

# 의료정보와 생체역학 정보의 융합 : 근골격계 질환 시술/수술 방법에 대한 e-Learning 패러다임 소개

• 전진홍(우리들 웰니스 이사)

## I. 서론

하드웨어와 소프트웨어를 아우르는 컴퓨터 정보통신의 기술발전은 현재 인터넷과 모바일 컴퓨팅을 기반으로 각계 각층의 서로 다른 분야를 융합시키고 있다. 경계선상에서 시작된 컨버전스의 트렌드는 각 산업분야를 거쳐 의료-헬스케어 분야에도 적용될 수 있음을 본 소고에서 간략하게 살펴보고자 한다.

## II. 본론

### 1. 제조업 기반 설계 기술 의료현장 적용

의료/헬스케어분야에서 진행되고 있는 IT컨버전스는 그동안 생리학적 응용분야에서 활발히 전개되어 왔다. 하지만 인간의 몸과 팔다리가 움직일 수 있는 기반은 수많은 뼈와 인대 근육간의 조합에 의해 이루어지기 때문에 센서기반 컴퓨터 정보처리만으로는 몸 내부의 역학(Mechanics)적 관계를 명확하게 이해하는데 어려움이 있다. 예를 들어 사람의 관절에 들어가는 임플란트 기구의 소재는 일반적인 재료와는 달리 다양한 임상적 차이를 반영해야하므로 대량생산보다 다품종 소량생산이 주가 되어 왔다. 또한 기존 공구 및 소재의 경우 대량생산 체제에 적합하도록 표준이 만들어져 온 것에 반해, 의료용 임플란트 기구 및 소재들은 환자 개개인의 특성 및 질환마다 다르게 적용되어야 한다. 이런 이유로 의료/헬스케어

분야에서는 대량 생산을 위한 표준화가 근본적으로 어려울 수 밖에 없다. 관절 및 뼈에 삽입되는 기구/소재를 사용해야 할 주체가 바로 의사들이기 때문에 동일한 환자 및 질환일지라도 임상경력과 능력에 따라 시술/수술의 예후가 다를 수 있다. 이렇게 통제되기 힘든 편차를 줄이기 위해 컴퓨터화 된 정보처리 모델을 이용하는 방안을 생각해 볼 수 있다. 이는 항공기 선박 차량 제조에 수십년간 사용되어 검증되어온 공업용 제품개발 프로세스(Model Based Development)를 의료/헬스케어의 분야 중 물리적 영역에 가까운 생체역학 분야에 적용해 볼 수 있다는 데에 의의가 있다. 비록 의료용 임플란트 제조가 CAD/CAM 시스템에 의해 개발되고 있으나 그것은 어디까지나 제품개발 측면을 대변하는 것이고 임상 적용을 담당할 의사들에게는 임플란트 기구에 대한 기구/재료적 정보에 국한될 뿐 환자의 디지털 영상의학 정보와는 통합되어 사용되지 못하고 있다. 가장 어려운 일은 환자의 의료 영상정보는 단지 시각적 진단을 위한 보조 장치로서 이용되고 있다는 점이다. 컴퓨터 영상유도 기법으로 시술/수술을 수행하기도 하지만 이것 역시 시각적 관찰을 통한 보조 수단에 국한된다[1].

직접 수술을 통해 몸 내부까지 의사의 손이 들어간다 하더라도 임플란트 삽입 후의 예후를 예측한다는 것은 여전히 어려운 문제로 남아있다. 이러한 문제를 해결하기 위해서는 의사의 경험, 즉 임상경험을 객관화 하고 축적할 수 있는 도구가 필요하다. 현재 중/대형급 병원에서 컴퓨터화 된 X-ray나 인체내부 3차원 단층 촬영장치, 적외선 센서를 이용한 모션

캡처 시스템이 나비접촉식 해부학적 파라미터 추출 장비 등이 활발히 도입되어 사용되고 있다[2], [3]. 이는 의사들의 의사결정 전 과정을 컴퓨터상에서 측정하여 데이터베이스화 할 수 있다는 가능성을 보여주고 있다. 하지만 대부분의 의료장비 회사들은 자사가 제조 공급하는 기기에 대해 매우 폐쇄적으로 운영하기에 내부 데이터를 외부기와 확장 연결하는 데에는 여러가지 풀어야 할 숙제가 많다.

