

**의학적 표준 자료와 생역학적 물성을 이용한  
3차원 정밀 인체모델 시스템 개발**  
**Development of 3-Dimensional Precise Human  
Model using Medical standard Data &  
Biomechanical Property**

공학 해석용 정밀 인체 모델의 물성 평가 시스템 개발

Development of a mechanical properties evaluation system  
of a human model for engineering analysis

아주대학교

과학기술부

## 제 출 문

과학기술부 장관 귀하

본 보고서를 “의학적 표준 자료와 생역학적 물성을 이용한 3차원 정밀 인체모델 시스템 개발에 관한 연구”과제 (세부과제 “공학 해석용 정밀 인체 모델의 물성 평가 시스템 개발에 관한 연구”) 의 보고서로 제출합니다.

2004. 7. 30

주관연구기관명 : 아주대학교

주관연구책임자 : 유 승 현

연 구 원 : 박 응 준

” : 변 철 진

” : 최 재 운

연 구 조 원 : 김 원 섭

” : 문 지 훈

” : 김 학 균

” : 김 동 호

## 보고서 초록

과제관리번호	M10139050001-01 B0801-00120	해당단계 연구기간	(03. 10. 1 - 04. 7. 30.)	단계 구분	3차년도
	중 사업명	엔지니어링 핵심 공통 기반 기술 사업			
연구사업명	세부사업명				
연구과제명	중 과제명	의학적 표준 자료와 생역학적 물성을 이용한 3차원 정밀 인체모델 시스템 개발			
	세부(단위)과제명	공학 해석용 정밀 인체 모델의 물성 평가 시스템 개발			
연구책임자	유 승 현	해당단계 참여연구원수	총 : 8 명 내부 :   명 외부 : 8 명	해당단계 연구비	정부: 30,000 천원 기업: 30,000 천원 계: 60,000 천원
연구기관명 및 소속부서명	아주대학교 기계공학부		참여기업명		
국제공동연구	상대국명 :		상대국연구기관명 :		
위탁연구	연구기관명 :		연구책임자 :		
요약(연구결과를 중심으로 개조식 500자이내)				보고서 면수	66
<p>당해연도 연구개발은 크게 두 가지로 진행되었다. 첫째로 전년도 연구를 마무리 짓는 과정으로 물성 획득 방법에 대한 비교 검토를 확대하였다. 그리고 지금까지 다양한 방법으로 시도되어 온 단단조직의 물성에 대한 연구를 종합·정리하여 database 화 하였다.</p> <p>두 번째로 공학 해석용 정밀 인체 모델을 뒷받침 할 수 있는 정확한 물성을 제공하기 위하여 물렁조직(Soft Tissue)의 물성에 대한 자료 수집 및 기초 연구를 실시하였다. 현재까지 진행되어온 물렁조직의 물성에 관한 연구 자료를 종합하여 database 로 작성하였으며 단단조직의 물성과 종합하여 DB Book 출간하였다. 물렁조직 물성의 기초 연구로서 문헌을 통한 물성 파악 및 실험 계획을 수립하고 물렁조직 연구의 방법론을 연구하였고, 연골의 점탄성 계수를 측정하기 위한 초음파 감쇠 실험을 실시하였다.</p>					
색인어 (각 5개 이상)	한 글	기계적 물성, 뼈, 물렁조직, 초음파, 비등방성, 비균질성, 초음파, RUS, Micro FEM			
	영 어	Mechanical Property, Bone, Soft tissue, Anisotropy, Nonhomogeneity Ultrasound, RUS, Micro FEM			

## 요 약 문

### I. 제 목

공학 해석용 정밀 인체 모델의 물성 평가 시스템 개발

### II. 연구개발의 목적 및 필요성

전체 과제인 3차원 정밀인체모델 시스템 개발 내용 중 인체모델에 대하여 물성 자료를 연결하여 공학 해석용 모델을 만드는 것이 본 과제의 목적이다. 3년차의 연구로 보다 정밀한 물성 제공을 위해 다공성이 묘사된 단단 조직의 물성을 평가하고, 물렁 조직의 연구를 위하여 기존의 자료를 수집하며 방법론을 확립한다.

### III. 연구개발의 내용 및 범위

본 과제의 목적은 전체 과제인 3차원 정밀인체모델 시스템 개발 내용 중 인체모델에 대하여 물성 자료를 연결하여 공학 해석용 모델을 만드는 것이다. 이를 위해 현재까지 연구가 진행된 단단조직의 물성을 정리하여 DB화 한다. 또한 이를 바탕으로 각 부위별 인체 모델을 제작한다. 추가로 4차년도에서 진행될 물렁 조직의 물성에 대한 기초 연구를 실시한다.

### IV. 연구개발결과

인체모델에 연결 구현될 인체 물성 데이터베이스를 책으로 출간하였다. 1~2차년도에 연구를 진행하면서 널리 사용한 RUS의 정확도를 높이기 위한 실험이 추가되어 단단조직 물성의 신뢰성을 높였다. 이렇게 추출한 물성을 바탕으로 종이 및 무릎에 대하여 Anisotropy, Nonhomogeneous가 묘사된 부분 모델을 생성하였다. 물렁 조직의 물성을 측정하기 위한 사전 연구로서 기존의 물성자료를 수집, 정리하여 DB Book 에 포함, 발표하였다.

### V. 연구개발결과의 활용계획

비등방성, 비균질성이 묘사된 종이모델은 이소골을 대체하는 임플란트의 성능 평가 및 종이거동 묘사 등과 같은 분야에 활용될 수 있다. RUS의 정확도를 높이기 위해 실시한 추가 실험 자료를 바탕으로 뼈가 아닌 다공성 물질의 탄성 계수 측정결과에 대해서도 신뢰성을 높일 수 있다. 또한 물성 DB Book을 바탕으로 인체 모델을 활용해 FEM 해석을 수행하는 연구자들에게 직접적인 도움을 줄 수 있다.

## S U M M A R Y

The goals of this year project as a 3rd year in the 4 year project were to complete the information on hard tissue and make a basic study on soft tissues. Several experiments were done on hard tissue using RUS(Resonant Ultrasound Spectroscopy) in addition to usual ultrasonic method. The data are studied comparing with other investigator's results. In conjunction with first subproject, the data face of the physical properties are implemented in the digital human model. Also these data are published as a monograph on this topic through Ajou University Press.

The finite element model of the knee and middle ear are developed using these data. The linear dynamics analysis has been done in the middle ear model using nonhomogeneous properties data. The new frequency response plot was obtained which showed good predicting behavior than old models which used homogeneous data.

All of these data and models could be used for further detailed realistic modeling and will be argued by following year project.

## C O N T E N T S

Chap. 1 Summary of the research subject

I. Research goals

1. Research goals of this year

2. Research goals by subjects

II. Scopes and methods of research

Chap. 2 Current status of domestic and international researches

Chap. 3 The results

I. The contents of research

II. The results of research

Chap. 4 The attainment of goals

Chap. 5 The plan to exploit the results of research

Chap. 6 The foreign science and technology informations collected during research

## 목 차

### 제 1 장 연구개발과제의 개요

#### 제 1절 연구개발목표

1. 당해연도 연구개발 목표
2. 과제별 연구개발 목표

#### 제 2절 연구 범위 및 수행방법

### 제 2 장 국내외 기술개발 현황

### 제 3 장 연구개발수행 내용 및 결과

1. 연구 수행 내용
2. 연구 수행 결과

### 제 4 장 연구개발목표 달성도

### 제 5 장 연구개발결과의 활용계획

### 제 6 장 연구개발과정에서 수집한 해외과학기술정보

# 제 1 장. 연구개발 과제의 개요

## 1절. 연구 개발 목표

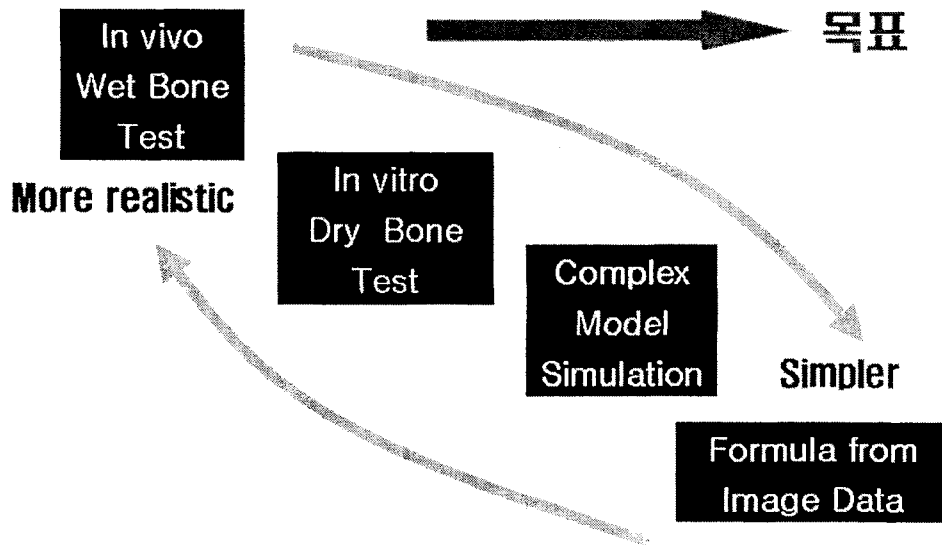
### 1. 당해연도 연구개발 목표

당해연도 연구개발 목표는 1,2차 년도에서 진행되었던 단단 조직(Hard Tissue)의 비등방성, 비균질성 특성에 대한 연구를 통한 결과물을 만들어내는 일과 추가적인 연구의 두 부분으로 요약됨.

첫 번째 목표로서 전년도 연구를 마무리 짓는 과정으로 물성 획득 방법에 대한 비교 검토를 확대하였음. 그리고 지금까지 다양한 방법으로 시도되어 온 단단조직의 물성에 대한 연구를 종합정리하여 database 화 하였음.

두 번째 목표로서 공학 해석용 정밀 인체 모델을 뒷받침 할 수 있는 정확한 물성을 제공하기 위하여 물렁조직(Soft Tissue)의 물성에 대한 자료 수집 및 기초 연구를 실시하였음. 현재까지 진행되어온 물렁조직의 물성에 관한 연구 자료를 종합하여 database 로 작성하였으며 단단조직의 물성과 종합하여 DB Book 출간. 물렁조직 물성의 기초 연구로서 문헌을 통한 물성 파악 및 실험 계획을 수립하고 물렁조직 연구의 방법론을 연구하였고, 연결의 점탄성 계수를 측정하기 위한 초음파 감쇄 실험을 실시하였음.

본 과제의 한 목표는 최소한의 비침습적 (Noninvasive)방법으로 인체물성을 정확히 얻어내는 방법을 확증하는 것으로서 그림으로 표현하면 다음과 같음.



<그림 1. 생체 물성 획득 방법>



본 과제 의 최종 결과물로서 물성 평가 시스템이 완성되어야 하며 이 시스템을 통해 얻은 물성값을 기본으로 하는 정밀 인체 모델 역시 개발되어야 함. 이를 위해 현재까지 각종 문헌 조사 및 연구를 통해 취득한 물성을 바탕으로 부분별 정밀 인체 모델을 제작하였음.

## 2. 과제별 연구 개발 목표

### ■ 인체 물성의 물성 비교 완료

- 인공뼈, bovine, 인체
- 조사 결과를 정리하여 논문 발표
- 물성 DB Book 으로 출간

### ■ 물성 획득 비교 방법 검토

- 연구 문헌 및 인공뼈 상세 정리
- 압축/굽힘시험
- RUS
- Indentation
- Miro FEM
- MRI 이미지로부터 물성 추출
- 비교 결과를 정리하여 논문 발표
- 물성 DB Book 으로 출간

### ■ 물렁조직 물성 연구

- 문헌을 통한 물성 수집 / 정리
- 물렁조직의 연구 방법론 연구
- 초음파를 이용한 연골의 물성연구

### ■ 영상 데이터로부터 정밀 인체 모델의 구역화 모델 완성

- CT 및 MRI 데이터로부터 구역화 모델 제작
- 부분별 정밀 모델 완성
- 각 부위별 물성 입력

## 2절. 연구범위 및 연구수행방법

연구범위	연구수행방법 (이론적·실험적 접근방법)	구체적인 내용
인체 물성의 물성 비교 완료	<ul style="list-style-type: none"> <li>- 기존 문헌 검색</li> <li>- 자료 정리/분류</li> </ul>	(1)인체 물성 DB Book으로 출간 (총 144Page) ISBN : 89-86161-23-0
물성 획득 방법 비교 검토	<ul style="list-style-type: none"> <li>- 기존 문헌 검색</li> <li>- 1~2차년도 실험 결과값 비교</li> </ul>	(1)3세부에서 얻은 MRI/CT 사진 활용 (2)압축/굽힘시험, RUS, Indentation, Miro FEM, MRI 이미지로부터 물성 추출 방법 비교 (3)인체 각 부위에서 물성을 추출하기에 가장 적절한 방법을 선정, 1세부에서 제작중인 Human Model Viewer Program 과 연계하여 사용자가 바로 확인 가능하도록 함
RUS 를 활용한 다공성 물질의 탄성계수 추출	<ul style="list-style-type: none"> <li>- 다공성이 묘사된 시편 제작</li> <li>- 동일한 모델을 FEM 모델로 제작</li> <li>- 두 결과값의 비교(RUS Vs FEM)</li> </ul>	(1) RUS를 통해 추출한 Anisotrioy 물성 값을 FEM 모델에 입력 (2) 각각의 경우에 대한 공진값을 이론해와 비교함, 구멍의 개수와 크기에 대한 공진주파수 변화 관찰
물렁조직 물성 연구	<ul style="list-style-type: none"> <li>- 물렁조직 연구 방법론 연구</li> <li>- 초음파 감쇄 실험을 통한 연골의 물성 파악</li> </ul>	(1)연골 시편 획득후 초음파 감쇠 실험 수행 (2) 물렁조직 연구의 방법론 비교 검토
정밀 인체 모델에 물성 데이터 연결	<ul style="list-style-type: none"> <li>- 정밀 인체 모델과 인체 물성 DB 인터페이스 제작</li> </ul>	(1)정밀인체모델과 DB 연결 (2)Default value 제공 및 User defined data 사용 가능 (3)인체의 다양한 특징 입력
부위별 정밀 인체 모델 제작	<ul style="list-style-type: none"> <li>- 정밀 인체 무릎 FE MODEL 생성</li> <li>- 정밀 인체 중이 모델 생성</li> </ul>	(1)MRI Data 사용 (2)3mm 간격으로 쌓아 올림 (3)Body builder program 사용, 모델 생성

## 제 2 장. 국내외 기술개발 현황

3차원 인체 모델 개발 연구는 1990년대 들어 시작된 정보과학과 의과학 분야가 교차된 세계 최첨단 연구 분야에 속한다. 인체 가상화를 위해 수 천 수 만 개의 인체 부위를 데이터화 하여 컴퓨터에 입력한 후 3차원 입체 구조 화상을 구축하여 의학 연구, 교수 및 임상 진단 치료에 과학적인 근거를 제시하게 된다. 특히 질병의 영상 분석 및 진단, 신약 개발과 새로운 수술 치료 방안 실행에 과학적인 근거를 제시한다.

Digital 인체 모델을 개발은 1990년대 중반부터 Visible Human 프로젝트를 시작한 미국을 선두로 한국이 자국민의 특색을 잘 표현한 인체 모델을 생성/완료하였다. 또한 후발 주자로 연구에 뛰어든 중국은 2002년 말 '가시화적 디지털화 인체(Chineses digitized human)'을 발표하였다. 유럽에서는 SimBio 프로젝트가 시작되어 자체적인 모델 완성을 완료하였으며 유럽인 모델을 바탕으로 한 Bio Mechanics를 위한 FEM Code 개발, MRE 등 실험을 통한 물성의 체계적인 습득, 이를 통한 DB의 작성이 동시에 이루어지고 있는 것이 특징이다. 일본에서는 ASIT에서 Digital Human을 만드는 일을 하고 있다. Visible Human 프로젝트를 비롯한 인체 영상화 작업은 현재 이미지 모델을 얻는 1단계 작업은 마친 상태이며 이를 바탕으로 한 수익성 작업(개인별 3D Data 획득을 통한 건강 관리 시스템 운영, 가상 수술 시스템 등)에 이미 착수했다. 이들 모델의 공통적인 특징은 영상을 통한 병변 확인 기능을 넘어서 Physics 또는 Mechanics, Electronic를 도입하는 단계로 나아가는 것이다. 이를 바탕으로 실제 뼈의 형상 과정 묘사, 장기 및 세포의 분화 과정 modeling, 질병의 전이 과정 등을 공학적/역학적 관점에서 규명하는 연구가 활발히 진행 중이다. 이 과정에서 시기별, 성별에 따라 다양한 변화를 보이는 물성의 즉각적 획득, 정확한 반응이 핵심 연구로 자리 잡고 있는 상황이다.

