

정기구학 및 역기구학을 이용한 하지 교정 절골술 계획 생성

정지원¹ 이승열² 윤기범¹ 박문석³ 이제희¹

¹서울대학교 컴퓨터공학부, ²명지병원 정형외과, ³분당서울대학교병원 정형외과
{jiwon, kibeom.youn, jehee}@mrl.snu.ac.kr, kernels00@naver.com, pmsmed@gmail.com

Surgical Planning in Deformity Correction Osteotomies using Forward Kinematics and Inverse Kinematics

Jiwon Jeong¹ Seung Yeol Lee² Kibeom Youn¹ Moon Seok Park³ Jehee Lee¹

¹Dept. of Computer Science and Engineering, Seoul National University, ²Dept. of Orthopaedic Surgery, Myongji Hospital,
³Dept. of Orthopaedic Surgery, Seoul National University Bundang Hospital

요약

뇌성마비에서 나타나는 하지 변형은 정상 보행 및 자세 유지에 어려움을 준다. 이를 교정하기 위해 임상의는 변형 정도를 측정하여 교정 절골술 계획을 수립하고 계획된 정도만큼 절골술을 시행한다. 그러나 절골술 시행 후 원래 계획보다 더 적거나 더 많이 교정되는 상황이나 의도치 않았던 변형이 발견되는 상황이 종종 발생한다. 이러한 문제 상황들이 발생하는 이유는 절골술 계획 수립 시, 기존의 방법이 하지 골의 정확한 형태학적 정보를 반영하기 어렵고 하지 골을 절골하여 회전시키는 정도에 따라 최종 결과가 어떻게 나오는지 사전에 예측하는 것이 쉽지 않으며 효과적인 교정 결과를 얻을 수 있는 절골술 방법, 회전 각도 등 다양한 입력 조건의 최적 조합을 찾기가 어렵기 때문이다. 본 논문은 이를 해결하기 위해 컴퓨터 그래픽스 분야의 정기구학, 역기구학 및 최적화 기법을 하지 교정 절골술에 적용하여 임상의가 최적의 절골술 계획을 수립할 수 있도록 하는 방법을 제안한다. 하지 골의 3차원 메쉬 모델을 입력으로 받아 이를 분석하여 하지 특징점을 추출하고 임상지표를 자동으로 계산하여 변형 정도를 파악하는 방법, 하지 골을 대상으로 하는 5가지 교정 절골술의 시뮬레이션을 통해 그 결과를 사전에 예측할 수 있는 방법 그리고 비선형 최적화 문제로 변환하여 최적 교정 절골술 계획을 자동으로 수립하는 방법을 제안한다. 이를 통해 하지 골 교정 절골술과 관련된 거의 모든 경우의 수를 사전에 확인해 볼 수 있어서 종래의 방법보다 훨씬 쉽고 효율적으로 절골술을 계획하고 실행할 수 있을 것이다.

Abstract

Patients with cerebral palsy or arthritis have deformities in lower limb which cause unstable gait or posture and pains. Surgeons perform a deformity correction osteotomy with surgical plan. But sometimes they find the unexpected angular or rotational deformation after surgery. The problems are that there is no method to predict the result of a surgical plan and also there are so many factors to must consider in surgical planning step such as clinical measurements, rotation angle, wedge angle, morphology of lower limb, etc. This paper presents new methods for planning the deformity correction osteotomy efficiently. There are two approaches based on the 3D mesh model and the accurate assessment of the patient's lower limb. One is the manual pre-simulation of surgery using forward kinematics. And the other is the automatic surgical planning using inverse kinematics and nonlinear optimization. Using these methods, we can predict and verify the results of various surgical treatments and also we can find a more effective surgical plan easily compared to conventional methods.

키워드: 정기구학, 역기구학, 비선형 최적화, 하지 변형, 임상지표, 수술 시뮬레이션, 수술 계획

Keywords: Forward kinematics, Inverse kinematics, Nonlinear optimization, Lower limb deformity, Clinical measurements, Surgery simulation, Surgical planning

1. 서론

뇌성마비는 미성숙한 뇌에 의한 비진행성 병변 또는 손상으로 인해 발생하는 운동과 자세 장애의 임상증후군을 집합적으로 일컫는다. 출생 전후나 출생 도중 발생한 뇌 손상으로 인하여 근육 조절 능력이나, 보행 및 자세 유지 등에 문제를 일으키는 질환이다. 지능 장애, 발작, 시각 장애, 보행 장애 등 다양한 임상적 특징을 보이며 특히 근골격계의 장애가 두드러진다. 이 중 하지 골과 관련된 주요 근골격계 장애의 임상적 특징은 관절의 구축과 더불어, 고관절 불안정성, 하지 정렬 부전으로 인한 지렛대 기능 장애 [1] 등으로 나타난다.

근골격계 장애가 있을 경우 골, 근육, 힘줄 등을 대상으로 적절한 교정 수술을 시행하여 보다 효율적인 보행 및 자세 유지를 할 수 있도록 한다. 이 중 하지 골을 대상으로 하는 교정 절골술은 대퇴골 내반 감염 절골술, 대퇴골 감염 절골술, 대퇴상과 신전 절골술, 고위 경골 절골술, 경골 감염 절골술이 있으며 모두 하지의 특정 지점을 절골시킨 후 일정 정도 제거하거나 회전시켜 변형을 교정하는 방식으로 진행된다. 이러한 절골술에 있어서 중요한 두 가지 고려 사항은 하지 변형 정도를 정확하게 측정하는 것과 절골술 후 하지 형태를 정확하게 예측하는 것이다.

하지 변형 정도는 대퇴 경사각, 대퇴골 염전 각도, 경골 염전 각도 등 임상지표를 통해 파악할 수 있으며 이를 정확하게 측정하는 방법에 대해서는 많은 연구가 진행되어 왔다. 최근에는 X-ray 또는 CT(Computed tomography) 이미지를 기반으로 보다 정확하게 인체를 3차원 메쉬 모델로 생성함에 따라 이를 이용하여 측정 정확도를 높이는 다양한 연구가 활발하다. 두 장의 X-ray 이미지를 이용하여 자동으로 3차원 메쉬 모델을 생성하고 이를 통해 대퇴 경사각, 대퇴골 염전 각도 등의 임상지표를 구하여 대퇴골의 형태학적 정보를 자동으로 분석하는 연구 [2] 와 대퇴골, 무릎, 경골을 포함한 하지 전체의 3차원 메쉬 모델을 분석하여 하지 골의 주요 특징점을 자동으로 찾고 이를 이용하여 하지 정렬 관련 지표를 제공하는 연구가 활발하다 [3, 4]. 그리고 절골술의 계획 및 시행 중에 하지 정렬 관련 정보를 활용할 수 있도록 기존 연구를 보다 확장하여 하지 골과 관련된 중심점, 축, 평면 등 거의 모든 특징점을 자동으로 생성하고 이를 이용하여 훨씬 다양한 임상지표를 정의하고 제공하는 연구도 진행되고 있다 [5, 6].

