

CT 영상을 이용한 무릎관절 모의 치환 시술 환경

Surgical Simulation Environment for Replacement of Artificial Knee Joint

金 東 民*

Dong-min Kim*

요 약

CT 영상을 이용하여 인공 무릎관절 모의 치환 시술 환경 구축에 관한 방법을 제시한다. 관절의 3차원 형상의 재구성에 필요한 정보는 영상처리 기법을 이용하여 연속된 CT 영상으로부터 노이즈 제거와 포인트 데이터를 추출하며, 추출된 포인트 데이터는 영상의 해상도와 함께 생역학에서 제시한 역학적 축을 기준으로 실측의 3차원 형상으로 재구성된다. 재구성된 형상은 PC 기반에서 구현된 모의시술 프로그램을 통하여 관절 운동의 해석과 접촉면 해석을 지원하며, 조이스틱과 마우스등을 이용하여 인공관절의 치환과 절단을 가상으로 실행할 수 있도록 하였다. 또한 인공 관절의 접합부에 대한 접촉면 해석을 통하여 시술에 대한 정합성과 연골 부위의 마모성 예측을 시각화하였다.

Abstract

This paper presents a methodology for constructing a surgical simulation environment for the replacement of artificial knee joint using CT image data. We provide a user interface of preoperative planning system for performing complex 3-D spatial manipulation and reasoning tasks. Simple manipulation of joystick and mouse has been proved to be both intuitive and accurate for the fitness and the wear expect of joint. The proposed methodology are useful for future virtual medical system where all the components of visualization, automated model generation, and surgical simulation are integrated.

Key word: surgical simulation, 3D reconstruction, total knee replacement

I. 서론

컴퓨터의 데이터 처리 능력과 그래픽 기술의 발전은 특히 컴퓨터 시각화 분야에서 많은 발전을 저왔으며, 이를 이용한 응용분야 또한 점차 확대되어지고 있다. 의공학 분야에서도 영상처리 및 그래픽 기술을 이용하여 인체에 관한 정보를 시각화하기 위한 연구가 꾸준

히 진행되고 있으며, 그 중에서도 모의시술 분야에서의 응용은 시술 대상의 3차원 형상화 및 시술에 필요한 3차원 정보를 제공함으로써 시술자에게 보다 정확하고 많은 정보를 전달할 수 있도록 한다. 그 외에도 시술 전에 모의 환경에서 시술계획을 수립할 수 있을 뿐만 아니라 적은 비용으로 시술 훈련을 할 수 있는 교육적 효과를 높일 수 있는 이점이 있다[1]. 이를 위해서 무엇보다도 모의시술 환경에서 제공되는 정보가

* 弘益大學校 電子電氣컴퓨터學科

(Dept. of Electronics Engineering, HongIk Univ.)

接受日:2002年 5月 10日, 修正完了日:2003年 7月 28日

정확하여야 하며 시술에서 필요한 제반 상황을 정확하게 재현할 수 있어야 한다.

인공관절 모의시술 환경에서는 치환을 위하여 절단 위치 선정과 절단면에 관한 시각적 정보를 제공하여야 하며, 가상 절단과 삽입을 위하여 시술자의 입력을 가능하게 하는 장치가 필요할 것이다. 이를 위하여 우선 연속된 CT 영상으로부터 노이즈 제거와 포인트 데이터를 추출하며, 추출된 포인트 데이터를 이용하여 CT 영상의 해상도와 함께 생역학에서 제시한 역학적 축으로 실측의 3차원 형상으로 재구성된다[2][3][4]. 재구성된 형상은 PC 기반에서 구현된 모의시술 프로그램을 통하여 3차원 공간에서 관절 운동의 해석과 접촉면 해석을 지원하며, 조이스틱과 마우스를 이용하여 인공관절의 치환과 절단을 가상으로 실행할 수 있도록 하였다. 또한 인공 관절의 접촉부에 대한 접촉면 해석을 통하여 시술에 대한 정합성과 연골 부위의 마모성예측을 시각화하였다. 구축된 모의시술 환경에서 절단과 삽입에 필요한 무릎관절의 3차원 형상은 CT 영상 정보를 기초로 형상화하였으며, 치환 대상인 인공관절은

