

한국인의 3차원 무릎관절 구축 및 형상 측정

박기봉* · 김기범* · 손 권† · 서정탁** · 문병영***

(2004년 2월 13일 접수, 2004년 9월 14일 심사완료)

Construction and Measurement of Three-Dimensional Knee Joint Model of Koreans

Ki Bong Park, Ki Bum Kim, Kwon Son, Jeung Tak Suh and Byung Young Moon

Key Words: Computed Tomography(단층촬영사진), Korean Knee Joint Model(한국인 무릎 관절 모델), Replacement Arthroplasty(인공 관절 치환술)

Abstract

It is necessary to have a model that describes the feature of the knee joint with a sufficient accuracy. Koreans, however, do not have their own knee joint model to be used in the total knee replacement arthroplasty. They have to use European or American models which do not match Koreans. Three-dimensional visualization techniques are found to be useful in a wide range of medical applications. Three-dimensional imaging studies such as CT(computed tomography) and MRI(magnetic resonance image) provide the primary source of patient-specific data. Three-dimensional knee joint models were constructed by image processing of the CT data of 10 subjects. Using the constructed model, the dimensions of Korean knee joint were measured. And this study proposed a three-dimensional model and data, which can be helpful to develop Korean knee implants and to analyze knee joint movements.

1. 서론

인체에서 무릎 관절은 광범위한 굴곡 신전 운동과 함께 안정성이 요구되는 인체 최대 관절 가운데 하나이다. 큰 관절 하중으로 인해 인대 손상, 반월판 파열, 변형성 무릎 관절증이나 만성 관절 류마티스 등의 질환이 무릎 관절에 발생하기 쉽다. 또한 교통 사고나 스포츠에 의한 외상으로 무릎 관절의 운동을 제어하고 있는 인대의 파열 손상이 발생하기도 한다.⁽¹⁾ 무릎 관절에 질

량이 발생한 경우 치료와 재활이 중요한 문제가 된다.

치료에 있어서 무릎 관절의 변형이 큰 경우에는 인공 삽입물을 사용하여 관절을 치환하고 재건하는 인공 관절 치환술이 적용된다. 성공적인 인공 관절 치환술을 행하기 위해서는 동통 및 변형이 없고, 안정되며, 정상 범위의 운동이 가능한 인공 관절의 삽입이 필요하다. 인공 관절을 착용하고 정상인과 같은 운동을 수행하려면 관절의 기능을 충분히 대체할 수 있는 인공 관절의 설계가 필요하다.

시술 후 환자의 보행 및 무릎 운동에 대한 분석도 중요하다. 시술 후의 환자 운동을 분석함으로써 시술의 완성도와 재활의 정도를 가늠할 수 있다. 실험을 통한 보행이나 무릎 운동의 분석뿐 아니라 실험 경비를 절약하고 다양한 경우의 분석을 위해 3차원 모델을 사용한 시뮬레이션이 많

† 책임저자, 회원, 부산대학교 기계공학부
E-mail : kson@pusan.ac.kr
TEL : (051)510-2308 FAX : (051)512-9835

* 부산대학교 기계설계공학과

** 부산대학교 의과대학정형외과

*** 회원, 부산대학교 항공우주공학과

이 사용된다.

지금까지 무릎 관절에 관한 연구는 해외에서 활발히 진행되었다. Wismans 등⁽²⁾은 무릎 관절의 3차원 수치 모델을 구축하고, 정상 무릎의 운동 시뮬레이션을 하여 각 관절각에 있어서 경골 및 대퇴골의 상대 위치, 인대의 변형, 각 인대를 삭제한 경우 운동의 변화에 관하여 연구를 진행했다. 정상 무릎의 운동 해석에 관한 실험적 연구에 관해 Kurosawa 등⁽³⁾은 사체 무릎을 이용하여 해석하고, 운동 측정에 있어서는 대퇴골 형상의 내·외과를 각각 반경이 다른 구면에 근사하고, 그 구면의 궤적으로부터 계측했다. 인공 관절 치환술에 있어서 Essinger 등⁽⁴⁾은 인공 관절의 해석 모델을 구축하고, 각각의 인공 관절 운동의 특징을 나타냈다. Mitsumasa 등⁽⁵⁾은 3차원 무릎 관절 모델을 구축하고, 이 모델을 이용하여 정상 무릎, 인공 무릎 관절 및 경골 컴포넌트가 적절한 위치로 치환되지 않는 경우, 인공 무릎 관절 신장 시에 대한 운동 시뮬레이션을 행하였다. Siu 등⁽⁶⁾은 인공관절 및 시뮬레이션에 사용되는 대퇴골 관절의 형상 측정을 행하였다.

무릎 관절에 대한 연구에서 우리나라의 실정은 미비한 편이다. 특히 분석과 실험의 대상이 되는 무릎 관절 모델은 주로 서구인을 대상으로 구축된 것을 사용하고 있다.⁽⁷⁾ 이 모델은 식습관이나 생활 습관의 차이 때문에 한국인의 골격 구조와는 차이가 난다. 따라서 인공 관절 치환술이나 운동 분석에 사용될 수 있는 한국인의 무릎 관절 모델이 필요하다. 한국형 무릎 관절 모델의 제작을 위해서는 한국인의 무릎에 대한 형상 측정이 필요하다.

