

1 자유도 보행 보조기구의 설계를 위한 궤적 최적화 Optimized Path for Synthesis of 1-DOF Walking Orthosis

*박시백¹, #최용재²

*S. B. Park¹, #Y. J. Choi(yjchoi@yonsei.ac.kr)²

¹ 연세대학교 대학원 기계공학과, ² 연세대학교 기계공학부

Key words : Walking Orthosis, Rehabilitation, Optimal Path, Mechanism Synthesis

1. 서론

현대 산업화 사회에 들어서 여러 과학 기술의 발달로 인하여 인간의 삶은 풍요로워졌지만, 한편으로는 그 부작용으로 교통사고나 산업재해 및 여러 질병으로 인해 지체장애인의 수가 크게 증가하게 되었다. 보건복지가족부가 공개한 2007 년 12 월말의 등록장애인 현황을 살펴보면 등록 장애인 중 약 53%가 지체장애인일 정도로 지체장애인의 거동에 관한 부분은 중요한 문제로 인식되고 있다.⁽¹⁾ 또한 통계청의 2005 년 고령자통계 자료를 살펴보면 2005 년 당시 총인구 중 65 세 이상 고령인구의 비율은 9.1%로 향후 2018 년에는 14.3%로 고령사회에, 2026 년 경에는 20.8%로서 초고령사회에 도달할 것이라고 그 전망을 내놓고 있다.⁽²⁾ 이처럼 지체장애인과 고령화가 중요한 사회적 이슈로 대두되는 가운데 이들의 재활 및 사회 복귀는 가장 핵심적인 부분이었으며 그 중에서도 보행 훈련이 가장 중요한 재활 훈련으로 손꼽히고 있다. 최근에는 이를 위해 Sankai 팀이 제작한 HAL 시리즈 등과 같이 외골격 다리 형태의 보조기의 개발이 주를 이루고 있는데 이러한 외골격 다리 형태의 능동운동형 보조기는 지나치게 복잡해진 시스템으로 인해 실생활에서 사용하는데 많은 제약이 있으며, 에너지 효율 또한 좋지 않은 문제를 지니고 있다. 이러한 문제를 해결하기 위해 1996 년 Shieh⁽³⁾의 4-bar 와 6-bar 그리고 8-bar 타입의 1 자유도 보행 메커니즘과 같은 저자유도 형태의 보행 메커니즘을 이용한 보조기들이 제안되고 있으나 실용적인 수준의 개발이 진행되지 못하였으며, 특히 1 자유도의 보행 메커니즘의 경우에는 더욱 그러하다.

이에 본 연구에서는 실용적인 보행 보조기 설계의 첫 단계로서, 1 자유도 평면 보행 메커니즘을 합성에 사용하기 위한 보행 궤적의 최적화를 수행하였다. 최적화 궤적은 인간의 걸음과 유사하면서도 높은 에너지 효율을 가질 수 있도록 함을 목적으로 하였다.

2. 하지의 모델링

인간의 일반적인 보행 패턴은 크게 지지 단계와 흔들리는 단계로 구분된다. 특히 지지단계는 무게 중심이 이동할 때에 다리에 의해 신체가 지탱되는 단계로 이 때 고관절과 무릎관절에 많은 에너지가 소비된다. 이러한 에너지 소비와 피로도를 감소시키기 위해 하지를 2 링크 직렬형 2R 머니플레이터로 모델링하여 발목 부분에 대한 일반적인 보행 궤적에서 각 관절 부위의 에너지 효율이 높은 보행 궤적을 얻고자 한다.

Fig.1 과 같이 하지를 모델링 하면 다음과 같이 변위를 해석 할 수 있다.⁽⁴⁾ 고관절의 변위를 θ_1 , 무릎관절의 변위를 θ_2 로 하고 발끝의 점을 Q 라 하면, 점 Q 의 좌표는 X 축과 Y 축 상에 다음과 같이 표현 할 수 있다.

$$x = a_{12} \cos \theta_1 + a_{23} \cos(\theta_1 + \theta_2) \quad (1)$$

$$y = a_{12} \sin \theta_1 + a_{23} \sin(\theta_1 + \theta_2) \quad (2)$$

$$\gamma = \theta_1 + \theta_2 \quad (3)$$

이 점 Q 의 위치를 정하고 조인트 변위 θ_1, θ_2 를 계산하기 위해 식 (1)과 식(2)를 각각 제곱하여 더한 후 정리하면 다음을 얻는다.

$$d \cos \theta_2 = f \quad (4)$$

$$d = 2a_{12}a_{23}$$

$$f = x^2 + y^2 - a_{12}^2 - a_{23}^2 \quad (5)$$

이다. 식(4)는 두 개의 θ_2 해를 가지며, 이 때 한 쌍의 θ_1 의 값은 식 (1)과 식 (2)를 $\tan \theta_1$ 에 대하여 풀어 얻을 수 있다.

