하지 진단 및 재활을 위한 각속도계 기반 측정시스템

Gait Estimation System for Leg Diagnosis and Rehabilitation using Gyroscopes

이 민 영, 이 수 용*
(Min Young Lee¹ and Sooyong Lee¹)
¹Hongik University

Abstract: Gait analysis is essential for leg diagnosis and rehabilitation for the patients, the handicapped and the elderly. The use of 3D motion capture device for gait analysis is very common for gait analysis. However, this device has several shortcomings including limited workspace, visibility and high price. Instead, we developed gait estimation system using gyroscopes. This system provides gait information including the number of gaits, stride and walking distance. With four gyroscope (one for each leg's thigh and calf) outputs, the proposed gait modeling estimates the movements of the hip, the knees and the feet. Complete pedestrian localization is implemented with gait information and the heading angle estimated from the rate gyro and the magnetic compass measurements. The developed system is very useful for diagnosis and the rehabilitation of the pedestrian at the hospital. It is also useful for indoor localization of the pedestrians.

Keywords: gait, gyroscope, pedestrian localization

1. 서론

걸음걸이의 정량적 분석은 노인, 장애인 및 재활환자의 진단과 재활훈련, 보행 보조기구의 효율성 검증에 필수적이다. 또한 걸음걸이를 실시간으로 분석하여 그 정보를 환자의 걸음걸이 평가 등에 사용하고, 보행자의 위치를 추정함으로써 실내 특히 의료기관 내에서의 위치기반서비스의 기본정보로 사용할 수 있다. 걸음걸이 분석에 대한 연구가 활발히 진행되고 있으며, 걸음걸이를 정량적으로 분석할 때 무릎관절, 엉덩관절, 발목관절의 움직임을 측정하여 관성 모멘트, 보폭, 보행속도, 분당 걸음 수 등을 추정하는 것이 일반적이다. [1]은 6개의 광학식 모션캡처장치와 근전도기록장치를 사용하여 앞으로 걸어가는 동작과 옆으로 걷는 동작의 시작단계에서의 자세제어에 관하여 소개하였다. 보폭, 발의 높이변화, 보행주기와 근육의 근전도를 측정하여 통계학적으로 분석하였다. [2]는 모션캡처장치를 이용하여 운동기구 위를 걷는 실험자의 무릎관절, 엉덩관절, 발목관절의 회전각도를 측정하고 그 정보를 이용하여 각 다리 부위의 관성 모멘트를 측정하는 방법에 대하여 소개하였다. [3]은 모션캡처장치와 힘측정판(force plate)을 이용하여 각 관절의 좌표값과 지면 반력을 측정하여 각 근육의 활성도를 추정하였다. [4]는 측정자의 관찰과 초시계를 사용한 균형검사방법을 이용하여 수중재활훈련수행 전, 후에 따른 뇌졸중 편마비 장애인의 최대보행속도, 보행지구력, 동적 균형능력에 미치는 영향을 규명하였다. [5]는 3D 모션캡처장치를 이용하여 정상인과 파킨슨병환자의 보행양상 및 기구학적 요소를 정량적으로 비교하였다. 골반

의 상하 운동범위, 무릎관절, 엉덩관절, 발목관절의 회전각도, 분당 걸음 수, 보행속도, 보폭, 총 보행시간에서 양쪽 발이 접지된 시간의 비율 등을 추정하여 파킨슨병과 보행양상의 상관관계를 통계학적으로 분석하였다. 적외선 LED를 머리, 양손, 양발에 부착하고 적외선 필터를 장착한 단일카메라를 이용하여 각 관절의 위치를 추정하는 방법은 [6]에 소개되었다. [7]은 11개의 반사표식을 각각 주요 관절에 부착하고 8 개의 비디오카메라와 3차원 공간자를 이용하여 운동기구 위를 보행할 때 관절의 운동범위를 조사하고 시계열 해석을 수행하여 성인남녀의 보행시 각 관절의 운동범위의 차이에 대해 기술하였다. [8]에서는 뒤통치와 무릎 그리고 발기에 3 축가속도계를 각각 부착하고 보행시 관절에 발생하는 충격력을 측정하여 충격가속도를 발생시키는 인자들에 대한 분석을 실시하였고, [9]는 고령자를 대상으로 계단을 보행할 때 손잡이의 사용유무와 무릎관절, 엉덩관절, 발목관절의 운동 범위의 상관관계를 분석하기 위하여 3D 모션캡처장치를 이용하였다.

