

<학술논문>

DOI:10.3795/KSME-AB.2010.34.0.000

보행보조 로봇의 운동학적 특성

배하석* · 김진오**† · 전한용** · 박광훈*** · 이경환***

* 이화여자대학교 목동병원 재활의학과, ** 숭실대학교 기계공학과, *** (주)피앤에스미캐닉스

Kinematic Characteristics of a Walk-Assistive Robot

Hasuk Bae*, Jin Oh Kim**†, Han Yong Chun**, Kwang Hun Park***, and Kyung Whan Lee***

* Dept. of Physical Medicine and Rehabilitation, Ewha Womans Univ. Mokdong Hospital,

** Dept. of Mechanical Engineering, Soongsil Univ., *** P&S Mechanics Co., Ltd.

(Received ; Revised ; Accepted)

Key Words: Walk-Assistive Robot(보행보조 로봇), Rehabilitation(재활), Kinematics(운동학), Joint(관절)

초록: 보행 재활 훈련용 보행보조 로봇을 개발하고, 시제품의 운동학적 특성을 평가하였다. 이 보행보조 로봇은 고관절(hip), 슬관절(knee), 족관절(ankle) 등으로 구성되며, 각 관절은 감속기가 포함된 모터에 의해 구동된다. 인체 보행 운동을 이론적으로 해석하여, 보행 운동 중 각 관절의 각도 변위를 계산하는 식을 구하였고, 계산된 각도 변위를 로봇 구동기에 입력하였다. 트레드밀(treadmill) 위에서의 실험을 통해 다양한 보행 속도(walking speed) 및 보폭(stride)에서 각 관절의 출력 각도 변위를 측정하고 입력 값과 비교하였다. 입력 각도 변위와 출력 각도 변위의 차이가 고관절에서는 5.22%, 슬관절에서는 2.97% 이내로 일치함을 확인하여, 설계대로 보행보조 로봇이 작동함을 입증하였다.

Abstract: A walk-assistive robot for walking rehabilitation was developed and the kinematic characteristics of its prototype were assessed. The walk-assistive robot is composed of hip, knee, and ankle joints, and each joint is driven by a motor with a decelerator. The equations of angular displacements while walking were derived by theoretically analyzing the human locomotion, and then the calculated angular displacements were applied to the robot controller. The output angular displacement of each joint was measured and compared with its input angular displacement in the walking experiments on the treadmill at various walking speeds and strides. The differences between the input and the output angular displacements are 5.22% for hip and 2.97% for knee joints, and it has been confirmed that the walk-assistive robot works well just as designed.

† Corresponding Author, jokim@ssu.ac.kr

- 기호설명 -

 H : 신장 (m) L_s : 하퇴 분절 길이 (m) L_t : 대퇴 분절 길이 (m) S : 보폭 (m) V : 보행 속도 (m/s) X^i : 변경된 각 관절 x 좌표 x^i : 기준 보행 데이터의 각 관절 x 좌표 Y^i : 변경된 각 관절 y 좌표 y^i : 기준 보행 데이터의 각 관절 y 좌표 T^i : 변경된 보행 시간 (s) t^i : 기준 보행 데이터의 보행 시간 (s) θ_a^i : 족관절 각도 ($^\circ$) θ_h^i : 고관절 각도 ($^\circ$) θ_k^i : 슬관절 각도 ($^\circ$) θ_s^i : 하퇴 분절 경사각 ($^\circ$) θ_t^i : 대퇴 분절 경사각 ($^\circ$)

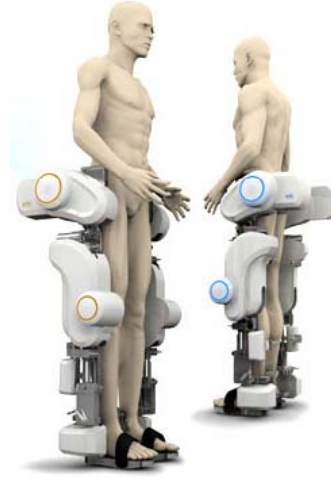
1. 서론

인체의 움직임이 질병이나 사고로 인하여 제약되는 경우에 재활 훈련을 통해 정상에 가깝게 회복되면 삶의 질이 향상될 수 있다. 고령화 사회가 되어 노인 인구가 증가하는 현실도 인체의 상지 또는 하지에 대한 재활 훈련의 필요성을 증대시키고 있다.

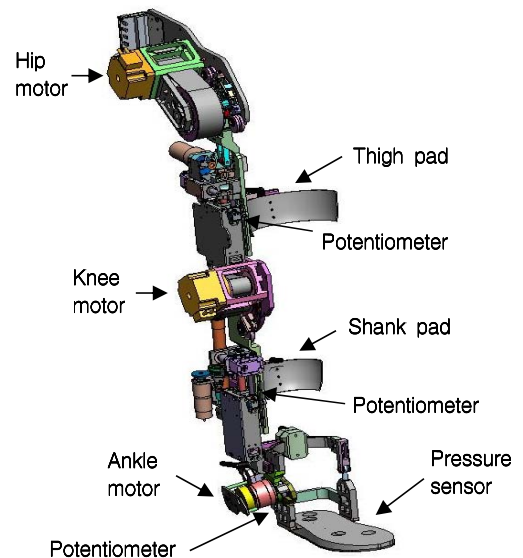
하지의 보행 재활 훈련을 위하여 보행보조 로봇에 대한 연구 및 개발이 국내외에서 활발하게 진행되고 있다. 카트(cart) 형태의 보행보조 로봇에 대한 연구^(1,2)가 진행되어, 시각 장애인 및 노약자들의 보행을 보조하고자 하지만 재활 훈련에는 적합하지 않다. 인체의 보행운동 패턴을 이용하여 보행에 대한 시뮬레이션^(3,4)을 행한 예가 있으나, 이론적인 연구에 그쳤다. 또한 보행 장애인을 위한 로봇형 보행훈련 시스템을 개발한 사례가 있으나, 고관절과 슬관절만 포함된 장치^(5,6)이거나, 족관절만 있는 장치⁽⁷⁾였다. 최근에는 제작된 보행보조기의 임상평가도 실시되고 있다^(8,9). 국외에서는 트레드밀을 이용하는 보행보조 로봇 Lokomat⁽¹⁰⁾이 스위스 Hocoma사에서 개발되었고, 생체 전기 신호를 이용한 로봇 슈트인 HAL(Hybrid Assistive Limb)⁽¹¹⁾이 일본 CyberDyne사에서 개발되었다. 또한 정상인의 신체 능력 향



(a) Overview



(b) Robot with a human-body model



(c) Structure

Fig. 1 Walk-assistive robot

상을 목적으로 보행보조 로봇에 대한 연구⁽¹²⁾가 미국 Berkeley 대학에서 진행되었다. 국내에서도 재활 훈련용 보행보조 로봇을 국산화하기 위한 연구 및 개발이 필요하다. 인체 상지에 대해서는 재활 훈련 장치 개발을 위하여 관절의 운동을 역학적으로 해석하는 연구가 시도되었다⁽¹³⁾.

본 논문은 트레드밀을 이용하는 보행 재활 훈련용 보행보조 로봇을 개발하고, 시제품의 운동학적 특성을 평가한 내용을 다룬다. Fig. 1(a)는 트레드밀 위에 놓인 시제품의 사진이며, (b)는 인체 모델이 착용한 모습이고, (c)는 로봇의 구조도이다. 보행보조 로봇은 고관절, 슬관절, 족관절 등으로 구성되어 있으며, 각 관절은 감속기가 포함된 모터에 의해 구동되는 구조이다. 인체 보행 운동을 이론적으로 해석하여, 보행 운동 중 각 관절의 각도 변위를 계산하는 식을 구하였다. 다양한 보행 속도 및 보폭에서 계산된 각도 변위를 로봇 구동기에 입력하고, 트레드밀 위에서의 실험을 통해 각 관절의 출력 각도 변위를 측정하고 입력 값과 비교한다.

