

정량적 기형분석을 위한 시물레이션 시스템

홍헬렌, 김민아, 진수경, 김명희
이화여자대학교 과학기술대학원 컴퓨터학과

Simulation System for Quantitative Deformity Analysis

Helen Hong, Min-A Kim, Soo-Kyung Chin, Myoung-Hee Kim
Dept. of Computer Science and Engineering, Ewha Womans University

요 약

기형부위의 구조적 복잡성으로 인하여 부상이나 질병을 진단하거나 치료계획을 수립하는데 있어 많은 어려움이 있다. 본 논문에서는 기형부위의 정량적 분석을 위한 시물레이션 시스템을 설계하고 구현하였다. 본 시물레이션 시스템은 기형부위간 관계를 정의하고 정량적으로 분석하기 위하여 2차원 진단영상들을 공간적으로 구성하여 가시화하고 단일 객체 및 다중 객체의 이동, 회전, 확대/축소, 컬러링 등과 같은 조작기능을 제공하며, 기형부위의 길이, 체적, 각도 등의 측정치를 제공한다. 본 시물레이션 시스템은 사용자가 작업부하량을 줄이기 위하여 클라이언트-서버 구조로 이루어졌으며, 시스템간 사용되는 메시지 처리를 위한 메시지 제어기, 기형부위별 가시화와 조작을 위한 기형가시화 및 조작기, 기형부위의 수치적 분석을 위한 정량적 분석기, 그리고 각종 환자 정보를 위한 영상 데이터베이스 관리기로 구성된다. 본 시물레이션 시스템은 기형부위의 효과적인 가시화와 조작 뿐 아니라 정량적 분석치를 제공함으로써 보다 정확한 기형분석에 많은 도움을 줄 수 있으며, 범용의 데스크탑 컴퓨터 상에서 편리한 사용자 인터페이스를 통하여 서버에 접속하여 시물레이션 시스템을 사용함으로써 보다 많은 사용자들이 동시에 사용할 수 있는 이점이 있다.

1. 서론

기형부위의 구조적 복잡성으로 인하여 부상이나 질병을 진단하거나 치료계획을 수립하는데 있어 많은 어려움이 있다. 일반적으로 기형부위의 형태와 상대적 관계, 기형 정도를 파악하기 위하여 X-ray 영상이나 컴퓨터 단층촬영영상(CT), 자기공명영상(MRI)과 같은 2차원 진단영상이 사용된다[1][2][3][4][5]. 하지만 이러한 2차원 진단영상들은 기형부위의 실제 형태와 구조, 관절부위의 움직임, 상대적 위치관계를 파악하기 어렵

기 때문에 플라스틱과 탄력적 철사로 만든 3차원 플라스틱 모형을 사용함으로써 기형부위의 형태와 운동성을 실험할 수 있도록 한다. 그러나 이와 같은 플라스틱 모형도 기형특성과 형태에 따른 실환자의 모형이 아닌 기본 모형으로 생성된 것이기 때문에 2차원 진단영상으로부터 기하학적 관계를 유추하여 3차원 모델로 재구성하고 입체영상을 생성함으로써 수술 전 기형부위의 형태를 미리 파악할 뿐 아니라 기형부위를 서로 맞춰보는 등의 조작기능을 제공하고, 기형 정도의 수치적 분석 결과를 제공하기 위한 정량적 분석 기능이 필요하다. 또한 편리하고 일반적인 범용의 데스크탑 컴퓨터 상에서 편리한 사용자 인터페이스

본 연구는 보건복지부 '97보건의료개발사업 연구비 지원에 의한 결과임.

를 통하여 서버에 접속하여 시물레이션 시스템을 사용함으로써 보다 많은 사용자들이 동시에 사용할 수 있도록 함으로써 사용 효율을 증진시킬 수 있다.

따라서 본 논문에서는 기형부위의 정량적 분석을 위한 시물레이션 시스템을 설계하고 구현하였다. 본시물레이션 시스템은 기형부위간 상대적

시스템에 대한 결론을 맺는다.

