

인공고관절 생체재료 마멸평가를 위한 시뮬레이터 개발

이 권 용, 윤 재 응, 전 승 범*, 박 성 길*

대구대학교 자동차·산업·기계공학부, *(주)알앤비

Development of Hip Joint Simulator to Evaluate The Wear of Biomaterials Used in Total Hip Joint Replacement

Kwon-Yong Lee, Jae-Woong Youn, Seung-Beom Jeon*, Seong-Khil Park*

School of Automotive, Industrial, and Mechanical Engineering, Taegu University,
*R&B Inc.

Abstract—Hip joint simulator which is an essential device for evaluating the wear of biomaterials (ultrahigh molecular weight polyethylene, Co-Cr alloy, alumina, etc.) used in total hip joint replacement was developed. This hip joint simulator mimics the joint motion and joint loading of human gait by adapting the 4 degree of freedom in kinematic motion (flexing/extension, adduction/abduction, internal rotation/external rotation) and axial loading. Four stations are operated by 8 servo-motors and harmony drives. Joint loading was imposed by displacement control from a ball screw, LM guide, and spring system. Each kinematic link system operates separately or coupled modes. A heater and a thermocouple were installed for keeping the body temperature in each station.

Keywords—hip joint simulator, wear of biomaterials, total hip joint replacement.

1. 서 론

인공관절 치환술이 1960년대 시작된 이래로 지금까지 매우 성공적으로 시행되어 왔으며, 의학 발달에 의한 노년층 평균 수명의 연장과 교통사고나 격렬한 운동을 통한 젊은층 환자의 증가로 인해 그 수요가 증가하고 있는 추세다. 인공관절에 쓰이는 대표적 생체재료들은 Ti 합금, Co-Cr 합금, PMMA bone cement, 초고분자량 폴리에틸렌 (UHMWPE), 세라믹 등이다. 이들의 생체 적합성은 좋은 것으로 알려졌으나 미세한 마멸 입자 (특히 UHMWPE의 입자)들은 bone resorption 또는 osteolysis 발생과 이에 따른 임플란

트 해리 현상(aseptic loosening)의 원인으로 여겨지고 있다 [1]. 재수술을 요하는 경우의 30%-40%가 수술부위의 염증도 없이 기계적 요인인 마멸 (wear)과 소성변형 (creep)에 의한 것으로 보고되었다 [2].

이에 많은 연구기관들이 UHMWPE 마멸의 특성분석과 체내 마멸량의 정량화에 많은 노력들을 기울여 왔으며, 또 한편으로는 highly crosslinked UHMWPE, 세라믹/UHMWPE, 합금/합금, 세라믹/세라믹 구성요소 등 마멸양을 줄이기 위한 기술 개발과 재료의 마멸 저항성 향상에 주력하고 있다 [3-5].

인공 고관절 생체재료의 마멸 문제를 해결하기 위해서는 재료자체의 마멸 저항성을 향

상시키는 것이 첫 걸음이며, 이의 검증을 위한 실험 기가재가 필요하다. 기계재료의 마멸 특성 분석을 위해서는 일반적으로 pin-on-disk type의 마멸 시험기가 사용되나 [6-8], 이 시험기를 관절운동 아래서 발생하는 마멸 현상 분석용으로 사용하는 데는 기구학적 운동과 하중조건의 차이에 의한 접촉면 응력상태의 큰 차이로 인하여 불가능하다. 따라서 고관절에서 일어나는 운동 기구의 재현 (Flexion/Extension, Adduction/Abduction, Internal Rotation/External Rotation)과 보행 중 작용되는 관절 하중의 재현 (double peak Paul's loading)을 통하여 실제현상에 가까운 조건 아래서 마멸 특성 분석 및 장기간 마멸 저항성 평가를 위한 시뮬레이터가 필수적이다 [9-11]. 또한, 체내 사용중의 마모 평가를 위해서는 one cycle/sec를 기준으로 한 시편당 3-4개월 동안의 장기간 지속되는 시험이 기본적이므로 시뮬레이터의 기능 가운데 장비의 내구성이 매우 중요하고 여러 시험 결과를 동시에 얻을 수 있는 multi-station이 강력하게 추천된다. 현재 인공 고관절 부품을 생산하는 기존 업체에서는 이러한 기능을 지닌 시뮬레이터를 보유하여 생산 제품의 평가에 활용하고 있다. 본 연구에서는 인공고관절에서 사용되는 생체재료의 마멸특성을 평가하는데 사용되는 고관절 시뮬레이터를 개발하는데 목적이 있다.

