<응용논문> DOI https://doi.org/10.3795/KSME-B.2024.48.11.729 ISSN 1226-4881(Print)
2288-5234(Online)

수동 발목 외골격을 위한 관성 클러치의 거동 시뮬레이션 연구

김세영*† · 박종천* · 정현목* · 한병길* · 박철훈*
* 한국기계연구원 첨단로봇연구센터

Simulation Study of an Inertial Clutch for Unpowered Ankle Exoskeleton

Seyoung Kim*†, Jongcheon Park*, Hyunmok Jung*, Byoungkil Han* and Cheolhoon Park*
* Advanced Robotics Research Center, Korea Institute of Machinery & Materials (KIMM)

(Received June 26, 2024 ; Revised August 28, 2024 ; Accepted September 2, 2024)

Key Words: Inertial Clutch(관성클러치), Inertial Force(관성력), Walking(보행), Ankle Exoskeleton(발목외골격), Elastic Energy(탄성에너지), Optimization(최적화)

초록: 본 연구에서는 보행 시 발의 가감속 움직임을 통해 발생하는 관성을 동력원으로 보행상 변화에 따라 자동적으로 개폐되며, 수동 발목 외골격의 동력전달장치 역할을 수행할 수 있는 관성 클러치를 제안하고 이를 최적화하였다. 최적의 클러치 구성을 도출하기 위해 클러치 분리용 메카니컬 푸셔의 설치 유무를 기준으로, 클러치 스위칭 시뮬레이션이 보행상 변화를 가장 잘 추종할 수 있는 관성 무게추의 질량을 최적화 알고리즘을 통해 계산하였으며, 해당 과정에 필요한 보행 데이터는 총 5명의 피험자를 대상으로 하는 트레드밀 보행실험을 통해 수집했다. 피험자는 멀티센싱 워킹부츠를 착용하고 트레드밀 위에서 5가지 속도(0.8 ~ 1.6 m/s) 중 랜덤하게 주어지는 속도로 전방을 주시한 채 보행했으며, 수집된 발각도, 발가속도, 발압력 데이터는 각각 중력으로 인한 클러치 회전력, 관성으로 인한 클러치 회전력, 그리고 보행상 변화를 재현하는데 활용하였다. 최적화 결과 클러치 모션을 보행상에 동기화하는데 푸셔가 필수적이었으며, 최적 구성된 클러치는 예상대로 일정 수준 이상의 보행 속도에서만 동작하였다.

Abstract: A new mechanical clutch that operates based on inertial forces due to foot movement during human walking was designed, and tuned to store and release the elastic energy at a certain level of walking speed in a timely manner. We theoretically determined the optimal mass of the inertial weight of the inertial clutch using an optimization scheme that synchronizes the clutch motion with the changes in the walking phase, with and without a mechanical pusher acting as a switching booster. The experiments involved five subjects walking on a treadmill at five different speeds (0.8~1.6 m/s), and the corresponding foot angle, heel accelerations, and foot pressure were measured using a multi-sensing walking boot. The optimal masses of the inertial weights corresponding to each walking speed were obtained using a non-linear optimization algorithm that minimizes the least square error between the foot pressure data and clutch simulation. The results showed that the mechanical pusher played a significant role in improving the synchronization, while the optimal mass decreased with the walking speed. Consequently, the inertial clutch could operate synchronously with the stance and swing phases of walking when the walking speed reached a certain level.

1. 서 론

대부분 2 kg을 넘지 않는 수동 구동 방식의 발목 외골격은 능동형과는 다르게 구동 모듈이나 배터리가 필요하지 않아 경량화에 유리하다.[1~4] 전기 모터와 판 스프링을 사용하는 능동 발목 외골격의 경우 배터리 팩과 컨트롤러 유닛 포함 4 kg 이상인 경우가 많고,[5,6] 이는 모터에 연결된 보든 케이블로 제어를 하는 소프트 발목 외골격의 경우에도 마찬가지다.[7] 물론, 이러한 능동 발목 외골격의 경우 보행 에너지 감소에 실질적인 효과가 있다는 연구 결과들이 상당수 보고되고 있지만,[8~10] 문제는 정지 상태를 유지 하거나 혹은 보행 이외의 움직임을 할 때에도 무거운 배터리 팩이나 컨

† Corresponding Author, seyoungkim@kimm.re.kr
Ⓒ 2024 The Korean Society of Mechanical Engineers

트롤러를 허리나 등에 짊어지고 있어야 하기에 쉽게 피로감을 느끼거나 불편감을 느낄 수 있다는 것이다.

하지만, 소형/경량 구조만으로는 수동 발목 외골격의 효용성을 극대화하기 어렵다. 스프링과 단순 링크 구조를 활용해 아킬레스건이나 인대의 기능을 모사한 수동 발목 외골격을 제작한 후 보행이나 점핑 등의 하지 운동 시 발목의 추진을 보조한 경우가 있으나,[1,11,12] 이러한 장치는 상시 발등 굽힘(dorsiflexion)을 제한하여 다양한 공중 동작 시 사용자에게 불편함을 초래할 수 있다.[1,11]

