

## 한국 성인 남성의 공학 해석용 정밀 유한 요소 모델 생성과 뼈의 물성 획득에 관한 연구

### Generation of the FE Model of a Korean Young Male Adults and Determination of Mechanical Properties for Engineering Analysis

유승현\*<sup>†</sup>, 김학균\*, 김종범\*

Seung-Hyun Yoo\*<sup>†</sup>, Hak-Kyun Kim\* and Jong-Bum Kim\*

**초 록** 유한 요소 해석을 위해서는 형상과 경계, 하중 조건 그리고 물성을 결정하여야 한다. 그러나 살아 있는 인체에 대해서는 실험이 어렵기 때문에 정확한 형상과 물성을 얻기가 매우 어렵다. 본 논문에서는 한국인 표준 체형을 가진 젊은 남성의 생체 자기 공명 영상(MRI : magnetic resonance imaging)을 이용하여 내부 장기를 38 가지로 구역화하고 이것을 이용하여 정밀 유한 요소 모델을 만들었다. 또한 인체를 이루고 있는 다양한 물질들 가운데 뼈에 대한 물성을 얻기 위한 연구를 시행하였다. 인체 뼈의 이방성을 표현할 수 있는 물성을 얻기 위해 성인 남성과 여성의 사체에서 얻은 대퇴골두 시편을 RUS(resonant ultrasound spectroscopy)를 사용하여 탄성 계수 행렬을 얻을 수 있었다.

**주요용어:** 유한 요소법, 자기 공명 영상, 물성, RUS, 인체

**Abstract** Geometries, boundary conditions, loading conditions and mechanical properties are essential for finite element analysis. However it is a very difficult task to obtain in-vivo geometry and mechanical properties of human body. In this study totally 38 kinds of inner organs are segmented using MRI of young male with Korean standard body shape to make a finite element model. And RUS has been used to acquire anisotropic elasticity matrix of the femoral head.

**Keywords:** finite element method, MRI(magnetic resonant imaging), RUS(resonant ultrasound spectroscopy), mechanical property, human body

#### 1. 서 론

컴퓨터의 발달과 해석 기술의 발전으로 실험 전에 컴퓨터를 이용한 가상 시뮬레이션은 이제 산업에서 빼 놓을 수 없는 한 과정으로 자리 잡았다. 특히 직접적인 실험을 할 수 없는 인체와 관련된 산업에서는 더욱 절실히 요구된다. 현재 인체에 대

한 정밀한 해석 모델을 만드는 여러 연구가 다양한 접근을 통해 진행되고 있다[1,2]. 특히 MRI나 CT 영상을 이용한 모델링이 가장 활발하다[3].

Digital 인체 모델의 개발은 1990년대 중반부터 Visible human 프로젝트를 시작한 미국을 선두로 한국이 자국인의 특색을 잘 표현한 인체 모델을 생성/완료하였다. 또한 후발 주자로 뛰어난 중국은

2002년 말 '가시화적 디지털 인체(Chinese digitized human)'을 발표하였다. 유럽에서는 SimBio 프로젝트가 시작되어 자체적인 모델 완성을 완료하였으며 유럽인 모델을 바탕으로 한 biomechanics를 위한 FEM code 개발, MRE 등 실험을 통한 물성의 체계적 습득, 이를 통한 DB의 작성이 동시에 이루어지고 있는 것이 특징이다. 일본에서는 ASIT에서 digital human을 만드는 일을 하고 있는데 이를 바탕으로 실제 뼈의 형상 묘사, 장기 및 세포의 분화 과정 modeling, 질병의 전이 과정 등을 역학적 관점에서 규명하는 연구가 활발히 진행 중이다.

본 연구에서는 기존의 사체를 통한 정밀 영상을 얻는 과제와는 달리 생체를 통한 영상과 모델을 획득하는 것을 목적으로 하였다. 이를 위하여 국내에서 표준이 될 수 있는 건강한 젊은 남자 1명씩과 어린이를 선택하여 MRI, CT 영상을 만들었다. 이들 영상 중 남성에 대하여 공학 해석용 모델을 만들기 위하여 3차원의 유한요소 모델을 완성하기 위하여 필요한 물성을 획득하고 모델에 입력하는 작업을 하였다.