기존에 행해졌던 대부분의 한국인 연구는 Chung 등⁽⁷⁾의 연구처럼 실제 수술 중에 뼈대의 형상을 측정함으로써 관절의 치수를 얻어내는 것이다. 그러나 이러한 방법은 절개하지 않고는 관절 형상을 얻을 수 없고, 정상인에 대한 정보를 얻기 위해 정상인을 수술할 수도 없다는 문제점이 있다. 이런 문제들 때문에 CT, MRI 등과 같은 2차원 영상의 분석을 병행함으로써 무릎 관절의 형상을 얻으려는 연구가 진행되었다.⁽⁸⁾ 이러한 과정을 거치는 경우에는 영상의 크기가 확대 되는 것과 같이 형상의 변화가 있을 수 있다. 그리고 2차원 영상으로는 형상의 높낮이를 판단하기 어려워 측정하고자 하는 정확한 위치를 찾을 수 없

는 단점이 있고, 측정 부위의 불일치로 인한 정확성의 문제가 발생한다. 또한 항상 두 가지 단계를 거쳐야 하므로 번거롭고 비용이 많이 든다.

따라서 본 연구에서는 이러한 문제점들을 해결할 수 있도록 2차원 영상을 통한 3차원 모델을 생성하였다. 생성된 3차원 모델을 분석하여 나이, 성별에 따른 한국인의 무릎 관절 형상 자료를 제시하고 새로운 측정 방법과 기준을 제시하고자 한다. 3차원 모델의 경우 2차원 영상이 가진 한계를 극복할 수 있으며 다양한 시뮬레이션의 자료로 활용돼 시술 전과 후의 무릎 관절의 해석에도 큰 도움이 된다. 또한 제시된 형상과 방법은 한국형 인공 관절 개발의 기초 자료로도 활용될 수 있을 것이다.

2. 영상 처리

영상 처리 과정의 대상이 되는 무릎 관절의 형상을 Fig. 1에 나타내었다. 그림과 같이 무릎 관절은 크게 슬개골(patella), 대퇴골(femur), 관절연골(articular cartilage), 반월상 연골(meniscus), 비골(fibula), 경골(tibia)로 이루어진다.

2.1 영상 처리 과정

영상 처리는 영상 자료에서 원하는 형태를 획득하는 것을 말한다. 컴퓨터를 이용하여 원하는 영상을 얻을 수 있도록 처리하는 일련의 과정을 일컫는다.

CT, MRI, 방사선 사진과 같은 2차원 영상으로부터 3차원 모델을 생성하기 위해서는 몇 단계의 영상 처리 과정을 거쳐야 한다. 3차원 모델을 생성하기 위한 영상 처리 과정은 먼저 CT 영상의 이진화 작업을 통해 윤곽선을 추출한다. 그리고 추출한 윤곽선의 노드를 줄인다. 노드를 줄이는 이유는 3차원 형상 생성시 과도한 메쉬 수로 인하여 개인용 컴퓨터가 처리하지 못하는 경우가

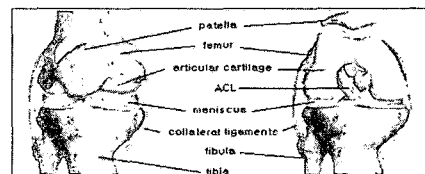


Fig. 1 Structure of knee joint

생길 수 있기 때문이다. 추출된 윤곽선의 노이즈 부분을 수정 및 제거시킨다. 수정된 윤곽선 형상을 적층시켜 3차원 형상으로 렌더링 한다. 마지막으로 렌더링 된 형상을 분석에 용이한 파일 형식으로 변환시키는 단계를 거쳤다.

2.2 영상의 이진화

이 방법은 물체와 배경을 분리한다든지, 일정한 명도 이상의 픽셀들만 추출해 낸다든지, 영상의 전체적인 정보를 간략화 하는 등 많은 이미지 처리의 전처리로 사용된다.

본 연구에서도 무릎 관절 부위의 CT 영상에서 뼈의 윤곽만을 추출하기 위해 이진화 방법을 사용했다. 정확한 윤곽의 추출을 위해서는 각 뼈의 CT 명도를 알아야 한다. 한 명의 무릎 관절부위를 2.5 mm 간격으로 촬영했을 때 CT영상은 100장이 넘기 때문에 수정 작업에 많은 시간이 소요된다. 그러므로 전체적으로 형상 왜곡이 제일 작게 일어나는 임계 명도점의 선택은 시간의 절약과 형상 오차의 최소화를 위해 중요하다. Fig. 2에 이진화 작업 전의 영상과 후의 CT 영상을 나타내었다. Fig. 2의 변색된 부위 이외는 영상 처리 과정에서 제거된다.

