

## 통계적 형상 분석을 이용한 대퇴골의 파라메트릭 형상 모델링<sup>§</sup>

최명환\* · 구본열\* · 채제욱\*\* · 김재정\*†

\* 한양대학교 기계공학과, \*\* 국방과학연구소

### Parametric Shape Modeling of Femurs Using Statistical Shape Analysis

Myung Hwan Choi\*, Bon Yeol Koo\*, Je Wook Chae\*, Jay Jung Kim\*†

\* Dept. of Mechanical Engineering, Hanyang Univ.,

\*\* Agency for Defense Development

(Received March 14, 2014 ; Revised June 18, 2014 ; Accepted July 15, 2014)

**Key Words:** Parametric Shape Modeling(파라메트릭 형상 모델링), Principal Component Analysis(주성분 분석), Statistical Shape Analysis(통계적 형상 분석), Femur Shape(대퇴골 형상),

**초록:** 인체 골격의 모델생성과 형상변동을 파악하는 것은 생체역학의 응용분야에서 중요한 부분을 차지한다. 본 논문에서는 3 차원 대퇴골 모델의 데이터베이스로부터 대퇴골의 형상변동을 통계적으로 분석하고, 추출된 주요 파라미터를 사용하여 대퇴골의 형상을 직관적으로 모델링 할 수 있는 방법을 제안한다. 이를 위해서 먼저 통계적 기법 중에 하나인 주성분 분석(PCA)을 이용하여 대퇴골의 형상변동을 파악하였다. 주성분 분석을 수행하기 위해서는 3 차원 대퇴골 모델 간에 토폴로지(Topology)의 일치가 필요하다. 따라서 대퇴골의 형상에 해부학적 기준점(Landmark)을 정의하여 템플릿 모델이 대상 대퇴골 모델로 변형되기 위한 방향을 결정한 후 곡면 피팅(Surface fitting)을 수행하였다. 다음으로 주성분 분석을 통해 도출된 주성분과 대퇴골의 형상을 대표할 수 있는 해부학적 파라미터와의 상관관계를 정의하였다. 마지막으로 해부학적 파라미터로 대퇴골 모델의 생성 및 형상변동을 가시화 할 수 있는 프로그램을 개발하였다.

**Abstract:** Creation of a human skeleton model and characterization of the variation in the bone shape are fundamentally important in many applications of biomechanics. In this paper, we present a parametric shape modeling method for femurs that is based on extracting the main parameter of variations of the femur shape from a 3D model database by using statistical shape analysis. For this shape analysis, principal component analysis (PCA) is used. Application of the PCA to 3D data requires bringing all the models in correspondence to each other. For this reason, anatomical landmarks are used for guiding the deformation of the template model to fit the 3D model data. After subsequent application of PCA to a set of femur models, we calculate the correlation between the dominant components of shape variability for a target population and the anatomical parameters of the femur shape. Finally, we provide tools for visualizing and creating the femur shape using the main parameter of femur shape variation.

## 1. 서 론

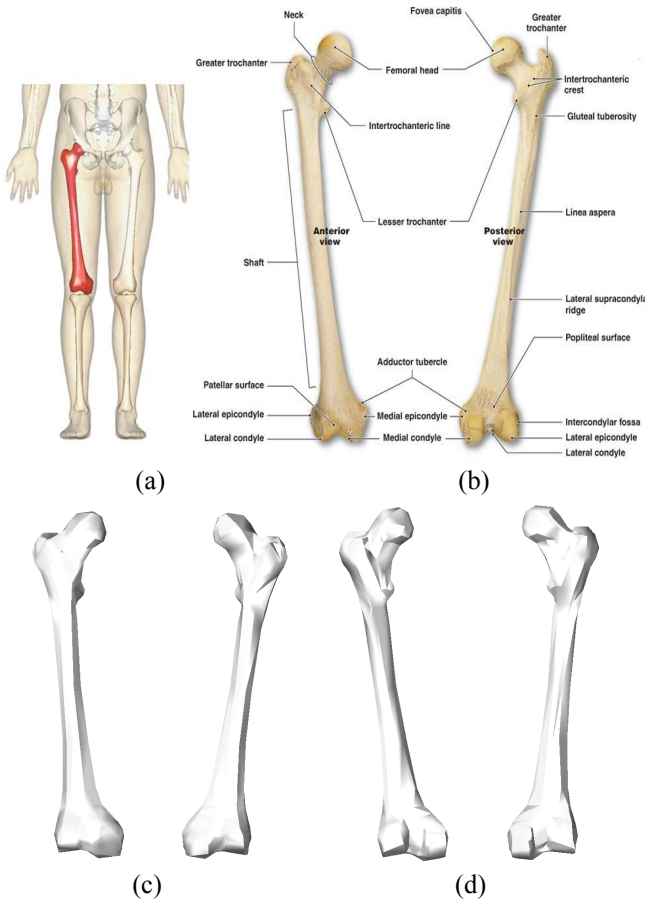
대퇴골(Femur)은 인체의 동작 및 보행 등과 같은 하지의 동역학적 기능을 수행하는데 있어서 필

