한국정밀공학회지 제 29 권 3 호 pp. 346-353 March 2012 / 346
Journal of the Korean Society for Precision Engineering Vol. 29, No. 3, pp. 346-353

하지 착용형 외골격 로봇의 효율적 보행패턴 생성 및 에너지 효율성 검증

Gait Pattern Generation for Lower Extremity Exoskeleton Robot and Verification of Energy Efficiency

김완수 [1], 이승훈 [1], 유재관 [2], 백주현 [2], 김동환 [3], 한정수 [4], 한창수 [1,✉]
Wan Soo Kim[1], Seung Hoon Lee[1], Jae Kwan Ryu[2], Joo Hyun Baek[2], Dong Whan Kim[3], Jung Soo Han[4] and Chang Soo Han[1,✉]

1 한양대학교 기계공학과 (Department of Mechanical Engineering, Hanyang Univ.)
2 LIG 넥스원 기계연구센터(LIG nex1, Mechanical Engineering R&D Lab)
3 한양대학교 생활스포츠학부 (Division of Sports & Well-Being, Hanyang Univ.)
4 한성대학교 기계시스템공학과 (Department of Mechanical System Engineering, Hansung Univ.)
✉ Corresponding author: cshan@hanyang.ac.kr, Tel: 031-400-4062

Manuscript received: 2011.7.18 / Accepted: 2011.11.26

The purpose of this study is to verify the energy efficiency of the integrated system combining human and a lower extremity exoskeleton robot when it is applied to the proposed gait pattern. Energy efficient gait pattern of the lower limb was proposed through leg function distribution during stance phase and the dynamic-manipulability ellipsoid (DME). To verify the feasibility and effect of the redefined gait trajectory, simulations and experiments were conducted under the conditions of walking on level ground and ascending and descending from a staircase. Experiments to calculate the metabolic cost of the human body with or without the assistance of the exoskeleton were conducted. The energy consumption of the lower extremity exoskeleton was assessed, with the aim of improving the efficiency of the integrated system.

Key Words: Lower Extremity Exoskeleton (하지 착용형 외골격 로봇), Walking Assist (보행 보조), Dynamic Manipulability Ellipsoid (동조작성타원), Gait Pattern (보행패턴), Energy Efficiency (에너지 효율)

1. 서론

착용형 외골격 로봇은 현재 다양한 환경에서 인간의 근력을 지원하여 이동성을 증가시키거나 작업능률의 향상을 위하여 90 년대부터 다양한 연구가 진행되어왔다. 착용형 외골격 로봇의 적용은 인간의 두뇌, 판단능력은 그대로 차용하며 인간의 다리와 같은 우수한 접근성을 활용하여 군사, 산업분야에서의 동작효율의 증대뿐만 아니라 다양한 지형에 대한 극복능력을 향상시킬 수 있으며, 또한 신체적 약자에 대한 적용을 통하여 근력의 보조 혹은 대체의 역할을 수행할 수 있다. 특히 재활, 복지분야와 관련된 하지 착용형 외골격 로봇 연구는 보행이 불편하거나 불가능한 신체적 약자가 착용형 외골격 로봇을 입고 직접 보행할 수 있다는 점이 감성적인 이점으로 작용할 수 있어서 최근 관련 연구 및 수요시장이 상승하고 있다.[1]

신체적 약자의 보행을 보조 하기 위해 개발된 착용형 외골격 로봇은 다양한 형태로 개발되고 있으며 일본에서 가장 활발히 연구가 진행되고 있다.

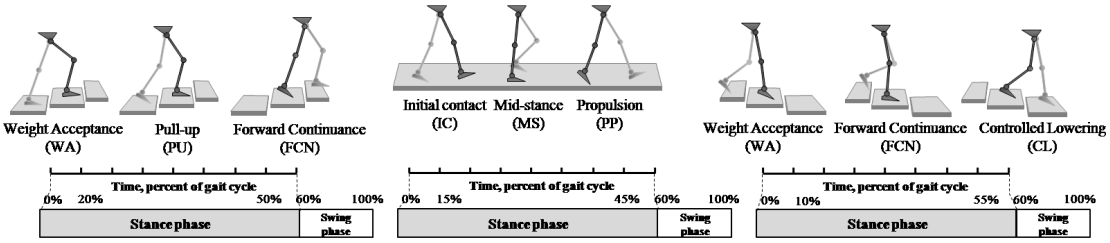


Fig. 1 Human-gait cycle analysis based on leg function distribution in the cases of level-ground walking and stair ascent and descent ambulation

대표적인 예로 일본의 Cyberdyne 에서 개발한 보행 보조 시스템인 'Hybrid Assistive Robot(HAL)'[2] 과 Honda 에서 개발한 'Walking Assist Robot'[3] 이 있으며 미국의 Berkeley Bionics 사의 하지 마비장애인을 위한 보행시스템인 'e-Legs'가 있다.[4] 국내의 경우 서강대학교에서 개발한 'SUBAR'가 있다.[5] 이와 같이 다양한 보행보조를 위한 착용형 외골격 로봇이 개발되고 있다.