2. 보행보조 로봇의 구조 및 기능

개발한 보행보조 로봇은 Fig. 1(c)와 같이 고관절, 슬관절 및 족관절로 구성되어 있다. 고관절과 슬관절은 감속기가 포함된 모터를 사용하며, 모터의 토크와 회전이 벨트를 통하여 고관절 축에 전달된다. 고관절과 슬관절의 가동은 보행 훈련에 필요한 최대 각도 범위 내에서 동작이 가능하다. 그러나 하반신이 마비되거나 근육 및 건의 수축으로 사지의 운동이 제한되어 관절의 가동 범위가 작은 경우에는 각도조절 캠과 굴곡(flexion)·신전(extension) 각도 센서가 인체의 상태에 맞게 로봇의 가동 범위를 조절하고, 로봇의 보행패턴을 환자의 가동 범위에 맞추어 변경하여 보행 훈련을 수행한다.

족관절은 거퇴관절(talocrural joint) 축과 동일하게 상하 10°와 앞뒤 6°의 각도로 기울어진 단일 축과 모터로 구성된다. 족관절은 또한 보행의 입각기(발이 지면에 닿아있는 상태) 때에 모터의 무부하 상태로 자연스럽게 동작이 가능하도록 되어 있다. 유각기(발이 지면에서 떨어져 있는 상태)에는 족관절 모터를 사용하여 발을 배측굴곡(dorsiflexion)으로 10° 정도 들어주어 발 끝림이 발생하지 않도록 한다.

사용자의 신장에 따라서 관절 간 길이가 다르므로, 관절 축 사이의 길이가 모터와 웜 기어(worm gear)로 조절되며, 길이 변화량이 전위차계(potentiometer)로 확인된다. 허벅지 및 정강이의 패드는 로봇의 움직임을 다리에 전달하는 것으로, 다리 두께에 따라 적합한 크기가 선택된다. 또한 신발 아래에 압력센서가 부착되어 있어 보행의 입각기와 유각기를 로봇이 판단할 수 있다. 보행 주기는 오른쪽 발의 유각기가 시작되는 시점(TOR, Toe Off Right Foot)에서 다음 유각기가 시작되는 시점까지, 또는 입각기(HCR, Heel Contact Right Foot)가 시작되는 시점에서 다음 입각기가 시작되는 시점까지로 판단된다.

3. 관절 구동용 각 변위 산출

인체의 보행 속도 및 보폭에 맞추어 보행보조 로봇을 작동시키기 위하여 고관절과 슬관절의 회전 운동을 설정해 주어야 한다. 정상인의 보행 패턴을 기준으로 하여, 보행 속도와 보폭이 다른 경우에 대한 각 관절의 각도 변위를 계산한다. 각 분절 및 관절 각도를 나타낸 개략도를 Fig. 2에 보였다. 본 논문에서 인용한 기준 보행 데이터⁽¹⁴⁾는 인체의 신장 $H_0 = 1.72$ m, 보폭 $S_0 = 1.40$ m, 보행 속도 $V_0 = 1.42$ m/s인 경우이다.

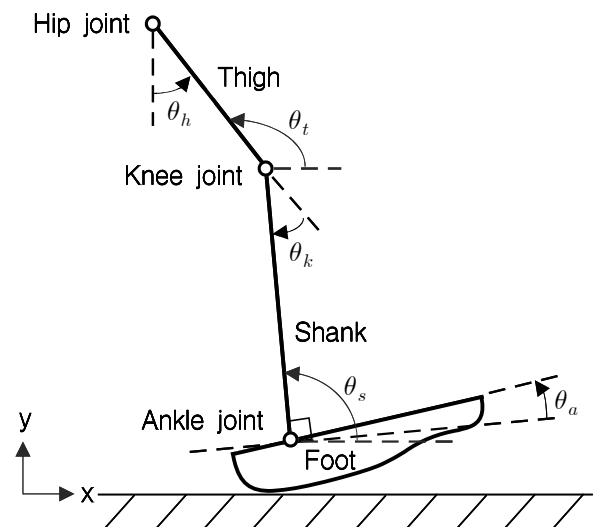


Fig. 2 Schematic diagram of segments and joint

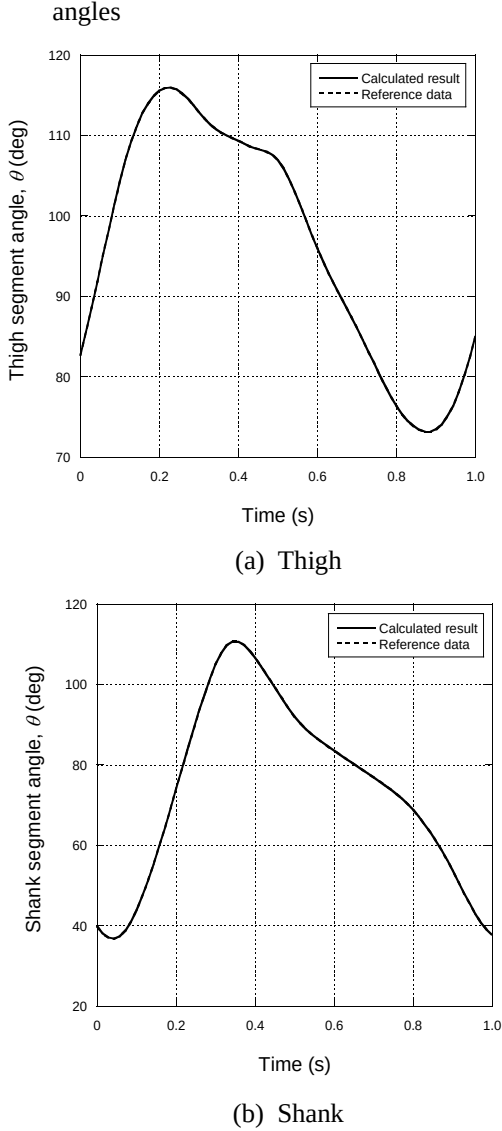


Fig. 3 Thigh and shank segment angles at normal walking speed 1.42 m/s and stride 1.40 m

3.1 기준 보행 데이터

기준 보행 데이터는 시상면(sagittal plane)에서 고관절 좌표 (x_h^i, y_h^i) , 슬관절 좌표 (x_k^i, y_k^i) , 족관절 좌표 (x_a^i, y_a^i) 가 시간 t^i 의 함수로 표현된다. 각 관절 좌표로부터 대퇴(thigh) 분절의 경사각 θ_t^i 와 하퇴(shank) 분절의 경사각 θ_s^i 를 다음과 같이 구한다⁽¹⁴⁾.