유한 요소 해석을 하기 위해서는 기하학적 형상(geometry), 경계조건(boundary condition), 하중 조건(load condition) 그리고 물성(mechanical properties)의 4가지 조건을 만족 시켜야 한다[4].

현재 인체에 대한 유한 요소 해석을 수행하고자 할 때 가장 문제가 되는 것은 형상과 물성이다[4]. 현재까지 만들어진 인체 모델은 복잡한 형상을 간략화 했거나 정밀한 모델들이라 하더라도 사체에서 추출한 자료를 근간으로 만들었기 때문에 생체의 형상과는 차이를 보인다. 또한 자동차 충돌 해석 등에 쓰이는 인체 모델은 내부 장기를 모델링한 것이 아니라 인체표면 형상과 골격만을 모델링하여 물성을 입력한 것이 주로 사용되고 있다. 게다가 너무 큰 용량으로 인해 해석 수행 시간과 노력을 많이 들여야 하는 단점이 있다.

본 논문에서는 생체의 형상을 획득하기 위한 방법으로 한국인 표준 체형을 가진 건강한 성인 젊은 남성(19세)에 대한 MRI(magnetic resonance imaging, 자기 공명 영상)를 기본 데이터로 사용하였다. MRI는 X선처럼 방사선이 아니므로 인체에 무해하고, CT보다 정밀한 영상을 얻을 수 있으며, 가로로 자른 단면뿐 아니라 원통형이나 원뿔형의 단면도 촬영할 수 있는 여러 가지 장점으로 인해 널리 쓰이고 있다.

경계 및 하중 조건에 대한 유한 요소해석 입력 자

료는 각 산업 현장의 물리적인 환경 조건에 따라 결정되어야 할 사항이므로 상황별 정확한 조건을 결정하도록 해야 해석 결과의 신뢰도를 높일 수 있다. 마지막 입력 자료인 물성 중 특히 인체에 대한 물성은 정확한 값이 아직 없는 실정이다. 실험 방법과 상황에 따라 매우 많은 차이를 보이고 있고 더구나 인체 시편은 이방성을 가지고 있어서 단순 인장/압축, 비틀 실험으로는 정확한 값을 얻을 수 없다. 이에 본 논문에서는 사체에서 얻은 대퇴골두를 시편으로 가공하여 RUS(resonant ultrasound spectroscopy)를 통해 탄성 계수 행렬을 얻을 수 있었다[5].

## 2. 유한 요소 모델 생성

인체에 대한 유한 요소 모델을 만들기 위해서는 다음과 같은 순서를 거쳐야 한다. 먼저 형상을 만들 수 있는 자기 공명 영상을 획득하고 인체 내부 구조에 대해 판독할 수 있도록 각 장기별 구역화가 이루어져야 한다. 구역화 된 자료를 토대로 각 장기의 외곽선을 추출하여 수직 방향으로 쌓아 올려 입체 형상을 만든 후 그 외곽선을 이용하여 표면을 만든다. 표면이 만들어진 데이터를 이용하여 다시 요소를 나누고 표면 내부를 채운 유한 요소 모델을 만들게 된다.

### 2.1. 이미지 획득과 구역화

한국인 표준 체형을 갖고 있고 건강한 남성 젊은이의 자기 공명 영상 613개를 마련하였다. 키가 1,760mm인 대상자를 자기 공명 영상 촬영기에 눕혔을 때 발바닥 굽힘 때문에 머리끝에서 발끝까지의 길이가 1,839mm 이었다. 자기 공명 영상의 간격은 3mm로 하였고 해상도는 512×512 로 하였다[6]. 각 영상들에서 인체 내부 장기들을 판별하기 위해서 각 장기별로 색을 입혀 뼈대와 각 장기를 38 가지로 Photoshop 7.0을 이용하여 256 RGB color를 사용하여 구역화하였다. 자기 공명 영상을 판독하여 구역화하는 작업은 인체 해부 구조 전문가들에 의해 이루어 졌다. 이 영상들을 수평 방향으로 쌓아 올려 입체 영상을 만들고 이 영상들의 외곽선 데이터를 추출하여 CAD 프로그램인 Solidworks2001을 이용하여 쌓아 올렸다. Fig. 1과 2는 각각 머리 부위의 MRI 영상과 구역화된 자료와 전신의 구역화된 자료이다.