II. 3차원 형상 재구성

CT 영상으로부터 3차원 골격 형상 복원을 위해서는 각 장의 CT 영상에 대하여 골격의 외각선 정보와 영상의 실측 정보를 가지고 있어야 한다. CT 데이터는 영상과 실측에 대한 수치 정보가 혼합되어 있으므로 우선적으로 이들을 분리하여 저장한다. 분리된 정보로부터 영상 정보는 영상처리 기법을 적용하여 필요한 골격의 외각 성분을 추출하며, 실측정보와 함께 역학적 축을 기준으로 재설정된다. 역학적 축으로 설정된 포인트 데이터는 컴퓨터 그래픽 기술을 이용하여 3차원 형상으로 시각화된다.

1. CT 데이터 변환

CT 촬영을 통하여 얻은 DAT 형식 파일은 프로그램을 이용하여 영상과 실측 정보를 분리되어 영상 정보는 외각선 추출을 위하여 영상처리가 가능한 RAW 파일 형식으로 저장되며, 각 장의 영상은 512x512 pixel의 크기로 256 gray level의 해상도를 갖는다. 실측 정보는 TXT 파일 형식으로 저장하며, 3차원 형상을 재

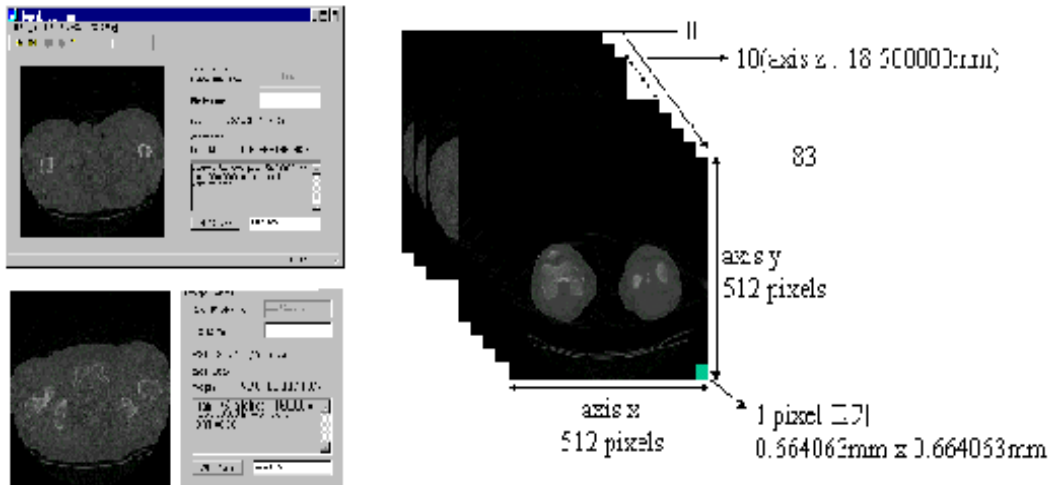


그림 1. CT 데이터 분리와 제원

Fig. 1 Separation of CT data and dimension

상용 제품의 3차원 스캔 데이터와 설계용 CAD 데이터를 다양한 응용 프로그램에서 지원하는 VRML(Virtual Reality Modeling Language) 형식으로 변환하여 사용하였다. 그리고 외부 입력 장치로는 조이스틱을 이용하여 실시간 입력을 가능하게 하였다.

구성할 때 사용된다. 그림 1과 표 1은 분리된 영상의 한 예를 보이고 있으며 전체 대퇴골 영상과 pixel의 크기 및 연속촬영 상에서의 상대적 위치를 나타내고 있다. 여기서 촬영 진행 축을 z 축으로 선정하고 이에 수직인 면을 기준으로 x와 y

CT 영상을 이용한 무릎관절 모의 치환 시술 환경

측을 선정하였다.

내부 노이즈 제거가 선행되어야 한다.