하지 변형 정도의 정확한 측정과 함께 중요한 고려 사항인 결과 예측에 대한 연구도 진행되어 왔는데 스플라인 보간법으로 표현된 경골의 표면을 이용하여 절골술을 진행할 단면을 선택하고 단면을 기준으로 회전한 결과를 보여주는 연구[7], 경골의 3차원 메쉬 모델을 이용하여 고위 경골 절골술의 시뮬레이션을 제시한 연구들이 있었다 [8, 9]. 이 외에도 X-ray 이미지 편집을 통한 절골술 결과 사전 예측 방법 [10], 단일 절골술 결과 확인 및 계획 수립을 위해 대퇴골을 형상화한 도구를 이용한 방법 [11] 등 다양한 결과 예측 및 계획 수립 방법이 제시되어 임상적으로 적용되고 있다.

본 논문은 하지의 3차원 메쉬 모델을 입력으로 받아 이를 분

석하여 하지 골의 주요 특징점과 임상지표를 자동으로 계산하고 대퇴골과 경골을 대상으로 하는 5가지 교정 절골술을 시뮬레이션하는 방법과 최적화 문제로 변환하여 자동으로 최적의 교정 절골술 방안을 찾는 방법을 제안한다. 특정 절골술에 국한되지 않고 각 절골술들을 조합한 경우에 대해서도 시뮬레이션이 가능한 방법으로 기존의 방식과는 달리 하지 골 교정과 관련된 거의 모든 경우의 수를 시뮬레이션하고 그 결과를 예측할 수 있다. 그리고 최적의 교정 결과를 보여주는 절골술 방식과 그 매개 변수의 조합을 자동으로 제시하여 보다 쉽고 효율적으로 절골술 계획을 생성할 수 있다. 이를 위해 컴퓨터 그래픽스의 캐릭터 애니메이션 분야에서 활용되고 있는 정기구학과 역기구학 및 최적화 기법을 하지 골 교정 절골술에 적용하였다. 자동으로 추출된 하지 골의 특징점들과 5가지 교정 절골술의 시행 지점들을 구성요소로 하지의 계층 구조를 수립하고 각 절골술을 이동 및 회전 변환을 나타내는 4x4 변환 행렬로 표현하여 하지 계층 구조에 적용하는 방식이다. 또한 사용자가 쉽고 직관적으로 하지 골 교정 절골술 계획을 생성하고 결과를 확인할 수 있도록 사용자 인터페이스 환경을 제공하고 있다.

2. 하지 교정 절골술

하지 변형의 정도를 측정하는 임상지표와 이로 인해 나타나는 임상적 특징 및 하지 골 변형 교정을 위한 5가지 절골술에 대해 간략하게 살펴본다.

하지와 관련된 임상지표에는 고관절, 슬관절, 족관절을 잇는 직선인 기계적 축과 대퇴골 헤드와 해부학적 축 사이의 각도인 대퇴 경사각, 대퇴골의 상단과 하단 부분 사이의 각도인 대퇴골 염전 각도, 경골의 상단과 하단 부분 사이의 각도인 경골 염전 각도가 있다. 임상지표는 각각 정상 범위를 가지고 있는데 뇌성마비의 경우 이러한 임상지표가 정상 범위를 벗어나는 경우가 많다. 이로 인해 고관절의 불안정, 발 끝이 안쪽 또는 바깥쪽으로 향하는 내족지, 외족지 보행 등의 임상적 특징을 보이며 정상적인 보행 및 자세 유지에 어려움을 겪는다(그림1).

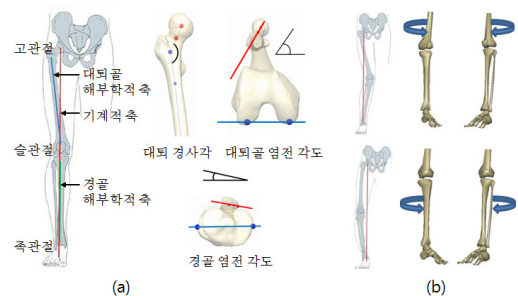


그림 1: 하지 임상 지표 및 골 변형 유형. (a) 임상지표. (b) 하지 골 변형 유형

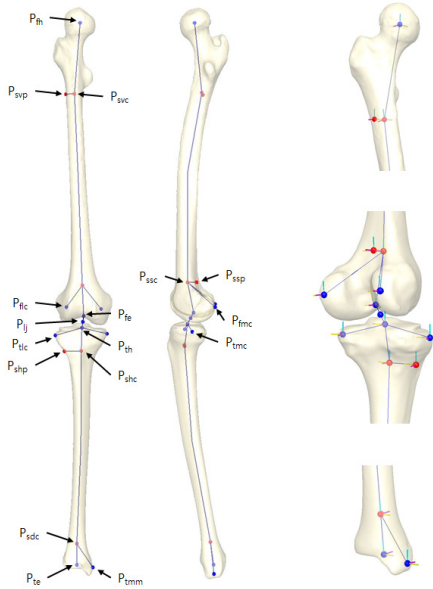


그림 4: (좌) 하지 계층 구조의 구성 요소 및 위치. 붉은색 점은 교정 절골술 관련 지점, 파란색 점은 하지 특징점을 나타냄. (우) 구성 요소들의 오리엔테이션

염전 각도와 마찬가지로 내측지 또는 외측지 보행, 하지 정렬 부전 등의 장애가 나타난다.

- 기계적 축 각도 (Mechanical axis angle)
대퇴골 mechanical axis(AX_{fm})와 경골 mechanical axis(AX_{tm}) 사이의 각도로 계산된다. 이상적인 기계적 축 각도는 0° 로 고관절(femur head), 슬관절(lower limb joint), 족관절(tibia end)가 일직선 상에 있는 것을 의미한다. 기계적 축 각도가 0° 가 아닌 경우 보행에 많은 에너지가 소비되어 정상적인 보행이 어려우며 통증이 수반된다.

4. 하지 교정 절골술 시뮬레이션

4.1 하지 계층 구조 수립

정기학을 하지 골 변형 교정 절골술 시뮬레이션에 적용하기 위해서는 하지의 계층 구조를 수립 해야 한다. 계층 구조는 상위 개체가 변형되면 그 하위에 있는 개체들도 변형되는 구조로, 하지의 중요 지점들과 절골술이 이뤄지는 지점들로 계층 구조를 수립 (그림 4)하여 각 절골술 지점별 절골술에 따른 변환을 적용하면 최종 결과인 전체적인 하지 형태를 파악할 수 있다.