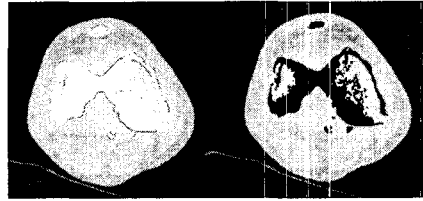


Fig. 2 Binary work CT image

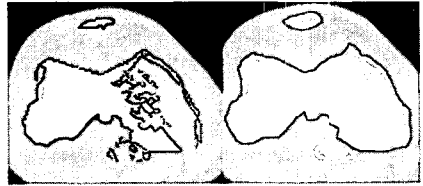


Fig. 3 Extract outlines and modify CT image

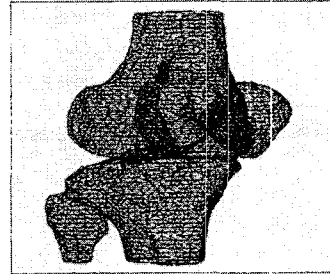


Fig. 4 Three-dimensional image from Rhino

2.3 윤곽선 추출 및 수정

이진화 작업이 끝나면 분리된 영상의 윤곽선을 추출한다. 이 때 얻어진 윤곽선은 뼈의 윤곽뿐 아니라 근육, 인대, 그리고 뼈 내부의 명도차에 의한 부분들의 윤곽이 모두 추출된다. 이런 경우 뼈의 윤곽을 제외하고 불필요한 부분의 윤곽은 제거하거나 수정해야 한다. 윤곽은 모두 점 데이터들로 연결되어 있으므로 수정시 전체 형상의 왜곡을 가져오기 때문에 수정작업에는 보완 작업이 수반된다. 추출된 윤곽선은 수정 작업에 앞서 점 데이터의 수를 감소시킨다. 점 데이터 수가 많을수록 영상은 정밀해지고 부드러워지지만 처리 시 과부하의 원인이 되기 때문이다.

본 연구에서 추출한 윤곽을 점 데이터 수의 감소 없이 렌더링 했을 경우엔 20,000개가 넘는 메쉬가 생겨 현 컴퓨터 시스템으로는 처리가 불가능했다. 그러나 점 데이터 수를 감소시킬수록 곡선의 표현이 직선화가 되는 부분이 많아져 형상 왜곡이 일어난다. 그래서 윤곽 추출 후 명도 차이에 의한 부분을 삭제하고 점 데이터 수의 감소 작업으로 인한 형상 왜곡과 불완전한 윤곽에 대해서 수정작업을 행했다. 모델의 크기를 줄이기

위해 CT를 통한 외곽선을 얻고 외곽선을 기준으로 수작업을 통하여 외곽선 노드를 찍어 각 평면당 외곽선 형상 자료에 수정을 가하는 작업을 수행하였다. 모델링시 사용한 메쉬 수는 7,724개, 점 데이터 수는 23,172개가 사용되었다.

Fig. 3은 추출된 윤곽선에 수정을 한 그림이다. 슬개골의 부족한 형상을 채우고 대퇴골 내부의 노이즈 부분을 제거했으며, 왜곡이 발생하는 부위는 점 데이터의 추가나 위치의 이동으로 전체적인 윤곽을 형성하였다.

2.4 3차원 형상 모델 생성

Fig. 4에 Rhino에서 구현한 3차원 모델을 나타내었다. 전체 CT 영상의 각각의 윤곽을 추출하고 수정이 완료되면 영상을 적층시키기 위한 체적 렌더링을 행한다. 렌더링된 파일은 그 자체로는 해석 및 측정이 불가능한 이미지 파일이기 때문에 렌더링 후 작업이 가능한 형태의 파일로 저장시킨다. 본 연구에서는 여러 가지 형태의 파일 포맷으로 입출력이 가능하고 형상 분석이 간편하며 많은 메쉬의 처리가 가능한 Rhino 3D 프로그

램을 사용하여 연구를 진행하였다.

3. 3차원 모델의 형상 계측

윤곽선의 점 데이터를 이용하여 구축한 3차원 형상의 경우 점 데이터의 수가 대퇴골 형상에만 보통 7,000개를 넘어선다. 이 경우 설계 및 분석 프로그램에서 처리가 불가능한 경우도 있었다.

따라서 본 연구에서는 많은 수의 메쉬 처리가 용이하고, 3차원 공간상에서 작업 능력이 뛰어나며, 처리 속도가 빠른 Rhino 프로그램을 사용하여 측정을 행하였다. 보다 나은 속도와 측정의 안정성을 위해 전체 무릎 관절 모델에서 슬개골, 대퇴골, 경골의 형상을 분리하여 따로 저장한 후에 측정을 행하였다. 이 경우에도 본래의 좌표값은 변하지 않아 상대적 위치값의 변화는 없었다.

본 연구에서는 부산대학 병원 정형외과에서 제공한 10인의 우측 무릎 관절 CT사진을 이용하여 3차원 형상을 구축하고 측정을 행했다. 평균 연령은 69.5세(60-78)였으며, 남성이 2명이었고 여성이 8명이었다.