$$\theta_t^i = \tan^{-1} \frac{y_h^i - y_k^i}{x_h^i - x_k^i} \quad (1a)$$

$$\theta_s^i = \tan^{-1} \frac{y_k^i - y_a^i}{x_k^i - x_a^i} \quad (1b)$$

이와 같이 계산하여 구한 대퇴와 하퇴의 경사각

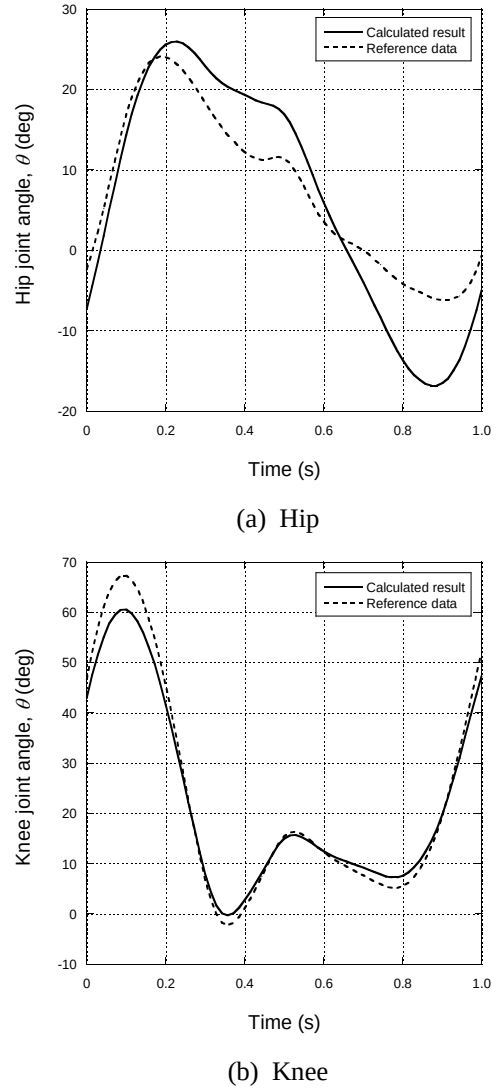


Fig. 4 Hip and knee joint angles at normal walking speed 1.42 m/s and stride 1.40 m

을 TOR에서 TOR까지 Fig. 3에 실선으로 나타내었다. 대퇴 및 하퇴의 기준 보행 데이터⁽¹⁴⁾를 점선으로 나타내어 계산 결과와 비교하였는데 서로 일치한다.

각 분절의 경사각으로부터 고관절의 각도 θ_h^i 와 슬관절의 각도 θ_k^i 를 다음과 같이 구한다⁽¹⁴⁾.

$$\theta_h^i = \theta_t^i - 90^\circ \quad (2a)$$

$$\theta_k^i = \theta_t^i - \theta_s^i \quad (2b)$$

고관절 각도 계산 시 상체는 직립 상태를 전제로 한다. 식 (2)를 사용하여 계산한 고관절과 슬관절의 각도를 TOR에서 TOR까지 Fig. 4에 실선으로 나타내었다. 고관절 및 슬관절의 기준 보행 데이

터⁽¹⁴⁾를 점선으로 나타내어 계산 결과와 비교하였는데, 슬관절의 경우에는 차이가 약 4.92% 이내로 서로 잘 맞는다. 고관절의 경우에는 차이가 약 13.7% 인데, 차이가 큰 이유는 상체의 운동을 계산에 반영하지 않았기 때문이다. 상체 운동으로 인한 고관절의 상하운동이 약 $\pm 5^\circ$ 이므로⁽¹⁵⁾, 이를 고려하면 차이는 크지 않으며, 운동 패턴 경향도 잘 맞는다.

3.2 신장, 보폭, 보행 속도 변경에 따른 보행 데이터

신장 H , 보폭 S , 보행 속도 V 등이 다른 경우에 각 관절의 각운동을 계산하기 위하여, 대퇴 분절의 길이 L_t^i 와 하퇴 분절의 길이 L_s^i 를 기준 보행 데이터⁽¹⁴⁾의 좌표 값으로부터 다음과 같이 계산할 수 있다.

$$L_t^i = \sqrt{(x_h^i - x_k^i)^2 + (y_h^i - y_k^i)^2} \quad (3a)$$

$$L_s^i = \sqrt{(x_k^i - x_a^i)^2 + (y_k^i - y_a^i)^2} \quad (3b)$$

식 (3)의 대퇴 및 하퇴 길이는 시간에 따라 다소 변하는데, 이는 3차원 보행 운동을 2차원 좌표로 나타내었기 때문이다. 그러나 보행보조 로봇의 보행 운동은 시상면에서만 발생하고 분절 길이도 변하지 않으므로, 평균값을 구한 결과 기준 신장 $H_0 (= 1.72 \text{ m})$ 에서 대퇴 분절 길이 0.346 m와 하퇴 분절 길이 0.457 m가 얻어졌다. 이로부터 인체 신장에 비례하는 평균 분절 길이를 식 (4)와 같이 계산하여 사용하였다.

$$L_t = 0.346 \text{ m} \times \frac{H}{H_0} \quad (4a)$$

$$L_s = 0.457 \text{ m} \times \frac{H}{H_0} \quad (4b)$$

각 관절의 수평축 좌표 X^i 는 보폭에 의해서만 변화하고, 보행 시간 T^i 는 보폭 및 보행 속도에 관계되므로 다음 식으로 나타낼 수 있다.

$$X^i = x^i \times \frac{S}{S_0} \quad (5)$$

$$T^i = t^i \times \frac{(S/V)}{T_0} \quad (6)$$

각 관절의 수평축 좌표와 각 분절의 길이가 정해지면, 각 관절의 수직축 좌표 Y^i 는 피타고라스 정리에 의해서 계산된다. 그러나 수직축 좌표는

입각기와 유각기를 구분하여 계산해야 한다. 유각기는 발이 지면에서 떨어져 있어 각 관절의 높이를 알 수 없기 때문이다. 먼저 입각기의 족관절 좌표를 기준으로 슬관절과 고관절의 좌표를 다음 식과 같이 계산한다.

$$Y_a^i = y_a^i \quad (7a)$$

$$Y_k^i = Y_a^i + \sqrt{(L_s^i)^2 - (X_k^i - X_a^i)^2} \quad (7b)$$

$$Y_h^i = Y_k^i + \sqrt{(L_t^i)^2 - (X_h^i - X_k^i)^2} \quad (7c)$$

유각기의 슬관절과 족관절 좌표는 입각기의 고관절 좌표로부터 다음 식으로 구한다.

$$Y_k^i = Y_h^i - \sqrt{(L_t^i)^2 - (X_h^i - X_k^i)^2} \quad (8a)$$

$$Y_a^i = Y_k^i - \sqrt{(L_s^i)^2 - (X_k^i - X_a^i)^2} \quad (8b)$$

대퇴 분절의 경사각 θ_t^i 와 하퇴 분절의 경사각 θ_s^i 는 다음과 같다.

$$\theta_t^i = \tan^{-1} \frac{Y_h^i - Y_k^i}{X_h^i - X_k^i} \quad (9a)$$

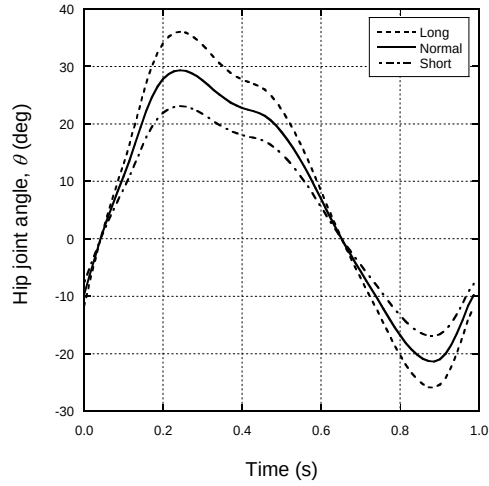
$$\theta_s^i = \tan^{-1} \frac{Y_k^i - Y_a^i}{X_k^i - X_a^i} \quad (9b)$$

고관절의 각도 θ_h^i 와 슬관절의 각도 θ_k^i 는 식 (2)로부터 구해진다.