## 2. 의료 e-Learning 콘텐츠의 필요성

임플란트 제조사가 개발한 인체삽입 기구들의 3차원 설계 데이터와 의사들이 사용하는 임상 데이터를 3D 엔지니어링 시뮬레이션 소프트웨어를 통해 불러들여서 동시 설계를 가능하게 할 수 있다. 동시에 의사는 근골격계 시술/수술 후 생체역학적 분석을 미리 해볼 수 있으며 환자에게는 시술/수술의 횟수가 줄어들 수 있다는 잇점이 있다. 그러나 임플란트 제조사가 자사의 제품판매를 위해 디지털 임플란트 정보(기하학적 모델 및 물성치 정보)를 담당의사들에게 내놓을 수 있지만 그러한 디지털 엔지니어링 정보를 컴퓨터상에서 구현해 볼 수 있는 3D 엔지니어링 솔루션은 현실적으로 의사들이 사용하기 힘들다. 그러므로 의사들의 임상적 지식을 바탕으로 3D 엔지니어링 솔루션을 가상환경에서 직관적으로 사용할 수 있도록 만드는 중간적 도구 혹은 프로세스를 e-Learning 콘텐츠 형태로 제공한다는 방안은 의료기술 발전을 위한 혁신적 구상이 될 수 있다. 예를 들면 임플란트 기구별, 환자 특성별 임상 프로세스를 정립하여 콘텐츠화 함으로써 시술/수술 후 예후를 사전에 예측해 볼 수 있다. 시술/수술경험이 많은 의료진의 경우 임플란트 기구에 대한 사용 결과를 의료영상장치의 진단을 통해 Pre-operation 과정에 대한 직관적 이해를 돕는 정도로만 사용되어왔으나 환자의 3D 의료영상정보를 컴퓨터 근골격 모델로 변환하고 임플란트 기구 또한 디지털화 함으로써 가상의 시술/수술을 구현해 볼 수 있다. 이렇게 임플란트 기구의 물성치 정보와 인간의 근골격계 정보를 컴퓨터 모델로 구현함으로써 의료진은 본인의 임상경험을 바탕으로 시술/수술후 예후에 대한 평가를 다양한 방법으로 다뤄 볼 수 있는 장점이 있다.

## 3. 근골격계에 대한 컴퓨터 모델

### : e-Learning 콘텐츠를 구성하는 핵심

사람의 근골격계는 나이/인종/성별에 관계없이 계통학적으로는 동일하나 개인마다 크기와 형태의 차이가 미세하나마 분명히 존재한다. 척추 및 무릎등의 뼈 에 대한 임플란트 적용 분석 방법은 나이/인종/성별마다 임플란트 기구물의 설계가 달라질 수 밖에 없다. 일반 공업용 제품과 같이 동일 표준마다 대량 생산할 수 없는 의료용 임플란트 적용은 이와 같이 다양한 콘텐츠를 통해 개별 환자마다 맞춤형으로 제공될 수 있을 것이다. 또한 이러한 콘텐츠를 통해 얻어지는 컴퓨터정보처리 결과는 수술 방법 및 다양한 외부 환경에 대한 평가를 객관화 하고 정량화를 가능하게 함으로써 도제식 교육에 의존하는 전통적 의료교육 방법의 변화 가능성을 보여줄 수 있게 된다. 이를 통해 의사마다 다른 의료서비스의 질을 일정하게 할 수 있다.

### 3.1 컴퓨터화된 근골격계 모델의 예 : 척추 근골격계

척추 모델은 개인마다 해부학적 형태는 동일하나 크기가 조금씩 다르다. 뿐만 아니라 개인의 건강상태에 따라 연골 조직 및 인대, 근육량의 차이가 발생하기 때문에 척추에 작용하는 생체역학적 결과는 유사한 인체형상을 가지고 있는 개개 인일지라도 모두 다를 수 밖에 없다. 즉 일반 공업용 제품처럼 단계별로 정형화된 형태의 컴퓨터 설계모델과는 다른 개념으로써 개별화된 척추 모델을 구성하고 개발해야 한다. 이를 통해 얻어지는 결과는 다양한 근골격 파라미터에 따라 생체역학적 정보가 달라진다는 것을 의사들이 직접 보고 배울 수 있다. 또한 사용결과 및 피드백을 데이터베이스화 함으로써 재사용이 가능하게 되어 시간이 흐를수록 컴퓨터 모델 검증이 이뤄지고 개별 모델에 대한 비교 검토가 수월하게 될 수 있다. 결국 의사들이 외과적 시술/수술 전, 후의 생체역학적 평가를 사전에 예측 가능케 할 수 있을 뿐만 아니라 환경변화 파라미터에 따른 (체지방 변화 및 작업환경) 평가가 가능하게 되어 e-Learning 콘텐츠를 구성하는 데에 효과적으로 사용될 수 있다.