이에 사용자의 불편함을 최소화하고, 탄성 에너지의 저장 및 방출 효과를 극대화할 수 있는 다양한 메카니컬 클러치가 제안되었다. 예를 들어, 라쳇기어 및 타이밍 스크류를 활용해 발목 모션에 동기화 되거나,[13~15] 슬라이더 및 그리퍼를 통해 지면 접촉 상황에 동기화되어 동작하는 클러치 등이 대표적이다.[2] 하지만, 보행 중 여부에 상관 없이 특정 이벤트 발생 시 예외 없이 클러치가 동작하기에 사용자가 임의로 클러치 개폐 여부를 조정하거나, 상당히 느린 걸음에서 조차 클러치 동작을 중단시킬 수 없다. 또한, 원활한 동작을 위해 클러치 모듈을 복잡하고 무겁게 구성하여 실질적인 효과가 미비한 경우도 발생한다.[16]

본 연구에서는 수동 발목 외골격의 소형화 및 경량화에 유리하며, 느린 걸음에서는 기능하지 않고, 일정 속도 이상에서 보행상(walking phase) 변화 즉, 입각기(stance phase)와 유각기(swing phase) 전환 시점에 동기화 되어 자동적으로 동작하는 메카니컬 관성 클러치(inertial clutch)를 제안하고 이를 최적화하는 방안을 논의한다.

2. 방 법

2.1 관성 클러치 메커니즘

관성 클러치는 보행 시 발의 가감속 움직임을 통해 발생하는 관성을 동력원으로 보행상(walking phase)에 따라 자동적으로 라쳇과 폴기어를 결합 또는 분리시키면서 동력전달장치 역할을 수행한다. 해당 클러치는 힌지 조인트를 통해 발 뒤꿈치에 연결되어 있기에 발이 가감속을 하게 되면 조인트 중심으로부터 이격되어 있는 클러치의 무게중심에 발 가속도와는 반대 방향, 동일한 크기의 관성 가속도가 작용하고, 이에 기존 모션을 지속하려고 한다(Fig. 1). 이 때, 관성력과 중력에 의한 회전력이 클러치 스프링에 의한 회전력, 즉 회전 역치(threshold)를 넘어서게 되면, 클러치는 상단 또는 하단의 쌍안정(bistable) 위치 중 기존의 반대편으로 스위칭(switching)하게 되고, 이는 라쳇과 폴기어의 결합 또는 분리로 이어져 탄성 에너지를 전달 또는 차단한다(Fig. 2).

예를 들어, 보행 시 유각기(swing phase) 후반에 발의 전진방향 속도가 줄어들면 클러치에는 해당 감속 크기만큼의 가속이 더해지는데 이는 발이 지면과 충돌하는 입각기(stance phase) 진입 초반에 극대화되고, 그 과정에서 상단부에 위치했던 클러치가 하강하며 폴기어가 라쳇과 맞물리게 된다(clutch on). 이 후, 발목이 회전하면 라쳇 휠은 고정된 상태로 인장 스프링이 늘어나게 되고, 이렇게 저장된 탄성 에너지는 발이 지면을 박차는 발바닥 굽힘(plantar flexion) 과정을 통해 방출되며 추진을 돕는다. 이렇게 유각기에 진입하면서 발이 지면을 박차고 난 직후에는 발의 상승방향 속도가 급격하게 줄어드는데, 이 과정에서 클러치 끝단의 폴기어가 라쳇 휠에서 분리되며 다시 상단부로 올라가게 된다(clutch off). 이로 인해, 발이 공중에 떠 있는 유각기 동안에는 인장 스프링으로 인한 걸리적거림 없이 발목 움직임을 원활하게 수행할 수 있다(Fig. 2).

위의 폴기어가 라쳇 휠과 분리되며 동력전달이 차단되는 과정(clutch off)을 보다 확실하게 수행하기 위해서 라쳇 휠에 푸셔(pusher)를 설치할 수 있다(Fig. 1). 푸셔는 발바닥 굽힘 동작 시 라쳇 휠과 함께 회전하며 폴기어를 라쳇 휠로부터 기계적인 힘을 통해 강제로 들어올리는 장치로 클러치 스위칭(on ↔ off) 사이에 회전력 불균형이 있는 경우

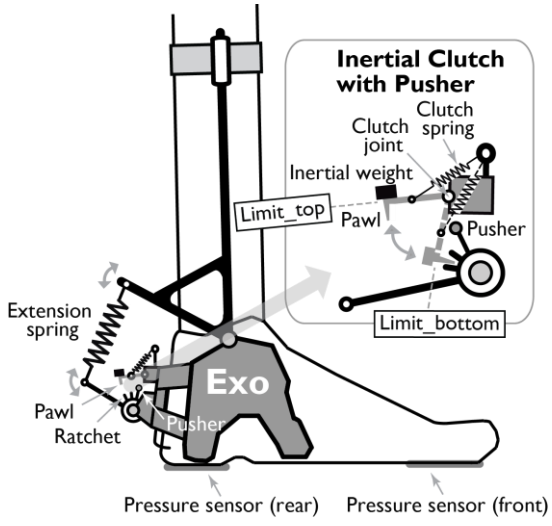

Fig. 1 Schematic drawings of a passive-elastic ankle exoskeleton equipped with an inertial clutch. The inertial clutch is bistable due to the clutch springs determining the torque threshold (inset)

