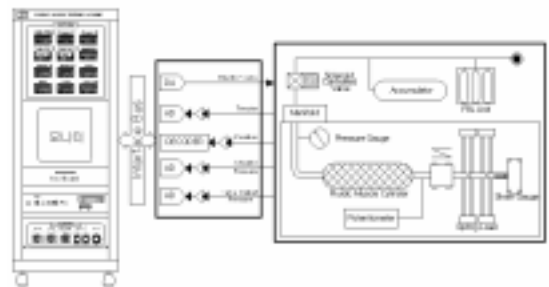
Table. 1 Dimensions of Fluidic Muscle Cylinder

Diameter (mm)	Length (mm)	Pressure (bar)	Weight (kg/m)	Lifting force ( $\text{N}_{\text{max}}$ )
10	40	8	0.09	400
20	60	6	0.16	1200
40	90	6	0.36	4000

##### 4.2 시험장치 구성 및 실험

인공근육 실린더의 성능 평가를 위한 시험 장치를 **Fig. 10**과 같이 구성하였으며, 압축된 공기는 서보밸브에 의해 제어되며, 힘을 측정하기 위하여 로드 셀을 부착하고, 위치 및 속도 센서인 LVDT를 부착하였으며, 압력, 유량을 측정하기 위하여 각각의 센서를 부착하여 실험 장치를 구성하였다.

**Fig. 11 (a)** 및 **(b)**는 시제품 실린더의 압력 공급 전, 후의 사진을 보여주고 있다. 실린더의 한쪽은 밀폐시키고 한쪽으로부터 공기압을 가해 튜브의 길이방향의 수축 변화량과 직경방향의 팽창 변화량을 측정하여 수축률을 계산하였다.



**Fig. 10** Performance test apparatus



(a) Air pressure,  $p = 0$  bar



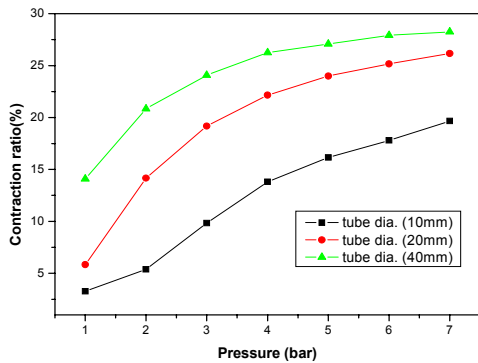
(b) Air pressure,  $p = 6$  bar

**Fig. 11** Tests of fluidic muscle cylinder

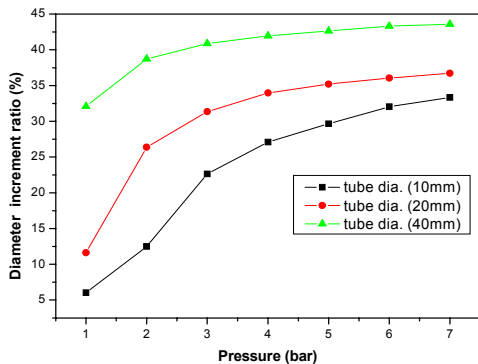
### 4.3 수축률 및 직경 증가율 실험 결과

Fig. 12(a) 및 (b)는 압력 변화에 따라 실린더의 길이방향 수축률과 직경의 증가율을 나타낸다. 수축률은 에어 벨로우즈의 직경이 클수록 커지고 특히, 공기압력이 4 bar 이상일 때는 수축률은 급격히 둔화된다. 직경 증가율은 에어 벨로우즈 직경이 클수록 커지고 특히, 공기압력이 3 bar 이상일 때는 증가율이 급격히 둔화된다.

수축률의 시험 결과를 해석 결과와 비교해보면, 6 bar의 압력에서  $\varnothing 10$  mm의 경우 0.2%,  $\varnothing 20$  mm의 경우 3.5%,  $\varnothing 40$  mm의 경우 2.2%의 오차가 발생되었다. 직경방향의 팽창률은  $\varnothing 10$  mm의 경우 4.7 %,  $\varnothing 20$  mm의 경우 4.3 %,  $\varnothing 40$  mm의 경우 12.7 %의 오차가 발생되었다. 따라서 인공근육 실린더의 유한요소 해석의 결과는 신뢰할 수 있다고 판단된다.



(a) Contraction ratio(%)



(b) Diameter increment ratio(%)

Fig. 12 Test results of contraction and diameter increment ratio

## 5. 결 론

본 연구에서는 인공근육 실린더의 특성에 대한 유한요소 해석을 통하여 주요 설계변수를 결정하였으며, 이를 바탕으로 시제품을 제작하고 특성 실험을 수행하여 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 유한요소 해석을 통해서, 주요 설계변수인 코드각도에 따른 수축률 및 수축력, 직경 변화율을 예측하여 주요 설계변수를 결정하였다.
2. 해석결과를 바탕으로 직경  $\varnothing 10$ ,  $\varnothing 20$ ,  $\varnothing 40$  mm의 인공근육 실린더를 제작하여 공기압력 변화에 따른 수축율, 직경 변화율의 실험을 수행하였다.
3. 직경  $\varnothing 10$ ,  $\varnothing 20$ ,  $\varnothing 40$  mm의 시제품에 대한 실험 값과 해석 값을 비교한 결과, 수축율은 최대 오차 5 % 이내, 직경 변화율은 최대 오차 12.7 %가 발생하였으나 고무의 비선형성 및 코드의 이방성 배열을 고려하면 비교적 잘 일치하는 것으로 판단된다.
4. 유한요소 해석을 통해서 인공근육 실린더의 변형 및 특성을 비교적 잘 예측할 수 있음을 알았으며, 이를 토대로 향후 신제품 개발에 크게 기여할 수 있을 것으로 판단된다.

## 후 기

본 연구는 산자부에서 시행한 부품·소재 기술 개발사업인 “ Fluidic Muscle 실린더 개발”에 대한 연구과제의 일부임을 밝히며, 감사드립니다.

## 참고문헌

- (1) G. Belforte, T. Raparelli, M. Velardocchia, 1993, "Study of the behavior of lip seals in pneumatic actuators", Lubrication Engineering, Vol. 49, No. 10, pp. 775-780.
- (2) G. Belforte, T. Raparelli, A. Trivella, 1995, "Study and development of innovative pneumatic microcylinders", Conference of Hydraulics and Pneumatics, Germany, pp. 235-248.
- (3) 横田, 小松建浩, 1991, “A Study on a Flexible Hydraulic Actuator for Space Manipulators”, 日本機械學會 論文集(C編), 57卷 542号 3222-3227.
- (4) C.W. Ju, 2004, "A Study on the Development for Fluidic Muscle Cylinder", 1st Final Report.