

휴머노이드 로봇 모델을 이용한 보행재활 훈련장치의 견인모터 속도 파형 생성

Generation of Motor Velocity Profile for Walking-Assistance System Using Humanoid Robot Model

최영림 · 최낙윤 · 박상일 · 김종욱[†]

Young-Lim Choi, Nak-Yoon Choi, Sang-Il Park, and Jong-Wook Kim[†]

동아대학교 전자공학과

요 약

본 논문은 슬관절 손상 환자의 하지근력 강화 재활훈련 장치에서 다리를 끌어주는 견인모터의 속도 프로파일을 휴머노이드 로봇 시뮬레이션을 통해 계산하는 방법을 새롭게 제안한다. 먼저 인체의 구조를 본 딴 휴머노이드 로봇의 3차원 전신 모델을 새롭게 구축하고, 표준 관절각도 데이터를 이 모델에 적용하여 자연스러운 보행을 시뮬레이션 했다. 그리고 하지의 대퇴부에 부착되어 있는 벨트와 견인모터와의 거리를 매 샘플링 타임에서 계산하여 이로부터 속도 프로파일을 도출하는 방식으로 보행 중 속도 파형을 생성한다. 휴머노이드 로봇의 기구학적 방법으로는 직진 보행에서 계산량이 적은 투영법을 사용했으며, 유각기의 관절 각도 프로파일은 Winter의 표준보행 데이터를 참조했다. 본 논문에서 제안한 방법으로 계산된 인체 특정부위 속도 프로파일은 제작 중인 트레드밀 재활훈련 장치에 적용될 예정이다.

키워드 : 보행 재활, 기구학, 보행 분석, 휴머노이드 로봇

Abstract

This work proposes a new method to generate velocity profile of a traction motor equipped in a rehabilitation system for knee joint patients through humanoid robot simulation. To this end, a three-dimensional full-body humanoid robot model is newly constructed, and natural human gait is simulated by applying to it reference joint angle trajectories already published. Linear velocity is derived from distance data calculated between the positions of a thigh band and its traction motor at every sampling instance, which is a novel idea of this paper. The projection rule is employed to kinematically describe the humanoid robot because of its high efficiency and accuracy, and measured joint trajectories are used in simulating human natural gait referring to Winter's book. The attained motor velocity profile for a certain position in human body will be applied to our walking-assistance system which is implemented with a treadmill system.

Key Words : Rehabilitation, Kinematics, Gait Analysis, Humanoid Robot.

1. 서 론

전세계적으로 노령인구의 지속적인 증가와 각종 사고의 빈발로 재활치료에 대한 필요성이 점차 증가하고 있다. 저자는 다양한 재활치료 분야 중 노인 골절 환자와 스포츠 재활에 관심이 있는 일반인을 위한 보행재활 훈련장치의 개발에 관한 연구를 2011년부터 시작했다.

보행재활 훈련장치로서 국외에서는 스위스의 Hocoma사에서 트레드밀을 이용하는 보행보조 로봇인 Lokomat을 개발 및 판매하고 있으며[1], 일본의 CyberDyne사에서는 외골격 형태로 하지에 착용할 수 있는 HAL(Hybrid Assistive Limb)을 개발해서 꾸준히 성능 개선 중에 있다[2]. 국내에서도 최근 트레드밀을 이용한 외골격형 보행 보조로봇의 시제품을 개발하고 시제품의 운동학적 특성을 평가한 연구를 발표했다[3][4].

이러한 제품들은 인체의 하체 골격에 맞춰진 보행재활 훈련장치로서 구조가 안정적이고 효과적으로 사용자의 보행을 유도하지만 가격이 고가이며 높은 토크 사양의 모터가 요구되는 단점이 있다. 또한 보행 분석을 위해 엔코더, 압력 센서, 고가의 3차원 동작분석 시스템 등을 사용하지만[5], 다양한 하지 재활 환자별 보행 패턴 생성에 관한 이론적 연구는 시작단계에 있다.

본 연구에서는 트레드밀 장치의 전후 프레임에 견인(traction)모터를 설치하고 이 모터들이 사용자의 다리에 연

접수일자: 2012년 4월 10일

심사(수정)일자: 2012년 8월 20일

게재확정일자 : 2012년 8월 21일

[†] 교신 저자

본 논문은 중소기업청에서 지원하는 2011년도 산학연 협력 기업부설연구소 지원사업(No. 00046013)과 2012년도 지식경제부의 재원으로 한국에너지기술연구원(KETEP)의 지원사업(No. 20114030200030)의 연구수행으로 인한 결과물임.

결되어 정방향과 역방향으로 회전하면서 다리를 끌어주어 보행을 유도하는 중저가 보행 재활 훈련용 시스템을 개발하는 것을 목표로 한다.

이러한 단순한 구조를 갖는 시스템에서 중요한 것은 보행 패턴을 만들어 주는 견인모터의 회전속도 기준 궤적으로서 사용자의 성별, 나이, 체형, 슬관절의 건진도 상태에 따라 적절하게 조절되어야 한다. 이족보행 패턴 생성을 위해 국내외적으로 Central Pattern Generator와 진화 알고리즘을 이용한 연구[6]와 유각기의 발과 허리의 궤적을 통한 생성법[7]들이 제시되었지만 이를 보행 재활에 적용하는 연구는 활발히 이뤄지지 않고 있다.

본 연구에서는 인체 구조를 모방하여 구축된 휴머노이드 로봇에 [8]에서 표준으로 제시한 보행 각도 데이터를 적용하여 시뮬레이션 함으로써 모터가 견인하는 인체 특정부위의 속도 프로파일을 계산하고자 한다. 이를 위해 휴머노이드 로봇의 전신 관절좌표를 3차원상에서 기구학적 방법으로 계산해야 한다.