수적인 요소이다. 대퇴골의 형상은 Fig. 1 에서와 같이 인체의 골격 중 가장 크고 긴 형태를 나타내며 전체 신장의 약 1/4 가량을 차지한다. 대퇴골의 근위 말단 부에 대퇴골구(Femoral head)는 골반의 관골구(Acetabulum)와 결합하여 고관절(Hip Joint)을 형성한다. 이때 대퇴골의 골조직은 골반과 고관절을 통해 전달되는 하중을 지탱해주는 중요한 역할을 한다. 대퇴골의 원위 말단부에 있는 외측과(Lateral condyle) 및 내측과(Medial condyle)는 경골

§ 이 논문은 2014 년도 대한기계학회 신뢰성부문 춘계학술대회 (2014. 2. 26.-28., 제주대) 발표논문임

† Corresponding Author, jaykim@hanyang.ac.kr

© 2014 The Korean Society of Mechanical Engineers



**Fig. 1** Femur anatomy. (a) Position of femur (shown in red) (b) Landmark of femur (right femur) (c),(d) femur shape (LifeMOD)

의 근위 말단부와 슬관절(Knee joint)을 구성한다. 따라서 대퇴골 관절부위의 형상은 고관절 및 슬관절의 관절 동작 범위와 역학적 축을 결정하여 개인의 운동능력이나 보행패턴에 영향을 주게 된다.

최근 의료영상기술이 발전함에 따라 인체 하지부의 3 차원 근골격 모델을 구축하여 생체역학적 시뮬레이션을 수행하고 피 실험자의 근골격계의 기능해부 및 운동능력을 파악하고자 하는 연구들이 진행되고 있다. Yanhong Bei<sup>(1)</sup> 등은 슬관절의 접촉압력 및 근육에 작용하는 부하를 예측하기 위하여 대퇴골 및 경골의 다물체 동역학 근골격 모델(Multi body dynamic musculoskeletal models)을 구성하고 동역학 시뮬레이션을 수행하였다. 또한 J. C. Lotz 등<sup>(2)</sup> 대퇴골의 유한요소 모델(Finite element model)을 구축하여 인체의 추락사고 시 발생할 수 있는 대퇴골의 골절 위험도와 손상을 분석하였다. Y. T. Jun 등은 수술 계획이나 맞춤형 수술 기구 개발 위해서 대퇴골 형상의 변형에 따른 생체역학적 민감도 분석<sup>(3)</sup>을 수행하였다.

특히 임플란트 제작이나 수술 시뮬레이션을 위한 생체역학 시뮬레이션에서는 임상학적으로 유용한 결과를 얻기 위하여 피실험자 개인의 해부학적 정보 및 특성이 반영된 환자 또는 개인 맞춤형 골격모델<sup>(4)</sup>을 사용하는 추세이다. 하지만 현재 LifeMOD, OpenSIM 등의 상용 인체 모델링 프로그램에서는 Fig. 1(c), (d)와 같이 실제 골격 형상보다 단순화된 형태의 표준 골격 모델을 사용하고 있다. 그리고 새로운 골격 모델은 표준 골격모델의 X, Y, Z 축 방향으로 척도변환(Scaling)을 통해서 생성되고, 각 좌표축 방향에 대한 척도변환계수(Scale Factor)는 키, 몸무게 또는 인체측정지수를 통해 결정된다. 따라서 상용 인체 모델링 프로그램에서는 단순화된 표준 골격형상의 사용과 골격형상을 세부적으로 변형할 수 있는 파라미터가 존재하지 않으므로 피실험자의 실제의 대퇴골 형상과 유사한 모델의 생성이 어렵다.

반면에 2 차원 의료영상기반의 골격 모델링 기술 이용하면 개인의 대퇴골 형상과 가장 유사한 형태의 모델을 구축할 수 있다. 하지만 이 기술은 컴퓨터 단층촬영(Computed tomography, CT) 시에 피 실험자가 방사선이 노출된다는 부담이 있으며, 골격모델의 생성과정에서 많은 시간과 기술이 요구된다는 단점이 있다. 특히 골격모델의 생성과정은 2 차원 의료영상의 노이즈(Noise) 제거 작업, 영상 분할(Segmentation) 작업, 3 차원 모델로의 재구성(Reconstruction) 등의 일련에 작업과정뿐만 아니라 별도의 의학적 지식까지 요구된다.