부산대학 병원에서 얻은 CT자료는 질환이 있는 환자를 대상으로 하였기 때문에 무릎 형상이 일부 왜곡되어 있었다. 정확한 한국인의 무릎 형상 자료를 확보하기 위해 임상외과의 경험을 토대로 왜곡이 있는 자료에 대하여 Rhino에서 점의 위치를 이동하여 골화된 부위를 제거하였다. Fig. 5는 루마티스 관절염이나 퇴행성 관절염 부위를 제거한 그림이다.

3.1 대퇴골 형상 측정

인공 관절 크기의 중요성을 고려해 대퇴골에서 측정할 세 기준을 선택하고, 형상 기준을 맞추는 후 치수를 측정한다. 치수 측정 후 대퇴골 평균 형상을 얻기 위해 점을 생성한 후 각 점들의 위치 좌표를 출력하였다. 구해진 좌표를 Rhino에 입력해 전체 형상으로 통합하였다. 이때 각각의 형상을 레이어로 구분해 차후 해석과 비교가 편리하도록 했다.

Fig. 6에 세 가지 측정 부위를 나타내었다. 대퇴골의 가장 특징적인 세 가지 치수인 외측과의 높이(LH), 내측과의 높이(MH), 그리고 양쪽과의 후방향으로 함몰된 부위인 과간용기(intercondylar

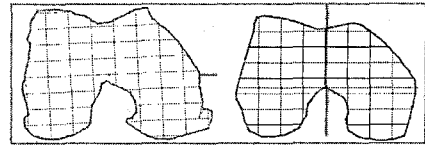


Fig. 5 Arthritis modified knee image

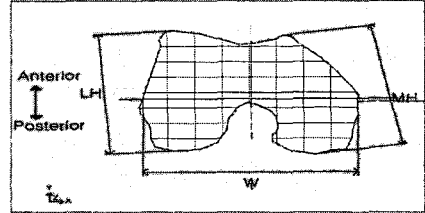


Fig. 6 2-D image of viewed femur and measured standard

eminence)를 지나는 수평선의 길이인 관절폭(W)을 기준으로 선택하여 측정하였다. 선행 연구에서 행한 실측과 CT나 방사선 사진과 같은 2차원 평면 자료를 이용한 측정에도 본 연구에서와 같은 기준을 사용했다. 이때 과간용기를 지나는 수평선의 길이인 관절폭을 X축으로 하며, X축에 수직인 앞쪽방향을 Y축으로 한다.

3차원 모델 생성시 각 부위는 독립된 위치 좌표를 가지게 된다. 이는 CT 촬영 위치에 따라 원래의 위치와 차이가 발생할 수 있다. 그러나 수평 단면 정보를 가지고 있는 CT 사진을 기반으로 생성된 모델의 특징을 유지하기 위해 형상 자체의 기울기나 비틀림의 수정을 통한 전체 형상의 일치를 시도하지는 않았다. 이런 요소들로 인한 측정 오차를 줄이기 위해 2~3개의 측정 부위를 선정해 평균을 내었다.

측정 부위가 정해지면 2차원 평면 모델을 만들기 위해 측정 부위를 제외하고 나머지 부위를 삭제한다. 2차원 평면 모델을 만드는 이유는 면적 중심을 구해 각 형상의 면적 중심을 원점으로 한 평균 형상을 제시하기 위함이다. 2차원 평면 모델이 생성되면 면적 중심을 구하고 각 대상의 기준 형상 치수와 평균 형상을 구하기 위해 아래의 방법으로 수정을 가한다. 2차원 평면 모델은 CT 촬영시의 환자의 자세나 질환에 의해 Fig. 6의 Z축을 중심으로 회전 되어 있는 경우가 있다. 이 경우 일관된 치수를 얻기가 힘들기 때문에 양쪽과(condyle) 뒤쪽(posterior)의 가장 돌출된 부위를 연결해 면적 중심을 원점으로 회전시켜 각 모델

간의 기준을 맞추었다.⁽⁹⁾

3.2 경골의 형상 측정

경골에서 측정할 세 기준을 선택하고, 형상 기준을 맞춘 후 치수를 측정한다. Fig. 7에 경골에서의 측정 부위를 나타내었다. 측정 부위가 선택되면 2차원 평면 모델을 만든다. 2차원 모델을 생성한 후 측정의 기준을 잡기 위해 2차원 모델을 수정하였다.

경골에서의 측정 부위는 과간 융기의 최고점에서 양과의 경사면이 사라지는 면을 측정 부위로 정하였다. 즉 완전한 평면 형상이 처음 나오는 부분에서 측정하였다. CT 단면의 적층으로 인해 제일 바깥 지점의 높이는 실제 뼈의 높이가 아닌 촬영 간격의 높이로 결정된다. 또 경골에서 발생한 질환 치료를 위해 인공 관절 치환 시에 경골 상단부를 절단하기 때문에 과간 융기의 높이보다는 단면형상과 크기에 중점을 두고 측정을 행하였다.

