

◆ 특집 ◆ 생체 역학의 최근 연구 동향

환자 맞춤형 인공 고관절의 기계적 안정성 평가를 위한 연구

Evaluation of Mechanical Stability in Development of Customized Hip Implant

김형진^{1,2}, 김정성³, 한성민^{1,2}, 유정훈², 최귀원¹, 윤인찬^{1,3}
Hyung Jin Kim^{1,2}, Jung Sung Kim³, Sung Min Han^{1,2}, Jung Hoon You², Kwi Won Choi¹
and In Chan Youn^{1,3}

1 한국과학기술연구원 의학센터 (Bio Medical Research Centre, Korea Institute of Science and Technology, KIST)

2 연세대학교 기계공학과 (Department of Mechanical Engineering, Yonsei Univ.)

3 ㈜코렌텍 (Coren_tec Co. Ltd)

✉ Corresponding author: iyoun@kist.re.kr, Tel: 02-958-5913

Key Words: THR, Total Hip Replacement (인공관절치환술), Hip Implant (인공고관절), Femur (대퇴골), FEM, Finite Element Method (유한요소해석), Mechanical Stability Evaluation (기계학적 안정성 평가)

1. 서론

고관절(Hip joint)은 구 형상의 대퇴골두와 소켓 형상의 골반구로 이루어진 구조로써 신체의 전체적인 하중을 지지하며 보행 기능을 담당한다. 고관절은 슬관절과 더불어 일상생활 동안 상시 하중이 가해지며 이로 인한 응력 집중 등에 따른 관절 손상이나 인체의 노화에 따라 퇴행이 일어나는 대표적인 관절 부위이기도 하다. 경제가 발전되고, 이에 따른 의학발전으로 인해 인간의 평균 수명이 연장되어, 고령화 시대로 접어들면서 류마티즈 관절염, 선천성 기형, 무혈성 괴사 그리고 심한 외상성 관절염 등 고관절 관련 질환의 발생빈도가 증가하고 있는 실정이며 이는 환자에게 극심한 통증을 유발하여 정상적인 생활을 불가능하게 하는 요인이 된다. 인공 고관절을 이용한 고관절 치환술(THR, Total Hip Replacement)은 이와 같은 여러 가지 고관절 질환에 대하여 통증을 완화시키고 운동범위를 회복시키는데 가장 일반적이고 효과적인 치료방법으로 인정받고 있다.⁴

THR 은 1960 년대 초 인공고관절의 개발된 후 현재까지도 전 세계적으로 약 300,000 명의 환자가

시술을 받고 있다.¹ 하지만 인공 고관절 치환 후 인공관절 주변 골절(periprosthetic fracture), 인공관절 파손(prosthetic failure), 재발성탈구(recurrent dislocation), 골용해(osteolysis), 감염(infection), 인공관절의 해리(loosening) 등의 다양한 원인에 의해 THR 의 실패가 유발되기도 한다.⁵ 이러한 실패의 원인으로서는 정형화된 인공관절의 사용으로 환자의 대퇴골과의 정합이 제대로 이루어 지지 않아 발생하는 경우가 대부분이다. 또한 인공관절을 이용한 치환술의 수술 직후 성공률은 90~95% 정도로 매우 높은 편이지만 한 번 체내에 이식된 인공관절의 수명은 약 10 년에서 최대 15 년 정도로 요즘과 같이 평균수명은 길어지고 고관절 질환의 발생 연령은 점차 낮아지고 있는 추세로 볼 때, 40~50 대의 환자가 고관절 치환술을 받을 경우 1 번 이상의 재치환술이 요구 된다.² 재수술시 환자에게는 정신적, 신체적, 경제적 손실을 유발하며, 수술의 성공률과 이식된 관절의 수명이 최초 시술 결과에 비해 50%가 넘지 않는 것으로 보고되어 인공 고관절의 수명 연장 및 THR 실패 원인을 제거하는 것은 성공적인 THR 에 있어서 반드시 필요하다.³ 이러한 문제점들을 해결하고, 성공적인 고관절의

재치환 수술을 위하여 환자의 임상적 상태에 적합한 환자 맞춤형 인공관절의 설계 및 제작이 필요하다.