표 1 CT 촬영 정보 예(그림 1. 10번 CT DAT FILE)
Table 1 Example of CT data file in 10th slice of Fig. 1

내용	제원
촬영 장소	KYUNGHEE UNIV. HOSP.
촬영 날짜 및 시간	95/9/17, 15:8:45
1pixel 실측 크기	0.664063mm×0.664063mm
연속 촬영에서의 수직 위치	18.50mm

2. 영상처리

분리된 영상정보로부터 외각선 검출을 위해서는 우선적으로 불필요한 노이즈 성분을 제거하여야 한다. 일차적으로 원하는 골격과 그 외의 성분을 제거하기 위하여 경계치를 이용한 영상분할 기법을 적용한다[6]. 영상분할에 필요한 경계치는 일반적으로 일정한 값을 사용하지만 연속된 CT 영상에서는 각 장마다 해상도가 다르므로 한 경계치를 모든 영상에 적용할 수가 없다[7]. 따라서 각 영상에서 가장 적합한 경계치를 찾기 위하여 인체와 인체 이외의 영역(A)으로 다시 인체 영역을 골격 이외의 조직 영역(B)과 골격(C)으로 구분한다. 그림 2(a)는 전체 영상에 대한 히스토그램을 나타내고 있다. 영상에서 세 영역이 모두 나타날 수 있는 x축에 평행인 임의의 선을 선정하고 그 선에서의 gray level를 살펴보면

그림 2의 (b)와 같이 gray level 64에서 (B)와 (C)의 경계에 대한 변화가 있음을 알 수 있다. 전체 히스토그램에서 골격과 그 이외의 조직과의 경계에 따른 변화는 그림 2(a)에서 D 영역에 해당된다. 따라서 모든 CT 영상에 대하여 자동적으로 일괄 처리할 수 있는 경계치를 찾기 위하여 기울기를 이용하였다. 전체 히스토그램에서 x축의 값 255에서 0의 방향으로 기울기가 120되는 gray level이 전체 CT 영상의 히스토그램을 통하여 골격과 그 외의 부분의 영역의 변화에 대하여 거의 동일하게 나타남을 알 수 있다. 이와 같은 영상분할 적용에 대한 결과가 그림 3(a)에 나타나 있다.

골격의 외각선 검출을 위해서 라플라시안 필터를 사용한다. 라플라시안 필터는 이진영상에서 하나의 pixel로 이루어지는 외각선을 추출할 수 있는 장점이 있지만 그림 3(b)와 같이 내부 노이즈에 대한 각선도 같이 나타나게 되는 단점이 있으므로 적용하기 전에

내부 노이즈는 골격의 일부를 포함하기 때문에 상분할에서는 제거될 수 없으므로 골격의 내부를 우선 방법을 통하여 내부 노이즈를 제거한다. 내부를 우선 위해서 각 pixel에 대해 8개의 방향으로 주변 pixel을 검사하여 골격의 내부와 외부를 구별하며 내부 pixel로 구별되면 점차 확장하여 최종적으로 내부를 완전히 채우게 하였다.

마지막으로 내부 노이즈가 완전히 제거된 상태에서 라플라시안 필터를 적용하여 원하는 외각선을 추출한다.

3. 3차원 변환 및 축 설정

영상처리에서 얻은 144개의(대퇴골 83, 경골 61) 외각선은 3차원 형상을 재구성하기 위하여 일정한 개수로 샘플링 하여 실측 정보와 역학적 축 설정 방법에 의하여 재 정렬한다. 역학적 축은 생역학에서 사용되는 축으로 슬관절의 중심을 지나며 그림 4에서 나타난 4개의 점에 해당되는 단면을 이용하여 재설정한다. 그림 4에서 a, b에 해당되는 단면은 경골의 전체 외각선을 대하여 수직의 중심에서부터 아래와 위로 외각선에 대한 면적이 가장 큰 부분이다. 대퇴골에서의 c는 아래 부분에서 외각선의 면적이 가장 큰 부분이며, d는 대퇴골 두(femoral head)의 중심점이다. 이들 4개의 단면에 대한 외각선은 그림 5과 같이 나타난다. 경골의 역학적 축은 그림 5 (a)와 (b)에 나타난 외각선의 중심점을 잇는 선이 z축이며 (b)에서 (a_x, a_y) 와 (b_x, b_y) 를 연결하는 선의 평행을 y축이 된다. 같은 방법으로 대퇴골에서는 그림 5의 (c)와 (d)를 이용하여 축을 찾는다[8].