현재 의대 및 의료현장에서 척추에 대한 교육용 콘텐츠는 기존의 전통적인 해부학 및 생리학적 콘텐츠를 컴퓨터 텍스트로서 변경시킨 것이 대부분이다. 하지만 개인마다 차이가 있는 척추 움직임에 대한 내부 프로세스, 즉 생체역학적 결과

를 이해 할 수 있어야 척추 질환에 대한 올바른 분석이 가능한 실정이다. 결국에는 인공위성을 발사하고 극미세 현상을 다루는 나노과학을 다루는 시대임에도 불구하고 근골격 계통은 의사들의 경험에 의한 지식을 바탕으로 시술/수술이 이루어지고 있어 이를 보다 체계적으로 객관화 할 수 있는 레퍼런스가 필요하다고 할 수 있다. 전통적인 의료교육을 모두 이수하고 임상경험이 풍부한 의사들의 경험은 순전히 개인의 것이지만 컴퓨터화 된 시스템으로 구축된 디지털 인체모델 콘텐츠는 많은 의사들의 임상경험이 객관화되어 시간이 지날수록 고급 콘텐츠가 될 수 있는 장점이 있다.

#### 4. 의대 저학년용/Introduction으로서의 2차원 척추 모델 개념 예시

##### 4.1 경추(cervical), 흉추, 요추 모델

X-ray 등 실제 환자의 영상의학 데이터를 바탕으로 해부학적 조건이 유사한 간략화 된 경추 모델을 구현할 수 있다. 2D로 구현된 간략화된 인체모델은 부분별 해석이 가능하다. 또한 인체 파라미터 변경에 따른 인접부위 모델의 변화추이를 예측할 수 있다. 예를 들어 인체분절의 움직임에 따른 관성값 변화는 하중분포를 통해 골격시스템의 변위를 변화시킨다.