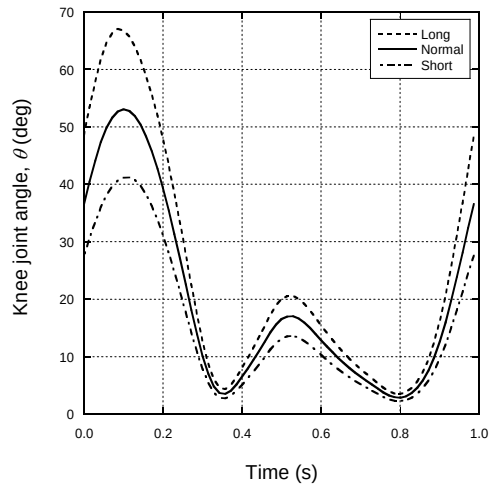
보폭과 보행 속도가 변경될 때 각 관절의 각도 변위 경향을 파악하기 위하여, 유도한 계산식으로부터 세 가지 보폭 및 보행 속도에 대한 고관절 및 슬관절의 각도 변위를 구하였다. 신장과 보행 속도가 기준 값과 같을 때, 보폭에 따른 고관절과 슬관절의 각도 변위를 계산하여 TOR에서 TOR까지 Fig. 5에 나타내었다. 여기서 Normal은 기준 보폭 1.40 m, Short은 기준 보폭에 비해 20% 줄어든 보폭 1.12 m, Long은 기준 보폭에 비해 20% 늘어난 보폭 1.68 m를 의미한다. 세 가지 보폭에 따른 각도 변위를 비교한 결과, 보폭이 증가할수록 각 관절의 각도 변위가 증가하였다.

신장과 보폭이 기준 값과 같을 때, 보행 속도에 따른 고관절과 슬관절의 각도 변위를 계산하여 TOR에서 TOR까지 Fig. 6에 나타내었다. 여기서 Normal은 기준 보행 속도 1.42 m/s, Slow는 기준 보행 속도에 비해 20% 느린 보행 속도 1.16 m/s, Fast는 기준 보행 속도에 비해 20% 빠른 보행 속도 1.70 m/s를 의미한다. 세 가지 보행 속도에 따른 각도 변위를 비교한 결과, 보행 속도의

변화에 대한 각도 변위 변화는 나타나지 않았고 보행 시간만 변화하였다.



(a) Hip

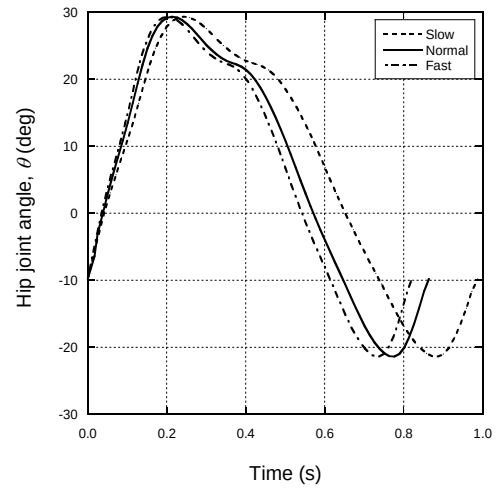


(b) Knee

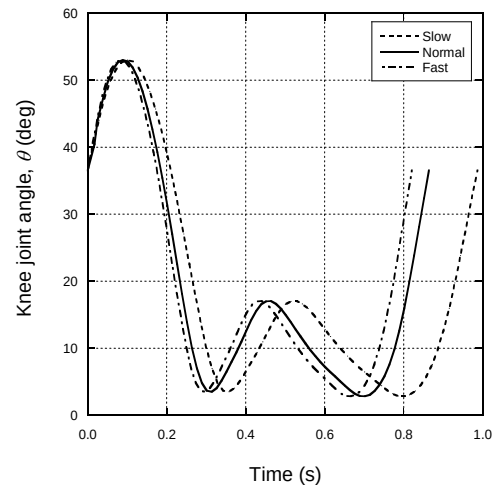
Fig. 5 Hip and knee joint angles at the normal walking speed 1.42 m/s and various strides

Table 1 Stride, walking speed, and stride time (= stride/walking speed) used in the experiment

Stride (m)	Walking speed (m/s)	Stride time (s)
1.0	0.278	3.60
	0.417	2.40
	0.556	1.80
1.2	0.278	4.32
	0.444	2.70
	0.611	1.96
1.5	0.278	5.40
	0.472	3.18
	0.667	2.25



(a) Hip



(b) Knee

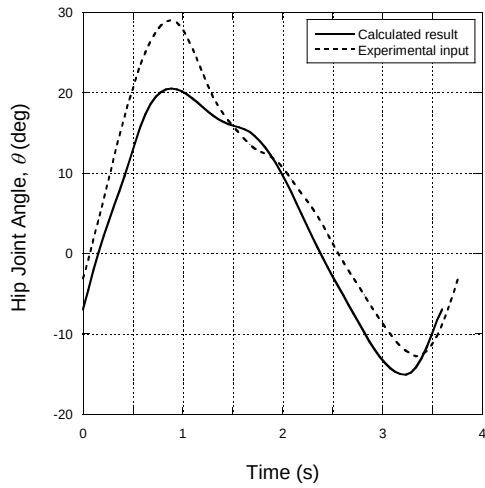
Fig. 6 Hip and knee joint angles at the normal stride (1.40 m) and various walking speed

4. 보행 실험

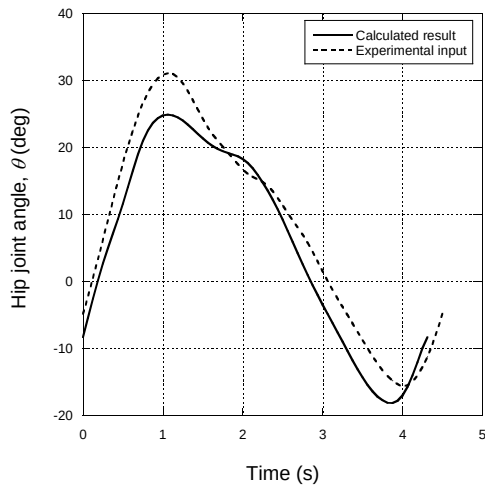
제작한 보행보조 로봇이 설계대로 작동하는지를 확인하기 위하여, 인체 보행 패턴과 일치하는 보행보조 로봇의 운동을 구현하고, 출력 각도 변위를 측정하여 입력 각도 변위와 비교하였다. 보행보조 로봇에 무게 약 60 kg의 더미(dummy)를 장착하여, 수동운동으로 보행 실험을 수행하였다. 실험에 사용된 보행보조 로봇을 Fig. 1에 보였고, 그 구조는 제2절에서 묘사되었다.

4.1 실험 방법

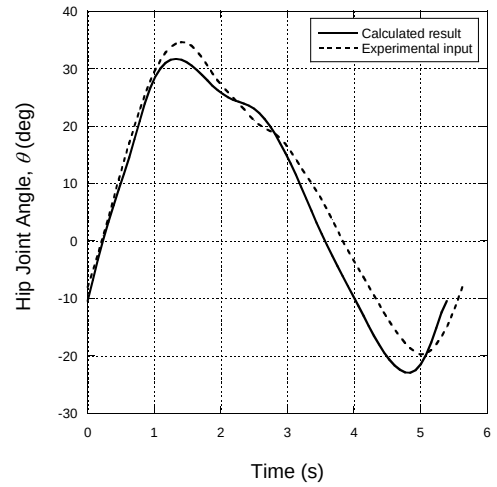
보행보조 로봇은 트레드밀의 틀과 일체화 된 고정부 상단에 매달린 상태로 동작하는 것으로서,