### 제 3 장. 연구개발수행 내용 및 결과

#### 1절. 연구 수행 내용

연구 내용	연구 결과
인체 물성의 물성 비교 완료	(1) 인체 모델 물성 DB 출판 1) 구성 - Data type - Material(생체/사체, 성별, 나이, 부위의 정확한 표현) - Testing method and experimental condition(실험 방법/환경/조건 상세히 묘사) - Data(Graph, Table 함께 표현) - Comment : Data 적용 한계 범위, 사용 구간, 적절한 용도, 추가 연구가 필요한 부분 등을 명시 - Source article and Reference : 추가적인 연구를 원할 때 사용자가 쉽게 접근 가능
물성 획득 방법 비교 검토	(1) 총 5개 분야의 물성 평가 실험 방법 비교 - 압축/굽힘시험, RUS, Indentation, Micro FEM, MRE (2) Data Book 의 'Test method and experimental Condition'을 통해 비교/분석 제시 (3) 1세부에서 제작중인 Human Model Viewer Program과 구동 엔진 연계. 해당 부위에서 물성 DB 로 연결됨.
RUS 를 활용한 다공성 물질의 탄성계수 추출	(1) 시편 제작 - 1.5×1.2×0.75cm (S45C) - 구멍 개수 : 4,6,9,12,15,20 - 구멍에 유체 삼입 후 테이프로 막음 (2) RUS 를 통한 공진 주파수 측정, 탄성 계수 추출 (3) RUS에서 얻은 탄성계수 값을 바탕으로 FEM 실시, 공진 주파수 추출 (4) RUS 공진주파수와 FEM 결과값의 비교

<p>물렁조직 물성 연구</p>	<p>(1) 물렁조직의 물성 기본 연구</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>- 측정방법 수립 : Pulse/Receiver(JSR-35)를 사용한 Pulse Echo 방법 사용. 연골 표면에 5 MHz 탐촉자를 부착하여 가진시킨 후 반사되어 돌아오는 파의 특성을 오실로스코프 파형을 통해 분석.</li> <li>- 대표적 물성 평가 결과 획득 : 최초 반사파를 선별하여 연골에서의 초음파 전달 속도 파악. Amplitude 크기 변화를 통해 감쇠 계수 파악 가능.</li> <li>- 실험 계획 수립 : 연골의 표면은 매우 거칠어 탐촉자를 직접 붙이기가 힘들. 표면 거칠기를 개선하기 위해 연골을 가공하는 것은 매우 힘들. 이를 해결하기 위해선 보다 강력한 출력을 가진 Pulse/Receiver 필요. 또한 1MHz 이하의 저주파수 대역의 탐촉자가 요구됨. 이를 통하여 반사파를 보다 명확하게 탐지할 수 있으며 결과적으로 정확한 연골의 점탄성 계수를 측정할 수 있음.</li> </ul>																													
<p>물렁조직 물성 연구</p>	<p>(2) 연골 시편 획득</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>- 나이/성별 : 1937년생 / 여</li> <li>- 병변 : 관절염 환자 (나이에 인한 약간의 골다공 증상 보임)</li> </ul> <p>(3) Delay time &amp; Attenuation 측정</p> <table border="1" data-bbox="471 1344 1329 1760"> <thead> <tr> <th rowspan="2">CASE</th> <th colspan="2">Time(<math>\mu</math>sec)</th> <th colspan="2">Attenuation(mV)</th> </tr> <tr> <th>T1</th> <th>T2</th> <th>A1</th> <th>A2</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>1</td> <td>2.71</td> <td>5.45</td> <td>1.77</td> <td>1.03</td> </tr> <tr> <td>2</td> <td>2.69</td> <td>5.49</td> <td>2.62</td> <td>1.08</td> </tr> <tr> <td>3</td> <td>2.71</td> <td>4.92</td> <td>1.92</td> <td>1.06</td> </tr> <tr> <td>4</td> <td>2.7</td> <td>5.2</td> <td>1.67</td> <td>1.17</td> </tr> </tbody> </table>	CASE	Time( $\mu$ sec)		Attenuation(mV)		T1	T2	A1	A2	1	2.71	5.45	1.77	1.03	2	2.69	5.49	2.62	1.08	3	2.71	4.92	1.92	1.06	4	2.7	5.2	1.67	1.17
CASE	Time( $\mu$ sec)		Attenuation(mV)																											
	T1	T2	A1	A2																										
1	2.71	5.45	1.77	1.03																										
2	2.69	5.49	2.62	1.08																										
3	2.71	4.92	1.92	1.06																										
4	2.7	5.2	1.67	1.17																										

<p>부위별 정밀 인체 모델 제작</p>	<p>(1) 인체 무릎 부위의 정밀 공학 해석용 모델 생성 완료</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>- 25개의 부위로 구역화</li> <li>- 총 3D element 수 : 3097435</li> <li>- 각 부위별 element 수 <ul style="list-style-type: none"> <li>biceps femoris : 55233</li> <li>extensor digitorum longus : 12855</li> <li>femur : 175467</li> <li>fibula : 22037</li> <li>gastrocnemius : 224168</li> <li>gracilis : 6701</li> <li>patella ligament : 26253</li> <li>patella : 26253</li> <li>peroneous longus : 22715</li> <li>plantaris : 15574</li> <li>popliteus : 29196</li> <li>rectus femoris : 147</li> <li>sartoris : 38918</li> <li>semimembranosus : 58359</li> <li>semitendinosus : 9679</li> <li>soleus : 66318</li> <li>tibia : 143069</li> <li>tibialis posterior : 11842</li> <li>tibialis anterior : 16895</li> <li>vastus intermedius : 49875</li> <li>vastus laterals : 31968</li> <li>vastus medials : 87346</li> <li>vein : 1086</li> <li>artery : 740</li> <li>skin : 1424687</li> </ul> </li> </ul>
<p>부위별 정밀 인체 모델 제작</p>	<p>(2) Micro CT Data를 활용한 중이 부분 정밀 모델 제작</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>- CT 간격 : 80<math>\mu</math>m</li> <li>- 총 6개 부분으로 구역화</li> <li>- CT Pixel 정보를 활용하여 영상의 음영 정도를 판단, 이를 통해 각각의 밀도를 구하고 탄성계수를 추출하였음. 결과적으로 각 부분의 Nonhomogeneous 묘사하여 보다 사실적인 모델 생성</li> <li>- 외부 자극으로부터 고막이 진동하여 소리가 들리기까지의 과정을 정밀히 묘사하기 위하여 필요한 모든 부분을 Model 에 표현, 소리의 전달 과정을 Simulation 할 수 있게 제작되었음.</li> <li>- 각 부위별 Element 수 <ul style="list-style-type: none"> <li>malleus : 9522</li> <li>incus : 19197</li> <li>stapes : 10594</li> <li>membrane : 1353</li> <li>ligaments and tendons : 60</li> <li>cochlea : 11</li> </ul> </li> </ul>

## 2절. 연구 수행 결과

### 1. 인체 물성 DB Book 출간

현재까지의 물성 연구는 뼈와 관련된 Hard Tissue 가 대부분이었다. 하지만 정밀 인체 모델이 공학 해석용으로 신뢰성을 지니기 위해서는 장기, 피부를 비롯한 물렁조직의 물성이 반드시 필요하다. 따라서 본 연구에서는 Journal of Biomechanics를 비롯한 각종 논문집과 Reference를 참고하여 물렁조직의 물성 정보를 수집하였다. 이렇게 수집된 물성 자료와 2차년도에서 작성된 단단조직의 물성 DB를 근간으로 인체 물성 Data book을 완성, 출판하였다. 이 책의 서지 사항은 아래와 같다.

제목 : Annotated Bibliography of Mechanical Properties of A Human Body |  
Editor : Seung-Hyun Yoo (Ajou University Press)  
ISBN : 89-86161-23-0 (144 Page)

Data Book의 특징은 다음과 같다.

#### (1) 해부학적 분류 기준에 따른 체계적 정리

- 자료를 정리하는 데 있어 아래와 같은 해부학적 분류 기준을 적용하여 여러 분야의 사용자가 쉽게 접할 수 있도록 하였다. 아래의 분류 기준은 일반 해부학 도서에서 흔히 사용되는 분류 기준으로 물성이 필요한 엔지니어 및 임상 의학자들에게도 손쉬운 접근이 가능한 구조이다.

#### **Part I - Soft Tissues**

- Chapter 1. The Integumentary
- Chapter 2. The Muscular System
- Chapter 3. Nerve System
- Chapter 4. Sensation
- Chapter 5. 1 The Cardiovascular System - Heart and Blood Vessel
- Chapter 5. 2 The Cardiovascular System - Blood
- Chapter 6. 1 The Digestive System
- Chapter 6. 2 The Digestive System - Esophagus
- Chapter 6. 3 The Digestive System - Liver
- Chapter 6. 4 The Digestive System - Mesentery
- Chapter 7. The Urinary System
- Chapter 8. Breast Tissue
- Chapter 9. General Tissue
- Chapter 10. The others

#### **Part II - Hard Tissues**



(2) 실험 방법에 대한 풍부한 설명

- 물성 결과값 뿐만 아니라 실험 방법, 적용된 이론 등을 일목요연하게 정리하여 소개하였다. 이를 바탕으로 물성에 대한 연구를 처음 시작하는 연구자가 기존의 연구를 이해하는데 큰 도움을 줄 것으로 기대된다.

(3) Data 값에 대한 상세한 소개

- 일반적으로 장기를 비롯한 물성 조직은 Viscoelasticity를 비롯한 비선형적인 특성을 지니고 있으므로 실험 조건 및 실험자에 따라 결과값에서 큰 편차가 나타난다. 이를 보다 정밀히 묘사하기 수치로 표기된 결과값 뿐 아니라 다양한 결과 Graph를 함께 소개함으로써 사용자가 전반적인 물성값을 이해하는데 도움을 주도록 제작되었다.

(4) 물성의 원천(source) 및 관련 자료(Reference)를 밝혀 추가적인 물성 조사가 용이하다. 이를 통해 인체 물성 연구자가 연구 초기에 관련 분야의 선두 그룹과 연구 현재까지의 연구 진행 상황을 한눈에 파악할 수 있도록 하였다.

(5) 각 데이터에 대한 평가가 Comment로 세밀하게 첨부되어 사용자가 평가하고 연구결과에 대한 비교를 할 수 있도록 구성되었다. 또한 Data 적용 범위에 대해서도 언급하였으며 어떤 분야에 활용될 수 있는지도 함께 표기하였다.

※ 본 DB Book의 제작에 있어 도움을 받은 Reference 는 아래와 같다. (6)~(35) 사이의 Reference는 중요 관련 논문집으로서 1975~2003 년 사이의 Volume을 집중적으로 검색하였다.

(1) Hand book of elastic properties of Solids, Liquids, and Gases - VolumeIII Elastic properties of solid L biological and organic materials, Earth and Marine Sciences, Moises Levy, ACADEMIC PRESS, 2001

- ACADEMIC PRESS에서 나온 물성 DB Book 로서 탄성계수에 대한 내용을 집중적으로 담고 있다. 그중 volume III은 인체 물성 부분을 특화하여 다루고 있다. 물성에 대한 전반적인 기초 개념이 잘 정리되어 있으나 탄성계수로 한정되어 있는 것이 단점이다. 이에 비해 본 DB Book은 물성에 대한 기초 이론은 생략되어 있으나 Viscoelasticity, Creep 등 보다 폭넓은 부분을 다루고 있는 것이 특색이라 하겠다.

(2) Bone Mechanics HANDBOOK (Second edition), S. C. Cowin, CRC Press, 2001

(3) Mechanics Testing of Bone and the Bone-Implant Interface, Yuehuei H.An, CRC Press, 2000

(4) Skeletal Tissue Mechanics, R. B. Martin, Springer, 1998

(5) Bones, J. D. Currey, Princeton, 2002

(6) Journal of Biomechanics,

(7) Journal of Biomedical Materials Research

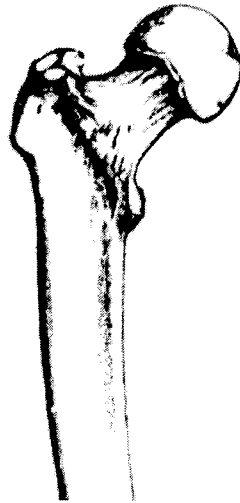
- (8) Journal of Biomechanical Engineering
- (9) Am J Physiol Gastrointest Liver Physiol
- (10) Medical Image Analysis
- (11) Ultrasound in Medical and Biological
- (12) Bio-Medical Materials and Engineering
- (13) Medical & Biological Engineering & Computing
- (14) Physics in Medicine and Biology
- (15) IEEE TRANSACTIONS ON ULTRASONICS, FERROELECTRICS, AND FREQUENCY CONTROL
- (16) SPINE
- (17) Material Engineering Physics
- (18) Bone
- (19) Journal of Orthopedic Research
- (20) The Journal of Bone and joint Surgery
- (21) Computer Biological Medicine
- (22) Medical Engineering Physics
- (23) The Journal of Arthroplasty
- (24) Journal of ALLOYS AND COMPOUNDS
- (25) Archives of Oral Biology
- (26) Solid and Structure
- (27) Europe Biophys Journal
- (28) Biochemica et Biophysica
- (29) Digestive Diseases and Science
- (30) Bulletin of Mathematical Biology
- (31) Diagnostics and Medical Technology
- (32) The Anatomical Record
- (33) The Journal of Urology
- (34) ACTA Ophthalmologica
- (35) Biophysical Journal

1-1. 물성 DB Book

다음은 인체물성 DB Book의 소개 페이지임.

# **Annotated Bibliography of Mechanical Properties of A Human Body**

Edited by  
**Seung-Hyun Yoo**



**AJOU University Press**

## PREFACE

---

This monograph is the outcome of the project titled 'Development of a mechanical properties evaluation system of a human model for engineering analysis' as a part of 'Development of 3-dimensional precise human model using medical standard data and biomechanical properties' supported by MOST(Korean Ministry of Science and Technology) through the grant M10139050001-01B0801-00120 of KISTEP (Korea Institute of Science and Technology Evaluation and Planning). When our team started researches to contribute in biomechanics community to provide a fine digital human modulus for engineering and medical simulation, we shortly learned that there were many data on the physical properties on the human body but they are all scattered inefficiently. Our first humble goal was to provide a handy compilation of these data for researchers on biomechanics to make their own simulation.

We hope that this monograph could be a starting point for the newcomers in the biomechanics. We expect they can start their modeling directly from this book and build their own data set. Definitely this book is not final. This database will be updated consistently and we expect many suggestions from all of the members in this field are expected.

I appreciate the tireless efforts of our graduate students, especially Mr. Ji-Hoon Moon. Also it would be impossible if there were not multi-year support from Korean government. I personally thank to program directors of Mechanical Engineering Program, Prof. Yong-Taek Im and Dr. Tae-Young Chung and Senior Researcher, Dr. Hyun-Chul Kim of KISTEP as coordinators of this program. They started this program and encouraged us consistently on this project. Also I send heartfelt thanks to our co-researchers, Prof. Gi-Nam Wang and Min-Suk Chung of Ajou University, as they shared our vision and helped practically in every facets of the project.