따라서 이러한 인체 모델링 프로그램과 의료영상을 이용한 골격 모델링 기술의 한계를 극복하여 환자 또는 개인의 맞춤형 대퇴골 모델 생성하고자 하는 연구들이 진행되고 있다. 박병건 등<sup>(5)</sup>이 연구한 기능기반 변형 방법은 골격의 형상을 NURBS (Non-uniform rational basis spline) 곡면으로 변환한 후, 골격의 생체역학적 기능과 형상과의 관계를 기능기반 변형장으로 정의하여 모델을 생성 하였다. 하지만 대퇴골의 형상 세분화 및 단순화가 가능한 대퇴골의 근위 말단 부에서 제한적인 변형이 가능하다는 점과 별도의 곡면 변환작업이 필요하다는 한계가 있다.

반면 기존의 통계적 기법을 사용하여 대퇴골의 형상모델을 생성하는 방법<sup>(6)</sup>은 주성분 분석으로 형상 변동을 파악하고 도출된 주성분을 통하여 대퇴골의 형상을 결정한다. 원하는 대퇴골 형상을 생성하기 위해서는 각 주성분이 형상에 미치는 영향을 파악하고 해당 주성분의 계수 값을 결정해야

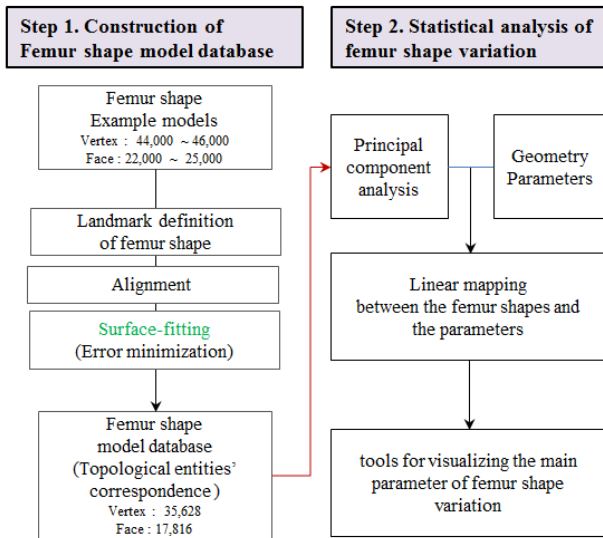


Fig. 2 Overview of the proposed method for parametric modeling of femur shapes

하므로, 직관적인 대퇴골 형상모델의 생성이 어렵다는 단점이 있다.

이러한 기존 연구들의 한계를 극복하고자 본 연구에서는 통계적으로 대퇴골 전체적인 형상의 변동을 분석하여 직관적으로 대퇴골 형상모델을 생성할 수 있는 파라메트릭 모델링 기술 제안한다. 또한 통계적 분석 결과를 바탕으로 대퇴골의 형상을 변형하여 CT와 같은 의료영상 없이도 개인의 대퇴골의 형상과 유사한 대퇴골 모델의 생성 및 시화가 가능한 프로그램의 개발 목표로 하였다.

## 2. 연구방법

본 연구는 Fig. 2와 같이 두 단계로 나누어 진행하였다. 첫 번째 단계는 통계적 분석을 위한 전 단계로, 동일한 토폴로지(Topology)를 가지는 3차원 대퇴골 형상모델의 데이터베이스를 구축하는 단계이다. 이를 위해서 템플릿 모델(Template model)과 40개의 표본모델(Sample model)간에 서피스 핏팅(Surface-fittings)을 수행하였다. 두 번째 단계는 데이터베이스 내의 대퇴골 모델 형상변동을 파악하기 위하여 통계적 기법인 주성분 분석을 수행하였다. 그리고 대퇴골의 해부학적 형상 파라미터와 주성분 분석의 결과와 선형 맵핑(Linear mapping)을 통해 상관관계를 정의하였다. 마지막으로 해부학적 형상 파라미터의 입력을 통해 대퇴골 형상 모델의 생성 및 가시화가 가능한 툴을 개발하였다.

### 2.1 대퇴골 형상모델의 데이터베이스 구축

본 논문에서 제안된 통계적 형상분석 기반의 파

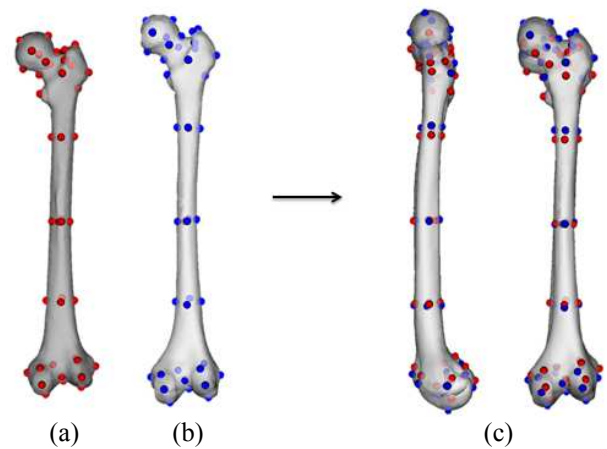


Fig. 3 Alignment of sample models. (a) Sample model (b) Template model (c) results of 3D model alignment using ICP (Iterative closest point) algorithm

