

보행자보호 시험용 Flex-PLI의 특성 및 소형차 대응 구조 연구

김용재* · 진욱** · 김동선*

Study on Characteristic of Flex-PLI for the Pedestrian Protection and Countermeasure for Compact Vehicles

Kim Yong Jae*, Jin Wook**, Kim Dong Sun*

Key Words : 보행자보호, 신형다리모형, Pedestrian Protection, Flex-PLI(Pedestrian Legform Impactor)

ABSTRACT

In 2014 Flex-PLI for the pedestrian protection will be applied to NCAP test. The most significant feature of Flex-PLI is constructed with segmental bone cores for the femur and tibia regions. So it can be more reproducible by representing pedestrian injuries such as knee ligament and tibia injury during the pedestrian crash against vehicle.

In this paper, Analyzed the characteristics of Flex-PLI through the structural analysis and the test results by using Flex-PLI for our compact vehicles. Finally countermeasures into compact vehicle were proposed to fulfill the injury criteria of Flex-PLI.

1. 서론

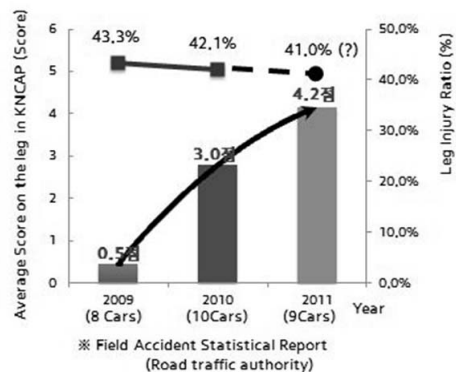
최근 차량 안전 분야는 승객 안전 뿐만 아니라 보행자 안전에 대한 관심이 크게 증가하고 있으며 이에 따라 신차 충돌안전성 평가 항목에서도 보행자보호 성능이 차지하는 비중이 크게 증가하고 있다. 보행자보호에 대한 신차 충돌안전성 평가(NCAP)는 1996년 유럽을 시작으로 현재는 일본, 호주, 국내에서 실시되고 있으며 북미, 중국에서도 평가 도입을 검토하고 있다.

보행자보호 평가는 크게 머리 모형, 다리모형으로 진행되며 이 중 다리모형은 2014년부터 새로운 구조와 상해 특성을 가진 신형다리모형(Flex-PLI)으로 변경 적용될 예정이다.

국내NCAP에서는 2007년 머리모형 평가를 시작으로 2008년부터는 다리모형 평가를 포함하여 성능 평가를

실시하여 그 결과를 매년 발표하고 있다.

Fig. 1은 2009년부터 2011년까지 실시된 국내 NCAP 보행자보호 다리모형 평가 결과와 도로교통공단에서 발표한 보행자 교통 사고로 인한 다리 부상자 동향을 보여주고 있다.



* Except SUV vehicle

Fig. 1 NCAP score vs. Field accident

* 현대자동차 안전시스템개발팀

** 현대자동차 안전시스템개발팀

E-mail : kimyj1@hyundai.com

그래프를 보면 평가 점수는 2009년 0.5점에서 2011년 4.2점으로 매년 상승하고 있으나 실제 보행자 다리 상해는 2009년 43.3%에서 2010년 42.1% 수준으로 크게 줄지 않고 있음을 알 수 있다.

이는 현재 NCAP에서 사용하고 있는 보행자보호 평가용EEVC LFI의 구조와 상해 측정 기준이 실제 보행자 사고 상해를 대변하기에는 부족함이 있음을 의미한다.

Flex-PLI는 일본에서 2000년부터 개발해온 다리모형으로 기존 EEVC LFI 대비해 생체 충실도를 크게 개선한 모델로 평가되고 있으며, 유럽 뿐만 아니라 국내에서도 2014년부터 NCAP 보행자보호 평가에 적용할 예정이다.

본 논문에서는 Flex-PLI를 이용한 소형 차량 평가 결과를 통해 Flex-PLI의 상해 측정 부위별 특성과 보행자 상해 저감을 위한 소형차량의 대응 구조를 제안하고자 한다.