February 2004  
Seung-Hyun Yoo

# Contents

---

## PREFACE

### Part I – Soft Tissues

#### Chapter 1. The Integumentary

- 1) Mridha, M., Mechanical pulse wave propagation in gel, normal and oedematous tissues..... 3
- 2) Bischoff, J.E., Finite element modeling of human skin using an isotropic, nonlinear elastic constitutive model..... 6
- 3) Reihnsner, R., Two-dimensional elastic properties of human skin in terms of an incremental model at the in vivo configuration.....10

#### Chapter 2. The Muscular System

- 1) Pioletti, D.P., Viscoelastic constitutive law in large deformations: application to human knee ligaments and tendons.....19
- 2) Maganaris, C.N., Tensile properties of in vivo human tendinous tissue .....22

#### Chapter 3. Nerve System

- 1) Guillaum, A., Effects of the perfusion on the mechanical behavior of the brain exposed to hypergravity.....28
- 2) Miller, K., Chinzei, K., Orssengo, G., Bednarz, P., Mechanical properties of brain tissue in-vivo: experiment and computer simulation.....31

#### Chapter 4. Sensation

- 1) Hoeltzel, D.A., Strip Extensimetry for Comparison of the Mechanical Response of Bovine, Rabbit, and Human Corneas .....35
- 2) Jue, B., The mechanical properties of the rabbit and human cornea.....41
- 3) Heys, J., Mechanical characterization of the bovine iris.....45
- 4) Vaughan, J.M., Brillouin, scattering, density and elastic properties of the lens and cornea of the eye, Nature.....49

#### Chapter 5.1 The Cardiovascular System – Heart and Blood Vessel

- 1) Potentially Useful Circulatory System Data from the Cardiac Literature .....52
- 2) How, T.V., Mechanical properties of arteries and arterial grafts.....54

#### Chapter 5.2 The Cardiovascular System – Blood

- 1) Hochmuth, R.M., Measurement of the elastic modulus for red cell membrane using a fluid mechanical technique.....56

<b>Chapter 6.1 The Digestive System</b>	
1) Egorova, V., Mechanical properties of the human gastrointestinal tract	61
<b>Chapter 6.2 The Digestive System – Esophagus</b>	
1) Takeda, T., A novel ultrasound technique to study the biomechanics of the human esophagus in vivo	69
<b>Chapter 6.3 The Digestive System – Liver</b>	
1) Carter, F.J., Measurements and modeling of the compliance of human and porcine organs	73
2) Ottensmeyer M.P., In vivo data acquisition instrument for solid organs mechanical property measurement	76
3) Yeh, W.-C., Elastic modulus measurements of human liver and correlation with pathology	79
4) Wang, B.C., An experimental study on biomechanical properties of hepatic tissue using a new measurement method	83
<b>Chapter 6.4 The Digestive System – Mesentery</b>	
1) Fung, Y.C., Elasticity of soft tissues in simple elongation	86
<b>Chapter 7. The Urinary System</b>	
1) Gefen, A., Stress in the normal and diabetic human penis following implantation of an inflatable prosthesis	91
<b>Chapter 8. Breast Tissue</b>	
1) Samani, A., Measuring the elastic modulus of ex vivo small tissue samples	96
<b>Chapter 9. General Tissue</b>	
1) Demiray, H., A note on the elasticity of soft biological tissue	102
<b>Chapter 10. The others</b>	
1) Skovoroda, A.R., Reconstructive elastic imaging of large deformation	104
2) Stewart, K.J., Spatial distribution of hip capsule structural and material properties	107
<b>Part II – Hard Tissues</b>	
<b>Chapter 1. Data Table</b>	113
<b>Chapter 2. References</b>	119

# **Part I .**

# **Soft Tissues**

I.1-1)

### Data type

- Velocity of mechanical pulse wave propagation

### Material

- Human skin
- Normal and oedematous tissue

### Testing method and experimental condition

- The experimental set-up for the measurement of velocity, attenuation and frequency content of the mechanical pulse wave propagation is illustrated in Figs 1-2
- A square pulse of 1 ms duration was generated by a function generator (Wavetek, 114, CA, U.S.A.) via a power amplifier (Bruel & Kjaer, 2706) and a minishaker (Bruel & Kjaer, 4810)
- Accelerometer weight is 2.6 g (Bruel & Kjaer, type 4375),
- Charge amplifier (Bruel & Kjaer, type 2635)

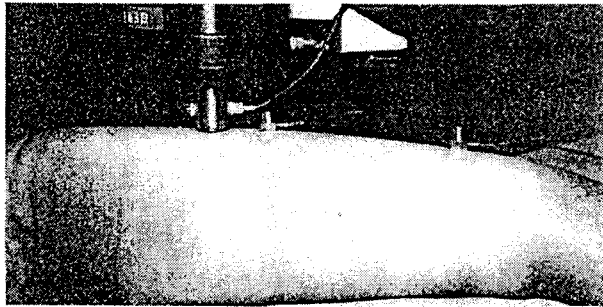


Fig. 1. Photograph of the experimental set-up employed for measuring mechanical pulse wave propagation across tissues.

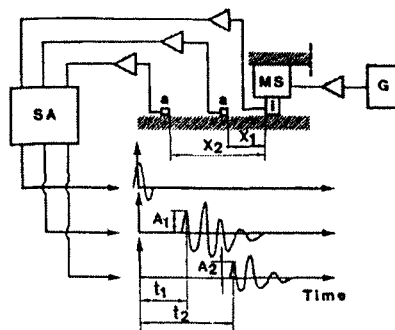


Fig. 2. Schematic arrangement of the experimental set-up.

G : impulse generator,  
MS : minishaker  
A : accelerometer  
SA : signal analyzer.



## Data

Subject no.	Velocity of normal subject(ms <sup>-1</sup> )			Patient no.	Velocity in subjects with unilateral oedema(ms <sup>-1</sup> )		
	R	L	R-L		E	N	E-N
1	2.28	2.00	0.38	1	1.94	3.74	1.80
2	1.72	1.62	0.10	2	2.00	2.59	0.59
3	2.42	2.34	0.08	3	13.27	2.67	10.60
4	2.75	2.89	0.14	4	14.70	3.47	11.23
5	3.76	3.61	0.15	5	2.08	5.23	3.15
6	4.11	3.82	0.29	6	2.75	3.89	1.14
7	2.29	2.68	0.39	7	3.18	2.20	0.98
8	2.00	1.36	0.64	8	1.19	1.28	0.09
9	4.00	4.61	0.61	9	1.47	2.01	0.54
10	8.18	8.18	0.00	10	2.32	1.78	0.54
Mean*	3.36	3.31	0.28		4.49	2.88	3.37
S.D.	1.89	1.99	0.22		5.05	1.18	4.13
Mean+	3.55	3.48	0.32		2.12	2.84	1.10
S.D.	2.90	2.21	0.23		0.64	1.33	0.97

- \* Indicates mean ± S.D. for all 10 in each group.

- + Indicates mean ± S.D. for all but patients nos 3 and 4 from both groups.

-  $v = (X_2 - X_1)/(t_2 - t_1)$

## Comment

- In this study the researcher investigated if the mechanical pulse wave propagation technique could be applied to measure the oedema-induced changes in the mechanical properties of tissue.
- Subcutaneous oedema can be characterized by measuring the velocity of the mechanical pulse wave propagation.

## Source article

- Mridha, M., Odman S., Oberg, P. A., 1992. Mechanical pulse wave propagation in gel, normal and oedematous tissues. J. Biomechanics 25 (10), 1213-1218

# **Part II.**

# **Hard Tissues**

## II.1-Material Properties

Material	Elastic modulus P(GPa)	$\nu$	References
<b>General</b>			
Bone	20.0 GPa	0.35	McCormack 1999 <sup>1</sup>
Bone cement	2.15±0.08 GPa		Jacobs 1999 <sup>2</sup>
Bone	10 GPa	0.34	Lemmon 1997 <sup>3</sup>
Cortical bone	16~20 GPa		Rietbergen 1995 <sup>4</sup>
Bone collagen	1.86 GPa		Pidaparti 1996 <sup>5</sup>
Individual trabecular	12.72 GPa		Muller 1996 <sup>6</sup>
Osteoblastic cell body	2.5 Kpa		Youa 2001 <sup>7</sup>
Trabecular tissue	4590±160 MPa		Prendergast 1997 <sup>8</sup>
Trabecular tissue	0.4~3.6 GPa		Rietbergen 1995 <sup>9</sup>
Trabecular tissue	5.33 GPa	0.3	Rietbergen 1996 <sup>10</sup>
<b>Femur</b>			
Fibrous perichondrial tissue (12 weeks/CENTRAL)	Initial~Final (30~30.6 Gpa)		Gardner 2000 <sup>11</sup>
16 weeks-CENTRAL (Fibrous cartilage tissue,10% maturation)	Initial~Final (30~75 GPa)		Gardner 2000 <sup>11</sup>
4 weeks-CENTRAL (Haematoma, granulated tissue)	Initial~Final (0.05~0.19 GPa)		Gardner 2000 <sup>11</sup>
8 weeks-CENTRAL (Fibrous perichondrial tissue)	Initial~Final (20~28 GPa)		Gardner 2000 <sup>11</sup>
Acrylic cement at Femur	2.62 Gpa	0.3	Norman 2001 <sup>12</sup>
Cancellous bone(at Femur)	2.13 GPa	0.3	Norman 2001 <sup>12</sup>
Femur (along the axis of long bone)	12~14 Gpa		Turner 1999 <sup>13</sup>
Cement(at Femur)	2 GPa	0.3	Gross 2001 <sup>13</sup>
Cortical bone (longitudinal at Femur)	20.55±0.21 GPa		Turner 1999 <sup>13</sup>
Cortical bone (longitudinal at Femur)	23.45±0.21 GPa		Turner 1999 <sup>13</sup>
Cortical bone (transverse at Femur)	14.91±0.52 GPa		Turner 1999 <sup>13</sup>
Cortical bone	16.58±0.32 GPa		Turner 1999 <sup>13</sup>

## II.2-References

1. McCormack, B.A.O., Prendergast, P.J., 1999. Microdamage accumulation in the cement layer of hip replacements under flexural loading. *J. Biomechanics* 32, 467-475.
2. Jacobs, C.R., Davis, B.R., Rieger, C.J., Francis, J.J., Saad, M., Fyhrie, D.P., 1999. The impact of boundary conditions and mesh size on the accuracy of cancellous bone tissue modulus determination using large-scale finite-element modeling. *J. Biomechanics* 32, 1159-1164.
3. Lemmon, D., Shiang, T. Y., Hashmi, A., Ulbrecht, J. S., Cavanagh, P. R., 1997. The effect of insoles in therapeutic footwear - a finite element approach. *J. Biomechanics* 30, 615-620.
4. Rietbergen, B.V., Weinans, H., Huiskes, R., Odgaard, A., 1995. A new method to determine trabecular bone elastic properties and loading using micromechanical finite-element models. *J. Biomechanics* 28, 69-81.
5. Pidaparti, R.M.V., Chandran, A., Takano, Y., Turner, C.H., 1996. Bone mineral lies mainly outside collagen fibrils predictions of a composite model for osteonal bone. *J. Biomechanics* 29, 909-916.
6. Muller, R., Rueggsegger, P., 1996. Analysis of mechanical properties of cancellous bone under conditions of simulated bone atrophy. *J. Biomechanics* 29, 1053-1060.
7. You, L., Cowin, S.C., Schaffer, M.B., Weinbaum, S., 2001. A model for strain amplification in the actin cytoskeleton of osteocytes due to fluid drag on pericellular matrix. *J. Biomechanics* 34, 1375-1386.
8. Prendergast, P.J., Huiskes, R., Soballe, K., 1997. Biophysical stimuli on cells during tissue differentiation at implant interfaces. *J. Biomechanics* 30, 539-548.
9. Rietbergen, B.V., Weinans, H., Huiskes, R., Odgaard, A., A new method to determine trabecular bone elastic properties and loading using micromechanical finite-element models. *J. Biomechanics* 28, 69-81.
10. Rietbergen, B.V., Odgaard, A., Kabel, J., Huiskes, R., 1996. Direct mechanic assessment of elastic symmetries and properties of trabecular bone architecture. *J. Biomechanics* 29, 1653-1657.
11. Gardner, T.N., Stoll, T., Marks, L., Mishra, S., Knothe Tate, M., 2000. The influence of mechanical stimulus on the pattern of tissue differentiation in a long bone fracture - an FEM study. *J. Biomechanics* 33, 415-425.
12. Norman, T.L., Thyagarajan, G., Saligrama, V.C., Gruen, T.A., Blaha, J.D., 2001. Stem surface roughness alters creep induced subsidence and 'taper-lock' in a cemented femoral hip prosthesis. *J. Biomechanics* 34, 415-429.
13. Turner, C.H., Rho, J., Takano, Y., Tsui, T.Y., Pharr, G.M., 1999. The elastic

## 2 물성 획득 방법 비교 검토

현재까지 개발된 대표적인 물성 추출 방법들로는 압축/굽힘시험, RUS, Indentation, Micro FEM, MRI 이미지로부터 물성을 추출하는 방법 등이 있다.

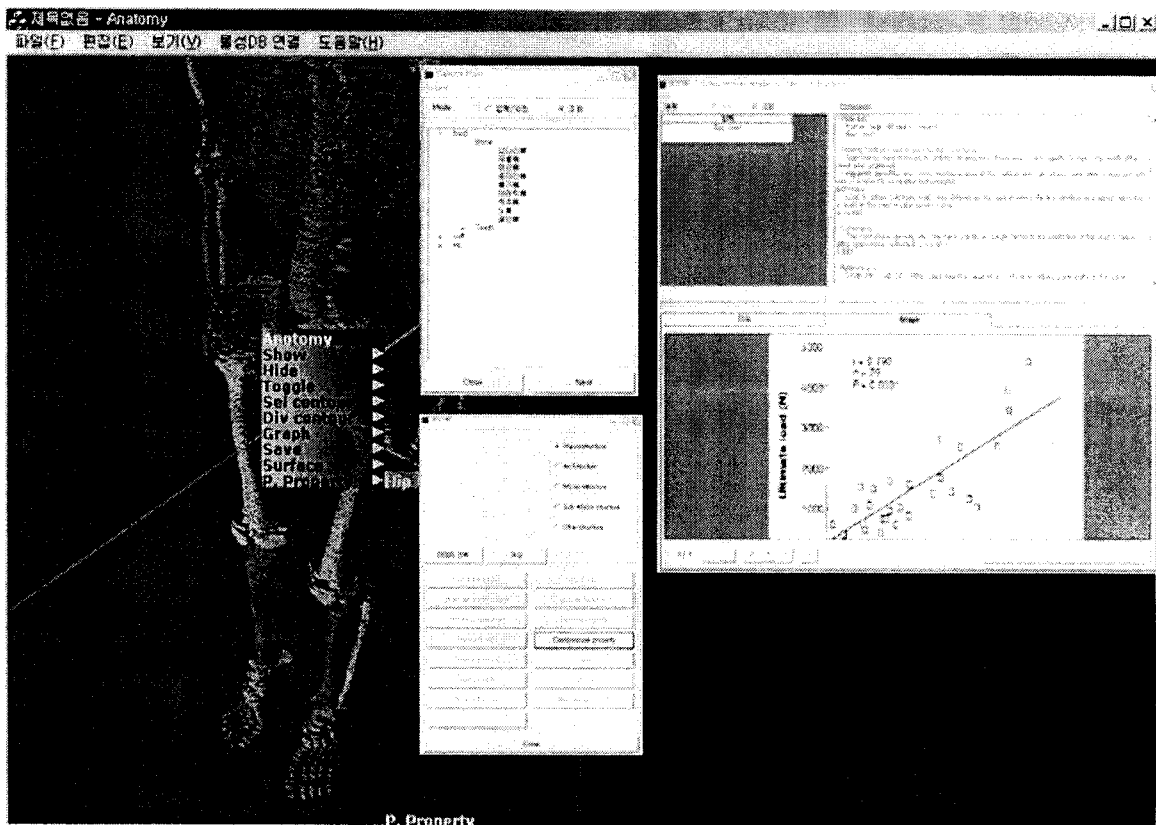
압축/굽힘시험의 경우 조직의 편리함과 즉각적인 Data 획득이 가능하므로 가장 광범위하게 사용되고 있는 실험 방법이다. 물렁조직의 점탄성 특성을 파악하는데도 유리한 방법이지만 시편의 상태가 어느 정도 양호하게 보존되어야 하며, 크기가 너무 작을 경우 Data 획득에 한계가 있다. 예를 들어 연골의 점탄성 계수를 측정하고 할 경우에 압축/굽힘 시험은 많은 한계를 보인다. In-vivo 상태에서 채취한 연골 시편은 상당 부분 닳아 없어져 있으므로 시험에 사용하기가 어렵다.

RUS는 해면뼈(Trabecular bone)의 비균질성(Non-homogeneity)을 측정하는데 가장 적합한 방법으로서 뼈의 직교성을 자세히 묘사할 수 있다. 그러나 실험에 사용되는 시편은 내부의 골수(marrow)가 모두 제거된 상태이므로 실제 물성치와는 차이를 보인다고 하겠다. 또한 Data를 얻는데 있어 사용자가 결과로 예상되는 물성값을 어느 정도 예측하고 초기값을 입력해야 하는 불편함이 있다. 최근에는 이를 해결하기 위해 Lake 등의 연구자는 Transducer를 통해 shear mode의 초음파를 발생하여 공진 특성을 파악하는 연구를 진행 중이나 아직 더욱 많은 연구가 필요하다 하겠다. 또한 본 연구 결과에서 나타나듯이 RUS 실험에서는 공진 주파수 근처에서 Double Peak 가 나타나는 것을 볼 수 있는데 이로 인하여 큰 오차가 발생할 수 있음에 주의하여야 한다.

Nanoindentation은 매우 세부적인 부위의 물성값을 측정할 수 있다는 데 의미가 있다. 뼈의 각 구성 성분들 - 층판(Lamellae), 골원(osteons), 소주(Trabecular) 등의 개별화된 물성 값을 측정할 수 있으므로 micro structure level 수준에서 뼈의 물성을 이해하는데 매우 도움이 되는 방법이다. 그러나 시편이 건조하게 유지되어야 하며 미세 분말 가루를 사포 등을 사용해 표면 가공을 거치므로 in-vivo 상태의 물성과는 차이를 보인다. 무엇보다도 균질성, 등방성이라는 가정 아래 측정이 이루어진다는 점도 큰 한계라 하겠다. Vlassak J.J 등의 연구자는 indentation을 통하여 비등방성 물질의 탄성계수를 추출하는 연구를 활발히 진행 중이지만 아직까지는 실험 방법론 등이 일반화 되지 못한 실정이다.

MRE(Magnetic Resonance Elastography)는 생체(In-vivo)의 물성을 측정하는데 가장 효과적인 물성 측정법이다. 4~5% 정도의 변형을 가해 인체의 변형률을 확인함으로써 물성을 측정하는 방법으로서 MRI를 사용한다. 그러나 인체가 대상임을 감안할 때 보다 작은 변형율을 가해 의미 있는 결과를 뽑을 수 있도록 주의해야 한다. 무엇보다도 현재까지의 MRE 와 관련된 연구는 완전 탄성체에 관련된 것으로서 인체의 물렁조직에 대한 정확한 탄성계수를 찾는다는 추가적인 연구가 필요하다 하겠다.

