

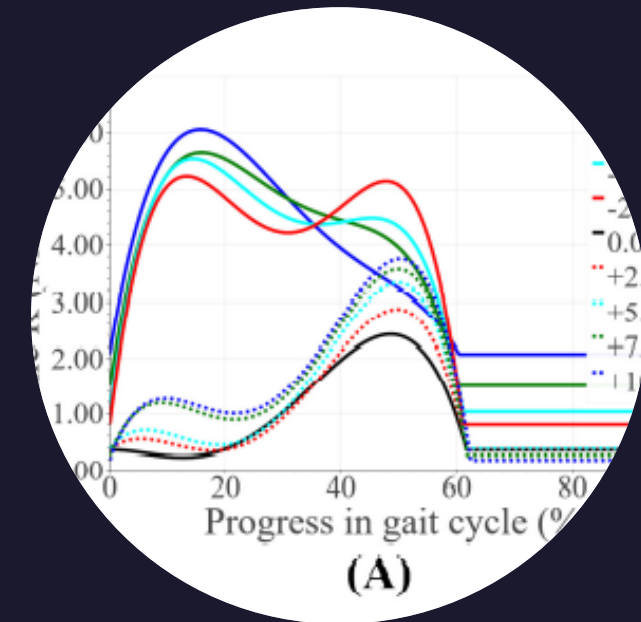
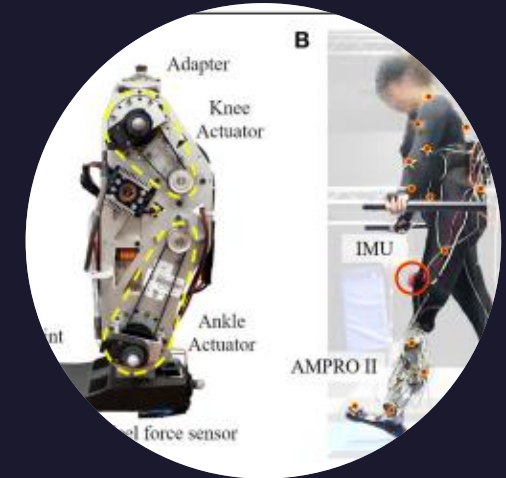
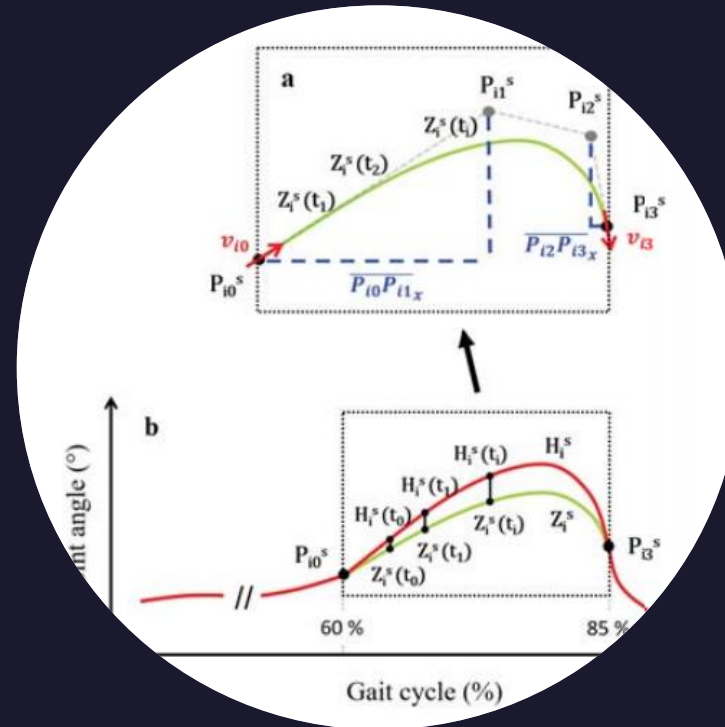
하지 동력 의족의 경사 보행에서의 제어 프레임워크

Control Framework for Slped Walking With a Powered Transfemoral Prosthesis

차명주

목차

1. 연구 배경
2. 연구 내용
3. 실험
4. 실험 결과
5. 결론





1. 연구 배경

- Impedance controller는 매 관절, 지형조건, 사용자마다 반복되는 튜닝과정을 거쳐야 함
- 관절 제어 매개 변수들과 경사 조건 사이에 어떤 관계가 있는지 규명된 바가 없음

