

충돌 높이가 슬관절 모멘트에 미치는 영향

Effects of impact height on knee joint moment

최동균¹, 김철승¹, 김훈희¹, *#홍정화¹
 D. K. Choi¹, C. S. Kim¹, H. H. Kim¹, *#J. H. Hong(hongjh32@korea.ac.kr)¹
¹ 고려대학교 제어계측공학과

Key words : vehicle-pedestrian impact, bumper height, motion analysis, inverse dynamics

1. 서론

보행자 사고는, 속도단속, 공공교육, 자동차 디자인의 개선 및 보행이동의 감소 등으로 인하여 해마다 감소하고 있으나[1,2], 선진국에서 보행자 보호는 공공 보건문제에서 중요하게 다뤄지고 있고 보행자 관련 규제 또한 강화되고 있다.[1,3,4]

보행자 사고에서 범퍼에 의한 다리 상해는 비사망자 사고 중 약 38%를 차지하는 가장 일반적으로 발생하는 손상이다.[5] 최근 범퍼의 높이가 높은 SUV의 증가로 인하여, 보행자 사고에서 범퍼의 높이와 상해에 관한 연구가 활발히 진행되고 있다. 범퍼의 높이에 따라 다리의 상해의 형태가 차이가 나고, 충돌 후 거동 또한 차이가 난다는 보행자 사고 분석 결과가 있다.[6] 또한 소형트럭의 경우 승용차에 비하여 3 배정도 심각한 손상을 발생시킬 위험이 크다고 보고되고 있다.[7] 이러한 연구 결과는 발생한 사고를 분석하여 얻은 연구결과가 대부분이고, 승용차와 SUV 및 트럭의 경우 차량의 중량이 다르므로 범퍼의 높이만을 고려한 결과라고 판단하기에는 한계가 있다.

본 연구에서는 충돌 높이가 보행자의 거동 및 무릎관절 모멘트에 미치는 영향을 실험을 통하여 조사하고자 한다. 일정속도에서 충돌 위치에 변화를 주고 충돌 실험을 실시하였다. 동작 분석 시스템을 이용하여 충돌에 의한 피험자의 거동, 지면 반발력 및 근전도를 측정하였고, 역동역학(inverse dynamics) 해석을 통하여 무릎관절에서 발생하는 모멘트가 계산되었다.

2. 방법

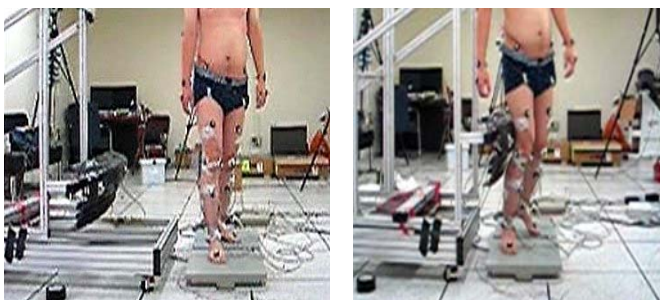


Fig.1 The experiment pictures

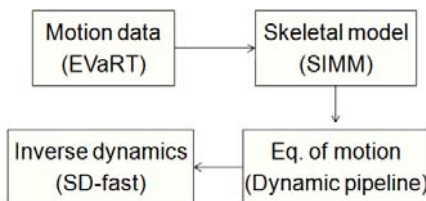


Fig. 2 The experiment algorithm and method

20 대의 무릎 및 관절계 질환이 없고, 신체 구조가 비슷한(height: 175±3cm, weight: 70±5kg) 5 명을 대상으로 fig. 1 과 같은 충돌 장비를 이용하여 실험을 실시하였다. 충돌 위치 변화에 영향을 관찰하기 위하여 범퍼의 높이를 변경

가능하도록 설계하였으며, 충돌 부하를 측정하기 위하여 로드셀(load cell)을 범퍼에 부착하였다.

충돌 속도는 여러 번의 선행 실험을 통하여, 모든 피험자가 편안하게 실험에 임할 수 있는 속도인, 3km/h 의 속도로 결정하였다. 충돌 높이는 평균 무릎 높이인 400mm, 하퇴부의 충돌을 위한 350mm, 그리고 대퇴부를 위한 450mm 로 결정되었다. 충돌 시 피험자의 자세는 보행 중 충돌이라 가정하여 양쪽 발이 지면에 닿아있는 입각기(stance phase) 자세를 취하였다.