구역화된 자료로부터 쌓아 올린 곡선들을 이용하여 Hyper-mesh 6.0을 이용하여 Fig. 3 과 같이 각 장기별로 따로 표면을 만들고 내부를 solid 요소로 채워 넣어 완성하였다.

구역화된 장기를 하나씩 따로 쌓아 올리는 작업 후 모든 장기를 하나로 합쳐 모델을 구성하였다. 때문에 이 모델은 필요한 부위만을 따로 떼어내 해석에 사용할 수 있다. 또한 대부분의 모델이 개발자의 독자적인 포맷으로 작성 되어 있어 널리 사용되기 어려움이 있는데 이 모델은 많은 해석자들이 널리 사용할 수 있도록 범용 해석 패키지에서 사용되는 포맷으로 변환 가능하도록 되어있다. Fig. 3, 4 는 대표적인 장기와 뼈대의 모델이다. 본 모델은 요소의 형태를 사면체와 육면체 두 가지 형태로 완성하였다.

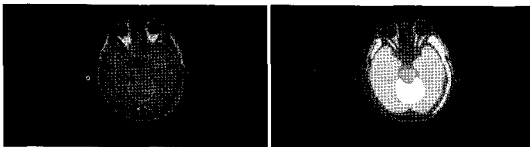


Fig. 1 Segmented MRI picture of the head

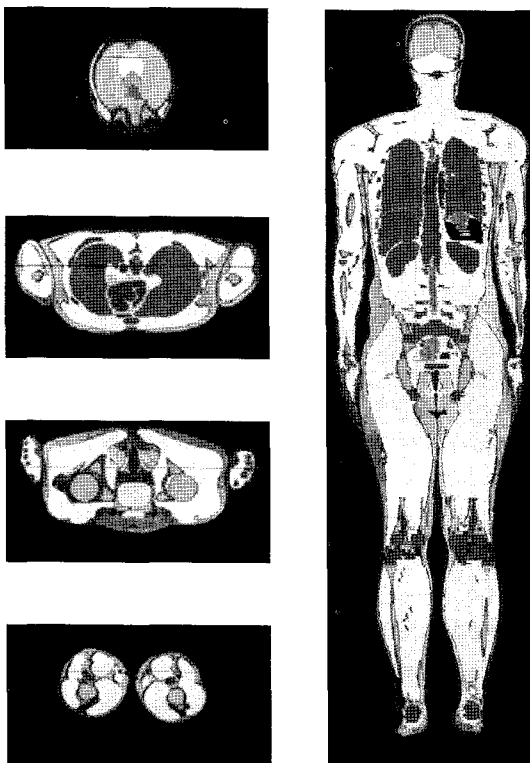


Fig. 2 Segmented picture of the whole body

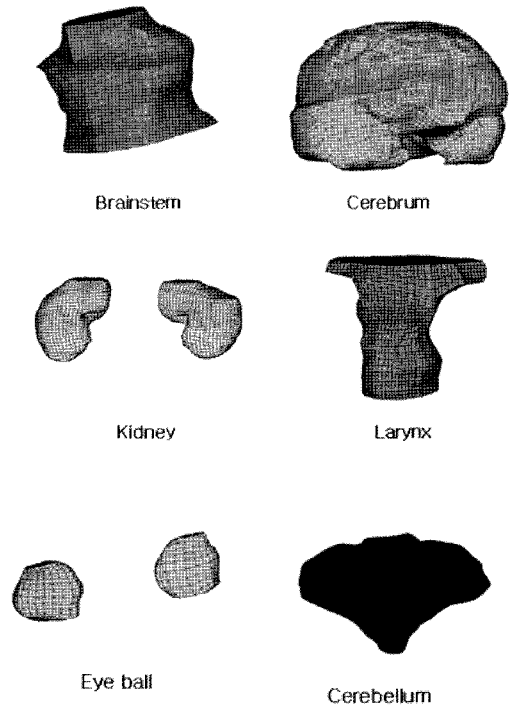


Fig. 3 Finite element models of the organs

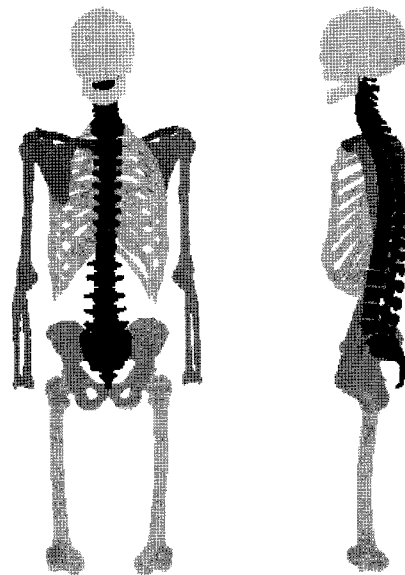


Fig. 4 Finite element model of the skeleton

### 3. RUS(resonant ultrasound spectroscopy)를 이용한 물성 결정

#### 3.1. 사용 시편

실험에 사용된 시편은 인체 사체(cadaver) 3구(남성 2명, 여성 1명)의 대퇴골두 부분에서 Fig. 5와 같이 절취하여, 미니 복합 선반 ML 360 (MANIX사 제공) 장비를 이용하여 각 시편을 Table 2 와 같은 크기로 제작하였다[7].

Table 1 Number of the elements for the model

장기 이름	사면체 요소수	육면체 요소수
left clavicle	4346	126
right clavicle	4652	672
left femur	11955	3209
right femur	11188	1922
left fibula	3589	609