Impedance control

$$\tau = K(\theta - \theta_{ref}) + D\dot{\theta}$$

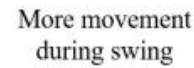


tracking control

$$\tau = K_P(\theta - \theta_{ref}) + K_D(\dot{\theta} - \dot{\theta}_{ref})$$

- Tuning parameter의 수를 줄인 control framework를 제안

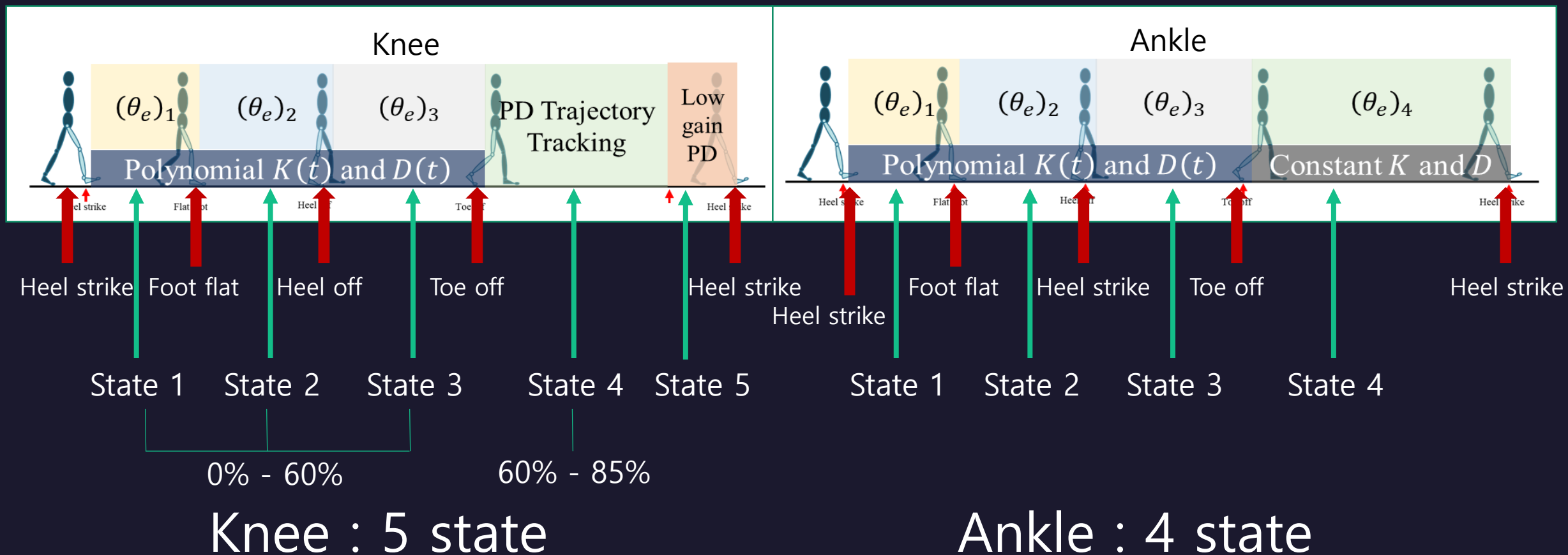
두 가지 제어기의 융합



$$\tau = K_P(\theta - \theta_{ref}) + K_D(\dot{\theta} - \dot{\theta}_{ref})$$

2-1. 제어 프레임워크

Finite State Machine(FSM)



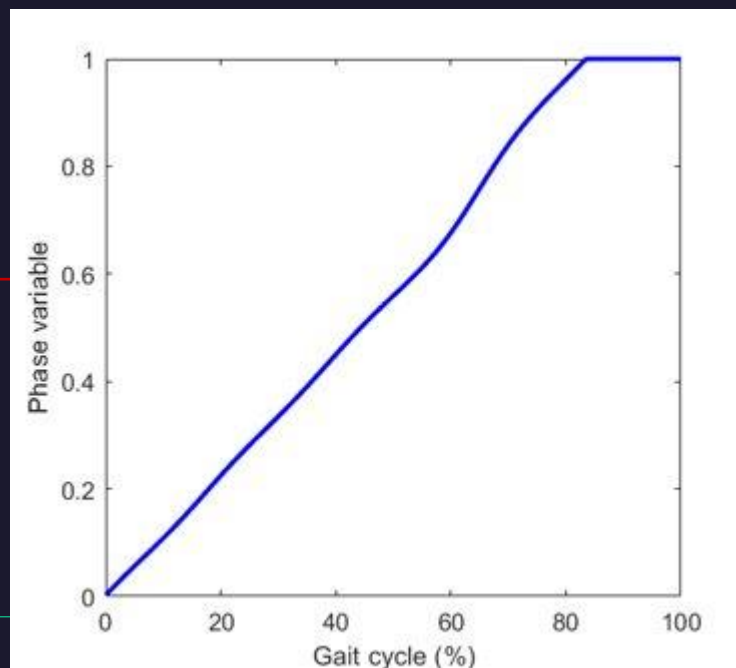
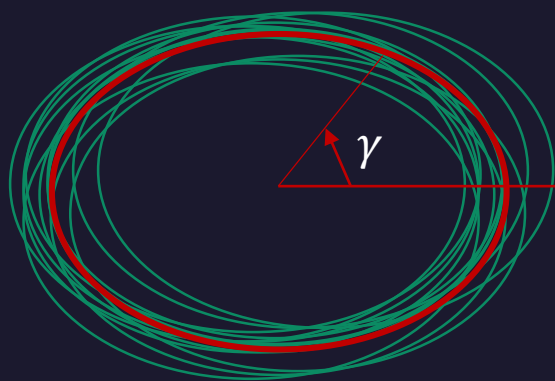
2-2.State 추정

Phase variable

$$\gamma \xrightarrow{[0,1]} \text{phase variable } \phi$$

Integral of thigh angle

$$(\theta_{thigh}(t), \int \theta_{thigh}(t) dt)$$



2-3. Impedance control

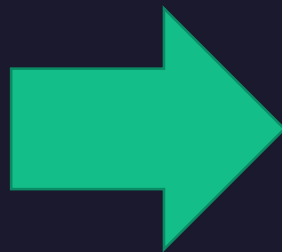
Joint parameter function의 추정

다항 함수($n = m = 4$)

$$\tau = K(t)(\theta - \theta_{ref}) + D(t)\dot{\theta}$$

$$K(t) = \begin{cases} \sum_{i=0}^m k_i t^i & \text{for } 0 \leq t < \phi_{TO} \\ k_0 & \text{for } \phi_{TO} \leq t < 1 \end{cases}$$

$$D(t) = \begin{cases} \sum_{i=0}^n d_i t^i & \text{for } 0 \leq t < \phi_{TO} \\ d_0 & \text{for } \phi_{TO} \leq t < 1 \end{cases}$$



최적화(Scipy's minimization function)