검시자가 육안으로 보행자의 보행을 관찰하는 방법은 간단하고 손쉬우나 정확하고 정량적인 분석은 제한적이다. 모션캡처장치를 사용하는 방법은 정확도가 높고, 3차원 측정이 가능하다는 장점이 있지만 장소 및 공간에 제약이 있고 장비가 매우 고가이다. 또한 실제 환자의 경우 난간이나 보행 보조기구 등이 필요한 경우가 있는데 이러한 보행 보조기구가 카메라의 시야에서 반사표식을 가리는 경우가 발생할 수 있어 측정치에 오차를 발생시키는 문제점이 있다.

한편 실내에서 보행자의 위치 추정에 관한 연구는 다양한 센서를 이용한 방법들이 연구되었다. 흔히 사용되는 각속도계, 가속도계 등의 관성센서, RFID, 적외선 반사표식 등을 활용한 사용자 위치인식방법이 [10,11]에 소개되었다. [12]는 보행자의 움직임 추정에 관하여 기술하였는데, 이를 위하여 6

* 책임저자(Corresponding Author)

논문접수: 2010. 6. 10., 수정: 2010. 7. 12., 채택확정: 2010. 7. 20.

이민영: 홍익대학교 대학원 기계공학과(tmclavis@nate.com)

이수용: 홍익대학교 기계시스템디자인공학과(sooyong@hongik.ac.kr)

※ 본 연구는 2010년도 정부(교육과학기술부)의 재원으로 한국연구재단의 지원을 받아 수행된 기초연구사업임(No.2010-0007794).

측 관성장치를 보행자의 신발에 부착하여, Zero Velocity Update라는 기술을 사용하여 가속도계의 편류(drift) 문제를 해결하였다. [13]은 보행자의 위치 추정 방법들에 대한 평가가 이루어졌다. [14]는 보행자의 위치를 추정하기 위하여 관성센서 및 지자기센서를 신발에 부착하여 이 센서 정보를 사용하였다. MEMS 기반센서를 사용한 보행자 주행에 관한 연구는 [15]에 발표되었는데, 칼만필터를 사용하여 위치 추정 정확도를 높였다. 2축 관성센서와 2축 자기센서를 신발에 장착하였으며, 자세와 걸음을 감지하는 방법이 소개되었다.

관성항법측정장치(inertial measurement unit)는 속도와 위치를 추정하는 보조장치로 많이 사용되고 있으나 관성항법측정장치만을 사용하면 본질적인 편류문제 때문에 가속도정보를 시간에 대하여 두 번 적분하여 얻는 위치정보가 누적오차를 포함하는 문제점이 있다. 지난 수십 년 동안 이 문제를 해결하기 위한 다양한 연구가 진행되었으며, 특히 항공분야에서는 매우 정확하고 정교한 관성항법측정장치가 개발되어 사용되고 있다. 그러나 이들 대부분은 매우 고가이며, GPS와 같은 보조 장치가 필요하다.

본 논문에서는 보행자의 두 다리의 움직임을 모델링 하고 이를 기반으로 센서정보로부터 다리의 움직임을 추정하였다. 4개의 각속도 센서를 두 다리의 허벅지와 종아리에 각각 부착하고, 이를 통해 다리 관절과 볼기의 움직임을 분석하여, 보행자의 보폭, 보행속도, 보행주기를 추정하였으며, 이러한 정보를 이용하여 양쪽 발이 유사한 움직임을 보이는 정상보행과 그렇지 않은 비정상보행을 구분하였다. 또한 [16]에서 소개한 각속도 정보와 전자나침반 정보를 융합하여 추정한 방향각과 본 논문에서 제안한 보행자의 보행속도 정보를 결합하여, 보행자의 위치를 추정하는 방법을 제시하고, 실험을 통해 그 성능을 확인하였다.

II. 걸음걸이 분석 및 위치추정

1. 걸음걸이 분석

이 연구에서는 걸음걸이 측정 및 분석을 위하여 각속도계를 사용하여 허벅지와 종아리의 회전각속도를 측정하고, 이 정보를 보행기구학모델에 적용하여 보행 거리와 각 관절의 위치를 추정하였다. 그림 1은 보행기구학 모델을 보여준다.