충돌 시 kinematic 과 kinetic 정보를 측정하기 위하여 그림과 같이 피험자가 힘측정판(force plate)위에서 동작분석을 실시하였다. 상지 19 개, 하지 16 개, Bumper(범퍼)에는 2 개, 총 37 개의 반사마커(reflective marker)들을 부착하였다. 동작 시 적외선 카메라(Eagle, Motion Analysis Inc., USA)를 이용하여 반사마커의 위치를 추적하고, 동작 분석 전용 프로그램(EVaRT 4.6, Motion analysis Inc., USA)을 이용하여 각 관절의 움직임을 3 차원적으로 측정하도록 하였다. 충돌 후 근육의 활성을 측정하기 위하여 하지 근육(rectus femoris, tibialis anterior, gastrocnemius, biceps femoris)의 근전도(Electromyography: EMG)를 측정하였다.

역동역학 모델은 fig. 2 와 같은 단계를 통하여 구현되었다. 먼저, 측정된 동작 분석 데이터는 SIMM (Musculographics Inc., USA)을 이용하여 피검자의 골격에 맞는 근육격계 모델로 변환되고, SD-fast (Musculographics Inc., USA)를 이용하여 충돌 로드를 고려한 역동역학(inverse dynamics) 해석을 통하여 각 관절에서 발생하는 모멘트가 계산된다. 최종적으로 fig. 3 과 같은 모델이 구현된다.

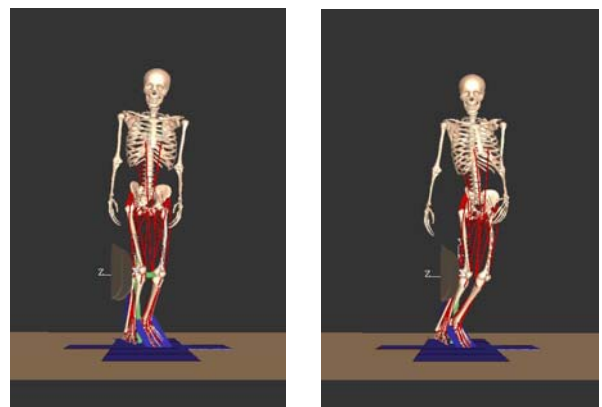


Fig.3 The model in Motion module

3. 결과 및 토의

Fig. 4 와 같이 충돌 위치에 따른 지면 반발력 (Fy) 은 충돌위치가 가장 낮을 때 -437[N]으로 가장 크게 나타났다. 이는 충돌위치가 낮을수록 발바닥에서 미끄러짐이 일어날 가능성이 더 높음을 의미한다. 힘이 진행 방향과 반대방향으로 향하고 있으므로, 진행 방향과 반대편인 자동차 쪽으로 넘어져서, 자동차 범퍼 및 앞유리에 2 차 충돌이 일어날 확률이 높아질 것이라 판단할 수 있다.

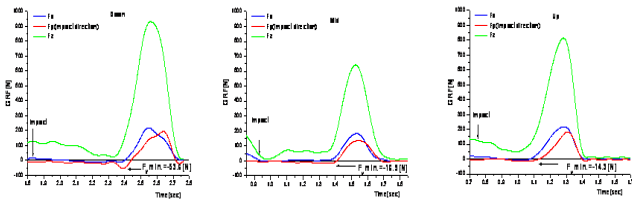


Fig. 4 Ground reflection force(GRF(y)) of each position.

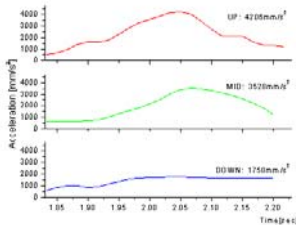


Fig.5-1 Acc. of center of mass

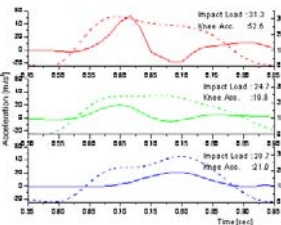


Fig.5-2 Impact load & knee linear acceleration

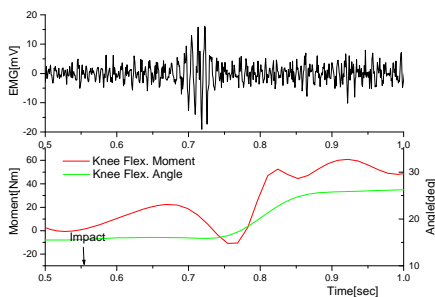


Fig. 6 Comparison of Electromyography(EMG) and Angular Momentum of impact at Knee joint

본 연구에서는 신체의 무게중심의 변화를 보기 위하여 근사적으로 천골(Sacrum)에 위치한 마커를 무게중심이라고 가정하였다. Fig.5-1 과 같이 충돌위치가 높아짐에 따라 충돌 후 천골 마커의 가속도가 더 증가되었다. 즉, 인체의 중심이 급격하게 움직이게 되고, 이로 인하여 넘어질 위험이 더 커진다. 가속도 방향이 진행 방향이므로, 차량 반대편으로 넘어져서, 지면과 2 차 충돌의 가능성이 높아지게 된다. 본 실험결과를 통해서 얻은 범퍼의 높이에 따른 2 차 충돌의 위험 인자는 기존의 사고분석 연구결과[7]와 동일한 결과를 나타내고 있다.