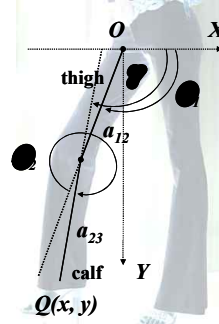


Fig. 1 Position analysis

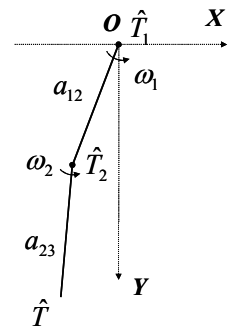


Fig.2 Velocity analysis

Fig.3 는 하지 요소에 대한 자유 물체도를 나타내고 있다.⁽⁵⁾ 여기서 HJ 와 KJ 는 각각 고관절(hip joint)과 무릎관절(knee joint)를 나타내며 F_i 와 M_i 는 각각에 발생하는 힘과 모멘트이다. 특히 F_1 은 발끝에서 지면에 작용하는 힘에 대한 반발력으로서 몸 전체의 자중이 발끝에 걸리는 것으로 가정하였고, F_2 와 F_3 는 각각의 부위의 자중을 나타낸다.

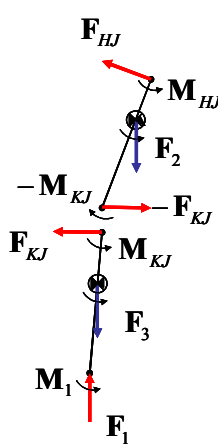


Fig.3 Free body diagram

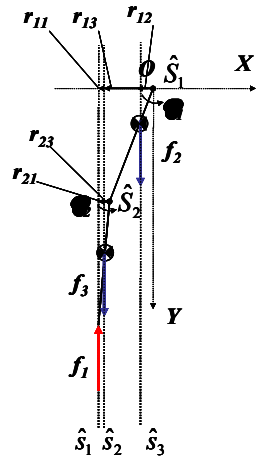


Fig.4 Inverse static analysis

이 자유물체도를 토대로 이를 2 링크 직렬형 2R 머니플레이터로 모델링하여 역정역학 해석을 하면 Fig.4 와 같이 표현 할 수 있다.⁽⁴⁾ 전체 체중에 의해 지면으로부터 받는 반발력의 힘의 크기를 f_1 , 각 링크의 자중의 효과를 f_2, f_3 라 하고 이 힘들이 각각 방사좌표 $\hat{s}_1, \hat{s}_2, \hat{s}_3$ 로 표현되는 직선 상에 있다고 하자. \hat{S}_1 과 \hat{S}_2 는 각각 고관절과 무릎관절을 지나는 로터의 직선의 축좌표들이다. 이 때 작용력 f_1 에 의한 토크는 다음과 같이 주어진다.

$$\tau_1 = f_1 r_{11} + f_2 r_{12} + f_3 r_{13} \quad (6)$$

$$\tau_2 = f_1 r_{21} + f_2 r_{22} \quad (7)$$

여기서 r_{ij} 는 로터 축과 힘의 작용선사이의 상호 모멘트

이다.

계속하여 하지의 속도 해석을 하였다. Fig.2 와 같은 기하학적 형상으로 가정하고, Z 축과 평행한 직선 \hat{S}_1, \hat{S}_2 에 대하여 각 조인트에 크기 ω_1, ω_2 인 속도를 가정하면 다음과 같은 로터 \hat{T} 로 움직일 것이다.(4)

$$\hat{T} = \hat{T}_1 + \hat{T}_2 \quad (8)$$

3. 궤적 최적화

각 관절에 사용되는 에너지를 최소화하는 궤적을 최적화하기 위해 다음과 같은 조건을 주었다. 1. 이후에 합성하고자 하는 1 자유도 평면 보행 메커니즘은 4-bar 이상의 링크로 이루어지며 이 메커니즘의 커플러 포인트는 최대 6 차 식 커브를 그리게 된다.(6) 2. 지지단계의 시작과 끝부분에서는 양 발이 동시에 지면에 닿아 체중을 지지할 수 있도록 이 같은 y 축에 대하여 대칭이 되어야 한다. 3. 지지단계에서는 x 값이 0 인 점에서 최대값 y_{max} 를 갖는다. 4. 일반적으로 보행은 x 축 방향에 대해 등속 운동을 하므로 Q 점의 x 축 방향 속도를 나타내는 v_{Qx} 는 일정한 값을 갖는다. 5. 고관절에서 소요되는 에너지를 E_1 , 무릎관절에 소요되는 에너지를 E_2 라 하면 이들은 각각 다음과 같이 표현 할 수 있다.

$$E_1 = \int_0^N -\tau_1 \omega_1 dt \quad (9)$$

$$E_2 = \int_0^N -\tau_2 \omega_2 dt \quad (10)$$

이제 다음과 같이 각 관절에 소요되는 에너지의 합이 최소가 되는 궤적에 대해 최적화를 한다.