각 교정 절골술 관련 지점들은 임상적으로 정의되어 있는 지점으로 정의하였다. 대퇴골 내반 감염술(FVDO)의 경우 절골 단면의 중심점인 FVDO rotation center(P_{svc})는 대퇴골 neck shaft

point(P_{fns})로 설정하고 썩기 모양 폐쇄 절골의 기준이 되는 FVDO pivot center(P_{svp})는 절골면에서 대퇴골 head로부터 가장 멀리 있는 점으로 한다. 대퇴상과 신전술(SCO)의 경우 절골 단면의 중심점인 SCO center(P_{ssc})는 대퇴골 distal point(P_{fd})이고 썩기 모양 폐쇄 절골의 기준이 되는 SCO pivot point(P_{ssp})는 절골면에서 SCO center와의 거리가 가장 짧으면서 슬개골로부터 가장 멀리 있는 점으로 한다. 고위 경골 절골술(HTO)의 경우 절골 단면의 중심점인 HTO center(P_{shc})는 경골 proximal shaft point(P_{tps})로 하고 썩기 모양 폐쇄 절골의 기준이 되는 HTO pivot point(P_{shp})는 절골면에서 대퇴골 head로부터 가장 멀리 있는 점으로 한다. 경골 감염 절골술(TDO)의 경우 절골 단면의 중심점인 TDO center(P_{sdc})는 경골 distal shaft point(P_{tds})로 설정한다.

하지 계층 구조를 구성하는 구성 요소와 그 위치를 정의한 후 각각의 오리엔테이션을 구한다. 각 지점의 오리엔테이션은 해부학적 또는 절골술과 관련되어 유의미한 축을 기준축으로 설정하고 나머지 축은 글로벌 오리엔테이션과의 외적을 통해 설정한다. 하지 특징점들은 해부학적으로 의미가 있는 축을 기준축으로, 절골술 관련 지점들은 절골이 되는 방향이나 회전이 이뤄지는 방향의 축을 기준축으로 하여 오리엔테이션을 구했다.

식(1)을 이용하여 각 구성 요소의 변환 행렬을 정의하고 이를 기반으로 구성 요소들간의 계층 구조를 나타내는 구성 요소 간 변환 행렬을 식(2)를 이용하여 구한다.

$$T_i = \begin{pmatrix} R_i^{3 \times 3} & P_i^{3 \times 1} \\ \vec{0} & 1 \end{pmatrix} \quad (1)$$

$$T_{i+1} = T_{inter_i} \cdot T_i \rightarrow T_{inter_i} = T_{i+1} \cdot T_i^{-1} \quad (2)$$

4.2 교정 절골술 공식화

임의의 축에 대한 회전 변환과 이동 변환을 이용하여 각각의 절골술을 4×4 변환 행렬로 공식화할 수 있다. 임의의 축에 대한 회전 변환과 이동 변환은 기준 축을 vector $v(v_x, v_y, v_z)$ 라하고 회전 각도를 θ , 이동 거리를 t 라 할 때 식(3)과 식(4)와 같다. 여기서 c 는 $\cos\theta$, s 는 $\sin\theta$ 이다.

$$T_r = \begin{pmatrix} v_x^2(1-c) + c & v_x v_y(1-c) + v_z s & v_x v_z(1-c) - v_y s & 0 \\ v_x v_y(1-c) - v_z s & v_y^2(1-c) + c & v_y v_z(1-c) + v_x s & 0 \\ v_x v_z(1-c) + v_y s & v_y v_z(1-c) - v_x s & v_z^2(1-c) + c & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \quad (3)$$

$$T_t = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 & v_x t \\ 0 & 1 & 0 & v_y t \\ 0 & 0 & 1 & v_z t \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \quad (4)$$

각 절골술 방법에 따른 이동 및 회전 변환을 기준으로 총 6가지의 교정 절골술 변환 행렬을 정의하였고 세부 내용은 다음과 같다. 각 변환 행렬에 적용되는 회전 각도와 이동 거리는 GUI 환경을 통해 사용자로부터 입력을 받는다.

- FVDO/FDO Transformation

FVDO는 대퇴골 상단 부분에서 절골한 후 썬기 모양의 폐쇄 절골을 추가하여 절골 부위의 상단 부분을 폐쇄 절골 각도만큼 회전하는 변환과 절골면을 따라 절골 부위의 상단 부분을 이동시키는 변환 그리고 절골 부위의 하단 부분을 대퇴골 염전 교정을 위한 각도만큼 회전하는 변환 3가지로 구성된다(그림 5a). 다만 FDO는 상기 3가지 변환들 중에서 절골 부위 하단 부분의 회전 변환만 적용된다.

1. 썬기 모양 폐쇄 골절에 따른 절골 부위 상단 부분의 회전 변환 (T_{vwr})
FVDO pivot center를 원점으로 이동시킨 후 FVDO pivot center 오리엔테이션의 y축 성분 기준으로 사용자로부터 입력 받은 각도로 회전 변환을 수행하고 다시 원래 위치로 이동시킨다.
2. 절골 부위 상단 부분의 이동 변환 (T_{vt})
FVDO pivot center 오리엔테이션의 x축 성분 기준으로 입력 받은 거리만큼 이동 변환을 수행한다.
3. 절골 부위 하단 부분의 회전 변환 (T_{vr})
FVDO rotation center를 원점으로 이동시킨 후 FVDO rotation center 오리엔테이션의 z축 성분 기준으로 사용자로부터 입력 받은 각도만큼 회전 변환을 수행하고 다시 원래 위치로 이동시킨다.

- SCO Transformation (T_{swr})

대퇴골의 하단 부분에서 절골한 후 썬기 모양의 폐쇄 절골을 추가하여 절골 부위의 하단 부분을 회전하는 변환이다. SCO pivot center를 원점으로 이동시킨 후 절골 부위의 하단 부분을 SCO pivot center 오리엔테이션의 x축 성분 기준으로 사용자로부터 입력 받은 각도만큼 회전 변환을 수행하고 다시 원래 위치로 이동시킨다(그림 5b).

- HTO Transformation (T_{hwr})

경골의 상단 부분에서 절골한 후 썬기 모양의 폐쇄 절골을 추가하여 절골 부위의 하단 부분을 회전하는 변환이다. HTO pivot center를 원점으로 이동시킨 후 절골 부위의 하단 부분을 HTO pivot center 오리엔테이션의 y축 성분 기준으로 사용자로부터 입력 받은 각도만큼 회전 변환을 수행하고 다시 원래 위치로 이동시킨다(그림 5c).

- TDO Transformation (T_{dr})

경골의 하단 부분에서 절골한 후 절골 부위의 하단 부분을 회전하는 변환이다. TDO rotation center를 원점으로 이동시킨 후 절골 부위의 하단부를 TDO rotation center 오리엔테이션의 z축 성분 기준으로 사용자로부터 입력 받은 각도만큼 회전 변환을 수행하고 다시 원래 위치로 이동시킨다(그림 5d).

