메디털 트윈의 기초와 인체 적용 연구

윤석일
한밭대학교 산학협력단
e-mail : mecha722@hanbat.ac.kr

Fundamental and application research on human body of medical twins

Seok-Il Yoon
Hanbat National University

요 약

본 연구는 메디컬트윈의 기초 연구와 인체 적용 응용 분야에 대한 사례 연구결과이다. 최근 바이오메디컬용 디지털 트윈 기술에 대한 수요 증가에 따라 한국인 특화된 신체 장기 모델에 심층 연구가 주목을 받고 있다. 한국은 디지털전환 시대에 맞추어 향후 2026년까지 의료 예측 기술 개발과 한국인에 특화된 신체·장기 디지털 트윈을 구성하여 디지털 공간서 치료를 가능하게 하는 플랫폼 시스템을 구축할 계획이다. 4차산업 핵심기술인 메타버스형 디지털트윈기술로 의료용 진단과 수술에 메디컬 트윈을 구축하여, 수술 시뮬레이션, 원격 진료 서비스를 현실화할 필요가 있다. 따라서, 본 연구에서는 한국형 의료용 디지털 트윈으로 외과수술용 가상 인체 모델 개발을 추진하였다. 모델의 정확성과 인체와의 정합성을 높이기 위한 3가지 핵심 연구가 진행되었다. 첫 번째로 X-Ray 데이터나 MRI 디콤 데이타를 디지털 공간상의 3차원 형태의 모델링으로 구성하는 매디컬트윈 핵심 기술 개발을 추진하였으며, 의료현장에서 인체의 메디컬 트윈 모델을 활용한 수술 시뮬레이션을 구현하는 기술을 중점 연구하였다. 마지막으로 메디컬트윈과 인체재료와의 정합성을 위해 재료 조성, 기계 역학적 측면에서 인체 뼈와 같은 초탄성 재료의 비선형 구성 방정식을 메디컬트윈에 적용할 수 있고, 가상수술 시뮬레이터에 활용 할 수 있는 사용자 서브루틴 재료 라이브러리를 개발하였다. 이 사용자 서브루틴의 적용성 시험과 실제 메디컬트윈 모델에 적용하는 실험을 수행하였다. 구체적으로는 척추 디스크 환자에 적용되는 강체 고정방식의 페디컬 스크루 방식의 메디컬 트윈 모델 개발과 수술 후 환자의 실 생활에서 발생되는 하중 조건에서의 인체 뼈와 디스크, 인체 장기에서의 손상 여부를 실험하였다. 수술 시뮬레이터는 인체 척추 메디컬트윈을 기반으로 다양한 수술 시뮬레이션을 가능케하는 시뮬레이터를 개발 시도하였으며, 비선형 상용 유한요소해석 프로그램을 기반으로 사용자 환경을 구성하도록 하여 향후 가상수술 시뮬레이터로서 대학과 병원 그리고 기업에서도 활용할 수 있도록 보완할 예정이다.

1. 서론

본 연구는 최근 바이오메디컬용 디지털트윈기술에 대한 수요 증가에 따라 한국인 특화된 신체 장기 모델에 심층 연구를 기반으로 한국인 메디컬 트윈모델을 개발 하고저 하는 수요에서 출발하였다. 대한민국은 디지털전환시대에 맞추어 2022년 4월 보건복지부가 2026년까지 의료 예측 기술 개발과 한국인에 특화된 신체·장기 트윈을 빌드하여 디지털 공간서 치료를 가능하게 하는 시뮬레이션 시스템을 구축하는 것으로 발표되었다.

[그림 1]. 메디컬트윈의 한국형 모델 구축[1,게티이미지뱅크]

메디컬 트윈 시장은 2021년 61.5억달러에서 2026년 482억달러로 성장하여, 성장률 784%의 성장형 시장의 대표적인 고부가가치 시장이다.