2. 시스템 구조 및 기능

본 시물레이션 시스템은 사용자의 작업부하량을 줄이기 위하여 클라이언트-서버 구조로 이루어졌으며, 시스템간 사용되는 메시지 처리를 위한 메시지 제어기, 기형부위별 가시화와 조작을

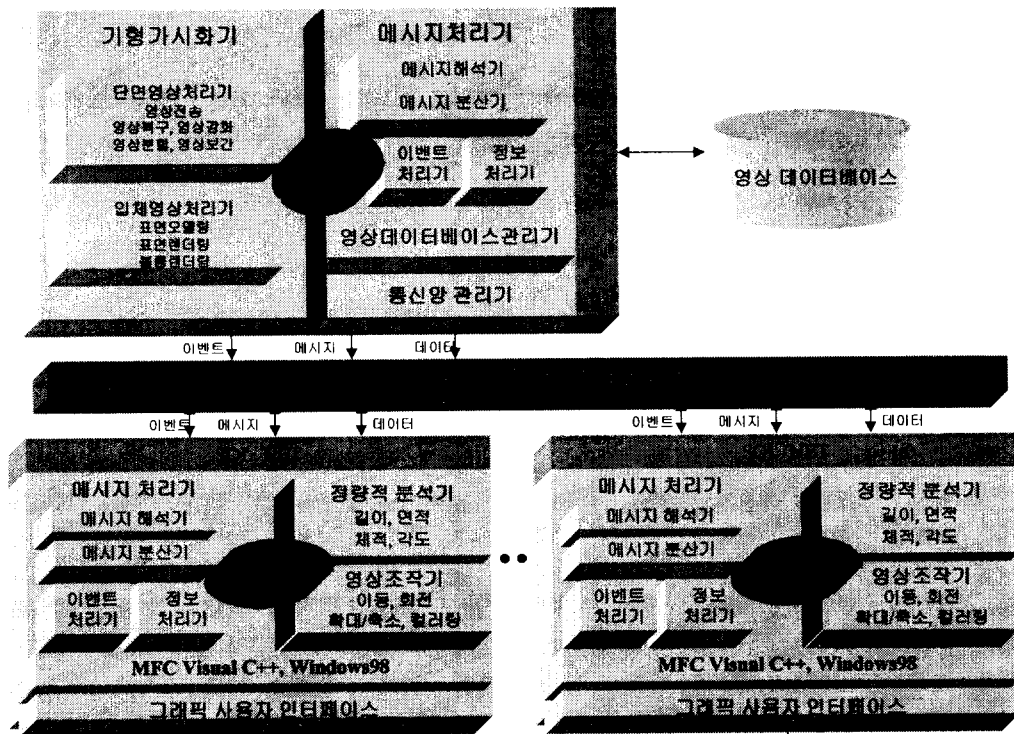


그림 1. 클라이언트-서버 구조

관계를 정의하고 정량적 분석 기능을 제공하기 위하여 2차원 진단영상들을 공간적으로 구성하여 가시화하고, 단일 객체 및 다중 객체의 이동, 회전, 확대/축소, 컬러링 등과 같은 조작기능을 제공하며, 기형부위의 길이, 체적, 각도 등의 측정치를 제공한다.

본 논문의 구성은 다음과 같다. 2장에서는 본 연구에서 구현한 시물레이션 시스템의 전체구조 및 기능을 살펴보고, 3장에서는 기형가시화 및 조작기의 세부기능을 살펴봄, 4장에서는 정량적 분석기의 세부기능을 살펴본다. 5장에서는 시스템 구현 및 분석결과를 살펴보고, 마지막으로 6장에서는 본 연구에서 구현·실험한 시물레이션

위한 기형가시화 및 조작기, 기형부위의 수치적 분석을 위한 정량적 분석기, 그리고 각종 환자 정보를 위한 영상 데이터베이스 관리기로 구성된 다. 그림 1은 클라이언트-서버 구조로 설계된 시물레이션 시스템의 구조를 도식화한 것이다.

서버는 메시지 제어기, 영상 데이터베이스관리기, 기형가시화기로 구성되어 있다. 클라이언트는 서버와 실시간 상호작용을 위하여 그래픽 사용자 인터페이스, 메시지 제어기, 영상 데이터베이스 관리기, 기형가시화 및 조작기, 정량적 분석기로 구성되어 있으며, 사용자 인터페이스를 통하여 정보를 서버와 주고받게 된다. 통신망 시스템은 각종 정보를 전송하고 통신망 간 연동서비

스를 제공하기 위해 TCP/IP 프로토콜을 사용하여 운영되어진다.