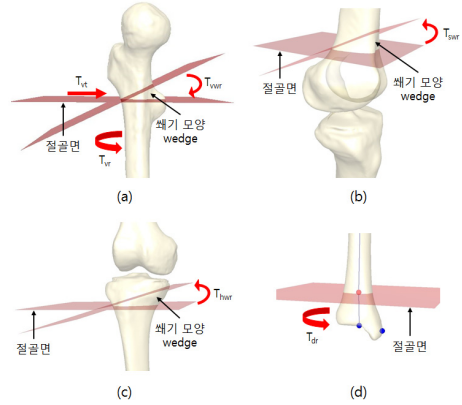


그림 5: 절골술 방법에 따른 회전 및 이동 변환. (a) FVDO/FDO. (b) SCO. (c) HTO. (d) TDO.

4.3 시뮬레이션 수행

설정된 하지의 계층 구조와 각 교정 절골술의 변환 행렬을 기반으로 사용자가 입력한 값에 대한 시뮬레이션을 수행한다. FVDO 절골 부위의 상단 부분에 있는 지점들에는 FVDO wedge rotation (T_{vwr})과 FVDO translation (T_{vt})이 적용되고 하단 부분 지점들에는 FVDO rotation (T_{vr}), SCO wedge rotation(T_{swr}), HTO wedge rotation(T_{hwr}), TDO rotation(T_{dr})이 적용된다. 시뮬레이션 수행에 따른 하지 중요 지점들의 새로운 위치(\hat{P}_i)는 식(5)에서처럼 root 지점(P_{root})에서부터 지점들 간 변환 행렬($T_{inter-point}$)들의 곱을 통해 해당 지점까지 이동하고 이후 그 사이에 존재하는 절골술의 변환 행렬($T_{surgery}$)들을 곱하여 얻는다.

$$\hat{P}_i = \prod_{exist} T_{surgery} \cdot \prod_0^i T_{inter-point} \cdot P_{root} \quad (5)$$

시뮬레이션은 FVDO 절단 부위 기준으로 상단 부분과 하단 부분의 두 파트로 나누어서 시행한다. 먼저 상단 부분에 있는 지점들은 계층 구조에서 root인 femur head center부터 시작하여 지점들 간의 변환 행렬을 이용해서 해당 지점까지 이동한 후 폐쇄 골절에 따른 회전 변환(T_{vwr})과 상단 부분의 이동 변환(T_{vt})을 적용하고 변환 적용 후 계층 구조 전체를 업데이트 해준다. 이후 하단 부분에 있는 지점들은 계산의 효율성을 높이기 위해 계층 구조에서 root인 femur head center부터 시작하지 않고 앞서 계산한 상단 부분의 지점인 FVDO pivot center(\hat{P}_{svp})를 root로 하여 지점들 간의 변환 행렬을 이용해서 해당 지점까지 이동한 후 시작점과 해당 지점 사이에 있는 절골술의 변환 행렬을 적용한다. 이렇게 계층 구조 상에 있는 모든 지점들에 대해 변환을 적용한 후 다시 계층 구조를 업데이트 해준다. 시뮬레이션에 따라 업데이트된 새로운 계층 구조와 3차원 메쉬 모델을 화면에 표현하고 새롭게 계산된 임상지표 값을 사용자에게 제공한다.

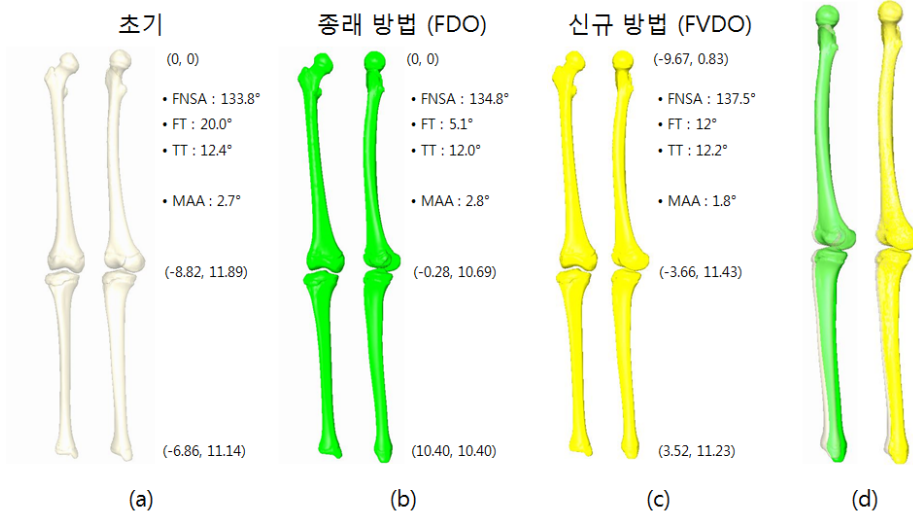


그림 6: 하지 골 변형 교정 절골술 시뮬레이션 결과 비교. (a) 초기 상태. (b) 종래의 방법대로 FDO만 수행한 결과. (c) 신규 방법으로 FVDO를 수행한 결과. (d) 두 결과의 비교

4.4 시뮬레이션 결과

실제 뇌성마비 환자의 하지 3차원 메쉬 모델을 이용하여 시뮬레이션한 결과를 정리한다. 임상지표는 대퇴 경사각 132.8°, 대퇴골 염전 각도 20.0°, 경골 염전 각도 12.4°, 기계적 축 각도는 2.7°로 전체적으로 양호한 편이나 발 끝이 약간 안쪽으로 향하는 내회전 변형 문제를 가지고 있다(그림 6a). 이러한 내회전 변형을 교정하기 위해서 기존의 임상적 방법은 FDO를 시행하는 것이다. 하지만 본 연구 결과를 이용하면 FDO 외에 FVDO, SCO 등 여러 가지 절골술 방법을 추가로 진행하는 등 새로운 관점에서 접근이 가능하다. 여기서는 종래의 방법대로 FDO만을 시뮬레이션한 결과와 FDO 외에 다른 절골술 방법까지 추가하여 시뮬레이션한 결과를 검토해 보고 이를 통해 본 연구 결과 중 교정 절골술 시뮬레이션의 기대 효과와 가능성에 대해 확인해 보고자 한다.

그림 6b는 종래의 방법인 FDO만 수행한 결과이다. 내회전 변형을 교정하기 위해 절골 부위 하단 부분을 -15° 만큼 회전하였다. 그 결과 대퇴 경사각 134.8°, 대퇴골 염전 각도 5.1°, 경골 염전 각도 12°, 기계적 축 각도 2.8°이고 내회전 변형이 교정이 되었다.

