

주문형 인공고관절 개발

·강영훈, 송정일, ·박현철, ·염영일

산업과학기술연구소, ·포항공대

Development of customized Artificial Hip Joint

Y.H. Kang, J.I. Song, H.C. Park, Y. Youm

RIST, POSTECH

1. 서론

대상환자에 맞는 주문형 인공고관절의 설계 및 제작을 실시하였다. 인공고관절 설계의 기본data인 골구조의 형상을 C.T. scan data로 사진현상하고, digitizing 방법을 이용하여 골구조의 3 차원 형상을 구하는 방법을 사용한 바 있으나, 형상이 실제에 비해 정확하지 않았다. 이에 따라 C.T. scan data file를 이용하여 수작업을 하지 않고 SUN workstation에서 직접 data를 획득하는 방법을 사용하였다. 정확한 골구조의 3차원 형상 재구성에 따라 fitting 방법을 이용하여 실제 대상환자에 가장 적합할 수 있는 인공고관절을 설계, 제작하였다. 이와 같은 연구의 근본적인 목적은 Chao, Charnley, Crowninshield 등에 의해 인공고관절의 시술후 가장 큰 문제점으로 지적되고 있는 stem의 loosening 현상을 최소화하기 위함이다. 본 연구에서는 cement을 사용하지 않는 주문형 인공고관절로 결정하였고, collar의 유무는 추후 결정하고자 하나, 설계된 인공고관절 형상에는 collar를 사용하였다.

2. 방법

2.1. EXTRACT을 이용한 3 차원 형상재 구성

인공고관절 설계에 있어서 stem의 단면형상, stem의 곡면형상 등을 고려한 최적의 stem 형상을 구성하기 위해서는 대퇴골의 정확한 3차원 형상 재구성이 필요하다. 이를 위하여 본 연구팀에서는 미국 GE사의 CT scanner "9800 Quick" 과 Cornell University에서 개발한 EXTRACT program을 사용하였다. 성인의 cadaver femur를 3mm 간격으로 단층촬영하고 image file을 magnetic tape에 back-up 받아서

본 연구실의 SUN workstation에 설치되어 있는 소프트웨어 EXTRACT의 input format에 맞도록 사전처리(pre-scan process) 하였다. Image file은 가로, 세로 각각 512 개의 pixel로 구성되어 있으며 각 pixel에는 그 부분의 빛의 밀도와 관계되는 ascii code 값이 저장되어 있다. EXTRACT는 각 pixel의 ascii code 값을 grey value로 바꾸어서 화면에 표시해주며 filter를 통하여 cortical bone의 안쪽과 바깥쪽의 윤곽을 구분해 주고 윤곽의 좌표값을(point file) 계산해준다. 이 과정을 거치면 femur의 각 단면에 대해서 안쪽과 바깥쪽 경계를 따라 X,Y,Z 좌표값이 계산되어 point file에 저장된다. 각 단면의 안쪽과 바깥쪽 윤곽에 대해서 각각 전체의 둘레와 바깥쪽 윤곽의 중심을 계산한 후 이 길이를 중심에서 0도 되는 점에서 시작하여 반시계 방향으로 등간격으로 나누었다. 그리하여 36개의 좌표값을 안쪽과 바깥쪽 경계에 대해서 얻었다.

2.2. Fitting 방법에 의한 인공고관절의 설계

현재의 수입 인공고관절의 stem은 대부분이 좌우 대칭이며, 부분적으로 s자 형태를 사용하고 있다. 이러한 형상의 stem은 제작시 편리하고, 대량생산이 용이하다. 그러나, 인공고관절 시술후 발생되는 가장 큰 문제점인 stem이 이를 지지하고 있는 대퇴골에 대해 상대적으로 헐거워지는 현상을 촉진시키는 요소가 될 것이다. 이의 개선방안으로 본 연구진은 국내의 어느 병원에서나 제시할 수 있는 환자 개개인의 C.T. scan에 따라 최적의 stem 형상을 구할 수 있는 optimal fitting 방법을 시도하였다. Head와 neck 부분은 관절의 회전 중심과 일치하도록 기구학적인 요소를 고려하여 설계하였다. 이러한 방법으로 골구조에 삽

입이 가능하고, 상대적으로 깊여 나가는 volume이 적고 넓은 접촉을 할 수 있는 stem의 형상을 구할 수 있었다.