이러한 착용형 외골격 로봇과 같이 외부 환경에서 구동되는 로봇의 경우 많은 제약이 존재한다. 특히 외부환경에서 구동하기 위해 한정된 에너지원을 로봇 시스템에 부착하기 때문에 적용분야와 구동범위에 제약이 있다. 따라서 로봇의 활용성을 향상시키기 위해서는 에너지를 효율적으로 사용하기 위한 연구가 필요하다. 이러한 이유로 인하여 족형 로봇의 경우 외부환경에 대한 활동성능을 높이기 위하여 에너지 효율을 증가시키기 위한 연구가 활발히 이루어지고 있다.[6] 하지만 실제 생활환경에 적용되기 위해 개발되고 있는 착용형 외골격 로봇을 구동하기 위해서 에너지 소비를 고려하여 구동시간을 증가시키기 위한 에너지 효율적인 측면을 고려하지 않을 수 없지만 앞선 연구사례에서는 동작 생성 방법에 대해서만 고려하고 있다.

로봇의 에너지 효율을 높이기 위하여 일반적으로 두 가지 방법을 통하여 접근하고 있다. 첫째, 로봇의 기구최적화를 이용한 중량 감소를 통하여 동작에 필요한 에너지를 줄이는 방법이 있으며, 둘째, 로봇의 동역학 기반의 분석을 바탕으로 각 관절의 최적 힘, 토크 분배를 통하여 에너지 효율을 향상시키는 보행 패턴을 생성하는 방법이 있다.[7] 많은 족형 로봇은 앞서 설명된 방법을 통하여 에너지 효율을 향상시키기 위한 연구가 진행되고 있지만 착용형 외골격 로봇의 경우 에너지 효율에 대한 연구가 미비하다.

따라서, 본 연구에서는 보행보조를 위한 착용형 외골격 로봇의 평지, 계단 보행 시 소비되는 에너지 효율을 높이기 위하여 각 관절에 대한 최적의 힘 전달과 토크 분배를 고려한 보행 패턴 생성 방법을 소개하며 실제 착용형 외골격 시스템에 적용하여 효용성에 대해서 증명할 것이다. 또한 착용형 외골격 시스템의 착용자에 대한 에너지 소비량 측정을 통하여 착용형 외골격 시스템이 적용된 경우 인간-로봇이 결합된 시스템에 대한 에너지 효율성이 증가됨을 보일 것이다.

2. 보행 분석 및 작업 대상 정의

2.1 보행 분석

인간의 보행은 한 주기를 기준으로 입각기(stance phase), 유각기(swing phase)로 구분할 수 있으며 유각기는 보행주기의 40%를 형성하며 중력의 반대방향으로 움직이기 위한 동작이고, 입각기는 보행주기의 60%를 차지하며 발바닥이 지면에 접촉하여 무게를 지탱하는 순간부터 떨어지는 순간까지를 나타낸다.[8] 이 중 유각기는 중력과 무게중심이동을 통하여 동작하지만 입각기는 무게지지를 위해서 관절에 많은 토크가 요구된다. 따라서 본 연구에서는 평지, 계단 보행 시 입각기에서의 에너지 소비 최소화를 위한 보행 패턴 생성 방법에 대해서 고려할 것이다.