환자 맞춤형 인공관절 설계는 정형화된 모델을 선택하여 수술을 하는 기존의 방식이 아닌, 환자 본인의 대퇴골과 가장 일치하는 인공관절을 설계하여 사용할 수 있도록 하는 방법으로 정의할 수 있다. 환자 맞춤형 인공관절 설계의 일반적인 과정은 환자 대퇴골의 2 차원 X-ray 영상처리를 통하여 인공관절 설계 형상변수를 추출한 후, 추출된 형상변수를 적용하여 인공관절을 설계하고, 설계된 인공관절에 대하여 생체 역학적 안전성을 검증하는 순서로 진행되었다. 환자 맞춤형 인공관절 설계법의 장점은 환자의 대퇴골과 유사한 최적의 인공관절의 제작이 가능하여 골용해(osteolysis), 인공관절의 해리(loosening)등의 문제점을 줄이고 인공관절의 수명을 연장시킬 수 있으며, 재치환 수술 시 환자에게 적합한 맞춤형 인공관절을 제공하여, 재치환 수술의 성공 및 수술 후 생길 수 있는 여러 임상적 문제점들을 최소화시킬 수 있는 것으로 판단된다. 현재 환자 맞춤형 인공관절 개발에 대한 연구는 국내외 적으로 관심이 높아지고 있다.

본 연구에서는 국내 유일의 인공관절 생산업체인 ㈜코렌텍과의 공동 연구협력을 통하여, 환자 맞춤형 인공관절 설계 중 기계학적 안정성 평가 방법에 대한 프로토콜 연구 및 평가를 실시하여 환자 맞춤형 인공관절의 안정성 평가에 대한 가이드 라인을 제시하는데 있다.

2. 방법

2.1. 세부 입력 변수 선정을 위한 Ball Head 강도 분석

맞춤형 인공관절 안정성 평가의 프로토콜을 정립하는 첫 번째 과정으로, 공동 연구를 하고 있는 ㈜코렌텍의 Ball Head의 모델을 가지고 FEM(Finite Element Method)을 통하여 Stem Head의 형상 선정을 위한 안정성 분석을 실시하였다. Ball Head는 대퇴골에 가장 밀착된 파트로서 다른 구성요소에 비해 강도가 세다고 알려져 있으며, 실제 임상에서는 파단이 거의 일어나지 않는다. 하지만 안정성 분석을 통한 맞춤형 인공관절을 완성하는 데에 있어 중요한 부분 중 하나이다. 먼저 Ball Head를 CAD 프로그램인 Solidworks®를 이용하여 9 가지

사이즈 별로 2 차원 설계를 실시하였다. 28(L/M/S), 32(L/M/S), 36(L/M/S)으로서 앞의 숫자는 볼 헤드의 직경이며, Large/Medium/Small 은 스템의 헤드형상이 볼에 삽입된 깊이에 따른 분류이다(Fig 1). Large는 19.5mm 이고 Medium은 17mm, Short는 13.5mm의 삽입 깊이로 설계되었다. 사람마다 대퇴골의 골두 크기가 다르기 때문에 3 가지 직경을 두어서 설계를 하였으며, 삽입 깊이에 차이를 고려하여 Head Offset 길이를 Ball Head를 통하여 조절하기 위하여 총 9 가지 모델로 설계를 하였다.

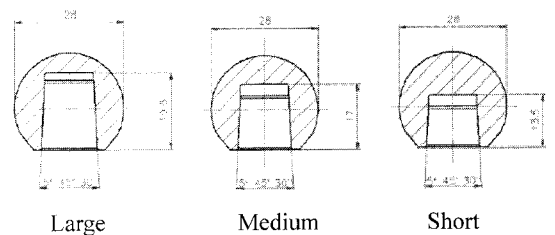


Fig. 1 Design of three different models of ball heads (Insert Depth: Large 19.5mm, Medium 17mm, Short 13.5mm)