라메트릭 모델링은 다수의 3차원 대퇴골 형상모델의 데이터베이스 구축으로 시작된다. 데이터베이스는 대퇴골 변동에 대한 통계적 분석의 신뢰도를 보장하기 위해, 넓은 범위의 모집단을 대표할 수 있는 표본들로 요구된다. 따라서 본 연구에서는 한국과학기술정보연구원(KISTI)에서 수행한 디지털 코리안 사업(Digital Korean Project)<sup>(7)</sup>에서 구축한 인체 모델에서 40개의 남성 대퇴골 모델들을 수집하여 표본모델로 구성하였다. 디지털 코리안 인체 모델 구축 사업에서는 한국인 뼈의 생김새에 대한 형상정보를 구축하기 위해 한국인을 대상으로 남녀 각 50표본의 기증시신을 1mm 간격으로 컴퓨터 단층 촬영(Pronto, Hitachi, Japan)을 하여 단면 영상 자료 100 set, 191,660장의 영상을 구축하였다. 각각의 단면 영상을 확인하여 개별 뼈 부분의 구역화 작업을 하였고, 이를 기준으로 뼈에 대한 3차원 형상 모델을 구축하였다. 따라서 수집된 대퇴골 표본모델들은 모두 삼각형 폴리곤 모델(Triangular polygon model)로 재구성되어 있었으며, CT 촬영시 사체의 자세에 따라 모델의 위치와 방향이 결정되어 있었다. 이러한 표본 모델들의 다른 위치와 자세로 인하여 통계적 형상 분석 오차가 발생할 수 있으므로 Fig. 3과 같이 표본모델간의 랜드마크를 기반으로 한 강체 정합(Alignment)을 수행하였다. 정합을 위해서 먼저 표본모델상에서 평균크기에 가까운 모델을 템플릿으로 선정하고, 표본모델과 템플릿 모델상의 해부학적 주요 위치에 랜드마크를 정의하여 3차원 좌표값을 추출하였다. 추출한 좌표값을 바탕으로 ICP 알고리즘(Iterative closest point algorithm)를 수행하여 템플

릿 모델을 기준으로 표준모델들을 강제 정합을 하였다.

또한 수집된 표본모델들은 CT 단면영상의 구역화 및 3 차원 모델로의 재구성 결과에 의해 토폴로지 요소인 Vertex 와 Face 연결관계 및 그 수가 각각 상이하였다. 따라서 모델간의 토폴로지 일치 를 위해 템플릿과 표본모델간에 에러 최소화를 기 반으로 한 서피스 핏팅을 수행하였다. 에러 최소화 를 위한 목적함수 E 는 식 (1)과 같이 4 개의 오 차 항과 각각의 가중치로 정의하였다.

$$E = \alpha E_d + \beta E_s + \gamma E_m + \delta E_t \quad (1)$$

여기서

$$E_d = \sum_{i=1}^n \|T_i v_i - p_i\|^2$$

$$E_s = \sum_{\{i,j\} \in \text{edges}(T)} \|T_i - T_j\|_F^2$$

$$E_m = \sum_{i=1}^m \|T_{M_i} v_{M_i} - m_i\|^2$$

$$E_t = \sum_{i=1}^m \left\| T_{M_i} v_{M_i} - \frac{1}{n_i} \sum_{j \in \text{neighbor}(v_{M_i})} T_j v_j \right\|^2$$

데이터에러( $E_d$ )는 템플릿 모델의 점들을 표본 모델로 가능한 근접하게 이동시키기 위한 것으로 두 곡면 간 대응되는 점간의 제곱 거리 합으로 정 의된다. 여기서  $n$  은 템플릿 모델의 점의 개수,  $v_i$  는 템플릿 모델의 각 점의 좌표이며,  $T_i$  는 템플릿 모델의 점을 이동시키기 위한 변환행렬이다.  $p_i$  는 템플릿 모델 점의  $v_i$  에 대응하는 표본모델의 점 의 좌표이다. 변형 에러( $E_s$ )는 템플릿 모델의 급격 한 변형을 방지하기 위해 템플릿 모델의 한 점의 변화 량과 그 이웃하는 점의 변화 량의 차이로 정 의된다. 랜드마크 에러( $E_m$ )는 템플릿 모델과 표본 모델에서 지정된 랜드마크의 거리로 정의된다. 여 기서  $m$  은 랜드마크의 수,  $m_i$  는 표본모델의 랜 드마크 점의 좌표이다. 그리고  $T_{M_i}$  와  $v_{M_i}$  는 템플 릿 모델상에서 랜드마크에 대응하는 점의 변환행 렬과 좌표이다. 왜곡 에러( $E_t$ )는 템플릿 랜드마크 점의 주변 영역에서 발생하는 왜곡을 방지하고 그 영역에서 매끄러운 곡률을 보장하기 위해 정 의하였다.