[그림 2]. 디지털트윈 시장의 전망과 분야별 시장 규모 분석 출처 [TECHNAVIO 2019]

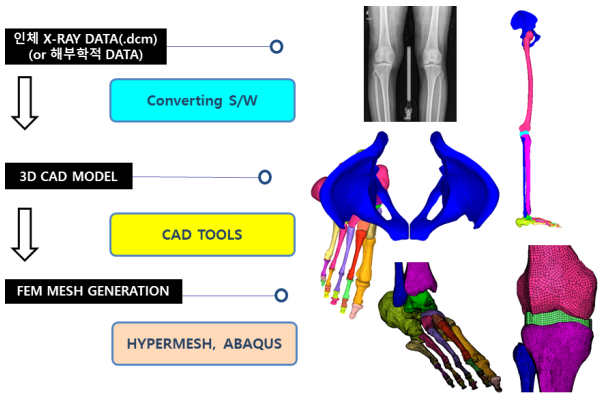
구체적인 시장예측 규모는 헬스케어 분야인 메디컬 트윈의 시장 점유율은 21.13%로 100억달러 규모이다. 국내 연구개발은 정부주도의 메디컬 트윈 기술 확보를 추진하며, 실제와 똑같은 디지털 트윈 기술을 의료에 활용하는 것으로, 메타버스 시대 에 새로운 의료 패러다임 대비에 나선다. 2026년까지 5년간 총 135억원을 투입, 한국인 다빈도 질환에 특화된 메디컬 트윈 기반 의료 예측 기술 개발을 추진 예정이다. 의료 영상, 전자의무기록(EMR), 생체신호 등 실사용 데이터를 기반으로 한국인에게 특화된 신체·장기 메디

컬 트윈을 생성하고, 최적의 수술 방법 결정과 예후 예측등을 위한 시뮬레이션 기술을 개발해 인허가를 획득할 계획이다. 메디컬 트윈이 상용화하면 개인 건강 데이터를 기반으로 디지털 공간에 가상 환자를 만들어 치료 효과를 예측하고 최적의 약물 처방을 파악하는 일이 가능해진다. 또 신약후보 물질 발굴 과정에서 유효성과 안전성을 시뮬레이션해서 임상시험 기간을 단축하고 부작용을 최소화할 수 있다. 외과 분야에서는 실제 장기를 디지털 트윈으로 구현, 수술 시뮬레이션에 활용할 수 있다. 대형병원이 환자의 동선을 최적 배치하는 데에도 응용할 수 있다.

해외의 경우 다쏘시스템이 움직이는 심장을 디지털 환경에서 모델링한 리빙 하트 프로젝트를 추진했고 필립스가 '디지털 환자'를 구현해 효과적인 치료법을 파악하거나 GE헬스케어는 가상 병원을 구현해 환자 대기시간을 줄이고 사전에 문제를 해결하는 임상 커맨드센터를 구축했다.

2. 연구 목표 및 연구 방법론

2.1 연구 목표



[그림 3]. 메디컬 트윈 구축 방법론 [2]

4차산업의 핵심기술인 메타버스형 DigitalTwin 기술로 의료용 진단/수술에 메디컬 트윈(Medical Twin) 모델을 구축하여 시술 시뮬레이션, 원격 진료와 특히 한국형 의료용 디지털 트윈으로 외과수술 (Surgical operation)용 가상 인체 모델구축으로 수술의 정확성과 환자의 안전성을 높이도록 하며 세부적인 3대 연구 목표는 하기와 같다.

① 인체의 모형 Data를 3차원형태의 모델링로 구성하는 메디컬 트윈(쌍둥이 디지털 모델링 구성) 기술 확보
② 해당 프로그램으로 의료현장에서 환자별 3D 모델로 수술 시뮬레이션-가상시뮬레이션 수행 기술 개발
③ Big Data화를 통해 연령, 성별, 국가 표준데이터로 발전 활용하는 기반 데이터 연구

2.2 연구의 차별화

바이오메디컬용 디지털트윈기술에 대한 미래 수요에 따라 한국인의 특화 신체 장기 모델에 대한 메디컬 트윈을 개발하고저 하며 하기와 같은 차별화된 연구를 수행하였다.