그림 6c는 FVDO를 수행한 결과이다. 내회전 변형의 교정 뿐만 아니라 임상지표의 정상범위 및 하지 정렬 등 보다 다양한 조건들을 만족하는 절골술 방법을 찾기 위한 것으로 본 연구 결과를 통해 가능한 시도이다. FVDO wedge 각도, translation 거리, rotation 각도의 다양한 조합을 시도하였고 그 중 효과적인 결과 중의 하나이다. FVDO wedge 각도 -3.2°, rotation 각도 -9°, translation 거리 -0.46°로 했을 경우 임상지표는 대퇴 경사각 137.5°, 대퇴골 염전 각도 12°, 경골 염전 각도 12.2°로 정상 범위에 존재하며 경골 하단부를 보면 내회전 변형도 교정됨을 확인할 수 있다. 그리고

종래 방법의 결과에 비해 하지 정렬이 더 좋아졌는데 기계적 축 각도는 1.8°, femur head center 좌표는 (-9.67, 0.83), lower limb joint 좌표는 (-3.66, 11.43), tibia end center의 좌표는 (3.52, 11.23)로 절골술 전 상황이나 종래 방법의 결과보다 하지 정렬 교정이 더 많이 이루어졌음을 확인할 수 있다.

상기 두 가지 결과를 비교해보면 회전 변형 교정과 함께 하지 정렬 교정이 가능한 신규 방법이 보다 효과적임을 확인할 수 있었다. 사실 종래의 방법이라면 FVDO를 시행하지 않는다. 하지만 하지 정렬 관점에서 이를 추가하여 시뮬레이션해 본 결과 더 좋은 교정 절골술 조건을 찾을 수 있었다. 이는 3차원 메쉬 모델 기반 사전 시뮬레이션을 통해 다양한 하지 골 변형 교정 절골술의 조합을 포함하여 최적의 결과를 내는 교정 절골술 조건을 미리 확인할 수 있음을 의미하며 이를 통해 경험과 직관에 기반한 절골술 계획 수립 방법을 보다 발전시킬 수 있는 가능성을 제시한다고 볼 수 있다.

5. 하지 교정 절골술 계획 자동 생성

하지 교정 절골술 시행 시 다양한 조건들을 모두 고려하여 최적의 계획을 수립하고 시행하는 데에는 어려움이 많다. 절골술의 결과인 주요 임상지표(대퇴 경사각, 대퇴골 염전 각도, 경골 염전 각도, 기계적 축 각도)의 4가지 조건 모두 정상 범위를 만족해야 하고, 이를 위해 입력으로 FVDO wedge 각도, rotation 각도, translation 길이, TDO rotation 각도, SCO wedge 각도, HTO wedge 각도라는 6가지 교정 절골술 항목의 조합을 통해 최적해를 찾아야 하기 때문이다. 절골술 결과를 사전에 예측할 수 있는

시뮬레이션을 이용한다 하더라도 최적해를 찾기까지는 많은 노력과 시간이 필요할 것이다.

이러한 문제점을 해결하기 위해 역기구학 및 최적화 기법을 이용하여 자동으로 최적의 교정 절골술 조건을 찾고자 한다. 앞서 수립한 하지의 계층 구조를 토대로 하고 목표 함수는 교정 절골술에서 가장 중요한 목표인 하지 정렬로 제한 조건은 대퇴 경사각, 대퇴골 염전 각도, 경골 염전 각도로 설정하여 최적화 문제로 변환하였다. 그리고 GUI 환경을 통해 사용자가 절골술의 종류 및 조합을 선택할 수 있게 함으로써 다양한 경우의 수에 따른 최적 교정 절골술 조건을 찾을 수 있게 하였다. 이는 보다 효율적인 교정 효과를 얻는 절골술 방법을 찾는 데 도움을 줄 것이다.

5.1 최적 교정 절골술 조건 문제

하지 변형을 교정함에 있어 가장 중요한 것은 고관절, 슬관절, 족관절을 잇는 축이 기계적 축과 최대한 일치하도록 하는 것이다. 이는 사람의 자세 유지, 보행 등 기능적 측면에서 최적의 상태를 의미한다. 하지 변형으로 인해 기계 축이 일직선이 아닌 경우 자세 유지와 보행을 제대로 하기 힘들어 지는데 이 과정에서 과도한 에너지를 소비하게 되며 통증도 느끼게 된다.

3차원 공간 상에서 봤을 때 하지의 기계적 축이 일직선이 되기 위한 조건은 크게 2가지로 생각할 수 있다. 하나는 femur head center, lower limb joint, tibia end center를 수평면 상으로 투영했을 때 같은 위치에 존재하는 조건과 다른 하나는 대퇴골의 기계적 축과 경골의 기계적 축이 일직선이 되도록 두 축의 각도가 0°가 되는 조건이다. 따라서 이들을 반영하여 목적 함수를 아래와 같이 설정했다.

$$f(\theta_0, \theta_1, \theta_2, \theta_3, \theta_4, t) = \text{Minimize} \left(w_0 \left\| \hat{P}_{fh}^{x,y} - \hat{P}_{lj}^{x,y} \right\| + w_1 \left\| \hat{P}_{lj}^{x,y} - \hat{P}_{te}^{x,y} \right\| + w_2 \left\| \hat{P}_{fh}^{x,y} - \hat{P}_{te}^{x,y} \right\| + w_3 \hat{\theta}_{tm} \right) \quad (6)$$

여기서 θ_0 은 FVDO wedge 각도, θ_1 는 FVDO rotation 각도, θ_2 은 SCO wedge 각도, θ_3 는 HTO wedge 각도, θ_4 는 TDO rotation 각도이고 t 는 FVDO translation 길이이다. Femur head center, lower limb joint, tibia end 세 지점을 수평면상으로 투영한 뒤 femur head center와 lower limb joint 사이의 거리, lower limb joint와 tibia end 사이의 거리, femur head와 tibia end 사이의 거리, 대퇴골의 기계적 축과 경골의 기계적 축이 이루는 각도에 각각 가중치 ($w_{i=0,1,2,3}$)를 곱한 뒤 합하여 이 값이 최소가 되는 조건을 구하는 것이다. 가중치의 의미는 어떤 항목이 더 중요하게 다뤄지는지 뿐만 아니라 거리와 각도라는 다른 단위의 값을 보정해 주는 역할을 하기 위해서도 중요하다. 본 연구에서 각각의 가중치는 $w_0 = \frac{1}{6}$, $w_1 = \frac{1}{6}$, $w_2 = \frac{1}{3}$, $w_3 = \frac{1}{3}$ 로 설정하였다.