여기서  $n_i$  는  $v_{M_i}$  의 주변 영역에 해당되는 점의 수를 말하며  $T_j$  와  $v_j$  는 해당 점의 변환행렬과 좌 표 값을 나타낸다. 각 표본모델 별로 총 2 회에 걸 쳐 에러 최소화를 수행하였고 템플릿 모델을 40 개의 표본 모델과 형상을 일치시켰다. 각 회당 조

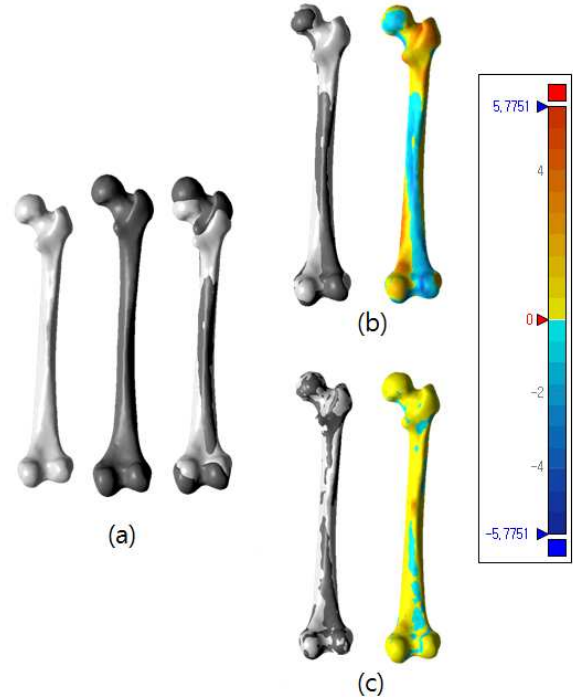


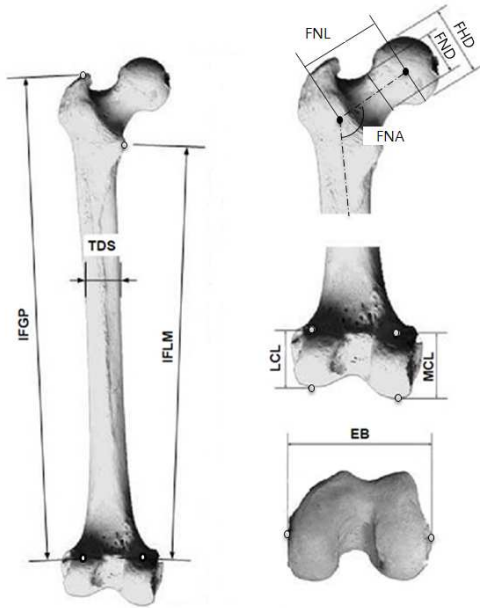
Fig. 4 Surface fitting within the geometric optimization (a) Shape of sample model(white) and template model(black) (b) Result of error minimization (step 1,  $\alpha = 0$ ,  $\beta = 1000000$ ,  $\gamma = 10$ ,  $\delta = 20$ ) (c) Result of error minimization (step 2,  $\alpha = 10$ ,  $\beta = 1000000$ ,  $\gamma = 10$ ,  $\delta = 20$ )

정된 가중치는 본 연구의 시행착오를 통해 결정하 였다. Step 1 에서는 최적화 시간을 단축하고자 랜 드마크를 기준으로 개략적인 변형이 진행되도록 Fig4.(b)와 같이 가중치를 결정하였다. Step 2 에서 는  $\alpha = 10$  을 부여하여 템플릿 모델의 점들이 표본 모델로 최대한 근접하게 이동하도록 하였다.

최적화를 수행하기 위한 도구로는 L-BFGS-B 로 불리는 a quasi-Newtonian solver 가 이용하였다. Fig. 4 의 (b), (c)는 에러 최소화 과정을 각 1 회와 2 회 수행한 결과이며 표본모델과의 형상 편차 분석하 여 Color map 으로 나타냈다. 에러 최소화를 수행 하여 템플릿모델과 표본모델간의 형상 편차가 감 소하는 것을 확인할 수 있다. 최종적 템플릿 모델 과 동일한 토폴로지를 가지며, 형상은 표본모델 로 근사화된 40 개의 대퇴골 형상 모델을 얻을 수 있었다.

### 2.2 대퇴골의 형상변동에 대한 통계적 분석

대퇴골의 형상변동에 대한 통계적 분석을 위해 서는 3 차원 공간 안에서 데이터베이스 내의 대퇴 골 형상을 구성하는 점 데이터들의 분산을 최대로 하는 성분을 찾아야 한다.