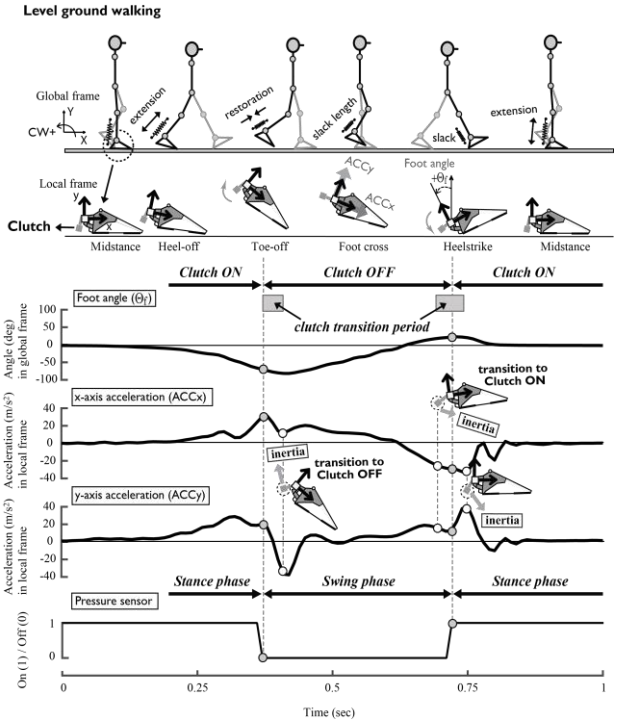

Fig. 2 Sequential action of the inertial clutch during level-ground walking: the clutch engagement (clutch on) and disengagement (clutch off) are switched synchronously with the stance and swing phases

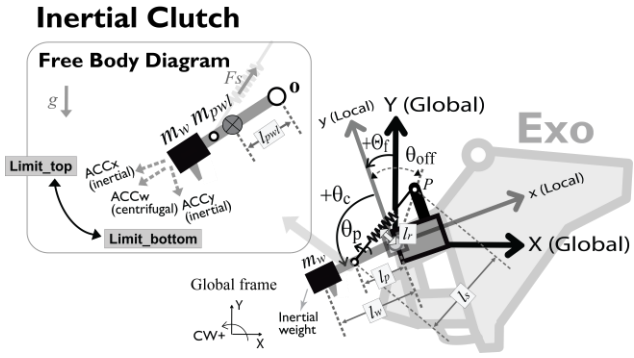

Fig. 3 Free body diagram of the inertial clutch. All the external forces acting on the masses of the inertial weight and the pawl gear are depicted with gray arrows (inset); the dashed arrows indicate inertial forces. All values of the model parameters are listed in Table 1

$$T_o = I_o \cdot \ddot{\theta}_c = \underbrace{\left(I_w + m_w \cdot {l_w}^2 + I_{pwl} + m_{pwl} \cdot {l_{pwl}}^2\right)}_{Parallel\ axis\ theorem} \cdot \ddot{\theta}_c$$
$$= \underbrace{-F_s \cdot l_r \cdot l_{rc}}_{Clutch\ spring} + \underbrace{\left(m_w \cdot l_w + m_{pwl} \cdot l_{pwl}\right) \cdot \cos\theta_c \cdot ACC_x}_{Local\ frame\ translation\ in\ x-axis}$$
$$+ \underbrace{\left(m_w \cdot l_w + m_{pwl} \cdot l_{pwl}\right) \cdot \sin\theta_c \cdot ACC_y}_{Local\ frame\ translation\ in\ y-axis}$$
$$+ \underbrace{\left(m_w \cdot l_w + m_{pwl} \cdot l_{pwl}\right) \cdot g \cdot \sin\theta_c \cdot \cos\Theta_f}_{Gravity}$$
$$+ \underbrace{\left(m_w \cdot l_w + m_{pwl} \cdot l_{pwl}\right) \cdot g \cdot \cos\theta_c \cdot \sin\Theta_f}_{Gravity} \quad (1)$$

효과적으로 활용될 수 있다. 폴기어가 라쳇 휠에서 분리되는 경우(clutch off), 클러치는 중력을 거스르는 방향으로 상승해야 하기 때문에 중력 방향으로 하강하면서 지면 충돌로 인해 큰 관성력까지 더해지는 결합(clutch on) 과정에 비해 발생되는 회전력이 작을 수밖에 없다. 이러한 회전력 불균형은 쌍안정 위치 간 스위칭 역치를 결정짓는 클러치 스프링 선정을 어렵게 만들기에, 발생 회전력이 보다 작은 폴기어 분리(clutch off) 과정을 강제 동작 시킴으로써 해당 역치 선정 및 스위칭 과정을 보다 용이하게 할 수 있다.

클러치 운동 방정식은 조인트 마찰력 제외 클러치에 가해지는 외력 즉, 관성력, 중력, 클러치 스프링에 의한 당김 힘을 모두 포함한 자유물체도(Fig. 3) 및 뉴턴-오일러 공식을 통해 아래와 같이 도출하였다(식 (1)). 해당 비선형 운동 방정식에 초기값, 실제 물성치 파라미터, 실제 보행 실험을 통해 수집된 데이터를 대입한 후, 수치적인 방법으로 상미분방정식을 풀면(ode45, MATLAB®) 주어진 보행 속도에서 예상되는 클러치 조인트의 각도 궤적을 이론적으로 시뮬레이션 할 수 있다.

이 때 T_o, I_o, $\ddot{\theta}_c$는 각각 클러치 조인트 토크, 클러치 조인트를 중심으로 한 클러치 관성 모멘트, 그리고 클러치 조인트의 각가속도를 의미한다. 수식에 사용된 다른 모델 파라미터 및 시뮬레이션 조건은 Table 1에 해당 값과 함께 표시하였다.

2.2 보행 데이터 수집

총 5 명의 남성 피험자(평균 나이: 35 ± 6 years, 평균 키: 176 ± 8 cm, 평균 몸무게: 74 ± 8 kg)가 보행 데이터 수집을 위한 실험에 참여했다. 그들은 실험에 관한 충분한 사전 설명을 들은 이후 KAIST 생명윤리위원회(IRB)가 승인한 동의서에 서명하였으며, 당시 다리 부상이나 균형 장애 병력이 없다고 밝혔다.