그림 1. 해부학적 요소가 간략하게 표현된 경추 컴퓨터 모델

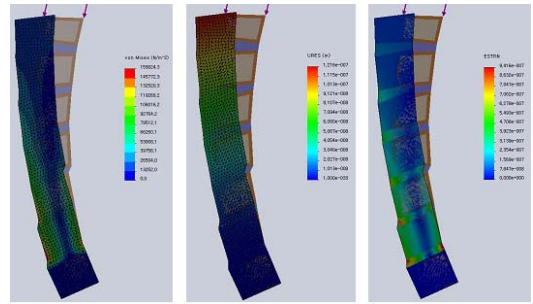


그림 2. 일반 엔지니어링 설계/해석S/W를 이용한 하중 분포, 움직임, 변위 특성 결과 예

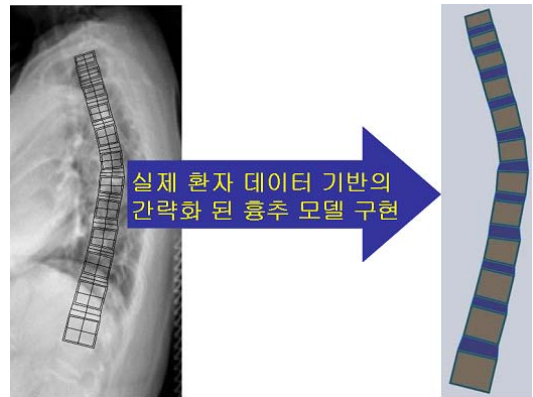


그림 3. 해부학적 요소가 간략하게 표현된 흉추 컴퓨터 모델

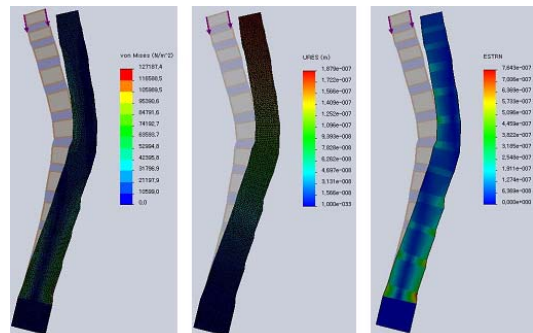


그림 4. 흉추의 움직임을 시뮬레이션한 하중 분포, 움직임, 변위 특성 결과

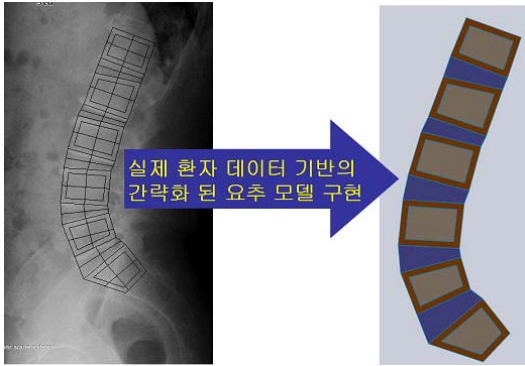


그림 5. 해부학적 요소가 간략하게 표현된 요추 컴퓨터 모델

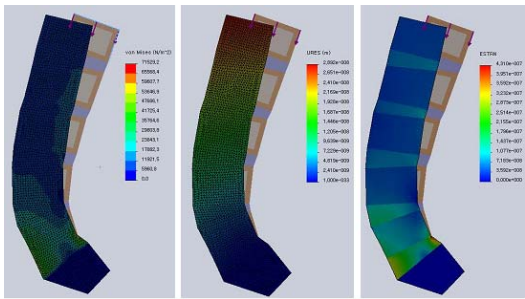


그림 6. 요추의 움직임 시 하중 분포, 움직임, 변위 특성 결과

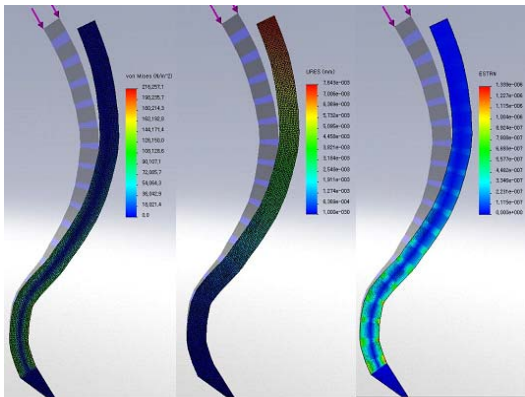


그림 7. 요추와 흉추가 결합된 컴퓨터 모델: 요추, 흉추의 움직임 시 하중 분포, 변위

### 5. 환자 모델 개념 예시

일단 다양한 Human factor를 가진 건강한 사람들의 척추 모델을 구성하여 근골격 파라미터 변화에 따른 민감도 해석을 수행할 수 있다. 그에 따른 결과는 데이터마이닝 기법이나 다양한 데이터 분석 기법을 통해 환자들의 생체역학적 특성을 건강한 사람들의 생체역학적 특성과 비교분석을 수행할 수 있다. 이를 바탕으로 다양한 척추 질환 케이스를 다양한 Human factor에 따라 질환별 특성을 가지는 컴퓨터 모델로 구현할 수 있다. 이렇게 구축된 2차원 척추 모델은 3차원 척추 모델에 비해 파라미터 변경에 따른 복잡도가 훨씬 떨어지므로 결과에 대한 예측이 보다 분명하게 나타날 수 있다[4]. 그러므로 이를 기반으로 다양한 임플란트 모델을 시술하였을 때 환자에게 나타날 결과를 쉽게 분석이 가능하다.

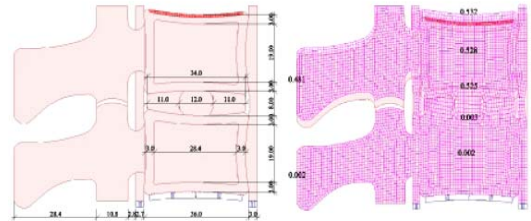


그림 8. 후방돌기 및 해부학적 요소가 표현된 척추 모델의 예



그림 9. 다양한 시술 방법의 예

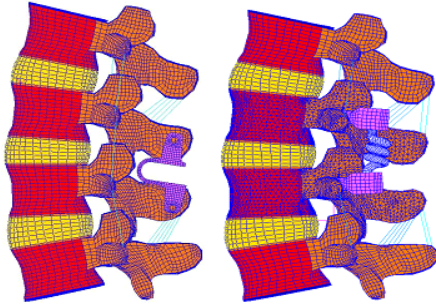
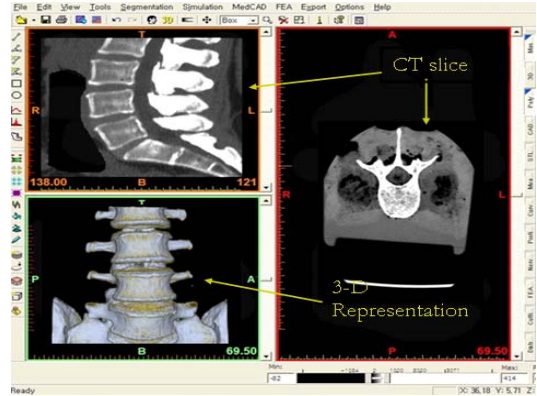