그리고 경골의 측정 부위를 선정해 측정한다. 경골의 해부학적 특징 중 하나는 내과가 외과보다 큰 구조로 되어있다. 이 점을 모델의 유용성을 평가하는 기준으로 잡았다. 즉 내과의 최장거리를 잇는 직선이 면적 중심을 지나는 수평선과 수직을 이루도록 2차원 모델을 회전시켜 각 모델간의 측정의 공통 기준으로 삼았다.

수정이 끝난 모델을 가지고 내과와 외과의 수직 최장 거리와 면적 중심을 지나는 수평선의 길이로 폭의 치수를 측정하였다. 내과와 외과의 측정 기준 선택의 이유는 인공 관절의 선택에 있다. 대부분의 인공 관절은 대칭형으로 이루어져 있다. 따라서 외과를 기준으로 선택한 인공 삽입물의 경우 내과 쪽의 여유 공간으로 인한 고정 문제가 제기되고, 내과를 기준으로 선택한 인공 삽입물의 경우 외과 쪽의 삽입물 돌출로 대퇴골과의 충돌과 건 파열 등의 문제를 일으킬 수 있다. 그래서 좌우 대칭적인 평균 형상이나 비대칭 삽입물의 제작을 위해 양쪽 과의 최장거리를 측정 기준으로 선택했다.

3.3 슬개골의 형상 측정

슬개골의 형상도 무릎 관절 천치환술에 있어서 유념해야 할 사항을 토대로 형상을 측정하였다. 치환시 유념해야 할 사항으로는 (1) 균형 있는 신

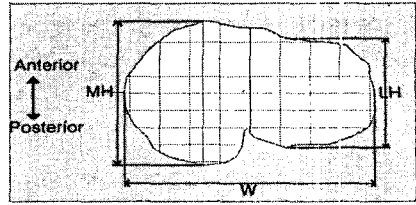


Fig. 7 2-D image of viewed tibia and measured standard

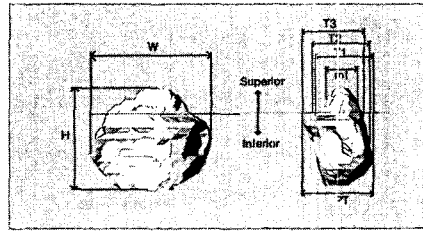


Fig. 8 2-D image of viewed patella and measured standard

전기전의 회복, (2) 대칭적인 슬개 관절면의 절개, (3) 수술후에도 이전의 슬개골 두께를 유지하는 것이 중요하다.^(10,11) 따라서 본 연구의 조건 (2)와 (3)을 고려해 두께와 최대 폭과 최대 높이를 측정 항목으로 정했다.

슬개골의 두께를 측정함에 있어 기준점은 슬개골저(base of patella)와 슬개골첨(apex of patella)이다. 이 두점을 연결하는 선이 수직을 이루도록 3차원 모델을 회전시켜 측정을 수행하였다.

Fig. 8에 측정 부위 및 기준을 나타내었다. 최대 폭은 수정된 형상에서 좌우로 가장 돌출된 부위의 점선의 수직거리이다. 최대 높이는 슬개골저에서 슬개골첨까지의 수직거리이다. 두께의 측정은 슬개골의 형태가 전-후면 대칭형이 아니기 때문에 최소 두께와 최대 두께가 나오는 T1, T2, 그리고 T3의 세 점에서 대상을 측정하여 평균두께를 구했다.

4. 한국인의 무릎 관절 형상

4.1 대퇴골의 형상

대퇴골의 형상 치수를 Table 1에 나타내었다. 3차원 대퇴골 모델은 크기에서 오차는 있지만 외측과의 높이가 내측과보다 크다는 해부학적 특징을 만족한다. 이 자료를 토대로 구한 한국인 대

Table 1 Shape dimensions of right femur

Sex	Age (Yr)	Statue (cm)	Weight (kg)	Size(mm)			Ratio	
				W	LH	MH	LH/W	MH/W
M	78	173	67.5	85.89	72.86	71.99	0.85	0.84
F	73	155	45	71.08	58.73	57.75	0.82	0.81
F	60	156	60	72.57	62.60	61.02	0.86	0.84
F	65	155	62	73.00	63.66	59.58	0.87	0.82
F	71	154	64	75.40	63.34	62.69	0.84	0.83
F	68	156	70	75.75	64.72	61.35	0.85	0.81
F	70	153	66	70.77	58.53	58.67	0.83	0.83
M	69	175	70	84.69	67.39	64.76	0.80	0.76
F	69	156	63.5	76.85	63.90	57.27	0.83	0.75
F	72	150	46	69.56	53.88	58.61	0.77	0.84

Table 2 Average dimensions of right femur (mm)

	Total	Sex		Age	
		Female	Male	60-69	70-79
W	75.56±5.64	73.12±2.64	85.29±0.85	76.57±4.88	74.54±6.72
LH	62.96±5.19	61.17±3.76	70.13±3.87	64.45±1.81	61.47±7.19
MH	61.37±4.39	59.62±1.90	68.38±5.14	60.80±2.74	61.94±5.94