피험자는 데이터 수집용 워킹부츠를 착용한 후(Fig. 4), 정면을 주시한 채 매회 1분 동안 트레드밀 위에서 정해진 속도로 보행하게 되는데, 등간격으로 구성된 5가지 속도(0.8, 1.0, 1.2, 1.4, 1.6 m/s) 중 한 개가 랜덤하게 주어졌다. 개별 피험자 모두 세트 별로 위의 5가지 속도로 구성된 트레드밀 보행을 총 5세트 수행하였으며, 안정을 위해 세트 간 2분여의 휴식을 취했다. 또한, 데이터 수집 전

워킹부츠 착용 및 트레드밀 보행에 익숙해지기 위해 충분한 리허설을 수행하였다.

해당 보행 실험에 사용된 워킹부츠는 관성 측정장치(inertia measurement unit)와 압력 센서(force sensing resistor), 그리고 블루투스 모듈(HC-06)을 내장하고 있어, 클러치가 위치하는 발 뒤꿈치 부위의 로컬 가속도, 중력방향 기준 발 각도, 그리고 발바닥 앞쪽과 뒤쪽의 압력을 on(1) / off(0) 형태로 데이터 수집 장치(PC)에 무선으로 전송하였다(Fig. 4). 해당 데이터는 100 Hz 샘플링 속도로 수집되었으며, 이 후, 5차 버터워스 저역 통과필터를 통해 각도는 10 Hz, 가속도는 30 Hz 차단 주파수를 기준으로 필터링 되었다. 이 때, 해당 차단 주파수는 잔차 분석법(residual analysis)을 활용해 원 신호에서 백색 노이즈를 가장 잘 분리할 수 있는 수치값으로 선정하였다.[17,18]

수집된 보행 데이터 즉, 보행 속도에 따른 발 각도 및 가속도의 변화 경향은 다음과 같다. 첫째, 유각기(swing phase) 초반 음의 방향 발 각도 피크값($P < 0.05$) 및 유각기 후반 양의 방향 피크값(N3: $P < 0.05$, N2: $P = 0.11$) 모두 보행 속도가 증가함에 따라 증가했다(Fig. 5(a)). 음의 방향 피크값 증가는 발이 지면을 박차고 나가는 피봇팅 모션의 크기 증가를 나타내며, 양의 방향 피크값 증가는 발 뒤꿈치가 지면과 충돌할 때 발을 세우는 터치다운 각도의 증가를 나타낸다. 둘째, 유각기 초반 양의 방향 x축 로컬 가속도 피크값($P < 0.05$) 및 음의 방향 y축 로컬 가속도 피크값(N4: $P < 0.05$, N1: $P = 0.15$) 모두 최고 속도에서는 증가 추세가 주춤했지만, 전반적으로 보행 속도가 증가함에 따라 통계적으로 유의미하게 증가했다(Fig. 5(b) and (c)).

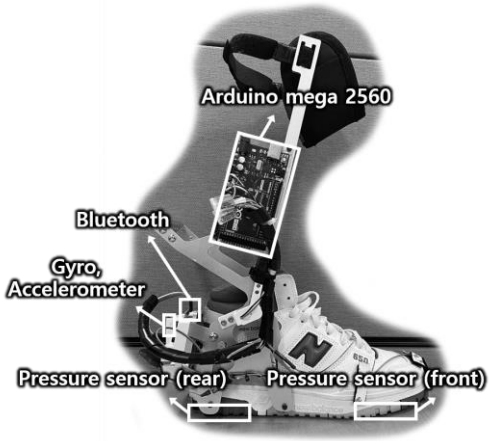

Fig. 4 Custom-made multi-sensor walking boot used for data collection: foot angle, heel accelerations, and foot pressure were measured

양의 방향 x축 로컬 가속도의 증가는 발이 지면을 박차는 과정에서 보다 짧은 시간 동안 전진방향 모멘텀을 크게 만든 결과이며, 음의 방향 y축 로컬 가속도의 증가는 지면을 떠나 공중에 진입한 발의 상승 속도를 빠르게 줄여 앞으로 뻗기 위한 동작에 기인한다. 셋째, 입각기(stance phase) 초반 음의 방향 x축 로컬 가속도 피크값($P < 0.05$) 및 양의 방향 y축 로컬 가속도 피크값($P < 0.05$) 모두 보행 속도가 증가함에 따라 통계적으로 유의미하게 증가했다(Fig. 5(b) and (c)). 이는 보행 속도가 증가함에 따라 인체 무게중심(CoM)이 갖는 모멘텀이 증가한 상태로 발이 지면과 충돌하여 순간적으로 감속한 결과이다.[19,20]

수집된 데이터는 관성 클러치 운동 방정식을 통해 보행상 변화에 따라 관성 및 중력으로 인해 클러치에 가해지는 회전력을 예측하고, 결과적으로 보행 속도에 따른 클러치 모션을 시뮬레이션 하는데 활용되었다(식 (1)).

