

# 척추성형술을 위한 의료 영상 시스템의 설계 및 개발

탁 계 래<sup>†</sup> · 이 상 범<sup>††</sup> · 이 성 재<sup>†††</sup>

## 요 약

척추에 대한 외과수술은 신경조직을 손상하지 않아야하기 때문에 수술 절차가 신중하게 계획되고 고도의 정밀을 요구한다. 척추성형술(vertebroplasty)은 골다공증으로 인한 척추의 골절을 치료하기 위해 제안된 비교적 새로운 외과적인 수술방법으로 최소침습적인 수술기법으로 피부 등을 통하여 골절된 척추부위에 구멍을 내고 그곳에 PMMA(polymethylmethacrylate)라 불리는 골시멘트(bone cement)를 주입하여 치료하는 방법이다. 최근의 연구결과, 수술 후 즉각적인 고통의 경감을 가져오며, 골다공증으로 인한 골절부위에 강도가 강한 골시멘트를 주입하게 됨으로써 골다공증 척추체에 구조적인 안정성을 제공해 주는 것으로 알려져 있다. 수술 후 발생하는 합병증의 대부분은 과도한 골시멘트의 주입으로 인한 것으로 알려져 있으며, 따라서 척추성형술의 치료에 가장 중요한 요인은 주입할 골시멘트의 양을 조절하는 것이다. 이에 본 연구에서는 환자의 컴퓨터단층촬영(computer tomography)을 통하여 획득한 영상을 토대로 척추성형술 시술시 필요한 의료 영상 시스템을 설계 및 개발하고, 텍스처 분석을 통하여 개개인의 환자에게 필요한 골시멘트의 양을 계산하는 알고리즘을 개발하여 이를 실제 환자의 시술시에 적용해 보았다. 결과적으로 본 시스템은 척추성형술시에 최적의 골시멘트의 양을 예측할 수 있었으며, 정형외과의 다른 부위의 수술시에도 적용 가능성을 확인할 수 있었다.

## Design and Implementation of A Medical Image Guided System for Vertebroplasty

Gye Rae Tack<sup>†</sup> · Sang Bum Lee<sup>††</sup> · Sung Jae Lee<sup>†††</sup>

### ABSTRACT

Since surgical treatment of the spine should overcome neurological compromises, the operative procedures need to be carefully planned and carried out with high degree of precision. Percutaneous vertebroplasty is a surgical procedure that was introduced for the treatment of compression fracture of the vertebrae. This procedure includes puncturing vertebrae and filling with polymethylmethacrylate (PMMA). Recent studies have shown that the procedure could provide structural reinforcement for the osteoporotic vertebrae while being minimally invasive and safe with immediate relief of pain. However, failures of treatment due to excessive PMMA volume injection have been reported as one of complications in vertebroplasty. It is believed that the control of PMMA volume is one of the most critical factors that can reduce the incidence of complications. Therefore, clinical success of vertebroplasty can be dependent on the volume of PMMA injection for a given patient. In this study, the optimal volume of PMMA injection for vertebroplasty was predicted based on the image analysis of a given patient.

**키워드 :** Image Guided System, Vertebroplasty, Bone Cement, Texture Analysis

### 1. 서 론

최근 들어 컴퓨터를 이용한 다양한 정보처리기술은 의사들이 임상적으로 환자를 진단 및 치료하고 수술을 하고자 할 때 여러 가지를 판단하는데 많은 도움을 주고 있다. 예를 들면 컴퓨터단층촬영(CT, Computed Tomography)과 자기공명영상법(MRI, Magnetic Resonance Imaging)으로 이를 이용하여 환자의 고화질 영상을 획득하고, 이를 의료 영상 시스템을 사용하여 3차원으로 정확하게 재구성할 수가