로봇의 기구학적 방법에는 Denavit-Hartenberg(DH)법 [9]이 주로 사용되고 있다. DH법은 4개의 파라미터(링크의 길이와 비틀림, 오프셋, 관절각)로 링크의 양쪽 말단부에 위치한 관절좌표계의 상대적인 위치와 방향을 계산할 수 있는 체계적인 방법으로서 가장 많이 사용되고 있다. 그러나 하나의 링크에 셋 이상의 관절이 연결되어 있는 경우 DH법을 적용하면 좌표계 간의 모호성이 발생하는데, 2자유도와 3자유도 관절을 갖는 인체의 경우가 이에 해당한다. 본 논문에서는 인체에 적합하면서 보다 적은 계산량을 요하는 기구학적 방법을 확립하기 위해 3차원 상의 물체를 2차원 평면으로 투영하는 원리로 휴머노이드 로봇의 전신을 모델링하고, DH법을 사용했을 때의 연산시간과 관절좌표 간 차이를 비교했다.

본 논문에서는 제안된 기구학적 방법을 기반으로 정상인의 보행 시 측정된 각도 데이터[8]를 이용하여 이족보행을 시뮬레이션 했다. 또한 트레드밀에 고정된 모터와 보행자의 대퇴부에 부착된 벨트 간의 순시 거리를 계산하여 이로부터 속도 프로파일을 도출하는 방법을 제안하고 시뮬레이션을 통해 유도했다. 제안된 보행유도 속도 프로파일 계산법은 제작 중에 있는 보행재활 훈련장치의 모터 제어기에 적용될 예정이다.

2. 휴머노이드 로봇의 3차원 모델링

로봇의 링크좌표계를 표현하는 가장 일반적인 방법은 Denavit-Hartenberg(DH) 방법이지만 휴머노이드 로봇에 이 방법을 적용하면 2자유도와 3자유도를 갖는 관절 때문에 대단히 복잡하고 계산량이 많아진다. 저자는 [10]에서 3차원 상의 로봇을 2차원인 시상면(sagittal plane)과 관상면(coronal plane)으로 투영한 후 조합하는 방식을 통해 하체의 6개 관절좌표를 효율적으로 계산하는 방법을 제안했다. 본 논문에서는 이를 확장하여 휴머노이드 로봇의 전신에 대해 투영법(projection based method)을 적용하여 각 관절의 3차원 좌표를 새롭게 계산했다.

투영법을 설명하기 위해 2자유도를 갖는 관절모터가 3차원에서 하나의 링크를 복합적으로 회전시키는 경우를 생각해 보자. 그림 1은 초기에 z축에 정렬되어 있는 길이 l인 링크를 x축을 중심으로 반시계 방향으로 ϕ 만큼 회전시킨

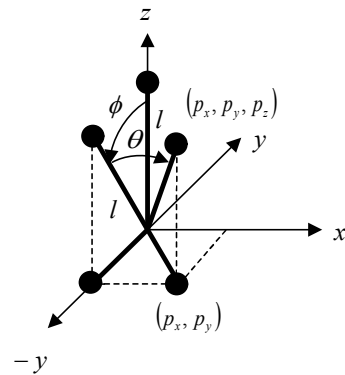


그림 1. 2자유도 회전이 있는 링크의 3차원 좌표
Fig. 1. 3D coordinate of a link with 2 DOF rotations

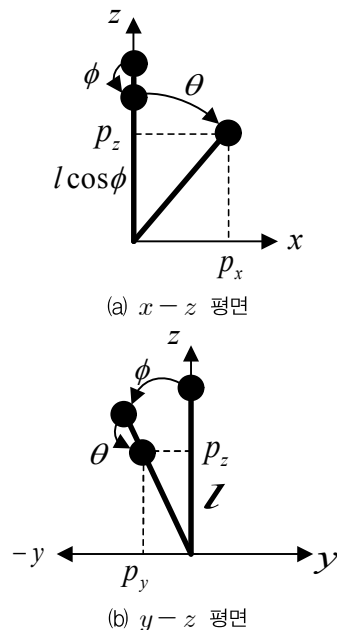


그림 2. 3차원 상의 링크를 2차원 평면에 투영한 모습
Fig. 2. 2D projected images of a 3D link

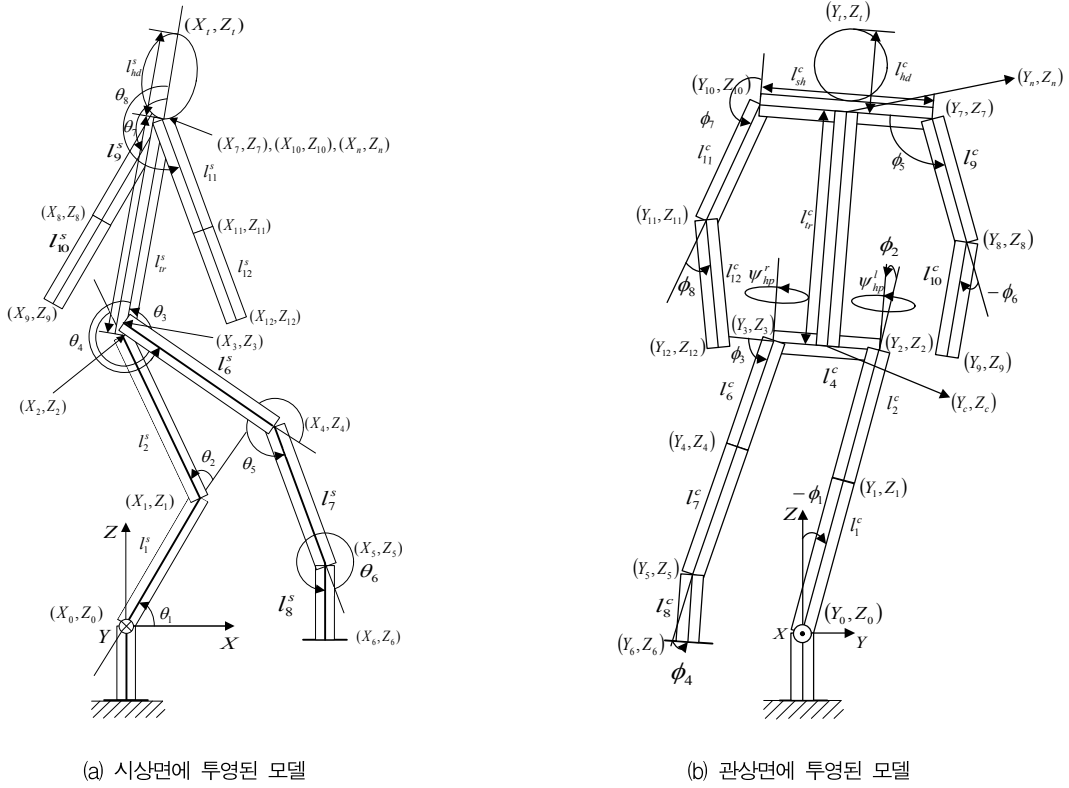
후, 다시 y축을 중심으로 θ 만큼 회전시킨 것을 보인다. 그림 2는 링크의 이러한 3차원 모션을 x-z 평면인 시상면과 y-z 평면인 관상면에서 보았을 때의 모습을 보인다.