각 모델은 ISO 7206-10의 Ball Head 강도 분석 기준을 통하여 2D 정적 해석을 실시하였다. 완성된 2 차원 모델들은 상용 유한요소 모델링 패키지인 하이퍼메쉬(Hypermesh 6.0)의 CAX4(4-node bilinear axisymmetric quadrilateral element) 요소망으로 유한요소 모델링을 구성한 후, 상용 유한요소 해석 프로그램인 아바쿠스(ABAQUS 6.6)를 이용하여 정적 해석을 수행하였다(Fig. 2). 인공관절 모델의 물성치는 Bernhard Weisse의 논문을 참고하였다(Table 1). 각 모델의 경계조건은 Stem과 Ball은 0.35, Ball과 Cone은 0.3의 마찰계수를 가진다.¹³ 또한 힙과 구속조건은 Ball Head 안정성 평가 기준인 ISO 7206-10 규격에 의하여 Y 축 방향으로 46KN으로 적용하였다. 구속조건은 Stem, Ball, Cone의 좌측 elements는 Y 축으로만 움직일 수 있게 하고, Cone의 하단 elements는 X, Y 축 2 방향으로 다 구속하였다.

Table 1 Material properties of implant components

Material	Elastic Modulus(MPa)	Poisson's ratio
Ball Head	380,000	0.245
100°cone	210,000	0.3
Stem TiAl6V4	105,000	0.3

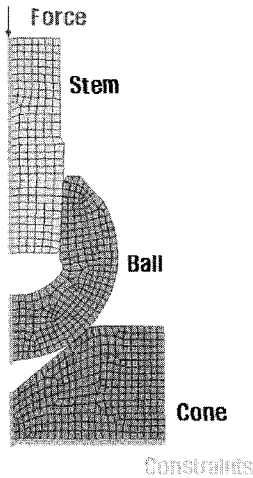


Fig. 2 Axisymmetric 2D FE model(Static load and boundary conditions)

2.2 인공관절 Stem 의 한계치 설정을 위한 강도 분석

맞춤형 인공관절 안정성 평가의 프로토콜을 정립하는 두 번째 과정으로 공동 연구를 하고 있는 ㈜코렌텍 모델 중 현재 임상에서 쓰이고 있는 C type 을 이용하여 Stem 의 한계치 설정을 위한 강도 분석을 하였다. C type 의 Origin 모델을 기준으로 인공관절에서 가장 중요한 형상 변수로 알려져 있는 Head Offset 과 Neck Shaft Angle 의 두 가지 인자를 변화시키면서(Fig. 3) Best/Worst Case 의 Boundary 를 정하였다. Head Offset 의 길이는 33.2mm, 35mm, 40mm, 45mm, 50mm 와 Neck Shaft Angle 은 110°, 115°, 120°, 125°, 130°, 135°, 140°, 145°, 150° 설정하였다(Fig. 4(a,b)).¹⁴ C type 의 완성된 3 차원 모델들은 상용 유한요소 모델링 패키지인 하이퍼메쉬를 이용하여 선형 4 절점 4 면체 요소망으로 유한요소 모델링을 한 후, 상용 유한요소 해석 프로그램인 아바쿠스를 이용하여 정적해석을 수행하였다. 일반적으로 유한요소 해석 시 4 면체요소망 보다는 6 면체요소망이 더욱 정확한 결과를 보이는 것으로 알려져 있으나, 본 논문에서 사용한 것과 같은 모델에서는 4 면체요소망이 보다 수치적인 값에 근접한 결과를 보이는 것으로 나타나, 이에 따라 4 면체요소망을 사용하여 유한요소 모델링을 하였다.¹⁵ 또한 힘과 구속조건은 정적 해석을 위하여 ISO 7206-4, 8/ASTM F1612 의 관련규격을 따라 실행하였다. Hip 에 가해지는 힘은 인공관절 헤드에 Anterior-Posterior(AP) 방향

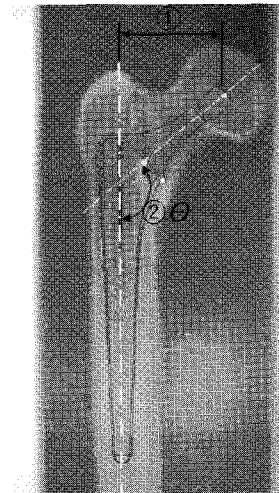


Fig. 3 Measurement of design parameters in stem using X-ray image (①Head Offset, ②Neck Shaft angle)

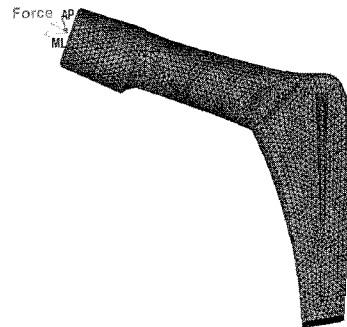


Fig. 4(a) 50_110 FE model- Fail case(Head Offset: 50mm, Neck Shaft angle: 110°)