right fibula	3667	266
left humerus	7834	1483
right humerus	6000	1289
left iliac	85288	3124
right iliac	85972	924
left patella	1024	161
right patella	1030	41
left radius	9549	808
right radius	8994	243
left scapula	20507	1948
right scapula	18570	1303
left tibia	11916	4097
right tibia	12244	1952
left ulna	10570	1582
right ulna	10285	272
brain_stem	1808	1360
cerebrum	40196	25275
cerebellum	18324	8934
eye_ball	1559	1189
gallbladder	855	4987
heart	22922	14493
kidney	17028	7571
larynx	939	5428
left lung	44821	7107
right lung	243532	53602
liver	39104	11942
stomach	18433	3008
urinary bladder	2438	6060
nasopharynx	840	300
oropharynx	1013	244
parotid gland	2354	1464
submandibular gland	1654	1280
testis	2216	1890

Table 2 시편의 종류와 크기

시편	크기
여성 (63세)	8.80mm×7.00mm×5.56mm
남성 (63세)	15.15mm×12.00mm×6.60mm
남성 (67세)	17.35mm×12.70mm×9.10mm

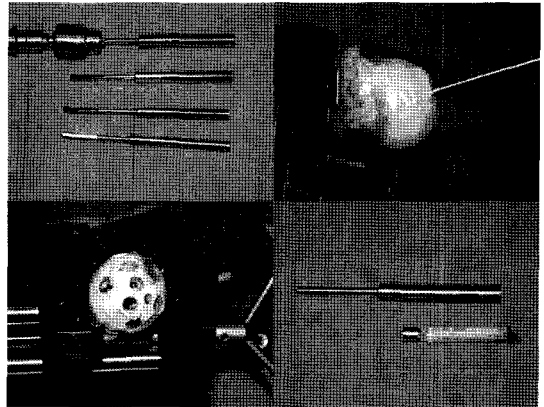


Fig. 5 Procedures of making specimen

#### 3.2. RUS 실험 방법

인체 뼈는 이방성을 가지고 있기 때문에 일반적인 등방성/균질성 재료로 간주하고 시행되는 단순 인장/압축, 비틀 실험으로는 탄성 계수 행렬을 얻을 수가 없다. 초음파를 이용한 실험에서는 시편의 모서리를 따서 만든 특수한 시편에 한해서 수행될 수 있기는 하지만 보통 인체 시편의 크기가 제한적이어서 보편적으로 사용하는 데는 한계가 있다.