먼저 링크를 x축 중심으로 ϕ 만큼 회전시킨 것을 시상면에서 보면 그림 2(a)에서처럼 링크의 길이가 l에서 $l \cos \phi$ 만큼 줄어든 것처럼 보이게 된다. 이를 다시 y축 중심으로 θ 만큼 회전시키면 링크 말단의 x 좌표 p_x 는 다음과 같이 계산된다.

$$p_x = (l \cos \phi) \sin \theta = l \cos \phi \sin \theta = l^s \sin \theta \quad (1)$$

식에서 l^s 는 ϕ 각 회전에 의해 시상면에 투영된 링크 길이를 의미한다.

이번에는 동일한 복합 회전을 관상면에서 보았을 때의 경우를 생각해 보자. 길이 l인 링크를 x축 중심으로 ϕ 만큼



(a) 시상면에 투영된 모델

(b) 관상면에 투영된 모델

그림 3. 휴머노이드 로봇이 왼발로 지지할 때 3차원 전신을 2차원에 투영한 모델

Fig. 3. 2D projected models of a full-body humanoid robot supporting with left leg in 3D

회전시킨 것을 관상면에서 보면 그림 2(b)에서처럼 링크의 길이는 변화가 없고 링크 말단의 y 좌표가 $-l \sin \phi$ 가 된다. 그 다음 y 축을 중심으로 θ 만큼 회전시키면 링크 길이만 $l \cos \theta$ 로 줄어든 것처럼 보이게 되어 링크 말단의 y 좌표 p_y 는 다음과 같이 계산된다.

$$p_y = -(l \cos \theta) \sin \phi = -l \cos \theta \sin \phi = -l^c \sin \phi \quad (2)$$

식에서 l^c 는 관상면에 투영된 링크 길이를 의미한다. 링크 말단의 z 좌표 p_z 는 시상면에서 보거나 관상면에서 보거나 다음과 같이 동일한 값으로 계산된다.

$$p_z = (l \cos \phi) \cos \theta = (l \cos \theta) \cos \phi = l \cos \theta \cos \phi \quad (3)$$

이제 식 (1)-(3)을 조합하면 그림 1에서 링크가 회전한 후 끝점의 3차원 위치를 다음과 같이 구할 수 있다.

$$\begin{aligned} (p_x, p_y, p_z) &= (l \cos \phi \sin \theta, -l \cos \theta \sin \phi, l \cos \theta \cos \phi) \\ &= (l^s \sin \theta, -l^c \sin \phi, l^s \cos \theta) \end{aligned} \quad (4)$$

이제 투영법을 적용해서 휴머노이드 로봇의 각 관절좌표들을 구해보자. 그림 3은 휴머노이드 로봇이 왼발로 지지하고 있을 때 3차원 전신 모델을 시상면과 관상면으로 투영한 2차원 모델을 나타내며, 12개의 링크와 관절좌표들이 각 평

면으로 투영된 링크와 절대좌표로 각각 표현됨을 유의하자.

$$\begin{aligned} X_1 &= X_0 + l_1^s C_1^\theta, Y_1 = Y_0 - l_1^c S_1^\phi, Z_1 = Z_0 + l_1^s S_1^\theta, \\ X_2 &= X_1 + l_2^s C_{12}^\theta, Y_2 = Y_1 - l_2^c S_1^\phi, Z_2 = Z_1 + l_2^s S_{12}^\theta, \\ X_3 &= X_2 + l_4^s C_{123}^\theta, Y_3 = Y_2 - l_4^c \sin\left(\phi_{12} + \frac{\pi}{2}\right), Z_3 = Z_2 + l_4^s S_{123}^\theta, \\ X_4 &= X_3 + l_6^s C_{1234}^\theta, Y_4 = Y_3 - l_6^c \sin\left(\phi_{123} + \frac{\pi}{2}\right), Z_4 = Z_3 + l_6^s S_{1234}^\theta, \\ X_5 &= X_4 + l_7^s C_{12345}^\theta, Y_5 = Y_4 - l_7^c \sin\left(\phi_{1234} + \frac{\pi}{2}\right), Z_5 = Z_4 + l_7^s S_{12345}^\theta, \\ X_6 &= X_5 + l_8^s C_{123456}^\theta, Y_6 = Y_5 - l_8^c \sin\left(\phi_{12345} + \frac{\pi}{2}\right), Z_6 = Z_5 + l_8^s S_{123456}^\theta, \\ X_n &= X_c + l_r^s C_{123}^\theta, Y_n = Y_c - l_r^c S_{12}^\phi, Z_n = Z_c + l_r^s S_{123}^\theta. \quad (5) \\ X_7 &= X_n, Y_7 = Y_n + \frac{l_{sh}^c}{2} \sin\left(\phi_{12} + \frac{\pi}{2}\right), Z_7 = Z_n + \frac{l_{sh}^c}{2} S_{12}^\phi, \\ X_8 &= X_7 + l_9^s C_{1237}^\theta, Y_8 = Y_7 - l_9^c \sin\left(\phi_{125} + \frac{\pi}{2}\right), Z_8 = Z_7 + l_9^s S_{1237}^\theta, \\ X_9 &= X_8 + l_{10}^s C_{1237}^\theta, Y_9 = Y_8 - l_{10}^c \sin\left(\phi_{1256} + \frac{\pi}{2}\right), Z_9 = Z_8 + l_{10}^s S_{1237}^\theta, \\ X_{10} &= X_n, Y_{10} = Y_n - \frac{l_{sh}^c}{2} \sin\left(\phi_{12} + \frac{\pi}{2}\right), Z_{10} = Z_n - \frac{l_{sh}^c}{2} S_{12}^\phi, \\ X_{11} &= X_{10} + l_{11}^s C_{1238}^\theta, Y_{11} = Y_{10} - l_{11}^c S_{127}^\phi, Z_{11} = Z_{10} + l_{11}^s S_{1238}^\theta, \end{aligned}$$