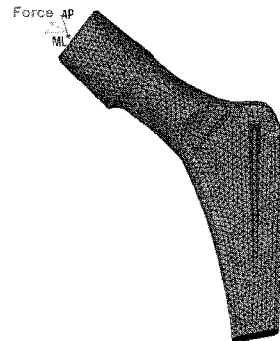


Fig. 4(b) 33.2_130 FE model-Success Case(Head Offset: 33.2mm, Neck Shaft angle: 130°)

으로 55°, Medial-Lateral(ML) 방향으로 81° 의 벡터방향으로 7.5KN 으로 적용하였다.

2.3 대퇴골의 정상적인 움직임을 예측하기 위한 Range Of Motion(ROM) 측정

맞춤형 인공관절 안정성 평가의 프로토콜을 정립하는 세 번째 과정으로 (주)코렌텍에서 현재 시판되고 있는 C-type DDH1 모델을 가지고 환자 맞춤형 인공고관절의 중요 형상 변수인 Neck shaft angle 과 Head offset 길이변화에 따른 ROM 을 측정하였다. ROM 의 측정은 최대로 움직일 수 있는 6 방향의 환자 다리 움직임의 각도를 예측한 것으로 인공 고관절 치환술 후 환자의 일상적인 생활 가능 정도를 가늠하기 위하여 실시하였다. Neck shaft angle 과 Head offset 은 Soildworks®를 이용하여 9 가지(110°, 115°, 120°, 125°, 130°, 135°, 140°, 145°, 150°)와 5 가지(33.2mm, 35mm, 40mm, 45mm, 50mm)로 세분화하여 설계하였다. ROM 측정은 Soildworks®의 Motion 기능을 이용하여 해부학적 자세에서의 대퇴골을 기준으로 인공관절의 움직임 측정 기본자세를 정하였고(Fig. 5) Flexion, Extension, Abduction, Adduction, Internal-rotation, External-rotation 의 6 방향(Fig. 6)에 대한 측정을 실시하여 일반인의 평균 다리 움직임 각도와 비교를 하였다.⁶

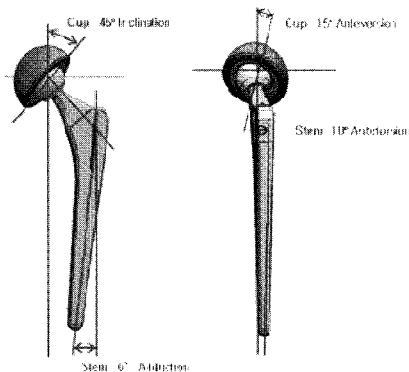


Fig. 5 Position of hip implant component Stem: 6° Adduction, 10° Antetorsion Cup: 45° inclination, 15° Anteversion

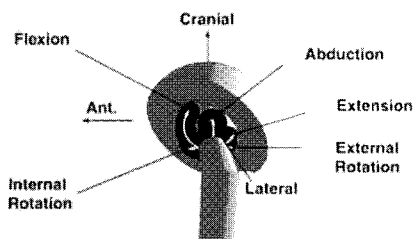


Fig. 6 ROM between ball head and cup in six directions

3. 결과

3.1 세부 입력 변수 선정을 위한 Ball Head 강도 분석결과

Ball Head 의 9 가지 모델들을 정적 해석을 통하여 분석을 하였다. 최대인장 응력은 166~344MPa 의 분포를 보여 주면서 Ball Head 의 재료인 Al2O3 의 최대 인장응력인 350MPa 보다 낮게 분포하는 경향을 볼 수 있다. 28S 모델이 Ball Head 의 두께가 가장 얇아지기 때문에 Worst Case 로 예상했던 28L 모델보다 최대 인장응력이 높게 분포하였다(Fig. 7).