메시지 제어기에서 처리하는 정보는 구조정보, 문서정보, 영상정보로 나누어 살펴볼 수 있다. 구조정보는 통신망 접근 제어 및 서비스와 관련된 것으로 진단영상인 경우 해부학적 정보 뿐 아니라 환자이름, 나이, 성별, 검사일자 등이 있으며, 그밖에 영상크기 및 획득기기의 특성에 대한 정보가 포함되어진다. 문서정보의 경우, 영상에 대한 의사의 간단한 메모나 진단소견 등을 포함하며, 영상정보의 경우, 2차원 진단영상 뿐 아니라 기형가시화 및 조작기를 통해 생성되는 3차원 입체영상도 포함한다.

메시지 제어기는 하나의 서버와 다수의 클라이언트를 관리하기 위한 자료구조를 유지하며, 서버와 클라이언트 간에 작용하는 다양한 요구정보를 제어한다. 메시지 제어 모듈은 메시지 해석기, 메시지 분산기, 메시지 처리기를 포함한다. 메시지 해석기는 서버나 클라이언트로 들어오는 정보를 검사하여 오류가 없으면 내부의 메시지 분산기를 이용하여 해당 메시지 종류에 따라 메시지 처리기로 보내어 처리하도록 한다.

클라이언트-서버 간의 상호작용은 대부분 클라이언트 컴퓨터 상의 사용자에게 의해 이루어진다. 서버는 여러 클라이언트들에게 다양한 서비스와 문자 및 영상 정보를 제공하고, 클라이언트들은 서버에게 서비스를 요청함으로써 다양한 서비스를 지원받는다.

3. 기형 가시화 및 조작기

기형가시화 및 조작기는 기형부위의 2차원 진단영상들을 3차원적으로 재구성하여 가시화하고 입체적으로 재구성된 영상을 사용자가 대화식으로 다양하게 조작할 수 있는 기능을 제공하기 위하여 단면 영상처리기, 입체 영상처리기, 영상조작기로 구성되어 있다.

사용자는 서버로부터 제공되는 각종 영상처리 기능을 사용하기 위하여 서버에게 요구 메시지를 전송하여 영상처리기 모듈에 접근하며, 클라이언트 상에서 제공되는 렌더링 및 영상조작 기능을 수행하기 위하여 사용자는 인터페이스 상에서 마

우스를 통하여 조작 메시지를 클라이언트의 영상조작기 모듈로 전송한다.

단면영상처리기는 영상복구 모듈, 영상강화 모듈, 영상분할 모듈과 영상보간 모듈을 포함한다. 영상복구 및 강화 모듈에서는 영상촬영시 대상 물체의 미세한 움직임이나 센서 장치 등의 잡음으로 인하여 영상의 질이 저하될 수 있으므로 이들 영상의 질을 개선시키고 잡음을 감소시키는 처리가 이루어진다. 영상보간 모듈은 영상획득시 각 영상 슬라이스들 간의 간격이 한 영상 슬라이스 내 픽셀들 간의 간격보다 넓으므로 발생하는 영상의 계단화 현상을 보완하기 위하여 3차원 공간적으로 등방해상도를 유지시키는 기능을 포함한다[6]. 영상분할은 8-비트 영상의 경우, 각각의 256 그레이-레벨 영상을 특별히 관심대상이 되는 몇가지 인체기관(뼈, 지방, 근육 등)으로 분리하는 것이다. 본 논문에서 사용하는 소아만곡족 MR 영상의 경우, 주변 픽셀의 그레이-레벨이 서로 유사하므로 본 시스템에서 제공하는 분할기법과 전문가 개입을 통하여 분할을 수행하였다.

입체 영상처리기는 표면모델링 모듈, 표면렌더링 모듈, 볼륨렌더링 모듈을 포함한다. 표면모델링 모듈은 3차원으로 재구성된 데이터들로부터 슬라이스간 연결성과 표면의 위치 및 기울기 등을 고려하여 관련객체의 표면정보를 기술하는 방법으로 표면요소를 나타내기 위하여 삼각형과 같은 패치가 사용된다[7]. 표면렌더링 모듈은 삼각형으로 이루어진 표면 요소들을 표면의 특성과 광원효과를 고려하여 실제감있게 나타내는 방법으로 광원효과를 위하여 풍모델(phong model)을 사용하였다[8]. 그림 2는 표면모델링과 표면렌더링 적용 결과예이다.



(a) 표면모델링

(b) 표면렌더링

그림 2. 표면모델링, 표면렌더링 적용 결과

볼륨렌더링 모듈은 표면렌더링 모듈과는 달리 삼각형과 같은 중간 표면요소를 사용하지 않고 광선추적을 통하여 3차원으로 재구성된 볼륨을 2차원적으로 투영하여 영상을 생성함으로써 영상 내부까지도 가시화할 수 있다.