$$X_{12} = X_{11} + l_{12}^s C_{1238}^\theta, Y_{12} = Y_{11} - l_{12}^c S_{1278}^\theta, Z_{12} = Z_{11} + l_{12}^s S_{1238}^\theta.$$

식에서 (X_i, Y_i, Z_i) 는 i 번째 관절의 절대좌표를 나타내며, $\phi_{1\dots i}, S_{1\dots j}^\theta, C_{1\dots j}^\theta, S_{1\dots j}^\phi$ 는 $\phi_1 + \dots + \phi_j, \sin(\theta_1 + \dots + \theta_j), \cos(\theta_1 + \dots + \theta_j), \sin(\phi_1 + \dots + \phi_j)$ 를 각각 나타낸다. l_i^s 와 l_i^c 는 i 번째 링크를 시상면과 관상면으로 투영했을 때의 투영된 링크 길이를 각각 나타내며 시상면에 투영했을 때 하체의 링크 길이는 다음과 같이 표현된다.

$$\begin{aligned} l_1^s &= l_1 |\cos \phi_1|, \quad l_2^s = l_2 |\cos \phi_1|, \quad l_4^s = l_4 \left| \cos \left(\phi_{12} + \frac{\pi}{2} \right) \right|, \\ l_6^s &= l_6 \left| \cos \left(\phi_{123} + \frac{\pi}{2} \right) \right|, \quad l_7^s = l_7 \left| \cos \left(\phi_{123} + \frac{\pi}{2} \right) \right|, \\ l_8^s &= l_8 \left| \cos \left(\phi_{1234} + \frac{\pi}{2} \right) \right| \end{aligned} \quad (6)$$

마찬가지로 관상면에 투영된 하체의 링크 길이는 다음과 같이 표현된다.

$$\begin{aligned} l_1^c &= l_1 |S_1^\theta|, \quad l_2^c = l_2 |S_{12}^\theta|, \quad l_4^c = l_4, \quad l_6^c = l_6 |S_{1234}^\theta|, \\ l_7^c &= l_7 |S_{12345}^\theta|, \quad l_8^c = l_8 |S_{123456}^\theta| \end{aligned} \quad (7)$$

지금까지 왼발 지지 시 각 관절의 3차원 좌표를 구했다. 로봇이 오른쪽발로 서 있을 때는 그림 3에서 왼쪽 발목에 위치한 기준좌표계인 (X_0, Y_0, Z_0) 가 오른쪽 발목에 위치하게 되고 고관절에서의 관계식과 투영된 링크 길이도 변한다. 그러므로 시상면에 투영된 링크의 길이 중 l_1^s 와 l_2^s 는 동일하지만 다른 링크 길이는 다음과 같이 수정되어야 한다.

$$\begin{aligned} l_4^s &= l_4 \left| \cos \left(\phi_{12} - \frac{\pi}{2} \right) \right|, \quad l_6^s = l_6 \left| \cos \left(\phi_{123} - \frac{\pi}{2} \right) \right|, \\ l_7^s &= l_7 \left| \cos \left(\phi_{123} - \frac{\pi}{2} \right) \right|, \quad l_8^s = l_8 \left| \cos \left(\phi_{1234} - \frac{\pi}{2} \right) \right| \end{aligned} \quad (8)$$

그리고 관절좌표 중 $Y_3 \sim Y_6$ 좌표의 계산식이 다음과 같이 수정되고 나머지 관절들의 좌표 계산식은 동일하다. 두 식을 비교해보면 관상면 상에서 자유다리의 관절이 지지다리 관절과 이루는 각이 왼발 지지 시에는 $+90^\circ$ 관계지만 오른쪽발 지지 시에는 -90° 관계를 가지고 이러한 위상차이가 투영된 링크와 Y 좌표에 영향을 미친다.

$$\begin{aligned} Y_3 &= Y_2 - l_4^c \sin \left(\phi_{12} - \frac{\pi}{2} \right), \quad Y_4 = Y_3 - l_6^c \sin \left(\phi_{123} - \frac{\pi}{2} \right) \\ Y_5 &= Y_4 - l_7^c \sin \left(\phi_{123} - \frac{\pi}{2} \right), \quad Y_6 = Y_5 - l_8^c \sin \left(\phi_{1234} - \frac{\pi}{2} \right) \end{aligned} \quad (9)$$

투영법에서 상체의 각 관절들은 지지하는 다리가 어느 쪽이나와 관계없이 3차원 좌표값이 계산되며, 그림 3에서 정의된 상체 링크를 시상면에 투영했을 때의 길이는 다음과 같이 표현된다.

$$\begin{aligned} l_9^s &= l_9 \left| \cos \left(\phi_{125} + \frac{\pi}{2} \right) \right|, \quad l_{10}^s = l_{10} \left| \cos \left(\phi_{1256} + \frac{\pi}{2} \right) \right|, \\ l_{11}^s &= l_{11} |\cos(\phi_{127})|, \quad l_{12}^s = l_{12} |\cos(\phi_{1278})| \\ l_{1r}^s &= l_{1r} |C_{12}^\phi|, \quad l_{1r}^c = l_{1r} |S_{123}^\theta|, \quad l_{sh}^c = l_{sh} \end{aligned} \quad (10)$$

