

# 낙상 재현을 위한 보행자 생체 정보 기반의 낙상 유도 시스템 개발

## Development of Fall Inducement System based on Pedestrian Biological Data for Fall Reproduction

이종일<sup>1</sup>·한중부<sup>2</sup>·구재완<sup>3</sup>·이석재<sup>3</sup>·손동섭<sup>4</sup>·서갑호<sup>†</sup>  
Jong-il Lee<sup>1</sup>, Jong-Boo Han<sup>2</sup>, Jae Wan Koo<sup>3</sup>,  
Seokjae Lee<sup>3</sup>, Dong-Seop Sohn<sup>4</sup>, Kap-Ho Seo<sup>†</sup>

**Abstract:** This paper is about a fall inducement system for guiding like a real fall. Reliable fall data can be used as an essential element in developing effective fall protection devices. We can get this data if the induced fall is very realistic. The proposed system analyzes gait characteristics and determines when to fall based on the pedestrian's biometric data. To estimate the fall inducement time, an active estimation algorithm was proposed using different biometric values for each pedestrian. The proposed algorithm is designed to respond actively to the ratio of gait cycle and a stance period. To verify this system, an experimental environment was implemented using a multi-rail treadmill equipped with a ground reaction force measurement device. An experiment was conducted to induce falls to pedestrians using a fall inducement system. By comparing the experimental scene to the video of the actual fall, it has been confirmed that the proposed system can induce a reliable fall.

**Keywords:** Fall, Fall Inducement System, Fall Inducing, Multi-Rail Treadmill, Biometric Data Analysis

### 1. 서론

최근 우리나라의 65세 이상 노인 인구가 고령사회로 진입하면서 다양한 사회적 이슈가 발생하고 있으며, 그 중에서도 노약자의 낙상 사고로 인한 피해가 증가하고 있다<sup>[1]</sup>. 이러한 문제를 해결하기 위하여 낙상을 미리 예측하고, 예방하기 위한 연구들이 수행되어 왔다<sup>[2-4]</sup>. 특히 낙상 모션을 이용한 학습 기법을 기반의 예측 기술에 대한 연구가 활발히 이루어지고 있다<sup>[5,6]</sup>. 그런데 이러한 학습 기법의 연구는 다수의 낙상 데이

터가 필요한 문제가 있다. 따라서 다양한 환경에서 재현할 수 있는 낙상 유도 시스템이 필요하다.

기존의 선행연구를 살펴보면, Lee<sup>[7]</sup>는 모션 캡처 장비를 이용하여 분리형 트레드밀 위에서 보행자의 모션을 분석하고, 미끄러짐과 걸림을 유발하도록 하였다. Wang<sup>[8]</sup>, Bhatt<sup>[9]</sup>는 분리형 벨트 타입 트레드밀을 이용하여 보행자의 지면 반력을 이용한 모션을 분석하였고, 발을 딛는 순간과 떼는 순간에 벨트의 움직임을 인가하여 미끄러짐과 걸림을 유도하였다. Lee<sup>[10]</sup>는 미끄러짐을 발생시키기 위하여 순간 가속도와 벨트의 이동 거리를 다르게 하면서 무게중심의 위치 변화를 분석하였다. 하지만 위의 연구는 낙상을 유발하는 시점을 조절하기 보다는 벨트의 이동거리, 가속도를 이용한 방법이 대부분이었다.

실제 현실적인 낙상을 구현하기 위해서는 체중이 전달되어 있는 다리에 미끄러짐 또는 걸림을 발현하여야 된다<sup>[11,12]</sup>. 하지만, 보행 주기에 맞춰 낙상을 유도할 경우, 이러한 체중의 이동이 없는 상황에서 낙상 유도가 될 수 있다. 또한 단순히 지면 반력에 의존한 낙상 유도 시, 예외 상황에서 의도치 않은 체중

Received : Jun. 4. 2020; Revised : Jul. 6. 2020; Accepted : Jul. 13. 2020

※ This research was supported by the ICT R&D program of MSIP/IITP. [2017-0-01724, Development of A soft wearable suit using intelligent information and meta-material/structure technology for fall prediction and prevention]