**Fig. 5** Parameters of femur shape,<sup>(5,8)</sup> FHD: Femoral head center, FND : Femoral neck diameter, FNL: Femoral neck length, FNA: Femoral Neck Angle, EB: Epicondylar breadth, MCL: Medial condylar length, LCL: lateral condylar length, IFLM: Distance from intercondylar fossa to lesser trochanter, IFGP : Distance from intercondylar fossa to greater trochanter, ML : Maximal length

$$\begin{aligned}
 \mathbf{s}_i &= [x_1 y_1 z_1 x_2 y_2 z_2 \dots x_n y_n z_n]^T \in R^{3n} \\
 \mathbf{S} &= [\mathbf{s}_1 \mathbf{s}_2 \mathbf{s}_3 \dots \mathbf{s}_m]_{3n \times m} \\
 \bar{\mathbf{s}} &= \frac{1}{m} \sum_{i=1}^m \mathbf{s}_i
 \end{aligned}
 \tag{2}$$

$$\begin{aligned}
 \mathbf{U} &= [(\mathbf{s}_1 - \bar{\mathbf{s}}) (\mathbf{s}_2 - \bar{\mathbf{s}}) \dots (\mathbf{s}_m - \bar{\mathbf{s}})]_{3n \times m} \\
 &= [\Delta \mathbf{u}_1 \Delta \mathbf{u}_2 \Delta \mathbf{u}_3 \dots \Delta \mathbf{u}_m] \\
 \mathbf{C} &= \frac{1}{m-1} \mathbf{U} \mathbf{U}^T
 \end{aligned}
 \tag{3}$$

$$\mathbf{w}_i = [\mathbf{p}_1 \mathbf{p}_2 \dots \mathbf{p}_l]^T \Delta \mathbf{u}_i
 \tag{4}$$

$$\mathbf{s}_i^t = \mathbf{P} \mathbf{w}_i + \bar{\mathbf{s}}
 \tag{5}$$

- (l: 선정된 주성분의 수)
- (m: 데이터베이스내의 대퇴골 모델의 수)
- (n: 모델을 구성하는 점의 수)

이를 위해서 모델을 구성하는 모든 점의 좌표값을 벡터로 나태 내어 형상 벡터  $\mathbf{s}_i$  로 정의하였다. 총 40 개의 대퇴골에 해당되는 형상 벡터를 데이터베이스 행렬  $\mathbf{S}$  로 나타내고, 식 (2)를 이용하여 데이터베이스 행렬에서 평균모델을 구축하였다. 식 (3)에서와 같이 편차 행렬과 평균모델을 통해

공분산행렬  $\mathbf{C}$  을 계산하고, 이 행렬의 가장 큰 고유값을 갖는 고유벡터( $\mathbf{p}_1, \mathbf{p}_2, \mathbf{p}_3 \dots \mathbf{p}_l$ )부터 주성분으로 선정하였다. 이후 식 (4)를 통하여 각 표본 모델에 대응하는 주성분계수  $w_i$  를 도출한다. 각 표본모델의 형상벡터는  $\mathbf{s}_i'$ 로 근사화 되어 주성분계수  $\mathbf{w}$  와 주성분 벡터  $\mathbf{p}$  간의 선형 결합과 평균모델의 합으로 정의 될 수 있다. 결과적으로, 주성분 분석을 수행하여 데이터베이스 내의 대퇴골 모델들의 형상벡터 차원을  $R^{3n}$  에서 18 개 주성분 축으로 구성된 좌표계로 축소 시킬 수 있었다.

하지만 주성분 분석 결과는 대퇴골 형상 변동의 통계적 결과이므로, 각 주성분이 대퇴골의 형상 변형에 어떠한 영향을 미치는지 파악하는 과정이 필요하다. 따라서 해부학적 형상 파라미터와 주성분간에 상관관계를 정의하여 직관적으로 대퇴골 형상 모델링이 가능하도록 하였다. 대퇴골의 주요 부위에 따라 단순도형인 구와 원통으로 보간을 하고, 랜드마크간의 거리를 해부학적 형상 파라미터로 정의하였다. 대퇴골의 해부학적 파라미터는 기존 연구<sup>(5,8)</sup>들을 바탕으로 총 10 개로 선정하였으며 파라미터 명칭과 해부학적 위치는 Fig. 5 와 같다. 다음으로 데이터베이스 각 모델에 해당되는 주성분 계수와 해부학적 형상 파라미터 측정 값들 간에 선형 매핑을 수행하였다.

$$\begin{aligned}
 \mathbf{MA} &= \mathbf{W} \\
 \mathbf{M} &= \mathbf{W} \mathbf{A}^T (\mathbf{A} \mathbf{A}^T)^{-1}
 \end{aligned}
 \tag{6}$$

$$\begin{aligned}
 \mathbf{M} \mathbf{A}' &= \mathbf{W}' \\
 \mathbf{s}^t &= \mathbf{P} \mathbf{w}' + \bar{\mathbf{s}}
 \end{aligned}
 \tag{7}$$