식에서 l_9^s 와 l_{10}^s 의 각도에 $\pi/2$ 가 더해진 것은 왼쪽 어깨의 수선으로부터 ϕ_5 까지의 각도 차이를 보상해주기 위함이다. 같은 원리로 관상면에 투영된 상체의 링크 길이는 다음과 같이 표현된다.

$$\begin{aligned} l_9^c &= l_9 |S_{1237}^\theta|, \quad l_{10}^c = l_{10} |S_{1237}^\theta|, \\ l_{11}^c &= l_{11} |S_{1238}^\theta|, \quad l_{12}^c = l_{12} |S_{1238}^\theta| \end{aligned} \quad (11)$$

3. 정상 보행을 위한 로봇 관절계적 생성 방법

본 논문에서는 하지가 불편한 환자가 지속적인 재활을 통해 정상적으로 보행하게 될 때의 목표 관절계적을 시뮬레이션으로 생성하기 위해 그림 4와 같이 보행 주기를 3단계로 구분했다. 1단계는 사람이 그림 4의 P1 자세로부터 P2 자세까지 두 발을 모두 착지한 양측 지지상태(double support phase, DSP)에서 중심을 이동하는 것으로서 한 쪽 다리를 들어올리기 전에 무게중심을 앞으로 이동하는 동작에 해당된다. 2단계는 그림의 P2 자세로부터 P3 자세까지 전환하는 것으로서 유각(swaying leg)의 발끝 밀기(toe off)부터 발꿈치 닿기(heel contact)까지의 시기에 해당한다. 이 단계는 단측 지지상태(single support phase, SSP)이므로 균형을 잡으면서도 착지 시 환측 슬관절에 무리가 가지 않도록 주의해야 한다. 참고로 본 재활장치에서는 지지하는 발목관절에 걸리는 부하를 조절할 수 있도록 하네스(harness)를 설치할 예정이다. 마지막으로 3단계는 그림의 P3 자세로부터 P4 자세까지에 해당되며 발꿈치 닿기 후 DSP 상태에서 무게중심을 조금 더 앞으로 이동함으로써 다음 주기의 초기 자세(P1')를 갖추는 역할을 한다. 다음 주기는 입각(stance leg)과 유각을 서로 바꿔주면 되는데 이는 양쪽 다리의 관절각을 상호 교환함으로써 가능하다.

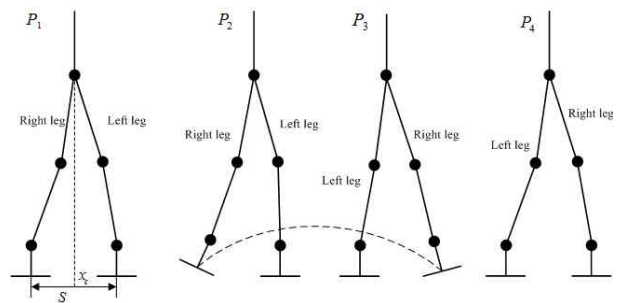


그림 4. 왼발 지지 시 정상 보행의 한 주기를 이루는 4가지 자세 Fig. 4. Four postures constituting a normal gait cycle in left leg supporting

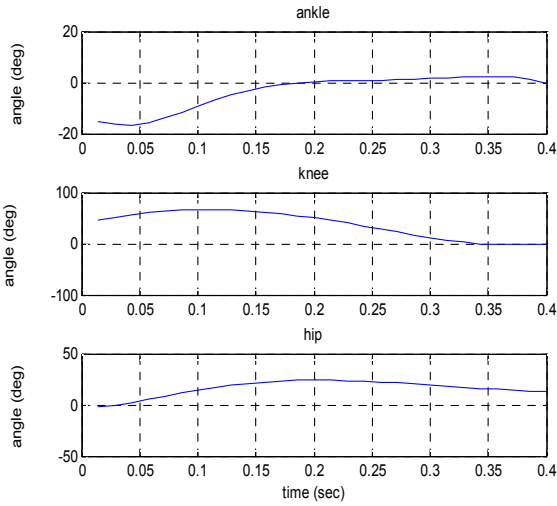


그림 5. 보행 주기의 2단계에서 사용할 유각기 관절 궤적 데이터
Fig. 5. Joint angle trajectories used in the second stage of a gait cycle

본 논문에서는 자연스러운 유각기의 관절 궤적을 만들기 위해 Winter의 표준 관절 데이터[8] 중 2단계(P2~P3)에 해당되는 발끝 밀기~발꿈치 닿기 기간의 각도 데이터를 활용했으며 그림 5에 나타났다. 반면에 1단계와 3단계의 관절 궤적은 환자의 신체 조건과 환부의 호전 상황에 맞게 생성해야 한다. 보행주기의 1단계와 3단계에서는 두 발로 지지하는 상태에서 무게중심을 앞쪽으로 이동하므로 관절은 점진적으로 회전하는 특성이 있다. 그러므로 1단계의 경우 P1과 P2 자세, 3단계의 경우 P3과 P4 자세의 조건을 만족시키는 직선이나 1-세그먼트 혼합다항식[11]을 관절궤적으로 생성하면 된다. 그림 6은 [8]의 신체조건 데이터를 이용해서 키가 172cm이고 체중이 56.7kg인 사람에 대해 상기 단계별 시간비율을 1:3:1로 설정하여 정상보행의 한 주기를 시뮬레이션 한 결과를 보인다.