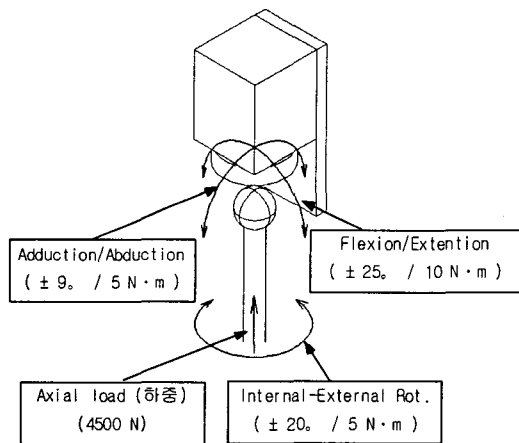


Figure 1. Schematic diagram of kinematic motions consisting in hip joint simulator.

2. 고관절 시뮬레이터의 구성

인체의 고관절 운동 범위를 고려하여 시뮬레이터의 축방향 하중의 구동을 포함하고, 링크부의 작동에 따른 Flexion/Extension, Adduction/Abduction, Internal Rotation/External Rotation 운동을 4 자유도 (degrees of freedom)로 구성하고 각각의 작동 범위를 결정하였다 (Figure 1).

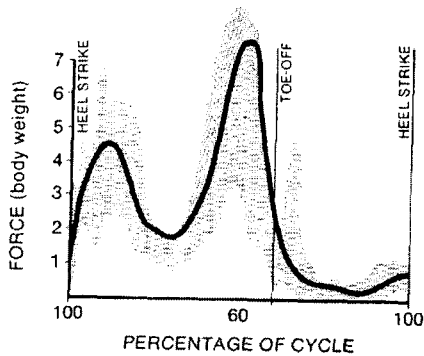
Station의 수는 4개로 하였으며, 2개의 station을 하나 bank에 위치하고 하나의 축 하중으로 동시에 작용하도록 system을 구성하였다. 이 경우에는 각각의 station을 독립적으로 작동하지 못하고, 2개의 station을 동시에 작동하는 제약이 따른다. 그러나, 각각의 station에 작용하는 축 하중을 측정하고 제어하기 위하여 load cell을 각 station 마다 장착하였다. 2개의 station은 각각의 링크부에 의하여 동시에 구동되지만 모든 링크부는 독립적으로 혹은 동시에 작동될 수 있다. 축하중과 각 링크부의 속도는 0에서 2Hz 범위 내에서 조절이 가능하고 체내 관절 환경과 유사한 환경에서 작동이 가능하다 (Table 1).

항 목	사 양
Station 수	4 (2 banks of 2; 각 bank는 독립구동)
구동 축수	각 Bank의 4축 구동
제어 방법	DC Servo Control
Axial Load	4500 N
Internal-External Rotation	$\pm 20^\circ$, 5 N·m
Flexion/Extension	$\pm 25^\circ$, 10 N·m
Adduction/Abduction	$\pm 9^\circ$, 5 N·m
Load Cell	독립된 4 load cells
Temperature Control	내장된 Heater를 통한 온도 제어
Speed	0 ~ 2 Hz

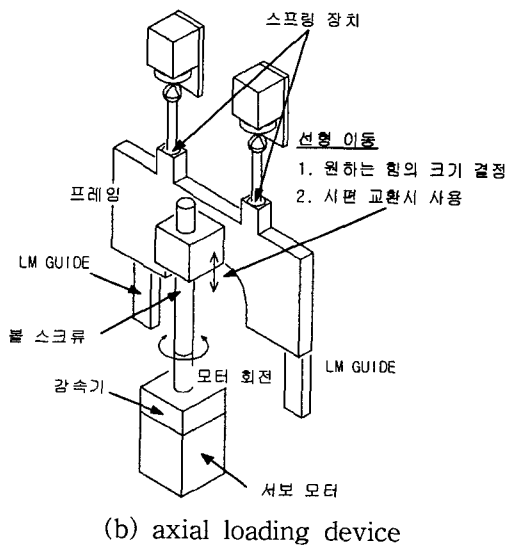
Table 1. Specification of hip joint simulator.