그림 1. 보행기구학 모델.
Fig. 1. Gait kinematics model.

그림 2. 실험 구성.
Fig. 2. Experimental Setup.

실험을 수행한 보행자의 경우 L_1 은 0.55m, L_2 는 0.48m이다. 본 연구에 사용된 각속도계는 아날로그디바이스의 ADIS16100이며 측정범위는 $300^\circ/\text{sec}$ 이다. 실험은 그림 2와 같이 양쪽 허벅지와 종아리에 각속도계를 부착한 후 보행하며 수행하였다.

+방향 Z축을 기준으로 하여 오른쪽 종아리의 Y축중심 회전각은 θ_1 이며 오른쪽 허벅지의 회전각은 θ_2 이다. θ_3 는 왼쪽 허벅지의 회전각, θ_4 는 왼쪽 종아리의 회전각이다. 회전각은 4개의 각속도계를 사용하여 측정한 각속도를 시간에 대하여 적분하여 추정하였다.

그림 1의 보행기구학 모델에서 왼발의 위치는 (x_L, z_L) , 오른발의 위치는 (x_R, z_R) 이며 볼기의 위치는 (x_B, z_B) 이다. 왼발이 접지되고 접지된 지점을 중심으로 회전하며, 오른발이 공중에서 회전할 때 각 관절의 위치는 다음 식으로 추정한다.

$$x_B = x_L + L_1 \sin \theta_1 + L_2 \sin \theta_2 \quad (1)$$

$$z_B = z_L + L_1 \cos \theta_1 + L_2 \cos \theta_2 \quad (2)$$

$$x_R = x_B + L_2 \sin \theta_3 + L_1 \sin \theta_4 \quad (3)$$

$$z_R = z_B - L_2 \cos \theta_3 - L_1 \cos \theta_4 \quad (4)$$

반대로 오른발이 접지되어 회전하고 왼발이 공중에서 회전할 때 각 관절의 위치는 다음 식으로 추정한다.

$$x_B = x_R - L_2 \sin \theta_3 - L_1 \sin \theta_4 \quad (5)$$

$$z_B = z_R + L_2 \cos \theta_3 + L_1 \cos \theta_4 \quad (6)$$

$$x_L = x_B - L_2 \sin \theta_2 - L_1 \sin \theta_1 \quad (7)$$

$$z_L = z_B - L_1 \cos \theta_1 - L_2 \cos \theta_2 \quad (8)$$

왼발이 접지상태일 때는 $\dot{x}_R = dx_R/dt$ 의 값이 0이고 오른발이 접지상태일 때는 $\dot{x}_L = dx_L/dt$ 의 값이 0이므로 이때를 각각 접지하는 발을 바꾸는 시점으로 정하였다.

각속도계의 특성상 각속도 정보를 시간에 대해 적분할 때 편류오차가 발생하고, 미지의 초기 자세각도를 0으로 가정하기 때문에 각 관절의 위치를 추정하면 그림 3(a)와 같이 편류오차가 발생한다. 이러한 편류오차의 보정은 다음과 같은 과정을 통해 수행한다.

그림 3. 편류오차 보정 전(a)과 후(b)의 볼기의 궤적.

Fig. 3. Trajectory of hip (a) not compensated (b) compensated.

첫 번째 걸음동작에서 발끝의 위치 (x_L, z_L) , (x_R, z_R) 의 값을 이용하여 초기 자세각도를 수정한다. 또한 평지를 보행할 경우 발의 z 축 방향 위치가 0이하로 내려가지 않으므로 매 걸음마다 발의 z 축 위치를 0으로 보정한다. 이를 통하여 수정한 각속도계값 들이 식 (5)와 (7)에 반영되어 x 값도 수정된다. 이와 같은 보정 방법을 적용하면 그림 3(b)에서와 같이 편류오차를 제거할 수 있다.