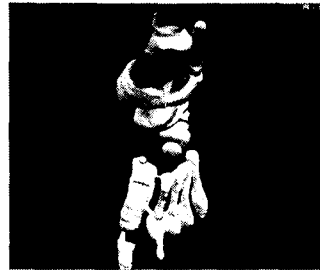
영상조작기는 입체적으로 렌더링된 기형부위 형상에 사용자의 명령에 따라 이동, 회전, 확대/축소, 컬러링 등 여러 가지 수술전 시술 동작을 수행할 수 있도록 한다. 그림 3은 본 시물레이션 시스템에서 제공하는 단일객체와 다중객체의 영상조작 결과이다. (a)와 (b)는 단일객체와 다중객체의 표면렌더링 결과영상이며, (c)는 단일객체를 회전한 결과영상, (d)는 다중객체의 상단부분을 회전한 결과영상, (e)는 다중객체 전체를 확대한 결과영상, (f)는 다중객체 하단부분을 이동한 결과영상이다. 본 영상 조작 모두 사용자의 마우스 조작에 의해 실시간으로 이루어진다.



(a) 단일객체렌더링



(b) 다중객체렌더링



(c) 단일객체 회전



(d) 다중객체 회전



(e) 다중객체 확대



(f) 다중객체 이동

그림 3. 영상 조작 적용 결과

본 시물레이션 시스템에서는 이와 같은 일련의 단계들을 수행하기 위하여 클라이언트는 우선 시물레이션 시스템이 있는 서버에 접속한 후, 시물레이션시 사용되는 일련의 2차원 진단영상을 서버에 전송한다. 그리고 여러 장의 2차원 진단영상으로부터 3차원적 입체 영상을 재구성하기 위해서는 많은 계산량과 저장공간이 요구되므로,

진단 시에 필요한 단면 영상처리기와 입체 영상 처리기 중 표면모델링과 볼륨렌더링 모듈을 서버에서 수행하게 하였고, 그 결과 2차원적 화면에 투영되는 디지털 그래픽 영상과 영상조작기 모듈은 클라이언트에서 수행하게 하였다. 따라서 클라이언트는 2차원 진단영상, 2차원 영상전처리 결과영상, 입체적으로 재구성하여 가시화된 영상을 해당 윈도우에 디스플레이하는 기능을 가지며, 마우스를 통하여 다양한 조작 기능을 수행한 후, 결과 영상을 디스플레이한다. 즉, 서버쪽 모듈은 클라이언트의 요청에 따라 기능 수행 후, 결과영상을 클라이언트에게 전송하며, 클라이언트는 그 결과 영상을 화면에 디스플레이하고 조작하는 역할을 한다.

4. 정량적 분석기

정량적 분석기에서는 각 기형부위에 대한 크기나 각도, 부피를 측정하고 계산함으로써, 보다 객관적인 진단 정보를 제공하고, 수술 전 시물레이션을 제공함으로써 정확한 치료계획에 도움을 줄 수 있으며 실제 수술에서의 오류를 발생을 줄일 수 있다[9][10].

기형측정을 위해 일반적으로 2차원 진단영상으로부터 뼈간의 장축을 설정하고 이들 축간의 크기에 따라 기형정보를 분석한다. 이와 같은 방법은 인체가 입체적인데 반하여 2차원적인 방법으로 기형 분석을 수행함으로써 오류 발생율이 훨씬 높다. 따라서 본 연구에서는 3차원 영상으로부터 각 객체의 장축을 설정하기 위하여 각 객체의 체적을 측정하였다.

표면모델링을 통하여 생성된 삼각형 와이어프레임모델(wireframe mode)로부터 각 객체의 표면좌표값을 이미 안다는 가정하에, 각 삼각형의 좌표를 V_1, V_2, V_3 라고 하고, 객체의 중심을 C 라고 하였을 때, 객체의 체적 V 는 다음과 같이 계산되어진다.

$$V = \frac{1}{6} | \{ (V_2 - V_1) \times (V_3 - V_1) \} \cdot (C - V_1) | \quad (식 1)$$

그림 4는 각 객체별 체적 측정 결과이다.