그림 10. 다양한 시술이 구현된 컴퓨터 모델



### 6. 3차원 척추 모델 : 의대 고급학년/ 전문 임상과의 실제 시술/수술용

2차원 척추모델은 척추의 생체역학적 특성을 매우 단순화 시킴으로써 해부학적 임상적 경험이 부족한 의대 저학년 및 컴퓨터 모델 교육콘텐츠의 입문용으로서 적합하다고 할 수 있다. 실제모델을 반영하는 3D 척추모델은 외곽선을 바탕으로 추체의 솔리드 모델을 구현해야 하는데 이는 척추모델 구현 작업량의 대부분을 차지한다[5]. 즉 CT data에서 요추 외곽선을 추출하는 과정이 필요하며 이를 통해 3D geometrical modeling을 가능케 한다. 디스크와 인대의 구현을 기하학적 모양으로만 만드는 것이 아니라 공학적 물성치의 관계를 미분방정식으로 구현한 컴퓨터 프로그래밍 코드로 구성되어 있다. 척추 단분절 모델 뼈, 디스크 및 인대 특성 값 섬유률에 대한 탄성계수는 공학계산용 서브루틴에 의해 계산될 수 있다. 이는 기존 연구문헌들에서 참고하고 평균값을 취함으로써 결과를 신속하게 얻어낼 수 있다. 인대의 비선형 특성은 개별 인대마다 구하기가 힘들므로 다양한 물질 특성들의 결합값으로 대체 될 수 있음이 실험연구를 통해 보여지고 있다[6]. 실제 사람의 척추체를 3D 컴퓨터 모델로 구현함으로써 개별 척추 및 인체의 특성치 파라미터의 변화에 대한 결과를 사체실험이나 인체실험을 수행하지 않고도 컴퓨터상에서 예측할 수 있게 된다. 이는 다양한 질환 별 척추체 형상을 구현할 수 있는 의료 콘텐츠 개발의 가능성을 보여주고 있는 것이다[7], [8], [9], [10], [11], [12].