본 연구에서는 각 부위별로 물성을 찾는게 가장 합당한 실험 방법을 선정하여 물성 DB에 연계시켜 놓았다. 1세부에서 작성 중에 있는 Human Model Program 과 연계하여 해당 부위 위에서 마우스 오른쪽 버튼을 클릭하면 해당부위의 물성 DB로 즉각적인 연계가 가능하다. 각 물성 DB의 'Test method and experimental condition'을 참조하면 각 조직에 알맞은 물성 측정 방법 과 실험 조건, 환경 설정 등을 확인할 수 있도록 하였다.



<그림 2-1. Human model viewer program과 물성 DB 의 연계 화면>

분류 > 항목

Diaphysis of femur  
Mid diaphysis of right femur  
Femur (Age : 19~87)  
Frozen cancellous bone  
Compact (Adult)

실험 방법, 실험 조건에 대한 소개

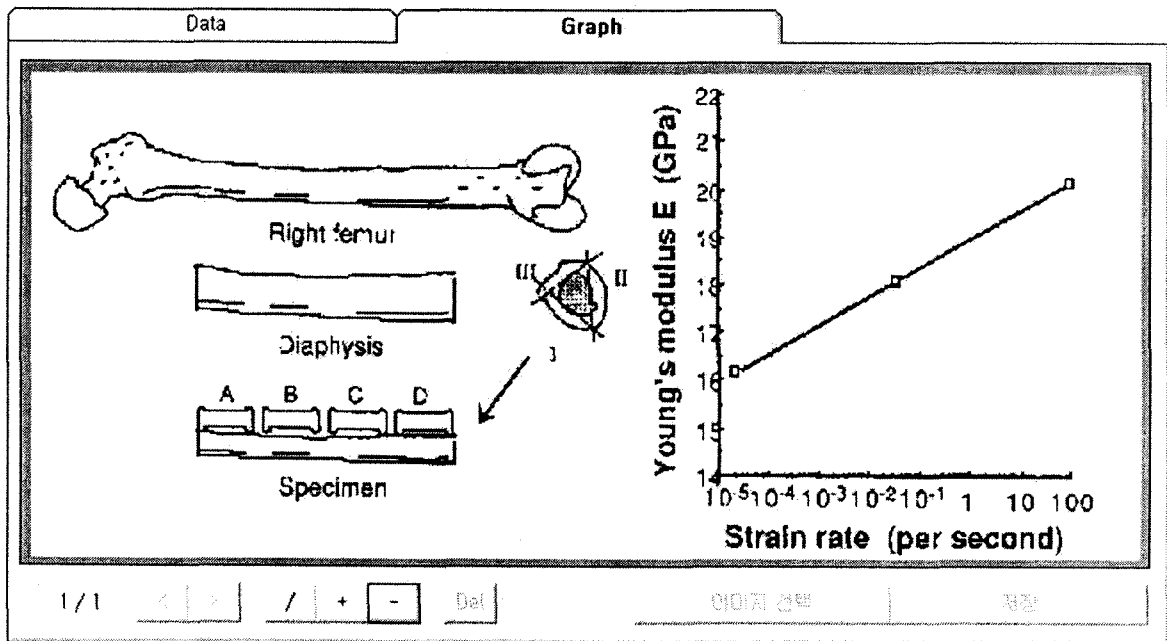
Comments

<Materials>  
- Human (age, 45-55 years)  
- Diaphysis of femur  
- Cortical bone

<Testing Methods and Experimental Conditions>  
- Tensile tests  
- Dynamic loading developed by dropping weights  
- Loaded along the longitudinal axis of the femur  
- Strain rate of  $2 \times 10^{-5}$ ,  $4 \times 10^{-2}$ , and  $1 \times 10^2$  per second  
(Three different loading techniques)

<Data>  
- A(1)~D(1) : Young's modulus E(GPa)  
- A(2)~D(2) : Poisson's ratio  $\nu$   
- All data were obtained at the strain rate of  $4 \times 10^{-2}$  per second

<Comments>  
- Young's modulus values obtained for high strain are 11% and 23% higher than those obtained for intermediate and low strain

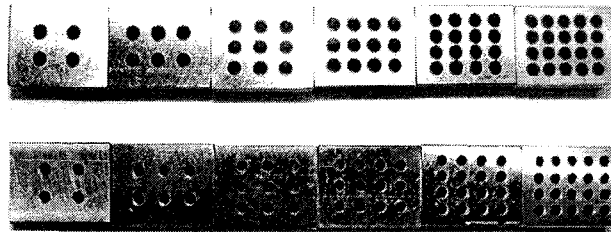


<그림 2-2. Data Viewer 화면의 Test method 에 대한 설명>

### 3. RUS를 활용한 다공성 물질의 탄성계수 추출

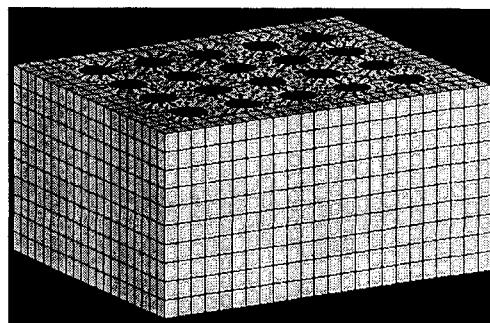
RUS는 물체의 공진 특성을 측정된 뒤 탄성계수를 추출해 내는 실험 방법이다. 이 방법은 매우 작은 시편에 대해서도 비등방성에 대한 정확한 측정이 가능하므로 일반 산업 분야로의 쓰임이 점차 확대되고 있는 추세이다. 뼈의 특징 중의 하나는 내부에 유체인 골수가 흐르고 있다는 점이지만 본 연구에서는 건조된 해면뼈만이 주로 사용되었다. 이것은 실제 골수가 포함된 시편을 채취하기가 어려울 뿐 아니라 탄성 계수를 결정하는데 있어서의 골수 효과에 대한 의견이 아직 확립되어 있지 못하기 때문이다.

이에 3차년도 연구에 있어서는 다공성과 포함된 유체가 물체의 공진 특성에 어떤 영향을 미치는지를 파악함으로써 뼈를 비롯한 미세 구조물의 다공성에 대한 기초 연구를 시행함으로써 보다 정밀한 탄성계수를 추출하고자 하였다. 시편의 크기는  $1.5 \times 1.2 \times 0.75\text{cm}$  이며 재질은 모두 S45C의 철강이다. 그림3-1 과 같이 관통구멍을 가공했으며 구멍의 직경은 1.5 mm, 2mm 두 가지이고 각각의 경우에 대해 구멍의 개수는 4, 6, 9, 12, 15, 20 개로 총 12개의 시편을 준비하였다. 시편에 유체(물)를 채우기 위해 3M 사의 테잎을 사용하였다. 먼저 한 면을 막은 후 유체를 각 구멍에 투입하고 나머지 한 면을 막았다. 이 과정에서는 구멍의 내부와 시편과 테잎의 접촉면에 기포가 생기지 않도록 준비하였다



<그림 3-1. 시편 형상>

본 연구에서는 RUS를 통해 얻은 탄성 계수를 입력하여 유한요소법을 통해 선형 동적 해석을 실시하였다. 그 결과 얻은 공진 주파수를 RUS 결과값과 비교해 봄으로써 RUS 실험 결과의 타당성을 검증하였다.



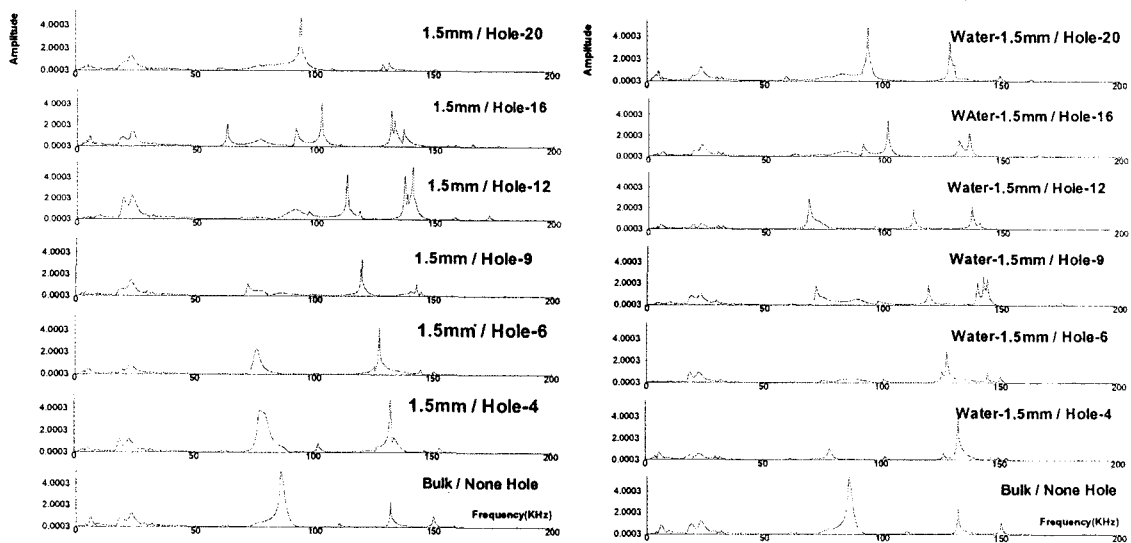
<그림 3-2. 해석에 사용된 FEM 모델>



구멍 크기가 1.5mm인 시편에서의 공진 주파수는 그림 3-3 과 같다. 50kHz 범위를 넘어서 처음 나타나는 공진 주파수가 구멍의 개수가 많아질수록 감소하는 것을 알 수 있다. 유체가 채워진 경우에 있어서도 전체적인 양상은 비슷하게 나타난다. 그러나 유체가 없는 경우에 비하여 전반적인 진폭이 낮게 나타나는데 이는 공진 주파수를 확인하는데 있어 큰 방해 요인으로 작용한다. 또한 구멍의 개수가 6, 16, 20개인 경우에는 50~100kHz 사이의 공진 주파수가 나타나지 않음을 확인할 수 있다.

구멍 크기가 2.0mm인 시편에서의 공진 주파수는 그림 3-4 와 같다. 유체가 없는 경우 구멍의 개수가 16, 20 개인 시편에서는 전압 최고치가 1.5mm에 비해 복잡한 분포를 나타낸다. 유체가 채워진 경우 구멍의 개수가 4개인 시편에서 처음 나타난 50~100kHz 영역의 공진 주파수는 구멍의 개수가 많아지면서 사라지는 것이 관찰된다.

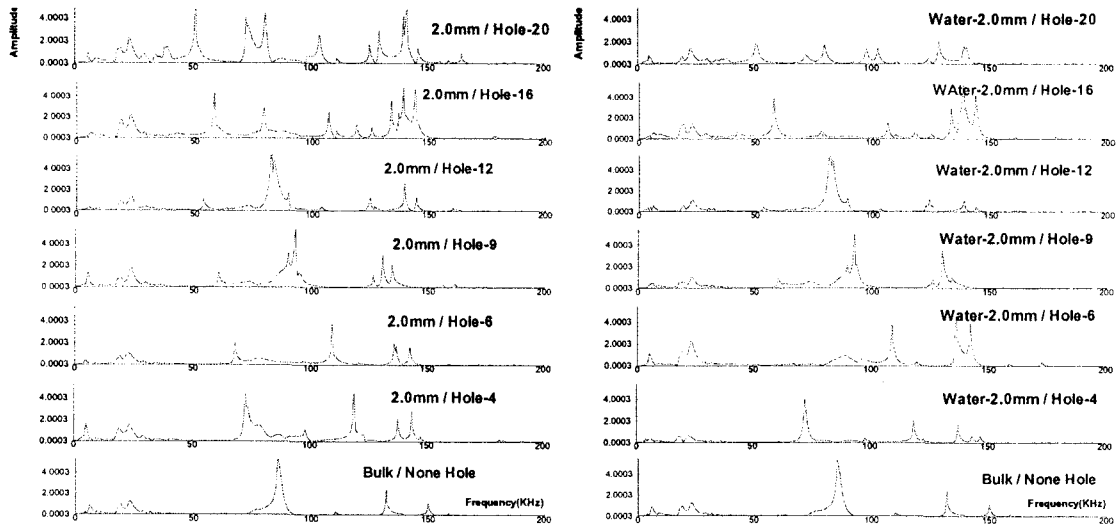
이상에서 구멍의 직경이 커지고 개수가 많아질수록, 또한 유체가 포함된 모델일수록 전압 최고치 값을 통한 공진 주파수 획득이 어려워지는 것을 확인할 수 있다.



(1) 유체가 없는 경우

(2) 유체가 있는 경우

<그림 3-3. 구멍 크기 1.5mm인 경우의 공진 주파수 스펙트럼>



(1) 유체가 없는 경우

(2) 유체가 있는 경우

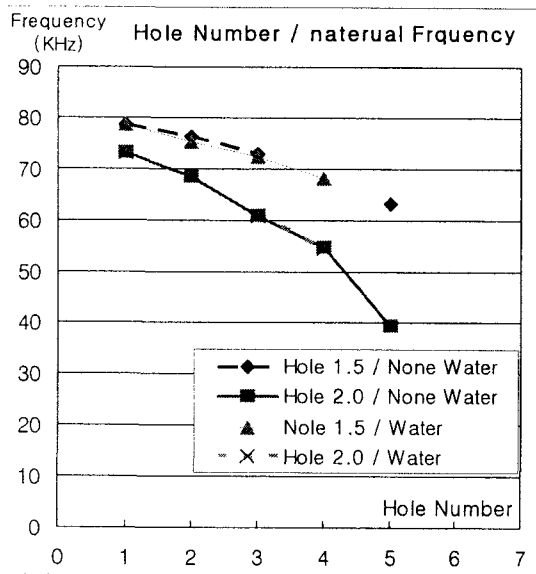
<그림3-4. 구멍 크기 2.0mm인 경우의 공진 주파수 스펙트럼>

그림 3-3 및 그림3-4 와 같이 얻어진 공진 주파수를 사용하여 탄성계수를 추출하였다. 일반적으로 철강은 대칭면 구분에 있어 Cubic 으로 간주할 수 있으므로 C11, C12, C44 의 총 세 가지 탄성계수를 획득하였다.

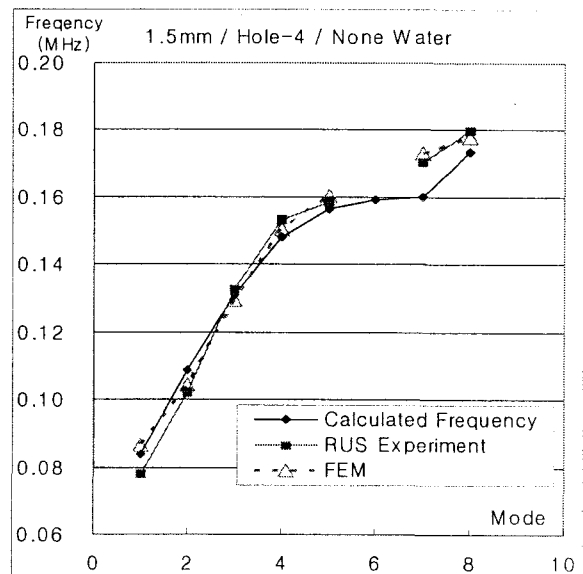
Hole Size	Type	Elastic Property	Hole Number					
			4	6	9	12	16	20
1.5mm	Bulk	C11	2.707	2.7081	2.7658	2.661	2.6472	2.541
		C12	1.1724	1.2369	0.9187	1.0212	1.2372	0.986
		C44	0.7802	0.7438	0.7709	0.9057	0.9253	0.9053
	Water	C11	2.6907	2.6124	2.7452	2.6625	2.6474	2.5472
		C12	1.1544	1.1033	1.0726	1.014	1.2614	0.9996
		C44	0.7571	0.8474	0.8793	0.8488	0.9118	0.889
2mm	Bulk	C11	3.0102	2.7313	2.6458	2.9216	2.7371	2.6877
		C12	0.5362	0.9356	1.2984	1.1431	1.0226	1.1776
		C44	0.6186	0.704	0.9009	0.764	0.7158	0.8082
	Water	C11	2.7285	2.7585	2.5989	2.7825	2.7556	2.6621
		C12	1.0966	1.2319	1.0848	1.1989	1.0367	1.1426
		C44	0.9351	0.8652	0.8705	0.7528	0.7109	0.774

표 1. RUS를 통해 획득한 탄성계수값

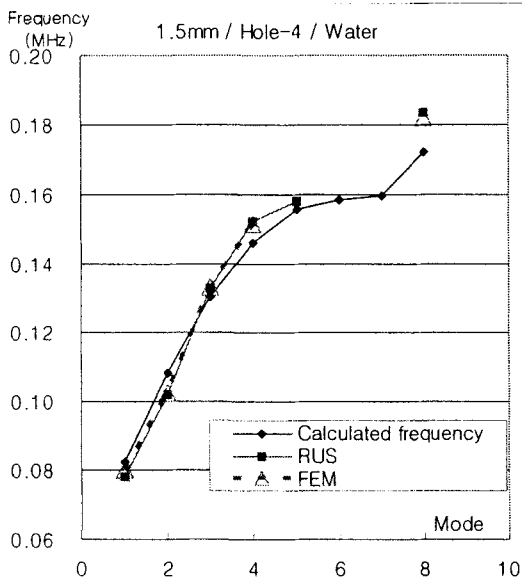
그림3-3 과 그림 3-4 에 나타난 주파수 스펙트럼을 살펴보면 50~100kHz 사이에서 첫 번째 공진 주파수가 발생하는 것을 확인할 수 있다. 그림3-5는 각각의 경우에 있어서 첫 번째 공진 주파수만을 기록한 그래프이다. 이를 살펴보면 구멍 크기에 의한 공진 주파수 변화가 나타나는 것을 확인할 수 있다. 그림3-3,4,5 로부터 다음과 같은 결론을 얻을 수 있다. 예측할 수 있는 대로 공진 주파수에 직접적으로 영향을 미치는 인자는 구멍의 크기이며 재료에 포함된 유체는 전압 최고치를 상당히 감소시킴으로서 공진 주파수를 통한 탄성 계수 추출을 힘들게 한다. 표 1 에는 RUS를 통해 획득한 탄성계수값을 제시하였다. 이 결과를 이용하여 FEM을 수행하였다. Calculated Frequency( Cal. 값) 는 RUS 실행 프로그램이 초기 조건(크기, 밀도, 탄성계수)으로부터 구한 이론적인 공진 주파수를 RUS 측정값과 최대한 일치하도록 자동 연산 수행한 결과값이다. 각각의 경우에 대하여 Cal. 값을 기준으로 RUS, FEM 값이 모두 5% 이내의 오차 범위에 존재하는 것을 확인할 수 있다.