저자는 최근 DH법을 이용해서 그림 3과 같은 링크 구조와 관절각 정의를 이용하여 기구학 모델링을 수식과 코드로 구축했다. 먼저 투영법과 DH법의 연산속도와 정확성을 비교하기 위해 Intel i5-2400 CPU(3.1GHz, 2GB RAM) 코어가 장착된 PC 상에서 Visual C++ 플랫폼으로 40,000번의 전신 관절좌표 계산 연산을 수행했다. 연산시간 면에서 DH법은 총 3.35초, 투영법은 총 0.78초가 소요되었는데, 이는 약 4.3배의 속도 차이로서 투영법이 로봇의 실시간 제어 및 최적화에 유리하다고 할 수 있다.

DH법과 투영법의 정합성을 계산하기 위해 그림 6의 보행 시뮬레이션을 투영법과 DH법으로 수행한 후 각 샘플 타임에서 12개의 전신 주요관절의 3차원 좌표간 유클리드 거리를 측정했다. 표 1은 보행 시 각 관절 별 3차원 좌표간 최대 오차를 나타낸다. 로봇의 하지 말단부인 $X_6 Y_6 Z_6$ 에서는 최대 오차가 13.2mm(키에 대해 0.7%), 상지의 말단부인 $X_9 Y_9 Z_9$ 와 $X_{12} Y_{12} Z_{12}$ 에서 36.0mm(키에 대해 2.1%) 정도가 발생했다. 이는 투영법이 2자유도와 3자유도를 갖는 인체 관절(발목, 골반, 어깨 관절) 모델링에서 DH법처럼 모터간의 이격을 필요로 하지 않기 때문에 발생한 현상이므로 인체에 대해서는 투영법이 DH법보다 더 정확하다고 할 수 있다.

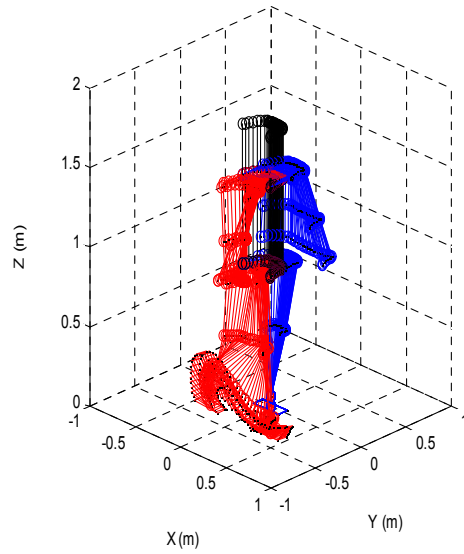


그림 6. 정상 보행의 한 주기 시뮬레이션
Fig. 6. Simulation of a normal gait cycle

표 1. 투영법과 DH법으로 휴머노이드 로봇 모델링 시 각 관절 좌표 거리의 최대 오차(단위: mm)
Table 1. Maximum Euclidean distance between joint coordinates computed by projection-based method and DH method

관절좌표	최대 오차 (mm)	관절좌표	최대 오차 (mm)
$X_1 Y_1 Z_1$	2.00	$X_7 Y_7 Z_7$	2.90
$X_2 Y_2 Z_2$	2.90	$X_8 Y_8 Z_8$	32.89
$X_3 Y_3 Z_3$	2.90	$X_9 Y_9 Z_9$	36.04
$X_4 Y_4 Z_4$	7.20	$X_{10} Y_{10} Z_{10}$	2.90
$X_5 Y_5 Z_5$	14.10	$X_{11} Y_{11} Z_{11}$	32.90
$X_6 Y_6 Z_6$	13.22	$X_{12} Y_{12} Z_{12}$	36.04

4. 휴머노이드 로봇 시뮬레이션을 통한 견인모터 속도 프로파일 계산

그림 7은 본 연구에서 개발 중인 트레드밀 타입의 보행재활 훈련장치 위에서 환자가 보행하는 모습을 시상면에서 개념적으로 그린 것이다. 그림에서 앞부분에 표현된 작은 원은 보행재활 훈련장치의 프레임에 고정된 견인모터를 나타내며 절대좌표가 (X_M, Y_M, Z_M) 이고, 이 모터와 연결된 벨트가 대퇴부에 부착된 지점을 (X_{th}, Y_{th}, Z_{th}) 라고 하자. 견인작용에 의해 모터의 벨트가 팽팽하게 당겨졌다고 가정하면 두 지점간의 유클리드 거리는 다음 식과 같다.

$$d(t_i) = \sqrt{(X_{th}(i) - X_M)^2 + (Y_{th}(i) - Y_M)^2 + (Z_{th}(i) - Z_M)^2} \quad (12)$$

식에서 t_i 는 i 번째 샘플 시간을 의미한다.

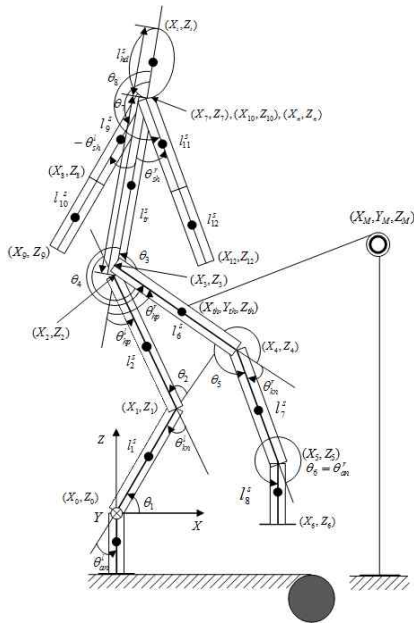


그림 7. 시상면에서 본 트레드밀 상의 휴머노이드 로봇 모델
Fig. 7. Humanoid robot model on a treadmill viewed from sagittal plane

그림에서 견인모터가 시계방향으로 회전하며 다리를 들어 올릴 때 이를 양의 방향이라고 정의하면 모터의 회전 선속도는 $d(t_i)$ 를 이용해서 다음과 같이 표현된다.

$$v(t_i) = \frac{d(t_i) - d(t_{i-1})}{\Delta t} \quad (13)$$

식에서 Δt 는 샘플링 타임을 나타낸다.