본 연구에서는 RUS법을 사용하였다. RUS는 매우 작은 시편에 대해서 초음파 가진을 통해 공진 주파수를 추출한 뒤 이론적으로 계산된 공진 주파수 값과의 비교를 통해 탄성 계수를 결정하는 실험 방법이다[8-10]. 최근에는 다공성 물질의 탄성 계수 추출에도 많이 활용되고 있다. RUS 실험법의 장점은 시편 크기의 제한이 없을 뿐 아니라, 고온과 같은 특수한 환경에서의 재료에 대한 물성 평가를 매우 쉽게 구현하여 실행할 수 있다는 장점이 있고, 구조물의 내부 특성 즉 등방성(isotropy) 및 이방성(anisotropy)에 대한 물성 특성을 결정할 수 있다. 또한 Lake 등의 연구자는 뼈의 물성을 추출하는데 있어서도 RUS를 사용하고 있다[11,12]. 치아의 물성을 측정하는데도 RUS의 사용이 보고되는 등[13] 그 쓰임새가 더욱 넓어지는 것을 알 수 있다.

이방성 재료에 대한 각각의 탄성 계수를 측정할 수 있는 RUS의 실험 구성은 상당히 간단하다. Fig. 6의 실험장치 구성도에 보인 바와 같이 시편을 압전 소자의 센서 사이에 살짝 올려 놓는다. 이때 초기 압력이 가해지지 않도록 주의한다. 이렇게 고정된 시편에 압전 센서를 통해 사용자가 설정한 범위에 걸쳐 가진을 하게 된다. Fig. 7은 실험 장치 사진이다. 증폭되어 나오는 전압값의 주파수 분포로부터 공진 주파수를 찾게 된다. Fig. 8의 흐름도에 보인 바와 같이 시편의 형상과 밀도 조건 및 예상되는 탄성 계수를 입력하면 이를 바탕으로 이론적인 공진 주파수를 찾을 수 있다. 이렇게 얻어진 두 가지의 공진 주파수를 비교, 반복 계산하여 오차를 최소화하기 위한 최적화를 수행하면 초기에 가정된 시편 구조에 일치하는 탄성 계수 행렬을 얻을 수 있게 된다.

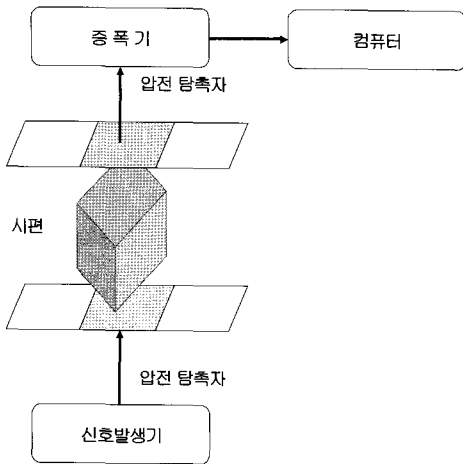


Fig. 6 Schematic diagram of RUS experiment

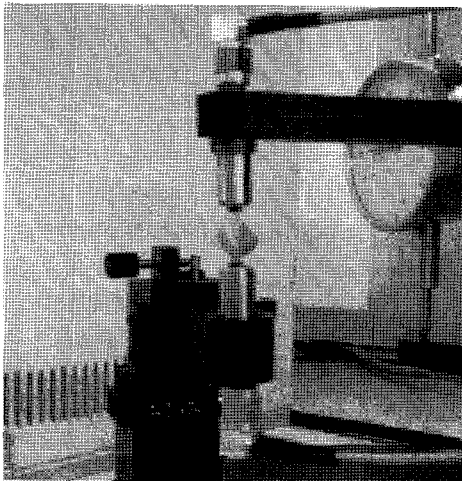


Fig. 7 Specimen between piezoelectric sensors

RUS 사용시 주의해야 할 점 중의 하나는 초기 탄성 행렬 입력값을 가능한 한 정확히 맞춰 줄 필요가 있다는 점이다. 이것은 사용자가 예비 연구를 통해 측정하고자 하는 시편의 대략적인 탄성 범위를 파악하고 있어야 함을 의미한다. 초기 입력값이 실제 측정값과 너무 다를 경우 RUS 실행 프로그램은 수렴하지 못하고 자동 중단되는 경우가 있다.