보행주기에서 입각기는 여러 과정으로 구성되어 있다. 평지 보행에서는 초기접촉(initial-contact: IC), 중간입각기(mid-stance: MS), 추진(weight propulsion: WP)로 구성된다. 계단 보행에서 입각기는 계단 오르기와 내려오기로 구분하며 Fig. 1 과 같이 구성된다. Fig. 1 을 살펴보면 초기접촉 구간에서 고관절과 족관절은 무게를 지지하는 역할을 하며, 중간입각기 구간에서는 슬관절의 동작이 주로

이루어 지며 추진을 위한 동작은 족관절을 통해서 생성된다.[9-11] 또한, 고관절의 74%, 슬관절의 85%, 족관절의 93% 가 단일 보행주기 시 시상면(sagittal plane)에서의 움직임으로 나타난다. 이를 통해서 보행의 가장 주된 동작은 시상면에서 이루어 지며 족관절의 움직임에 따라서 입각기에서의 동작은 무게를 지지하는 역할과 추진하는 역할로 구분할 수 있다.[12,13]

따라서, 에너지 효율을 위한 보행 패턴 생성을 위해서 초기접촉 시 무게지지를 위한 역할의 발뒤꿈치 닿기 구간(heel strike), 발가락 닿기 구간(toe strike)와 추진을 위한 역할의 발가락 떼기 구간(toe off)에 대해서 고려할 것 것이다.

2.2 작업 대상 정의

2.1 절의 보행분석을 통하여 착용형 외골격 로봇의 에너지 소비를 최소화 하기 위해서는 보행주기 중 입각기에 대한 패턴을 생성해야 하며 역할에 따라 구분 지어 고려해야 한다는 것을 알 수 있다. 따라서 본 연구에서는 최적의 관절의 토크 분배를 위해서 DME(Dynamic Manipulability Ellipsoid)를 이용하여 평지, 계단 보행 입각기의 지지 역할과 추진 역할에 따른 착용형 외골격 로봇의 지면 디딤각을 산출하여 보행보조를 위한 착용형 외골격 로봇의 보행패턴에 적용할 것이다.

3. 보행 패턴 생성

3.1 DME 를 이용한 에너지 분석

Manipulability ellipsoid 는 각 관절에 대해 낼 수 있는 최대 각속도와 링크의 말단부의 3 차원(또는 2 차원) 공간 내 속도와의 관계를 정량적으로 나타내는 지표이지만 링크의 자세, 속도만을 고려하고 있기 때문에 보행과 같이 빠르게 운동하는 링크에서는 동역학적인 요소를 고려하지 않을 수 없다. 따라서 동역학적인 요소가 고려된 manipulability ellipsoid 인 DME 를 이용하여 착용형 외골격 로봇의 목적에 맞는 최적의 자세를 찾는 해석을 수행한다.

본 연구에서는 이를 위하여 일반화된 관성타원체를 사용한다. 타원체를 표현하기 위한 방법으로 접촉 시 발생되는 에너지 손실을 이용하였으며 일반적으로, 링크의 운동에너지 변화는 식(1)과 같이 표현된다.

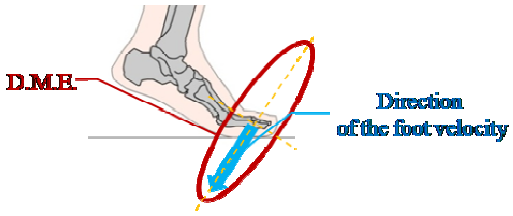


Fig. 2 Attack angle based on DME analysis

$$\Delta KE = -\frac{1}{2}\Delta\dot{x}^T \bar{J}^T D\bar{J}\Delta\dot{x} \tag{1}$$

$\Delta\dot{x}$ 는 발의 속도변화를 나타낸 것이다. 본 연구에서는 다양한 지면에 대해서 고려하지 않았기 때문에 지면에 대한 모델이 필요하지 않은 상황을 가정하였다. 따라서 발과 지면은 완전 탄성충돌이며 미끄러짐이 없다고 가정하여 충격이 가해지기 전 땅에 닿는 즉시 발의 속도는 '0'이 된다. 만약 다양한 지면에 대해 고려하기 위해서는 지면과 마찰에 대한 모델링이 필요하며, 충돌방법에 따른 속도 변화를 정의할 수 있다. 앞서 설명한 완전 탄성충돌을 고려하여 식(1)에 표현된 2 차 곡면은 다음과 같이 정의 내릴 수 있다.