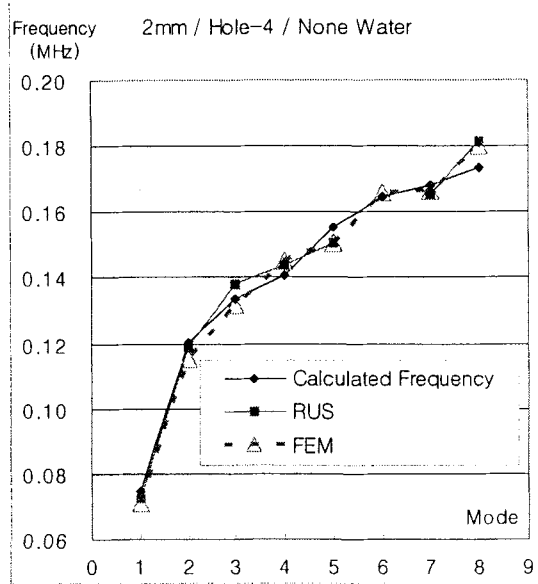
<그림 3-5. 구멍 크기와 공진 주파수와의 관계>



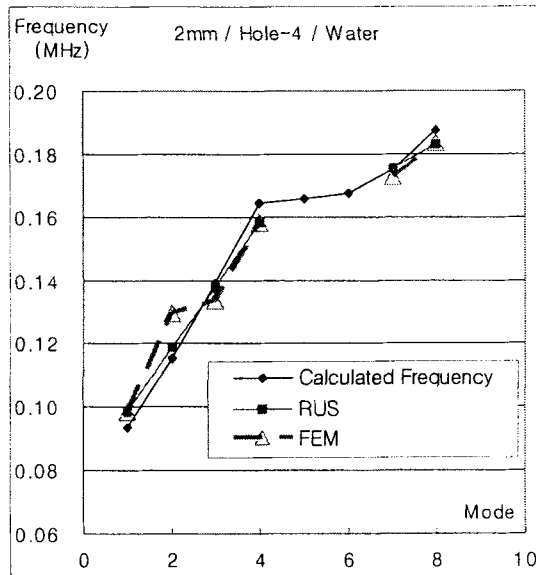
<그림 3-6. 1.5mm 4개의 구멍, None Water 인 경우의 공진 주파수 비교>



<그림 3-7. 1.5mm 4개의 구멍, Water filled 인 경우의 공진 주파수 비교>



<그림3-8. 2.0mm 4개의 구멍, None Water 인 경우의 공진 주파수 비교>



<그림 3-9. 2.0mm 4개의 구멍, Water filled 인 경우의 공진 주파수 비교>

#### 4. 물렁조직 물성 연구

인체 물렁조직의 물성을 측정하기 위한 기본 연구로 연골에 대한 초음파 전달 특성을 조사하였다. 시편으로서 사용할 수 있는 연골 시편을 획득하는 것은 매우 어려운 일이다. 물렁조직은 단단조직과 달리 in-vivo와 in-vitro 상태에서의 물성 변화가 두드러지게 나타난다. 약 2개월 이상 보관된 사체의 연골은 매우 딱딱하게 굳어져 시편으로서의 특성을 상실한다. 그러므로 의미 있는 결과를 얻기 위해서는 in-vivo 상태에서의 시편을 획득하는 것이 매우 중요하다. 그럴 경우 대부분의 시편은 관절염 환자의 디스크 삽입 수술에서 얻는다. 하지만 수술 받는 환자에게 있어서 연골은 상당 부분 닳아 없어진 상태이므로 얻을 수 있는 시편의 크기는 매우 제한되어 있다. 또한 가공을 통해 원하는 형상을 얻을 수 있는 뼈와 달리 연골 시편은 뼈에서 떼어낼 경우 표면에 굴곡이 많이 지게 된다. 이와 같은 이유로 절취 가능한 시편의 크기는 직경이 1.2cm 에 불과하였다. 하지만 본 실험에 있어 시편은 수술 후 4시간이 경과된 것으로서 In vivo 의 특성을 매우 잘 나타내고 있는 것이 특색이라 하겠다.

나무나 바위와 같이 감쇄가 심한 재질의 경우 일반적으로 1Mhz 근처의 Transducer를 사용하는 것이 일반적이다. 하지만 시편의 직경이 센서보다 최소 1.5배 이상이 되어야 초음파가 심한 간섭 없이 도달한다고 보는데 1Mhz 영역의 센서는 보통 3cm 이상의 직경을 지니므로 본 실험에 사용하기에 부적절하다. 따라서 Techsonic 사에서 나온 1.2inch 직경의 5MHz Transducer를 사용하였다.

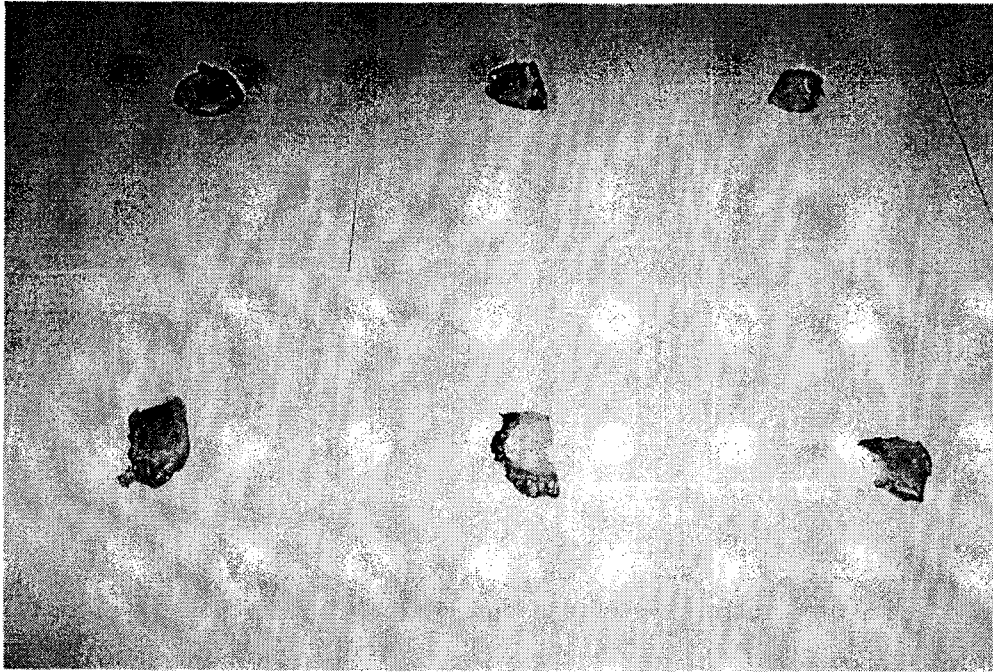
실험은 Pulse Echo 방법을 활용하여 실시하였다. 사용된 Pulse/Receiver 은 JSR-35 모델로서 400W 의 출력을 지닌다. 연골의 표면에 탐촉자를 부착한 후 오실로스코프를 통해 반사파를 검출한다. 이 과정에서 반사파 도착까지의 시간을 확인할 수 있는데 이를 연골의 두께(1mm)로 나눈 값이 연골에서의 초음파 전달 속도가 된다. 또한 반사파의 Amplitude를 측정하면 이는 처음 출력 신호의 Amplitude 보다 줄어 있음을 확인할 수 있는데 이는 연골의 감쇠 특성과 관련 있다. 즉 Amplitude변화량을 통하여 감쇠 계수를 측정할 수 있으며 이를 통해 연골의 점탄성 특성 - Viscoelasticity 및 Creep 에 관련된 특성을 파악할 수 있게 된다.

그림 4-3 은 오실로스코프에 나타난 초음파 전달 신호를 보여준다. 연골 시편의 두께가 일정치 않고 표면 역시 많이 거칠은 관계로 노이즈가 상당히 많이 보이며 반사파의 정확한 위치를 찾기가 곤란한 부분이 많다. 실험을 반복할수록 일정한 파형을 관찰할 수 있었으며

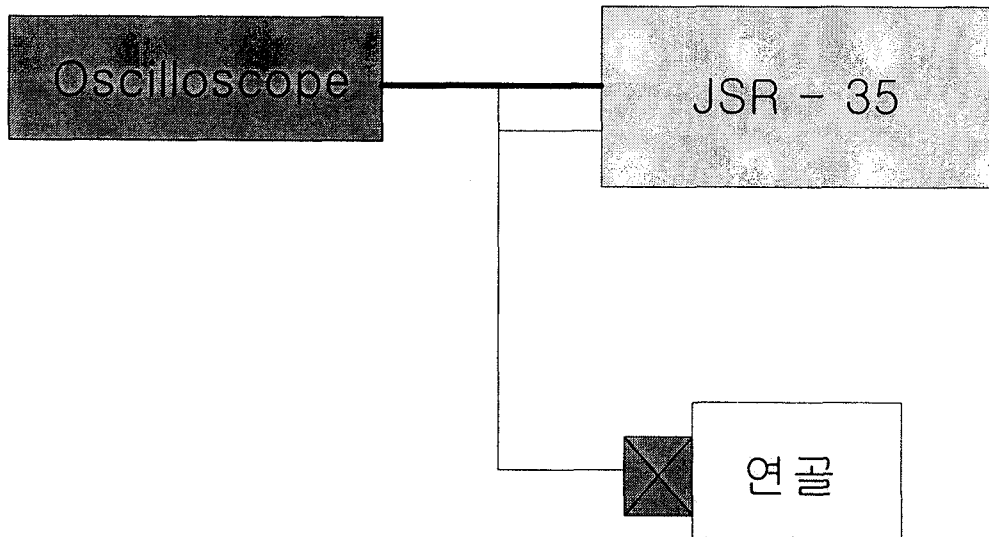
본 사진에서는 그 중 4회만을 선택하여 표시하였다. 정확한 반사 파형을 잡기 위한 근본적인 대책으로서 보다 강력한 출력의 Pulse/Receiver을 사용할 것이 요구된다. 이에 본 연구에서는 내년도 실험 진행에 있어 이번 해당연도에 사용한 JSR-35보다 두 배 이상의 출력 증가를 보이는 RITEC 사의 RAM-10000 장비를 사용할 예정이다. RAM-10000 장비는 고출력 뿐 아니라 센서의 출력 범위를 자유롭게 조절 가능한데 이로서 보다 정밀한 Viscoelasticity 특성 파악이 가능할 것으로 기대된다. 표 1은 지연 시간을 통해 계산한 연골의 초음파 전달 속도이다. T는 연골의 두께로서 1mm이다.

CASE	Time		V(m/s) (초음파 전달 속도=T/t <sub>1</sub> )	Amplitude(mV)	
	t <sub>1</sub>	t <sub>2</sub>		A <sub>1</sub>	A <sub>2</sub>
1	2.71	5.45	369	1.77	1.03
2	2.69	5.49	371	2.62	1.08
3	2.71	4.92	369	1.92	1.06
4	2.7	5.2	370	1.67	1.17

<표 2. 연골의 초음파 전달 속도>



<그림 4-1. 실험에 사용된 연골 시편>



<그림 4-2. 초음파 실험 구성도>

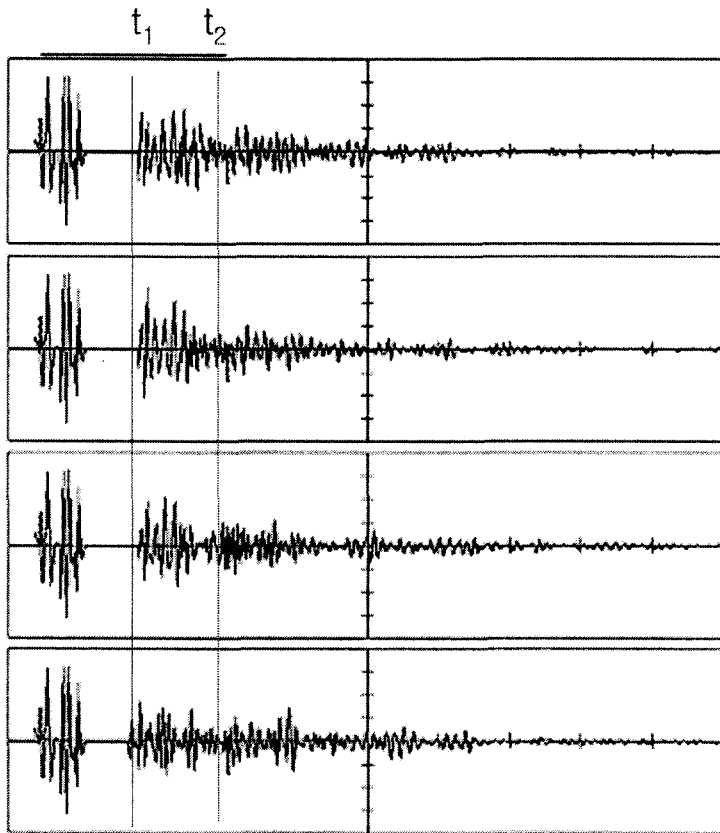
12-Jun-04  
3:50:06

**A: M1**  
2  $\mu$ s  
-61 mV  
64 mV

**B: M2**  
2  $\mu$ s  
-61 mV  
33 mV

**C: M3**  
2  $\mu$ s  
-61 mV  
470 mV

**D: M4**  
2  $\mu$ s  
-61 mV  
-30 mV



DISPLAY SETUP

**Standard**  
XY  
Persistence  
**OFF** On

Dot Join  
OFF **On**

Grids  
Single Dual  
**Quad**

Waveform+Text  
intensity  
90 %

Grid  
intensity  
74 %

2  $\mu$ s  
1 1 V DC  
2 10 mV DC

$\Delta t$  5.20  $\mu$ s  $\frac{1}{\Delta t}$  192.3 kHz

100 MS/s

1 DC 0.00 V

AUTO

<그림 4-3. 연골의 초음파 전달 신호>



## 5. 부위별 정밀 인체 모델 제작

본 연구에서는 한국인 성인 남성 생체의 MRI 영상으로 구역화 한 자료를 바탕으로 정밀 공학용 인체 해석 모델을 생성 하였다. 지금까지의 공학 해석용 인체 모델들은 연구 목적에 부합되는 근육과 뼈만을 간략화 하여 모델링 한 것들이 전부였으며 전체 장기를 세밀히 구역화 하여 정밀 모델을 만든 것은 없었다. 금년에 만든 무릎 모델은 25종류의 해부 구조를 구역화한 것을 쌓아 올려 제작한 것으로 실제의 무릎 형상에 가까운 매우 정밀한 모델이다. 이렇게 쌓아 올린 모델은 최종적으로 3세부 주관 연구 기관인 아주대학교 해부학 교실의 감수를 받아 의학적 가치를 확인받았다.

그림 5-2~26은 3세부과제에서 작성한 인체 구역화 데이터를 이용하여 공학해석용 모델을 만든 것으로 특징은 다음과 같다.