2. Flex-PLI의 특성

2.1 Flex-PLI의 구조

Flex-PLI의 가장 큰 외형적 특징은 기존 EEVC LFI가 총 2마디(대퇴부/경골)로 구성되어 있는데 비해 대퇴부(femur) 8 마디, 무릎(knee) 2 마디, 경골(tibia) 10 마디로 총 20마디로 구성되어 있다는 점이다.

Table 1 compare of Flex-PLI & EEVC LFI

		Flex-PLI	EEVC LFI
Node		20	2
Length		928 mm	926 mm
Width / Diameter		84 × 90 (108 × 118) mm	Φ 70 mm
Injury Measurement	Femur	Bending moment	Tibia acceleration
	Tibia	Bending moment	
	Knee	ACL* elongation	Bending angle Shear displacement
		PCL* elongation	
		MCL* elongation	
LCL* elongation			

- * ACL : Anterior Cruciate Ligament
- * PCL : Posterior Cruciate Ligament
- * MCL : Medial Collateral Ligament
- * LCL : Lateral Collateral Ligament

또한 대퇴부와 경골의 상해 측정 위치를 각 3개소와 4개소로 세분화하였고, 무릎 인대 상해 측정 위치도 인체 구조와 가깝게 4개소로 세분화였다.

상해 측정 방법에 있어서는 EEVC LFI는 경골 충격 하중을 측정하기 위한 1 개의 가속도계와 무릎의 굽힘 각과 전단 변형량을 측정하기 위한 2 개의 전위차계(potentiometer)가 적용되었으나, 신규 다리모형에서는 무릎 인대 변형량을 측정하기 위한 4 개의 전위차계와 대퇴부와 경골의 굽힘 모멘트를 측정하기 위한 총7 개의 스트레인게이지(straingage)를 사용하고 있다.

2.2 Flex-PLI의 충격 거동

Fig. 2는 Flex-PLI와 EEVC LFI의 충돌 시 변형 거동을 나타내고 있다.

EEVC LFI는 무릎의 굽힘과 전단변형 거동만 구현이 가능한 반면Flex-PLI는 대퇴부와 경골, 무릎 각 마디에서의 굽힘 거동이 가능하며 무릎에서의 전단 변형과 회전 운동 또한 구현이 가능하다. 따라서 Flex-PLI는 차량의 프론트 범퍼부 디자인과 강도에 따라 각기 다른 변형 거동을 보인다.

두 다리모형의 평가 동영상상을 비교해 보면 변형 모드 차이를 확연히 구분할 수 있다. (Fig. 3)

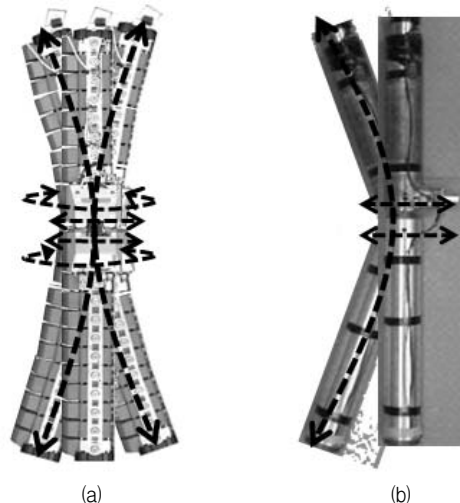


Fig. 2 Deformable behavior of (a) Flex-PLI and (b) EEVC LFI

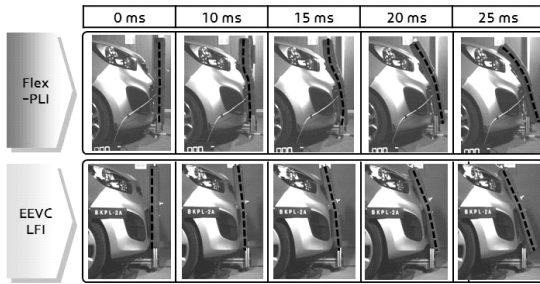


Fig. 3 Motion comparison between Flex-PLI and EEVC LFI

2.3 Flex-PLI와 EEVC LFI의 상해 연관성

2.3.1 인체 상해와 평가용 다리 모형 상해와의 관계

보행자보호 다리 모형 평가는 보행자 상해 중 가장 큰 부분을 차지하고 있는 경골 상해와 전방 십자 인대(ACL), 내측 측부 인대(MCL) 상해 개선에 초점이 맞추어져 있다.

