

# 3 자유도 복강경수술기구의 벤딩커플러 최적설계

## 3 DOF Laparoscopic Surgical Instrument Bending Coupler Optimal Design

문대환<sup>1</sup>, \*황달연<sup>1</sup>, 최승욱<sup>2</sup>, 원종석<sup>2</sup>

D. H. Moon, D. Y. Hwang (dyhwang@kpu.ac.kr), S. W. Choi, J. S. Won

<sup>1</sup>한국산업기술대학교 기계설계공학과, <sup>2</sup>(주)이턴

Key words : laparoscope surgical instrument, distal and proximal joint bending, sensitivity, FEA, optimization

### 1. 서론

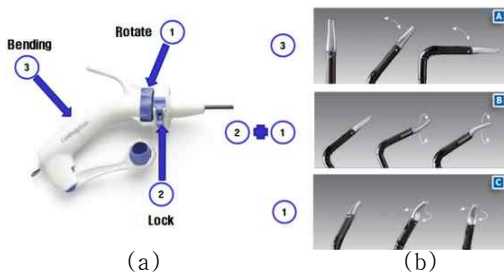


Fig. 1 Passive laparoscope surgical hand (a) and its motion DOF (b) [2]

현재 사용중인 수동식 복강경 수술기구 (laparoscope surgical instrument)의 하나[2]로서 끝단 그립퍼를 상하좌우, 대각선등 임의방향으로 특정각도만큼 굽히려면 핸들(Fig.1a㉓)을 잡고 움직여야 하며 회전다이얼(Fig.1a㉔)을 돌려 bending shaft를 회전시키며 레버를 이용하여 jaw 그립퍼를 여닫는다. 이렇게 여러 동작을 한 손으로 하게 될 경우 쉽게 피로감을 느낄 수 있어 모터구동화를 통해 이러한 문제점을 개선하고자 하였고, 본 논문에서는 이 기구의 주요부품인 벤딩커플러(Fig. 2)의 최적설계를 실시하였다.

### 2. 벤딩커플러 모델링 및 리브간 각도선정

핸들(Fig.1)을 꺾어 벤딩 커플러(Fig. 2)에 벤딩을 일으키면 네 개의 와이어를 통해 jaw gripper에 벤딩이 전달된다. 외력으로 작은 힘을 핸들부에 가해도 쉽게 벤딩이 일어나야 하는 반면에 외력 해제시 원래의 형태로 복귀해야 한다. 즉, 벤딩커플러의 굽힘강성이 너무 크거나 작아도 곤란하다.

벤딩커플러의 최적설계를 위하여 모델링 및 구조해석을 수행하였으며, 범용유한요소해석

프로그램인 ANSYS Workbench 12를 사용하였다. 재질은 Nylon-6 로 인장강도 75.8 MPa, 항복 강도 54 MPa, 영률 1689 MPa, 그리고 포아송비 0.39로 물성치를 설정하였다. Fig. 3 은 경계 및 하중조건과 구조해석을 위한 유한요소 모델을 나타낸것으로 벤딩커플러의 하단부를 고정단으로 하고 상단에 횡방향으로 40 N의 힘을 가하였다. 벤딩 커플러 전체를 육면체 요소로 구성하였으며, H-method를 사용하여 Mesh를 최적화 하였다 (Fig.3).

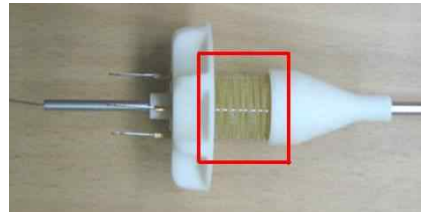


Fig. 2 Polyurethane Bending Coupler

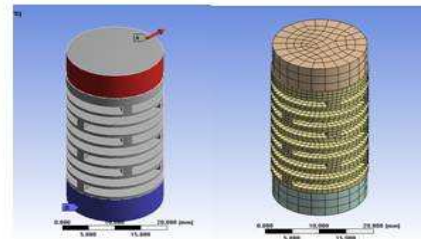


Fig. 3 Finite element model for bending coupler

벤딩 커플러의 최적설계의 일환으로 디스크 및 힌지의 적층 각도에 따른 강성변화를 살펴보기 위해 변위량의 차이를 비교해 보았다(Fig.4). 힌지(또는 리브)의 개수는 최소공배수인 12로 하여 모두 같은 높이와 같은 Gap(리브높이)과 살 두께(리브폭)를 가지고 있게 하였다. 2(이웃리브간각도=90도)x6(샷트반복회수)의 경우, 평균적인 변형량은

가장 크나 원주각도별로 심한 변화를 보였고, 전체 길이의 제약이 있는 현재 조건에서 4(이웃리브간각도=45도)x3을 사용할 경우 살의 두께와 힌지의 길이의 영향으로 4x2를 사용할 수밖에 없는데 그럴 경우 3x4 보다 (벤딩각/힘)의 균일성이 떨어지게 되어 3(이웃리브간각도=60도)x4으로 채택하였다.