3. 축방향 관절하중

수직 방향으로의 double peak 관절하중 [12]을 부가하기 위하여 서보 모터 및 감속기에 연결된 ball screw를 채용하고 이 ball screw의 선형이동 변위를 LM Guide를 통하여 전달하고, LM Guide에 지지된 프레임의 각각의 선단에 설치된 스프링 장치를 통해서 축 방향 하중으로 작용시킴으로써 체내의 관절하중을 재현한다.



(a) Paul's hip joint axial loading [12]



(b) axial loading device

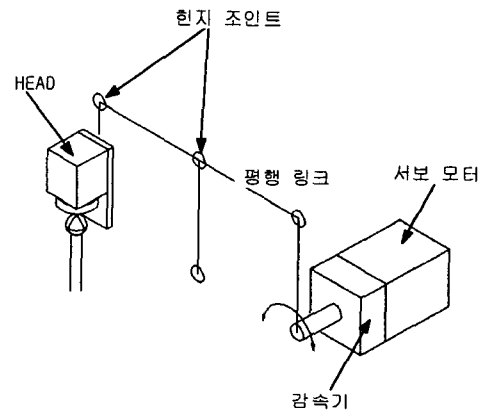
Figure 2. Hip joint axial loading pattern and a schematic diagram of axial loading part for a pair of stations.

2개의 station을 하나의 ball screw system으로 하중을 작용시키고 프레임 선단에 위치한 load cell로 각각의 station에 작용하는 하중을 측정하여 평균값과 오차의 한계를 설정하여 각각의 station에 작용하는 실질하중의 차이를 최소화하였다. 스프링장치의 채용으로 각 station의 접촉 변위를 스스로 보정하게 하였다.

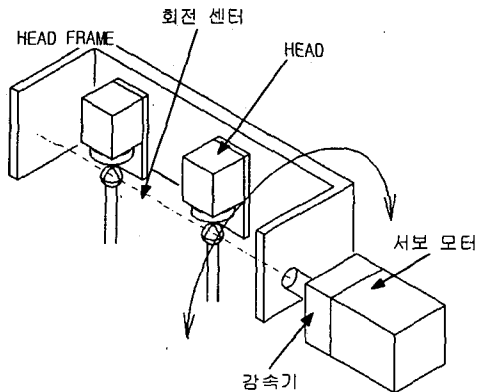
4. Link System

인체 걸음걸이 시 고관절에서 발생하는 기구학적 운동 형태를 재현하기 위하여 다음과 같은 링크 시스템을 구성하였다. 고관절 운동 중 가장 주된 운동인 하지 전후 Flexion/Extension 운동을 일으키는 링크 시스템은 서보모터로 구동 및 제어되는 평행링크와 프레임으로 구성되어 왕복 회전 요동운동으로 작동된다. 고관절 운동 중의 Internal Rotation/External Rotation 운동을 일으키는 링크 시스템은 서보모터로 구동 및 제어되는 평행링크가 femoral head를 왕복 회전 요동운동 시키며 axial loading system의 LM Guide 상부에 위치한다. 고관절 운동 중의 하지 좌우 Adduction/ Abduction 운동을 일으키는 링크 시스템은 acetabular cup이 고정되는 상부 head 프레임을 직접 서보모터로 구동 및 제어하여 왕복 회전 요동운동을 일으킨다. 서보모터는 main frame에 고정된다.

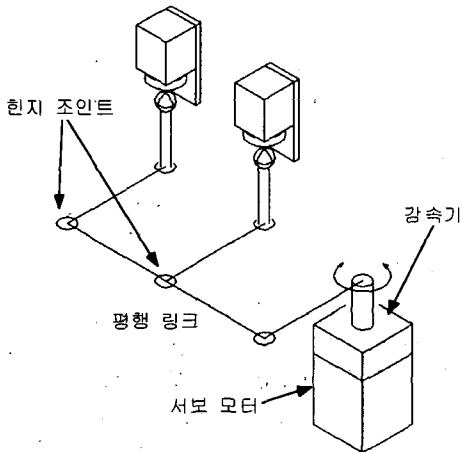
각각의 링크 시스템은 독립적으로 작동되며, 2개 혹은 3개의 시스템이 병행하여 작동될 수 있다.