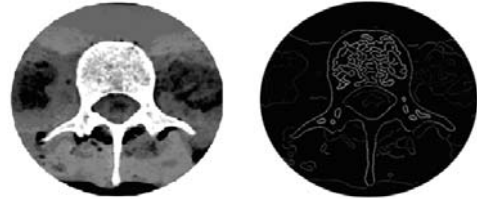


그림 11. CT data에서 요추 외곽선 추출 과정: 3D geometrical modeling

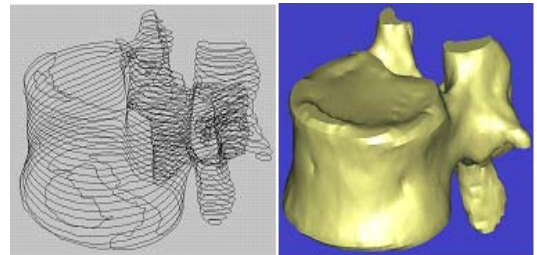


그림 12. 외곽선 바탕으로 추체 솔리드 모델 구현

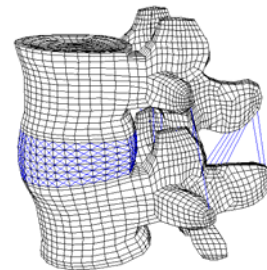


그림 13. 디스크와 인대 구현 단분절 컴퓨터 모델



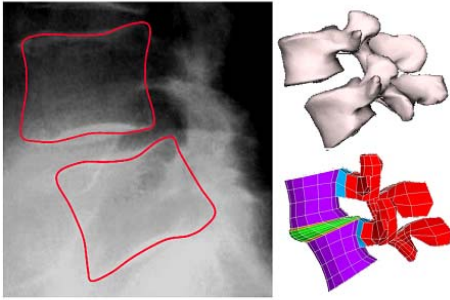


그림 14. 척추 전방 전위증이 구해진 컴퓨터 모델

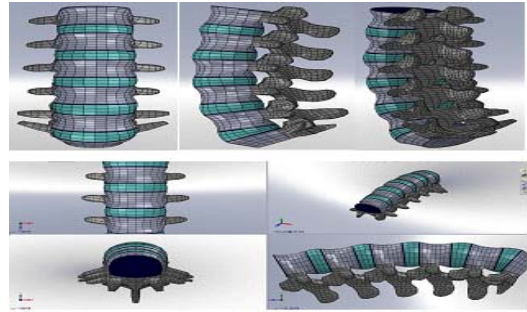


그림 15. 3D 요추 컴퓨터 모델

표 1. 컴퓨터 모델에 적용되는 각 요소의 물성치

Bony Structures	Young's modulus E (MPa)		Poisson's ratio	Reference
Cortical bone	12,000		0.3	
Cancellous bone	100		0.2	9. Shirazi et al,(1984)
Posterior element	3,500		0.25	
End plate	25		0.25	12. Sharma et al,(1995)
Annulus ground	4.2		0.45	
Nucleus pulposus	1.0		0.499 (incompressible)	10&11. Goel et al,(1995)
Annulus fibers	Young's modulus E (MPa)		Cross-sectional Area (mm <sup>2</sup> )	Reference
Layer 1/2	550		0.50	
Layer 3/4	495		0.39	9. Combined from Shirazi et al,(1984)
Layer 5/6	413		0.31	
Layer 7/8	358		0.24	
Ligaments	Young's modulus E (MPa)		Cross-sectional Area (mm <sup>2</sup> )	Reference
ALL	7.8 (<12%)	20 (>12%)	63.7	
PLL	10 (<11%)	20 (>11%)	20	
LF	15 (<6.2%)	19 (>6.2%)	40	
CL	7.5 (<25%)	33 (>25%)	30	10&11. Adapted from Goel et al,(1995)
ITL	10 (<18%)	59 (>18%)	1.8	
ISL	10 (<14%)	12 (>14%)	40	
SSL	8 (<20%)	15 (>20%)	30	

ALL = anterior longitudinal ligament, PLL = posterior longitudinal ligament, LF=ligament flavum, CL= capsule ligament, ITL=intertansverse ligament, ISL=interspinous ligament, SSL=superspinous ligament.

2D 버전을 통해 충분히 연습된 임상인들의 의료 e-Learning 콘텐츠는 실제 시술/수술 케이스를 적용할 수 있는 3D 모델에 대한 의사들의 사용이력을 컴퓨터 정보처리를 통해 데이터베이스화 할 수 있게 된다. 이는 임상 데이터, 예를 들면 해당 환자의 X-ray 사진을 가지고 3D 모델을 구성하던지 혹은 가장 유사한 기존 3D 척추모델로 구성할 수 있다. 의사가 시술하고자 하는 임플란트 기구를 사용해서 Geometry check 및 가상 힘을 부여할 수 있고 임플란트 및 뼈에 걸리는 힘이 Safety 영역안에 들어가는 지를 컴퓨터 모사 실험을 통해 알아낼 수 있다[13], [14]. 여러 의사들의 3D 컴퓨터 모델에 대한 사용 내역과 실제로 시술/수술 결과에 대한 피드백이 가능하도록 소프트웨어적으로 구성함으로써 이후에 의료e-Learning 콘텐츠를 사용하는 의사들은 선배 의사들이 경험한 다양한 상황에 대한 Know-How를 의료 e-Learning 콘텐츠를 통해 얻을 수 있게 된다. 이는 컴퓨터화된 인체모델이 단순히 임플란트 적용에 대한 Pre-operative evaluation 도구로만 사용되거나 선임 의사들이 후배의사들을 교육하는 것만으로 끝나는 것이 아니다. 즉 환자별 임상데이터를 근거로 해서 성별 나이별 체형별로 세분화 시키는 근골격계 데이터베이스를 구축할 수 있다는 데에 의의가 있다.

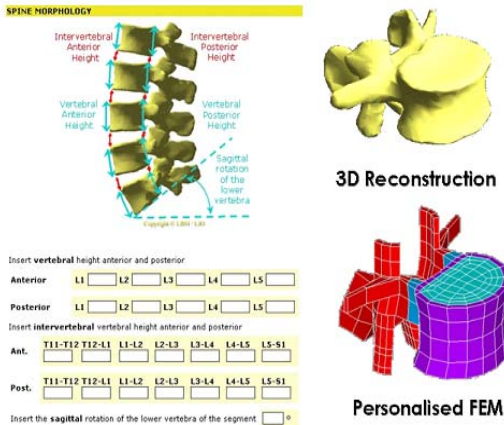


그림 16. 임상 데이터를 근거로 성별 나이별 체형별 요추, 흉추, 경추, 엉덩이뼈 구성 (그림에는 요추모델만 제공)