있어 병변의 구조 및 범위, 치료에 대한 계획, 잠재적인 합병증을 판단하는데 유용하게 사용할 수 있다[1-3]. 컴퓨터를 이용한 수술계획 시스템은 보다 나은 치료방법을 결정하는데 도움을 주는데, 이는 각 환자별로 가장 적합한 수술 방법의 선택, 수술 시 발생 가능한 실수의 최소화, 수술시간의 단축, 환자와 의료 관계자들에 대한 교육 등 여러 가지로 실질적인 많은 도움을 줄 수 있다. 영상 가이드 수술 계획 시스템(Image guided surgery planning system)이 정형외과 분야에서 많이 사용되고 있는데, 예를 들면 임플란트의 디자인에 관한 연구, 환자 개개인의 특성에 맞는 임플란트의 선택에 관한 연구, 다양한 종류의 수술기법의 비교분석에 관한 연구 등이 현재 수행되고 있다[4-6]. 이상적인 의

† 종신회원 : 건국대학교 의용생체공학부 교수

†† 성 회원 : 단국대학교 전자컴퓨터학부 교수

††† 성 회원 : 인제대학교 의용공학과 교수

논문접수 : 2003년 5월 22일, 심사완료 : 2003년 8월 13일

료 영상 시스템은 여러 가지 수술 과정을 도울 수 있는 정보를 제공해야 하는데 이는 진단, 수술전의 계획, 수술중의 도움, 수술 후의 평가 등 수술과 관련되어 발생할 수 있는 현상을 해결할 수 있어야 한다.

본 논문에서는 현재 본 연구진에서 설계 및 개발 중인 정형외과용 의료 영상분석 시스템의 임상적용에서 가능성과 그 신뢰성을 평가하기 위해 척추성형술(vertebroplasty)에 적용하고자 하였다. 척추성형술은 골다공증으로 인한 척추의 압박골절을 치료하는 수술방법으로 1980년대 후반 프랑스에서 최초로 시도되었고, 1994년에는 미국, 1990년대 후반에는 한국에 처음으로 소개되는 등 비교적 최근에 시도된 최소 침습적인 외과적인 수술 방법이다[7, 8]. 이 수술은 피부를 통하여 골절된 척추부위에 구멍을 내고 그곳에 PMMA (polymethylmethacrylate)라 불리는 골시멘트(bone cement)를 주입하여 치료하는 방법이다. 최근 연구에 따르면 이 수술방법은 통증의 경감효과가 뛰어나고 부작용도 미미할 뿐만 아니라 골다공증으로 인하여 강도가 약해진 뼈를 구조적으로 보강할 수 있는 좋은 수술방법으로 알려져 있다[7-9]. 이 수술의 장기적인 효과가 아직 검증되지 않았고, 골시멘트의 중합 반응시 발생하는 과도한 열에 의한 효과 등의 문제점이 있지만 과다한 양의 골시멘트 주입으로 인해 발생하는 합병증이 이 수술의 가장 큰 문제점으로 지적되고 있다. 그래서 골시멘트 양의 조절이 합병증이 발생하는 것을 예방하는데 필수적인 방법이라고 판단된다.

따라서 본 연구에서는 환자의 컴퓨터단층촬영을 통하여 획득한 영상을 토대로 척추성형술 시술시 필요한 의료 영상분석 시스템을 설계하고 개발하여 이를 실제 환자의 시술시에 적용해 보고자 하였다.