(a) Flexion/Extension motion



(b) Adduction/Abduction motion



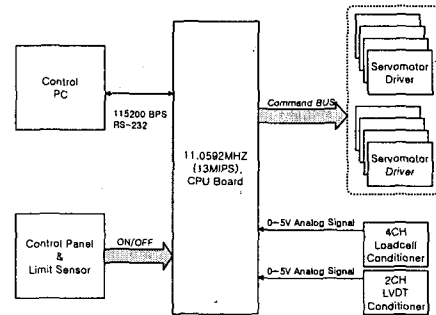
(c) Internal/External Rotation motion

Figure 3. Schematic diagrams of the kinematic link systems in hip joint simulator.

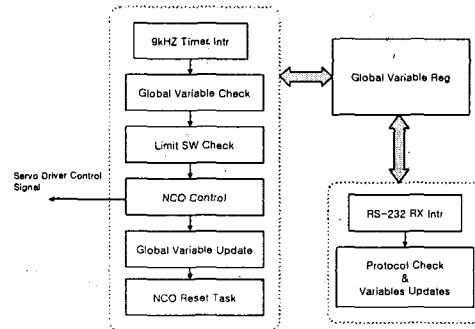
5. 전장 제어부

고관절 시뮬레이터의 전장부는 독립적으로 제어되는 8개의 AC 서보모터와 4개의 Loadcell, 2개의 LVDT로 구성된다. 4 자유도의 축방향 하중 및 고관절 운동은 각각의 서보모터로 제어 구동되며, 각 링크의 운동은 독립적으로, 부분적으로, 또한 총체적으로 작동될 수 있으며, 각각의 운동 범위를 기계적 및 전자적 limit 센서를 이용하여 제한하였다. Acetabular cup의 각도를 맞추기 위한 실험 초기 setting과 cup의 변형 및 마멸에 따른 형상변형

의 수직변위 정도를 실시간 측정하기 위하여 LVDT를 LM Guide frame에 장착하여 이로부터의 전기신호를 전장 제어부의 프로그램에 반영하였다 (Figure 4).



(a) electrical system



(b) servo-motor control

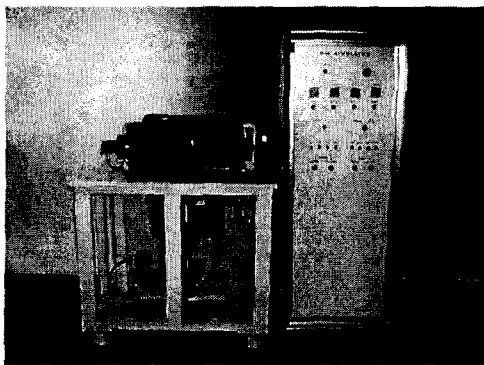
Figure 4. Block diagram of electrical control system in hip joint simulator.

각각 제어가 가능해야 하는 서보모터 드라이버를 위해 고속 8051 계열의 CPU가 사용된 메인 컨트롤 보드가 제작되어 장착되었고, 4채널 Loadcell 컨디셔너, 2채널의 LVDT 컨디셔너가 컨트롤박스 내에 장착되어 있다. 8축의 서보모터는 모두 동기(Synchronous Control)가 맞아야 하므로 단일 8051 CPU에서 제어를 한다. 서보모터는 모두 위치제어모드로 동작되고 제어를 위해 CPU에서 제어 신호를 만들어 서보모터에 신호를 보낸다. 센서 컨디셔너에서 출력되는 6채널의 아날로그 신호는 CPU내에 내장되어 있는 12bit 고속 아날로그 디지털 컨버터에 의해 디지털

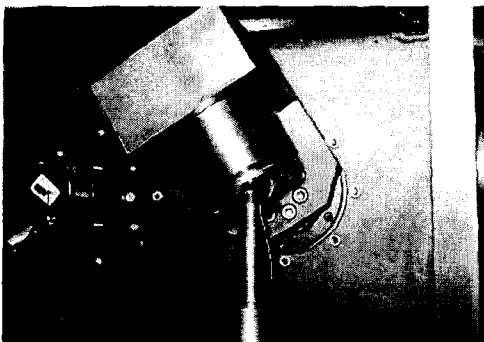
신호로 변환되어 처리되고, 115200BPS 의 고속 RS-232 프로토콜을 이용하여 모니터 PC 에서 제어상황과 각 센서의 상황을 모니터링 할 수 있도록 구성되어 있다.