Table 3 Comparison of femur dimensions

	W(mm)	LH(mm)	MH(mm)	LH/W	MH/W
Real	68.4±4.3	60.8±4.0	59.0±4.7	0.89±0.06	0.86±0.07
Radiological	77.6±4.2	61.3±5.3	60.3±5.3	0.79±0.06	0.78±0.07
3D model	75.6±5.6	63.0±5.2	61.4±4.4	0.83±0.03	0.81±0.03

Table 4 Real dimensions of right femur

	W(mm)	LH(mm)	MH(mm)	LH/W	MH/W
Female	67.7±3.6	60.3±3.7	58.5±4.5	0.89±0.06	0.87±0.07
Male	76.1±4.5	66.3±3.2	64.2±3.9	0.87±0.05	0.85±0.07
60-69	68.4±4.1	60.9±4.0	59.4±4.4	0.89±0.06	0.87±0.07
70-79	68.8±4.3	61.9±3.5	59.9±3.6	0.90±0.06	0.87±0.05

퇴골의 표준 치수는 Table 2와 같다.

Table 3에 실제 한국인의 무릎관절 치수(Real), 방사선 사진에서의 무릎관절 치수(Radiological), 구축한 모델(3D model)에서 우측 대퇴골의 측정값을 비교하였다. 실측값보다 전체적으로 크지만 폭에 대한 길이의 비를 고려해 볼 때 전체적인 형상은 유사한 결과를 보인다. 인공 관절 수술시 적합성을 향상시키기 위해서는 인공관절의 삽입물은 폭에 대한 길이의 비가 실제 뼈의 값인 0.86에 근접해야 한다. 그러므로 3차원 영상의 폭에 대한 길이의 비 0.83(0.03), 0.81(0.03)은 2차원 영상의 폭에 대한 길이의 비 0.79(0.06), 0.78(0.07)의 값보다 더 나은 결과를 보인다고 말할 수 있다. Table 4는 성별과 연령에 따른 우측 대퇴골의 실측 자료이다.

Figs. 9~11는 대퇴골의 측정값, 성별·나이에 따른 대퇴골의 측정값과 수술 중 실제로 측정된 결

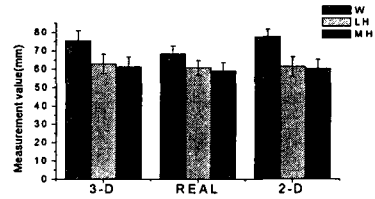


Fig. 9 Comparison of femur dimensions

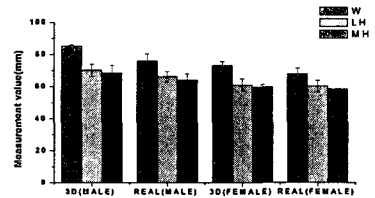


Fig. 10 Sexual difference in femur dimensions

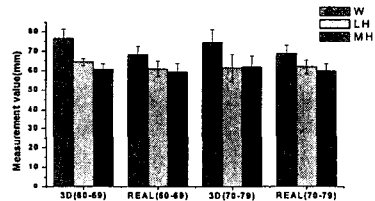


Fig. 11 Age difference in femur dimensions

과를 비교한 그래프이다. 전체적으로는 남성이 여성보다 크고, 나이가 작은 사람이 많은 사람보다 크다는 대퇴골의 해부학적인 특성을 나타냈다.

본 연구의 해석에 사용한 시스템으로 윤곽선을 추출했을 때, 전체 점 데이터로 3차원 형상을 구축할 수 없었다. 점 데이터수를 50%까지 줄인 상태로 구축한 3차원 모델임에도 불구하고 2차원 모델보다 큰 신뢰도를 준다고 할 수 있다. 2차원 자료 값은 경찰대에서의 연구결과이다.⁽¹²⁾

4.2 경골의 형상

3차원 경골 형상의 치수를 Table 5에 나타내었다. 형상 데이터로부터 경골의 평균 치수를 구해 Table 6에 나타내었다.

경골 외과의 높이는 44.0(6.1) mm로 선행 연구의 결과인 42.2(3.1) mm에 비해 약간 컸지만 36~52 mm의 범위를 벗어나지 않았다. 폭은

Table 5 Shape dimensions of right tibia

Sex	Age (Yr)	Statue (cm)	Weight (kg)	Size(mm)		
				W	LH	MH
M	78	173	67.5	83.12	49.13	63.65
F	73	155	45	69.03	34.29	50.09
F	60	156	60	78.38	44.61	52.41
F	65	155	62	70.51	36.05	50.21
F	71	154	64	79.65	44.27	58.64
F	68	156	70	77.30	48.85	55.68
F	70	153	66	70.68	40.24	53.11
M	69	175	70	83.29	44.82	56.43
F	69	156	63.5	71.88	54.43	52.05
F	72	150	46	55.05	43.16	52.05