$$u^T \bar{J}^T D\bar{J}u \le 1 \tag{2}$$

$\bar{J}^T D\bar{J}$ 는 "pseudo kinetic energy matrix"이다. 그러므로 말단부의 속도 변화 방향에 따라서 에너지 소비율이 변화하는 것으로 표현 할 수 있다. 속도변화의 방향이 DME 의 단축에 근접할수록 에너지 소비는 최대가 되고, 속도변화의 방향이 DME 의 장축의 방향에 가까울수록 에너지 소비는 최소가 된다.[14] 따라서 에너지 소비를 최소화 하는 보행을 위하여 착용형 외골격 로봇의 말단부가 지면접촉 순간의 속도 변화 방향과 DME 의 장축이 일치하는 자세를 선택한다(Fig 2). 로봇의 말단부와 지면이 접촉하는 순간의 속도 변화 방향은 2.2 절에 설명된 보행 입각기의 역할에 따라서 결정된다. 무게 지지 역할을 하는 경우 발뒤꿈치 닿기 구간과 발가락 닿기 구간에 대해 고려되며 이때의 속도 변화방향은 지지를 위한 지면 반발력(Ground reaction force) 벡터의 방향으로 나타낼 수 있다. 몸체 추진 역할은 발가락 떼기 구간에 대해서 고려되며 앞서 고려된 것과 동일하게 지면 반발력 벡터의 방향으로 말단부의 속도 변화 방향을 설정한

다. 지면 반발력은 접촉지점에서 고관절까지 벡터로 표현할 수 있다.[8]

3.2 DME 구성

시상면에서 구동되는 착용형 외골격 로봇의 자유도는 인간의 관절구조와 유사하게 고관절, 슬관절, 족관절의 3DOF 로 구성하였다. 하지만 평지 보행의 발뒤꿈치 접촉 구간에서 족관절의 영향이 크지 않기 때문에 DME 를 이용한 디딤각 산출은 2DOF 로 가정하여 수행하며 발가락 떼기 구간에 대해서는 3DOF 로 구성하여 해석을 수행한다. 계단 보행의 발뒤꿈치 접촉 구간도 동일하게 2DOF 로 가정하여 해석을 수행하며 발가락 닿기 구간과 발가락 떼기 구간은 3DOF 로 구성한다.

DME 를 이용한 해석을 위하여 착용형 외골격 로봇의 동역학 모델을 수립한다. 착용형 외골격 로봇에 대한 상태 방정식은 식(3)과 같다. DME 는 관절의 각속도와 로봇 말단부(뒤꿈치, 발가락)의 관계식으로 나타난다. 로봇의 자세와 속도 그리고 동역학적 해석을 통한 DME 유도 방법은 참고문헌[15]에 나타내었다.

$$\tau = M(\Theta)\ddot{\Theta} + V(\Theta,\dot{\Theta}) + G(\Theta) \tag{3}$$

$$\Theta = \begin{bmatrix} \theta_1(t) \\ \vdots \\ \theta_n(t) \end{bmatrix},\ \tau = \begin{bmatrix} \tau_1(t) \\ \vdots \\ \tau_n(t) \end{bmatrix}$$

로봇 말단부의 속도는 식(4)로 표현된다.

$$v = J(\Theta)\dot{\Theta} \tag{4}$$

최대 관절 토크와 DME 의 지표인 최대 각가속도로 정규화된 관절토크는 관절속도의 편미분을 통하여 식(5)와 식(6)으로 정리된다.

$$\dot{\hat{v}} = \hat{J}\hat{M}^{-1}(\Theta)\hat{\tau} \tag{5}$$

$$\hat{\tau} = \hat{M}(\Theta)\hat{J}^{-1}\dot{\hat{v}} \tag{6}$$

여기서,

$$\hat{J} = T_a J \tag{7}$$

$$\hat{M}(\Theta) = T_\tau M(\Theta) \tag{8}$$

$$T_a = diag\left[\frac{1}{\tilde{v}_{1\max}},\ \frac{1}{\tilde{v}_{2\max}},\ \cdots,\ \frac{1}{\tilde{v}_{m\max}}\right] \tag{9}$$

$$T_\tau = diag\left[\frac{1}{\tilde{\tau}_{1\max}},\ \frac{1}{\tilde{\tau}_{2\max}},\ \cdots,\ \frac{1}{\tilde{\tau}_{m\max}}\right] \tag{10}$$

Table 1 Link parameter of the exoskeleton

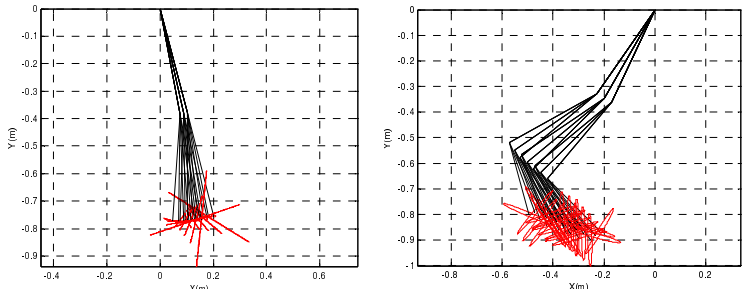
Issue	Unit	Quantity
Length 0 (l_0)	m	0.4
Length 1 (l_1)		0.4
Length 2 (l_2)		0.29
m1	kg	3.26
m2		3.26
m3		4.2
Moment of Inertia 1	$kg{\cdot}m^2$	0.005
Moment of Inertia 2		0.005
Moment of Inertia 3		0.021
Weight	kg	20

따라서 DME 는 식(11)과 같이 구할 수 있다.