① X-Ray(.dcm) 2D 디콤 Data를 디지털공간상의 3차원 형태의 모델링으로 구성하는 기술
② 의료현장에서 환자별 3D 모델로 수술 시뮬레이션을 구현하는 기술
③ 인체 뼈와 같은 초탄성재료의 비선형 구성 방정식을 메디컬트윈 모델에 적용하며, 가상수술 시뮬레이터에 활용되는 FEM Model에 구성할 수 있는 UMAT(User Subroutine Material Library)을 개발하여 적용함

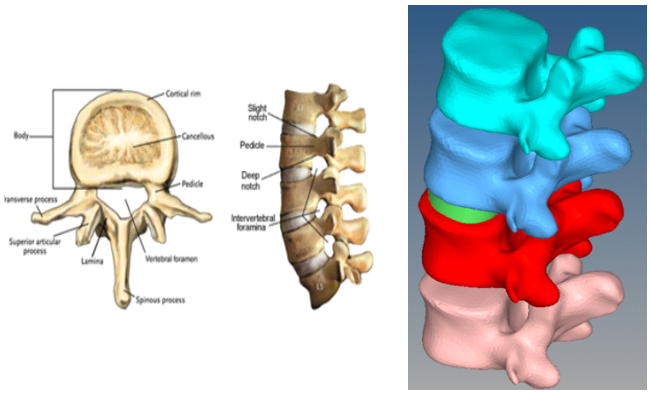
2.3 메디컬트윈의 시장 니즈 반영 차별화 연구

■ 메디컬 트윈의 시장선점 필요성과 차별화 전략

디지털 트윈을 의료 기술에 적용한 개념으로 디지털 트윈은 가상공간에 실물과 똑같은 물체(쌍둥이)를 만들어 다양한 시험을 통해 검증하는 기술을 통칭한다. 의료 분야에서는 이를 '메디컬 트윈'으로 부른다. 개인 맞춤형 정밀 의료나 신약 및 의료기기 개발, 임상시험 효율화, 의료 서비스 질 제고 등에 활용될 것으로 기대를 모으고 있다. 한국형 메디컬트윈을 구축하기 위한 시도로 의료현장에서의 환자 X-Ray 디콤 데이타 기반으로 디지털공간상에서 사용가능한 메디컬트윈을 개발하고 적용하는 시장 선점의 연구를 수행하였다.

3. 연구 결과

3.1 메디컬트윈 모델 구성

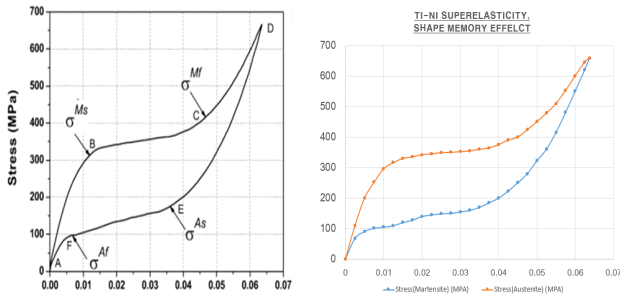


[그림 4]. 메디컬트윈 모델 (인체 척추 모델)

한국인 신체용 메디컬트윈 1차 개발모델은 척추 모형에 근거한 메디컬트윈을 개발하였다. 척추협착증, 디스크환자들과 같은 질환을 갖는 환자들이 증가하고 있고, 이와 같은 질병들을 치료하는 다양한 척추 수술이 진행되고 있다. 본 메디컬트윈 모델은 척추질병에 의한 통증 수준에 대한 정량화를 가능케 하며, 척추 수술등의 가상수술 시뮬레이터로 활용을 가능케 한다.

3.2 인체 뼈의 구성방정식 비선형성

초탄성재료의 기초 재료 특성은 3가지 상태변화를 온도와 스트레스 상태에 따라 변화하게 되며, 물성 실험을 기반으로 재료 구성 방정식이 인체 매디컬트윈구성에 필요하지만, 현재 상용화된 소프트웨어는 부족한 상태이며, 본 연구의 결과물에 의해서 초탄성재료인 뼈에 대한 정확한 재료 모델링과 임플란트로 적용되는 초탄성재료등에게 다양하게 본 구성방정식의 라이브러리는 활용될 수 있다.