그림 8은 그림 6에서 보인 보행 시뮬레이션을 트레드밀 상에서 재구현한 것이다. 이를 위해 로봇이 지지하고 있는 평면이 보행속도만큼 등속으로 뒤로 움직이는 것을 새롭게 적용했다.

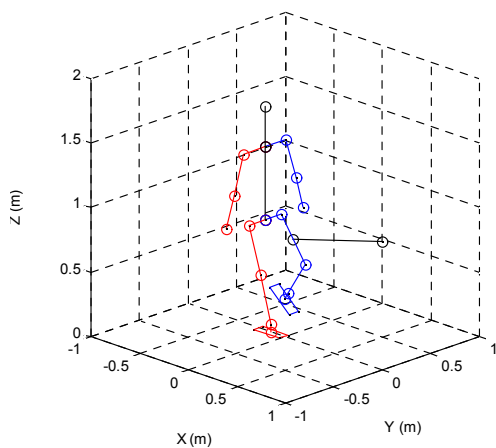


그림 8. 트레드밀 상의 보행자 시뮬레이션
Fig. 8. Simulation of human's walking on a treadmill

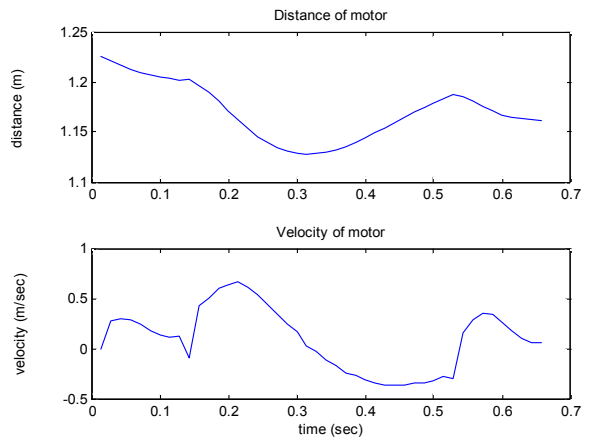


그림 9. 유각기의 견인 모터와 허벅지 벨트와의 거리 및 속도
Fig. 9. Distance and velocity of the traction motor in swaying phase

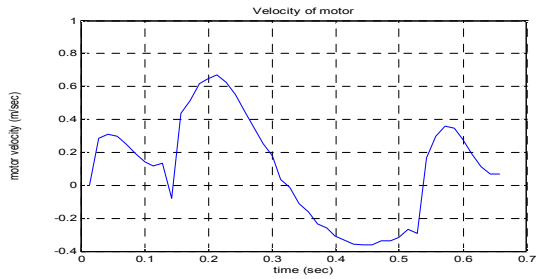
그림 9는 왼쪽 다리가 유각기에 있을 때 왼쪽 다리의 벨트와 모터와의 거리를 계산하고 이 값으로부터 식 (13)을 이용해서 견인모터의 회전 선속도를 계산한 것을 보인다. 환자의 슬관절 손상 정도에 따라 트레드밀의 속도와 다리를 들어 올려주는 정도가 변한다면 그림 9에서 도출된 속도 파형의 주기와 높이에 대한 비율만 적절히 조절하면 된다. 이를 위해 본 논문에서는 단계별 시간 비율, 보행 주기 시간, 고관절 최대 회전각도를 변화시킬 때 견인모터의 속도가 어떻게 변화하는지를 시뮬레이션을 통해 확인한다.

먼저 단계별 시간비율 면에서 보면, 환자의 슬관절 환부의 상태가 중한 경우에는 천천히 무게중심을 이동해야 하므로 1단계와 3단계의 상대적 시간은 길어져야 한다. 정상 보행의 단계별 시간 비율이 1:3:1이므로 이 경우의 단계별 시간 비율을 예를 들어 2:3:2로 조절할 수 있다. 그림 10(b)는 조절된 단계별 시간 비율에 대해 계산된 견인모터 속도파형을 보인다. 그림 10(a)의 정상보행 파형과 비교할 때 한 주기가 0.91초로 증가했음을 알 수 있다.

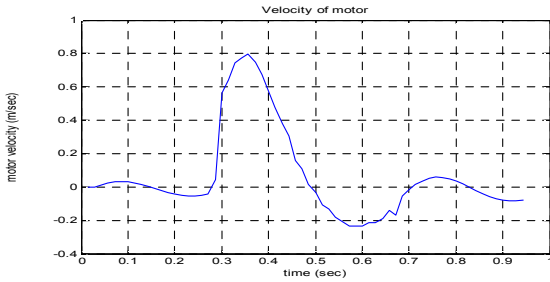
두 번째로 단계별 시간 비율은 정상으로 하고 보행 속도를 조절하고 싶은 경우, 샘플간 시간만 비례해서 조절하면 된다. 예를 들어 보행속도를 0.5배(저속)로 설정하기 위해서는 기준 데이터의 샘플간 시간(1/70초)에 그 역수를 곱하고 시뮬레이션을 수행하면 된다. 그림 10(c)에 그 결과를 나타냈는데 속도의 크기값이 0.5배가 되고 주기가 2배가 됨을 알 수 있다.

마지막으로 재활 초기에 슬관절을 보호하기 위해 다리를 덜 들어올리는 동작을 구현하는 속도파형에 대해 고려해보자. 이를 위해 고관절이 기준 각도의 70%만 회전한다고 가정하고 모터 속도파형을 계산한 것이 그림 10(d)이다. 그림 10(a)와 비교하면 최고속도가 0.39m/s에서 0.31m/s로 약 20% 감소함을 알 수 있다.

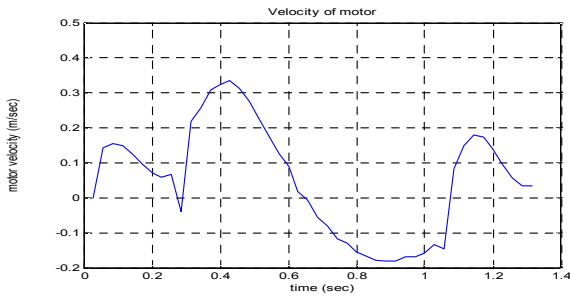
이상은 대표적인 몇 가지의 보행패턴을 생성한 것으로, 제안된 방법은 환자의 상태에 대한 재활치료학적 소견에 따라 보다 정교한 보행 패턴을 위한 견인모터의 표준 속도패적을 실시간으로 생성할 수 있다.