1. Assistant Researcher, KIRO, Pohang, Korea (banily07@kiro.re.kr)

2. Senior Researcher, KRISO, Daejeon, Korea (jbhan@kriso.re.kr)

3. Researcher, KIRO, Pohang, Korea (jwkoo3236.doljae@kiro.re.kr)

4. Principal Researcher, KIRO, Pohang, Korea (sdsubi@kiro.re.kr)

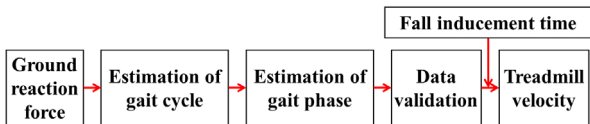
† Principal Researcher, Corresponding author: KIRO, Pohang, Korea, Affiliate Professor, POSTECH, Pohang, Korea, (neoworld@kiro.re.kr)

이동으로 인한 낙상 유도가 될 수 있다. 따라서 실제와는 다른 낙상의 형태를 유도할 가능성이 있다. 이에 본 연구에서는 지면 반력을 통하여 체중이 옮겨진 상황을 보행 주기 판단의 근거로 사용하여 보다 정확한 시점에 낙상을 유도할 수 있는 시스템을 제안하고자 한다. 본 논문의 2장에서는 보행자의 생체 정보를 기반으로 낙상 유도 방법을 기술하였고, 3장에서는 해당 시스템을 검증하기 위해 다중 벨트 트레드밀을 이용한 실험을 수행하였다. 4장에서는 연구 결론과 추후 연구 방향에 대해 기술하였다.

## 2. 낙상 유도 시스템

본 논문에서 제안하는 낙상 유도 시스템은 보행자의 생체 정보를 이용하여 보행자의 보행 주기와 보행 위상 추정 및 낙상 시점을 판단할 수 있다.

낙상 유도 시스템의 데이터 처리과정은 [Fig. 1]과 같은 구조로 구성되어 있다. 우선 취득된 보행자의 지면 반력 데이터를 이용하여 보행자의 지면 접촉 시간을 계산한다. 다음으로 지면 접촉 시간과 보행자 위상을 추정한다. 끝으로 추정된 보행 주기와 위상 값의 유효성을 판단한 뒤 입력된 낙상 시점을 통한 트레드밀의 동작 속도를 결정하게 된다. 이때 입력된 낙상 시점은 낙상의 종류(미끄러짐, 걸림)에 따라서 다르게 설정할 수 있다.

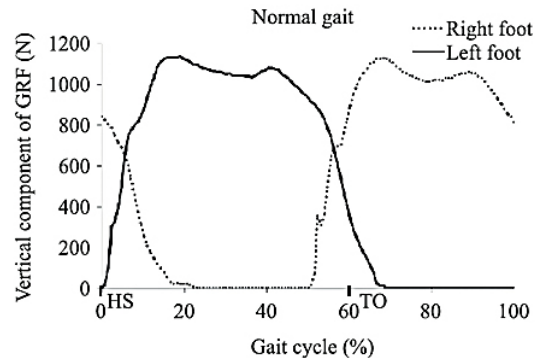


[Fig. 1] Flowchart of data processing

### 2.1 보행 주기

보행자의 신체적 특징과 보행 습관에 따라 보행자의 보폭과 지면 접촉 시간이 상이하다<sup>11,12</sup>. 지면 접촉 시간을 통하여 보행자의 보행 주기와 보행 위상 추정이 가능해진다. 지면 접촉 시간을 측정하기 위한 방법은 다양하지만 본 논문에서 제안하는 낙상 유도 시스템은 보행자의 지면 반력 데이터만을 이용하여 지면 접촉 시간을 획득한다.

[Fig. 2]는 일반적인 보행 시 획득 가능한 지면 반력 데이터를 나타낸 그래프이다<sup>13</sup>. 그래프의  $x$  축은 보행 사이클을 나타내며  $y$  축은 지면 반력을 나타낸다. 해당 그래프는 보행자의 신체적 특징, 보행 습관에 따라 간격과 힘의 크기가 다르지만 대부분 유사한 형상을 나타낸다.  $x$  축의 Heel Strike (HS)와 Toe-Off (TO)는 각각 발 뒤꿈치가 지면에 닿는 시점과 발이 완



[Fig. 2] Ground reaction force data about general walking situations<sup>13)</sup>

전히 지면에서 떨어지는 시점을 의미한다. HS와 TO 시점에서의 시간을 기반으로 지면 접촉 시간을 획득할 수 있고 이를 기반으로 보행 위상을 결정할 수 있다.