센서값의 불확실성에 대한 위치추정값의 불확실성을 확인하기 위하여 오차분산해석법을 사용하였다. 이를 위하여 왼발이 접지되고 접지된 지점을 중심으로 회전하며 오른발이 공중에서 회전하는 경우만 예를 들면, 몸체의 X 축 방향 이동거리는 식 (1)에서 $x_L = 0$ 로 가정하면

$$D = L_1 \sin(\theta_1) + L_2 \sin(\theta_2) \quad (9)$$

테일러전개를 통하여 추정된 D 값의 분산은 다음과 같은 오차전달법칙[17]에 따라

$$C_D = F_\theta C_\theta F_\theta^T \quad (10)$$

로 나타내어지며 여기서 F_θ 는 다음과 같은 자코비안이다.

$$F_\theta = \begin{bmatrix} \frac{\partial D}{\partial \theta_1} & \frac{\partial D}{\partial \theta_2} \end{bmatrix} \quad (11)$$

이때 각 항은

$$\frac{\partial D}{\partial \theta_1} = L_1 \cos \theta_1 \quad (12)$$

$$\frac{\partial D}{\partial \theta_2} = L_2 \cos \theta_2 \quad (13)$$

일반적으로 허벅지와 종아리의 각은 서로 독립이며 각도값의 분산은 다음과 같이 정의한다.

$$C_\theta = \begin{bmatrix} \sigma_{\theta_1}^2 & 0 \\ 0 & \sigma_{\theta_2}^2 \end{bmatrix} \quad (14)$$

실험결과에 따른 분산값을 사용하여 이동거리 추정값의 분산을 다음식 (15)에 의하여 구할 수 있다.

그림 4. 걸음새 (a) 정상 보행 (b) 비정상 보행 (c) 계단.

Fig. 4. Gait (a) normal (b) abnormal (c) stair climbing.

$$C_D = [L_1 \cos \theta_1 \ L_2 \cos \theta_2] \begin{bmatrix} \sigma_{\theta_1}^2 & 0 \\ 0 & \sigma_{\theta_2}^2 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} L_1 \cos \theta_1 \\ L_2 \cos \theta_2 \end{bmatrix} \quad (15)$$

실험 결과인 그림 4는 양쪽 다리의 궤적을 접지된 발을 바꾸는 시점마다 표시한 것이다. 그림 4(a)는 일반적인 보행시의 궤적이며 그림 4(b)는 왼발이 접지되어 회전할 때 오른발을 왼발의 바로 앞으로 착지시키는, 비정상적인 보행의 실험 결과이다. 그림 4(c)는 정상적인 보행으로 계단을 걸어 올라가는 경우의 다리 궤적을 나타내는 실험결과이다. 그림에 표시한 계단의 형상과 접지된 발의 위치를 보면 z 축 방향운동에 대한 오차가 매우 작음을 알 수 있다. 보폭은 접지된 발을 바꾸는 시점에서 오른발과 왼발의 위치 차이로 정의하며 다음 식으로 구한다.

$$STRIDE = |x_L - x_R| \quad (16)$$

이 식으로 얻은 보폭 값을 정상보행인 경우와 비정상 보행인 경우를 그림 5(a)와 (b)에 각각 나타내었다. 비정상인 경우 왼발은 약 0.7m의 정상 보폭값이 추정되었으나 오른발은 이 보다 상대적으로 매우 작은 값이 추정되었음을 보여준다.

그림 6은 정상적으로 보행을 수행하였을 때 왼발, 오른발의 위치 변화를 보여준다. 예를 들어 X 값이 4.6m인 경우 오른발은 접지되어 Z 값은 0이며, 이 시점을 전후하여 왼발은 Z 방향 움직임을 보여주고 있다. 그림 7은 왼발이 접지되어 회전할 때 오른발을 왼발의 바로 앞으로 착지시켜 실험한 결과이다. 즉, 왼발이 접지되고 오른다리가 공중에서 회전할 때 오른다리의 회전을 일반적인 경우보다 작게 한 경우이다. 그림 7(b)와 그림 6(b)를 비교해 보면 왼발의 궤적이 상이함을 알 수 있다. 그림 7에서 X 값이 2.2m일 때는 왼발이 접지되어 있고 오른다리가 공중에서 회전할 때이다. 이 경우 오른쪽

발의 X축과 Z축 방향의 위치 변화가 적음을 알 수 있다. 비정상인 보행동작을 수행할 때 그림 5와 같이 보폭은 각 걸음마다 차이가 있지만 왼발이 이동한 거리와 오른발이 이동한 거리는 큰 차이가 없음을 알 수 있다.

그림 5. 보폭 (a)정상 보행 (b)비정상 보행.
Fig. 5. Stride length (a) normal (b) abnormal.