2.3 관성 클러치 최적화(optimization)

강제 동력 차단(clutch off) 역할을 수행하는 푸셔의 효용성을 파악하기 위해 푸셔 설치 유무에 따른 이론상 최적의 클러치 모션을 최적화 과정을 통해 도출했다. 최적의 클러치 모션은 압력 센서 데이터를 통해 재현된 보행상 변화를 가장 잘 추종하는 클러치의 스위칭 모션으로 정의했으며, 이를 구현하기 위해, 해당 압력 센서 데이터와 클러치 시뮬레이션 간의 최소자승오차(least squre error)를 최소화시킬 수 있는 관성 무게추의 질량을 비선형 최적화 알고리즘(SQP: sequential quadratic programming)을 통해 계산하였다(fmincon, MATLAB®).[21,22] 무게추는 실제로 클러치 동작을 가장 손쉽게 변화시킬 수 있는 요소 부품이기에 튜닝 파라미터로 선정되었으며, 보행 속도별로 각 최적의 질량이 도출되었다. 이 때, 전역(global) 최적해임을 보장하기 위해 다양한 초기값을 반복 입력했으며, 최적화 과정에 사용된 클러치 모델의 파라미터와 해당 수치값, 푸셔 유무에 따른 시뮬레이션 조건, 그리고 최적화 목적함수 및 비선형 구속조건 등은 Table 1에 나타내었다.

2.4 통계 처리

보행 속도 변화에 따른 파라미터(예: 발 각도, 발뒤꿈치 로컬 가속도, 최적 무게추 질량) 변화 경향은 선형 회귀 분석법을 활용하여 유의수준 0.05로 통계적 유의성을 검증하였다.

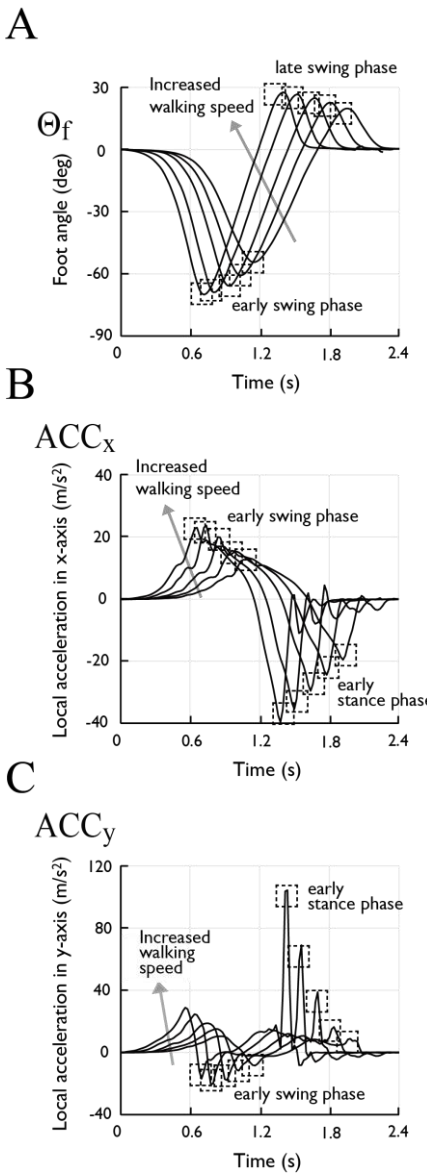

Fig. 5 Experimental data obtained from walking on a treadmill at five different speeds: (a) foot angle; (b) local acceleration along the *x*-axis; (c) local acceleration along the *y*-axis, measured simultaneously using the walking boot while increasing the speed. The data were recorded between mid-stances where the foot angle and the local accelerations are nearly zero

3. 결 과

3.1 푸셔 조건에 따른 시뮬레이션 차이

푸셔 유무에 상관없이 클러치는 보행상에 따라 스위칭 했지만, 스위칭 타이밍과 최적 관성 무게추의 질량에는 차이가 있었다(Fig. 6). 푸셔가 없는 경우, 동일 보행 속도에서 클러치 분리(clutch off)를 위해 푸셔가 있는 경우 대비 상대적으로 무거운 질량의 무게추를 필요로 했고, 이로 인해

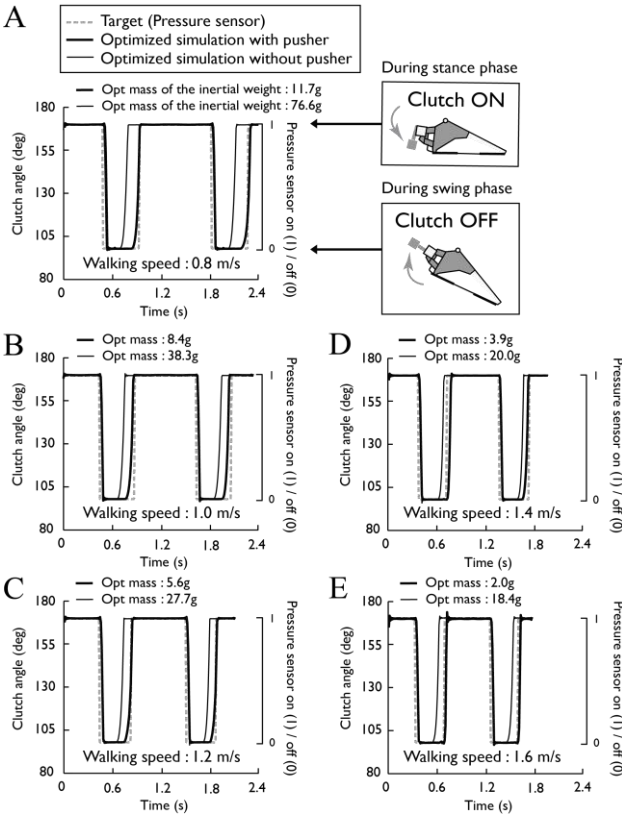

Fig. 6 Target angles for the inertial clutch at different walking speeds and simulation results with and without the mechanical pusher (Fig. 1). The trajectories of the target angles were set using signals from the foot pressure sensors (dashed gray lines). Then, two optimal masses of the inertial weights corresponding to whether or not the model includes the pusher, were calculated by minimizing the fitting error between the target and model simulation. Thick solid lines and thin solid lines are simulations with and without the mechanical pusher, respectively