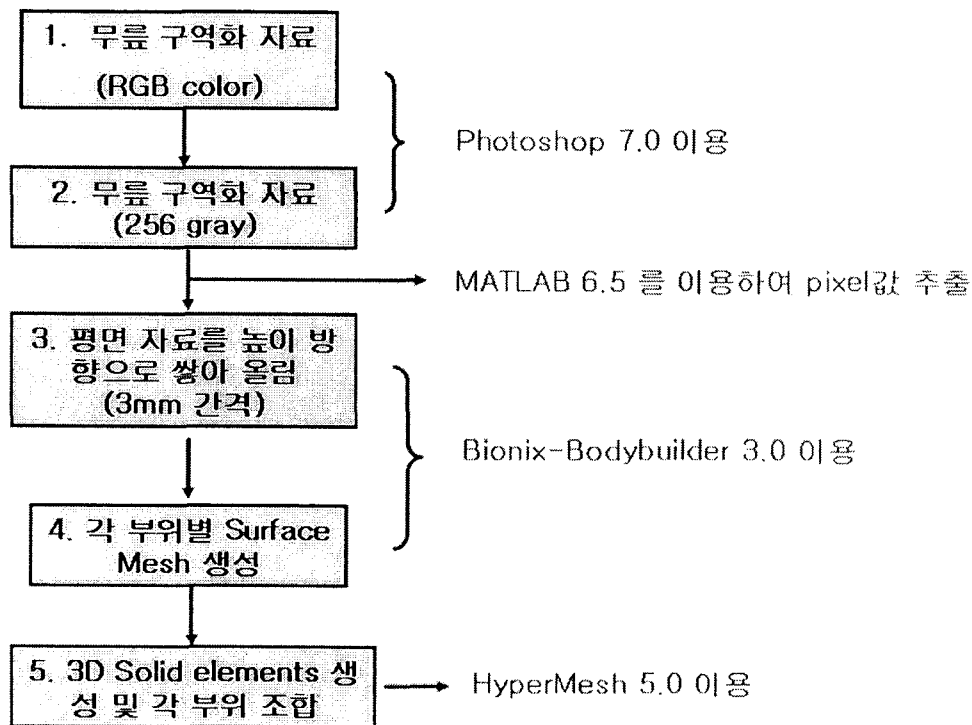
- 1) 무릎에 대한 정밀한 모델에 인체 물성을 부과함으로써 가상 수술시 생기는 인체 무릎 장기들의 거동을 나타낼 수 있다.
- 2) 연골이 닳거나 하는 등의 정형외과적 증상들에 대한 해석을 수행 할 수 있다.
- 3) 무릎 부위에 대한 가상 임플란트 수술을 시행하여 뼈에 생기게 되는 응력 분포를 최적화 할 수 있는 위치를 찾아 낼 수 있다.
- 4) 무릎의 전방 십자인대 또는 후방 십자인대 등의 재건 수술시 각 위치에 따른 수술의 안정성을 파악할 수 있다.
- 5) 무릎 관절 운동의 역학적 평가를 할 수 있다.
- 6) 구역화 자료를 바탕으로 쌓아 올린 Human Model 의 비교·검토에 사용됨으로서 모델의 Human Model 의 정밀성을 높이는데 도움을 줄 수 있다.

정밀 인체 무릎 모델의 생성 과정은 다음과 같다.

- 1) 제 3세부 과제에서 작성한 구역화 된 MRI 자료를 포토샵을 이용하여 256 gray scale 변환한다.
- 2) 그 후 변환된 각 부위별 pixel 값을 MATLAB을 이용하여 추출하면 pixel값이 같은 곳은 같은 부위의 장기가 된다.

- 3) Canti-bio사의 bodybuilder 소프트웨어를 사용하여 같은 pixel 값을 갖는 부위를 하나씩 쌓아 올려 3차원 surface mesh를 생성한다
- 4) Hypermesh를 이용하여 3D solid elements를 생성한다.
- 5) Hypermesh를 사용하여 각 부위들을 조합하여 전체 무릎 모델을 완성하였다. :

여기에 그동안 수집한 인체 물성 데이터를 각 부위별로 입력하여 원하는 해석 수행시 사용할 수 있다.