$$\min_{\theta_{ref}, k_i, d_i} \|\tau_{data} - \tau\|_2$$

Subject to: $K(t) \geq 0$ $D(t) \geq 0$

Continuity of K and D at $t = \phi_{TO}$

$$|\theta_{ref}| \leq c_1$$

$$\left| \frac{\Delta \tau}{\Delta t} \right| \leq c_2$$

2-3. Impedance control

Joint parameter function의 추정

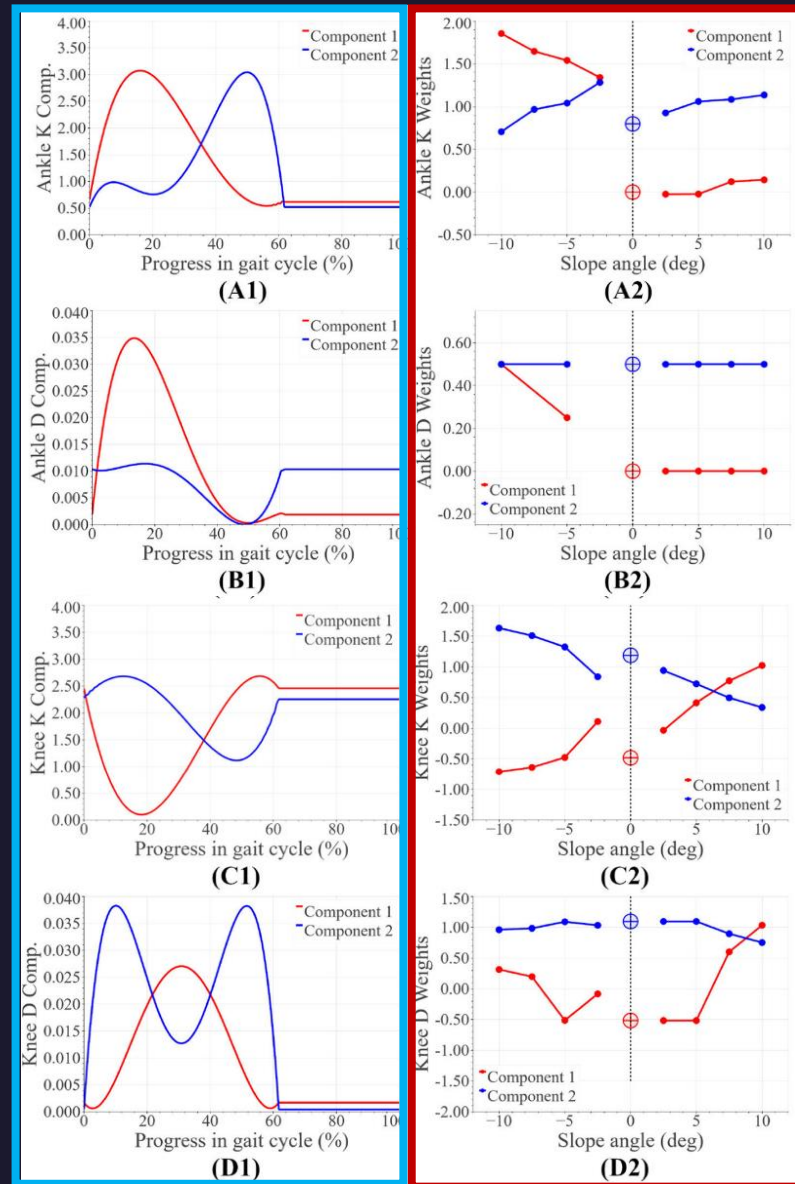
TABLE 1 | Ankle and knee reference angles that resulted from solving the optimization problem and post tuning.

Slope	From optimization				Post tuning			
	Ankle reference angles (deg)				Ankle reference angles (deg)			
	State 1	State 2	State 3	State 4	State 1	State 2	State 3	State 4
-10.0°	-0.03	-3.94	-5.56	3.58	0.00	2.50	-5.00	0.00
-5.0°	-2.45	-5.30	-14.59	2.75	0.00	0.50	-7.50	0.00
0°	5.60	-11.06	-16.00	0.84	0.00	-2.00	-10.00	2.00
+5°	4.82	-14.78	-16.00	0.75	4.00	-2.00	-10.00	4.00
+10.0°	7.19	-15.0	-16.00	6.37	8.00	-2.00	-10.00	8.00

Slope	Knee reference angles (deg)			Knee reference angles (deg)		
	State 1	State 2	State 3	State 1	State 2	State 3
-10.0°	8.90	10.36	30.00	11.97	10.26	16.33
-5.0°	13.32	14.21	26.00	11.12	8.04	13.86
0°	10.26	5.83	13.86	10.26	8.00	13.86
+5.0°	23.52	15.80	20.17	11.12	8.04	13.85
+10.0°	36.00	24.61	20.00	11.97	10.26	13.85

Values for the slope angles not included can be found through linear interpolation.

Principal Component Analysis (PCA)



Basis function

weight



2-3. Impedance control

Controller tuning

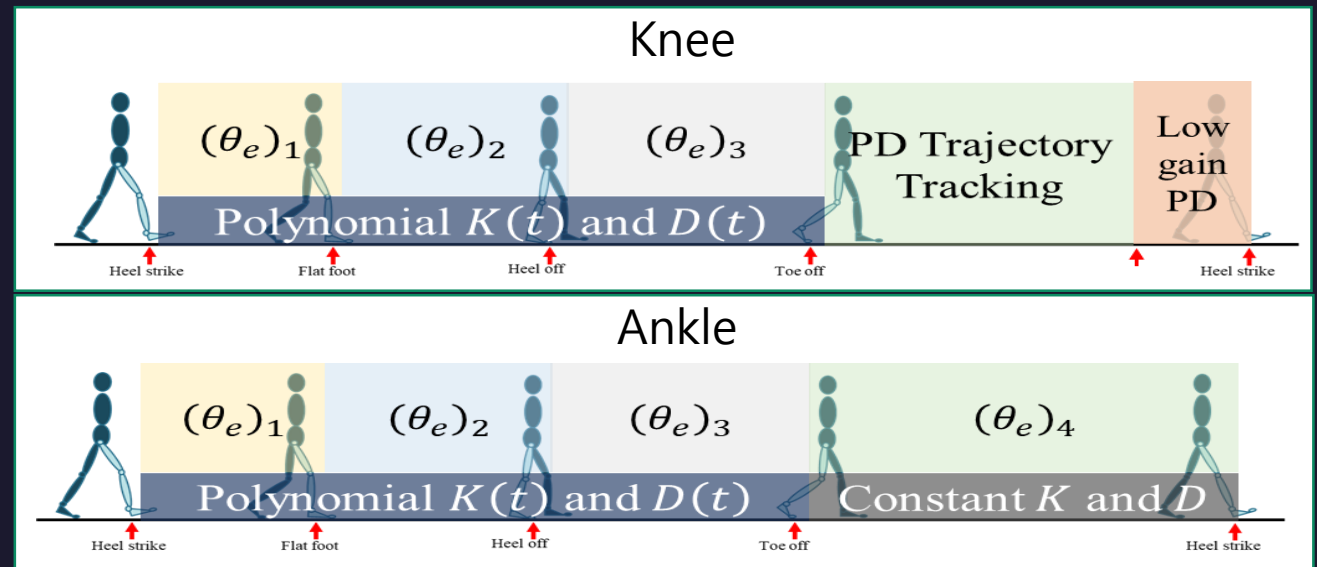
$$\tau = K_{tuned}(t)(\theta - \theta_{ref}) + D_{tuned}(t)\dot{\theta}$$

$$K_{tuned}(t) = \alpha K(t) + \gamma$$

$$D_{tuned}(t) = \beta D(t)$$

α, β : scaling factor

γ : offset



- State간의 전환이 부드럽게 이루어질 수 있도록 parameter를 조정
- 의족이 체중을 견디고 state에 따른 역할을 수행할 수 있도록 parameter를 조정
- 사용자의 선호도에 맞추어 parameter를 조정