그림 6. 정상 걸음걸이에서 (a)오른발 (b)왼발의 궤적.
Fig. 6. Trajectory: normal walking (a) right foot (b) left foot.

그림 7. 오른발의 거동을 제한하였을 때 (a)오른발 (b)왼발의 궤적.
Fig. 7. Trajectory: abnormal walking (a) right foot (b) left foot.

그림 8. 계단을 올라갈 때 왼발, 오른발 볼기의 궤적.
Fig. 8. Trajectories of hip, right foot, left foot of stair climbing.

그림 8은 실험자가 계단을 올라갈 때 센서정보로부터 추정된 왼발, 오른발과 볼기의 궤적을 나타낸다.

2. 위치추정

보행자의 위치추정은 전역 좌표계에서 보행자의 기준점의 x, y 좌표 값과 방향각 θ 를 구하는 것이다. 방향각까지 고려한 움직임의 추정을 위하여 그림 9와 같이 몸체의 전진방향 속도 V_B 와 몸체의 z축 방향 각속도 ω 를 이용한다.

왼발이 접지되었을 경우는 식 (17)을 사용하고, 오른발이 접지되었을 경우는 식 (18)을 사용하여 전진방향 속도 V_B 를 구한다.

$$V_B = dx_B / dt = L_1 \omega_1 \cos \theta_1 + L_2 \omega_2 \cos \theta_2 \quad (17)$$

$$V_B = dx_B / dt = L_2 \omega_3 \cos \theta_3 + L_1 \omega_4 \cos \theta_4 \quad (18)$$

$\omega_1, \omega_2, \omega_3, \omega_4$ 는 각각 왼쪽 종아리, 왼쪽 허벅지, 오른쪽 허벅지, 오른쪽 종아리에 부착한 각속도센서를 이용하여 측정한 각속도이다. 위에서 구한 전진방향 속도 V_B 를 다음 식들을 사용하여 X축과 Y축 방향의 속도인 V_X 와 V_Y 를 구한다.

$$V_X = V_B \cos \theta_Z \quad (19)$$

$$V_Y = V_B \sin \theta_Z \quad (20)$$

전역좌표축기준의 위치인 (x, y) 좌표는 V_X 와 V_Y 를 시간

그림 9. 위치추정 모델링.
Fig. 9. Modeling for localization.

그림 10. 센서와 제어기.

Fig. 10. Sensors and a controller.

그림 11. 위치추정결과.

Fig. 11. Localization results.

에 대해 적분하여 구한다. 몸체의 수직 방향 축에 부착한 각속도계를 사용하여 측정된 각속도를 시간에 대하여 적분하여 방향각 θ_z 를 추정한다. 이때 발생하는 편류문제는 지자기 센서를 추가로 사용하여 해결한다. 각속도계와 지자기 센서의 융합알고리즘에 대해서는 [16]에서 제안한 방법을 사용하였다.

시스템은 그림 10에서 보여주듯 다섯 개의 각속도계와 하나의 지자기센서 그리고 제어기로 구성된다. 각속도계와 지자기 센서는 제어기와 각각 SPI, I²C 방식으로 연결된다. 제어기는 100msec마다 각 센서의 정보를 받아들여 위에서 설명한 수식을 바탕으로 보행자의 절대위치, 방향각, 양 발의 위치, 볼기의 위치를 계산하여 RS232c 통신으로 주 제어기에 전송한다.

그림 11은 건물의 복도에서 80m를 전진한 다음 반경 1m의 반원을 그리며 회전한 후 다시 80m를 전진한 궤적을 표시하였다. 최종위치에서 직선거리 약 2m의 오차를 보여주며 방향추정오차는 무시할 정도임을 알 수 있다.

III. 결론

이 논문에서는 걸음걸이 정보를 이용한 보행자의 걸음걸이 분석과 위치 추정에 대해 기술하였다. 양쪽 다리의 허벅지와 종아리의 각속도를 각속도계를 사용하여 측정된 후 이를 사용하여 발과 볼기의 위치, 보폭과 이동거리를 추정하였다. 또한 방향각 정보를 종합하여 보행자의 위치를 추정하였다. 볼기와 발의 위치를 추정할 때 발생한 편류오차를 해결하기 위하여 보행자의 기구학적 특성을 이용하였다.