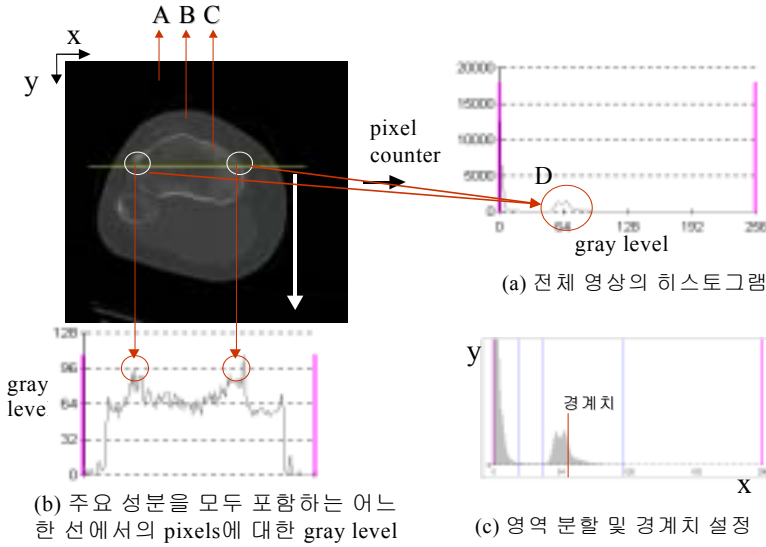


그림 2. 히스토그램과 영상 분할CT
Fig. 2 Histogram and segmentation



그림. 3 외곽선 추출
Fig. 3 extraction of boundary

CT 촬영에서의 역학적 축은 본 논문에서 사용된 기준 축과 일치하지 않는다. 두 축을 일치하기 위해서 homogeneous transformation을 이용하여 CT 촬영에서의 설정된 좌표계를 기준 좌표계로 변환하여 재설정한다.

여기서, $R_{3 \times 3}$ 은 CT 촬영 좌표계에 대한 기준 좌표계의 rotation 행렬을 $d_{3 \times 1}$ 는 위치를 각각 나타낸다. 그리고 $(x', y', z')^T$ 는 CT 영상 좌표계의 임의의 한점 $(x, y, z)^T$ 에 대하여 변환된 기준 좌표계에서의 위치를 나타낸다.

$$\begin{bmatrix} x' \\ y' \\ z' \\ 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} R_{3 \times 3} & d_{3 \times 1} \\ 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x \\ y \\ z \\ 1 \end{bmatrix}$$

CT 영상을 이용한 무릎관절 모의 치환 시술 환경

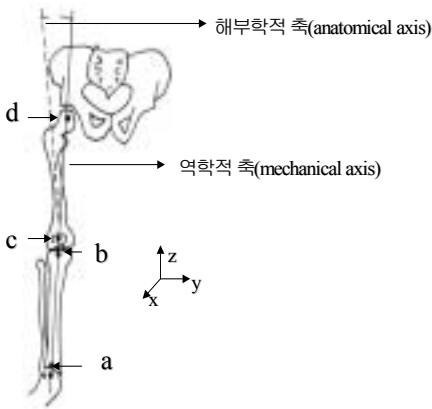


그림 4. 역학적 축 및 해부학적 축 설정
Fig. 4 Mechanical and anatomical axis

다. 기준 축으로 재설정된 포인트 데이터는 가상의 3차원 공간에 배치되며, 각각 point, mesh, 모델을 거쳐 surface 모델로 완성한다. 그림 6는 최종적으로 무릎관절에 관한 전체 형상을 나타내고 있다.