## 7. 임플란트 모델

근골격계에 삽입되는 임플란트류는 개인마다 조금씩 다른 해부학적 차이 때문에 미리 제조사에서 대량으로 만들어 재고를 쌓아놓기 보다는 컴퓨터 모델을 통해 환자에게 가장 적합하게 설계됨으로써 Personalized된 임플란트 모델을 구성할 수 있게 된다. 이를 통해 재시술/재수술의 빈도수를 낮출 수 있다는 잇점이 있고 이는 곧 과도한 의료비 지출의 경감에 도움이 될 수 있다. 임플란트의 파라미터(종류, 직경, 각도, 길이 등)별로 분석을 가능케 하는 것은 컴퓨터 해석 모델만의 장점이라고 할 수 있다. 현재까지 임플란트 제품에 대한 엔지니어링 분석을 제조사가 담당하고 있으나 분석 및 설계 과정을 의사에게 넘겨줌으로써 제조사는 보다 원가절감 및 고비용의 재고부담을 덜어낼 수 있다. 다양한 시술별 분석이 가능한 컴퓨터 모델 구현이 가능하도록 하는 일은 임플란트 제조사가 담당하고 새로운 시술법에 대한 직접적 적용에 대한 아이디어는 의료진들로부터 얻을 수 있다. 이는 의사와 제조사가 갑을의 관계로 종속되어 있는 현상화를 지양시켜 의료기술과 엔지니어링이 결합되어 상승효과를 얻을 수 있다고 판단된다. 즉 다양한 임플란트 모델을 개발함으로써 이에 대한 기술료 및 라이선스 수입을 얻을 수 있어 의료재단이나 임플란트 제조사가 서로 윈윈 할 수 있다. 환자는 보다 저렴한 의료서비스와 함께 High QoL(Quality of Life)을 영위할 수 있다.



그림 17. 완성된 척추경(pedicle screw system) 컴퓨터 모델

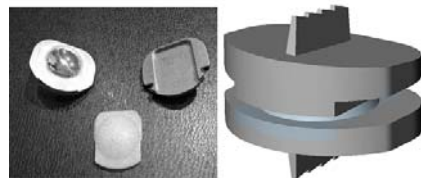


그림 18. 인공디스크 제품과 완성된 컴퓨터 모델



그림 19. 다양하게 적용 가능한 임플란트 시스템의 선택 메뉴 예

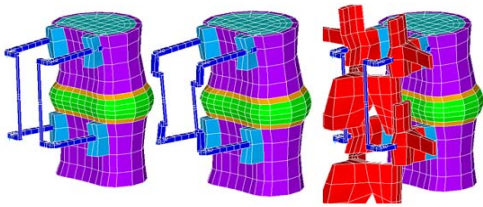


그림 20. 임플란트 파라미터별 분석이 가능한 컴퓨터 모델

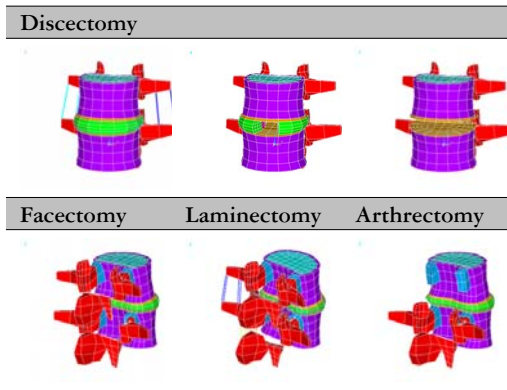


그림 21. 다양한 시술이 적용된 컴퓨터 모델

### III. 결론

임상, 해부학적 관점에서만 교육 콘텐츠를 구성하던 기존의 개념에서 근골격계 술기 관련 내용을 엔지니어링소프트웨어와의 결합을 통해 정량화, 객관화 할 수 있다. 이는 의대 지학년 위주의 기초 의료교육뿐만 아니라 임상전문의의 시술/수술에 직접 적용 가능한 Pre-operative surgical planning의 범위까지 아우를 수 있다. 척추 근골격계를 예를 들었으며 척추 임플란트 기구를 사용할 의료진들이 미리 환자의 의료 데이터를 3D환경으로 전환하여 Geometry check도 해보고 가상 힘 테스트를 수행해 봄으로써 실제 시술 후의 영향을 미리 평가할 수 있도록 e-Learning 콘텐츠를 엔지니어링 소프트웨어와 결합시키는 것이다. 이러한 의료기술기반 엔지니어링 연구 개발 내용을 수행하기 위해서는 척추 임플란트 기구를 설계하고 3D visualization과 가상 힘 테스트를 할 수 있는 고 사양 컴퓨터 및 부품 소재를 시뮬레이션 할 수 있는 소프트웨어가 필요하다. 이러한 시뮬레이션 도구는 이미 상용화되어있는 패키지 형태의 소프트웨어 솔루션을 차용할 수 있고 그러한 소프트웨어 솔루션은 항공 조선 자동차 설계해석분야에서 이미 오랫동안 검증되어 왔다. 그러므로 의료현장의 다양한 임상 데이터를 3D 시뮬레이션 환경으로 전환하여 다양한 임플란트 기구들과 매칭 시켜보기 위해서는 생체역학적인 실험과 의사들의 개인적 시술/수술 경험을 어떻게 효과적으로 컴퓨터 정보화 할 수 있는가가 관건이다. 질환에 대해 다양한 임플란트 시술 결과를 볼 수 있는 Viewer 콘텐츠는 동일한 의료진 내에서도 서로다른 전공분야로 인해 의사전달이 잘 이뤄질 수 없었던 폐해를 보다 원활한 전공지식 교류를 이룩해 낼 수 있는 훌륭한 디지털 도구가 될 수 있다. 예를 들어 Assembly stiffness, Rods stress, Screw stress와 같은 시술 후 발생하는 다양한 문제에 대하여 유사분야 의료진들 뿐만 아니라 임플란트 제조업 및 관련 헬스케어 기업들의 기술개발 동기를 제공할 수 있고 생체정보 및 물리적 개념의 생체역학적 수치정보는 향후 도래하는 모바일 유비쿼터스 헬스케어 시스템에서 매우 중요한 자리를 차지하여 새로운 비즈니스를 창출해 낼 수 있는 기반이 될 수 있다고 예측된다.