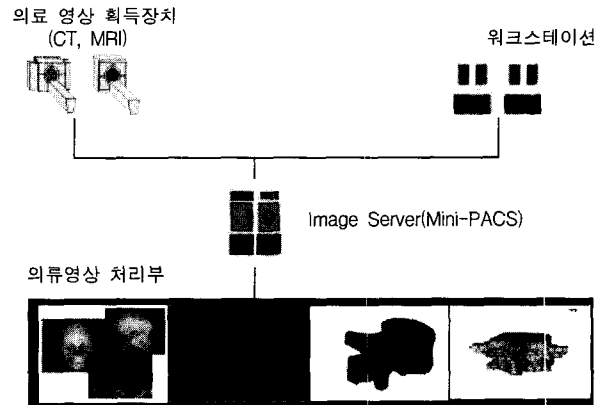
## 2. 의료 영상 시스템의 구현

### 2.1 시스템의 구조

(그림 1)은 시스템의 전체적인 구조를 보여주는데 의료 영상 획득장치, 이미지 서버, 영상 분석 시스템, 및 유한요소법(finite element analysis)을 이용한 생체역학적 분석 시스템으로 구성되어 있다. 이미지 서버는 의료 영상 획득장치를 통하여 의료 영상의 국제 표준인 DICOM(Digital Imaging and COmmunication in Medicine)을 이용하여 영상재구성 시스템과 통신을 하면서 자료를 주고 받는다. 의료 영상분석 시스템의 중요한 기능은 2차원 영상 처리, 3차원 영상의 재구성, 의학영상의 정량적 분석, 유한요소해석을 위한 전처리(preprocessing)기능을 포함한다.

기본적인 2차원 영상 처리는 다음과 같은 기능을 가지고 있다. DICOM 영상의 헤더 정보 분석 및 데이터베이스화 기능, 확대와 축소, 이동, 영상보간, 필터, 애니메이션, 영역 분할, 영역·길이·각도 등의 측정 기능, 그리고 주석을 달

수 있는 기능 등이다. 3차원 영상의 재구성은 자동화된 방법과 수동적인 방법의 2가지로 처리될 수가 있는데, 자동화된 방법은 원하는 인체 장기 부위를 자동적으로 추출하기 위해 미리 정의된 데이터베이스(미리 window width와 level을 인체 부위별로 저장)를 사용하는 한편, 수동적인 방법은 선택한 장기를 수동적이며 비교적 상세하게 선택하기 위해 여러 가지 다양한 드로잉 틀과 영역을 지정할 수 있는 기능을 동시에 사용한다.



(그림 1) 의료 영상처리 시스템의 구조도

3차원 재구성은 표면 렌더링(surface rendering)과 볼륨 렌더링(volume rendering) 기술이 사용된다. 사용된 렌더링 방법은 IAP에서 함수형식으로 제공하는 것을 이용하였다. 재구성된 3차원 영상은 회전, 확대 및 축소, 이동 등이 가능하고 원하는 부분을 절단하여 볼 수 있는 기능을 가지고 있어 진단시에 도움을 주고자 하였다. 다면재구성(multi-planar reformat)은 사용자가 회전축을 임의로 돌려서 임의로 평면에 대한 영상을 보고자 할 때 사용할 수가 있다. 즉, 다양한 각도에서 장기를 검토하고자 할 때 유용하며, 축면(axial plane), 관상면(coronal plane), 시상면(sagittal plane), 임의의 곡선면, 경사면을 따라서 재구성할 수 있도록 하였다. 최대강도 투사법(maximum intensity projection)은 사용자가 혈관과 같이 높은 신호 강도와 명암을 필요로 하는데 부위를 보고자 할 때 사용되는 방법이다. 특별한 픽셀 위치들의 값은 전체 트랙 조직을 통해 가장 밝은 픽셀 값만이 화면에 출력할 수 있게 된다.

정량분석 시스템의 목적은 의료 영상으로부터 최대한 가능한 진료 정보를 정확하게 추출하는데 있다. 하지만 이웃 조직간의 그레이 레벨의 차이가 매우 미미하기 때문에 CT나 MRI 영상으로부터 완전한 진단 정보를 정확하게 추출하는 것은 쉬운 일이 아니다. 영상의 질감 분석(texture analysis)은 질병의 징후에 따른 세포 조직의 특성의 변화하는 것을 특성화하는데 사용이 된다[11]. 특히 골다공증으로 인한 척추체의 골절 위험에 관한 척도를 나타내는 것에 정량적인 분석이 많이 이용된 것으로 알려져 있다[12]. 여러

가지 다양한 질감 분석의 방법 가운데 본 연구에서 사용된 방법은 척추의 해면골의 특성을 추출하는 데에 run-length-analysis를 이용하였다[12, 13].