(a) Stride 1.0 m

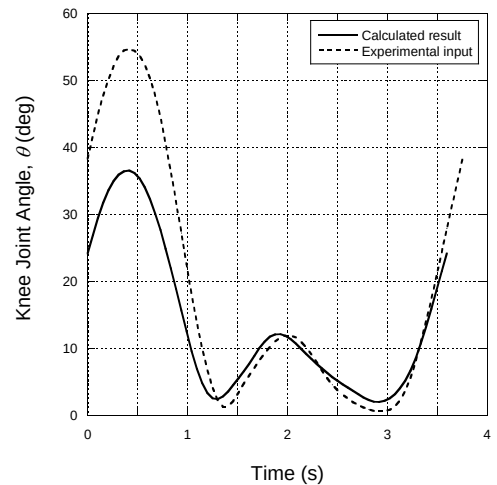


(b) Stride 1.2 m

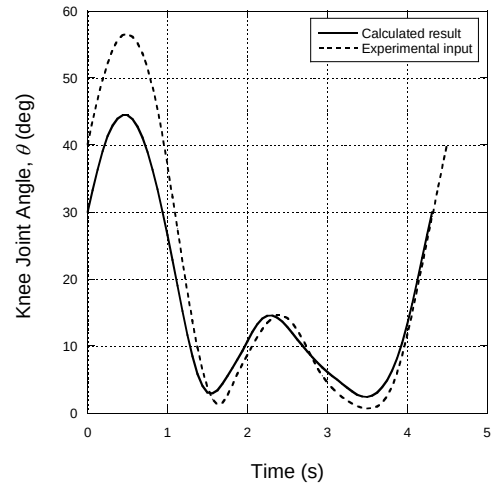


(c) Stride 1.5 m

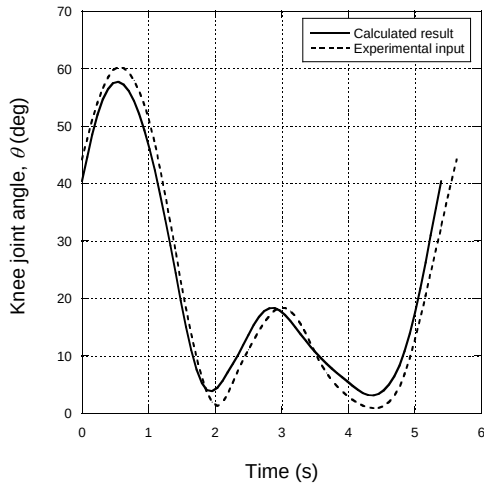
Fig. 7 Calculated and experimental input hip joint angles at walking speed 0.278 m/s



(a) Stride 1.0 m



(b) Stride 1.2 m



(c) Stride 1.5 m

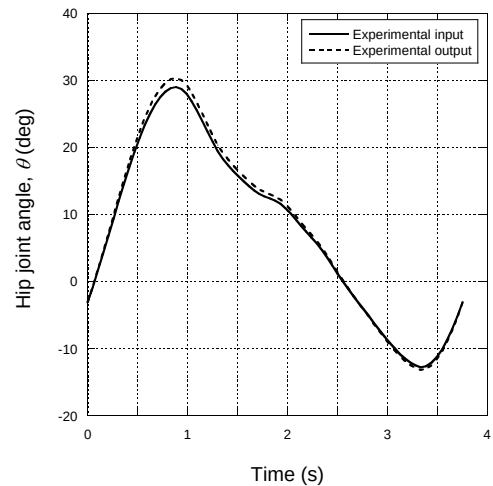
Fig. 8 Calculated and experimental input knee joint angles at walking speed 0.278 m/s

착용한 사용자가 그 무게를 느끼지 못한다. 컨트롤러 부에 환자의 신장과 각 관절 사이의 길이 등 신체 조건을 입력하면, 보행보조 로봇의 각 관절 사이의 길이가 자동적으로 조절된다. 다음으로 실험할 보폭 및 보행 속도를 입력한다. 보행보조 로봇은 보행 장애 환자를 대상으로 하기 때문에 정상인보다 보폭이 짧고 보행 속도가 느리다. 고려된 보폭의 범위는 0.50 m ~ 1.50 m이고, 보행 속도의 범위는 0.028 m/s ~ 0.778 m/s 이다. 이 범위에서 보폭 및 보행 속도를 각각 3가지씩 선택하여 총 9번의 실험을 수행하였다. 실험을 위하여 선택한 보폭 및 보행 속도를 Table 1에 나타내었다.

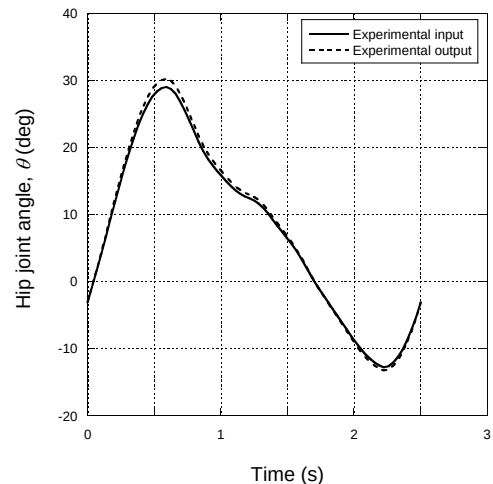
정해진 보폭 및 보행 속도로 동작할 때 보행보조 로봇의 고관절, 슬관절 및 족관절 각도 변위를 측정한다. 고관절 및 슬관절 각도 변위 측정에는 관절에 장착된 인코더를 사용하며, 시상면에서의 운동만을 대상으로 한다. 각 관절을 움직이는 모터가 회전함에 따라 펄스가 발생되며, 인코더는 펄스를 측정하여 각도로 환산한다. 족관절 각도 변위는 전위차계로 측정한다. 전위차계는 각도에 비례하는 전압을 출력하며, 출력된 전압을 각도로 환산한다.

개발한 로봇의 고관절과 슬관절은 인체 보행에서의 고관절 및 슬관절의 각도를 따라 움직인다. 그러나 족관절은 기준 보행 패턴에서 단순히 발 끝뒤꿈이 발생하지 않도록 움직인다. 인체 보행에서는 보폭이 작아지면 기준 보행 패턴과는 다르

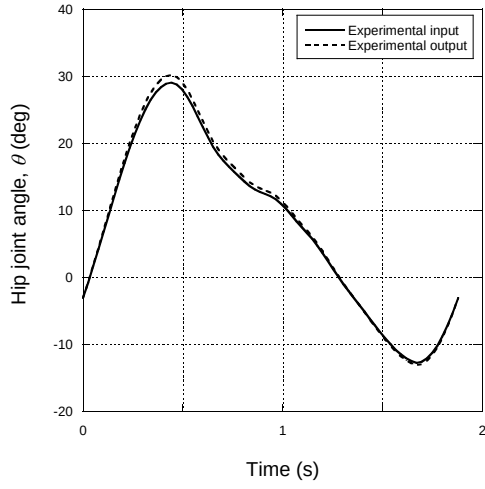
게 족관절은 거의 움직이지 않는데 보행보조 로봇의 족관절에는 이러한 변화가 반영되지 않았다. 따라서 작은 보폭에서도 발 끝뒤꿈이 발생하지 않으려면 이론으로 계산한 보행보조 로봇의 고관절 및 슬관절의 각도 변위를 조정하여 실험에 입력 값으로 사용하게 된다. 조정 과정은 각 관절의 각도 변위 패턴을 따르면서 유각기 때에 발 끝뒤꿈이 발생하면 시행착오(trial & error)법으로 고관절과 슬관절의 각도를 증가시켜 발 끝뒤꿈이 발생하지 않도록 하는 방식이다. Fig. 7은 보행 속도가 0.278 m/s인 경우 고관절 각도 변위로서, 세가지 보폭에 대해 이론으로 계산한 결과와 조정된 실험 입력 값을 각각 실선과 점선으로 보여준다. Fig. 8은 슬관절 각도 변위를 같은 방식으로 보여준다. 보폭이 커질수록 발 끝뒤꿈이 발생하지 않기 때문에, 이론으로 계산한 결과와 조정된 실험 입력 값의 차이가 작아짐을 확인할 수 있다.