2-4. Tracking control

Bezier curve(state 4 of knee)

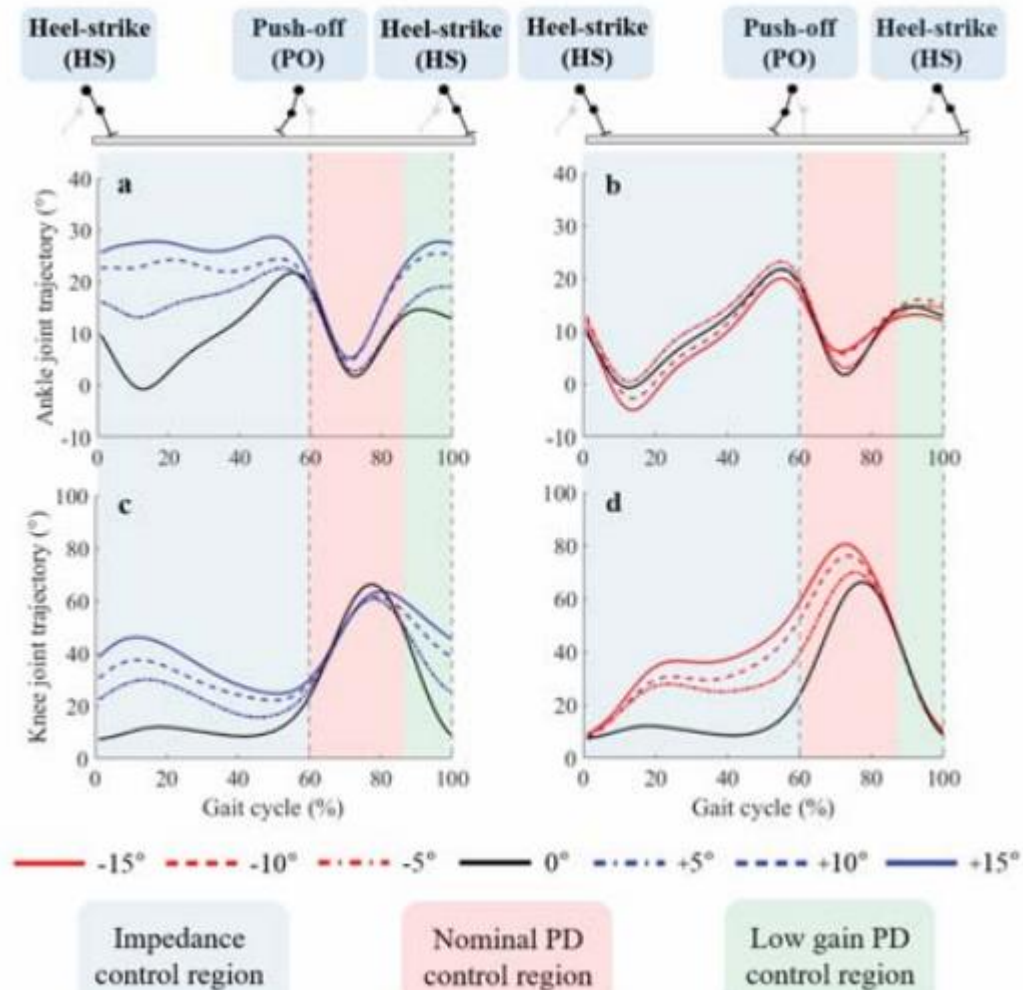
Down slope에서의 보행에서 무릎의 flexion이 경사가 커짐에 따라 더 커짐



무릎에서 충분한 flexion이 일어나지 않으면 사용자가 넘어질 수 있음

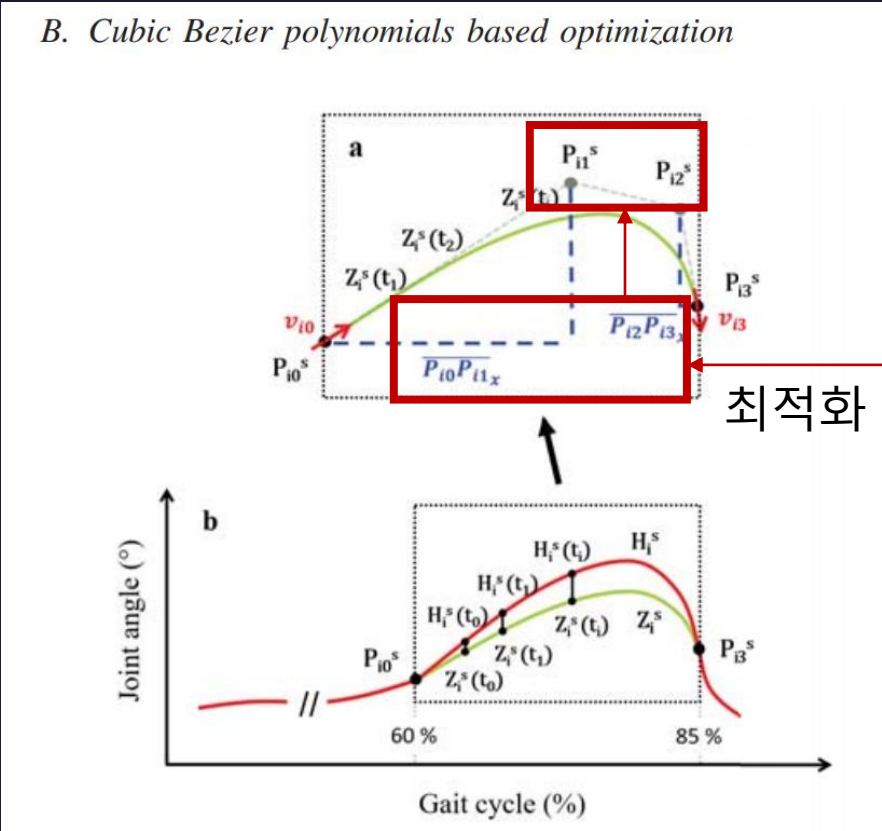


적절한 궤적을 생성하기 위해 Bezier curve를 이용해서 보행 궤적 생성



2-4.Tracking control

Bezier curve(state 4 of knee)



