

발목 보조력 전달 가능한 하지 착용로봇 설계

이창혁*, 박영식*, 조창노**, 이혁진*, 김형우*

한국전기연구원 정밀제어연구센터*, 한국전자기술연구원 지능로봇트스연구센터**

Design of Wearable Robot for Generating the Assistive Torque at the Ankle Joint

Chang-hyuk Lee*, Yeong-sik Park*, Chang-nho Cho**, Hyuk-jin Lee*, Hyung-woo Kim*

Precision Control Research Center, Korea Electrotechnology Research Institute*

Intelligent Robotics Research Center, Korea Electronics Technology Institute**

Abstract - 일반인 보행 시에 필요한 하지 모든 관절에 보조력을 전달하는 강제기반의 착용로봇은 하지 전체에 보행 보조력을 전달할 수는 있지만 유연소재기반 착용로봇에 비해 기계 구조가 복잡하고 착용감이 불편하다. 본 논문에서는 구조가 단순하고 착용감이 편안한 족관절에 보조력을 전달하는 와이어 구동형 착용로봇의 설계방법을 제시한다. 수치해석을 통해 단순화된 1자유도 족관절 모델과 정적인 상태에서 와이어 장력의 상관관계를 도출하여 족관절에 전달되는 토크를 분석하였다. 족관절 각도와 와이어의 힘에 따라 족관절에 전달되는 토크가 변화하는 것을 확인할 수 있었으며 이를 통해 족관절에 보조력을 발생시킬 수 있는 착용로봇 시제품을 개발하였다.

2. 본 론

2.1 시스템 해석

족관절에 보조력을 전달하는 와이어구동 착용로봇 시스템을 설계하기 위해서는 관절 범위와 인체 특성을 고려한 가상 앵커를 선정해야한다[5, 6]. 걸음걸이에 영향력 있는 족관절의 각도 범위는 그림 1에 근거하여 -25° 에서 10° 까지로 결정하였다[6]. 족관절에 보조력을 전달하기 위한 가상 앵커는 그림 2(a, b)의 적색 원으로 표현된 것과 같이 족부와 하퇴부로 선정하였다. 보행 시에 착용자의 다리 관성을 최소화하기 위해 액추에이터와 감속기는 고관절 보다 높은 위치로 선정하였다(그림 2(a)). 액추에이터에서 발생한 토크는 감속기와 스펴을 거쳐 와이어 장력으로 변환되며, 족관절 토크는 수식 (1)과 같다.

$$T(t) = F(t)r(\theta) \quad (1)$$

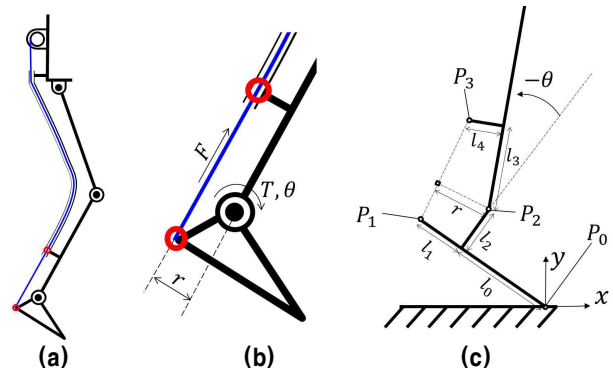
$$F(t) = T_m(t)N/r_s \quad (2)$$

여기서 T 는 족관절 토크, F 는 와이어 장력, r 은 F 방향과 족관절 회전중심사이의 수직거리, θ 는 족관절 각도, T_m 은 모터 토크, N 은 감속비, r_s 는 스펴의 반지름이다.

그림 2는 족지가 지면에 맞닿은 상태에서 θ 가 -25° 일 때 하퇴부의 기하학 상태를 표현한다. 그림 2(c)에서 도시된 바와 같이 r 은 θ 에 관한 함수로 정의되며 P_1 과 P_3 를 지나는 직선의 방정식과 족관절 회전 중심인 P_2 의 수직거리이다.

$$r(\theta) = \frac{|ax_2 + by_2 + c|}{\sqrt{a^2 + b^2}}$$

여기서, a , b , c 는 P_1 과 P_3 를 지나는 직선 방정식의 계수, x_2 , y_2 는 P_2 의 원소이다. 위치 벡터 P_i 는 회전행렬과 위치행렬을 포함한 변환행렬의 곱으로 계산할 수 있다.



〈그림 2〉 족관절 착용로봇 구조

1. 서 론

착용로봇은 1950년대부터 인간이 직접적으로 수행하기 위험한 작업환경에 위치한 산업용 로봇을 원격제어하기 위해 마스터장치로 개발되었으며 현재까지 근력보조와 재활치료를 위해 그 목적이 활발히 확장되고 있다[1-3]. 착용로봇의 기계적 구조는 강제기반과 유연소재기반으로 구분되며 착용자의 적용부위에 따라 크게 상지와 하지로 구분된다.