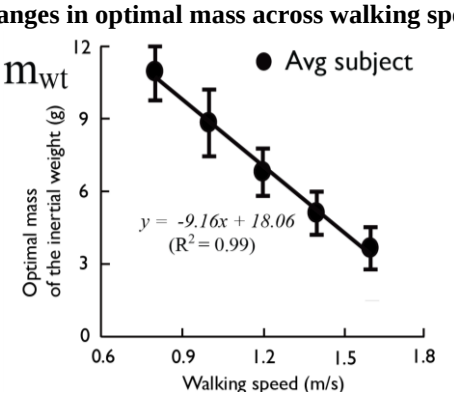

Fig. 7 Average masses of the inertial weights of all subjects obtained via an optimization that minimizes the fitting error between the target clutch angle and the model simulation. The thick solid line indicates the slope of linear regression of the averaged masses as a function of the walking speed

클러치 결합(clutch on)이 유각기 종반이 아닌 중반에 이루어졌다. 반면, 푸셔가 있는 경우, 동일 보행 속도에서 최적 무게추의 질량이 푸셔가 없는 경우 대비 10 ~ 20% 수준이었으며, 클러치는 보행상이 변하는 타이밍에 맞춰 적절하게 스위칭 했다.

3.2 보행 속도에 따른 관성 무게추 질량 변화

라쳇 휠에 푸셔가 설치된 모델의 경우, 클러치 시뮬레이션이 보행상 변화를 잘 추종하며 스위칭 했으며(Fig. 6), 최적화 과정을 통해 이론적으로 계산한 관성 무게추의 질량은 최대 15 g 이하 범위 내에서 보행 속도가 증가함에 따라 선형적으로 감소했다($P < 0.05$)(Fig. 7).

Table 1 Model parameters of the inertial clutch and optimization setup

Model parameters used in optimization (refer to Fig. 3)		
Mass of inertial weight	m_w	$0.002 \sim 0.1kg$
Mass of pawl gear	m_{pwl}	$0.027\ kg$
Gravity	g	$9.81\ ^{m}/_{s^2}$
x-axis position of the clutch spring fixed point *P*	P_x	$0.012\ m$
y-axis position of the clutch spring fixed point *P*	P_y	$0.013\ m$
Offset angle of the clutch spring fixed point *P* *based on the clutch joint O*	θ_{off}	$\tan^{-1}(\frac{P_x}{P_y})\ rad$
Angle between the clutch spring and pawl gear	θ_p	$\cos^{-1}(\frac{{l_s}^2+{l_p}^2-{P_x}^2-{P_y}^2}{2\cdot l_s\cdot l_p})\ rad$
Clutch angle in the local frame	θ_c	$98 \sim 170\ in\ deg$
Foot angle in the global frame	Θ_f	$-90 \sim 90\ in\ deg$
Length between the clutch joint O and m_w	l_w	$0.02\ m$
Length between the clutch joint O and m_{pwl}	l_{pwl}	$0.008\ m$
Length between the clutch joint O and clutch spring endpoint on the pawl gear	l_p	$0.009\ m$
Length of the clutch spring torque moment arm	l_r	$l_p \cdot \sin\theta_p\ m$
Sign coefficient	l_{rc}	if $\theta_{off} + \theta_c < 180°$, then 1 else -1
Slack length of the clutch spring	l_{s0}	$0.015\ m$
Length of the clutch spring	l_s	$\sqrt{(P_x + l_p \cdot \sin\theta_c)^2 + (P_y - l_p \cdot \cos\theta_c)^2}\ m$
Stiffness of the clutch spring	k_s	$79.38\ ^{N}/_{m}$
Initial tension of the clutch spring	F_{s0}	$0.23\ N$
Number of the clutch spring	N_s	2
Force exerted by the clutch springs	F_s	$\{[k_s \cdot (l_s - l_0) + F_{s0}] \times N_s\}\ N$
Moment of inertia about the center of mass of the corresponding weight	I_w	$(1.54 \times 10^{-3}) \cdot {m_w}^2 - (6.89 \times 10^{-6}) \cdot m_w + 9.24 \times 10^{-8}\ kg \cdot m^2$
Moment of inertia about the center of mass of the pawl gear	I_{pwl}	$2.23 \times 10^{-6}\ kg \cdot m^2$

Optimization setup	
Simulation condition	*If* $\theta_c \le limit_top$ (98 *deg*), *Set* $\theta_c = limit_top$, $\dot{\theta}_c = 0$, $\ddot{\theta}_c = 0$ *If* $\theta_c \ge limit_bottom$ (170 *deg*), *Set* $\theta_c = limit_bottom$, $\dot{\theta}_c = 0$, $\ddot{\theta}_c = 0$ *If the model includes the mechanical pusher, the clutch is automatically disengaged (Clutch OFF) within 0.04 sec at the start of swing phase*
Objective func.	$F_{obj} = min\{RMS\ error\ between\ target\ and\ simulation\}$ (refer to Fig. 6)
Constraints	*Correlation between target and simulation* $\ge$ 0.6 & *mass of the weight* $\ge$ 0 g

4. 고 찰

4.1 클러치 스위칭을 위한 푸셔의 필요성

보행 시 유각기(swing phase)에 진입하는 과정에서 푸셔를 통해 강제로 클러치를 분리(clutch off)하는 경우, 최적 시뮬레이션은 실질적으로 입각기(stance phase)에 진입할 때의 클러치 결합(clutch on) 동작만을 대상으로 하기에 전 보행 속도에서 클러치 스위칭이 보행상 변화와 거의 유사하게 이루어진다(Fig. 6). 이 경우, 클러치 결합은 유각기 종반부에 시작되어 입각기 극초반부에 종료되는 경우가 많으며, 특히 관성 무게추의 질량을 최적값 보다 약간 작게 설정하는 경우, 입각기 초입에 충돌과 함께 클러치 결합이 시작될 수도 있다.