$$Z_i^s(t) = (1 - t)^3 P_{i0}^s + (1 - t)^2 P_{i1}^s + 3t^2(1 - t) P_{i2}^s + t^3 P_{i3}^s$$

$$\min_{x_{i1}, x_{i2}} f = \sum_s \|Z_i^s(t) - H_i^s(\phi)\|$$

Subject to: $Z_i^s(0) = H_i^s(0.60) = P_{i0}^s, \forall s$

$Z_i^s(1) = H_i^s(0.85) = P_{i3}^s, \forall s$

$\dot{Z}_i^s(0) = \dot{H}_i^s(0.60) = v_{i0}, \forall s$

$\dot{Z}_i^s(1) = \dot{H}_i^s(0.85) = v_{i3}, \forall s$

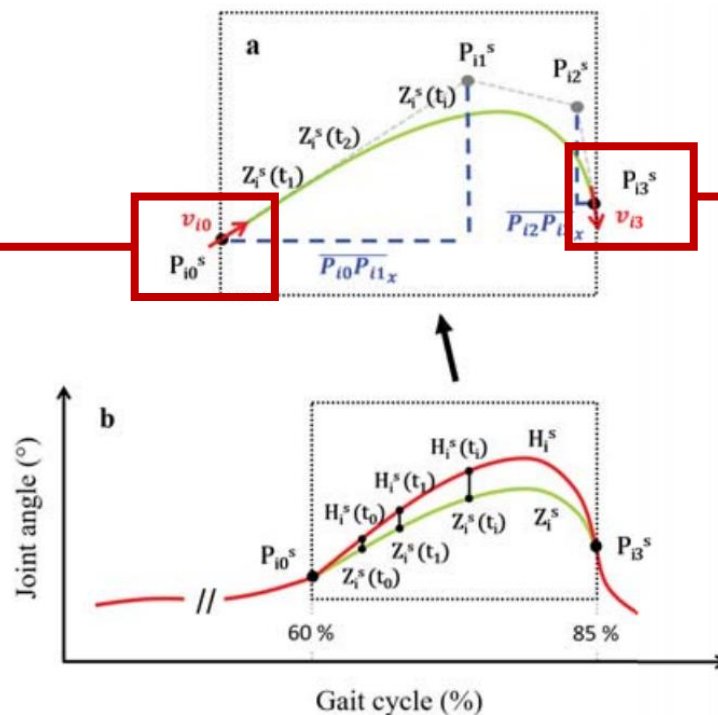
H_i^s : human data, Z_i^s : Bezier polynoimal

$i \in \{ankle, knee\}, s \in \{-15^\circ, -10^\circ, -5^\circ, 0^\circ, 5^\circ, 10^\circ, 15^\circ\}$

2-4.Tracking control

Bezier curve(state 4 of knee)