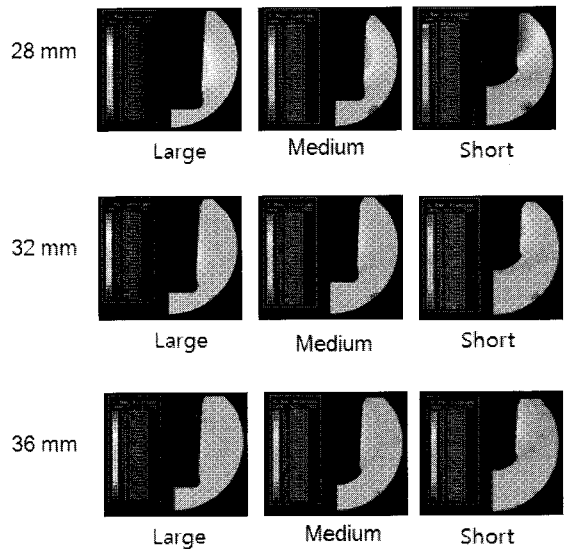


Fig. 7 Stress analysis of ball head in 9 different models

3.2 인공관절 Stem 의 한계치 설정을 위한 강도 분석 결과

Stem 의 한계치 설정을 위하여 Worst/Best Case 의 Boundary 를 찾기 위해 Origin 모델을 기준으로 총 33.2mm~50mm 의 Head Offset 길이의 변화와 110° ~150° 의 Neck Shaft Angle 에 대한 각도 변화를 주었다. Stem 부위에서 가장 약한 Neck 주위 응력을 분석한 결과 Table 2 와 같은 결과가 도출되었다. TiAl6v4 의 항복응력이 900MPa 이기 때문에 이 보다 작은 값을 나타내는 모델은 안정하다는 판단을 할 수 있다.

3.3 대퇴골의 정상적인 움직임을 예측하기 위한 Range of Motion 측정

Table 2 Maximum stress in neck shaft of stem(x: length of head offset, y: change of neck shaft angle, Safety Zone: under 900MPa)

	33.2	35	40	45	50
110	930.4	945.4	971.1	1036.1	1137.8
115	816.2	848.4	852.1	980.1	1123.2
120	807.2	803.4	830.6	916.2	1055.9
125	701.9	742.6	828.3	928.1	976.6
130	672.8	708.1	844.5	943.7	1088.5
135	615.4	742.6	887.1	1017.5	1194.4
140	720.2	787.8	908.3	1102.3	1258.5
145	762.8	846.1	1003.3	1130.9	1112.3
150	765.5	895.8	1247.7	869.9	1234.1

Table 3 Average values of ROM for normal cases

Motion Type	Motion Angle
Flexion	113°
Extention	23°
Abduction	48°
Adduction	31°
Internal rotation	45°
External rotation	45°

Table 3 은 일반인의 ROM 을 나타낸 것이고 Table 4 는 C-type DDH1 모델의 Neck shaft angle 과 Head offset 변화에 따른 측정된 ROM 값이다. ROM 의 경우 인종, 성별, 나이에 따라 다른 결과가 나타난다. 또한 자신의 의지에 의해 최대로 움직일 수 있는 범위를 측정하는 active-range-of-motion (AROM)인 경우와 다른 사람에 의하여 최대값을 측정하는 passive-range-of-motion(PROM)의 경우가 다른 결과를 나타낸다.⁷⁻¹⁰ 일반적으로 남자보다는 여자가, 나이가 어릴수록 ROM 의 범위가 커지는 경향이 있다.¹² Table 3 의 값은 THR 이 대부분 성인에서 발생하는 것을 감안하여 19 세 이상의 성인 남성을 대상으로 측정된 값을 비교 대상으로 정하였다.¹¹ 측정 결과를 보면 Ball Head 의 직경이 커짐에 따라 전반적인 움직임의 범위가 커짐을 볼 수 있었다 이유는 직경이 커짐에 따라 회전반경이 커지기 때문인 것으로 사료된다. Neck shaft angle 이 커짐에 따라 Abduction, Internal-rotation, External-rotation 의 값은 각각 79%, 88%, 42% 증가하였고, Flexion, Extension, Adduction 의 값은 70%, 68%, 59%

로 감소하는 것을 볼 수 있었다. 일반인 평균값과 비교를 통하여 28M 와 32M 의 Ball Head 를 사용한 모델의 115° 와 150° 를 제외한 모델이 일반인 평균값보다 크게 측정되어 이것을 제외하고는 인공 고관절 시술 후 일상적인 생활을 하는데 있어서 불편을 느끼지 않을 것으로 생각된다.