(a) Walking speed 0.278 m/s

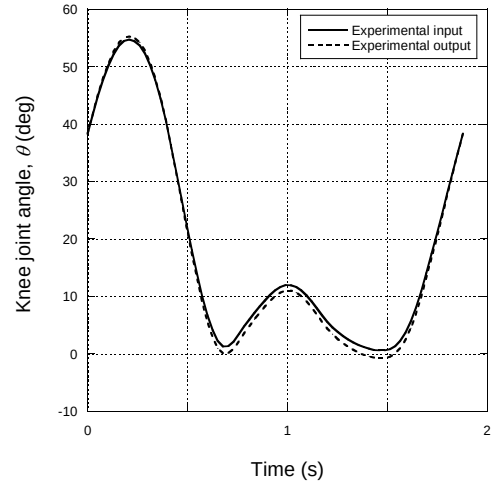


(b) Walking speed 0.417 m/s



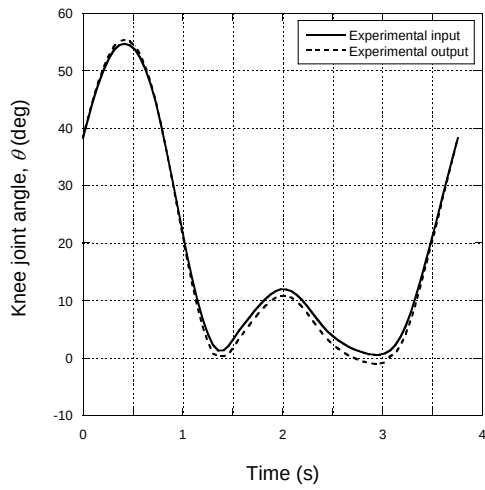
(c) Walking speed 0.556 m/s

Fig. 9 Experimental input and output hip joint angles at the stride 1.00 m

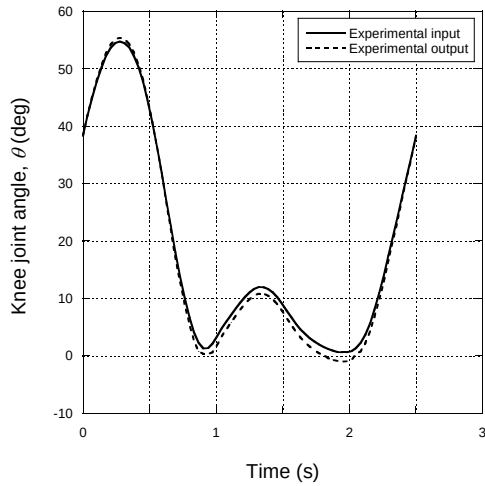


(c) Walking speed 0.556 m/s

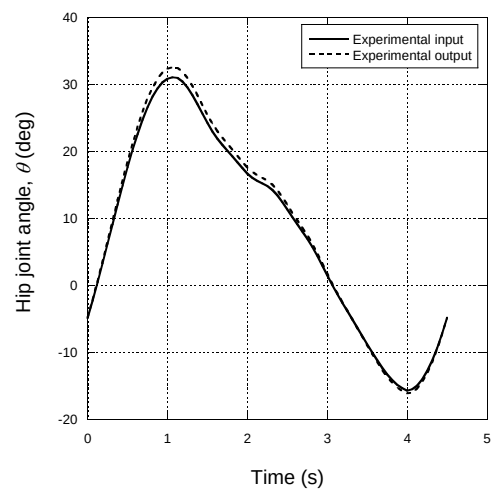
Fig. 10 Experimental input and output knee joint angles at the stride 1.00 m



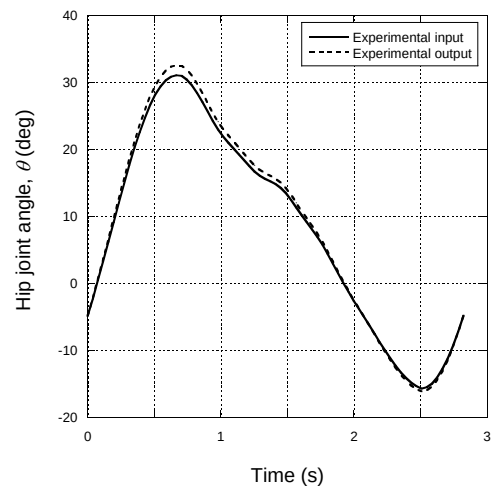
(a) Walking speed 0.278 m/s



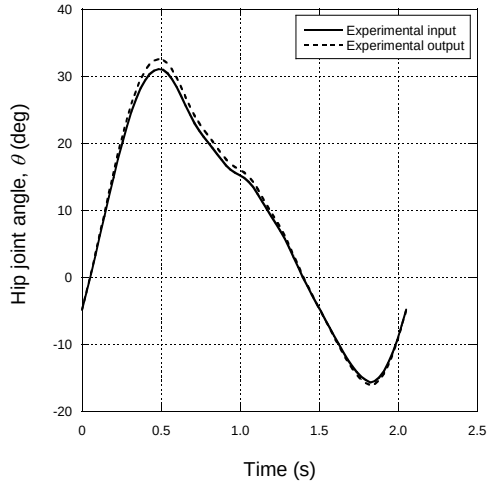
(b) Walking speed 0.417 m/s



(a) Walking speed 0.278 m/s

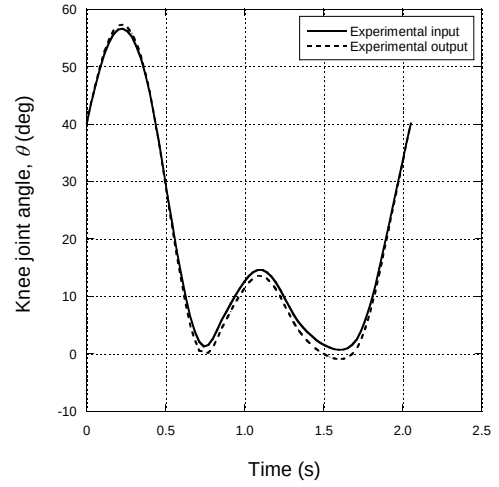


(b) Walking speed 0.444 m/s



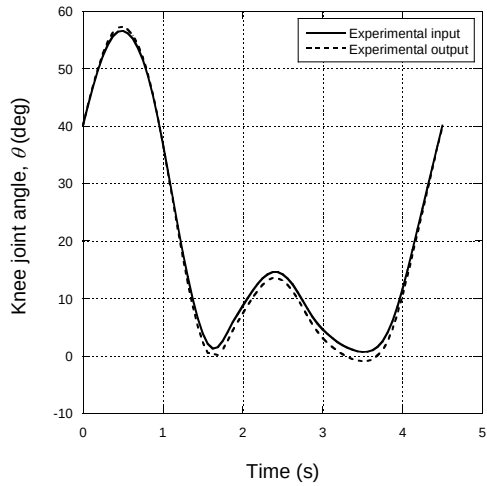
(c) Walking speed 0.611 m/s

Fig. 11 Experimental input and output hip joint angles at the stride 1.20 m

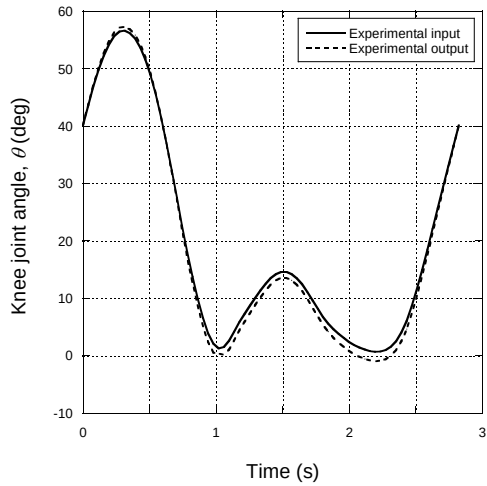


(c) Walking speed 0.611 m/s

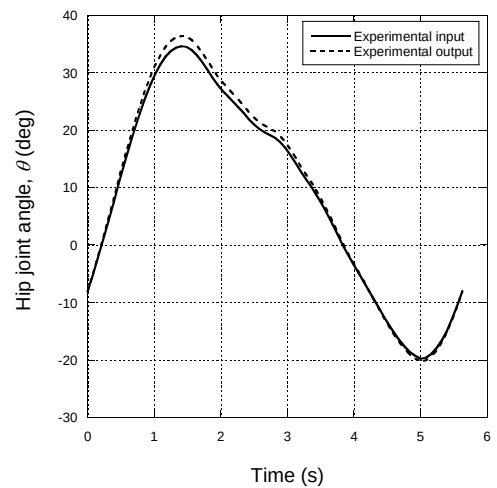
Fig. 12 Experimental input and output knee joint angles at the stride 1.20 m