그림 6. 경골과 대퇴골에 대한 surface model

Fig. 6 Surface model of femoral and tibial part

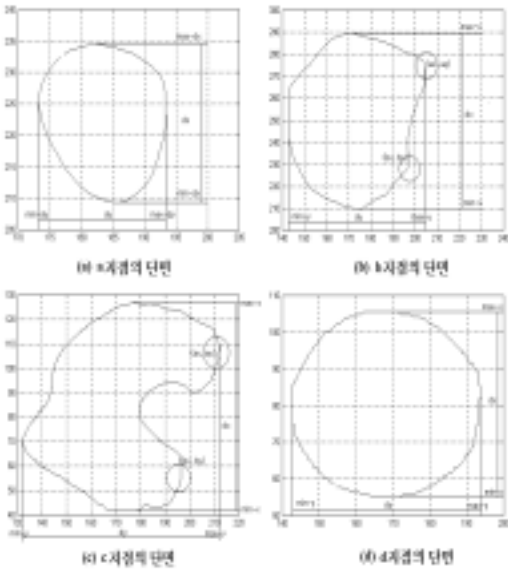


그림 5. 그림4에 나타난 a, b, c, d 지점의 외곽선

Fig. 5 Boundary including point a, b, c, d in Fig. 4

4. 3차원 형상 재구성

재구성된 3차원 포인트 데이터는 TGS사의 OpenInventor Library와 Microsoft사의 Visual C++ 프로그램 언어를 이용하여 제작한 프로그램에서 시각화 한

모의시술에서 사용하는 인공관절 형상은 상용 제품에 대한 3차원 스캔 데이터나 AutoCAD 프로그램에서 설계된 데이터를 VRML로 변환하여 사용한다. VRML은 3차원 정보를 저장하는 형식으로 다양한 응용 프로그램에서 지원하므로 사용하였다. 인공 관절의 실물과 VRML 형상은 그림 7과 같으며, VRML은 모의시술 프로그램에서 surface model 형태로 나타난다.

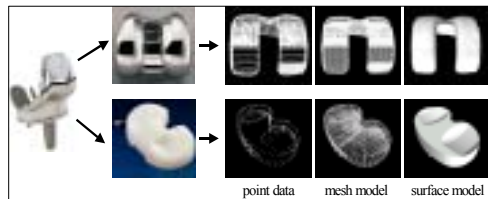


그림 7. 인공관절의 다양한 형상 모델
Fig. 7 Various model of artificial knee joint

III. 모의 시술 환경

1. 입/출력 interface

인공 무릎관절 치환 수술에 관한 제반 사항을 시각화하는 모의시술 환경을 구축한다. 인공관절치환 모의시술에서는 치환 부분의 위치와 절단에 대한 시술자의 입력 값과 이에 따른 3차원으로 시각화된 출력이 필요하다. 모의시술 환경은 PC 기반에서 구현되고 입력 장

치로는 조이스틱과 마우스를 이용하였다. 치환 결과는 모니터 상에 출력되며, 시술자가 계속적으로 결과를 지켜보며 수정할 수 있도록 페루프 시스템 형태로 그림 8와 같이 구성된다.



그림 8. 모의 시술 시스템의 입출력 interface

Fig. 8 I/O interface of simulated system

모의시술에서 필요한 입력 장치의 기본 조건으로 3차원 공간에서 물체의 이동과 회전에 관한 수치 정보의 입력이 쉬워야 하며, 실시간으로 입력이 가능하도록 한다. 3차원에서의 이동과 회전이 자유롭기 위해서는 6 DOF(6degree-of-freedom) 입력이 가능하여야 하지만 여기서 사용된 조이스틱은 6 DOF 입력이 불가능하므로 선택된 물체의 이동과 회전을 분리하여 사용한다. 마우스는 초기에 형상에 대한 출력 모드와 색 등 데이터를 지정하는데 이용한다.

입력에 관한 출력은 PC 모니터에 나타난 3차원 가상공간이다. 모니터는 2차원 평면이지만 움직임에 따라 변하는 형상과 관찰자의 위치에 따른 형상은 그래픽 요소 기술을 이용하여 3차원 형상으로 시각화한다.

2. 모의시술

인공관절 치환 모의시술에서는 인공관절의 삽입 및 절단과 정합성에 대한 확인이 가능하여야 한다. 그림 9는 모의시술의 절차와 환경을 제공하는 프로그램을 보여주고 있다. 실제 시술에서는 절단 후 인공관절을 삽입하여야 하지만 모의시술에서는 가상현실이라는 장점을 활용하여 가상적 삽입에 의한 절단면의 정확한 위치를 판단할 수 있도록 시술 절차에서 절단을 삽입 후에 하도록 한다[9].