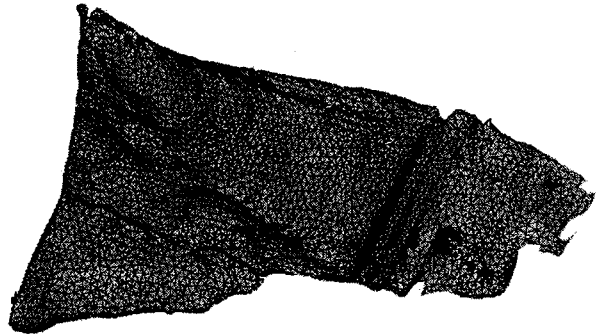


< 그림 5-1. 정밀 인체 모델 작업 흐름도 >

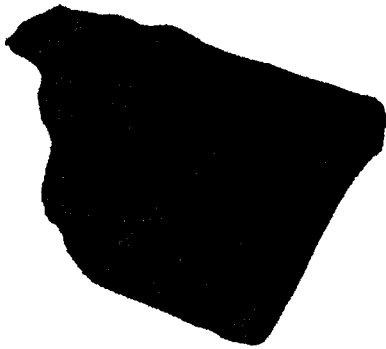
4-1. 무릎 모델의 각 부위별 사진



<그림 5-2. Artery>



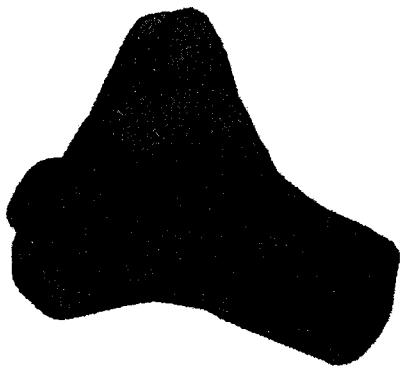
<그림 5-3. Biceps femoris>



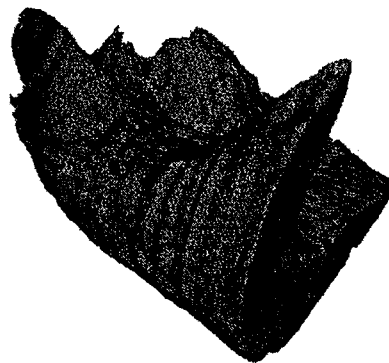
<그림 5-4. Extensor digitorum longus>



<그림 5-5. Femur>



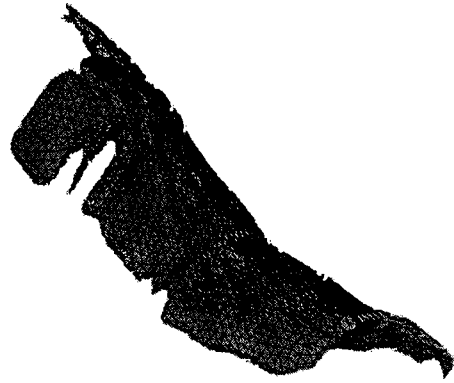
<그림 5-6. Fibula>



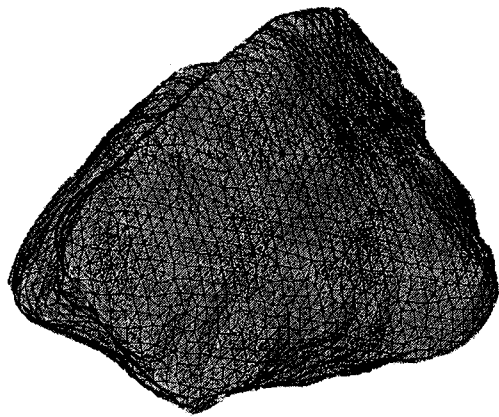
<그림 5-7. Gastrocnemius>



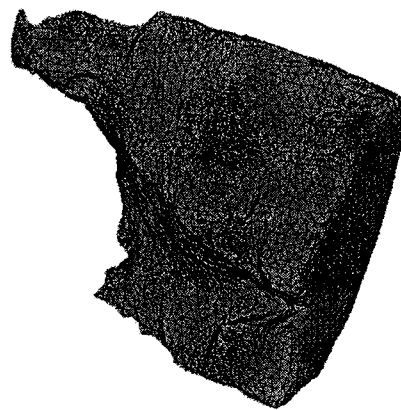
<그림 5-8. Gracilis>



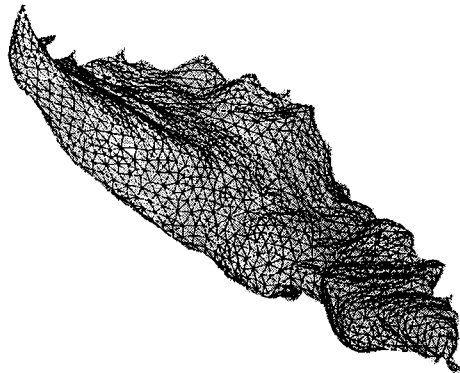
<그림 5-9. Patella ligament>



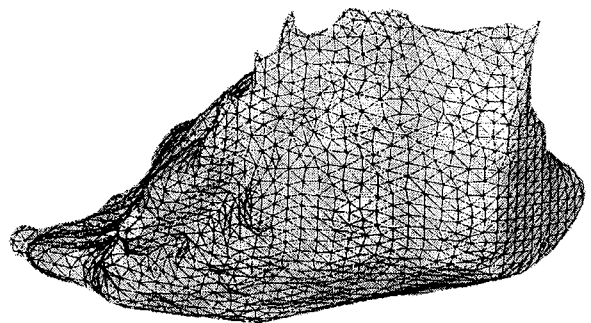
<그림 5-10. Patella>



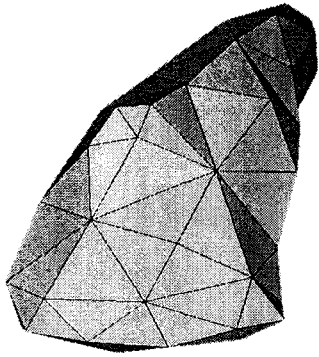
<그림 5-11. Peroneus longus>



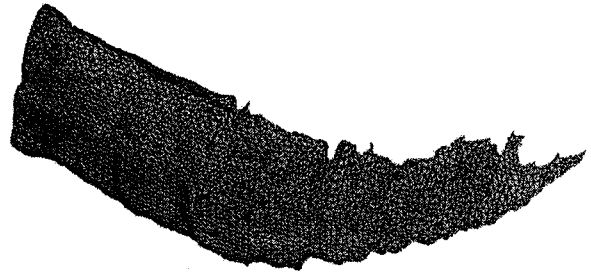
<그림 5-12. Plantaris>



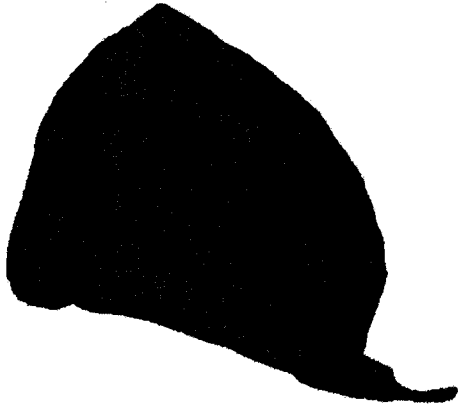
<그림 5-13. Popliteus>



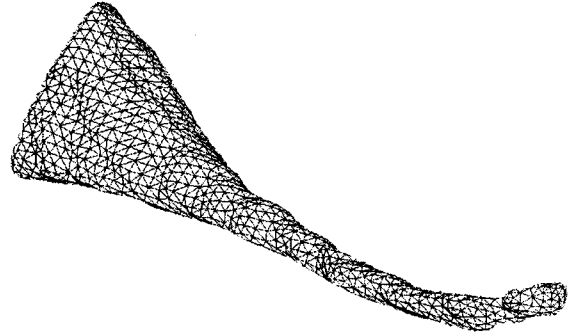
<그림 5-14. Rectus femoris>



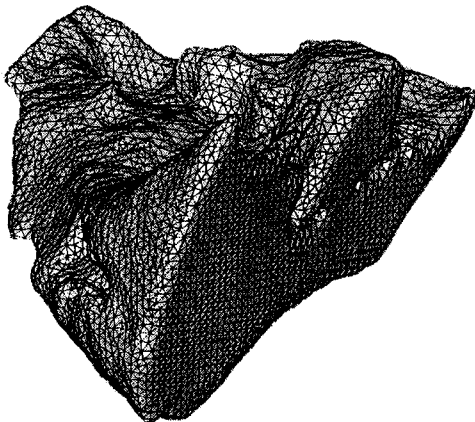
<그림 5-15. Sartoris>



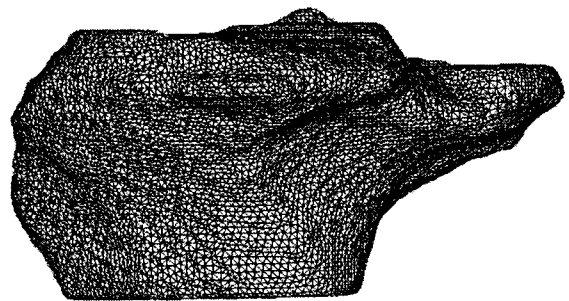
<그림 5-16. Semimembranosus>



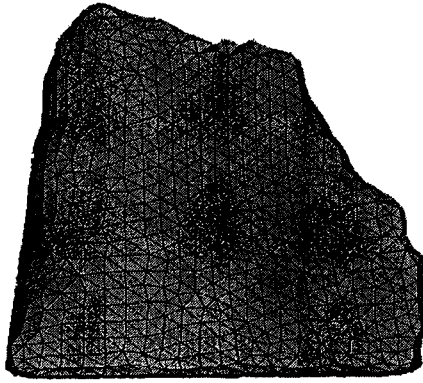
<그림 5-17. Semitendinosus>



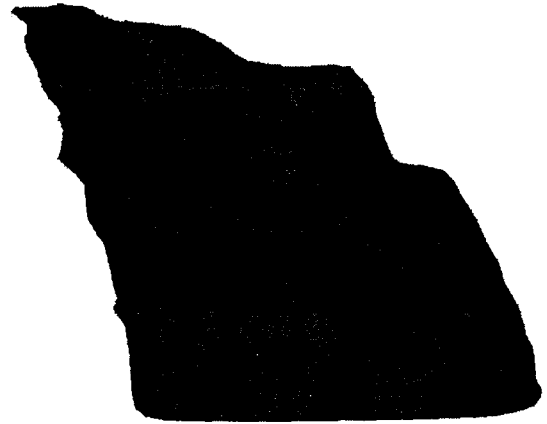
<그림 5-18. Soleus>



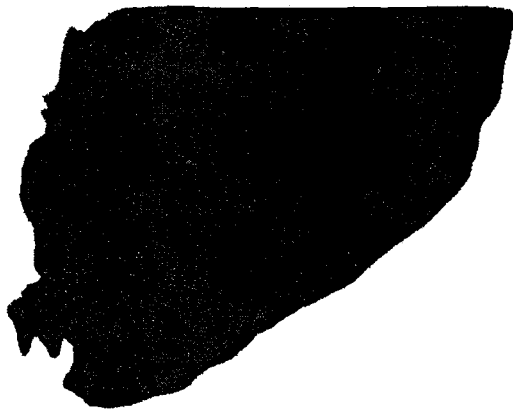
<그림 5-19. Tibia>



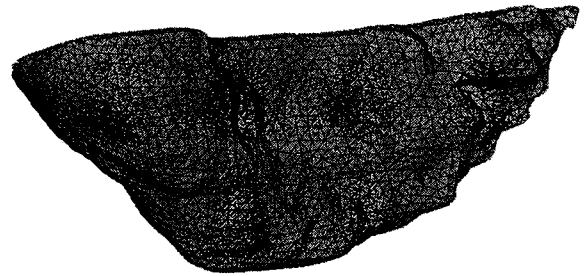
<그림 5-20. Tibialis anterior>



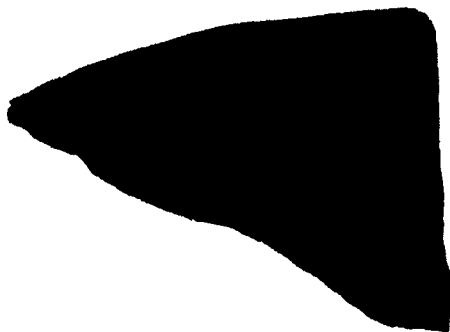
<그림 5-21. Tibialis posterior>



<그림 5-22. Vastus intermedius>



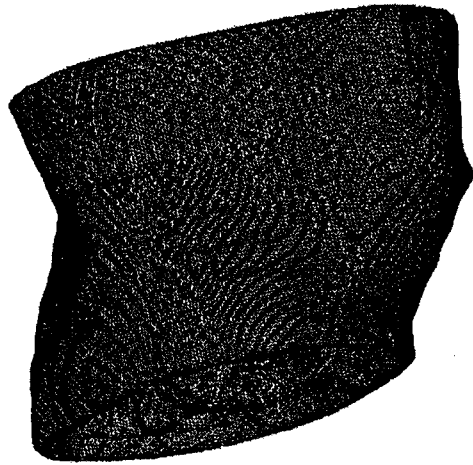
<그림 5-23. Vastus laterals>



<그림 5-24. Vastus medials>

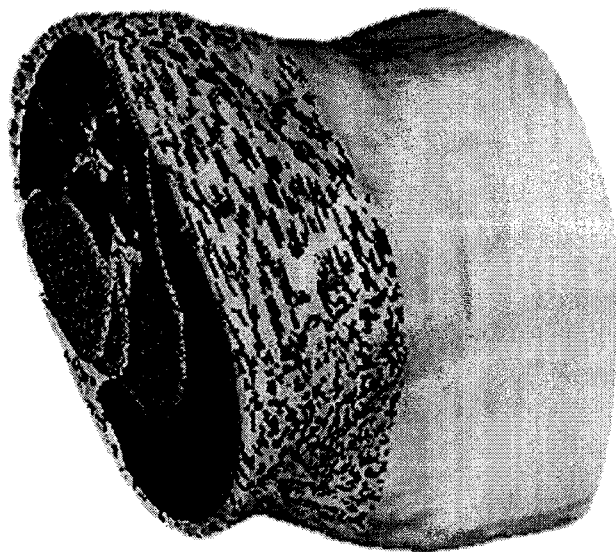


<그림 5-25. Vein>



<그림 5-26. Skin>

5-2. 무릎 모델의 전체 모습



<그림 5-27. 피부를 포함한 전체 모델>



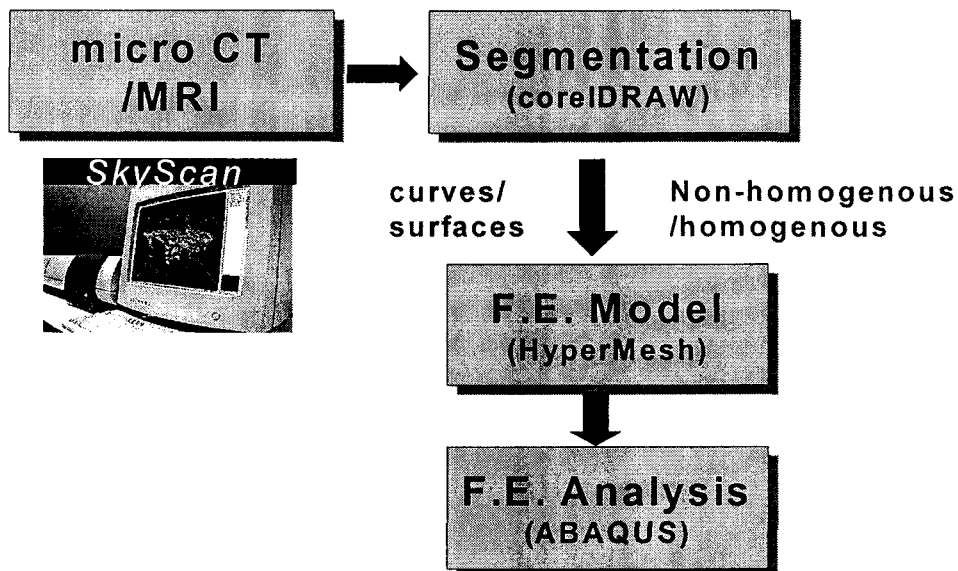
<그림 5-28. 피부를 제외한 전체 모델>

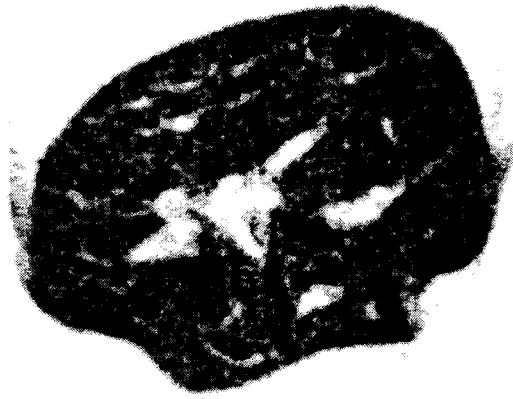


## 6. 종이 모델의 제작

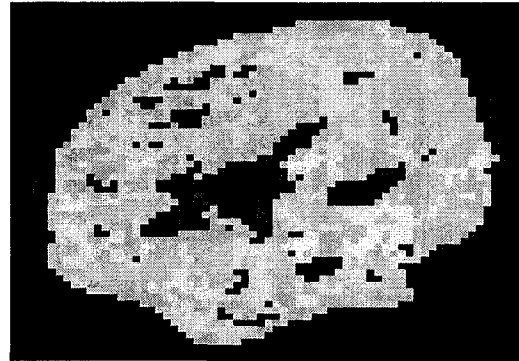
본 연구에서는 정밀 인체 모델과 더불어 인체 종이의 정밀 모델도 제작하였다. 이미 P. Ferris, P. J. Prenderga 등의 연구자들은 이미 종이의 모델링을 완성하여 실제 해석에 사용하고 있다.(Middle-ear dynamics before and after ossicular replacement, J. Biomechanics Vol. 33 (2000), p. 581-590) 이와 차별되는 본 모델은 Micro CT Data를 기본( $80\mu\text{m}$  간격)으로 제작되어 기존의 모델에 비해 정밀도를 혁신적으로 높였다는 점이다. 또한 원본 형상을 왜곡하지 않는 범위 내에서 최대한으로 Surface Smoothing 작업을 거쳐 매우 사실적인 형상을 지니고 있으며 Element 개수도 총 40737 개 로서 신뢰할 수 있는 해석 결과를 얻을 수 있다.

본 모델의 제작 과정은 다음과 같다.



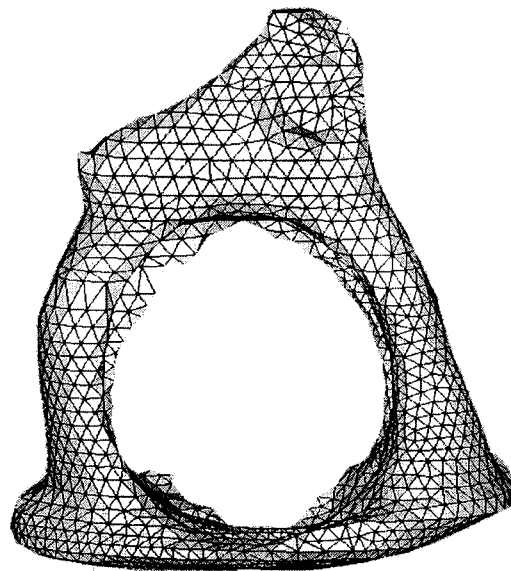


**Malleus**

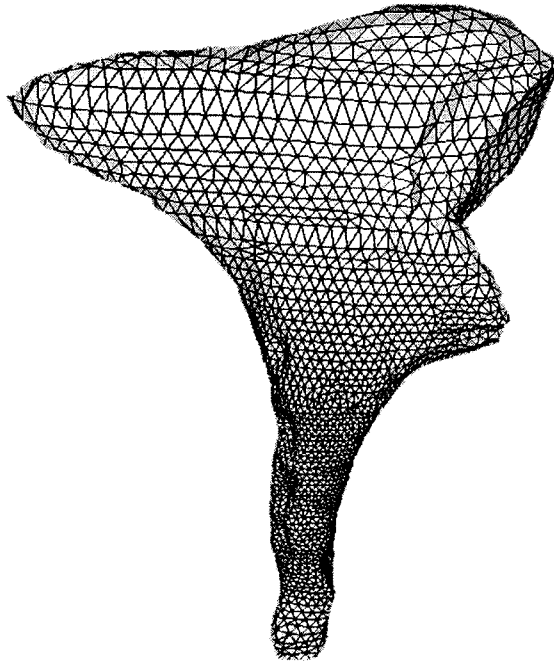


<그림 6-2. Malleus 의 Pixel 값에 따른 탄성계수 구분 구역도>

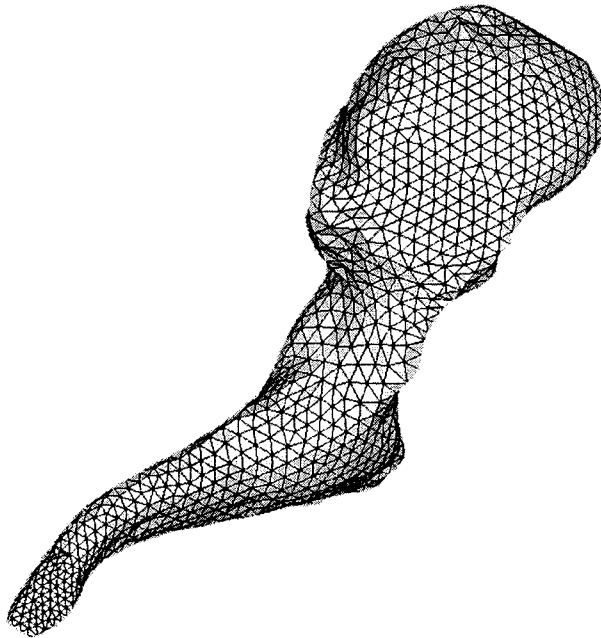
이러한 제작 과정을 다음과 같은 종이 모델을 최종 완성하였다.



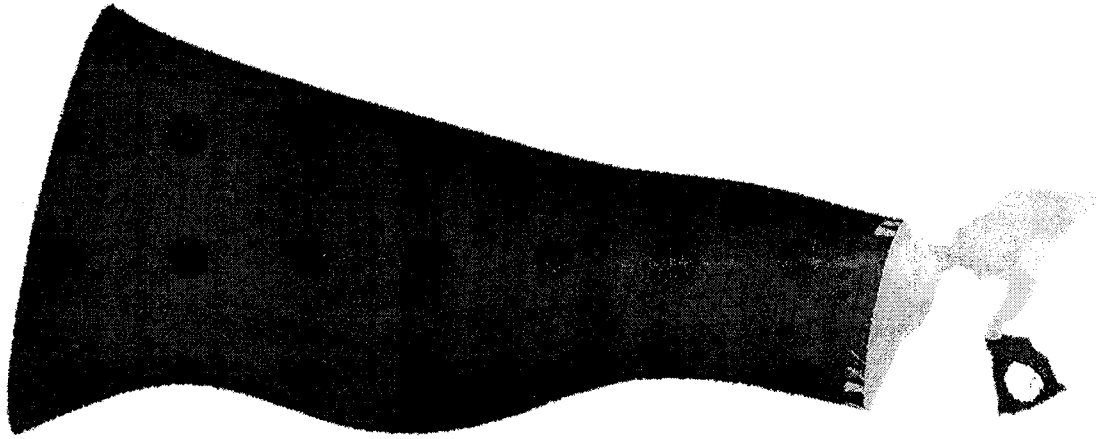
<그림 6-3. Stapes>



<그림 6-4. Incus>



<그림 6-5. Malleus>



<그림 6-6. 전체 형상도>

본 모델의 특징 및 활용 범위는 다음과 같다.

- 1) MRI 음영에 따른 Pixel 값으로부터 물성값을 추출함으로써 각 구역화 부위의 비등방성 (Nonhomogeneous)을 즉각적으로 확인할 수 있다.
- 2) 중이와 같은 부위에 있어서 공진(Natural Frequency) 특성을 파악함으로써 환자의 난청 정도 측정 등 병변에 직접적인 도움을 줄 수 있다.
- 3) 3차원 정밀 중이 모델의 경우 의사가 2차원 평면 MRI 정보로부터는 확인 할 수 없었던 종양 및 이상 조직에 대한 입체적인 파악이 가능함으로써 임상 치료에 도움을 줄 수 있다.
- 4) 중이 임플란트 이식 수술에 있어 정밀 모델을 활용하여 가상 수술을 실시할 수 있다. 이를 통해 보철물 삽입 위치에 및 형상에 따른 공진 특성을 미리 파악함으로써 환자에게 시술 시간을 줄일 수 있으며 보다 정확한 시술이 가능하게 되었다.

본 모델에서는 기존 모델들이 등방성, 균질성으로만 해석을 수행하도록 하였는 데 비해, 비균질성 물성을 도입하여 해석하여 본 결과 기존 모델의 동특성해석에서 잡지 못 하였던 공진특성을 파악할 수 있었다. 아직 고주파수 영역에서의 차이점이 발생하고 있어 더 자세한 연구가 필요하나 비균질성의 도입이 좀 더 실제와 같은 결과를 줄 수 있다는 것은 매우 고무적이라고 하겠다.

## 제 4 장. 연구개발목표 달성도

목 표	달 성 도(%)	내 용
인체 물성의 물성 비교 완료	100%	(1)인체 물성 DB Book으로 출간 (총 144Page) (2)ISBN : 89-86161-23-0
물성 획득 방법 비교 검토	100%	(1)3세부에서 얻은 MRI/CT 사진 활용 (2)압축/굽힘시험, RUS, Indentation, Miro FEM, MRI 이미지로부터 물성 추출 방법 비교 (3)인체 각 부위에서 물성을 추출하기에 가장 적절한 방법을 선정, 1세부에서 제작중인 Human Model Viewer Program 과 연계하여 사용자가 바로 확인 가 능하도록 함
RUS 를 활용한 다공성 물질의 탄성계수 추출	100%	(1) 다공성을 묘사한 시편 제작(\$45C) (2) RUS를 통해 추출한 Anisotrioy 물성값을 FEM 모 델에 입력 (3) 각각의 경우에 대한 공진값을 이론해와 비교함, 구멍의 개수와 크기에 대한 공진주파수 변화 관찰 - 구멍의 키는 공진주파수 변화에 직접적 영향 끼침 - 유체는 전압 최고치를 감소시킴 (RUS 실험의 오차 증가시키는 요인이 됨)
물렁 조직 물성 연구	100%	(1)연골 시편 획득 (2)JSR-35 사용 (3)One Transducer 사용 (4)저면에서 반사되어 돌아오는 초음파 전달 시간, 연골에서의 초음파 전달 속도, Attenuation 계산 (Pulse-Echo method) (5) Viscoelasticity 특성 파악 기초 자료 수집 완료 (6) RAM-10000 장비를 활용한 실험 계획 확립
부위별 정밀 인체 모델 제작	100%	(1) 정밀 무릎 모델 완성 - MRI Data 사용 - 3mm 간격으로 쌓아 올림 - Body builder program 사용, 모델 생성 (2) 종이 정밀 모델 완성 - Micro CT 활용 : 80 $\mu$ m 단위 제작 - Nonhomogeneous 반영

## 제 5 장. 연구개발결과의 활용 계획

### 1 절. 추가 연구의 필요성

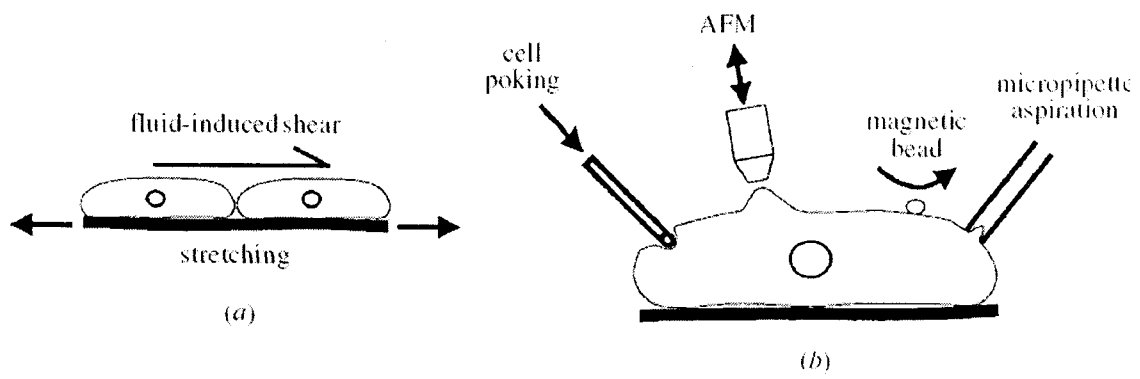
현재까지의 인체 뼈에 대한 연구는 Compact/Spongy Bone을 기본으로 한 Continuum Level 에서의 연구가 주를 이루었다. 하지만 앞으로 더욱 활발한 연구를 보일 인체의 다단계 모델링 (Multi Scale Modeling of Human Model) 에서는 Spongy Bone 내부의 Osteon 및 소주(Trabecular)의 구성 방향에 따른 물성치 변화값 등 더욱 정밀한 물성값을 필요로 하게 된다. 이에 본 연구에서는 현재까지의 연구를 통해 확립한 Nanoindentation 실험법을 활용하여 미세 구조 단위의 뼈 물성을 획득한다. 본 과제에서는 연구를 통해 축적된 물성 자료를 직접 활용하는 정밀 인체 모델의 개발도 동시에 진행하여 왔다. 현재까지 인체 모델의 대상은 건장한 성인 남자로 국한되어 있었으나 4차년도 연구에서는 이를 성인 여성과 유아 모델로 확장, 제작한다. 작업 진행 과정은 3차년도와 동일하며 기초 자료로서 3세부에서 보유한 생체 MRI Data를 활용한다. MRI 영상은 성인 남자 모델과 동일한 3mm 간격으로 촬영되었으므로 성인 남성과 동일한 해상도의 모델을 기대할 수 있다. 무엇보다 새로 생성될 모델에 있어서는 사면체 요소가 아닌 육면체 요소를 바탕으로 제작함으로써 보다 정밀한 모델이 되도록 한다. 이에 발맞추어 성인 여성과 유아 모델을 위한 물성 수집에도 주력한다. 현재까지 인체 물성 연구는 시편 획득의 용이함으로 인해 사체(In vitro)가 주를 이루었으므로 병변을 가지고 있거나 고령화 된 경우가 많았다. 그에 반해 성인 여성과 유아의 경우 시편 획득의 어려움으로 관련 물성이 남성/고령자에 비해 극히 작은 것이 사실이었다. 하지만 최근 들어 생체(In vivo)를 대상으로 직접 물성을 추출하는 연구가 활발히 진행되어 오고 있으며 이를 바탕으로 여성/유아에 대한 물성 수집도 증가 추세에 있다. 4 차 년도에 추가 제작될 물성 DB는 Journal of Biomechanics를 비롯한 주요 논문집을 대상으로 성인 여성 및 유아에 대한 물성 수집 및 연구 동향을 주 목표로 삼는다.