본 논문에서는 예측된 지면 반력 데이터의 시간을 이용하여 한쪽 발을 기준으로 지면에 접촉하고 있는 구간인 입각기 (stance phase)와 지면에서 떨어져 있는 구간인 유각기 (swing phase)로 분류하고, 식 (1)과 같은 보행 주기를 계산할 수 있다. 여기서  $T_p$ 는 계산된 보행 주기,  $T_{st}$ 와  $T_{sw}$ 는 각각 입각기와 유각기 구간의 소요 시간을 의미한다.  $T_{TO}^i$ 는  $i$  번째 TO 예측 시간을 의미하고,  $T_{HS}^i$ 는  $i$  번째 HS 예측 시간을 의미한다. 순차적으로 입력된  $T_{TO}$ 와  $T_{HS}$ 는 입각기와 유각기의 값을 결정하는 요소로 사용된다.

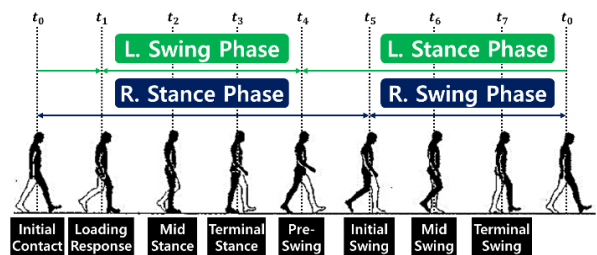
$$T_p = T_{st} + T_{sw} \tag{1}$$

where,

$$T_{st} = T_{TO}^i - T_{HS}^i, \quad T_{sw} = T_{HS}^{i+1} - T_{TO}^i$$

### 2.2 보행 위상 및 낙상 시점

[Fig. 3]은 일반적인 보행자의 보행 사이클에 대한 보행 위상을 나타낸다. 총 8개의 보행에 대한 위상을 구분하고 있으며, 앞서 언급한 바와 같이 보행 사이클은 크게 입각기와 유각기로 분류할 수 있다.



[Fig. 3] Definitions of gait phase according to gait motion

일반적으로 입각기와 유각기는 60%와 40%의 비율로 구분된다<sup>13)</sup>. 여기서,  $t_1$  구간인 체중 부하기(loading response)에는 무게중심의 이동을 의미하며 지지하는 발에 하중이 이동되는 구간이다. 무게중심이 이동되는 구간에서 외부에 요인을 발생시켜 낙상을 유도할 수 있다<sup>7)</sup>. 하지만  $t_1$ 의 시점은 보행자의 속도와 관절 상태 등에 따라서 다르게 발생한다. 즉 보행자의 보행 주기 15% 구간에서 낙상을 유도할 경우 그 정확성을 보장할 수 없다.

$$\tilde{T}_{L.P.} = T_{L.P.}^0 + \left( \frac{T_{st}^i}{T_p^i} - T_s^C \right) \quad (2)$$

본 논문에서는 정확성을 높이기 위하여 식 (1)에서 계측된 입각기와 유각기의 비율을 분석하고, 입각기의 비율에 증가에 따른 체중 부하기( $t_1$ )의 시점이 달라지도록 식 (2)와 같이 정의하였다. 여기서,  $T_{L.P.}^0$ 는 초기 0.15 ( $t_1=15\%$ )를 의미하고,  $T_{st}^C$ 는 입각기의 초기 상수값(0.6)을 의미하며,  $\tilde{T}_{L.P.}$ 는 보완된 체중 부하기 시점을 의미한다.