다른 영상 시스템과 차별화할 수 있는 본 시스템의 특징은 생체역학적 분석을 위한 유한요소 모델을 생성하기 위한 전처리 기능이라고 할 수 있다. 3차원 영상의 재구성 모듈에서는 사용된 윤곽선 추출 모듈을 이용하였다. 자동화된 모드와 수동적인 모드, 그리고 반자동화된 모드로 구성되어 있다[14]. 반자동화된 모드는 자동화된 모드로 추출된 결과가 부정확한 경우에 사용자가 수동적으로 처리하여 해결할 수 있게 된다.

2.2 척추성형술의 적용 방법

본 연구에서는 11명의 골다공증 여성환자(57세~78세)에 대한 척추성형술을 시행하였다. 일반적으로 척추성형술시에 사용되는 수술방법을 따랐으며[14], 골다공증으로 인한 압박골절이 생긴 18개의 척추부위(환자의 상태에 따라 T7, T8, T12, L1, L2 등)에 골시멘트를 주입하였다. 척추성형술 전후에 Xpeed Unit(Toshiba, 120kvp, 170mA, 2.7sec)를 이용하여 1mm 간격으로 영상(512×512)을 얻었다. 또한 각 환자의 골절위치, 골밀도(BMD, bone mineral density), T-score, Z-score, 주입된 골시멘트의 부피 등이 기록되었다. (그림 2)는 수술 전후의 전형적인 CT 영상을 보여준다. 영상 중에 밝게 빛나는 영역은 실제 골시멘트가 주입된 곳이다. 다양한 정량분석의 방법이 있지만 본 연구의 경우에는 그레이 리벨 run-length-analysis가 척추 해면골의 질감 특성을 추출하는데 사용되었다. 특히 본 연구에 사용된 인덱스는 관심영역내의 해면골(trabecular)의 면적(T-texture라 부름)과 골소주 내 공간(intertrabecular space)의 면적(I-texture라 부름)이다. 전체적인 알고리즘은 아래와 같다.

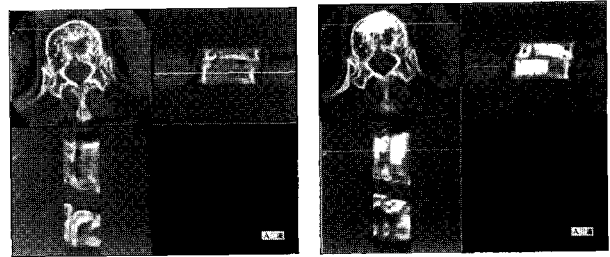
원래의 CT 영상(12비트 영상)을 256 그레이 영상으로 선형적으로 바꾼다. 우선 rolling ball subtraction algorithm을 이용하여 배경의 잡음을 없앤 후, 문턱치(threshold value)를 이용하여 이진영상(1과 1)을 최종적으로 얻는다. 이 영상으로부터 망상골간의 면적(area of intertrabecular space)과 망상골의 면적(area of trabecularbone)을 계산한다. 통계적 유의성 확인을 위하여 상관계수(correlation coefficient)를 계산한다.

본 결과에서는 상관계수가 0.92를 구할 수 있었다. 이는 망상골간의 면적과 골시멘트의 량 사이에 선형적인 관련성이 매우 뛰어나음을 보여주는 것이다. 이를 토대로 척추성형술 시술시 적절한 골시멘트의 양을 예측하는 것이 가능하게 된다. 골시멘트의 부피는 다음의 식에 의해 계산이 가능하다.

$$Y = 0.001722 X - 2.10922$$

Y = 골시멘트의 량,

X = 망상골간의 면적(area of intertrabecular space)