3. 결과 및 고찰

3.1. EXTRACT를 이용한 골구조의 3 차원 형상재구성

EXTRACT를 사용해서 각 단면의 X, Y, Z좌표를 종래의 hand digitizing에 비해서 오차가 거의 없게 얻을 수 있었다. 이를 이용하여 Fig. 1에서 보는 것과 같은 골격의 3 차원 형상을 wire frame으로 재구성하였다. 그러나 trochanter 근처와 같이 경계의 구분이 명확하지 않은 경우에 대해서는 역시 digitizing을 할 수 밖에 없었다. 단면을 3배까지 확대했으므로 오차는 무시할 정도였다. EXTRACT에서 threshold값을 변화시킴에 따라 cortical bone의 두께가 변하는 문제점이 발생하였다. 이는 개인마다 골격의 밀도가 다툼으로 인해서 활영시의 조건을 일정하게 할 수 없는 문제와 함께 연구를 수행하면서 실제 대상 cadaver femur의 골격 형상과 상대비교하므로서 tuning 작업을 하여야 할 것이다. 본 연구에서는 골격의 특정부위를 절단하여 cortical bone의 실제 치수를 정확히 측정한 후 이 치수와 EXTRACT에서 threshold의 변화에 따른 치수를 비교하면서 서로 일치된다고 판단될 때의 threshold값을 구하여 사용하였다.

3.2. Fitting 방법에 의한 인공고관절의 설계

Fig. 2는 EXTRACT를 사용하여 구한 3 차원 형상으로 부터 실제 시술시 사용되고 있는 절단부위를 computer simulation으로 절단한 상태의 대퇴골의 골구조 형상을 나타내고 있다. Fitting 방법에 의해 얻어진 stem의 형상은 전체적으로 수입인공고관절과 같은 좌우 대칭이 아니며, 또한 드물게 사용되고 있는 s자 형상도 아니다. 특히, 수입인공고관절은 구미에서 자국인에 맞게 설계되어 있어 골구조의 형상이 다른 한국인에게 적합하다고 할 수 없다. 그러나, 본 연구에서 설계된 stem은 비교적 넓은 부분에서 접촉이 되고 있으므로, 대퇴골에 고른 응력이 발생될 것으로 예상된다. 기구학적인 상관관계를 고려하여 head와 neck부분을 설계하였고, 위에서 구한 stem의 형상을 사용하여 Fig. 3과 같은 인공고관절의 설계를 완성하였다. Fitting 방법에 의하여 설계된 인공고관절은 대상골격의 골형상에 넓게 접촉하고 있으며 (Fig.

4-A, B), 인공고관절의 회전 중심이 이식 전 관절의 중심과 일치되게 함으로서 (Fig. 5-A, B) 시술전의 function을 정확하게 재현할 수 있게 하였다. Fig. 6은 재구성된 골격의 3 차원 형상을 이용하여 시술전의 고관절의 응력해석을 유한요소방법에 의해 실시한 결과이다.

4. 결론

대퇴골의 골구조를 3차원 형상 재구성하였고, 재구성된 data로 fitting 방법에 따라 인공고관절의 prototype을 설계하였다며, 설계된 3차원 형상을 따라 CNC machine에 의한 기계가공을 가능하게 하였다.

- 1) EXTRACT를 이용한 3 차원 재구성 방법이 digitizing에 의한 방법에 비해 상대적인 오차가 적었고, 인공고관절의 형상 data 획득에 적합하였다.
- 2) 설계된 인공고관절의 형상은 수입인공고관절과 달리 stem의 형상이 좌우대칭이나, s 자형이 아니라 시술되는 환자의 C.T. scan으로부터 fitting 방법에 의해 설계되었으므로 대퇴골의 골수강과 넓은 부분에서 접촉이 되고 있다.
- 3) 가공된 인공고관절을 대상 femur에 시술을 실시해 본 결과, CT scan 상의 cortical 및 cancellous의 구분이 실제 femur의 cortical 및 cancellous의 구분보다 넓게 cancellous region으로 사용함으로서, 시술시 over reaming을 해야 하는 문제점이 발생하여 이에 대한 tuning 작업을 실시할 예정이다.
- 4) 설계된 인공고관절에서 collar를 사용할 것인가, 또는 최적 stem의 길이 등은 연구의 진행에 따라 결정되어질 요소이다.

5. 참고 문헌

- 1) Andriacchi, T.P., Galante, J.O., Belytschko, T.B. and Hampton, S. : A Stress Analysis of the Femoral Stem in Total Hip Prosthesis. J. Bone and Joint Surg., 58-A : P. 618, July 1976.
- 2) Chao, E.Y.S. and Coventry, M.B.: Fracture of the Femoral Component After Total Hip Replacement. J. Bone and Joint Surg. 63-A : P. 1078, 1981.
- 3) Charnley, J.: The Future of Total Hip Replacement, In : The Hip Proceedings of the Hip Society. C.V.Mosby, St. Louis, 1982.

- 4) Crowninshield, R.D., Brand, R.A., Johnston, R.E. and Milroy, J.E : The Effect of Femoral Stem Cross-sectional Geometry on Cement Stresses in Total Hip Reconstruction. Clin. Orthop. 146 : P. 71, 1980.
- 5) Lee, A.J.C. and Ling, R.S.M.: Loosening. In: Complications of Total Hip Replacement. P. 110, Churchill Livingston, 1984.
- 6) Mittelmeier, H. : Ceramic Prosthetic Device In : The Hip Proceedings of the Hip Society, C.V.Mosby, St. Louis, 1984.
- 7) Valliappan, S., Svensson, N.L. and Wood, R.D.: Three Dimensional Stress Analysis of the Human Femur. P.253, Comp.Biol.Med.,1977.