B. Cubic Bezier polynomials based optimization

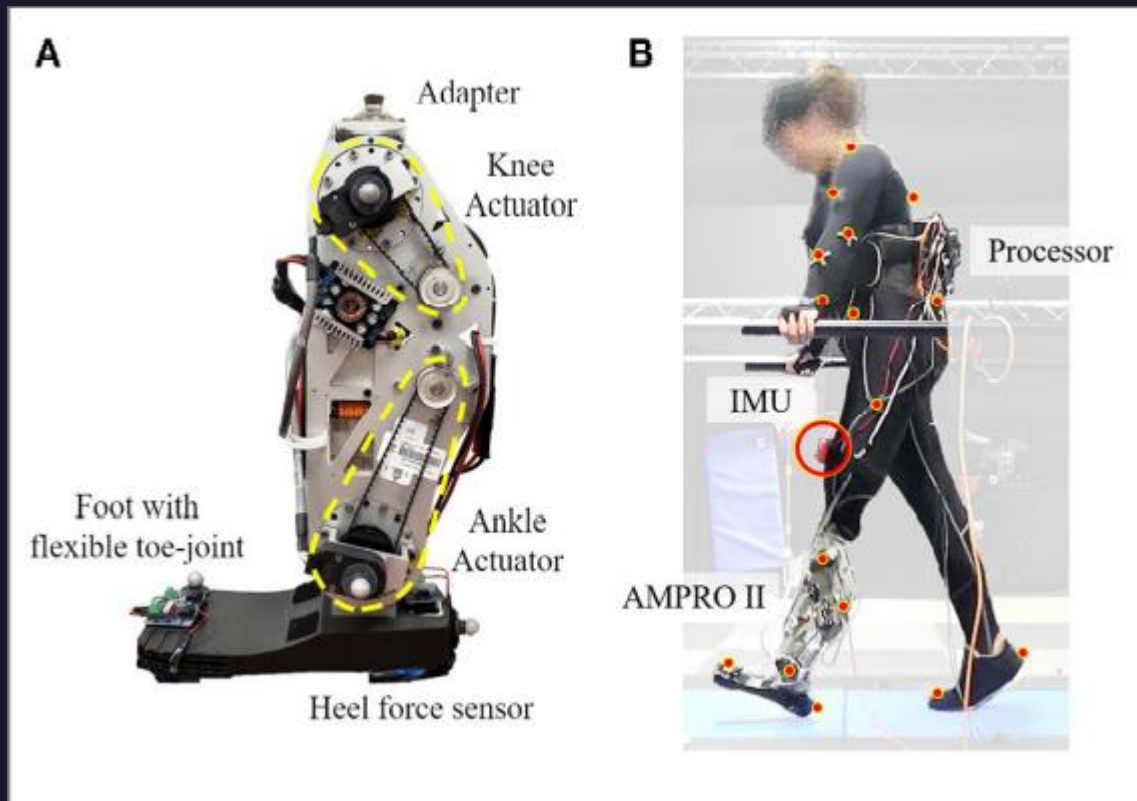


실시간 측정값

경사각별로
일반화 된
보행 데이터

실시간으로 최적화를 할
필요 없이 입력되어있는
Bezier curve에 값을
대입하는 것 만으로
적절한 보행 궤적 생성
가능

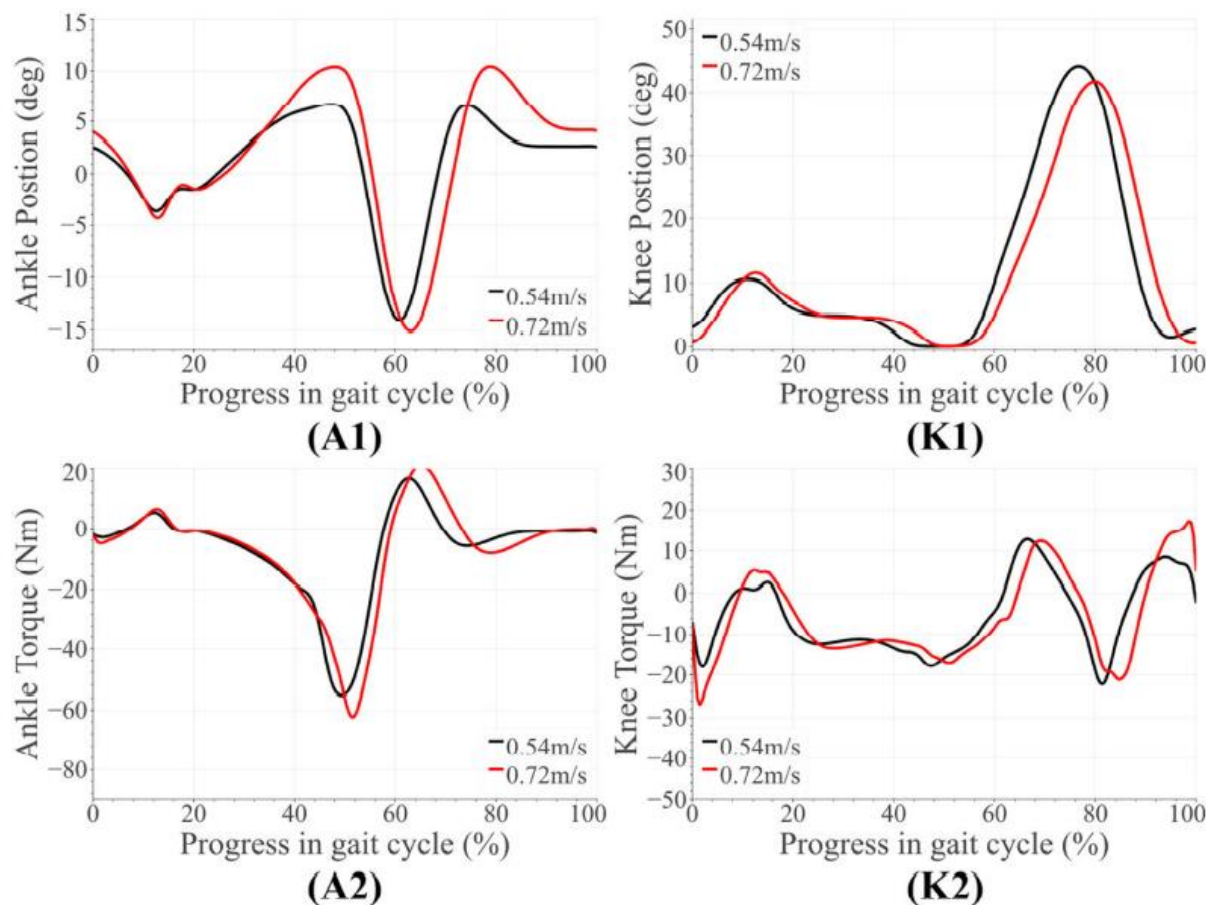
3. 실험 방법



- 자체 제작한 하지 동력 의족(AMPRO II)을 사용
- 하지 절단 환자(여성, 164cm, 66kg w/o prosthesis) 한 명이 AMPRO II를 착용한 채로 data를 수집하고 AMPRO II 대신에 본인이 원래 사용하는 microprocessor knee를 착용한 채로 data를 수집
- 8번의 훈련 세션을 진행한 후에 데이터를 수집함.
- 불편함 때문에 하지절단 환자의 경우에는 -5° , 5° 에서만 실험을 진행
- 건강한 피실험자(여성, 164cm, 50kg) 한 명이 AMPRO II를 착용하고 -10° , -5° , 0° , 5° , 10° 에서 실험 진행
- 하지 절단환자는 두 가지 보행 속도로 0° 에서 실험을 진행