HAL, Rewalk 등과 같은 하지 착용로봇은 다리 전체에 보조력을 전달할 수 있지만 고가이며 복잡하기 때문에 목적에 따라 고관절, 슬관절, 족관절에 선택적으로 보조력을 전달하는 착용로봇이 경제적 측면에서는 우위에 있다[4]. 그림 1은 일반인의 보행 과정에서 고관절, 슬관절, 족관절의 운동 특성을 나타낸다[5]. 세 관절의 토크 특성 중에 족관절은 다른 관절과는 상이하게 추진력을 발생시키는 발바닥굽힘(Ankle Plantarflexion)방향으로만 편중되어 높은 토크를 요구할 뿐 만 아니라 순간 최대힘 또한 가장 높은 것으로 조사되었다(그림 1). 즉, 족관절에만 단방향으로 높은 토크를 순간적으로 발생시킬 수 있다면 비교적 단순한 구조로 보행보조용 착용로봇을 개발할 수 있다.

제한하는 착용로봇의 동력전달방식은 단방향 와이어 구동방식이다. 착용자는 액추에이터모듈을 허리에 착용하며 모터-감속기-스풀(Spool)을 통해 변환된 와이어 장력은 착용자의 발꿈치뼈에 전달되어 족관절 토크를 최종적으로 발생시킨다(그림 2).

본 논문에서는 족관절 모델과 정적인 상태에서 와이어 장력의 상관관계를 도출하여 족관절에 전달되는 토크를 분석하였으며, 족관절 각도와 와이어의 장력에 따라 족관절에 전달되는 토크가 변화하는 것을 확인할 수 있었다.

TABLE I. RANGE, MOMENT, AND POWER DURING NORMAL WALKING OF FIFTIETH PERCENTILE MALE, 79KG MASS, 1.75M HEIGHT

Degree of Freedom	Range of motion (deg)	Moment (Nm)	Moment Arm (m)	Max Force (N)
Ankle Plantarflexion	25	100	0.06	1867
Ankle Dorsiflexion	10	5	0.06	67
Knee Flexion	60	25	0.07	457
Knee Extension	-5*	25	0.07	457
Hip Flexion	35	80	0.12	750
Hip Extension	10	50	0.12	367

* Maximum knee extension is less than zero (straight leg) during normal walking.

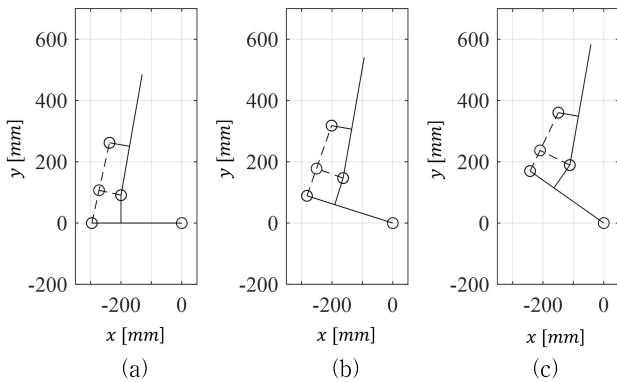
〈그림 1〉 일반인 보행 시에 관절운동 특성[5]

2.2 수치해석 결과

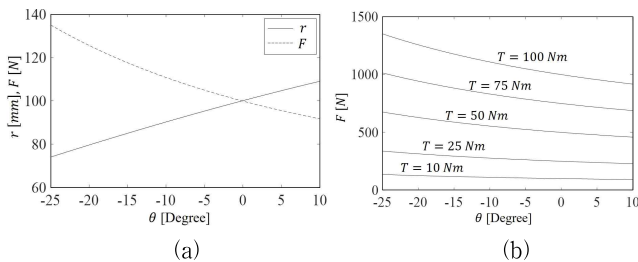
표 1은 앞서 제시한 시스템 해석에 필요한 설계 파라미터를 나타내며 l_0, l_1, l_2, l_3, l_4 값은 일반 성인남성 두 명의 관절 길이를 실제로 측정한 평균값을, θ 는 그림 1에 제시한 족관절 각도 범위로 선정하였다. 그림 3(a)는 $\theta=10^\circ$ 일 때 족지와 족저 모두 지면에 맞닿은 상태를 나타낸다. 그림 3(b, c)는 각각 $\theta=-7.5^\circ, \theta=-25^\circ$ 이고 족지만 지면에 맞닿은 상태를 나타낸다. 그림 3에 나타난 것과 같이 r 은 θ 에 따라 변하는 것을 확인할 수 있다. 그림 4(a)는 θ 에 대해 변화하는 r, F 를 나타내며, T 가 10 Nm일 때 수식 (1)에 따른 F 를 나타낸다. 수치해석의 목적은 기구부 설계 파라미터를 추출하기 위함이기 때문에 T, F, r 에 상관관계 그래프를 확인해야 한다(그림 4(b)). 수치해석 결과, 표 1에서 제시한 설계 파라미터인 경우 일정한 T 를 발생시키기 위해서는 F 와 r 이 반비례 관계로 확인되기 때문에 착용로봇 구동부의 설계인자인 와이어 장력은 θ 범위 안에서 F 의 최대값을 기준으로 구동부를 설계해야 하는 것으로 판단할 수 있었다.