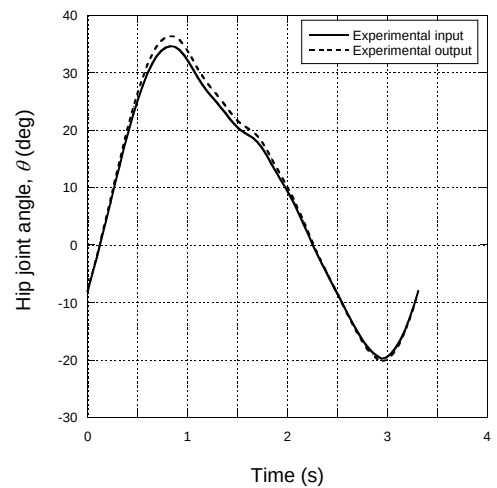
(a) Walking speed 0.278 m/s



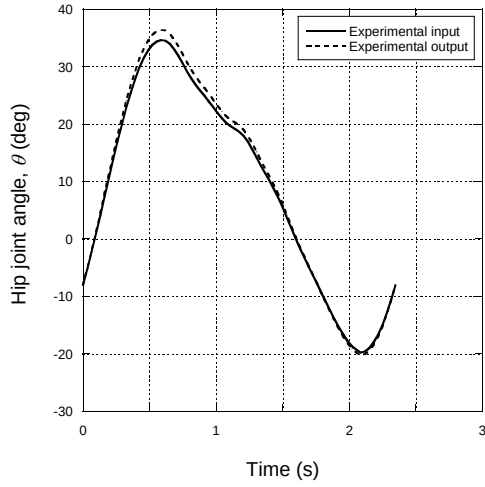
(b) Walking speed 0.444 m/s



(a) Walking speed 0.278 m/s

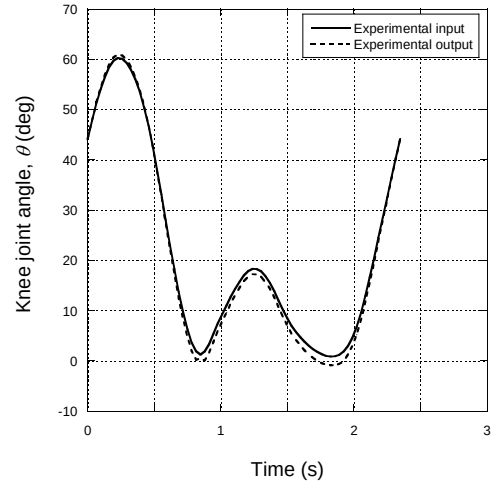


(b) Walking speed 0.472 m/s



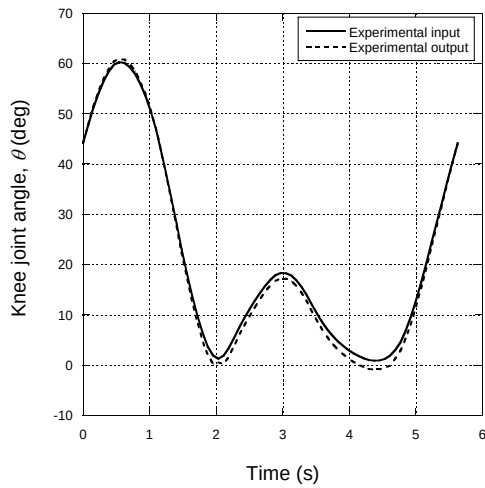
(c) Walking speed 0.667 m/s

Fig. 13 Experimental input and output hip joint angles at the stride 1.50 m

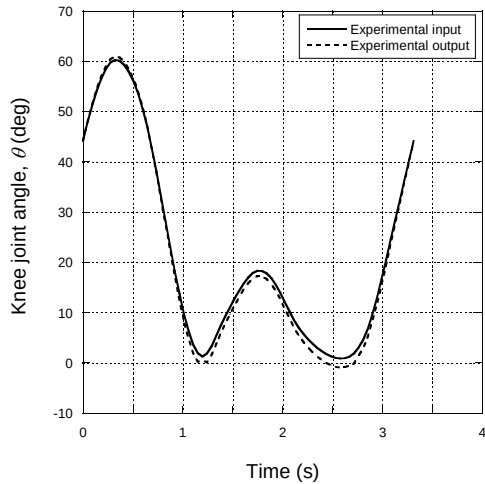


(c) Walking speed 0.667 m/s

Fig. 14 Experimental input and output knee joint angles at the stride 1.50 m



(a) Walking speed 0.278 m/s



(b) Walking speed 0.472 m/s

Table 2 Comparison of the input and output angular displacements for hip and knee joints

Stride (m)	Angular displacement (°)					
	Hip			Knee		
	Input	Output	Max. Difference (%)	Input	Output	Max. Difference (%)
1.0	-12.8 ~ 29.0	-13.2 ~ 30.3	4.48	0.54 ~ 54.6	-0.81 ~ 55.3	2.47
1.2	-15.7 ~ 31.0	-16.2 ~ 32.5	4.84	0.66 ~ 56.5	-0.97 ~ 57.2	2.88
1.5	-19.8 ~ 34.5	-20.3 ~ 36.3	5.22	0.83 ~ 60.2	-0.96 ~ 60.9	2.97

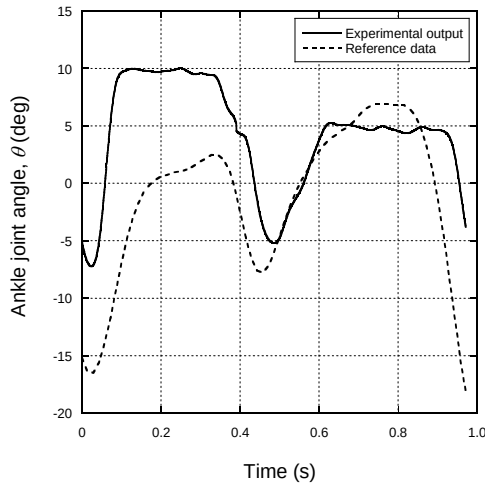


Fig. 15 Ankle joint angle at the normal walking

4.2 결과 및 고찰

A. 고관절 및 슬관절

다양한 보폭 및 보행 속도에 대하여 고관절 및 슬관절의 입력 각도 변위와 인코더로 측정된 출력 각도 변위를 그래프로 나타내었다. Figs. 9, 11, 13은 고관절에 대한 결과이고, Figs. 10, 12, 14는 슬관절에 대한 결과로서, 보행 주기 동안의 관절 각도 변위를 보여준다. Figs. 9~10은 보폭 1.00 m인 경우, 보행 속도 0.278, 0.417, 0.556 m/s에 대한 각도 변위를 나타낸 그래프이다. 실선은 입력 값이고 점선은 측정값이다. Figs. 11~12는 보폭 1.20 m인 경우, 보행 속도 0.278, 0.444, 0.611 m/s에 대한 그래프이다. Figs. 13~14는 보폭 1.50 m인 경우, 보행 속도 0.278, 0.472, 0.667 m/s에 대한 그래프이다. (+) 각도는 고관절 및 슬관절의 굴곡(flexion) 운동을 나타내며, (-) 각도는 신전(extension) 운동을 나타낸다. 고관절은 1회의 보행 주기 동안 굴곡과 신전 운동이 번갈아 발생하고, 슬관절은 굴곡 운동만 발생하는 것을 확인할 수 있다. 또한 보폭이 증가함에 따라 고관절 및 슬관절의 각도 운동 범위가 증가된다.