[그림 5]. 인체뼈와 같은 초탄성재료의 상변태와 스트레스-스트레인선도[3,6,7]

3.3 인체 뼈의 구성방정식 & 초탄성재료의 UMAT개발

초탄성재료의 UMAT개발을 추진하였다. 이는 다쏘시스템 ABAQUS 의 유저서브루틴을 개발을 통해 진행되었으며, 해당 상세한 알고리즘은 하기와 같다.[9]

① Properties 정의

UMAT에 사용자가 입력하는 Property를 불러옴 (MartensiteFraction, MaxIP, Em, Ea, 순으로 진행)

② Material Properties

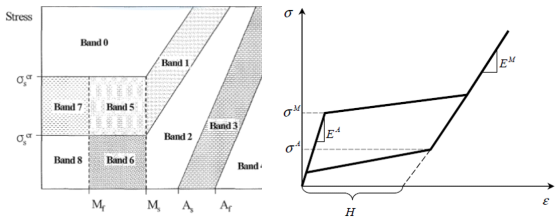
아래 물성 기반으로 Stiffness Matrix 구성 및 Band Region 구성 (Martensite시작 분율은 0으로 시작하며, Martensite의 변화에 따라 Stiffness Matrix 변화)

$$\begin{bmatrix} \frac{1}{E_L} & -\frac{\upsilon_{RL}}{E_R} & -\frac{\upsilon_{TL}}{E_T} & 0 & 0 & 0 \\ -\frac{\upsilon_{LR}}{E_L} & \frac{1}{E_R} & -\frac{\upsilon_{TR}}{E_T} & 0 & 0 & 0 \\ -\frac{\upsilon_{LT}}{E_L} & -\frac{\upsilon_{RT}}{E_R} & \frac{1}{E_T} & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & \frac{1}{G_{RT}} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & \frac{1}{G_{LT}} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & \frac{1}{G_{LR}} \end{bmatrix}$$

< Standard Stiffness Matrix >

Material Parameter	Value
Elastic stiffness of the austenite E^A	70 GPa
Elastic stiffness of the martensite E^M	30 GPa
Poisson's ratio (equal for both phases) ν	0.33
Coefficient of thermal expansion for the austenite α^A	22.0×10^{-6} K^{-1}
Coefficient of thermal expansion for the martensite α^M	22.0×10^{-6} K^{-1}
Martensitic start temperature M^{0s}	291 K
Martensitic finish temperature M^{0f}	271 K
Austenitic start temperature A^{0s}	295 K
Austenitic finish temperature A^{0f}	315 K
Maximum transformation strain H	0.05
Stress influence coefficient for austenite $\rho\Delta s^A$	-0.35 MPa K^{-1}
Stress influence coefficient for martensite $\rho\Delta s^M$	-0.35 MPa K^{-1}

< Material Properties >



[그림 6]. Superelastic constitutive equation of bone-like material[7,8]

③ Stress Update 계산

Stress(n+1)=Stress(n)+D-Matrix * (dStrain- ExpansionC*dT- dTransstrain

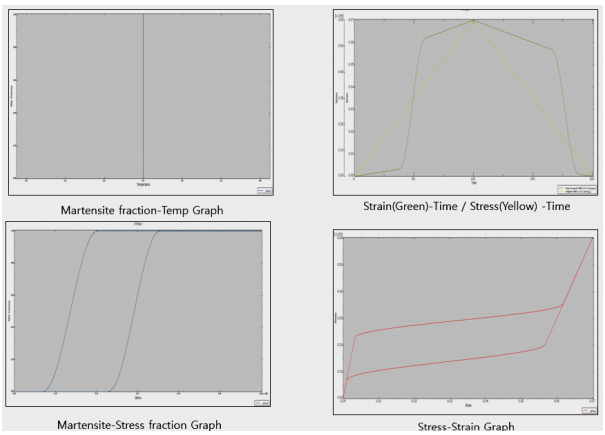
④ Strain Update 계산

Strain(n+1)=Strain(n)+ dStrain+ ExpansionC*dT+ dTransstrain

⑤ Change Volume Fraction 계산

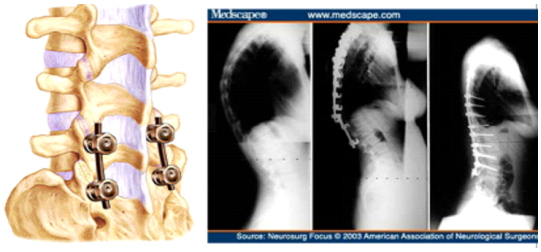
아래 기준에 따라 Band Region을 이동하며, Phase의 이동 방향성에 따라 이동하는 Vector를 만들어 이동 기준을 만들어준다. 이 이동기준에 따라서 Transformation Strain 을 정해주는 Vector를 형성하여 진행되도록 구성함.