Table 4 Change of ROM dependent on stem geometry (Diameter: 28/32/36mm, C type, x: neck shaft angle)

28M_C	115°	125°	135°	145°	150°
Flexion	161	140	125	113	108
Extention	78	68	62	55	53
Abduction	43	53	64	74	79
Adduction	78	69	59	49	45
External rotation	46	55	64	76	85
Internal rotation	109	117	128	141	151
32M_C	115°	125°	135°	145°	150°
Flexion	142	141	128	116	111
Extention	85	73	66	59	56
Abduction	45	55	66	77	82
Adduction	80	70	62	52	47
External rotation	50	58	68	83	94
Internal rotation	112	121	132	147	160
36M_C	115°	125°	135°	145°	150°
Flexion	181	147	133	121	116
Extention	85	80	73	66	63
Abduction	49	58	69	79	84
Adduction	83	73	65	55	51
External rotation	55	63	75	90	104
Internal rotation	117	126	139	155	169

4. 결론

THR 은 인공관절이 개발된 이후에 고관절 질환의 치료에 있어서 일반적이고 효과적인 방법으로 사용되고 있다. 하지만 시술된 인공관절의 수명이 10-15 년이라는 점에서 인공관절의 수명연장 문제를 직면하고 있다. 따라서 본 연구에서는 이러한 문제를 개선하기 위해서 환자 맞춤형 인공관

절을 설계하고, 인공고관절의 기계적 안정성과 수술 후 환자의 관절 최대 가동 범위를 예상하여 일상생활 영위 정도를 알아보는 과정에 대한 프로토클 정립에 대하여 연구하였다. 기계적 안정성 평가는 인공관절의 구성요소인 Ball Head 강도 분석과 Stem 의 Head Offset, Neck Shaft Angle 의 길이변화에 유한요소해석을 통해 알아보았다. 또한 최대 관절 가동 범위는 SoildWorks® Motion 을 이용하여 인공관절의 ROM 을 통하여 측정하였다. 측정된 데이터를 종합하여 기계적 안정성 기준을 통과한 Ball 과 Stem 중 정상 ROM 범위에 포함되는 제품만이 환자에게 시술이 가능한 제품으로 평가 받을 수 있다.

Stem 의 Head 형상과 결합하는 Ball Head 의 경우 강도 분석을 통해 안정성 검증을 하는 과정에서 직경과 삽입 깊이에 따라 9 가지 모델로 구분하였다. 제품 군의 최대인장응력인 350MPa 인데 9 가지 모든 모델이 이 보다 낮게 분포하는 것을 볼 수 있다. 즉, 9 가지 모델 모두가 환자 시술에 적합하다. 하지만 28L 이 두께가 가장 얇으므로 worst case 라 생각했던 28S 보다 최대인장응력이 약 69% 큰 결과를 나타내었다. 맞춤형 인공관절 설계에 있어 중요하다고 알려져 있는 Head Offset 과 Neck Shaft Angle 를 실제 임상에서 사용되고 있는 C-type 을 기준으로 일정하게 변화시켜 항복응력이 900MPa 이하일 때의 모델을 분석하였다. Head Offset 의 길이는 33.2mm~50mm 로 Neck Shaft angle 은 110° ~150° 설정하여 각각의 모델을 FEM 분석한 결과 Neck shaft angle 의 크기는 설정한 값의 중간치 130° , 135° 에서, Head offset 의 크기가 작을수록 작은 응력값이 나오는 경향을 보였다. Table 2 의 Neck 주위의 응력값을 보면 붉은 색으로 표시한 부분이 TiAl6v4 의 항복응력 900MPa 보다 작게 나온 것으로 붉은 색이 표시된 제품들만 환자 시술에 사용 가능하다고 할 수 있다.

시술 후 예상되는 환자의 다리 동작 범위를 알아보기 위해 실시한 ROM 의 경우 형상설계변수와 Ball Head 의 직경변화에 따른 ROM 을 측정하여 일반인의 hip joint ROM 과 비교를 하였다. 사용된 Ball Head 의 직경이 클수록 ROM 이 커지는 것을 볼 수 있었고, Neck shaft angle 의 커짐 따라 Abduction, Internal-rotation, External-rotation 은 커지고 Flexion, Extension, Adduction 은 작아 지는 것을 알 수 있었다. 측정 데이터와 일반인의 Hip joint ROM 과의 비교를 통하여 Ball Head 직경이 28M, 32M

에서의 115° 150° 를 제외한 나머지 모델은 임상에서 사용할 수 있다.