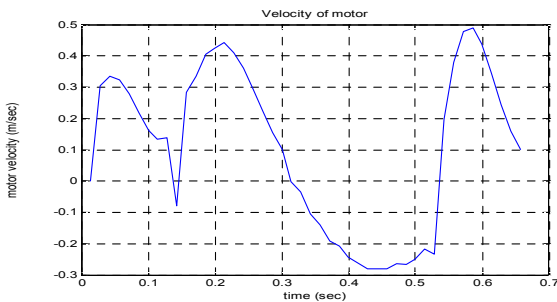
(a) 정상 보행



(b) 단계별 시간 비율을 2:3:2로 조정



(c) 보행 속도를 0.5배로 조정



(d) 고관절의 회전 각도를 70%로 조정

그림 10. 보행조건을 달리 했을 때의 견인 모터의 속도 프로파일
Fig. 10. Velocity profiles of the traction motor under various walking conditions

5. 결론

본 논문에서는 보행재활 훈련장치를 개발하기 위한 선행연구로서 슬관절 손상 환자의 대퇴부를 들어 올려 주는 역할을 하는 견인모터의 표준 속도케적을 컴퓨터

상에서 계산하는 방법을 새롭게 제안했다. 이를 위해 투영법을 기반으로 한 휴머노이드 로봇 3차원 전신 모델을 새롭게 구축했으며, 인간의 보행 시 측정된 표준 관절데이터를 적용해서 다양한 보행조건에 대한 시뮬레이션을 수행했다.

향후 트레드밀 타입의 재활훈련 장치에 적용하여 제안된 속도 데이터 생성방법의 타당성을 검증할 예정이다. 또한 다양한 체형에 맞는 최적의 속도 프로파일을 정하는 방법에 관한 연구를 수행할 계획이다.

References

- [1] J. Hildler, W. Wisman, and N. Neckel, "Kinematic trajectories while walking within the Lokomat robotic gait-orthosis," *Clinical Biomechanics*, vol. 23, no. 10, pp. 1251-1259, 2008.
- [2] T. Sakurai and Y. Sankai, "Development of motion instruction system with interactive robot suit HAL," *Proceedings of the 2009 IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics*, pp. 1141-1147, 2009.
- [3] H. Bae, J. O. Kim, H. Y. Chun, K. H. Park, and K. W. Lee, "Kinematic characteristics of walking-assistance robot for rehabilitation," *KSME A*, vol. 35, no. 5, pp. 503-515, 2011.
- [4] J. Y. Jung, H. S. Park, D. Y. Lee, I. H. Jang, D.W. Lee, and H. K. Lee, "Organization of sensor system and user's intent detection algorithm for rehabilitation robot," *ICROS*, vol. 16, no. 10, pp. 933-938, 2010.
- [5] K. Kim, J. J. Kim, M. Heo, K. Y. Jeong, M. H. Ko, and T. K. Kwon, "Development of knee ankle foot orthosis for gait rehabilitation training using plantarflexion and knee extension torque," *ICROS*, vol. 16, no. 10, pp. 948-956, 2010.
- [6] S. Y. Ok, "Autonomous bipedal locomotion with evolutionary algorithm," *KIIS*, vol. 14, no. 5, pp. 610-616, 2004.
- [7] Q. Huang, K. Yokoi, S. Kajita, K. Kaneko, H. Arai, N. Koyachi, and K. Tanie, "Planning walking patterns for a biped robot," *IEEE Trans. Robotics and Automation*, vol. 17, no. 3, pp. 280-289, 2001.
- [8] D. A. Winter, *Biomechanics and Motor Control of Human Movement*, John Wiley & Sons, Inc., 2009.
- [9] J. Denavit and R. S. Hartenberg, "A kinematic notation for lower-pair mechanisms based on matrices," *J. App. Mech.*, vol. 77, pp. 215-221, 1955.
- [10] E. Kim, T. Kim, and J. -W. Kim, "Three-dimensional modeling of a humanoid in three planes and a motion scheme of biped turning in standing," *IET Control Theory and Application*, vol. 3, no. 9, pp. 1155-1166, Sept. 2009.
- [11] M. W. Spong, S. Hutchinson, M. Vidyasagar, *Robot Modeling and Control*, John Wiley & Sons, Inc., 2006.

저 자 소 개



최영림(Young-Lim Choi)

2011년 : 동아대학교 전자공학과 졸업
2011년~현재 : 동아대학교 대학원 전자공학과 석사과정

관심분야 : 임베디드 시스템 개발, 로봇 연구
Phone : 051-200-5579
E-mail : lotuswave@hotmail.com



최낙윤(Nak-Yoon Choi)

2011년 : 동아대학교 전자공학과 졸업
2011년~현재 : 동아대학교 대학원 전자공학과 석사과정

관심분야 : 휴리스틱 알고리즘, 소프트웨어 개발
Phone : 051-200-5579
E-mail : nakyoon@hotmail.com



박상일(Sang-II Park)

1989년 : 동아대 정치학과 졸업
1989년~1998년 : 동아제약
2010년~2011년 : 동주대학 의용공학과 겸임교수
1998년~현재 : 광원메디텍 대표

관심분야 : 재활의료기, 의료기설계
Phone : 051-304-1520
E-mail : meditec@meditec.co.kr



김종욱(Jong-Wook Kim)

2004년 : 포항공대 전자전기공학과 대학원 박사
2006년~현재 : 동아대학교 전자공학과 부교수

관심분야 : 휴머노이드 로봇, 최적화 알고리즘, 지능제어
Phone : 051-200-7714
E-mail : kjwook@dau.ac.kr