맺음말

본 연구를 통하여 인공 고관절에서 사용되는 생체재료의 마멸 특성을 분석할 수 있는 고관절 시뮬레이터가 개발되었다 (Figure 5). 이 시뮬레이터는 고관절 하중 및 관절운동을 재현할 수 있으며, 관절체액을 대신하여 체온 상태의 bovine serum 을 사용하여 마멸 실험을 수행할 수 있다. 개발된 고관절 시뮬레이터는 지속적으로 연구 개발되는 각종 인공 고관절용 생체재료를 대상으로 그들의 마멸시험평가 및 인공 고관절 설계의 기계적 성능 평가에 활용될 예정이다.



(a) Hip joint simulator and controller



(b) Femoral head and acetabular cup jigs
Figure 5. Photographs of hip joint simulator.

후 기

본 연구는 보건복지부 벤처 및 중소기업기술개발사업 (과제번호: HMP-00-VN-01-31400-0031)의 연구비 지원에 의하여 수행되었습니다.

참 고 문 헌

- [1] Goldring, S.R., Clark, C.R., Wright, T.M.: The problem in total-joint arthroplasty: Aseptic loosening [Editorial]. *J. Bone Joint Surg.*, 75A (1993) 799-801
- [2] Program and abstracts, NIH Consensus Development Conference on Total Hip Replacement, NIH, September 12-14, 1994.
- [3] Kurtz, S.M., Muratoglu, O.K., Evans, M., Edidin, A.A.: Advances in the processing, sterilization, and crosslinking of ultra-high molecular weight polyethylene for total joint arthroplasty. *Biomaterials*, 20 (1999) 1659-168
- [4] McKellop, H., Shen, F.-W., Lu, B., Campbell, P., Salovey, R.: Development of an extremely wear-resistant ultra high molecular weight polyethylene for total hip replacement. *J. Orthop Res.*, 17 (1999) 157-167
- [5] Wroblewski, B.M., Siney, P.D., Dowson, D., Collins, S.N.: Prospective Clinical and Joint Simulator Studies of a New Total Hip Arthroplasty Using Alumina Ceramic Heads and Cross-Linked Polyethylene Cups. *J. Bone Joint Surg.*, 78-B (1996) 280-295
- [6] Saikko, V.: Wear and friction properties of prosthetic joint materials evaluated on a

- reciprocating pin-on-flat apparatus.
Wear, 166 (1993) 169-178
- [7] Atkinson, J.R., Brown, K.J., Dowson, D.: The wear of high molecular weight polyethylene, Part I: The wear of isotropic polyethylene against dry stainless steel in unidirectional motion. Trans. ASME J. Lubrication Technology, 100 (1978) 208-218
- [8] Standard practice for reciprocating pin-on-flat evaluation for friction and wear properties of polymeric materials for use in total joint prostheses, Annual book of ASTM Standards, Vol 13.01, F732-82, (1991) 183-188
- [9] Bragdon, C.R., OConnor, D.O., Lowenstein, J.D., Jasty, M., Syniuta, W.D.: The importance of multidirectional motion on the wear of polyethylene. Proc Instn Mech Engrs, 210 (1996) 157-165
- [10] Wang, A., Sun D.C., Yau, S.-S., Edwards, B., Sokol, M., Essner, A., Polineni, V.K., Stark, C., Dumbleton, J.H.: Orientation softening in the deformation and wear of ultra-high molecular weight polyethylene. Wear, 203-204 (1997) 230-241
- [11] DesJardins, J.D., Walker, P.S., Haider, H., Perry, J.: The use of a force-controlled dynamic knee simulator to quantify the mechanical performance of total knee replacement designs during functional activity. J. Biomechanics, 33 (2000) 1231-1242
- [12] Paul, J.: Magnitude of forces transmitted at hip and knee joints. Lubrication and wear in joints, ed. by V. Wright, J.B. Lippincott Company, 1969, 77-87