본 연구에서는 맞춤형 인공관절 설계 과정 중 기계적 안정성 평가에 대한 프로토클을 정립하였다. 위와 같은 결과는 최종 맞춤형 인공관절의 분석에 있어 구체화된 데이터를 제시할 수 있을 것으로 기대된다. 추후에 다양한 모델에서 나오는 다수의 데이터를 이용한 추가 연구가 요망된다.

후 기

본 논문은 2009 년도 지식경제부 전략기술 개발 사업의 실버의료기기 핵심기술개발 사업 중 “주문형 인공고관절의 형상 검증 및 환자 대퇴골 모델을 통한 전임상 시뮬레이션” 과제의 연구비 지원을 받아 진행되었음.

참고문헌

1. Fagan, M. J. and Lee, A. J. C., “Material selection in the design of the femoral component of cemented total hip replacements,” *Clinical Materials*, Vol. 1, No. 3, pp. 151-167, 1986.
2. Sargeant, A. and Goswami, T., “Hip implants, Paper V Physiological effects,” *Materials & Design*, Vol. 27, No. 4, pp. 287-307, 2006.
3. Latham, B. and Goswami, T., “Effect of geometric parameters in the design of hip implants paper IV,” *Materials & Design*, Vol. 25, No. 8, pp. 715-722, 2004.
4. Mow, V. C. and Hayes, W. C., “Basic Orthopaedic Biomechanics Second Edition,” Lippincott Williams & Wilkins, pp. 62-79, 1997.
5. Jeffers, J. R., Browne, M., Lennon, A. B., Prendergast, P. J. and Taylor, M., “Cement mantle fatigue failure in total hip replacement: Experimental and computational testing,” *J. Biomech.*, Vol. 40, No. 7, pp. 1525-1533, 2006.
6. Nikou, C., Jaramaz, B. and DiGioia, A. M., “Range of Motion After Total Hip Arthroplasty-Simulation of Non-axisymmetric Implants,” *Lecture Notes in Computer Science*, Vol. 1496, pp. 700-709, 1998.
7. Kendall, H. O., Kendall, F. P. and Wadsworth, G. E., “Muscles. Testing and Function. 2nd ed.,” Williams & Wilkins, pp. 80-88, 1971.

8. Krusen, F. H., Kottke, F. J. and Ell-wood, P. M., "Handbook of Physical Medicine and Rehabilitation, 2nd ed.," WB Saunders Co., pp. 40-44, 1971.
9. Daniels, L. and Womhingham, C., "Muscle Testing, Techniques Manual Examination, 3rd ed.," WB Saunders Co., pp. 256-273, 1972.
10. Scully, R. M. and Barnes, M. R., "Physical Therapy," JB Lippincott Co., pp. 381-396, 1989.
11. Hoppenfeld, S., "Physical Examination of the Spine and Extremities," Appleton-Century-Crofts, pp. 78-86, 1976.
12. Mohr, T., "Musculoskeletal analysis: The hip. In: Scully RM, Barnes MR(eds), Physical Therapy," JB Lippincott Co., pp. 369-380, 1989.
13. Boone, D. C. and Azen, S. P., "Normal range of motion of joints in male subjects," J. Bone Joint Surg. Am., Vol. 61, No. 5, pp. 756-759, 1979.
14. Roach, K. E. and Miles, T. P., "Normal hip and knee active range of motion: the relationship to age," Phys. Therapy., Vol. 71, No. 9, pp. 656-665, 1991.
15. Weisse, B., Zahner, M., Weber, W. and Rieger, W., "Improvement if the reliability of ceramic hip joint implants," Journal of Biomechanics, Vol. 36, No. 11, pp. 1633-1639, 2003.
16. Reikerås, O. and Høiseth, A., "Femoral Neck Angles in Osteoarthritis of the Hip," Acta. Orthop. Scand., Vol. 53, No. 5, pp. 781-784, 1982.
17. Ramos, A. and Simoes, J. A., "Tetrahedral versus hexahedral finite elements in numerical modeling of the proximal femur," Medical Engineering & Physics, Vol. 28, No. 9, pp. 916-924, 2006.