이와 달리 라쳇 휠에 푸셔가 설치되지 않은 경우, 관성력과 중력에 의해 클러치에 발생하는 회전력에 차이가 있는 유각기 초반과 후반부 모두를 하나의 관성 무게추로 클러치 스위칭 해야 하기 때문에 시뮬레이션 결과를 보행상 변화에 동기화시키기 어렵다. 실제 최적화 결과를 보면, 푸셔가 설치된 경우에 비해 무거운 무게추를 사용함으로써 클러치에 발생하는 관성이 작은 유각기 초반부에도 클러치 분리(clutch off)를 이끌어 내지만, 증가된 무게로 인해 유각기 종반에 다다르기 전 클러치 회전력이 클러치 스프링 역치를 넘어서게 되어 클러치 결합(clutch on)이 상당히 빠른 시점에 일어난다(Fig. 6).

4.2 보행 속도에 따른 최적 무게추 변화 이유

보행 속도가 증가하면 클러치에 작용하는 관성 가속도 증가로 인해 클러치의 회전력은 증가하는 반면, 클러치 스프링으로 인한 쌍안정 위치의 회전력 역치는 고정된 상태이기 때문에 스위칭에 필요한 관성 무게추의 질량은 감소한다(Fig. 7). 클러치 스위칭에 관여하는 관성 가속도가 작용하는 구간은 발이 지면 충돌과 함께 순간적으로 정지하는 유각기 후반에서 입각기 초반부 사이, 그리고 발바닥 굽힘 과정을 종료하고 발을 앞으로 뻗기 위해 발의 상승 방향 속도를 급격하게 떨어뜨리는 유각기 초반부이다. 해당 감속 구간의 관성 가속도 크기는 보행 속도가 증가함에 따라 더 큰 운동량을 보다 짧은 시간 동안 변화시켜야 하기에 자연스럽게 증가하게 되며, 이는 최적 관성 무게추의 질량을 감소시킨다.

4.3 관성 클러치의 기여점 및 한계점

본 연구에서 제안하는 관성 클러치는 수동 발목 외골격 후면부에 지름 2 cm 이하 라쳇기어와 길이 3.5 cm 이하 크기의 폴기어 모듈을 단순 병합시켜 구현하기에, 해당 외골격의 측부와 하단부 돌출을 최소화할 수 있고, 알루미늄 합금 사용 기준 전체 외골격을 600 g 이하로 제작할 수 있어 소형, 경량화 달성에 유리하다.

본 연구에서는 정상군이 일정한 속도로 평지 보행하는 상황에서 관성 클러치가 정상 동작하기 위한 클러치의 최적 파라미터를 보행 속도별로 계산하였지만, 대상 그룹군이나 보행조건이 바뀌면 최적값이 달라지거나 클러치 개폐 동작이 매끄럽지 않을 수 있다.

4.4 멀티센싱 워킹부츠의 착용감

보행 데이터 수집을 위해 사용된 멀티센싱 워킹부츠는 착용 시 발목의 자유도를 1-DOF로 구속하고, 내장된 센서, 통신모듈, 컨트롤러보드 등으로 인해 다리 한쪽당 500 g 이상의 무게 증가분을 발생시킨다. 하지만, 리허설 및 정규 실험 과정에서 피험자 모두 큰 불편함을 느끼지 않았다고 보고하였으며, 첫 착용 시의 어색함 또한 리허설 과정에서 곧 완화되었다.

4.5 향후 계획

본 연구에서 수행한 최적화 기법을 활용하면, 최적 관성 무게추 질량뿐만 아니라, 최적 클러치 스프링 강성 등 다양한 클러치 파라미터를 튜닝할 수 있다. 본 연구에서 수행한 클러치 시뮬레이션 결과를 토대로 관성 클러치를 세부 튜닝한 후 수동 발목 외골격 장치에 탑재할 것이며, 이후 피험자 착용 실험을 통해 효용성을 검증할 계획이다.

후 기

이 성과는 정부(과학기술정보통신부)의 재원으로 한국연구재단의 지원을 받아 수행된 연구임 (No. NRF-2022M3C1A3080598).

참고문헌
(References)

(1) Kim, S., Son, Y., Choi, S., Ham, S. and Park, C., 2015, “Design of a Simple, Lightweight, Passive-Elastic Ankle Exoskeleton Supporting Ankle Joint Stiffness,” *Rev Sci Instrum*, Vol. 86, No. 9, Article 095107.