이러한 목적 함수를 만족하는 최적해를 찾음에 있어 추가로 고려할 사항은 기계적 축의 교정과 함께 중요한 기준이 되는 임상 지표인 대퇴 경사각(θ_{fns}), 대퇴골 염전 각도(θ_{ft}), 경골 염전

각도 (θ_{tt})들이 정상 범위 안에 존재해야 한다는 것이다. 이들은 모두 특정한 값이 아닌 정상 범위가 존재하는 것으로 제한 조건에 해당하며 아래와 같이 설정했다.

$$126^\circ \leq \theta_{fns} = \text{angle} \left(\overrightarrow{\hat{P}_{fh} \hat{P}_{fn}}, \overrightarrow{\hat{P}_{fs} \hat{P}_{fns}} \right) \leq 136^\circ \quad (7)$$

$$10^\circ \leq \theta_{ft} = \text{angle} \left(\overrightarrow{\hat{P}_{fh}^{x,y} \hat{P}_{fn}^{x,y}}, \overrightarrow{\hat{P}_{fmc}^{x,y} \hat{P}_{ftc}^{x,y}} \right) \leq 20^\circ \quad (8)$$

$$10^\circ \leq \theta_{tt} = \text{angle} \left(\overrightarrow{\hat{P}_{tmc}^{x,y} \hat{P}_{tlc}^{x,y}}, \overrightarrow{\hat{P}_{te}^{x,y} \hat{P}_{tmm}^{x,y}} \right) \leq 20^\circ \quad (9)$$

여기서 상기의 목적 함수 식(6)과 제한 조건 식(7), 식(8), 식(9)는 모두 입력인 $\theta_{i=0,1,2,3,4}$ 와 t 에 대해 선형 함수가 아니다. 따라서 주어진 제한 조건 안에서 목적 함수를 달성하는 최적해를 구하기 위해서는 부등식 제약조건을 포함하는 비선형 최적화 방법이 필요하다.

5.2 비선형 최적화

비선형 최적화 문제를 풀기 위해서는 일반적으로 입력 매개 변수의 개수, 초기값 및 범위와 목적 함수, 제한 조건 등을 설정하고 최적해를 찾는 알고리즘을 적용한다. 본 연구에서는 COBYLA(Constrained Optimization BY Linear Approximation) 알고리즘을 적용하였다[12].

일반적으로 비선형 최적화 문제의 풀이는 유일하지 않으며 매개 변수의 초기 값에 따라 다른 값을 얻게 되는 경우가 많다. 그리고 지역 최적해에 수렴하여 최적의 솔루션을 구하지 못하는 경우가 있어서 보다 최적의 솔루션을 얻기 위해 랜덤 값으로 초기 값을 교란을 주고 반복하는 알고리즘을 추가하였다.

사용자가 GUI를 통해 6가지 입력 매개 변수 중에서 선택한 조합에 따라 절골술 모드를 설정하고 그에 따른 입력 매개 변수 및 해당 변수의 경계를 설정한다. 그리고 목적 함수를 설정한 뒤 절골술 모드에 따라 적용되는 제한 조건을 설정한다. 이후 COBYLA를 이용한 최적화 문제 풀이의 반복 수행을 통해 최적해를 찾는다. 목적 함수 값이 최소가 되도록 설정되어 있기 때문에 풀이를 통해 얻어진 값(minf)가 기존 값(ex_minf)보다 작은 경우 얻어진 최적해(variables)를 bestSolution으로 업데이트한다. 이후 최적해에 랜덤 값을 더하여 새로운 초기값으로 설정한 후 다시 새로운 최적해를 찾는 과정을 반복한다. 랜덤 값을 더한 새로운 초기값이 각 변수의 경계를 넘어갈 경우 경계 값으로 설정하거나 기존 최적해의 값을 그대로 사용하도록 한다. 미리 정해진 최대 반복 횟수만큼 반복하고 결과로 나온 최적해들 중에서 가장 좋은 해를 리턴한다.

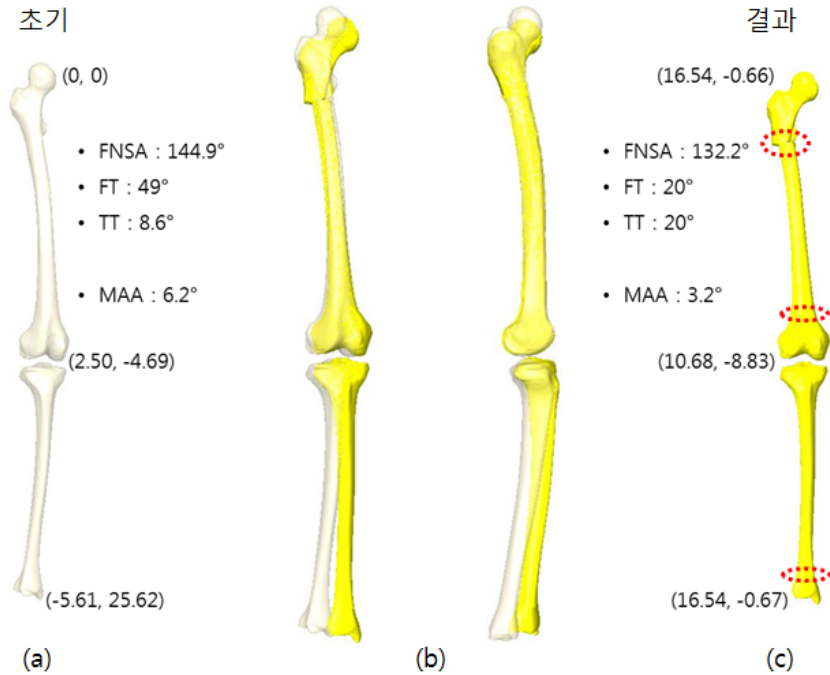


그림 7: 교정 절골술 계획 자동 생성 결과. (a) 초기 상태. (b) 초기 상태와 최적해 비교. (c) 최적해 결과.

Algorithm

```

set surgery mode with input parameters
set variables and each boundary
set objective function
set constraints function according to the surgery mode
while iteration < maxIteration
    Optimize(variables, minf)
    if ex_minf > minf
        ex_minf ← minf
        for each variable
            bestSolution ← variable
        endfor
    endif
    for each variable
        newVariable ← variable + random
        if variable > boundary of variable
            newVariable ← boundary
        endif
    endfor
    variables ← newVariables
endwhile
return bestSolution

```

5.3 비선형 최적화 결과

심한 변형을 보이는 환자의 3차원 mesh 모델을 가지고 최적의 교정 절골술 조건을 찾는 최적화 문제를 푼 결과를 설명한다. 임상지표는 대퇴 경사각은 144.9°, 대퇴골 염전 각도는 49°, 경골 염전 각도는 8.6°로 상당히 심한 변형을 보여주고 있다. 또한 대퇴골 기계적 축과 경골 기계적 축 사이의 각도인 기계적 축 각도는 6.2°이고 femur head center의 좌표는 (0, 0), lower limb joint의 좌표는 (2.50, -4.69), tibia end center의 좌표는 (-5.61, 25.62)로 일직선 상에 존재 하지 않는 심한 하지 정렬 부전이다(그림 7a). 최적화 문제를 위한 절골술 조합은 대퇴 경사각과 대퇴골 염전 각도 교정을 위한 FVDO wedge, rotation, translation과 경골 염전 각도 교정을 위한 TDO rotation 그리고 tibia end center가 시상면 상에서 정상 대비 뒤쪽에 있는 것을 교정하기 위한 SCO wedge로 구성하였다. 결과는 다음과 같다(그림 7c).