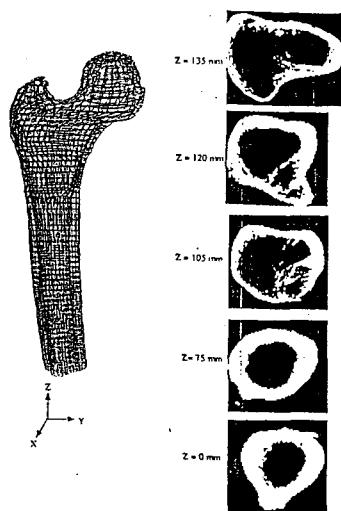


Fig. 1 CT scan의 sectional data로 부터 3 차원 재구성된 대퇴골의 형상

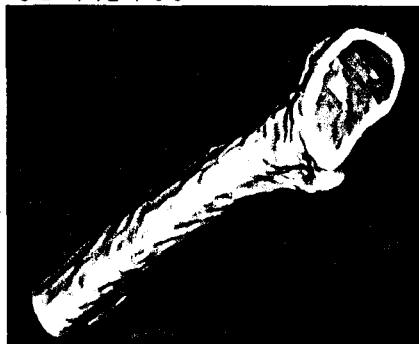


Fig. 2 시술방법에 따라 절단한 형상의 대퇴골

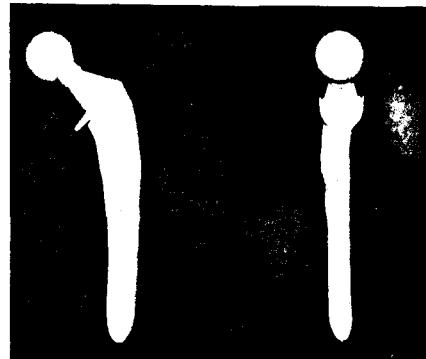
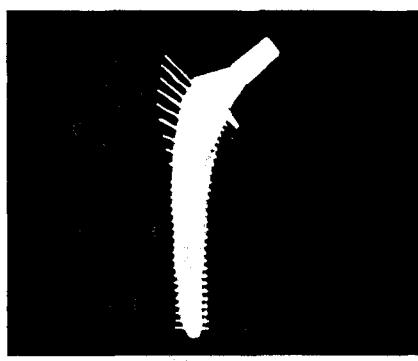
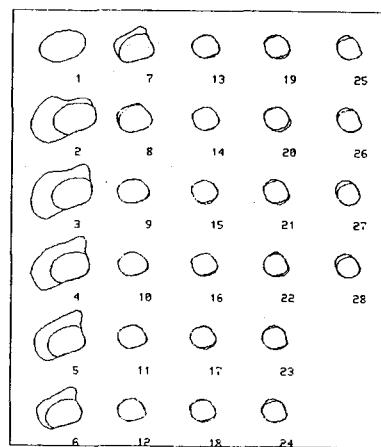


Fig. 3 Fitting 방법에 의하여 설계된 인공고관절



A)



B)

Fig. 4 A) 대상 inner 골구조의 wire frame과 설계된 인공고관절, B) 설계된 인공고관절과 대상 골구조의 section plot

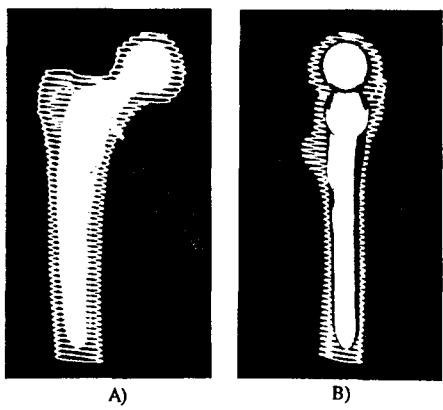


Fig. 5 대상골격의 wire frame과 설계된 인공고관절
A) Anterior - posterior view, B) Medial - lateral
view

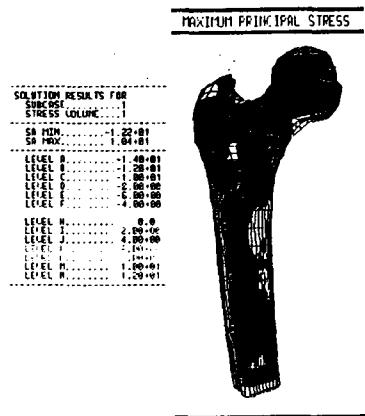


Fig. 6 시술전 고관절의 유한요소해석 결과