이와 같은 프로세스로 작동하는 UMAT Subroutine을 개발하여 재료상태와 온도변화에 따른 기초테스트를 수행하여 하기와 같이 프로그램 작동됨을 확인하였다.



[그림 7]. UMAT 적합성 테스트 결과도

3.4. PEDICLE SCREW 메디컬 트윈 모델과 응용

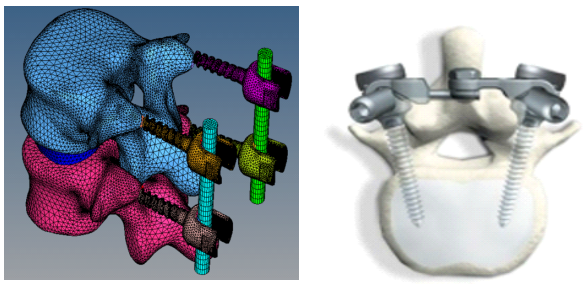


Part		Young's Modulus (MPa)	Tensile Stress (MPa)	Poisson 's Ratio	Reference
Cortical Bone		3000	53	0.3	
Disk	Annulus ground	4.2		0.45	Goel. VK Smith TH
	Nucleus	0.0995		0.49	
TiNi (Super elastic)		75000	960	0.3	

Mechanical properties	Metric
Tensile Strength, Ultimate	960 MPa
Tensile Strength, Yield	560 MPa
Modulus of Elasticity	75.0 GPa
Poisson Ratio	0.3
Density (specific)	6.5

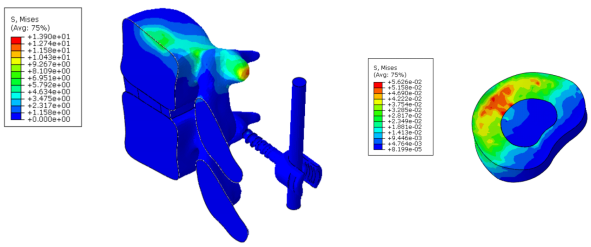
[그림 8]. Material mechanical properties of major human parts [3,5,6]

인체 메디컬트윈 즉 척추모델에 대한 디지털트윈 모델을 통해서 척추협착증의 대표적인 수술인 Pedicle screw방식의 강체운동 고정방식에 대한 모델을 개발하였고, 이를 통한 메디컬 트윈을 활용한 수술 후 이상 발생, 운동학적 하중 부가 시 환자의 이상 유무를 실험하였다.



[그림 9]. 척추 수술의 대표적인 외과고정기구와 메디컬트윈 모델[6,7]

인체 거동 중 허리 굽힘에 따른 응력 분포 분석을 진행하여 인체의 움직임을 가장 유사하게 적용하기 위하여 33Nm 의 Bending moment 작용 시 Bone, Disk, Screw에서의 스트레스 분포화 파단여부, 환자 이상 여부를 메디컬트윈 모델을 통해 실험 검증하였다.



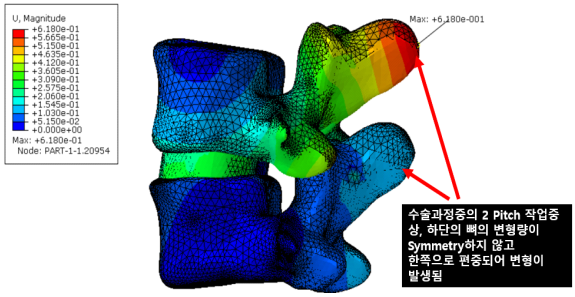
측정부위	발생 응력 (MPa)	파단 응력 (MPa)
Bone	13.9	53