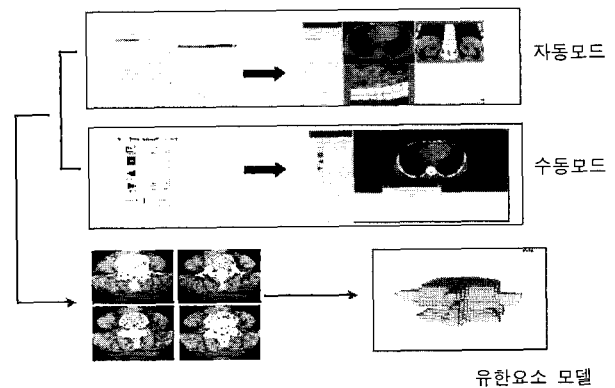


(a) 수술 전 척추 영상 (b) 수술 후 척추 영상  
(그림 2) 골시멘트를 주입하기 위한 수술 전후의 의료 영상들

2.3 생체역학적 분석 시스템

유한요소법(finite element method)은 정형외과에서 스트레스 분석으로 널리 사용되어지고 있는데, 특별한 환자의 수술을 계획하고 시뮬레이션 하기 위한 것으로 데이터 모델링과 분석방법으로 조심스럽게 사용되어지고 있다. 적절한 유한요소 모델링, 부정확한 3D 요소 모델, 기하학적 물질적 특성 그리고 각 환자별로 적용해야 할 모델링에 대한 시간이 많이 소모되어 유한요소법의 결과를 임상적으로 적용시키는 데는 어려움이다. 다행히 CT 의료 영상은 3차원 유한 성분 모델을 생성하는데 필요한 기하적인 자료와 특성을 제공하기 때문에 CT 영상을 이용한 유한 성분 모델링의 자동 메쉬 생성에 대한 연구는 모델링 시간을 단축할 수가 있어 많이 연구되어지고 있다[15-18].

(그림 3)에서는 본 연구에서 사용한 3D 유한요소 모델링 기법에 대한 일반적인 절차를 보여주고 있다. 뼈의 표면을 CT 영상의 윤곽의 연속물로부터 추출되어진다. 3D의 기하학적 구조는 추출된 의료 영상의 윤곽선을 쌓으므로 재구성할 수 있는데, 여기서는 Keyak에 의해 제안된 알고리즘을 사용되었다[17]. 3D element를 생성한 후 역학적인 특성은 CT 영상 데이터로부터 생성할 수가 있다. CT 영상 데이터(Hounsfield Unit)과 뼈의 외관적인 밀도 사이엔 1차적인 상관관계가 존재한다. 외관적인 밀도를 기본으로 둔 탄력계수는 Carter에 의해 제안된 수식을 이용하여 계산하였는데, 이것은 역학적인 특성을 파악하는데 여러 가지 가정에



(그림 3) 유한요소법을 이용한 모델링 절차



(a) 다중 라인에 의한 재구성 (b) 경사선 라인에 따른 재구성 (c) 커브 라인에 따른 재구성

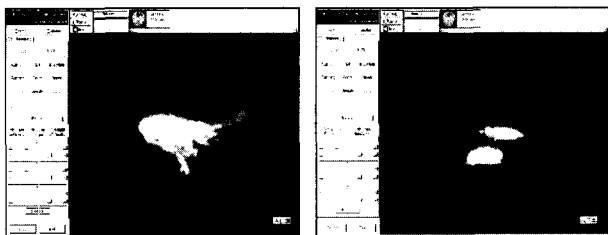
(그림 4) 다중평면 재구성에 따른 화면

근거하고 있다. 분명히 뼈는 물질에 성질에 따라 변하지 않은 것이 아니며 그것의 행위는 밀도보다는 많은 다른 요소에 의존한다. 하지만 이 방법은 비용이 적게 들고, 더 많은 효과적인 유한요소 모델을 만들어 내기 위한 자동 생성을 필요로 할 때 사용되어진다. 수동적이고 매개 변수를 사용하는 모델은[19,20]에서 기술한 특성을 사용하였다.