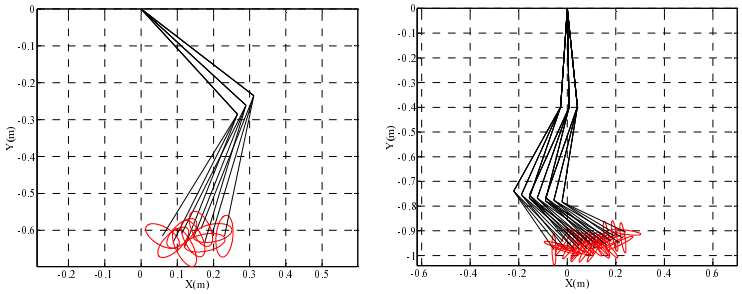
$$\hat{\tau}^T\hat{\tau} = 1 \tag{11}$$

3.3 에너지 효율적 보행 패턴 생성

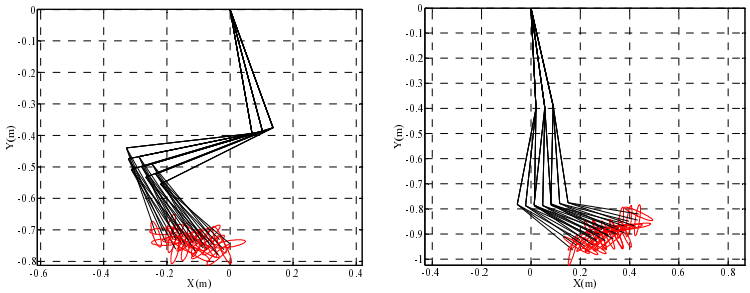
로봇의 에너지 소비는 지면에 대한 디딤각에 따라서 다르게 표현되며 이는 DME 와 로봇 말단부의 속도변화 방향을 통하여 나타낼 수 있다. 따라서 본 연구에서는 착용형 외골격 로봇의 말단부 속도변화 방향과 DME 의 장축 방향이 일치하는 경우 에너지 소비가 최소화 되는 이론을 적용하여 디딤각을 산출하고 이를 이용한 보행패턴을 생성할 것이다. 상태방정식의 계산과 DME 는 Matlab 을 통하여 표현하였으며, 계산에 사용된 시스템의 링크 파라미터는 Table 1 과 같다. 발뒤꿈치 접촉에 대한 DME 해석은 족관절을 제외한 고관절, 슬관절 2DOF 모델로 수행하였으며, 발가락 접촉, 발가락 떼기 구간에 대해서는 고관절, 슬관절, 족관절의 3DOF 모델로 시뮬레이션을 수행하였다(Fig 3).



(a) DME of the level ground condition



(b) DME of the stair ascent condition



(c) DME of the stair descent condition

Fig. 3 DME parameter was simulated on MATLAB of the various ground conditions

시뮬레이션을 위한 관절 범위 선정은 25 세 건장한 남자에 대한 보행 관절 범위에 ±10° 의 제한조건을 추가하였다. 보행 입각기의 각 역할에 따른 최적의 디딤각 산출을 위하여 시뮬레이션을 통해 표현된 DME 의 장축 방향과 접촉부의 지면반력 벡터의 방향이 일치하는 자세를 선정하였으며 보행 조건과 구간에 따라서 로봇의 자세를 Table 2 와 같이 선택하였다. 착용형 외골격 로봇의 보행 패턴은 시뮬레이션을 통해 산출된 로봇의 자세와 25 세 남성의 보행패턴 데이터를 결합하여 생성하였다. 이를 통하여 지면 접촉 시 소비되는 에너지를 최소화 하는 보행패턴을 생성하였으며 착용형 외골격 로봇에 적용하여 실험을 진행하였다.