그림 4. 체적 측정 결과

각 객체의 장축을 설정하기 위하여 계산되어진 체적 V 에 대한 무게중심 $W_c(x, y, z)$ 를 다음과 같이 계산한다.

$$W_c(x) = \frac{1}{V} \int x \, dV \quad (식 2)$$

$$W_c(y) = \frac{1}{V} \int y \, dV$$

$$W_c(z) = \frac{1}{V} \int z \, dV$$

x 축과 y 축에 대하여 각 객체의 무게중심 W_c 를 지나는 축을 그어 그 중 가장 긴 장축을 찾는다. 여기서 찾아진 장축이 두 객체의 사이각을 계산하는데 사용되는 장축이 된다.

두 객체간 설정된 장축이 어느 한 시점에서 교차하게 되고, 이 때, 교차점의 반대쪽에 있는 표면값을 각각 P_1, P_2 라고 하고, 두 객체의 무게중심은 Q_1, Q_2 라고 할 때, 이 두 장축의 사이각 $\cos \theta$ 는 (식 3)과 같은 계산된다.

$$\cos \theta = \frac{(P_1 - W_{c1}) \cdot (P_2 - W_{c2})}{\|P_1 - W_{c1}\| \cdot \|P_2 - W_{c2}\|} \quad (식 3)$$

그림 5는 소아만곡족 MR 영상으로부터 다중객

체별로 컬러링한 후, 렌더링한 결과영상으로 소아만곡족 기형분석을 위해 척도가 되는 중심뼈인 종골(calcaneus)와 거골(talus) 간의 각도를 측정하는 결과영상이다.

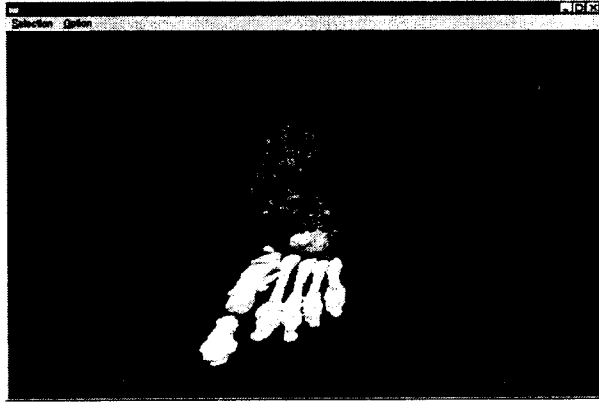


그림 5. 각도측정 결과영상

측정된 사이각이 $30^{\circ} \sim 35^{\circ}$ 사이일 경우 정상으로 진단되며, 그 이상 혹은 그 이하일 경우에는 기형으로 판정되고 치료를 위한 시물레이션을 수행할 수 있다.

4. 구현결과 및 분석

본 연구에서는 발목부위를 종단과 횡단으로 단층촬영하여 얻은 자기공명영상(MRI) 중 기형 분석에 주요 영향을 미치는 투자골, 주상골, 종골, 거골을 중심으로 분할하여 얻은 256x256 크기의 영상 116장을 사용하여 실험하였다. 그림 6은 본 실험에서 사용한 소아만곡족 자기공명영상이다.

본 시스템은 클라이언트-서버 구조를 기반으로 두가지 다른 환경에서 개발되었다. 서버는 Solaris 2.x를 탑재한 SUN Ultrasparc 계열 워크스테이션 상에서 C언어를 사용하여 구현하였고, 클라이언트는 운영체제를 Windows98로 하는 데스크탑 컴퓨터 상에서 C++를 사용하여 구현하였다. 본 시스템에서 사용하는 모든 사용자 인터페이스는 MFC Visual C++ 환경 상에서 수행어지고, 실시간 영상조작을 위해서 OpenGL과 연결하여 사용하였으며 TCP/IP 프로토콜을 사용하여 텍스트 및 영상 정보를 전송하였다.

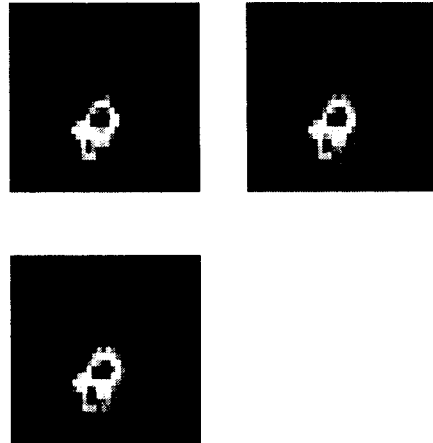


그림 6. 소아만곡족 자기공명영상

그림 7은 본 연구에서 구현한 시물레이션 시스템의 사용자 인터페이스이다. 사용자 인터페이스의 상단 메뉴에는 다양한 기능이 제공되며, 왼쪽 상단 윈도우는 잡음섞인 원영상을 나타내고, 오른쪽 상단 윈도우는 영상복구 기능을 수행한 후의 결과영상이다. 하단 윈도우는 일련의 원영상들을 디스플레이함으로써 진단영상들간의 관계를 파악하기 쉽도록 하였고, 오른쪽 메뉴는 현재 수행될 기능의 파라미터 조절을 위한 부분이다.