〈표 1〉 수치해석 파라미터

θ	l_0	l_1	l_2	l_3	l_4
$-25^\circ \sim 10^\circ$	200 mm	96 mm	91 mm	162 mm	67 mm



〈그림 3〉 족관절 각도에 따른 족부와 하퇴부



〈그림 4〉 족관절 각도와 토크에 따른 와이어 장력과 수직거리

2.3 시작품 설계

앞에서 해석된 결과를 바탕으로 착용로봇 시작품을 개발 하였다(그림 5). 모터는 EC-90(Maxon Motor Co.)를 사용하였고, 순간 최대 속도에 대응가능하며 역구동성에 용이하도록 감속비는 낮게 2.8:1인 평기어 1단 감속기를 선정하였다. 스펴의 직격 r_s 는 15 mm이며, 수식(2)를 통해 계산된 와이어 장력은 179.2 N이다. 와이어 구동용으로는 보든 케이블을 사용하였으며, 스펴에서 서부터 착용자의 신발 밑창의 후면까지를 연결한다. 전기제어 장치의 구성으로 주제어기는 TMS320F28379D (TI Co.)를, 모터 구동회로모듈은 BOOSTXL-3PHGANINV(TI Co.)를 이용하였으며, 주제어기는 모터제어와 시스템제어 모두를 수행한다. 그림 5(a)는 착용로봇을 의복 외부에 착용한 모습이며, 그림 5(b)는 의복 내부에 착용한 모습을 나타낸다.



〈그림 5〉 의복 내/외부에 착용 가능한 보행보조용 착용로봇

3. 결 론

보행 시에 필요한 족관절 토크에 보조력을 전달 가능한 착용로봇은 구조가 비교적 간단하며 의복 내부에도 착용이 가능할 정도로 착용성이 용이하다. 와이어 구동을 이용하여 족관절에 보조력을 전달하는 본 착용로봇은 족관절의 각도에 따라 와이어 장력과 족관절 중심사이의 수직거리가 변하는 특징을 갖는다. 족관절에 일정한 토크를 보조력으로 인가하기 위해서는 와이어 장력을 변화시켜야 하며 동력전달설계에 있어서는 중요한 요인이 된다. 본 연구에서는 와이어 장력과 수직거리의 상관관계를 도출하여 족관절 착용로봇의 설계방법을 제시하였다. 제안하는 설계 파라미터 기준으로 시스템을 수치적으로 해석결과 와이어 장력과 수직거리는 반비례하였다. 이러한 특성을 고려하여 의복 내부 및 외부에 착용 가능한 보행 보조용 착용로봇이 개발되었다.

감사의 글

이 연구는 2022년도 정부(과학기술정보통신부)의 재원으로 국가과학기술연구회의 지원을 받아 수행된 한국전기연구원 기본사업(No. 22A01024)

참고 문헌

- [1] R. C. Goertz, "Mechanical master-slave manipulator," *Nucleonics*, Vol. 12, No. 11, 1954.
- [2] Lee, C. H., Choi, J. W., Lee, H. M., Kim, J. B., Lee, K. M., and Bang, Y. B., "Exoskeletal master device for dual arm robot teaching," *Mechatronics*, Vol. 43, pp. 76-85, 2017.
- [3] Perry, J. C., Rosen, J., and Burns, S., "Upper-limb powered exoskeleton design," *IEEE/ASME transactions on mechatronics*, Vol. 12, No. 4, pp. 408-417, 2007.
- [4] Lee, Y., Choi, B., Lee, J., Lee, M., Roh, S. G., Kim, J., and Kim, Y. J., "Flexible sliding frame for gait enhancing mechatronic system (GEMS)," *In 2016 38th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)*, pp. 598-602, 2016.
- [5] Wehner, M., Quinlivan, B., Aubin, P. M., Martinez-Villalpano, E., Baumann, M., Stirling, L., and Walsh, C., "A lightweight soft exosuit for gait assistance," *In 2013 IEEE international conference on robotics and automation*, pp. 3362-3369, 2013.
- [6] Asbeck, A. T., De Rossi, S. M., Galiana, I., Ding, Y., and Walsh, C. J., "Stronger, smarter, softer: next-generation wearable robots," *IEEE Robotics & Automation Magazine*, Vol. 21, No. 4, pp. 22-33, 2014.