

고관절 운동범위 최대화를 위한 인공 고관절 neck의 최적설계 Optimization of Total Hip Replacement Prosthesis Neck Design to Maximize Range of Motion

*노재현¹, #신충수¹

*J. H. Ro¹, #C. S. Shin(cshin@sogang.ac.kr)¹

¹서강대학교 기계공학과

Key words : ROM, THR, Optimization, Hip Joint

1. 서론

고관절 전치환술로 인해 감소된 고관절 운동범위는 보철물간의 충돌을 일으키며, 이는 일상 생활에서의 활동을 제한하고 폴리에틸렌 잔해를 남기며, 보철물이 헐거워지고 탈구되는 현상을 야기한다. 또한 아시아와 중동지역은 일상생활에서의 활동에서 보다 큰 고관절 굴곡, 외전 범위를 요한다. 따라서 고관절 전치환술 후의 운동범위를 측정하는 것은 보철물 설계에 있어 임상적으로 중요하다. 고관절 전치환술 후 고관절의 운동범위를 측정하기 위해 3 차원 모델을 이용하는 방법이 있으나 이는 많은 시간과 노고를 필요로 한다. 이전 연구에서 고관절 보철물의 형상 정보를 이용한 이론적인 수학적 공식의 계산을 명료하게 제시하였다.¹

고관절 보철물을 설계함에 있어, neck 형상의 설계는 고관절의 운동범위와 직접적인 종속 관계를 갖는다. 따라서 운동범위를 최대화함과 동시에 안전한 보철물을 설계하기 위한 방법이 필요하다. 하지만 응력분포 및 최대 주응력을 형상 정보에 대한 수학적 식으로 나타내는 것은 어렵다. 따라서, 본 연구에서는 최적설계 방법을 이용하여 최대 주 응력을 최소화함과 동시에 고관절 운동범위 최대화를 위한 고관절 전치환 보철물의 neck을 설계하는 방법을 제시한다.

2. 방법

응력해석을 위한 3 차원 모델 생성을 위해 CT 의료영상상을 통한 세그멘테이션을

실시하였다. (Mimics V10.0) 이를 통해 대퇴골 근위부를 모델링하였다. 보철물 설계는 Zimmer사의 Zimmer M/L Taper Hip Prosthesis의 형상을 기준으로 하였다. 3 차원 CAD 모델 생성에는 Autodesk Inventor Professional 2012를 이용하였다.



Fig. 1 Total hip replacement prosthesis (left), and prosthesis implanted in proximal femur (right).

설계 변수로 지정할 골두의 지름과 neck의 두께를 변화시켜가며 응력해석을 실시하였다. 뼈와 보철물에 대한 물성치는 다음과 같은 수치를 대입하였다.

Table 1 Material properties of bone and prosthesis

	Bone (Cortical Bone)	Prosthesis (Titanium Alloy)
Elastic Modulus	17GPa	96GPa
Poisson's Ratio	0.46	0.36

하중 조건은 Kuiper의 연구에서 일상 생활에서의 운동으로 주어진 하중 조건을 대입하였고 이는 아래의 Table 2와 같다.² 구속조건은 절단된 근위부 대퇴골 면을 고정하고 그 외의 대퇴골면을 무마찰

구속하였다.

Table 2 Load case of daily life activity.² (Newton)

	F_x (Medial)	F_y (Anterior)	F_z (Superior)
F _b	224	972	-2246
F _a	-768	-726	1210

설계 변수: 고관절의 운동범위에 가장 큰 영향을 주는 골두의 지름(d)과, 넥(n)의 두께를 설계 변수로 지정하였다. 골두의 지름을 20mm 부터 28mm 까지 1mm 단위로, 넥의 두께를 12mm 부터 16mm 까지 0.5mm 단위로 모든 변수값에 대한 응력해석을 실시하였다.

목적 함수: 보철물의 스템부에 걸리는 최대 주응력값(f_p), 스템부에 걸리는 최대 von-Mises 응력값(f_v), 넥에 걸리는 최대 주응력값(f_N)의 합에 최대운동범위(Oscillation angle, OsA)에 음의 값을 취하여 그 합을 목적함수(F)로 지정하였다. 표준화(normalization)을 위해서 모든 변수값에서의 평균값으로 나누어 주었다. 그 식은 다음과 같다.

$$F = f_p / A_p + f_v / A_v + f_N / A_N - OsA / A_o$$

함수 f_p , f_v , f_N , OsA 에 대하여 각각의 평균값은 다음과 같이 계산되었다.

정의된 함수 F 의 최소화가 본 최적설계의 목표이다.

구속 조건: 보철물이 실제로 고관절 전치환 환자에게 적용 가능하도록 구속 조건을 다음과 같이 설정하였다.

$$10mm < n < 18mm, 20mm < r < 36mm$$

최적화를 위해 Matlab R2012a 를 이용하였으며, 조건들은 다음의 표와 같다.

Table 2 Solver, algorithm and starting point of the optimum design.

Solver	Algorithm	Starting Point
fmincon (constrained nonlinear minimization)	SQP	[n, d] = [0,0]

3. 결과

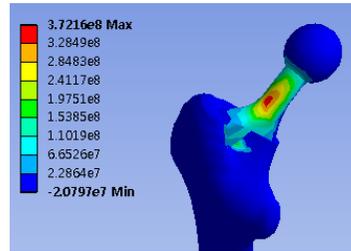
최적설계 시뮬레이션 결과, 최종 설계변수 해와 그 때의 목적 함수 값을 다음과 같이

얻었다.

$$n = 16.916mm, d = 29.603mm$$

$$f(16.916, 29.603) = -1.151$$

이 때의 운동 범위를 계산하면 145.1°이다. 아래의 Fig. 2 와 같이 최대 응력이 넥에서 발생함을 볼 수 있다. 스템부 및 넥에서 걸리는 최대 주응력 및 최대 von-Mises 응력이 타타늄 합금 극한인장강도의 약 37%가



나타났다.

Fig. 2 Maximum principal stress analysis of proximal femur with hip prosthesis implanted.

4. 결론

의료영상 자료에 기반한 뼈 모델을 이용하여 고관절 전치환 보철물의 응력해석 및 운동범위 최대화를 위한 최적설계를 실시하였다. 이후 연구에서는 실험자의 인체정보 및 동작분석 시스템을 이용한 특정인체 정보 기반에 대한 연구와 보다 다양한 변수를 지정한 최적설계 방법을 이용한 연구를 수행할 예정이다.

후기

본 연구는 교육과학기술부의 재원으로 한국연구재단의 지원을 받아 수행한 기초연구사업임 (No. 2010-005704).

참고문헌

1. Yoshimine F., Ginbayashi K., "A mathematical formula to calculate the theoretical range of motion for total hip replacement.", Journal of Biomechanics, **35**, 989-993, 2002
2. Kuiper J., "Numerical optimization of artificial joint.", Ph.D. Thesis, Katholieke Universiteit Nijmegen, 1993