3. 의료 영상 시스템의 적용 결과

본 의료 영상 시스템은 Pentium 1.2Ghz와 RAM 512MB 이 장착된 Window NT 4.0 환경에서 Visual C++ 6.0으로 구현하였다. 영상처리 도구는 IAP(Image Application Protocol) 4.0 라이브러리[10]를 사용하였고, MS Access 97를 데이터베이스로 사용하였다. (그림 4)은 다중 평면 재구성의 전형적인 결과를 보여준다. 사용자는 다중 평면 재구성 기능을 사용하여 골시멘트의 주입 분포를 쉽게 분석할 수가 있다. 또한 다중 직각 평면에 대한 연속적인 재구성물, 재조각, 임의의 평면 사이의 연속물을 볼 수가 있다. Axial (원뿔), coronal, sagittal, curved(커브), 사선 평면들에 따른 재구성과 검토키가 가능하다

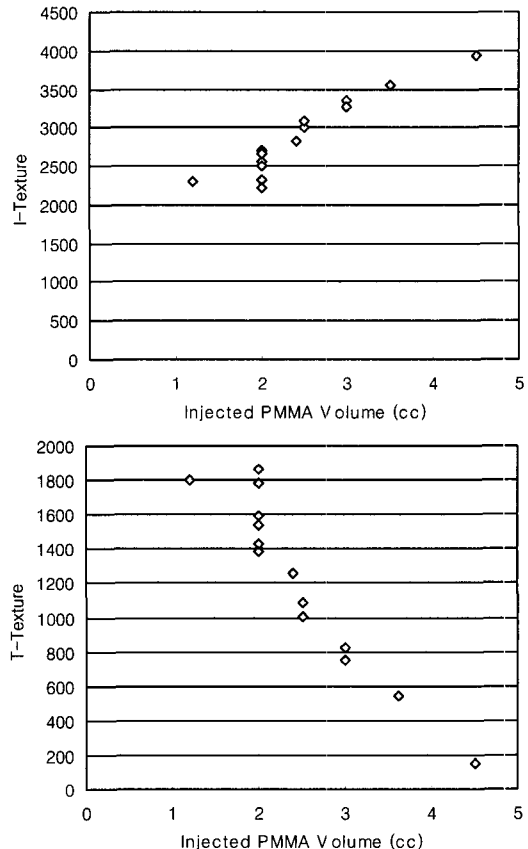
(그림 5)는 볼륨 렌더링 기술에 의한 3D 가시화 결과를 보여준다. PMMA 볼륨은 voxel과 voxel의 볼륨의 곱으로 계산되어질 수 있다. 계산된 PMMA의 볼륨은 실제 주입된 PMMA 볼륨보다 약간 더 컸다. 주입된 PMMA와 계산된 PMMA의 사이의 상호연관 계수는 세그멘테이션의 절차와 3D 가시화 작업이 되었는지를 보여주는데, 본 연구의 결과로는 0.83이 나왔는데 이러한 수치는 서로가 상대적으로 좋은



(a) 3D 척추의 영상 (b) PMMA가 주입된 영상

(그림 5) 볼륨 렌더링의 의료 영상

일치가 됨을 보여주고 있다. 이것은 재구성된 PMMA 주입 구역이 잘 계산되었음을 의미한다. (그림 6)에서는 영상 데이터의 정량적 분석 결과를 보여준다. 결과를 살펴보면 주입된 PMMA 볼륨은 intertrabecular 공간(I-texture)이 증가할 때 같이 증가한다. 그것은 trabecular의 크기(T-texture)가 감소할 때도 증가했다.



(그림 6) 영상에 대한 정량적 분석 도표

4. 결 론

척추성형술은 골다공증으로 인한 척추압박골절 치료를 위한 새로운 수술 접근 방법 중 하나로 즉각적인 고통의 경감으로 환자의 만족도가 매우 높은 시술방법이다. 최근 연구에 의하면 이 방법은 짧은 입원 기간과 부작용이 적고,

최소침습적인 수술로 상대적으로 안전하며, 골다공증으로 인한 척추체의 구조적 보강을 제공하는 것으로 알려졌다. 하지만 이러한 수술법도 부작용과 합병증에 대한 보고가 있다. 많은 합병증은 시술동안 골시멘트가 인접한 지역으로의 누출로 인한 것으로 알려지면서 골시멘트의 양의 조절이 합병증을 방지하는 중대한 요인 중 하나라고 믿어져 왔다. 그래서 본 연구에서는 주입된 골시멘트의 양과 환자 CT 영상의 고유한 특성의 상관관계를 분석함으로써 시술 시 적절한 골시멘트의 양을 시술전의 환자영상으로부터 추측하고자 하였다. 가장 적당한 PMMA volume index으로 고유의 매개변수의 진료의 유용성을 주장할 수 있었다. 만약 더 많은 데이터가 획득되어 진다면, 이러한 분석을 토대로 보다 나은 치료를 위한 적합한 양의 PMMA volume 주입량을 예측할 수 있게 될 것이다.