### 2.3 데이터 유효성

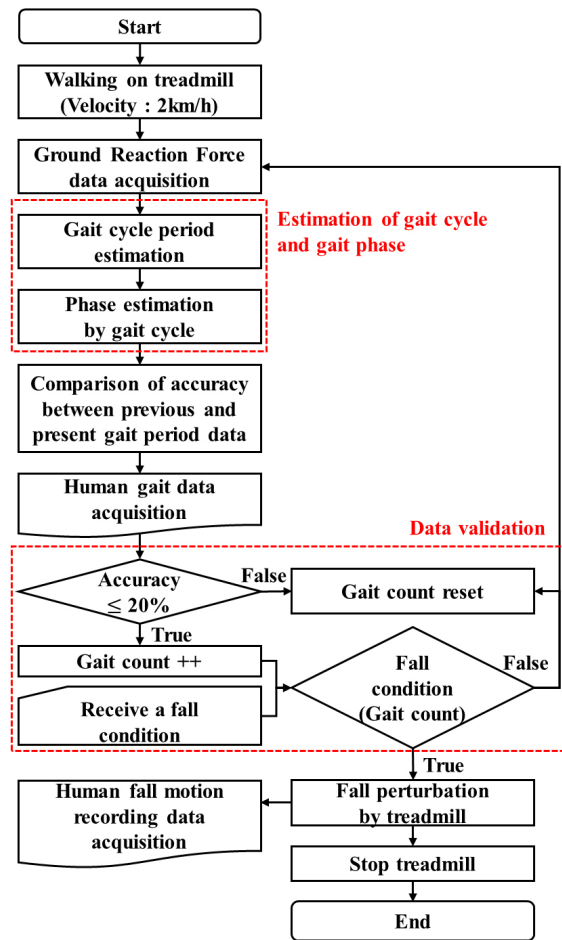
[Fig. 4]는 낙상 유도 시스템을 검증하기 위해 피실험자의 낙상 모션 데이터를 취득할 수 있는 순서도를 의미한다. 제안된 알고리즘은 크게 지면 반력 계측 구간, 보행 주기 및 위상 추정 구간, 데이터 유효성 확인 구간으로 나눌 수 있다. 여기서 데이터 유효성 확인 구간에서는 피실험자의 보행 상태가 이전과 상이하게 측정될 경우, 낙상 시점이 변화하는 것을 막기 위하여 매 보행주기마다 데이터의 유효성을 검토한다. 매 단계마다 계산된 보행 주기는 식 (3)과 같이 평균 필터에 의해서 계산된 주기 값과 매 스텝 계산된 주기 값의 오차 비율을 비교한다.

$$\left| \frac{\tilde{T}_p - T_p^i}{\tilde{T}_p} \right| < \epsilon \quad (3)$$

where,

$$\tilde{T}_p = \left( \sum_{j=1}^k \tilde{T}_p^j \right) / k$$

이때, 오차 비율이 일정 임계치( $\epsilon$ ) 이상이면 계산된 주기 값 ( $T_p^i$ )을 사용하지 않고, 이하이면 식 (3)의 데이터 수( $k$ )를 증가시켜  $\tilde{T}_p$ 를 업데이트 한다. 또한 식 (3)의 유효성 조건을 만족하면 유효 보행 카운트가 누적되고, 그렇지 않은 경우 유효 보행 카운트가 초기화하여 정확한 낙상 시점을 계산한다.



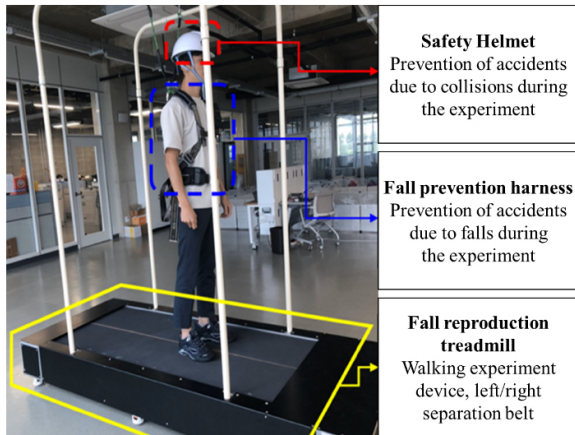
[Fig. 4] Flow chart of fall inducement system

## 3. 실험 및 분석

### 3.1 실험 환경

본 논문에서 제안하는 낙상 유도 시스템을 검증하기 위하여 [Fig. 5]와 같이 실험 환경을 구성하였다. 여기서 다중 벨트 트레드밀 장치는 좌/우로 분리된 2개의 벨트로 구성되어 독립 제어가 가능하며 최대 7 km/h의 속도로 벨트를 회전시킬 수 있다. 또한 하단의 발판에 탑재된 지면 반력 측정 장치는 보행자의 지면 반력 데이터를 측정할 수 있다. 낙상 유도 실험으로 인해 피실험자에게 발생할 수 있는 사고를 예방하기 위해 안전 바와 하네스가 부착되어 피실험자를 보호할 수 있다.

다중 벨트 트레드밀 장치는 자체 개발한 제어 프로그램으로 동작한다. 해당 프로그램은 Windows OS 환경에서 동작하며 EtherCAT 통신을 지원하는 TwinCAT 플랫폼을 사용하여 실시간 제어 환경을 구현할 수 있다. 해당 프로그램은 Visual Studio 2017에서 C/C++ 언어를 이용하여 개발되었다.