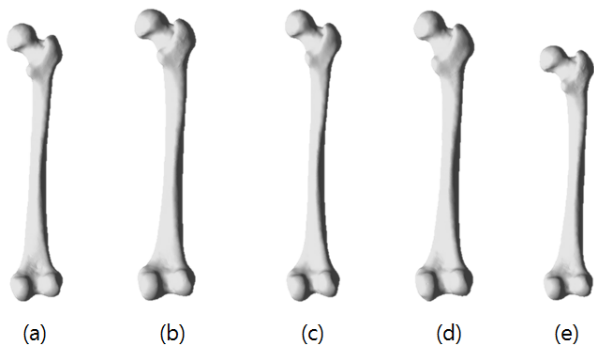
식 (6)에서 데이터베이스를 구성하는 대퇴골 모델의 해부학적 형상 파라미터와 주성분 계수를 각각 행렬  $\mathbf{A}$  와  $\mathbf{W}$  로 나타냈다. 새로운 주성분 계수  $\mathbf{W}'$  은 행렬  $\mathbf{A}$  와  $\mathbf{W}$  와의 선형 매핑에 의해 정의된 행렬  $\mathbf{M}$  과 입력된 해부학적 형상 파라미터 행렬  $\mathbf{A}'$  와의 연산을 통해 도출할 수 있다. 새로운 주성분계수  $\mathbf{W}'$  는 대퇴골 형상 변동에 대한 통계적 분석에 의해 정의된 새로운 모델의 형상벡터  $\mathbf{S}'$ 를 정의하는 식 (7)에 사용되게 된다.

Fig. 6 은 Table 1 에서 입력된 해부학적 형상 파라미터를 바탕으로 생성한 5 개의 대퇴골 형상을 가시화한 결과이다. 또한 입력된 형상 파라미터와 생성된 모델에서 해당 파라미터를 측정한 값과의 오차를 분석하여 Fig. 7 로 나타내었다. 도표에 확인할 수 있듯이 생성된 모델 은 최소 0.3%에서 최대 3.7%의 오차를 포함하는 것으로 확인되었다. 파라미터 IFLM 과 IFGP 가 상대적으로 큰 오차를

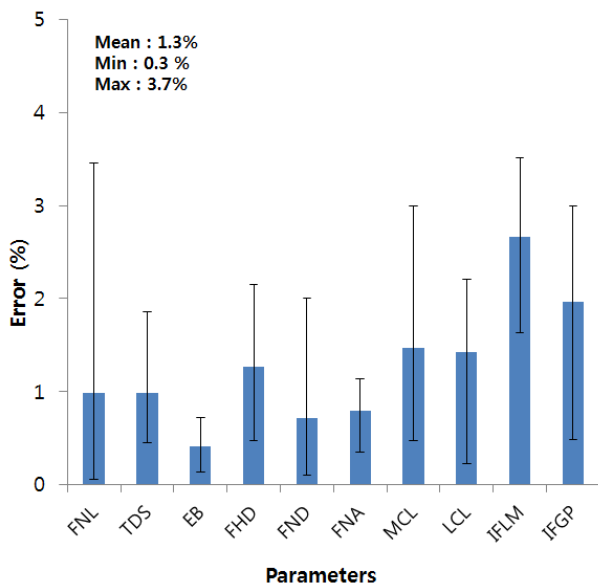
**Table 1** Input geometry parameters for femur shape modeling

(Unit : mm, deg)

Model	IFLM	IFGP	TDS	VDH	VDN	MCL	LCL	EB	FNL	FNA
1	334	387	33	49	35	43	40	86	43	128
2	312	366	31	46	33	43	38	80	49	119
3	345	401	34	52	38	51	51	94	56	133
4	302	350	29	46	36	46	39	80	44	118
5	414	366	31	50	37	48	46	88	47	131

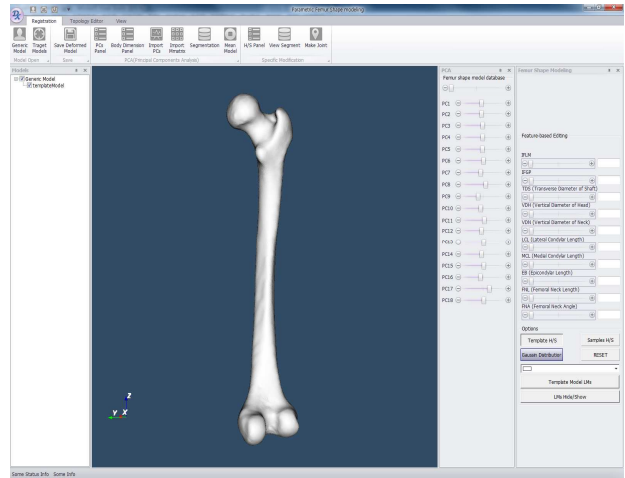


**Fig. 6** Results of parametric shape modeling of femurs using statistical shape analysis. (a) model 1, (b) model 2, (c) model 3, (d) model 4, (e) model 5. in Table 1



**Fig. 7** An error rate of femur geometry parameters

보였으며, 이는 두 파라미터를 정의하기 위해 사용된 랜드마크의 위치를 선정하는 과정에서 오차가 발생된 것으로 판단된다. 따라서 랜드마크의 위치를 3 차원 공간상에서 명확하게 정의할 수 기준과 이론에 대한 추가 연구가 필요할 것으로 생각된다.