본 연구에서 제안한 연구 결과는 임상에 적용되기에는 아직 기본적인 연구이기 때문에 이 절차에 영향을 미치는 요소들에 대하여는 심도있는 실험이 필요하다. 이 연구에서 가장 중요한 요소 중의 하나는 해면골과 골소주의 공간영역에 관한 분할 부분이다. 비록 CT 영상의 같은 연속을 하나의 발단단계 이지만 수학적 발단 단계의 영향에서 필수적 요소이다. Isolated intertrabecular 공간의 volume에 필수적이다. 왜냐하면 계산된 PMMA volume이 주입된 PMMA volume 보다 조금 더 발견되었기 때문이다. 결론적으로, 가장 적합한 PMMA volume 주입량을 이 연구에서 결과로 주장할 수 있었고 vertebroplasty에서 더 나은 진료 결과로 사용되어질 수 있었다.

결과적으로 본 시스템은 척추성형술시에 적절한 골시멘트의 양을 예측할 수 있었으며, 정형외과의 다른 부위의 수술시에도 적용 가능성을 확인할 수 있었다.

### 참 고 문 헌

- [1] R. A. Robb, D. P. Hanson, J. J. Camp, "Computer-aided surgery planning and rehearsal at Mayo clinic," *IEEE computer*, 29, pp.39-47, 1996.
- [2] C. A. Taylor, M. T. Draney, J. P. Ku, D. Parker, B. N. Steele, K. Wang, C. K. Zarins, "Predictive medicine : computational techniques in therapeutic decision-making," *Comput. Aided Surg.*, Vol.4, pp.231-247, 1999.
- [3] R. W. Pho, S. Y. Lim, B. P. Pereira, "Computer applications in orthopedics," *Ann. Acad. Med. Singapore*, Vol.19, No.5, pp.691-698, 1990.
- [4] M. Viceconti, D. Testi, R. Gori, C. Zannoni, A. Cappello, A. De Lollis, "HIDE : a new hybrid environment for the design of custom-made hip prosthesis," *Comput. Methods Prog. Biomed.*, Vol.64, pp.137-144, 2001.
- [5] E. Y. Chao, F. H. Sim, "Computer-aided preoperative planning in knee osteotomy," *Iowa Orthop. J.*, Vol.15, pp.4-18, 1995.
- [6] V. Zdravkovic, R. Bilic, "Computer-assisted preoperative planning(CAPP) in orthopedic surgery," *Comput. Methods Prog. Biomed.*, Vol.32, No.2, pp.141-146, 1990.
- [7] H. Deramond, C. Depriester, P. Galibert and D. Le Gars, "Percutaneous vertebroplasty with polymethylmethacrylate technique, indications and results," *Radiol. Clinics of N. America*, Vol.36, No.3, pp.533-546, 1998.
- [8] J. B. Martin, B. Jean, D. S. Ruiz, M. Piotin, K. Murphy, B. Rufenacht, M. Muster and D. A. Rufenacht, "Vertebroplasty : clinical experience and follow-up results," *Bone*, Vol. 25, No.2, Supplement, pp.11S-15S, 1999.
- [9] J. D. Barr, M. S. Barr, T. J. Lemley and R. M. McCann, "Percutaneous vertebroplasty for pain relief and spinal stabilization," *Spine*, Vol.25, No.8, pp.923-928, 2000.
- [10] IAP PrS Application Writer's Manual (Version 3.9), 1998.
- [11] A. H. Mir, M. Hanmandlu and S. N. Tandon, "Texture analysis of CT images," *IEEE Eng. in Med. & Biol.*, pp.781-786, 1995.
- [12] M. Ito, M. Ohki, K. Hayashi, M. Yamada, M. Uetani and T. Nakamura, "Trabecular texture analysis of CT images in the relationship with spinal fracture," *Radiology*, Vol.194, pp.55-59, 1995.
- [13] G. R. Tack, H. G. Choi, K. C. Shin, S. J. Lee, "Relationship between trabecular texture features of CT images and an amount of bone cement volume injection in percutaneous vertebroplasty," *SPIE Medical Imaging 2001*, Image perception and performance Conference, pp.4324-32, 2001.
- [14] G. R. Tack, H. G. Choi, "Semi-automatic segmentation tool for 3D visualization of medical images," *Proceedings of China - Japan - Korea Joint Symp. Med. Informatics*, pp.70-71, 2000.
- [15] R. Krejci, M. Martos, J. Dvorak, J. Nedoma, J. Stehlik, "2D and 3D finite element pre- and post-processing in orthopaedy," *Int. J. Med. Informatics*, Vol.45, pp.83-89, 1997.
- [16] M. Viceconti, C. Zannoni, D. Testi, A. Cappello, "CT data sets surface extraction for biomechanical modeling of long bones," *Comput. Method. Prog. Biomed.*, Vol.59, pp.159-166, 1999.
- [17] J. H. Keyak, J. M. Meagher, H. B. Skinner, C. D. Mote Jr., "Automated three dimensional finite element modeling of bone : a new method," *J. Biomed. Eng.*, Vol.12, No.5, pp. 389-397, 1990.
- [18] H. Keyak, M. G. Fourkas, J. M. Meagher, H. B. Skinner, "Validation of an automated method of three dimensional finite element modeling of bone," *J. Biomed. Eng.*, Vol.15, No.6, pp.505-509, 1993.
- [19] D. R. Carter, W. C. Hayes, "The compressive behavior of bone as a two-phase porous structure," *J. Bone Joint Surg.*, 59A, pp.954-962, 1977.
- [20] D. H. Lim, S. J. Lee, K. C. Shin, B. J. Jun, G. R. Tack, S. S. Kim, J. W. Shin, "Effect of Polymethylmethacrylate (PMMA) injection in vertebroplasty for the treatment of the osteoporotic vertebra," *Proceedings of world biomaterials congress*, Hawaii, USA, pp.15-20, May, 2000.