그림 9. 모의시술 절차 및 환경

Fig. 9 Simulated surgical procedure and system

모의시술 프로그램에서는 있는 그대로의 형상, points, wire frame, bounding box 등 여러 형상으로 출력 방법을 지원한다[10]. 인공관절 삽입은 PC의 과도한 연산을 줄이기 위해 우선적으로 bounding box 형태에서 초기 위치를 설정하고, mesh 형태에서 미세 조정을 거쳐 보다 정확한 위치를 찾도록 한다. 그림 10은 bounding box 상태에서 인공관절 삽입 과정을 나타내고 있으며, 그림 11은 mesh 상태에서 미세 조정하는 과정과 완료된 상태를 나타내고 있다.

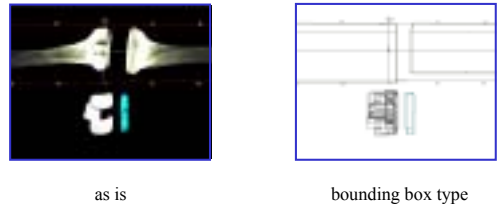


그림 10. 3차원 형상 초기 설정

Fig. 10 Initial setup of 3D model and bounding box type

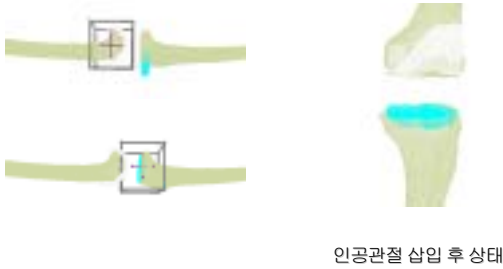


그림 11. 인공관절 삽입

Fig. 11 Insertion of artificial knee joint

4. 절단 위치에 따른 정합도 시각화

인공관절 삽입이 완료되면 대퇴골과 경골의 투명도 조절을 통하여 삽입 상태를 시각화한다. 투명도 설정에 따른 삽입의 시각화는 절단 위치를 확인시키며, 시술자에 의해 확인된 위치에서 가상으로 절단을 실행한다. 절단 위치에 따라 정합도는 변화되며, 이러한 변화는 그림 12와 같이 시각화된다.

그림 12는 기준(0mm)부터 아래로 0.2mm 간격의 절단에 대한 삽입에 대한 형상을 서로 다른 색으로 나타냄으로써 시각화하였으며 영상처리를 통해 경골과 인공관절의 접촉면의 면적을 계산하고 정량화를 가능하게 한다. 표 2는 절단위치에 따른 정합도에 대한 수치적 정량화를 보여 주고 있다. 이와 같은 정합성의 판단은 CT에서 제공되는 2차원 정보에 따른 방법 보다 정확하며 정량적 수치 정보의 제공을 가능하게 한다.

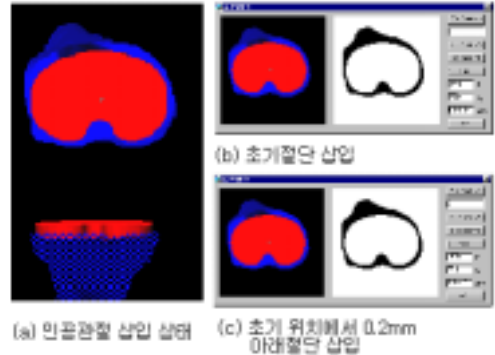


그림 12. 절단 위치에 따른 적합성 비교
Fig. 12 Fitness due to the position

표 2 절단 위치에 따른 접합 면적

Table 2 Fitting area due to cutting position

수직 절단 위치	경골 면적 (pixel)	인공관절 면적(pixel)	경골/ 인공관절
초기 절단	7733	16164	0.4784
- 0.2mm 절단	7713	16164	0.4771

5. 인공관절의 접촉면 시각화

인공관절의 조합된 형태에서 인공관절이 움직임에 따른 접촉면을 모의실험을 통하여 시각화하였다. 사용된 모의실험 방법은 접촉면 검출을 위하여 형상의 내부가 비어있는 surface model의 특징을 이용하여 형상의 아래 부분을 절단하고, 가상의 카메라를 절단면의 아래 부분에 설치하여 영상 이동에 따른 접촉면을 영상처리와 색 표를 이용하여 시각화하였다. 그림 13은 flexion angle이 0도인 상황에서 수직부하에 의한 변형을 고려한 상황에서 나타난 접촉면을 나타내고 있다. 이러한 접촉면의 결과는 마모에 대한 예측을 가능하게 하며, 인공관절 설계에서 사용되는 재료와 곡면에 대한 선정에서 사용되어진다.