(2) Yandell, M. B., Tacca, J. R. and Zelik, K. E., 2019, “Design of a Low Profile, Unpowered Ankle Exoskeleton That Fits Under Clothes: Overcoming Practical Barriers to Widespread Societal Adoption,”

IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng, Vol. 27, No. 4, pp. 712~723.
(3) Quinto, L. F. P., Pinheiro, P., Gonçalves, S., Ferreira, R., Roupa, I. and da Silva, M. T., 2022, "Development and Functional Evaluation of a Passive Ankle Exoskeleton to Support Military Locomotion," *Advances in Military Technology*, Vol. 17, No. 1, pp. 79~95.
(4) Sawicki, G. S., Beck, O. N., Kang, I. and Young, A. J., 2020, "The Exoskeleton Expansion: Improving Walking and Running Economy," *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, Vol. 17, No. 1, p. 25.
(5) Dijk, W., Meijneke, C. and Kooij, H., 2017, "Evaluation of the Achilles Ankle Exoskeleton," *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, Vol. 25, No. 2, pp. 151~160.
(6) Mooney, L. M., Rouse, E. J. and Herr, H. M., 2014, "Autonomous Exoskeleton Reduces Metabolic Cost of Human Walking during Load Carriage," *Journal of Neuro Engineering and Rehabilitation*, Vol. 11, No. 1, p. 80.
(7) Awad, L. N., Bae, J., O' Donnell, K., De Rossi, S. M. M., Hendron, K., Sloot, L. H., Kudzia, P., Allen, S., Holt, K. G., Ellis, T. D. and Walsh, C. J., 2017, "A Soft Robotic Exosuit Improves Walking in Patients After Stroke," *Sci Transl Med*, Vol. 9, No. 400, Article eaai9084.
(8) Galle, S., Malcolm, P., Collins, S. H. and De Clercq, D., 2017, "Reducing the Metabolic Cost of Walking with an Ankle Exoskeleton: Interaction between Actuation Timing and Power," *Journal of Neuro Engineering and Rehabilitation*, Vol. 14, No. 1, p. 35.
(9) Malcolm, P., Derave, W., Galle, S. and De Clercq, D., 2013, "A Simple Exoskeleton that Assists Plantarflexion Can Reduce the Metabolic Cost of Human Walking," *PLoS One*, Vol. 8, No. 2, Article e56137.
(10) Grimmer, M., Quinlivan, B. T., Lee, S., Malcolm, P., Rossi, D. M., Siviy, C., Walsh, C. J., 2019, "Comparison of the Human-Exosuit Interaction Using Ankle Moment and Ankle Positive Power Inspired Walking Assistance," *J Biomech*, Vol. 83, pp. 76~84.
(11) Song, Q., Zhou, N., Liu, Y. and Deng, H., 2023, "The Effect of Walking with Elastic Ankle Exoskeletons on the Internal Force of Knee and Ankle," *Advanced Robotics*, Vol. 37, No. 14, pp. 913~923.
(12) Farris, D. J. and Sawicki, G. S., 2012, "Linking the Mechanics and Energetics of Hopping with Elastic Ankle Exoskeletons," *Journal of Applied Physiology*, Vol. 113, No. 12, pp. 1862~1872.
(13) Collins, S. H., Wiggin, M. B. and Sawicki, G. S., 2015, "Reducing the Energy Cost of Human Walking Using an Unpowered Exoskeleton," *Nature*, Vol. 522, No. 7555, pp. 212~215.
(14) Pardoel, S. and Doumit, M., 2019, "Development and Testing of a Passive Ankle Exoskeleton," *Biocybernetics and Biomedical Engineering*, Vol. 39, No. 3, pp. 902~913.
(15) Wang, X., Guo, S., Qu, B., Song, M. and Qu, H., 2020, "Design of a Passive Gait-based Ankle-Foot Exoskeleton with Self-Adaptive Capability," *Chinese Journal of Mechanical Engineering*, Vol. 33, No. 1, p. 49.
(16) Etenzi, E., Borzuola, R. and Grabowski, A. M., 2020, "Passive-Elastic Knee-Ankle Exoskeleton Reduces the Metabolic Cost of Walking," *Journal of Neuro Engineering and Rehabilitation*, Vol. 17, No. 1, p. 104.
(17) Burkhart, T. A., Dunning, C. E. and Andrews, D. M., 2011, "Determining the Optimal System-Specific Cut-Off Frequencies for Filtering In-Vitro Upper Extremity Impact Force and Acceleration Data by Residual Analysis," *Journal of Biomechanics*, Vol. 44, No. 15, pp. 2728~2731.
(18) Fekete, T., Rubin, D., Carlson, J. M. and Mujica-Parodi, L. R., 2011, "The NIRS Analysis Package: Noise Reduction and Statistical Inference," *PLoS ONE*, Vol. 6, No. 9, Article e24322.
(19) Adamczyk, P. G. and Kuo, A. D., 2009, "Redirection of Center-of-Mass Velocity during the Step-to-Step Transition of Human Walking," *J Exp Biol*, Vol. 212, No. Pt 16, pp. 2668~2678.
(20) Baines, P. M., Schwab, A. L. and van Soest, A. J., 2018, "Experimental Estimation of Energy Absorption during Heel Strike in Human Barefoot Walking," *PLoS One*, Vol. 13, No. 6, Article e0197428.
(21) Kim, S. and Park, S., 2011, "Leg Stiffness Increases with Speed to Modulate Gait Frequency and Propulsion Energy," *J. Biomech*, Vol. 44, No. 7, pp. 1253~1258.
(22) Lim, W., Jang, J., Kim, J., Na, J., Lee, C., Kim, Y. and Lee, T. H., 2014, "Reliability-Based Design Optimization Considering Variable Uncertainty," *Trans. Korean Soc. Mech. Eng. A*, Vol. 38, No. 6, pp. 649~653.