3.3. RUS 실험 결과

RUS 실험으로 인한 결과 중에 Fig. 9는 0~70kHz 대역까지 측정된 전압값의 변화를 그래프로 그린 그림이다. 여기서 특정 주파수에서 높은 전압값을 나타내는 주파수가 있음을 확인 할 수 있으며 이를 공진 주파수로 하였다. 측정된 공진 주파수의 특징으로는 높은 피크(peak)의 주파수가 이웃 주파수값에서 2중으로 나타나는 더블 피크(double peak) 현상이 각 시편에서 공통적으로 나타나고 있는 것과 30kHz 대역에서 공진 주파수가 일치하고 있다는 특징이 있었다. 더블 피크 현상의 원인으로 대기압 상태의 공기에 오래 노출되거나 다공성 물질의 공진 진동 특성으로 간주하여야 하는지에 대한 연구는 본 연구에서는 진행시키지 못하였다. 또한 각 인체 시편의 공진 특성을 비교해 보면 사람에 따라 큰 차이가 나타나고 있음을 확인 할 수 있는데, 이는 고령의 인체 시편의 사용에 따른 밀도 차이에 의한 효과와 각 사람에 따른 뼈 시편의 구조적 변화의 차이가 크기 때문으로 생각된다.

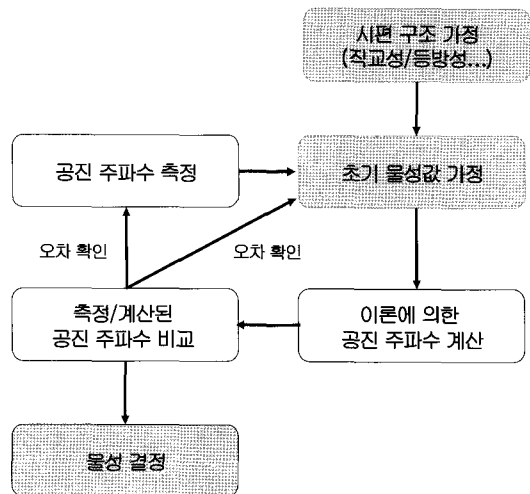


Fig. 8 Diagram of RUS experiment

RUS를 이용하여 추출한 탄성 계수 행렬은 다음과 같다.

$$\begin{pmatrix} 1090 & 247 & 323 \\ & 963 & 243 \\ & & 1357 \\ & & & 323 \\ & & & & 283 \\ & & & & & 203 \end{pmatrix} \text{MPa(평균)}$$

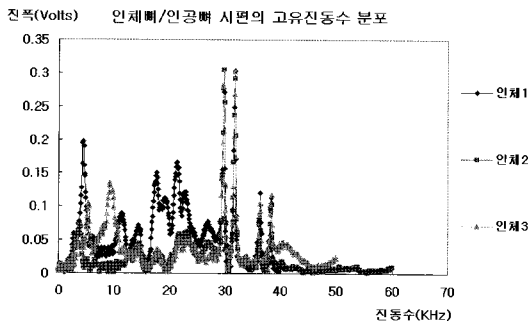


Fig. 9 The resonant frequencies until 70kHz

#### 4. 결 론

인체 모델을 만들어 가는 과정은 다양한 분야의 전문가들의 도움이 필요한 작업이다. 의료용으로 사용되는 자기 공명 영상을 이용하여 살아 있는 인체의 내부 구조를 정확히 구역화 하여 정확한 인체 모델을 구현할 수 있었다. 기존에 만들어진 모델은 그 용량이 매우 커서 서버급 컴퓨터를 갖춘 해석자들만 사용할 수 있고 해석 시간 또한 매우 오래 걸리는 등의 많은 불편함이 있었다. 현재 만들어진 모델은 해석용 PC에서 사용 가능하도록 형상을 왜곡하지 않는 범위내에서 최대한 가볍게 만들고자 노력하였다. 그러나 실제 인체 내부에 있는 많은 구역화되지 않은 장기들에 대해서는 생략하는 등의 문제점을 가지고 있어 여러 분야에 보편적으로 사용되기 위해서는 아직도 보완되어야 할 점들이 많이 남아 있다. 또한 뼈가 가진 이방성을 손쉽게 측정하는 방법으로 RUS를 사용하였는데, 이 방법은 물성을 측정하는 하나의 방법으로 유용하게 쓰일 수 있었다. 이외에도 피부나 내부 장기를 이루고 있는 soft tissue에 대한 물성을 측정할 수 있는 연구가 계속 되어야 할 것이다.