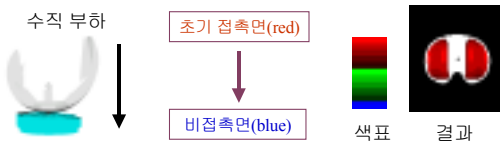


그림 13. 수직 부하에 따른 인공관절 접촉면 시각화

Fig. 13 Visualization of contact area

III. 결론

인공관절 치환에 관한 모의시술 환경을 3차원으로 구현하였다. 모의시술에서 제공하는 대퇴골과 경골의 형상은 CT 데이터를 이용하여 구현하였으며, 인공관절 형상은 3차원 스캔과 설계용 CAD 데이터로 구성하였다. 인체 형상의 재구성을 위하여 영상처리 알고리즘을 이용하여 필요한 3차원 정보를 추출하였으며, 이에 필요한 영상처리 기법을 연속된 CT 영상에서도 모두 적용 가능한 자동화된 방법을 제시하였다. 인공관절의 3차원 형상은 현재 상용프로그램에서 지원하는 VRML 형식을 이용하여 계속적으로 설계변경에 따른 데이터의 교체가 가능하도록 하였다.

모의시술 환경 구축에서는 컴퓨터 그래픽 요소 기술을 최대한 응용하였으며 외부 장치에 대한 입력과 3차원 출력을 가능하게 하고 가상의 절단 및 시술의 결과를 시각화하였다. 시술에 대한 결과의 시각화에서는 절단 위치에 따른 정합도의 정량화와 접촉면의 시각화 방법을 제시하였으며, 이러한 연구는 시술에서 사용되는 도구의 형상화 및 인체의 움직임에 대한 다양한 상황의 재현에 따라 많은 정보를 시술자에게 제공할 수 있을 것이다.

참고문헌

[1] D. Sorid and S. K. Moore, "The Virtual Surgeon," IEEE Spectrum, pp. 26-31, 2000
 [2] Y. Zhu, J. X. Chen, X. Fu and D. Quammen, "A Virtual Reality System for Knee Diagnosis and Surgery Simulation", Proceedings of the IEEE Virtual Reality, pp. 84, 1999
 [3] L. Caponetti and A. M. Fanelli, "Computer-Aided Simulation for Bone Surgery,"

IEEE Computer Graphics & Application, pp. 86-92, 1993
 [4] Y. Zbu, F. X. Cben, S. X, and E. B. Mac Mabon, "3D Knee Modeling and Biomechanical Simulation," Computing in Science & Engineering, vol. 1 no. 4, pp. 82-87, 1999
 [5] R. Gonzalez and R. Woods, *Digital Image Processing*, Addison Wesley, pp. 413-482, 1992
 [6] V. Anand, *Computer Graphics & Geometric Modeling for Engineers*, Wiley, 1992,
 [7] N. Papamarkos and B. Gatos, "A New Approach for Multilevel Threshold Selection," Graphical Models and Image Processing, vol. 56, no. 5, pp. 357-370, 1994
 [8] E. Grood and W. Suntay, "A Joint Coordinate System for the Clinical Description of Three-Dimensional Motions: Application to the Knee," Trans. of the ASME, vol.105, pp. 136-1983, 1983
 [9] P. La Palombara, M. Fadda, S. Martelli and M. Marcacci, "Minimally invasive 3D data registration in computer and robot assisted total knee arthroplasty," Medical & Biological Engineering & Computing, V.35 N.6, pp.600-610, 1997
 [10] J. Wernecke, *The Inventor Mentor*, An imprint of Addison Wesley, 1994, pp. 35-418

저 자 소 개

金東民 (正會員)



1979 서울 대학교 전기공학과
 학사 1984 서울 대학교
 전기공학과 석사
 1996 University of Michigan
 박사 1997 - 현재 홍익대학교
 과학기술대학 전자전기컴퓨터
 공학부

관심분야: robotics, control ,system theory,
 bioelectrical engineering