### 탁 계 래

E-mail : grtack@kku.ac.kr  
 1985년 한양대학교 기계설계학과(학사)  
 1987년 한양대학교 기계설계학과(석사)  
 1991년 미국 Univ. of Iowa 의공학과  
 (공학박사)  
 1992년~1995년 미국 Vanderbilt Univ.  
 (Research Associate)

1995-1997 삼성 SDS 정보기술연구소(Director, PACS Lab)  
 1997~현재 건국대학교 의용생체공학부 부교수  
 관심분야 : 생체의공학, 의료 영상, 바이오인포믹스



### 이 상 범

e-mail : sblee@dankook.ac.kr  
 1983년 한양대학교 기계공학과(학사)  
 1989년 루이지애나 주립대 전자계산학과  
 (이학석사)  
 1992년 루이지애나 주립대 전자계산학과  
 (이학박사)

1992년 한국전자통신연구원 선임연구원  
 1993년~현재 단국대학교 전자컴퓨터학부 부교수  
 관심분야 : 객체지향 모델링, 정보검색, 의료 영상, 유비쿼터스  
 컴퓨팅



### 이 성 재

e-mail : sjl@bme.inje.ac.kr  
 1984년 미국 Cornell University, 기계설계  
 공학과(학사)  
 1984년 미국 Cornell University, 기계설계  
 공학과(석사)  
 1993년 미국 Univ. of Iowa Biomedical  
 Eng.(공학박사)

1986년 (주)대우, 해외사업본부 대리  
 1987년 대우전자(주), 프로젝트메니저  
 1994년 대우전자(주), 영상연구소 신규 프로젝트 개발팀장  
 1994년~현재 인제대학교 의용공학과 조교수  
 관심분야 : 생체의공학, 의료 영상, 바이오인포믹스