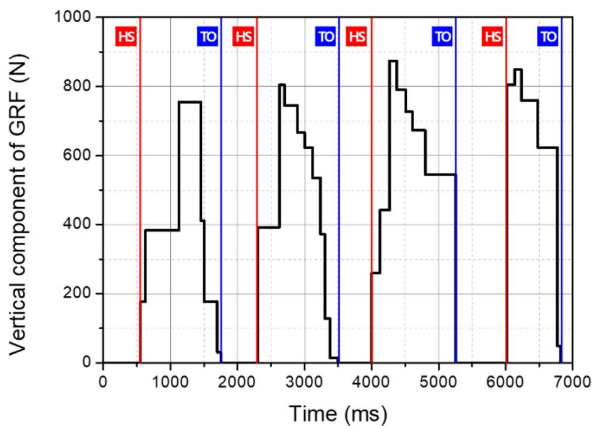


[Fig. 5] Multi-rail treadmill for experiment & data acquisition

개발된 트레드밀 제어 프로그램은 누적된 유효 보행 카운트가 낙상 유도 시작 조건을 만족할 때 미끄러짐의 경우 벨트 회전 속도를 3배(6 km/h)로 증가하고, 걸림의 경우 벨트를 멈춰 피실험자의 낙상을 유도한다. 낙상 시점의 피실험자 낙상 모션은 실제 낙상 모션과의 유사성 비교 분석을 위해 카메라로 촬영된다. 낙상 발생 후 벨트는 정지하게 되고 실험은 종료되게 된다.

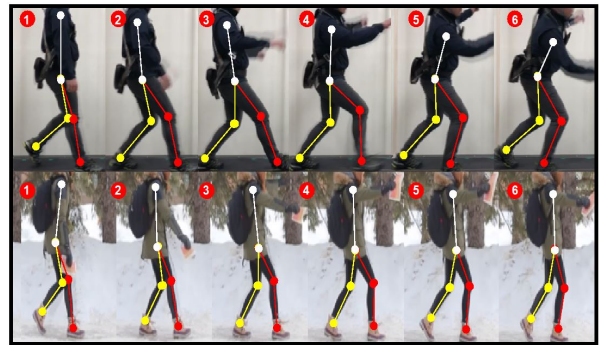
### 3.2 실험 결과

키 174 cm, 몸무게 85 kg의 피실험자를 통해, 트레드밀 구동 속도 2.0 km/h의 조건으로 실험을 진행하였다. [Fig. 6]은 다중 벨트 트레드밀을 이용하여 취득한 보행자의 지면 반력 데이터를 나타낸다.  $x$  축은 시간을 나타내고 단위는 ms이다.  $y$  축은 지면에 가해진 무게를 나타내며 단위는 N이다. 해당 데이터는 10초 동안 보행 시 시간에 따라 지면에 가해지는 하중을 의미한다. 매년 보행 시마다 보행자의 무게 중심은 미세하게 변하나 앞의 [Fig. 2]와 같이 유사한 형상을 나타낸다. 또한 [Fig. 6]과 같이 보행자의 HS, TO 시점을 추정하고 이를 기반으로

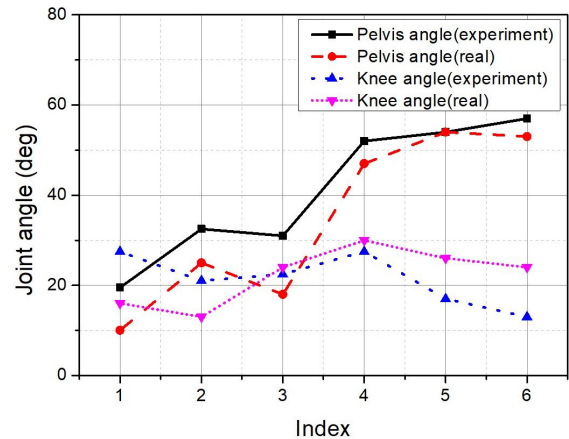


[Fig. 6] Measured ground reaction data

보행자의 보행 주기 및 보행 위상 추정이 가능하다. 본 논문에서 제안하는 시스템의 낙상 재현 기능은 실제 낙상과의 유사함 정도를 비교 및 분석하여 검증이 필요하나 정량적으로 분석하기엔 어려움이 많다. 따라서 정성적 평가를 수행하기 위해 실제 낙상 영상과 본 논문에서 제안하는 알고리즘 기반의 낙상 유도 영상을 비교하여 각 시점 별, 부위 별 관절의 각도를 측정하여 유사성을 분석한다. 앞에서 언급한 낙상 유도 시스템의 동작 알고리즘에 따라 Treadmill 위에서 보행 및 실험을 진행하고 낙상 발생 순간에 보행자의 움직임을 촬영하였다.