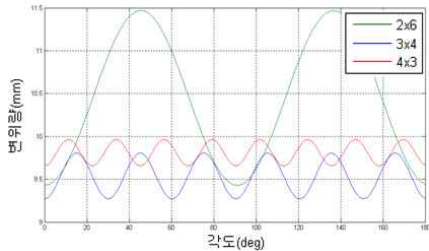


Fig. 4 Displacement due to bending when a normal force is applied to the peripheral of bending coupler

### 3. 벤딩커플러 최적화

벤딩 커플러(3x4타입) 주요치수의 최적설계를 위하여 실험계획법과 크리깅을 이용하였다. 2단계의 반응면을 크리깅법을 이용하여 구성하였다. 벤딩 커플러의 소성변형을 막고 Lock(Fig. 1a②)을 풀었을 때 원래 위치로 돌아올 수 있게 탄성영역 내의 최대변형량을 목적함수로 설정하였다. 설계변수 A는 벤딩커플러 Leaf (disk)간의 간격을, T는 힌지부(리브)의 두께를, D는 벤딩커플러의 외경을 각각 나타낸다(Fig.5). 설계변수에서 Leaf 두께를 주는 것은 모델링의 어려움으로 인해 Leaf 간의 간격으로 대체하여 적용하였다.

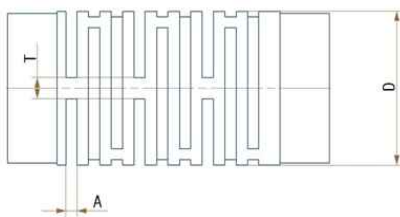


Fig. 5. Design variables for optimization

Table 1 Result of optimized design variables

Design variable	A	T	D	Stress(MPa)	Def(mm)
Initial design	1.5	2.5	18	42.708	7.195
Optimal design	1.78	2.05	18.7	53.422	13.888

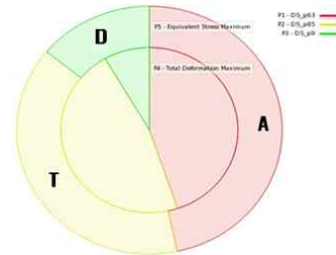


Fig. 6 Sensitivities to design variable

### 4. 결론

수동방식 복강경수술기구중 제일 모션자유도 및 기능이 많은 타입의 핵심부품인 벤딩 커플러의 변형량 증폭을 위하여, 실험계획법과 크리깅 기법을 적용하여 최적화 및 민감도해석을 수행하였으며 결과로서

- 1) 3x4 타입의 리브와 디스크배치가 원주각도별로 균일한 벤딩강성분포를 보였으며, 벤딩커플러에 발생하는 최대 변형량을 기존(initial)보다 약 52% 증가시킬 수 있었다.
- 2) 벤딩커플러에 발생하는 최대 변형량을 목적함수로 하고 제약조건을 항복강도 (Yield stress) 54MPa로 주어 최적화를 수행하여 외력이 멈추면 원래 위치로 돌아올 수 있게 하였다.
- 3) 세개의 설계변수중 힌지(리브)의 높이(A)와 힌지살두께(T)는 변위량, 스트레스의 최대값, 그리고 스트레스 분포에 큰 영향을 주었다.

### 후기

본 연구는 지식경제부 양자국제공동 기술개발 사업에 의하여 연구되었음.

### 참고문헌

1. P.Breedveld, J.S. Scheltes, E.M.Blom, and J.E.I. Verheij, "A New, Easily Miniaturized Steerable Endoscope," IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine, Nov/Dec. p.40-47,2006
2. 이우진, "수술기구 안내장치," 국제출원번호 PCT/US2006/026784, 2006.07.10
3. Lee, K. H and Kang. D. H. "Structural Optimization of an Automotive Door Using The Kriging Interpolation Method. "Proceedings of the Institution of Mechanical Engineer Part D: Journal of Automobile Engineering Vol. 221, No. 12. pp. 1524-1534, 2007