Table 6 Average dimensions of right tibia (mm)

	Total	Sex		Age	
		Female	Male	60-69	70-79
W	73.89±8.45	71.56±7.80	83.21±0.12	76.27±5.18	71.51±10.94
LH	43.99±6.07	43.24±6.55	46.98±3.05	45.75±6.73	42.22±5.47
MH	54.43±4.24	53.03±2.86	60.04±5.11	53.36±2.61	55.51±5.55

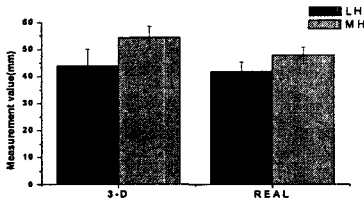


Fig. 12 Comparison of tibia dimensions

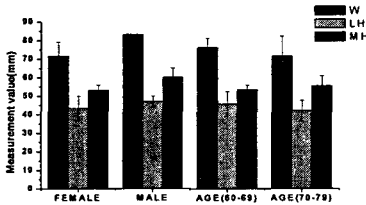


Fig. 13 Sexual, age difference in tibia dimensions

73.9(8.5) mm로 실측 거리인 68.9(4.1) mm보다 컸다. 여성의 경우 60~78 mm의 범위를 만족했지만 남성의 경우 이보다 큰 결과를 나타냈다. 내·외과의 치수 차이에 비해 폭의 치수에서 큰 차이를 보이는 것은 실측값과 본 연구의 측정 위치가 다르다는 것을 보여준다. 내과측 길이가 외과측보다 큰 경골의 해부학적 특징을 만족하였다. 외과 높이의 경우 실측시의 평균값과 2.0 mm의 오차를 보였다. 최소 허용 오차를 CT 촬영 간격인 2.5 mm로 고려할 때 좋은 결과로 평가할 수 있다. 경골의 세 치수에 대한 측정값과 실측값의

Table 7 Shape dimensions of right patella

Sex	Age (Yr)	Statue (cm)	Weight (kgf)	Size (mm)							
				W	H	PT	T 1	T 2	T 3	t	
M	78	173	67.5	52.83	45.00	28.12	24.75	25.45	25.12	13.47	
F	73	155	45	41.17	37.50	23.49	21.78	21.42	20.61	12.67	
F	60	156	60	44.30	40.00	24.98	18.11	18.14	20.08	11.72	
F	65	155	62	44.47	38.75	27.35	20.56	21.23	24.83	13.81	
F	71	154	64	45.84	43.75	28.96	23.30	24.21	23.79	12.75	
F	68	156	70	46.51	42.50	27.30	23.06	22.64	23.69	11.48	
F	70	153	66	43.73	42.50	28.85	21.68	22.47	24.47	11.68	
M	69	175	70	51.24	50.00	31.63	24.27	23.08	26.08	14.27	
F	69	156	63.5	45.08	42.50	28.01	21.06	22.52	24.77	11.72	
F	72	150	46	40.76	36.25	22.93	20.84	20.48	21.00	10.15	

Table 8 Average dimensions of right patella

	Sex	Age	Size (mm)			
			W	H	MT	mt
	Female	60-69	43.98±2.06	40.47±2.75	21.95±1.87	12.00±1.08
	Male	70-79	52.04±1.12	47.50±3.54	24.79±1.04	13.87±0.57
	60-69		46.32±2.88	42.75±4.37	22.27±2.38	12.60±1.33
	70-79		44.87±4.90	41.00±3.89	22.76±1.77	12.14±1.28

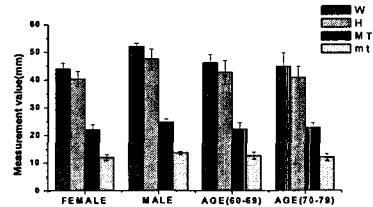


Fig. 14 Sexual and age differences in patella dimensions

비교를 Fig. 12에 나타냈다. Fig. 13에서는 남자가 여자보다, 그리고 나이가 작을수록 형상이 대략적으로 큰 것을 확인할 수 있었다.

4.3 슬개골의 형상

3차원 형상 모델을 통해 슬개골의 치수를 Table 7에 나타내었다. 얻어진 치수로부터 성별·나이에 따른 슬개골의 평균 형상 치수의 비교한 결과를 Table 8에 나타내었다.

측정 결과 남성과 여성의 평균 두께는 각각 24.8(1.0) mm와 22.0(1.9) mm였다. 평균값과 비교해 남성은 1.9 mm 컸고, 여성은 0.7 mm 작은 결과를 보였다.

항목별 치수 비교 결과를 Fig. 14에 나타냈다. 위 자료는 여성보다 남성이, 나이가 작을수록 형상이 커지는 전형적인 해부학적 결과를 보여준다.

5. 결 론

참고문헌

기존의 방법은 형상 측정, 시술 전후 운동 분석이 별개로 이루어졌다. 그러나 본 연구에서 제시한 3차원 모델을 이용하는 방법으로 각 단계를 하나의 모델로 순차적으로 행할 수 있어 비용과 시간을 절감하면서 다양한 연구가 가능하게 되었다. 본 연구에서는 다음과 같은 결론을 얻을 수 있다.