[Fig. 7] Fall motion comparison about backward slip (Up: Fall induction, Down: Real fall)



[Fig. 8] Joint angles for each time point in the fall situation (Backward slip)

[Table 1] Pedestrian joint angle measurement data for each time point in the fall situation (Backward slip)

Pelvis joint angle	Index	1	2	3	4	5	6
	Experiment (deg)	19.5	32.5	31.0	52.0	54.0	57.0
Knee joint angle	Index	1	2	3	4	5	6
	Experiment (deg)	27.5	21.0	22.5	27.5	17.0	13.0
Pelvis joint angle	Index	1	2	3	4	5	6
	Real (deg)	10.0	25.0	18.0	47.0	54.0	53.0
Knee joint angle	Index	1	2	3	4	5	6
	Real (deg)	16.0	13.0	24.0	30.0	26.0	24.0

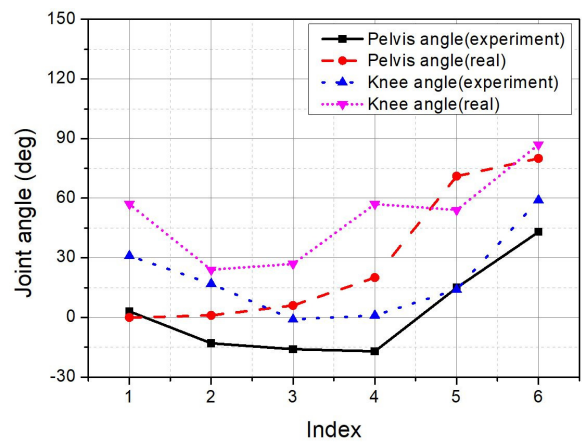
또한 실제 낙상과 유사성을 비교하기 위해 빙판길에서 낙상이 발생하는 영상을 이용한다. 실험은 후방 미끄러짐(backward slip), 전방 미끄러짐(forward slip) 2종류의 낙상에 대해 진행하게 되며 모든 낙상 유도 실험은 사용자의 개입이 이뤄지지 않은, 보행자의 생체 데이터를 이용하는 낙상 유도 시스템에 의해 수행된다.

[Fig. 7]은 후방 미끄러짐 낙상 모션 비교를 위해 상황 별로 보행자의 움직임을 6개의 시점으로 분류하여 캡처한 결과를 나타낸다. 그림의 우측 부분에 보행자의 골격을 임의로 표시하였으며 빨간색 선은 오른발, 노란색 선은 왼발, 흰색 선은 상체를 의미한다. 낙상은 보행 위상이 약 15%인 시점에서 유도되도록 설정하였다. 낙상 시 보행자의 움직임 경향성 파악을 위해 정성적 분석을 수행하였다. 보행자의 각 관절 굽힘 정도를 [Table 1]과 같이 측정하였고 시점 별 데이터를 기반으로 보간법을 적용하여 [Fig. 8]과 같이 나타냈다. 실제 낙상의 시점 1과 2 구간에서 상체가 뒤로 젖혀지고 무릎이 펴지는 현상이 발생하는데 낙상 유도 상황의 시점 2와 3구간에서도 실제 낙상과 유사한 경향성을 나타낸다. 이는 미끄러짐 상황에서 무게 중심이 뒤로 이동하는 현상이 시작되는 구간이다. 실제 낙상의 시점 2와 3구간에서는 뒤로 젖혀진 상체가 되돌아오고 무릎이 굽혀지는 현상이 발생하는데 낙상 유도 상황의 시점 3과 4구간에서도 실제 낙상과 유사한 경향성을 나타낸다. 이는 무게중심의 균형을 잡기 위해 무의식적으로 신체가 반응하는 구간이다. 그 이후 시점은 낙상 상황에서 정상 보행 상태로 돌아가는 과정을 나타낸다.