Table 2 Simulation result of optimal joint angle based on DME analysis

	Level ground		Stair ascent		Stair descent	
	HS	TO	HS	TO	TS	TO
Hip joint	15°	-35°	32°	-4°	8°	10°
Knee joint	-9°	-20°	-70°	-25°	-9°	-87°
Ankle joint	-	-15°	-	-16°	-23°	16°

Heel strike = HS, Toe off = TO, Toe strike = TS

4. 실험

4.1 실험 방법 정의

3.3 절을 통해 생성된 에너지 효율을 고려한 착용형 외골격 로봇의 보행패턴의 검증을 위하여 실

제 로봇 시스템에 적용하였으며, 에너지 소비량의 확인을 위하여 보행 시 로봇의 전류 소모량 측정하였다. 또한 착용형 외골격 로봇의 사용하였을 때 보행 보조 효과의 검증을 위하여 착용자의 에너지 소비율인 V'O2-max 과 V'O2-TM 을 측정하였다.

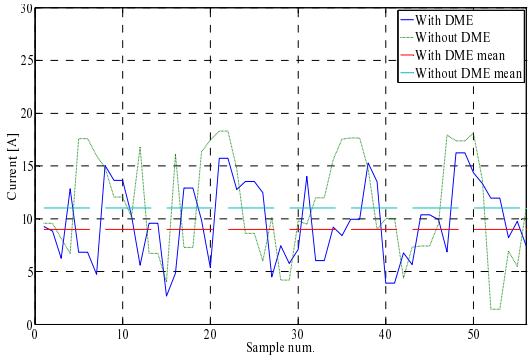
피험자(나이:25, 성별;남, 키: 178cm, 몸무게: 78kg) 는 실험에 참여하기 전 적응을 위하여 착용형 외골격 로봇을 착용하고 각 10 분간 평지, 계단 보행을 하였다. 실험에 사용된 계단은 4 칸으로 실험용으로 제작한 것이며 평균 계단의 높이와 동일하게 구성하였다. 실험은 에너지 효율을 고려한 보행 패턴의 검증을 위하여 평지보행과 계단보행에서 각각 DME 가 적용되지 않은 보행 패턴과 DME 가 적용된 보행패턴에 대한 보행 시 전류 소모량을 각각 5 회 실험 후 평균값을 이용하여 비교하였다.

또한 착용자의 에너지 소모량 측정을 위하여 산소소모량 측정이 가능한 MetaMaxTM-3B 를 이용하였다. 산소소모량 측정 실험은 정확한 측정을 위해 30 분간 측정해야 하는데 계단 보행의 경우 30 분간 동일 동작에 대해서 구현이 불가능 하기 때문에 평지 보행에 대해서 측정하였으며 실험 조건은 착용형 외골격 로봇을 착용한 경우와 착용형 외골격 로봇을 착용하지 않고 외부 하중물을 장착하지 않은 경우와 40kg 의 외부 하중물을 장착한 경우에 대해서 비교하였다. 인체 에너지 효율의 비교를 위해 측정된 데이터는 V'O2 (ml/min) 와 계산된 V'O2-TM (ml/min/kg)이다. V'O2-TM 은 V'O2 에 총 질량 (신체: 78kg, 모든 장비: 약 3kg, 착용형 외골격 로봇: 약 20kg) 을 나눈 값이다.

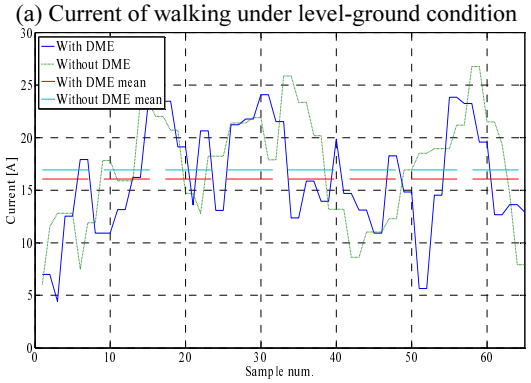
4.2 실험 결과

DME 를 이용하여 에너지 효율이 고려된 보행 패턴을 적용한 평지보행과 계단 오르기, 내려오기 보행 실험을 통해서 측정된 관절 전류 소모량의 합을 측정한 결과는 Fig. 4 에 나타내었다. 5 회의 반복실험 후 DME 를 적용하지 않은 보행패턴과 DME 를 적용한 보행패턴의 전류소모량 평균을 비교하였을 때 평지보행에서는 DME 를 적용한 보행 패턴이 약 11.1%의 전류를 적게 소모하였고, 계단 오르기 보행은 약 4.8%, 계단 내려오기 보행은 약 10.4%의 전류를 적게 소모하였다.