(1) 무릎 관절 해석과 형상 측정이 가능한 3차원 모델을 구축하였다. 구축된 모델은 보행 시뮬레이션과 인공 관절 치환 시의 해석, 치환 후 가동 범위 해석 등 무릎 관절 관련 해석에 쓰일 수 있다.

(2) 3차원 모델을 이용한 한국인 무릎 관절의 형상과 향후 3차원 모델을 이용한 인체 자료 획득시의 처리 방법 및 기준 설정에 관한 방안을 제시하였다.

(3) 구축한 모델과 설정한 기준에 따라 10명의 무릎 형상의 표준 형상을 측정해서 자료화하였다. 이전의 발표된 실제 사람의 무릎 관절을 측정된 모델의 형상 치수 결과와 비교를 통해 모델의 형상 오차를 검토하였다.

본 연구에서는 적은 수의 무릎을 대상으로 측정하였고, 질환을 가지고 있는 환자를 대상으로 하였기 때문에 오차가 발생할 수 있어 한국인 표준 형상을 나타내는 데는 한계점을 가지고 있다.

이후의 연구로는 모델의 유용성에 대한 정확한 검증을 위해서 모델로 구축한 10명의 대상에 대한 실제 뼈의 측정이 이루어져 비교가 행해져야 할 것이다. 그리고 더 많은 한국인에 대해 무릎 모델을 구축하고 이에 대한 연구가 요구된다. 또한 영상 처리 과정에서 생기는 오차 원인의 해결 방안과 폭 넓은 자료의 분석을 통한 한국인 무릎 관절의 측정 기준을 세우고, 외국인 모델과의 비교를 통해 한국인의 특징적인 해부학적 무릎 모델의 제시가 필요할 것이다.

후 기

본 연구는 한국과학재단 특정기초연구 R01-2002-000-00120-0 (2002)의 지원에 의해 수행되었습니다.

- (1) Moon, B. Y., Son, K., Park, J. H. and Suh, J. T., 2003, "A Method to Describe and Analyze Human Knee Joint Motion," *Journal of the Korean Society of Precision Engineering*, Vol. 20, No. 10, pp. 233~239.
- (2) Wismans, J., Veldpaus, F. and Janssen, J., 1980, "A Three-Dimensional Mathematical Model of the Knee Joint," *J. Biomechanics*, pp. 677~685.
- (3) Kurosawa, H., Walker, P. S., Abe, S., Garg, A. and Hunter, T., 1985, "Geometry and Motion of the Knee for Implant and Orthotic Design," *J. Biomechanics*, pp. 487~499.
- (4) Essinger, J. R., Leyvraz, P. F., Heegard, J. H. and Robertson, D. D., 1989, "A Mathematical Model for Evaluation of the Behaviour during Flexion of Condylar-type Knee Prostheses," *J. Biomechanics*, pp. 1229~1229.
- (5) Mitsumasa, M., Takuzo, I., Shozo, K., Shintaro, H., Masahiro, K., Shimichi, T. and Nobuhiro, T., 1999, "Simulation of 3-D Motion of the Knee Joint in Total Knee Arthroplasty," *Proceedings of the Asia-Pacific Vibration Conference '99*, Vol. 2, pp. 718~723.
- (6) Siu, D., Rudan, J., Wever, H. W., Griffiths, P., 1996, "Femoral Articular Shape and Geometry," *J. of Arthroplasty*, Vol. 11, No. 2, pp. 166~173.
- (7) Chung, H. K., Choi, C. H., Choi, Y. J., Yang, M. S. and Kim, D. K., 1997, "Analysis of Proximal Tibial Resection Surface Dimension with Korean Total Knee Arthroplasty Specimens," *Journal of Korean Knee Society*, Vol. 9, No. 1, pp. 50~53.
- (8) Choi, K. W., 1997, *Studies for the Improvement of Bone Function*, Final report of KIST.
- (9) Rohen, J. W., Yokochi, C. and Drecoll, E. L., 2002, *Color Atlas of Anatomy*, Hyun Moon, Seoul, pp. 425~434.
- (10) Kim, H. C., Han, S. K. and Sin, D. H., 2001, "Direct Measurement of Patellar Thickness in Total Knee Replacement Arthroplasty," *The 19th Conference of Korean Knee Society*, pp. 4~9.
- (11) Jung, H. K., Choi, C. H., Kim, K. T. and Kim, Y. J., 2001, "Patellar Thickness in TKRA of Koreans," *The 19th Conference of Korean Knee Society*, pp. 1~4.
- (12) Bae, D. K., Lee, Y. H. and Chung, S. W., 2001, "The Study of Anatomical Measurement of Distal Femur and Fitness of Femoral Prosthesis in Total Knee Arthroplasty," *The 19th Conference of Korean Knee Society*, Vol. 1, pp. 7~11.