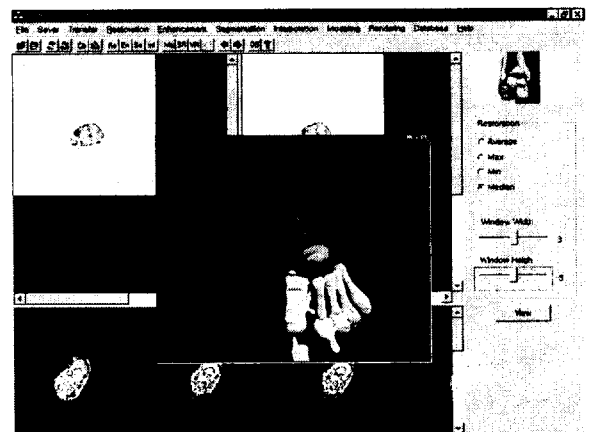


그림 7. 사용자 인터페이스

5. 결론

본 논문에서는 정량적 기형분석을 위한 시물

레이션 시스템을 설계하고 구현하였다. 본 시스템은 3차원 입체영상 제공으로 대상 환자의 2차원 진단영상으로부터 공간적 정보를 얻음으로써 환자의 기형부위를 입체적으로 제공할 뿐 아니라 수술 및 치료계획을 위하여 영상조작기능을 사용하여 미리 시물레이션을 수행함과 동시에 기형부위의 크기, 체적, 각도 등의 정량적 분석 결과를 제공함으로써 환자의 기형진단을 용이하게할 뿐 아니라 정확한 치료 및 수술계획을 수립할 수 있도록 도와준다. 또한 범용의 데스크탑 컴퓨터 상에서 사용자 인터페이스를 통하여 서버에 접속하여 다양한 기능을 사용함으로써 보다 많은 사용자들이 이용할 수 있다는 이점이 있다.

참고문헌

- [1] Van Langelaan EJ, "A Kinematic Analysis of the Tarsal Joints: an X-ray Photogrammetric Study", Acta Orthopedic Scand. Suppl. Vol. 204, pp. 1-269, 1983.
- [2] Kepple T.M., Stanhope S.J., Logmann K.N., Roman N.L., "A Video based Technique for Measuring Ankle Subtalar Joint Motion during Stance", Journal of Biomedical Engineering, Vol. 12, pp. 273-280, 1990.
- [3] Scott S.H., Winter D.A., "Talocrural and Talocalcaneal Joint Motion during Stance Phase of Walking", Journal of Biomechanics, Vol. 24, No. 8, pp. 743-752, 1991.
- [4] Schutzer S.F., Ramsby G.R., Fulkson J.P., "Computed Tomographic Classification of Patellofemoral Pain Patients", Orthopedic Clinical North America, Vol. 17, No. 2, pp. 283-288. 1986.
- [5] Song J., Hillstrom, H., Secord D, Levit J., "Foot Type Biomechanics Comparison of Planus and Rectus Foot Types", Journal of American Podiatric Medical Association, Vol. 86, No. 1, pp. 16-23, 1996.
- [6] Raya S.P., Udupa J.K., "Shape-based Interpolation of Multidimensional Objects", IEEE Transactions on Medical Imaging, Vol. 9, No. 1, pp. 32-42, 1993.
- [7] William E.L., "Marching Cubes: A High Resolution 3D Surface Construction Algorithm", Computer Graphics, Vol. 17, No. 6, pp. 421-439, 1993.
- [8] Udupa J.K., Goncalves R.J., "Imaging Transforms for Visualizing Surfaces and Volumes", Journal of Digital Imaging, Vol. 6, No. 4, pp. 159-168, 1993.
- [9] 대한정형외과학회, "정형외과학", 최신의학사, pp. 115-116, 1995.
- [10] Stindel E., Udupa J.K., Hirsch B.E et al., "3D MR Image Anlysis of the Morphology of the Rear Foot: Application to Classification of Bones", Computerized Medical Imaging and Graphics, Vol. 23, pp. 75-83, 1999.