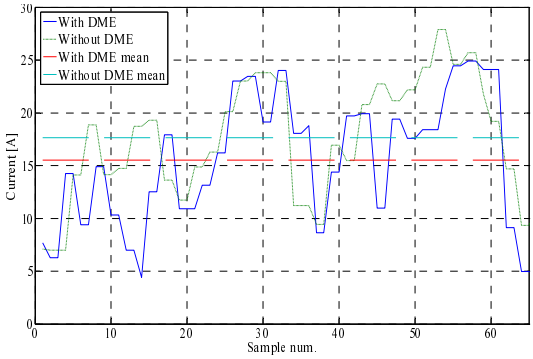
인체 에너지 소모량을 측정한 $V'O_2$ 는 착용형 외골격 로봇을 착용하지 않고 40kg 의 외부 하중물



(a) Current of walking under level-ground condition



(b) Current of stair ascent condition

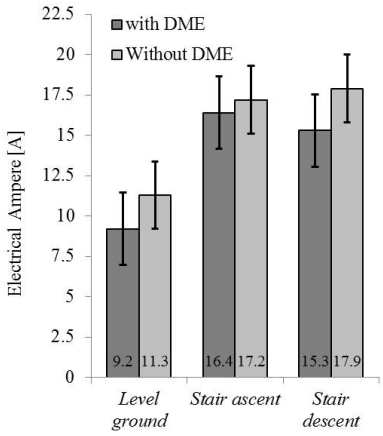


(c) Current of stair descent condition

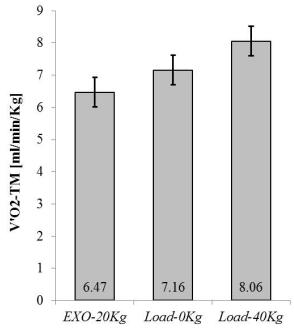
Fig. 4 Sum of the electrical current at every joint before the adaptation of DME process and after the adaptation of process at various walking condition

을 착용한 조건이 최대값 992ml/min 으로 가장 높게 나왔다. 하지만 착용형 외골격 로봇과 외부 하중물을 착용하지 않은 조건은 595ml/min 으로 착용형 외골격 로봇을 착용한 조건인 667ml/min 보다 낮게 측정되었다. 하지만 V'O2 를 총 질량으로 나눈 V'O2-TM 을 계산한 결과 착용형 외골격 로봇

을 착용하지 않은 조건보다 착용형 외골격 로봇을 착용한 경우가 더 적게 나왔다. 착용형 외골격 로봇을 착용한 조건에서의 V'O2-TM 은 6.47ml/min/kg 이며 이 결과는 착용형 외골격 로봇을 착용하고 동작하는 경우 단위 질량당 인체 에너지 소비율이 가장 작은 것을 의미한다. 착용형 외골격 로봇을 착용하지 않은 경우와 비교해 보면 외부 하중물을 착용하지 않은 조건을 기준으로 약 9.6%의 에너지를 적게 소모하는 것이다.



(a) Electrical current mean value of each walking conditions



(b) Metabolic cost value of each load conditions

Fig. 5 Result of the electrical current mean value and human metabolic cost through energy efficient gait pattern

Fig. 5(a)는 실험을 통한 착용형 외골격 로봇과 인체의 에너지 소모량을 측정한 결과 DME 를 적용한 보행패턴을 사용하였을 때 로봇의 에너지 소모량을 비교한 그래프이며 DME 를 적용한 경우 로봇의 전류사용량이 줄어듦을 확인할 수 있다. 또한 Fig. 5(b)는 착용형 외골격 로봇을 착용한 경우와 착용형 외골격 로봇을 착용하지 않고 외부 하중물을 장착하지 않은 경우와 40kg 의 외부 하중물을 장착한 경우에 대한 인체의 $V'O_2$-TM 을 나타낸 것이며 이를 통하여 외골격 착용형 로봇을 사용하였을 때 인체의 에너지 소모량 또한 줄어들었음을 확인할 수 있었다. 이를 통해서 DME 가 적용된 보행패턴을 사용하는 착용형 외골격 시스템을 활용하였을 때 인간-로봇의 에너지 소비량이 줄어드는 효율적인 시스템이 될 수 있다는 것을 알 수 있다.