**Fig. 8** User Interface for parametric shape modeling of femurs

### 2.3 대퇴골 형상의 파라메트릭 모델링 툴 개발

앞서 연구한 통계적 형상 분석 결과를 기반으로 대퇴골 형상의 파라메트릭 모델링 기술을 VTK (Visualization Toolkit)와 C#을 통해 구현하였다. 구체적인 개발 내용은 다음과 같다. 첫 번째, 통계분석을 위해서 구축한 대퇴골 형상모델 대한 데이터 베이스를 구현한 프로그램 상에서 가시화하고 각 모델에 대한 형상 파라미터들을 확인할 수 있도록 하였다. 또한 사용자가 주성분 계수들을 입력 했을 때의 대퇴골 형상 변화를 확인할 수 있도록 하였다. 주성분은 대퇴골 형상 변동의 통계적 결과이므로 대퇴골의 기하학적 의미를 파악하기 어려우므로 직관적으로 대퇴골 형상 모델링을 하기 어렵다. 따라서 해부학적 형상 파라미터를 통해 직관적으로 대퇴골 형상을 변형시킬 수 있도록 별도의 입력창을 추가하였다. 이를 통해 대퇴골의 경부 각도, 경부 길이, 관절융기의 너비와 높이 등을 입력하여 형상의 변화양상을 파악이 가능하며 새로운 대퇴골 형상모델을 생성할 수 있다.

### 3. 결론

본 연구에서는 통계적으로 40 개 대퇴골 형상의 변동을 분석하여 총 18 개의 주성분을 추출하였다. 추출된 주성분과 10 개의 대퇴골 형상 파라미터와의 상관관계 정의하여 별도의 의료영상이 필요 없이 직관적인 형상 파라미터로 새로운 대퇴골 모델링 할 수 있는 방법을 개발하였다.

또한 연구한 내용을 바탕으로 기존의 인체 모델 프로그램 보다 사실적인 대퇴골 형상 모델링이 가능한 통계적 형상 분석 기반의 파라메트릭 대퇴골

모델링 프로그램을 개발하였다. 프로그램으로 구현한 개인 또는 환자 맞춤형 대퇴골 모델의 생성 및 가시화 기술을 활용하여 대퇴골 관련 임플란트 제작과 수술시뮬레이션 분야에서 활용할 수 있을 것으로 기대하고 있다.

추후 연구로 표본 모델 확보를 통해 형상 오차 감소와 대퇴골 외의 다른 골격 모델에 통계적 형상 분석 기반 파라메트릭 모델링 방법을 적용할 예정이다.

## 후 기

이 논문은 국방과학연구소 생존성 기술 특화연구센터의 사업으로 지원받아 연구되었습니다(계약번호 UD090090GD).

## 참고문헌 (References)

- (1) Bei, Y. and Fregly, B. J., 2004, "Multibody Dynamic Simulation of Knee Contact Mechanics," *Medical Engineering & Physics*, Vol. 26, Issue. 9, pp. 777~789.
- (2) Lotz, J. C., Cheal, E. J. and Hayes, W. C., 1991, "Fracture Prediction for the Proximal Femur Using Finite Element Models: Part I—Linear Analysis, Part II—Nonlinear Analysis" *Journal of Biomechanical Engineering*, Vol. 113, Issue. 4, pp. 353~365.
- (3) Jun, Y. T. and Choi, K., 2010, "Design of Patient-Specific Hip Implants Based on the 3D Geometry of the Human Femur," *Advances in Engineering Software*, Vol. 41, Issue. 4, pp.537~547.
- (4) Zheng, G. and Schumann, S., 2009, "3D Reconstruction of a Patient-Specific Surface Model of the Proximal Femur from Calibrated x-Ray Radiographs: A Validation Study," *Medical physics*, Vol. 36, No. 4, pp. 1155~1166.
- (5) Park, B.-K., Bae, J.-H., Koo, B.-Y. and Kim, J. J., 2014, "Function-Based Morphing Methodology for Parameterizing Patient-Specific Models of Human Proximal Femurs," *Computer-Aided Design*, Vol. 51, pp.31~38.
- (6) Rajamani, K. T. and Styner., M. A., 2007, "Statistical Deformable Bone Models for Robust 3D Surface Extrapolation from Sparse Data," *Medical Image Analysis*, Vol. 11, Issue. 2, pp.99~109.
- (7) Digital Korean Homepage. <http://dk.kisti.re.kr/>
- (8) Lee, J.-H., Kim, D.-I., Kwak, D.-S., Lee, U.-Y. and Kim, Y.-S., 2007, "Estimation of Maximum Femoral Length from Fragmentary Femur," *Korean J Phys Anthropol*, Vol. 18, Issue. 3, pp. 247~254.