4-1. 실험 결과

하지 절단 환자의 평지에서의 속도에 따른 보행 결과



다른 두 속도에서 비슷한 양상의 궤적을 보여줌

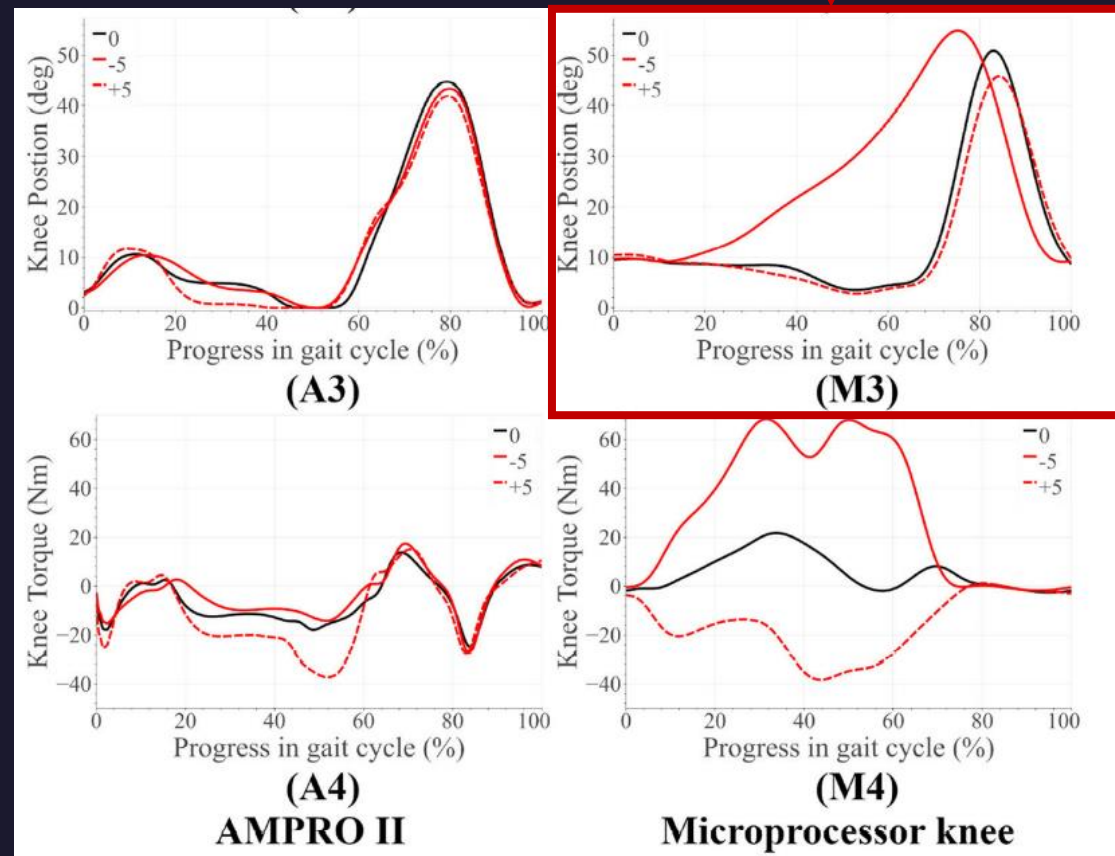
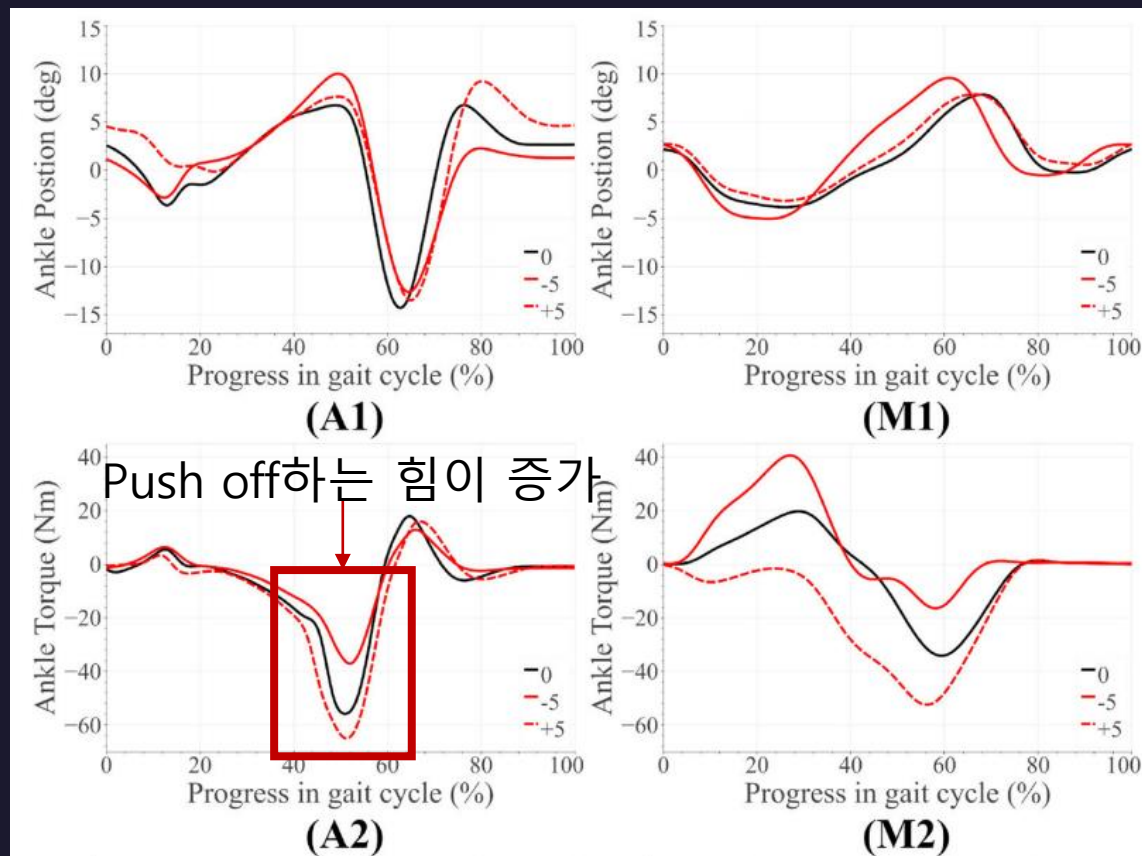