$$\text{Minimize: } f(a', c', y_{mit}) = E_1 + E_2 \quad (11)$$

Subject to :

$$\begin{aligned} & 1. a'x_{mit}^6 + c'x_{mit}^4 + e'x_{mit}^2 + y_{max} = y_{mit} \\ & \quad (x_{mit} \text{는 보폭에 의해 주어짐, } x_{mit} < 0) \\ & 2. y_{mit} \leq y \leq y_{max} \\ & 3. x_{mit} \leq x \leq 0 \text{ 일 때, } v_{Qx} \geq 0 \\ & \quad 0 \leq x \leq -x_{mit} \text{ 일 때, } v_{Qx} \leq 0, \text{ 단 } v_{Qx} > 0 \end{aligned} \quad (12)$$

여기서 x_{mit} 과 y_{mit} 는 각각 궤적의 x 와 y 값의 초기 값으로 x_{mit} 는 보행 시 보폭에 의해 정해지는 값이며 y_{mit} 는 양 발이 동시에 지면에 닿았을 때 무릎관절을 얼마나 굽혀 줄 것인가에 의해 주어지는 변수이다.

4. 궤적 최적화 결과

2004 년 발표된 한국인 인체치수조사에서 20 대 이상의 성인 남성의 신체 치수에 따른 일반적인 기준으로 다음과 같은 대상에 대한 궤적 최적화를 실시하였다.(7) 여기서 C.M 은 한쪽 관절에서 질량 중심까지의 거리를 나타낸다. 위의 자료 통해 다음과 같은 최적화 궤적을 얻을 수 있었다.

Table 1 Body size

Body size			
height	170cm	weight	70kg
thigh weight	10kg	calf weight	4cm
thigh length	40cm	calf length	40cm
thigh C.M	15cm	calf C.M	17cm
step	40cm	walk speed	40cm/s

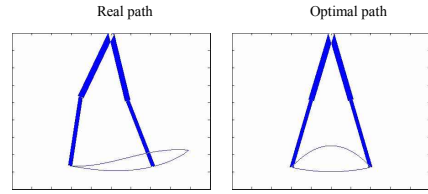


Fig.5 Real and optimal paths

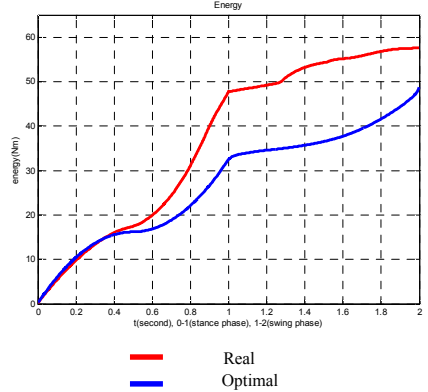


Fig.6 Energy required at hip and knee joints

Table 2 Optimized values

Design variables	$f(a', c', y_{mit}) = f(0, 0, 77.4)$	
	Real path	Optimal path
Energy required(Nm)	57.7	48.7

5. 향후 과제

앞서 최적화된 궤적을 바탕으로 보행 보조기를 위한 보행 메커니즘을 합성을 위해 1 자유도 평면 4-bar 와 6-bar 형태의 메커니즘으로 합성될 수 있을 것이다. 다리의 종아리에 해당하는 링크에 dyad 혹은 4-bar 메커니즘의 커플러 포인트를 결합시켜 4-bar 와 6-bar 형태를 만들며 결합 포인트의 궤적은 물론 입력 링크에서 필요로 하는 토크의 값을 최소화 시키는 최적화 합성 방법이 이용될 수 있을 것이다.

6. 결론

본 연구에서는 실용적인 보행 보조기 설계에 이용할 수 있도록 인간의 걸음과 유사하면서도 높은 에너지 효율을 가질 수 있는 1 자유도 평면 보행 메커니즘을 합성하기 위해, 각 관절 부위에 소비되는 에너지의 합이 최소가 되는 보행 궤적의 최적화 방안을 제시하였다. 최적화된 궤적은 실제 궤적과 비교하여 에너지 소비가 감소하였음을 보였다.

참고문헌

1. 전국 장애인(유형별, 등급별, 연령별, 시도별, 남녀별)현황, 보건복지가족부, 2007
2. 2005 고령자 통계, 통계청, 2005
3. Shieh, W. B., Tsai, L. W., "Design and Optimization of Planar Leg Mechanisms Featuring Symmetrical Foot-Point paths", Institute for System Research, Ph.D. 96-5, 1996.
4. Duffy, J., "Statics and kinematics with applications to robotics", Cambridge University Press, 1999.
5. 손권, 최기영, 정민근, "평지를 걸어갈 때 하지운동과 작용하는 하중에 대한 생체역학적 해석", 대한기계학회 논문집 제 18 권 제 8 호, 2101-2112, 1994.
6. Norton, R. L., "Design of Machinery", McGraw-Hill, 2004.
7. 한국인 인체치수조사사업 보고서, 산업자원부, 2004.