Part		발생 응력 (MPa)	변형량 (mm)
Disk	Annulus ground	0.056	0.077
	Nucleus	0.018	0.045

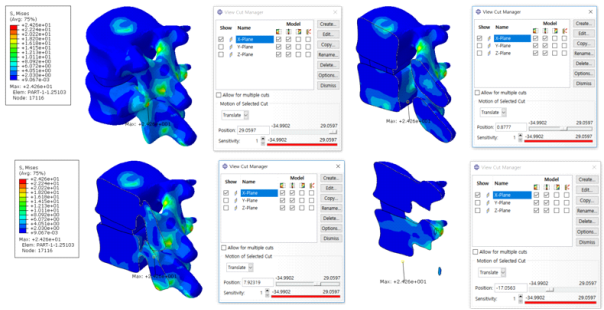
[그림 10]. 메디컬트윈 활용 척추고정시술 후 하중실험결과

3.5 수술 시뮬레이터 개발과 시험 결과

메디컬트윈 모델과 초탄성재료의 UMAT Subroutine을 활용한 인체, 환자용 수술의 시뮬레이터를 구축 개발하였다. 이는 다양한 수술, 시술등으로 적용이 가능하도록 Compatibility를 확보하는 형태로 개발하였다.



[그림 11]. 척추 고정술의 다양한 수술과 메디컬트윈 활용 수술 시뮬레이터 개발 결과물



[그림 12]. 수술 시뮬레이터를 활용한 단층 부분의 응력 선도 결과물

4. 결론

본 메디컬 트윈의 기초와 인체 적용 연구를 통해 하기와 같은 연구 결과를 도출할 수 있다.

1) 아직 미구축된 한국형 인체구조에 대한 '메디컬 트윈' 기술 확보를 추진하여 독보적 기술, 해외보다 앞선 데이터 구축으로 국내외 해당 시장에서의 선점과 선도가 예상된다.

2) 메디컬 트윈 모델과 수술 시뮬레이션을 통한 대학과 기업, 병원등에 적용 시에 향후 파급 효과가 예상되며, 다양한 응용분야의 사례적용과 임상화 연계로 해당 메디컬트윈의 가치와 효용성은 증가될 것으로 예상된다.

3) 메디컬 트윈 상용화로 개인 건강 데이터를 기반으로 디지털 공간에 가상 환자를 만들어 치료 효과를 예측하고 최적의 수술 처방을 가상공간과 실제 실험에서 실현토록 권역 내 병원과의 협업체제와 연계 연구를 활성화 할 필요가 있다.

4) 본 연구의 중점 분야인 외과 수술 분야에서는 실제 장기를 디지털 트윈으로 모델링하여 구현하고, 수술 시뮬레이터를 활용토록 지원하며 해당 수술 시뮬레이터를 국내외 병원, 유관 기관과 연계할 필요가 있으며, 이를 통한 가상 진료, 가상 수술은 4차산업기반 미래사회를 준비하는데 가장 중요한 플랫폼이 될 것이다.

[감사의 글]

본 연구는 2022년 중소벤처기업부 재원으로 창업중심대학 예비지원사업과제(20089234)로 수행되었다.

[참고문헌]

[1] 전자신문, 2022.01.11.(제5차 보건 의료데이터 혁신 포럼)

[2] S.I.Yoon, Finite element analysis of open wedge tibial osteotomy for mechanical behavior investigation, 한국산학기술학회 추계학술대회, 2019

[3] Goel, V. K., et al. "Interlaminar Shear Stresses and Laminae Separation in a Disc: Finite Element Analysis of the L3-L4 Motion Segment Subjected to Axial Compressive Loads." Spine 20.6, 1995

[3] Smit TH, OdgaardA, Schneider E. Structure and function of vertebral trabecular bone. Spine. 1997

[4] 이연수외, 후방 요추 극돌기간 유동적 오메가형 스프링 고정재의 역학적 평가. 대한기계학회 논문집 B권, pp. 1099-1104. 2012

[5] Croop, Brian, and Hubert Lobo. "Mechanical and visco-elastic properties of UHMWPE for in-vivo product development." Ithaca, NY: Datapoint Labs, 2010

[6] KIM Y-J, 3-Dimension Behavior Analysis of Shape memory Alloy actuator using finite element method. KAIST, 2006

[7]Ahmadreza, Finite element study of a shape memory alloy bone implant, TOKYO University, 2012,

[8] O.C. Zienkiewicz, R.L. Taylor,"The finite element method", Vol.1,2, 1989

[9] ABAQUS, Theory guide