비선형 최적화를 통해 얻은 매개 변수의 값은 FVDO wedge 각도는 17.57°, FVDO rotation 각도는 -13.77°, FVDO translation은 -0.9이고 SCO wedge 각도는 4.43°, TDO rotation 각도는 -10.66°이다. 이에 따른 절골술 결과는 대퇴 경사각은 132.2°, 대퇴골 염전 각도는 20°, 경골 염전 각도는 20°로 모두 정상 범위에 존재하며 기계적 축 각도는 3.2°이고 femur head center의 좌표는 (16.54, -0.66), lower limb joint는 (10.68, -8.83), tibia end center는 (16.54, -0.67)로 절골술 전보다 많이 교정되었음을 확인할 수 있다.

6. 사용자 인터페이스 환경

GUI 환경을 통해 사용자는 수동 시뮬레이션과 절골술 계획 자동 생성을 실행할 수 있다(그림 8). 시뮬레이션의 경우 5가지의 단일 절골술 및 5가지 절골술의 임의의 조합에 대해 시뮬레이션이 가능하며 절골술 계획 자동 생성의 경우 6개 입력 매개 변수를 임의로 선택한 후 자동으로 최적해를 구할 수 있다.

먼저 시뮬레이션의 경우 ‘Surgery Simulation’이라는 그룹 박스 안에 절골술별로 입력창과 스크롤바가 있다. 원하는 절골술의 입력창이나 스크롤바를 이용하여 회전 각도 또는 이동 거리를 입력할 수 있다. 원하는 내용을 입력한 후 ‘Execute’ 버튼을 누르면 시뮬레이션이 수행된다. 다시 초기 상태로 돌아가기 위해서는 ‘Reset’ 버튼을 누르면 된다. 입력한 값이 0인 경우는 해당 절골술을 진행하지 않는 것이며 초기 기본값은 모두 0으로 설정되어 있다. 그리고 FDO의 경우는 ‘1. FVDO / FDO’ 항목의 ‘Wedge’를 0으로 하고 ‘Rotation’ 값을 설정하여 실행하면 된다. 각 절골술에서 설정할 수 있는 범위와 단위는 한정되어 있다. 회전 변환의 범위는 $-90^{\circ} \sim 90^{\circ}$, 단위는 0.1° 이고, 이동 변환의 범위는 절골 부위에서 대퇴골 단면의 길이(length)를 기준으로 하여 $-0.9 \times \text{length} \sim 0.9 \times \text{length}$ 이고, 단위는 $0.01 \times \text{length}$ 이다. 절골술 계획 자동 생성의 경우 ‘Surgical plan’이라는 그룹 박스 안에 절골술별로 체크박스가 있는데 이를 통해 원하는 절골술의 조합을 선택하여 실행하면 된다.

시뮬레이션 및 절골술 계획 자동 생성의 결과는 하지 3차원 메쉬 모델의 렌더링과 임상지표 두 가지 모두 제공된다. 렌더링은 화면 우측에 표시되고 임상 수치는 ‘Clinical Measurements’ 그룹 박스에 표시된다. 이를 통해 절골술 계획 대비 실제 교정 정도를 미리 파악할 수 있는 방안, 절골술 계획 시 파악하지 못한 의도치 않은 부작용을 사전에 검증할 수 있는 방안 및 최적의 절골술 결과를 얻기 위한 효율적인 절골술 계획의 자동 생성 방안을 쉽고 직관적으로 활용할 수 있다.

7. 결론 및 향후 연구

지금까지 하지 골 변형을 효율적으로 교정하기 위한 절골술 계획 수립 방법을 제안했다. 하지 변형 정도의 정확한 파악을 위해 하지의 3차원 메쉬 모델을 분석하여 하지 특징점 및 임상지표를 자동으로 추출하였고, FVDO, FDO, SCO, HTO, TDO의 5가지 교정 절골술 및 그 조합에 따른 시행 결과를 정기구학을 이용한 시뮬레이션을 통해 사전에 예측할 수 있도록 하였고, 또한 상기 5가지 절골술 방법의 조합에 따른 최적의 절골술 조건을 역기구학 및 비선형 최적화 기법을 이용하여 자동으로 찾도록 하였다.

본 연구는 각종 임상지표를 통해 하지를 분석하여 임상에게 제공하고 특정 교정 절골술의 사전 시뮬레이션 방법 정도를 제시한 기존의 연구들을 확장하여 보다 능동적으로 도움을 주고자 하는 시도로 임상에는 하지 골 변형 교정 절골술과 관련된 거의 모든 경우의 수술 사전에 확인해 볼 수 있으며 이를 기반으로 기

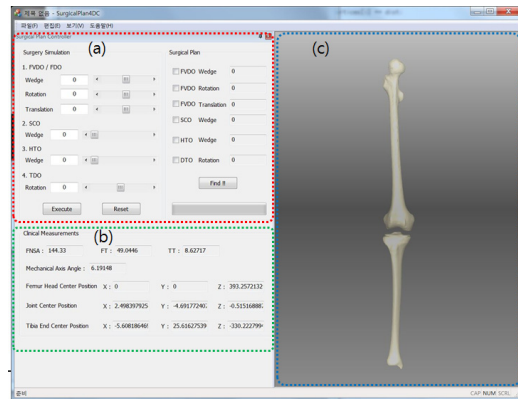


그림 8: 사용자 인터페이스 환경. (a) 시뮬레이션 및 입력 매개 변수 조합 입력창. (b) 임상 지표 출력창. (c) 하지 3차원 메쉬 모델의 렌더링 출력창.

존보다 훨씬 효율적인 절골술 계획을 쉽게 수립할 수 있을 것이다. 또한 뇌성마비 외에도 교통 사고 등으로 부러지거나 뒤틀려 골 변형이 발생한 경우 이를 교정하기 위한 수술에도 본 연구 결과를 충분히 적용할 수 있을 것이다.

본 연구는 CT 이미지로부터 생성된 하지의 3차원 메쉬 모델을 사용하고 있다. 하지만 CT의 특성상 누워있는 상태로 찍기 때문에 하지 정렬과 밀접한 관계가 있는 서있는 상태와는 조금 차이가 있고 방사선 노출량이 많다는 문제점을 가지고 있으며 별도로 3차원 메쉬 모델을 생성하는 단계를 거쳐야 하는 번거로움이 있다. 따라서 서있는 상태에서 상대적으로 방사선 노출량이 적은 X-ray 촬영을 하고 이를 기반으로 하지 전체의 3차원 메쉬 모델을 자동으로 생성하여 본 연구 결과의 입력으로 사용하는 확장이 필요할 것이다. 이를 통해 방사선 노출의 문제점도 해결하고 임상가가 의료 현장에서 별다른 작업 없이 빠르고 정확하게 교정 절골술 시뮬레이션을 해 볼 수 있을 것이다.