[Fig. 9]는 앞의 실험과 동일하게 전방 미끄러짐 낙상 모션 비교를 위한 결과를 나타낸다. 유도 시점은 보행 위상이 약 25%인 시점에서 이뤄졌다. 앞의 실험과 동일하게 보행자의 각 관절 굽힘 정도를 [Table 2]와 같이 측정하였고 시점 별 데이터를 기반으로 보간법을 적용하여 [Fig. 10]과 같이 나타냈다. 실제 낙상의 시점 2와 3구간은 상체가 앞으로 기울어지고 무릎이 굽혀지는 현상이 발생하는데 낙상 유도 상황에서도 실제 낙상과 유사한 경향성을 나타낸다. 이는 무게중심이 집중되어있는 오른발에서 전방 미끄러짐 낙상이 시작되는 시점을 나타낸다. 시점 4구간부터 상체가 전방으로 급격히 기울어지고 시점 5구간부터는 정상 상태로 복귀하기 위해 후방으로 빠진 오른발이 앞으로 내딛을 수 있도록 무릎이 급격히 굽혀지게 되는데 이는 실제 낙상 상황과 낙상 유도 상황 모두 시점 별로 유사한 경향성을 나타내는 것을 알 수 있다. 보행자의 신체적 특징 및 보행 습관에 따라 매번 관절의 각도 및 이동 범위가 동일할 순 없다. 하지만 후방 미끄러짐과 전방 미끄러짐에 대한 정성적 실험 데이터 분석 결과, 시점 별 관절의 움직임은 낙상 유도 시스템을 이용하여 유도한 낙상 상황과 실제 낙상 상황 모두 유사한 경향성이 있음을 확인하였다.



[Fig. 9] Fall motion comparison about forward slip (Up: fall induction, Down : real fall)



[Fig. 10] Joint angles for each time point in the fall situation (Forward slip)

[Table 2] Pedestrian joint angle measurement data for each time point in the fall situation (Forward slip)

Pelvis joint angle	Index	1	2	3	4	5	6
	Experiment (deg)	3.0	-13.0	-16.0	-17.0	15.0	43.0
	Real (deg)	0.0	1.0	6.0	20.0	71.0	80.0
Knee joint angle	Index	1	2	3	4	5	6
	Experiment (deg)	31.0	17.0	-1.0	1.0	14.0	59.0
	Real (deg)	57.0	24.0	27.0	57.0	54.0	87.0

## 4. 결론

본 논문은 실제 낙상과 높은 유사성을 가지는 낙상을 유도하기 위해 보행자의 생체 정보를 기반으로 보행 특성을 분석하고 낙상 시점을 판단할 수 있는 낙상 유도 시스템을 개발하였다. 보행자의 생체 정보 수집과 낙상 유도 시스템의 검증을 위해 자체 제작한 다중 벨트 트레이드밀과 지면 반력 측정 장치를 이용하였다. 낙상 유도 시스템을 기반으로 취득한 실험 데이터를 정성적으로 분석한 결과 실제 낙상과 유사한 경향성이 있음을 확인하였다. 낙상 발생 시점을 기준으로 보행자의

움직임 및 무게 중심의 변화 정도를 데이터화 할 수 있으며 차 후 개발되는 다양한 낙상 예방 장치에 중요한 요소로 사용될 수 있다. 차후 시스템의 고도화로 다양한 종류의 낙상 유발 가능할 것이다. 또한 모션 캡처 시스템, IMU 센서를 이용한 정량적 성능 평가를 수행하고 낙상 관련 데이터베이스를 구축할 예정이다.