본 논문에서는 정밀 인체 모델을 개발하려는 노력의 일환으로 시행된 다년간의 과제에서 수행한 영상 및 물성 획득 과정에 대한 기술을 하였고 이를 통하여 기존 비파괴검사 분야의 심도있는 기술력을 의공학 분야에도 접목시켜 상호 상승 효과를 내기 위한 시도를 하였다. 생체를 대상으로 하는 것은 변형의 커짐에 따른 비선형성과 인체 물성의 비선형성, 또한 시간에 따른 변화 (성장, 수술 및 사고 후 회복, 운동에 따른 효과 등)가 추가 되는 등 매우 어려운 주제가 될 수 있다. 더구나 생체에서의 물성 획득은 꼭 필요한 사항이나 엄격한 규제를 따라야 하는 등 훨씬 복잡한 고려 사항이 있다. 그러나 이미 여러 가지의 비파괴검사의 개발된 기술을 의공학 분야에 적용하려고 시도하는 일은 의미가 있을 뿐 아니라 그 결과가 내포하는 높은 경제적 가치로 인해 보상이 큰 분야일 수 있을 것이다. 이미 X-ray를 치과 분야에 적용하여 경쟁력을 쉽게 획득한 업체들의 예에서 보듯이 이런 시도는 성공적인 결과를 낳고 있다. 앞으로 의공학과 산업체를 대상으로 한 비파괴검사 분야의 밀접한 교류와 협력을 기대한다.

#### 감사의 글

본 논문은 과학기술부 "엔지니어링 핵심 공통 기반 기술 사업"의 "의학적 표준 자료와 생체역학적 물성을 이용한 3차원 정밀 인체 모델 시스템 개발" 과제로 수행되었습니다.

#### 참고문헌

- [1] G. Cacciola, et al., "A three dimensional mechanical analysis of a stentless fire-reinforced aortic valve prosthesis," J. of Biomechanics, Vol. 33, pp. 521-530, (2000)
- [2] E. C. Teo and H. W. Ng, "First cervical vertebra (atlas) fracture mechanism studies using finite element method," J. of Biomechanics, Vol. 34, pp. 13-21 (2001)
- [3] S.C. Cowin, "Bone mechanics handbook," 2nd Ed., CRC Press, (2001)
- [4] Klaus-Jurgen Bathe, "Finite element procedures," pp. 1-4, Prentice Hall, (1996)
- [5] S.C. Cowin and M.M. Mehrabadi, "On the

- identification of material symmetry for anisotropic elastic materials," *Q. J. Mech. Appl. Math.* Vol. 40 , pp. 451-476, (1987)
- [6] 이용숙, 정민석, 황성배, 왕지남, 유승현 "자기 공명 영상의 해부 구조를 익히기 위한 3차원영상과 소프트웨어", *대한체질인류학회지* 16, pp. 147-164, (2003)
- [7] J. Y. Rho: An ultrasonic method for measuring the elastic properties of human tibial cortical and cancellous bone, *Ultrasonics*, Vol. 34 , pp. 777, (1996)
- [8] R. G. Leisure and F. A. Willis, "Resonant ultrasound spectroscopy," *J. Phys.*, Vol. 9, pp. 6001-6209, (1997)
- [9] B. J. Zadler, J. H. L. Le Rousseau, and J. A. Scales, "Resonant ultrasound spectroscopy: theory and application," *Int. J. Geophys.*, Vol. 156, pp. 154-169, (2004)
- [10] A. Migliori and J. L. Sarrao, *Resonant ultrasound spectroscopy*, Wiley, New York (1997)
- [11] T. Lee, R. S. Lakes and A. Lal, "Investigation of the bovine bone by resonant ultrasound spectroscopy and transmission ultrasound," *Biomech. Model Mechanobiology*, Vol. 1, pp. 165-175, (2002)
- [12] S. H. Yoo, W. S. Kim, J. H. Moon and S. S. Lee, "Evaluation of human bone elastic stiffness by resonant ultrasound spectroscopy and micro finite element method," *Key Engineering Materials*, Vol. 273, pp. 2079-2084, (2004)
- [13] J. H. Kinney, J. R. Gladden and G. W. Marshall, "Resonant ultrasound spectroscopy measurement of the elastic constants of human dentin," *J. Biomech.*, Vol. 37, pp. 437-441, (2004)