다양한 속도에서 제시한 control framework를 사용할 수 있음

4-2. 실험 결과

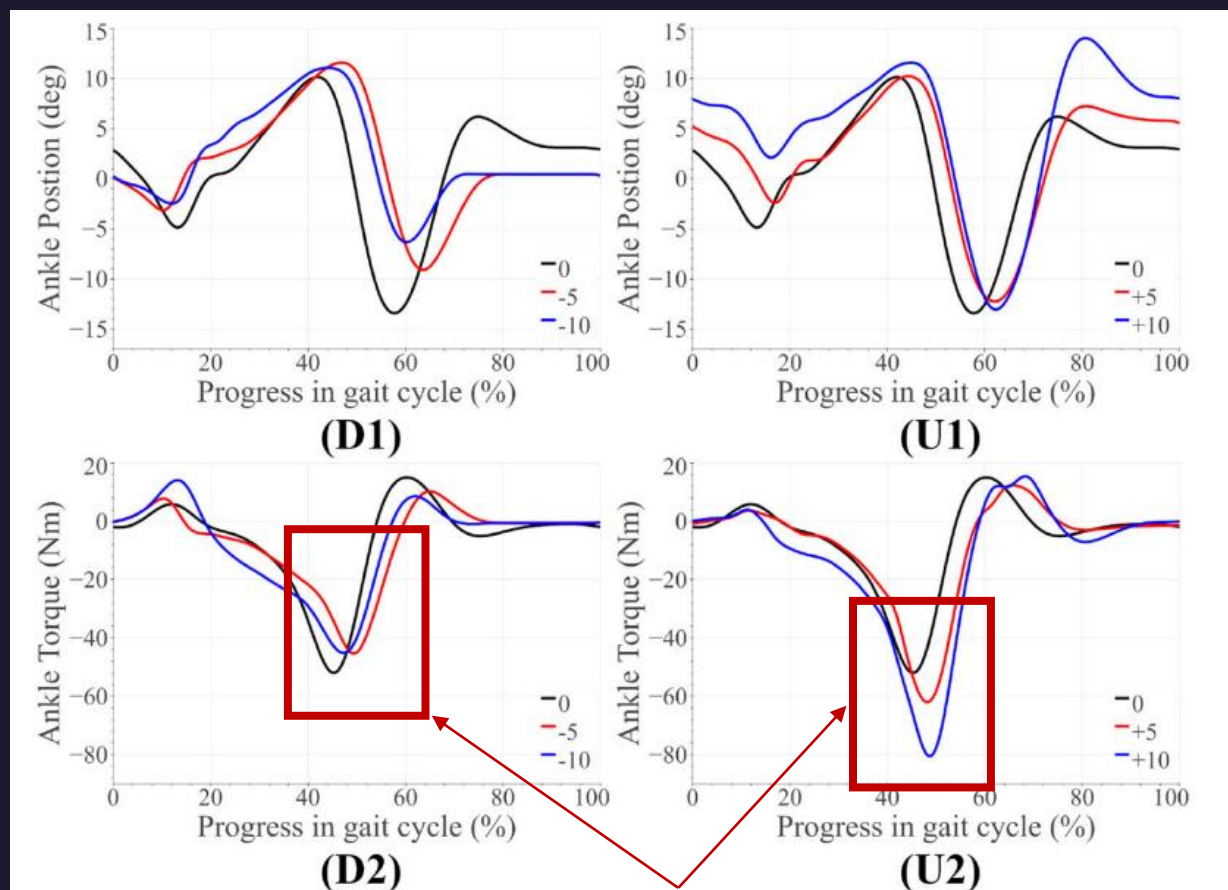
경사에 따른 하지 절단환자의 보행 결과

일반적인 궤적을 따라가지 못함

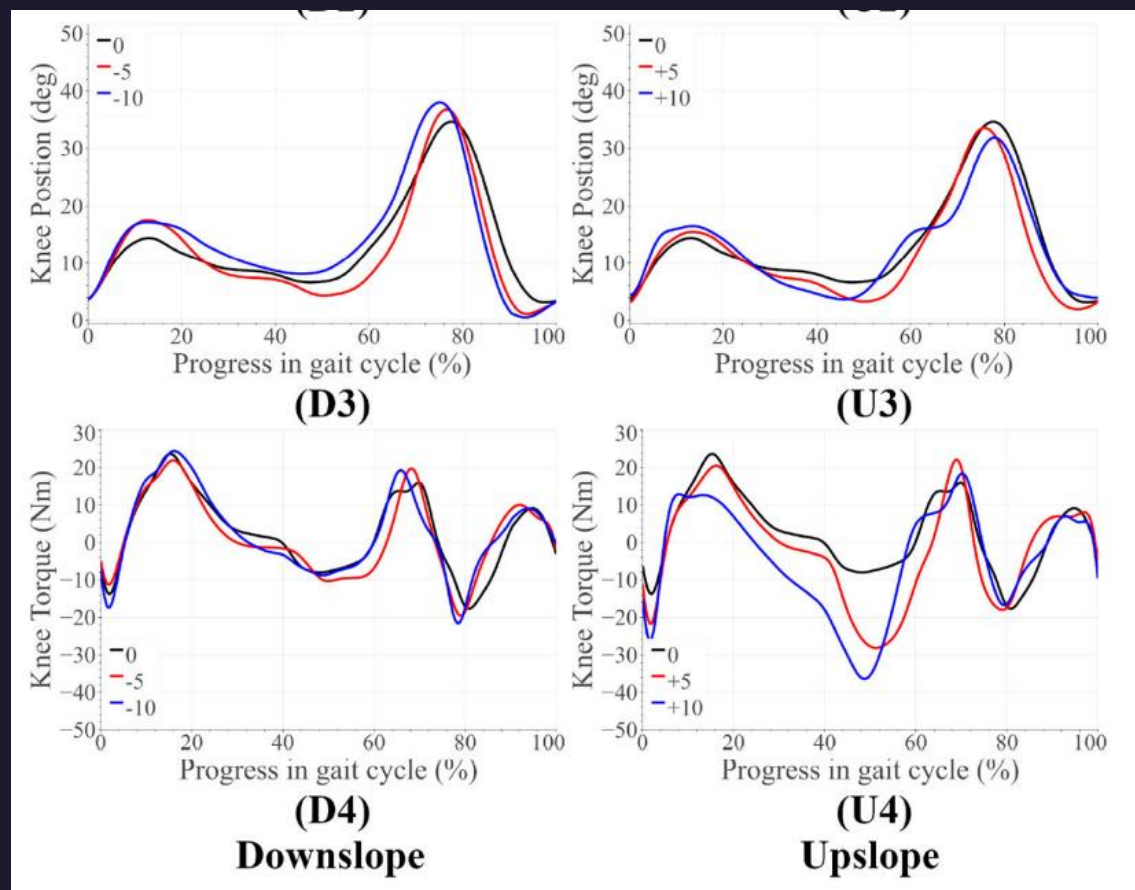


4-3. 실험 결과

경사에 따른 의족을 착용한 건강한 사람의 보행 결과



Push off하는 힘이 증가





5. 결론

- 이전의 다른 연구들중에 경사의 정도에 따른 힘의 변화나 적응도를 제대로 구현해 낸 연구는 하나[1]밖에 없는데 우리의 연구결과는 [1]의 연구보다 적은 parameter 개수를 가지고 비슷한 성능을 이끌어냄.
- 우리의 controller는 사용자가 역학적으로 건강한 사람의 보행과 유사한 양상을 보이는 보행을 할 수 있도록 도와줌.
- 이후의 연구에서는 현재의 phase variable을 이용한 방법으로 설명하지 못하는 toe-off 시점과 경사각 사이의 관계를 규명하는 방향으로 제어방법을 향상시킬 것임.
- 이후의 연구에서 θ_{ref} 를 state별로 고정시키는 것이 아닌 변하는 함수로 만들어 state의 수를 줄이는 방향으로 tuning을 더 쉽게 할 수 있게 할 것임.

감사합니다.

차명주

gistcmjgmj@gm.gist.ac.kr