## References

- [1] H.-S. Cha and S.-W. Hwang, "Analyses of Studies on the Intervention programs for the Prevention of Falls in Elderly with Dementia," *Journal of the Korea Academia-Industrial cooperation Society*, vol. 19, no. 6, pp. 391-404, 2018, DOI: 10.5762/KAIS.2018.19.6.391.
- [2] B. M. Park, H. S. Yoo, K. E. Kwon, and C. Y. Lee, "Development and Effect of a Fall Prevention Program Based on the King's Goal Attainment Theory for Fall High-Risk Elderly Patients in Long-Term Care Hospital," *Journal of Korean Academy of Nursing*, vol. 49, no.2, pp. 203-214, 2019, DOI: 10.4040/jkan.2019.49.2.203.
- [3] I.-S. Hyun and K. M. Park, "A Convergence Study on the Effects of Knowledge and Attitude Related to Falls on Fall Preventive Behaviors in the Elderly - Based on Case Study of Seniors Welfare Center," *Journal of Korea Convergence Society*, vol. 9, no. 9, pp. 389-397, 2018, DOI: 10.15207/JKCS.2018.9.9.389.
- [4] J. Lee, S. Lee, K. Yang, D. Sohn, J. Seo, and K. Seo, "Materialization of Falling Reproduction System Using Multi-Rail Treadmill Based on EtherCAT Communication and Multiple Motion Capture Devices," *2018 Conference of Korean Society for Precision Engineering*, pp. 409-410, 2018, [Online], <http://www.dbpia.co.kr/Journal/articleDetail?nodeId=NODE07457367>.
- [5] J. Lee, J. Han, S. Lee, K. Yang, H. Shin, D. Sohn, and K. Seo, "The Algorithm about Fall Reproduction based on Multi-rail Treadmill Control System," *2019 34th Conference of the Institute of Control, Robotics and System*, pp. 15-16, 2019, [Online], <http://www.dbpia.co.kr/Journal/articleDetail?nodeId=NODE08739463>.
- [6] K. Seo, D. Sohn, J. Kim, and S. Lee, "Design of Treadmill Apparatus for Performance Evaluation of Anti-fall Wearable Robot," *2017 Conference of Korean Society for Precision Engineering*, pp. 363, 2017, [Online], <http://www.dbpia.co.kr/Journal/articleDetail?nodeId=NODE07300899>.
- [7] B.-C. Lee, B. J. Martin, T. A. Thrasher, and C. S. Layne, "A new fall-inducing technology platform: Development and assessment of a programmable split-belt treadmill," *2017 39th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)*, pp. 3777-3780, Seogwipo, South Korea, 2017, DOI: 10.1109/EMBC.2017.8037679.
- [8] T.-Y. Wang, T. Bhatt, F. Yang, and Y.-C. Pai, "Adaptive control reduces trip-induced forward gait instability among young adults," *Journal of Biomechanics* 2012, vol. 45, no. 7, pp. 1169-1175, 2012, DOI: 10.1016/j.jbiomech.2012.02.001.
- [9] T. Bhatt, T.-Y. Wang, F. Yang, and Y.-C. Pai, "Adaptation and Generalization to Opposing Perturbations in Walking," *Neuroscience*, vol. 246, pp. 435-450, 2013, DOI: 10.1016/j.neuroscience.2013.04.013.
- [10] A. Lee, T. Bhatt, and Y.-C. Pai, "Generalization of treadmill perturbation to overground slip during gait: Effect of different perturbation distances on slip recovery," *Journal of Biomechanics*, vol. 49, no. 2, pp. 149-154, 2016, DOI: 10.1016/j.jbiomech.2015.11.021.
- [11] P. A. Hageman and D. J. Blanke, "Comparison of gait of young women and elderly women," *Physical Therapy*, vol. 66, no. 9, pp. 1382-1387, 1986, DOI: 10.1093/ptj/66.9.1382.
- [12] D. J. Blanke and P. A. Hageman, "Comparison of gait of young men and elderly men," *Physical Therapy*, vol. 69, no. 2, pp. 144-148, 1989, DOI: 10.1093/ptj/69.2.144.
- [13] S. E. Rodrigo, C. N. Lescano, and R. H. Rodrigo, "Application of Kohonen maps to kinetic analysis of human gait," *Rev. Bras. Eng. Bioméd.*, vol. 28, no. 3, pp. 217-226, 2012, DOI: 10.4322/rbeb.2012.027.



**이 종 일**

2015 동아대학교 전자공학과(학사)  
2018 경북대학교 전자공학부(석사)  
2018~현재 한국로봇융합연구원 주임연구원

관심분야: 영상신호처리, 자율주행



**이 석 재**

2014 경북대학교 기계공학과(석사)  
2017~현재 한국로봇융합연구원 기술원

관심분야: 동역학, 구조해석, 기계설계



**한 종 부**

2009 충남대학교 메카트로닉스 공학과(학사)  
2011 충남대학교 메카트로닉스 공학과(석사)  
2018 충남대학교 메카트로닉스 공학과(박사)  
2018~현재 한국로봇융합연구원 선임연구원

관심분야: 다물체 동역학, 유연 다물체 동역학, 실시간 물리엔진, 자율 주행 로봇



**손 동 섭**

2002 동아대학교 전기전자컴퓨터공학부(학사)  
2004 동아대학교 전기공학과(석사)  
2016 성균관대학교 기술경영학과(박사)  
2015~현재 한국로봇융합연구원 책임연구원

관심분야: 로봇틱스, 지능 제어



**구 재 완**

2017 계명대학교 의용공학과(학사)  
2020 경북대학교 기계공학과(석사)  
2019~현재 한국로봇융합연구원 연구원

관심분야: 기계 설계, 구조 해석



**서 갑 호**

1999 고려대학교 전기공학과(학사)  
2001 한국과학기술원 전기공학과(석사)  
2009 한국과학기술원 전기공학과(박사)  
2009~현재 한국로봇융합연구원 책임연구원  
2020~현재 포항공과대학교 기계공학과 겸직 교수

관심분야: 지능 제어, 임베디드 시스템, 영상처리