5. 결론

본 연구에서는 보행 분석을 통하여 보행 입각기의 역할의 분류와 이를 DME 이론에 적용하여 에너지 효율적인 보행패턴 생성방법에 대해서 소개하였으며, 실제 착용형 외골격 시스템에 적용하여 다양한 보행 환경에서 로봇의 에너지 소비가 5~10% 줄어들었음을 검증하였다. 또한 착용형 외골격 로봇을 사용하였을 때 인체의 에너지 소모량 또한 약 10% 줄어 인간-로봇의 협업 시스템에서 전체의 에너지 소비량이 감소하는 것을 확인하였다.

이를 통하여 에너지 효율적인 보행패턴을 생성한 경우 전체 에너지 소비율의 감소를 통하여 같은 용량의 에너지를 사용하는 경우 좀 더 오랜 시간 동안 착용형 외골격 로봇의 구동이 가능할 것으로 기대되며 외부환경에서의 구동 시 활용성능이 높아 질 것으로 기대된다.

후 기

본 연구는 교육과학기술부의 재원으로 한국연구재단-공공복지안전사업 지원사업의 연구수행 결과로 수행되었습니다. (No. 2010-0020487)

참고문헌

1. Kim, W. S., Lee, S. H., Lee, H. D., Yu, S. N., Han J. S. and Han, C. S., "Development of the heavy load transferring task oriented exoskeleton adapted by lower extremity using quasi-active joints," ICROS-SICE Int. Conf., pp. 1353-1358, 2009.
2. Kawamoto, H. and Sankai, Y., "Power assist system

HAL 3 for gait disorder person," Computers Helping People with Special Needs: Lecture Notes in Computer Science, Vol. 2398, pp. 196-203, 2002.
3. Honda, http://corporate.honda.com/innovation/walk-assist/
4. Berkeley Bionics, http://berkeleybionics.com/
5. Kong, K. and Jeon, D., "Design and Control of an Exoskeleton for the Elderly and Patients," IEEE/ASME Trans. Mechatronics, Vol. 11, No. 4, pp. 428-432, 2006.
6. James, P., "The Mechanics of and the Robotic Design for Quadrupedal Galloping," Doctor of Philosophy, Dept. of Mechanical Engineering, Ohio State University, 2001.
7. Marhefka, D. W. and Orin, D. E., "Gait Planning for Energy Efficiency in Walking Machines," IEEE International Conference on Robotics and Automation, Vol. 1, pp. 474-480, 1997.
8. Whittle, M. W., "Gait Analysis an Introduction," Butterworth-Heinemann, 2007.
9. Lee, S., Kim, W., Kang, M., Han, J. and Han, C., "Optimal Gait Pattern Generation for Powered Robotic Exoskeleton and verification of its Feasibility," International Symposium on Robotic and Human Interactive Communication, pp. 500-505, 2010.
10. McFadyen, B. J. and Winter, D. A., "An Integrated Biomechanical Analysis of Normal Stair Ascent and Descent," Journal of Biomechanics, Vol. 21, No. 9, pp. 733-744, 1988.
11. Duncan, J. A., Kowalk, D. L. and Vaughan, C. L., "Six Degree of Freedom Joint Power in Stair Climbing," Gait & Posture, Vol. 5, No. 3, pp. 204-210, 1997.
12. Eng, J. J. and Winter, D. A., "Kinematic Analysis of the Lower Limbs during Walking: What Information can be Gained from a Three-dimensional Model," Journal of Biomechanics, Vol. 28, No. 6, pp. 753-758, 1995.
13. Palmer, M. L., "Sagittal Plane Characterization of Normal Human Ankle Function Across a Range of Walking Gait Speeds," Master Thesis, Dept. of Mechanical Engineering, Massachusetts Institute of Technology, 2002.
14. Pasquale, C. and Mariano, C., "The Dynamic Manipulability Ellipsoid for Redundant Manipulators," IEEE International Conference on Robotics and Automation, Vol. 1, pp. 95-100, 1998.
15. Kim, W. S., Yu, S. N. and Han, C. S., "Leg Swing Trajectory Generation of Quadruped Robot Considering Required Torque Reduction and Leg Function Distribution," 39th International Symposium on Robotics, pp. 329-333, 2008.
16. Gregorczyk, K. N., Obusek, J. P., Hasselquist, L., Schiffman, J. M., Bensel, C. K., Gutekunst, D. and Frykman, P., "The Effects of a Lower Body Exoskeleton Load Carriage Assistive Device on Oxygen Consumption and Kinematics during Walking with Loads," 25th Army Science Conference, pp. 1263-1275, 2006
17. Jim, R., "Biomechanics in Clinic and Research: An Interactive teaching and Learning Course," Churchill Livingstone Elsevier, 2008.