또한 교정 절골술 외에 하지 교정과 관련된 대퇴직근 이전술(Rectus femoris transfer), 원위 슬리근 연장술(Distal hamstring lengthening) 등 근육, 힘줄과 관련된 수술들에 대한 연구도 필요할 것이다. 실제 현장에서는 하지 변형 교정을 위해 절골술과 함께 근육과 힘줄을 대상으로하는 교정도 동시에 이뤄지는 경우가 많기 때문에 musculoskeletal 모델을 이용하여 골, 근육, 힘줄 모두를 대상으로하는 전체적인 교정 수술 시뮬레이션 및 수술 계획 자동 생성 방안이 있을 경우 임상가는 직접 수술을 하는 것처럼 다양한 교정 수술을 사전에 확인해 볼 수 있으며 이를 통해 교정 수술의 효율성을 보다 높일 수 있을 것이다.

감사의 글

이 논문은 2013년 정부(미래창조과학부)의 재원으로 한국연구재단의 지원을 받아 수행된 연구임(No.2011-0018340).

참고문헌

- [1] J. Gage and M. Schwartz, "Pathological gait and lever-arm dysfunction," in *The treatment of gait problems in cerebral palsy*, G. JR, Ed. Mac Keith Press, 2004, pp. 180–204.
- [2] N. Park, J. Lee, K. Sung, M. Park, and S. Koo, "Design and validation of automated femoral bone morphology measurements in cerebral palsy," *Journal of Digital Imaging*, pp. 1–8, 2013.
- [3] Q. Xing, W. Yang, M. Theiss, J. Li, Q. Peng, and J. Chen, "3d automatic feature construction system for lower limb alignment," in *Cyberworlds (CW), 2010 International Conference on*, 2010, pp. 375–382.
- [4] K. Subburaj, B. Ravi, and M. Agarwal, "Computer-aided methods for assessing lower limb deformities in orthopaedic surgery planning," *Computerized Medical Imaging and Graphics*, vol. 34, no. 4, pp. 277 – 288, 2010.
- [5] J. Chen, Q. Xing, W.-Z. Yang, Y.-L. Li, and H. Wechsler, "Assessment of the lower limb alignment and hip fracture in 3d," in *Apperceiving Computing and Intelligence Analysis (ICA-CIA), 2010 International Conference on*, 2010, pp. 1–6.
- [6] Q. Xing, R. Han, Y. Li, W. Yang, and J. Chen, "Automatically assessing limb alignment and hip fracture using 3d models," *Computing in Science Engineering*, vol. 15, no. 2, pp. 10–20, 2013.
- [7] L. Caponetti and A. Fanelli, "Computer-aided simulation for bone surgery," *Computer Graphics and Applications, IEEE*, vol. 13, no. 6, pp. 86–92, 1993.
- [8] J. Menetrey, V. Duthon, and D. Fritschy, "Computer-assisted open-wedge high tibial osteotomy," *Operative Techniques in Orthopaedics*, vol. 18, no. 3, pp. 210 – 214, 2008, jce:title;Soft Tissue Navigation;fce:title.
- [9] C. Tso, R. Ellis, J. Rudan, and M. Harrison, "A surgical planning and guidance system for high tibial osteotomies," in *Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention ??MICCAI??8*, ser. Lecture Notes in Computer Science, W. Wells, A. Colchester, and S. Delp, Eds. Springer Berlin Heidelberg, 1998, vol. 1496, pp. 39–50.
- [10] A. Shiha, C. Krettek, S. Hankemeier, E. Liodakis, and M. Kenawey, "The use of a professional graphics editing program for the preoperative planning in deformity correction surgery: A technical note," *Injury*, vol. 41, no. 6, pp. 660 – 664, 2010.
- [11] D. Meyer, K. Siebenrock, B. Schiele, and C. Gerber, "A new methodology for the planning of single-cut corrective osteotomies of mal-aligned long bones," *Clinical Biomechanics*, vol. 20, no. 2, pp. 223 – 227, 2005.
- [12] M. J. D. Powell, *A Direct Search Optimization Method That Models the Objective and Constraint Functions by Linear Interpolation*, J.-P. Gomez, Susana Hennart, Ed. Springer Netherlands, 1994, vol. 275.

〈저자 소개〉



정지원

- 2000년 서울대학교 공과대학 전기공학부 학사
- 2014년 서울대학교 공과대학 컴퓨터공학부 석사
- 2005년~현재 삼성전자 DMC연구소
- 관심분야: 정보-의료 융합, 생체역학



이승열

- 2004년 인하대학교 의과대학 의학과 학사
- 2004년 인하대학교 수련의
- 2005년~2009년 인하대병원 정형외과 전공의
- 2009년~2012년 국군 의무사령부
- 2012년~2014년 분당서울대학교병원 정형외과 임상강사
- 2012년~2014년 분당서울대학교병원 의생명연구원 연구전담의사
- 2014년 인하대학교 대학원 의학과 석사
- 2014년~현재 명지병원 정형외과 임상교수
- 관심분야: 뇌성마비, 사지교정, 신경근육계 질환, 동작분석



윤기범

- 2005년 연세대학교 컴퓨터공학과 학사
- 2010년~현재 서울대학교 컴퓨터공학과 박사과정
- 관심분야: 생체역학



박문석

- 1999년 서울대학교 의과대학 학사
- 2004년 서울대학교 의과대학 석사
- 2011년 서울대학교 의과대학 박사
- 2006년~2012년 분당서울대학교병원 정형외과 조교수
- 2012년~현재 분당서울대학교병원 정형외과 부교수
- 관심분야: 뇌성마비, 사지교정, 신경근육계 질환, 동작분석



이제희

- 1993년 한국과학기술원 전산학 학사
- 1995년 한국과학기술원 전산학 석사
- 2000년 한국과학기술원 전산학 박사
- 2000년~2002년 한국과학기술원 박사후연구원
- 2001년~2002년 카네기멜론대학교 로봇연구소 박사후연구원
- 2002년~2003년 서울대학교 공학연구소 박사후연구원
- 2003년~2007년 서울대학교 컴퓨터공학부 조교수
- 2007년~2012년 서울대학교 컴퓨터공학부 부교수
- 2012년~현재 서울대학교 컴퓨터공학부 교수
- 관심분야: Character Animation, Motion Capture, Data-driven Animation, Physically-based Simulation, Stylistic Character Control, Real-time Character Control, Robot Control