### 2 절. 타 연구에의 응용

본 연구에서는 획득된 물성 DB를 STEP 개념을 적용하여 인체 모델과 연결함으로써 국내 생체역학의 후발 연구자가 보다 쉽게 기존 연구 결과를 획득할 수 있도록 한다. STEP (Standard for Exchange of Product model data)이란 제품 모델 데이터를 교환하기 위한 전자적 문서 및 파일을 정의한 국제 표준으로 ISO 10303을 지칭한다. 현재까지 제품 생산에 있어서의 대부분의 정보는 종이 도면을 바탕으로 인간이 직접 처리 하였다. 그러나 로봇이 처리하는 디지털 제품 모델은 어느 로봇에서나 동일하게 인식될 수 있도록 제품에 대한 충분하고 자세한 제품 자료가 동일한 형식으로 제공되어야 한다. 이를 위해 정의된 국제 규격이 STEP 인 것이다. 국내에서

도 STEP 에 관한 연구 활동은 매우 활성화 되어 있다. 그러나 현재까지의 연구는 주로 기계 산업을 바탕으로 하여 진행되었기에 바이오 산업에 관한 규약은 전혀 없는 실정이다. 이는 전자상거래 표준화 통합 포럼에서 발표한 STEP 국내 적용 지침 (ECIF - 0 : 2002)에서도 잘 나타난다. (자동차 산업, 건설 산업, 조선 산업, STEP - NC 분야, Plant 산업, 기계 산업, 기타로 구분되어 있음). 이에 본 과제에서는 STEP 개념이 적용된 물성 DB를 제작함으로써 바이오 산업에서의 STEP 적용 예를 제시한다. 구체적인 작업 과정은 다음과 같다. 첫째, 현재 제작되고 있는 인체모델의 기본 포맷을 범용 캐드 파일 포맷인 \*.igs 나 \*.stl 로 제작하여 어떠한 상용 해석 프로그램에서도 상호 Data 교환이 가능하도록 한다. 둘째, 대표적인 해석 사례를 정립한다. 충돌 해석용, 응력 분포 파악용, 근육 피로도 평가용, 상해(외상/내상) 측정용 등으로 나누어 연구 주제가 어느 분야인지를 파악할 수 있도록 한다. 셋째, 자신이 사용할 모델을 정립한다. 성인 남성/여성, 유아를 구분한다. 넷째, 각 해석 사례별로 필요한 입력값(물성값)과 결과를 파악하기 위해 살펴야 할 결과값(Stress, strain 등)을 정리한다. 근육 피로도 평가 등의 경우에 있어 연구자는 의미 있는 결과를 보기 위해 어떤 변수값을 확인해야 할지 파악하지 못하는 경우가 대부분이다. 이런 경우 Input, Output 에 따른 결과를 정량적으로 파악할 수 있게 정립함으로써 연구자가 신뢰성 있는 결론을 얻도록 유도한다. 물성 DB는 위와 같은 과정을 체계적으로 따르도록 작성하여 어느 단계에서도 즉각적인 자료 수집이 가능하도록 한다. 또한 1세부의 Human Model Viewer 프로그램과도 연계를 확대하여 더욱 편리한 사용자 인터페이스를 구축한다.

4차년도 과정에서는 Membrane에 대한 추가 연구를 시행한다. 생물학 개념에 있어 Membrane(박막)은 세포 조직을 감싸거나 조직을 분할하는 매우 얇은 막으로 정의된다. 많은 가정 하에 생체박막(Biomembrane)은 기계공학에서 일컫는 굽힘 강성이 없는 얇은 박막과 비슷하다고 간주될 수 있다. 그런 이유로 종종 연속체 수준에서 판재(Plate and Shell)기초로 한 수식으로 모델링 된다. 그러나 많은 분야에 있어 인체의 Membrane은 기계적 Membrane과 다른 특성을 보인다. 대표적인 것으로 식도 및 판막의 경우 기관 작용 시 대변형을 보이면서도 원상태로 복귀되는데 이것은 기계적 Membrane에서는 볼 수 없는 특징이다. 또한 인체에는 매우 많은 종류의 Biomembrane을 가지고 있으므로 이들의 역학적 특성을 이해하는 것은 인체를 사실적으로 묘사하는데 있어 매우 중요하다 하겠다. 그러므로 인체 물렁조직 물성 연구의 응용 부분으로서 생체박막(Biomembrane)에 대한 Continuum Level에서의 구성 방정식 제시에 대한 기초 연구를 실시한다. 기계적 Membrane의 탄성 변형 이론은 일반적인 판과 셸 (Plate and shell) 이론의 특별한 경우로 볼 수 있다. Green & Adkins 및 Libai & Simmonds 등의 연구자들은 이를 응용하여 얇은 고무나 생물학적 Membrane들의 유한 변형 문제를 다룬 Membrane 이론을 제시하며 부분적이나마 결과를 내고 있다. 본 연구에서는 AFM(Atomic force microscope) 및 Laser Tweezer를 사용한 Single cell mechanics를 통해 이들 구성 방정식에 대한 엄밀해를 제공함으로써 물렁조직에 대한 생역학적 이해를 높인다.



<그림 7. Single cell mechanics 의 기본 개념도>



제 6 장. 연구개발 과정에서 수집한 해외과학기술정보  
해당 사항 없음

## 특정연구개발사업 연구결과 활용계획서

사업명	중사업명	엔지니어링 핵심 공통기반 기술사업			
	세부사업명				
과제명		공학 해석용 정밀 인체 모델의 물성 평가 시스템 개발			
연구기관		아주대학교 공과대학	연구책임자	유 승 현	
총연구기간		2004 년. 10 월. 1 일. ~ 2004 년. 7 월. 30 일. (10 개월)			
총 연구비 (단위 : 천원)		정부출연금	민간부담금	합계	
		3,000	3,000	6,000	
기술분야					
참여기업					
공동연구기관					
위탁연구기관					
연구결과활용 (해당항목에(√) 표시)		1. 기업화 ( )	2. 기술이전( )	3. 후속연구추진( )	4. 타사업에 활용( )
		5. 선행 및 기초연구( )	6. 기타목적활용 (교육연구)( V )	7. 활용중단(미활용)( )	8. 기타( )
<p style="text-align: center;">특정연구개발사업 처리규정 제 31조(연구개발결과의 보고) 제 2항에 의거 연구결과 활용계획서를 제출합니다.</p> <p>첨부 : 1. 연구결과 활용계획서 1부. 2. 기술요약서 1부</p> <p style="text-align: right;">2004 년 7 월 30 일</p> <p style="text-align: right;">연구책임자 : 유 승 현 (인) 연구기관장 : 박 재 운 (직인)</p> <p>과학기술부장관 귀하</p>					

## [첨부1]

# 연구결과 활용계획서

### 1. 연구목표 및 내용

본 연구에서는 1~2차년도에서 물성 추출을 위해 사용되었던 RUS의 정확도를 높이기 위한 예비 실험을 실시하였음. 이와 더불어 지금까지 다양한 방법으로 시도되었던 단단 조직의 물성 추출에 관한 방법과 자료를 정리하여 DB Book을 출간하였음. 4차년도에서 진행될 물령 조직의 물성 추출을 위한 예비 연구를 시행하였으며 기 수집된 물령 조직의 물성을 정리하여 DB Book 에 포함하였음. 이렇게 수집된 자료를 바탕으로 비등방성, 비균질성이 묘사된 중이와 무륜 모델을 제작하였음.

### 2. 연구수행결과 현황(연구종료시점까지)

#### 가. 특허(실용신안) 등 자료목록

발명명칭	특허공고번호 출원(등록)번호	공고일자 출원(등록)일자	발명자 (출원인)	출원국	비고

#### 나. 프로그램 등록목록

프로그램 명칭	등록번호	등록일자	개발자	비고

#### 다. 노하우 내역

#### 라. 발생품 및 시작품 내역

#### 마. 논문게재 및 발표 실적

○ 논문게재 실적(필요시 별지사용)

학술지 명칭	제목	게재연월일	호	발행기관	국명	SCI계재 여부
Key Engineering Materials	Evaluation of human bones elastic properties by resonant ultrasound spectroscopy	2004년	273	Trans Tech Publications Inc.	Switzerland	○
Key Engineering Materials	Evaluation of human middle ear dynamic behavior after new ossicular replacement by finite element method	2004년	273	Trans Tech Publications Inc.	Switzerland	○
Key Engineering Materials	Nondestructive evaluation of the mechanical behaviors of the human femoral heads with osteonecrosis	2004년	273	Trans Tech Publications Inc.	Switzerland	○
Key Engineering Materials	Free vibration of a circular membrane with a circular crack	2004년	271	Trans Tech Publications Inc.	Switzerland	○
계 : 4 건						

○ 학술회의 발표 실적(필요시 별지사용)

학술회의 명칭	제목	게재연월일	호	발행기관	국명
11th APCNDT	Evaluation of human bones elastic properties by resonant ultrasound spectroscopy	2003년 11월		제주	대한민국
11th APCNDT	Evaluation of human middle ear dynamic behavior after new ossicular replacement by finite element method	2003년 11월		제주	대한민국
11th APCNDT	Nondestructive evaluation of the mechanical behaviors of the human femoral heads with osteonecrosis	2003년 11월		제주	대한민국
생체역학회 연구발표회	정밀인체모델의 개발 및 응용	2004년 7월		수원	대한민국
계 : 4 건					

### 3. 연구성과

※ 기술이전이나 기업화 완료(추진중 포함) 실적

### 4. 기술이전 및 연구결과 활용계획

가. 당해연도 활용계획(6하원칙에 따라 구체적으로 작성)

나. 활용방법

다. 차년도이후 활용계획(6하원칙에 따라 구체적으로 작성)

### 5. 기대효과

향후 활용에 따른 기술적, 사회·경제적 파급효과(정량적 및 정성적으로 전문가 입장에서 구체적으로 작성)

- 예상매출액(단위: 백만원), 수입대체효과((단위: 백만원), 수출증대효과(단위: 백만원), 원가절감(단위: 백만원,기존대비%), 에너지절감효과(단위: 백만원, 기존대비%), 생산성 향상(단위: 백만원,기존대비%) 인력양성 또는 고용창출 효과(단위:명), 투자유치실적((단위: 백만원), 인프라구축 효과 등

### 6. 문제점 및 건의사항(연구성과의 제고를 위한 제도·규정 및 연구관리 등의 개선 점을 기재)

[첨부2]

## 기술 요약서

■ 기술의 명칭

※기술이란? 과제 수행결과 확보된 신기술, 산업재산권, 기술적 노하우 등 개발된 성과중 수요자에게 공급할 수 있는 형태의 기술을 의미함

■ 기술을 도출한 과제현황

과제관리번호	M10139050001-01B0801-00120			
과제명	공학 해석용 정밀 인체 모델의 물성 평가 시스템 개발			
사업명	엔지니어링 핵심 공통기반 기술사업			
세부사업명				
연구기관	아주대학교 공과대학	기관유형	대학	
참여기관(기업)				
총연구기간	2003.10.1 ~ 2004.7.30			
총연구비	정부( 30,000 )천원    민간( 30,000 )천원    합계( 60,000 )천원			
연구책임자 1	성명	유 승 현	주민번호	550228-1052528
	근무기관 부서	아주대학교 기계공학부	E-mail	ryesung@ajou.ac.kr
	직위/직급	교수	전화번호	031-219-2345
연구책임자 2	성명		주민번호	
	근무기관 부서		E-mail	
	직위/직급		전화번호	
실무연락책임자	성명	문지훈	소속/부서	아주대학교 공과대학 기계공학부
	직위/직급	대학원생	E-mail	todoli9@ajou.ac.kr
	전화번호	031-219-2940	FAX	031-213-7108
	주소	( 443 - 749 ) 경기도 수원시 영통구 원천동 산 5번지 아주대학교		

## ■ 기술의 주요내용

### [기술의 개요]

본 연구의 내용은 앞으로 공학 및 의학적 목적으로 다양한 모델링을 수행할 수 있도록 디지털 인체 모델을 개발하는데 필요한 인체 부위의 물성을 제공하는 것이다.

인체 조직과 물성의 분류를 통해 연구할 내용과 범위를 결정한 후 기존 연구 결과의 검토와 추가적인 실험 및 모델링을 통해 데이터베이스를 구축하고 만들어지는 인체모델에 추가하였다.

### <기술적 특징>

- (1) BT와 IT 를 접목한 내용이다
- (2) 본 연구의 내용인 기반 기술로서 본 결과물인 인체모델을 이용하여 다양한 시뮬레이션을 수행 할 수 있다.
- (3) 예로서 본 연구에서 무릎 및 중이 모델을 사용하여 좋은 결과를 내었다.

### [용도·이용분야]

- (1) 본 모델에 제공되는 물성 데이터를 이용하여 기본데이터를 비교 검토할 수 있다.
- (2) 본 모델을 이용하여 가상수술 등의 인체 모델과 보다 현실적인 의학교육에 사용할 수 있다
- (3) 보행, 충돌, 운동 등 인체의 다양한 공학적 시뮬레이션을 가능하게 한다





■ 기술이전 조건

이전형태	<input type="checkbox"/> 유상 <input type="checkbox"/> 무상	최저기술료	천원
이전방식	<input type="checkbox"/> 소유권이전 <input type="checkbox"/> 협의결정	<input type="checkbox"/> 전용실시권 <input type="checkbox"/> 기타( )	<input type="checkbox"/> 통상실시권
이전 소요기간	년    개월	실용화예상시기	년도
기술이전시 선행요건			

\* 기술이전시 선행요건 : 기술이전을 위한 사전준비사항(필수 설비 및 장비, 전문가 확보 등)을 기술

\* 실용화예상시기 : 기술을 활용한 대표적인 제품이 최초로 생산이 시작되는 시기를 기재

■ 기술의 개발단계 및 수준

[기술의 완성도] (1개씩 선택(√로 표시)하여 주십시오)

	① 기초, 탐색연구단계 : 특정용도를 위해 필요한 신 지식을 얻거나 기술적 가능성을 탐색하는 단계
√	② 응용연구단계 : 기술적 가능성의 실증, 잠재적 실용화 가능성의 입증 등 실험실적 확인 단계
	③ 개발연구단계 : Prototype의 제작, Pilot Plant Test 등을 행하는 단계
	④ 기업화 준비단계 : 기업화에 필요한 양산화 기술 및 주변 기술까지도 확보하는 단계
	⑤ 상품화 완료단계

[기술의 수명주기] (1개씩 선택(√로 표시)하여 주십시오)

	① 기술개념 정립기 : 기술의 잠재적 가능성만 있는 단계
	② 기술실험기 : 기술개발에 성공했으나 아직 실용성, 경제성 등이 확실치 않은 단계
√	③ 기술적용 시작기: 최초의 기술개발국에서만 활용되고 있는 단계
	④ 기술적용 성장기: 기술개발국 및 일부 선진국에서 활용되고 있는 단계
	⑤ 기술적용 성숙기: 선진국사이에서 활발한 기술이전이 일어나며, 기술의 표준화가 되어가는 단계
	⑥ 기술적용 쇠퇴기: 선진국에서 개도국으로 기술이전이 활발하게 일어나고, 선진국에서는 기술의 가치가 저하되나, 개도국에서는 아직 시장의 가치가 높은 기술

■ 본 기술과 관련하여 추가로 확보되었거나 개발중인 기술

[ 기술개요 ]

기술명	
개발단계	<input type="checkbox"/> 연구개발 계획 <input type="checkbox"/> 연구개발 중 <input type="checkbox"/> 연구개발 완료
기술개요	

[ 기술을 도출한 과제현황]

과제관리번호	M10139050001-01B0801-00120			
과제명	공학 해석용 정밀 인체 모델의 정밀 물성 평가 시스템 개발			
사업명	엔지니어링 핵심 공통기반 기술사업			
세부사업명				
연구기관	아주대학교 공과대학	기관유형	대학	
참여기관(기업)				
총연구기간	2003.10.1 ~ 2004.7.30			
총연구비	합계 : ( 60 )백만원 - 정부 : ( 30 )백만원    민간 : ( 30 )백만원			
연구책임자	소속	아주대학교 공과대학	성명	유 승 현
	전화번호	031-219-2345	E-mail	ryseung@ajou.ac.kr
연구개발 주요내용				
<p>단단조직의 물성 추출 방법 비교 정리, 물렁조직의 물성 추출 방법 연구를 정리하여 DB          북으로 출간. 이를 바탕으로 중이 및 무릎 부위의 인체모델 제작. 또한 RUS 실험의 정확도를          높이기 위한 추가 실험 실시</p>				