Figs. 9~14의 결과들을 Table 2에 정리하여 비교하였다. 비교 결과 고관절에서는 5.22%, 슬관절에서는 2.97% 이내로 일치하는 결과를 얻었다. Figs. 5~6에서와 같이 이론으로 계산한 결과에서 보폭에 대해서만 각도 변위가 달라지며, 보행 속도에 대해서는 보행 시간만 변화하고 각도 변위는 변하지 않는다. Table 2에 보인 바와 같이 실험 결과에서도 이론과 같은 결과가 얻어졌다. 실제의 보행 운동은 보행 시 고관절 및 슬관절이 전두면(frontal plane) 내에서 내전 및 외전으로 회전 운동을 하는 3차원 운동으로, 보행 속도에 따

라서도 각도 변위의 차이가 발생한다. 그러나 이론 및 실험 결과는 실제로 3차원 운동인 보행 운동을 시상면의 2차원 좌표 변환한 결과를 바탕으로 얻어진 것으로, 보행 속도에 대한 각도 변위 차이는 반영되지 않았다.

B. 족관절

개발한 보행보조 로봇의 족관절의 움직임은 제 2절에서 설명한 바와 같이 다른 두 관절과 차이가 있다. 족관절은 유각기 때에 배측굴곡 방향으로 10°를 유지한 상태로 동작하며, 입각기 때에는 모터의 무부하 상태로 자연스럽게 동작한다. 따라서 입각기 때의 족관절 각도 변위만 인체 보행 패턴을 따른다. Fig. 15에 기준 보행에서 족관절 각도 변위를 점선으로 나타내었고, 전위차계로 측정된 출력 각도 변위를 실선으로 나타내어 비교하였다. 입각기에는 인체 보행 패턴과 유사한 경향을 보인다. 유각기에는 로봇과 인체의 보행 패턴이 달라 약 10° 정도의 차이가 있으나, 발이 지면에서 떨어져 있는 상태이기 때문에 보행에는 큰 영향을 미치지 않는다. 또한 (+) 각도는 배측굴곡을 나타내며, (-) 각도는 저측굴곡(plantar flexion)을 나타내는데, 로봇의 경우 족관절에서 인체를 전진시키는 밀기(push off) 기능이 없기 때문에 저측굴곡은 거의 나타나지 않았다. 그러나 반대 쪽 하지가 지지하고 있기 때문에 보행에 큰 영향은 없다.

5. 결 론

트레드밀을 이용하는 재활 훈련용 보행보조 로봇의 운동학적 해석과 실험을 다루었다. 정상인의 보행 패턴을 기준으로 하여, 보행 속도와 보폭에 대한 각 관절 좌표 및 각도 변위를 계산하는 식을 구하였다. 계산된 각도 변위를 보행보조 로봇의 구동기에 입력하였다. 제작한 보행보조 로봇으로 보행 속도 및 보폭을 변화시키면서 실험을 실시하였다. 보행 실험으로 출력된 각도 변위와 입력 각도 변위를 비교하였다.

보폭이 작아짐에 따라 이론으로부터 계산한 각도 변위와 보행보조 로봇의 입력 각도 변위는 약간의 차이가 있다. 이는 발 끌림이 발생하지 않도록 각 관절의 각도를 수정하여 나타난 현상이다. 추후 족관절의 움직임을 반영하여 보행보조 로봇을 개선하면 해결될 것으로 예상된다. 보폭

이 커짐에 따라 각 관절의 운동 범위가 증가할 것이라는 일반적인 예상과 이론 및 실험의 결과가 일치하였다. 또한 입력 각도 변위와 출력 각도 변위를 비교한 결과 고관절에서는 5.22%, 슬관절에서는 2.97% 이내로 일치하였다. 이로써 보행보조 로봇이 설계한 대로 동작함을 검증하였다.

참고문헌

- (1) Kang, S. J., Ryu, J. C., Kim, G. S., Song, D. J., Mun, M. S., 2009, "Research of Hybrid Gait Orthosis Analysis for Paraplegics," *Proceedings of the KSPE Spring Conference*, pp. 65~66.
- (2) Kong, K. C., Jeon, D. Y., 2005, "New Design of Tendon-Driven Exoskeletal Assistive Device," *Proceedings of the KSME Spring Conference*, pp. 1255~1260.
- (3) Hwang, S. J., Cho, Y. K., Lee, M. H., Lee, H. Y., Kim, H. S., Kim, Y. H., 2010, "Gait Training Simulation with Robotic-Assisted Gait Training Modeling and Dynamic Analysis," *Proceedings of the KSPE Spring Conference*, pp. 997~998.
- (4) Uhm, H. W., Nam, Y. S., Lee, W. E., 2008, "Modeling of Human Gait Motion and Analysis & Simulation of Gait motion," *Proceedings of the KSME Spring Conference*, pp. 58~63.
- (5) Hwang, S. J., Son, J. S., Kim, J. Y., Sohn, R. H., Kim, Y. H., 2008, "Development of the Robotic Gait Trainer for Persons with Gait Disorder," *Symposium of Information & Control*, pp. 73~74.
- (6) Hwang, S. J., Kim, J. Y., Son, J. S., Sohn, R. H., Kim, Y. H., 2008, "The Development of the Robotic Gait Training System for Paralysis," *Proceedings of the KSME Spring Conference*, pp. 82~83.
- (7) Kang, S. J., Ryu, J. C., Kim, G. S., Choi, H. J., Son, J. H., Kim, H. C., Mun, M. S., 2010, "Development of AFO Fabrication Method for Wearable Gait Orthosis," *Proceedings of the KSPE Spring Conference*, pp. 1393~1394.
- (8) Kang, S. J., Ryu, J. C., Mun, M. S., 2008, "Comparison of Energy Consumption of Reciprocating Gait Orthosis(RGO) and Powered Gait Orthosis(PGO) during Gait," *Journal of KSPE*, Vol. 25, No. 8, pp. 104~110.
- (9) Kim, G. S., Ryu, J. C., Kang, S. J., Mun, M. S., Cho, K. H., 2010, "Clinical Evaluation and Gait Analysis of Unlockable Knee Joint for PGO," *Proceedings of the KSPE Spring Conference*, pp. 1361~1362.
- (10) Hidler, J., Wisman, W., Neckel, N., 2008, "Kinematic Trajectories while Walking within the Lokomat Robotic Gait-Orthosis," *Clinical Biomechanics*, Vol. 23, No. 10, pp. 1251~1259.
- (11) Sakurai, T., Sankai, Y., 2009, "Development of Motion Instruction System with Interactive Robot Suit HAL," *Proceedings of the 2009 IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics*, pp. 1141~1147.
- (12) Zoss, A. B., Kazerooni, H., Chu, A., 2006, "Biomechanical Design of the Berkeley Lower Extremity Exoskeleton (BLEEX)," *IEEE/ASME Transaction on Mechatronics*, Vol. 11, No. 2, pp. 128~138.
- (13) Chun, H. Y., Kim, J. O., Park, K. H., 2010, "Correlation of Human Carpal Motion and Electromyogram," *Journal of KSME(A)*, Vol. 34, No. 10, pp. 1391~1399.
- (14) Winter, D. A., 2005, *Biomechanics and Motor Control of Human Movement*, 3rd ed., John Wiley & Sons.
- (15) Neumann, D. A., 2002, *Kinesiology of the Musculoskeletal System*, Mosby.