동일한 속도로 충돌실험을 실시하였으나, 충돌 시 로드셀에서 측정된 충돌 부하에서 차이가 발생되었다. 무릎에 충돌하였을 때, 무릎관절의 가속도가 4.99[sec/m2]로 가장 작게 나타났다. 무릎관절이 부딪칠 경우 무릎의 외측에 있는 인대(Lateral collateral ligament)를 자극하여 반사(reflex)를 발생시키게 되고, 무릎관절에 전달되는 충격량을 줄이는 방향으로 움직임이 발생되었기 때문이라 판단할 수 있다.

Fig.6 은 충돌 후 발생된 무릎의 신전근(Rectus Femoris)의 EMG, 무릎 각도, 그리고 역동력학 해석을 통해 계산된 무릎의 굴곡 모멘트를 보여주고 있다. 충돌 후 무릎에 굴곡 모멘트가 발생된 후에 신전모멘트가 발생되고 있다. 근육 지연을 고려하면 신전근의 활성화에 의한 신전 모멘트라고 판단할 수 있다. 표에서 보는 것과 같이 무릎에 충돌하였을 경우 신전모멘트가 가장 크게 나타났다. 이는 위에서 언급한 인대의 반사로 인한 결과라 판단할 수 있다.

본 연구에서 사용한 충돌 장비의 무게가 실제 자동차에 비하여 훨씬 가볍고, 충돌 속도도 실제 사고에 비해 현저하게 낮아, 실제 사고 시 발생하는 결과라고 단정하기에는 무리가 있다. 그러나 결과에서 보는 것과 충돌 후의 거동에 관련된 결과는 실제 사고 분석 결과[6,7]와 동일하였다. 그러므로 본 연구결과는 충돌 후 인체의 거동을 분석하고, 충돌 높이만이 미치는 영향을 분석하는데 큰 기여를 할 수 있을 것이라 판단된다.

4. 결론

본 실험은 충돌위치의 변화에 따른 무릎관절 모멘트의 영향을 관찰하였다. 충돌위치가 낮을수록 차량쪽으로 미끄러질 가능성이 높아져 자동차 범퍼 및 앞유리에 2 차 충돌이 발생할 수 있다. 충돌위치가 높을수록 무게중심의 최대 가속도가 커지게 되고 진행방향으로 넘어질 가능성이 커져 지면과 2 차 충돌이 발생할 확률이 높아진다.

충돌 부하가 동일할 경우 무릎에 부딪혔을 때 인체에 전달되는 충격량이 인대의 반사작용에 의하여 가장 최소가 되었다.

Table .1 Summary of Experimental result

Impact position[mm]	GRF(y) [N]	Impact load[Kg]	Sacrum Acc. [m/s ²]	Knee Moment[Nm]
Down[400]	-437.00	25.57	2.17	-35
Mid[450]	-347.67	20.22	2.80	-44
Up[500]	-280.33	26.91	3.92	-39

후기

이 논문은 2008 년도 정부(과학기술부)의 재원으로 한국과학재단의 지원을 받아 수행된 연구임(No. R01-2007-000-20616-0-2007)

참고문헌

1. Coley, G., de Lange, R., de Oliveira, P., Neal-Sturgess, C.E., Happee, R., "Pedestrian human body validation using detailed real world accidents," IRCOBI conference-Isle of Man, 89-102, 2001.
2. van Rooij, L., Bhalla, K., Meissner, M., Ivarsson, J., Crandall, J., "Pedestrian crash reconstruction using multi-body modeling with geometrically detailed, validated vehicle models and advanced pedestrian injury criteria," The 18th ESV Conference, 1-19, 2003.
3. NHTSA. "Traffic safety facts 2002-Pedestrians," National Highway Traffic Safety Administration, Washington, DC, 2002.
4. Sakurai, M., Kbayashi, K., Ono, K., Sasaki, A., "Evaluation of pedestrian protection test procedure in Japan," The 14th ESV Conference, 1114-1130, 1994.
5. Institute for Traffic Accident Research and Data Analysis of Japan(ITARDA), "Annual traffic accident report," Tokyo, 2004.
6. Matsui, Y., "Effects of vehicle bumper height and impact velocity on type of lower extremity injury in vehicle-pedestrian accidents," Accident analysis and prevention, 37, 633-640, 2005.
7. Roudsari, B., Mock, C., Kaufman, R., Henary, B., Crandall, J., "Pedestrian Crashes: Higher injury severity and mortality rate for light truck vehicles compared with passenger vehicles," Inj. Prev., 10, 154-158.