## 참고문헌

- [1] C L Hoad and A L Martel 2002 Phys. Med. Biol. 47: No 19 Segmentation of MR images for computer-assisted surgery of the lumbar spine
- [2] Post, R. B.; Leferink, V. J. M.: Spinal mobility: sagittal range of motion measured with the SpinalMouse, a new non-invasive device, Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery, 124(3), 2004, pp.187-192.
- [3] Shokoufandeh, A.; Starly, B.; Sun, W.; Fang, Z.; Regli, W.: Three-Dimensional Reconstruction for Medical-CAD Modeling, Computer-Aided Design & Applications, 2, 2005, pp.431-438.)
- [4] Li, H.; Leow, W. K.; Huang, C.-H.; Howe, T. S.: Modeling and Measurement of 3D Deformation of Scoliotic Spine Using 2D X-ray Images, Computer Analysis of Images and Patterns, 57 (2), 2009, pp.647-654.
- [5] Boisvert, J.; Cheriet, F.; Penneec, X.; Labelle, H.; Ayache, N.: Articulated Spine Models for 3-D Reconstruction From Partial Radiographic Data, IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 55(11), 2008, pp.2565-2574.
- [6] Panjabi, M. M.; Oxland, T.; Takata, K.; Goel, V.; Duranceau, J.; Krag, M.: Articular facets of the spine: Quantitative three-dimensional anatomy, Spine, 18, 1993, pp.1298-1310.)
- [7] Stokes, I. A.: Three-Dimensional Terminology of Spinal Deformity, Spine, 19(2), 1994, pp.236-248.
- [8] Lin, H.: Identification of Spinal Deformity Classification With Total Curvature Analysis and Artificial Neural Network, IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 55(1), 2008, pp.376-382.)
- [9] Shirazi-Adl, On the fibre composite material models of disc annulus comparison of predicted stresses, Journal of Biomechanics, Vol 22, Issue 4, 1989, pp.357-365)
- [10] Goel, V. K., Monroe, B. T., Gilbertson, L. G., Brickmann, P., 1995a., Interlaminar shear stresses and laminae separation in a disc. Finite element analysis of the L3-L4 motion segment subjected to axial compressive loads. Spine 20, pp.689-698
- [11] Goel, V. K., Ramirez, S.A., Kong, W., Gilbertson, L. G., 1995b. Cancellous bone Young's modulus variation within the vertebral body of a ligamentous lumbar spine-application of bone adaptive remodeling concepts. Journal of Biomechanical Engineering 117, pp.266-271
- [12] Sharma et al., 1995, Spine 20:887-900. [5] Chazal et al, 1985, J Biomech, 18 : pp.167-176.)
- [13] Boos, N.; Aebi, M.: Spinal Disorders, Fundamentals of Diagnosis and Treatment, ISBN 978-3-540-40511-5, Springer-Verlag Berlin Heidelberg New York, 2008.
- [14] Petit, Y.; Aubin, C.; Labelle, H.: Three-dimensional Imaging for the Surgical Treatment of Idiopathic Scoliosis in Adolescents, Canadian Journal of Surgery, 45(6), 2002, pp.453-458.)

### 저자소개



전 진 흥(Jeanhong Jeon)

2008 5: 미국  
미네소타주립대학교  
키네시올로지  
(신경역학 전공)  
이학박사  
1995 2: 항공대학교  
항공공학과 공학석사  
1993 2: 항공대학교 항공우주  
기계공학부 공학사  
현 재: 우리들웰니스 이사