참고문헌

- [1] H. Tateuchi et al., "Postural control for initiation of lateral step and step-up motions in young adults," *Journal of Navigation*, vol. 18, no. 1, pp. 49-55, 2006.
- [2] T. Junjay, "Advancing clinical gait analysis through technology and policy," *Unpublished doctoral dissertation*, University of Texas, Austin, 2009.
- [3] 표창민, 이진우, 권정훈, 박성우, "굴곡이 있는 신발을 신었을 때 하지근육 활성화에 대한 컴퓨터 시뮬레이션을 이용한 분석," 대한기계학회 바이오공학부문 춘계학술대회 논문집, pp. 189-190, 2008.
- [4] 이용희, 김종희, "수중재활운동이 남자 편마비 장애인의 보행관련 요인에 미치는 영향," 한국특수체육학회지, 제 16권 제4호, pp. 39-54, 2008.
- [5] 홍성규, 고성범, 조승철, 윤준석, 이승화, 박건우, 이대희, "3차원 보행분석시스템을 이용한 파킨슨병 환자의 보행 분석," 대한신경과학회지, 23호, 2005.
- [6] 최완, 김태영, 임철수, "적외선 LED 기반 모션 분석을 통한 재활훈련 시스템," 컴퓨터그래픽학회논문지, 제 13권 제4호, pp. 29-36, 2007.
- [7] 박정홍, 손권, 김광훈, "성별에 따른 보행시 관절 운동범위에 대한 비교 분석," 한국정밀공학화 춘계학술대회 논문집, pp. 705-706, 2007.
- [8] 오연주, 이창민, "보행 시 하지 관절의 3축 충격가속도에 관한 연구," 대한인간공학회지, 제28권 제3호, pp. 33-39, 2009.
- [9] 민병찬, 권진환, 김영선, 김진수, 이동형, 강진규, "계단손잡이의 활용에 따른 고령자의 계단보행특성 연구," 한국산업경영시스템학회 춘계학술대회논문집, pp. 243-247, 2008.
- [10] R. Tenmoku, M. Kanbara, and N. Yokoya, "A wearable augmented reality system using positioning infrastructures and a pedometer," *Proc. of 7th IEEE International Symposium on Wearable Computers*, pp. 110-117, 2003.
- [11] T. Sakaguchi, T. Kanamori, H. Katayose, K. Sato, and S. Inokuchi, "Human motion capture by integrating gyroscopes and accelerometers," *Proc. of the 1996 IEEE/SICE/RSJ International Conference on Multisensor Fusion and Integration for Intelligent Systems*, pp. 470-475, 1996.
- [12] L. Ojeda and J. Borenstein, "Non-GPS Navigation for security personnel and first responders," *Journal of Navigation*, vol. 60, no. 3, pp. 391-407, September 2007.
- [13] O. Mezentsev and G. Lachapelle, "Pedestrian dead reckoning - a solution to navigation in gps signal degraded areas?," *Geomatica*, vol. 59, no. 2, pp. 175-182, 2005.
- [14] Y. S. Suh and S. Park, "Pedestrian inertial navigation with gait phase detection assisted zero velocity updating," *Proc. of the 4th International Conference on Autonomous Robots and Agents*, 2009, pp. 336-341.
- [15] S. Cho and C. G. Park, "MEMS based pedestrian navigation system," *Journal of navigation*, vol. 59, pp. 135-153, 2006.
- [16] 이민영, 김희승, 이수용, "위치기반서비스를 위한 보행자의 위치추정," 한국차세대컴퓨팅학회 논문지, vol. 5, no. 4, pp. 41-48, 2009.
- [17] R. Siegwart and I. R. Nourbakhsh, "Introduction to autonomous mobile robots," MIT Press, 2004.

이 민 영

2010년 홍익대학교 기계시스템디자인 공학과 졸업. 2010년~현재 홍익대학교 대학원 기계공학과 석사과정 재학중. 관심분야는 위치추정.

이 수 용

1989년 서울대학교 기계공학과(공학사). 1991년 서울대학교 기계공학과(공학석사). 1996년 MIT 기계공학과(공학박사). 1996년~1999년 한국과학기술연구원 선임연구원. 2000년~2003년 Texas A&M대학 기계공학과 조교수. 2003년~현재 홍익대학교 기계시스템디자인공학과 부교수. 관심분야는 Robotics.