실제 보행자 상해와 보행자보호 다리 모형 상해와의 관계는 Table 2와 같으며 Flex-PLI의 인대 구성은 Fig. 4 (b)와 같이 이루어져 있다.

Table 2 Relation of human injury and leg forms

Human Injury	Flex-PLI	EEVC LFI
Tibia fracture	Tibia bending moment	Tibia Acceleration
MCL failure	MCL Elongation	Knee bending angle
ACL failure	ACL Elongation	Knee shear displacement

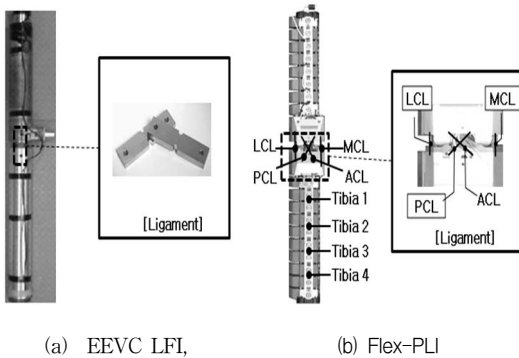


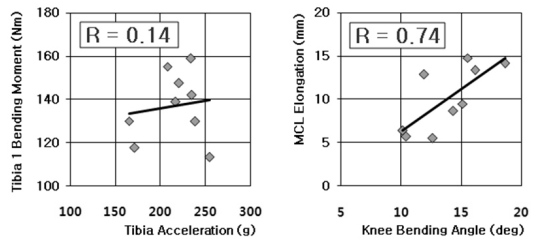
Fig. 4 Injury measurement

2.3.2 다리 모형의 상해 상관 관계 분석

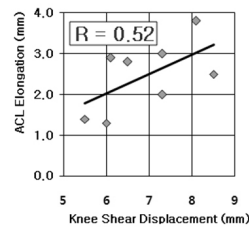
동일 인체 상해 부위에 대해 EEVC LFI와 Flex-PLI 상해 측정 방법간 연관성 분석을 위해 당사 소형 차량 3대를 대상으로 동일 위치에 대해 각각의 다리모형으로 평가를 실시하였다.

평가 데이터를 근거로 상관 회기 분석 결과 EEVC LFI의 굽힘각과 Flex-PLI의 내측 측부 인대 상해만 상관계수 0.74로 상관성을 보이고 있으며 그 밖에 상해 측정 방법은 상관성이 약한 것으로 나타났다.

이는 Flex-PLI가 기존 EEVC LFI 보다 유연한 거동을 보이기 때문이며 실제 보행자 충돌 거동도 Flex-PLI와 유사한 거동을 보인다.



(a) Tibia acceleration - Tibia 1 bending moment (b) Knee bending angle - MCL elongation



(c) Knee shear displacement - ACL elongation

Fig. 5 Results of correlation analysis

3. 충격 높이에 따른 Flex-PLI상해 해석

Flex-PLI는 차량의 선단부 구조에 따라 다른 거동을 보이기 때문에 충격 높이와 상해와의 연관성 분석을 위해 충격 높이를 -30 mm 에서 +30 mm까지 10 mm 간격으로 이동시켜 가며 상해 해석을 실시하였다.

Fig. 6은 기준 높이 조건에서 Flex-PLI의 각 상해 측정 위치와 차량 선단부 구조를 보여준다.

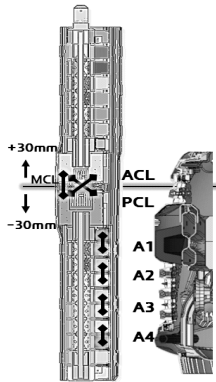


Fig. 6 Setting position with Flex-PLI

해석 결과 충격 위치가 높아질수록 전체 다리 상해는 낮아지는 경향을 볼 수 있다. 그 이유는 소형차 패키지의 특징에서 찾을 수 있다. 소형차는 차량 자세가 낮아 로워스티프너의 위치가 낮으며 백빔과 로워스티프너간 거리도 작기 때문에 Flex-PLI가 높게 세팅될수록 경골의 회전 시점을 빨리 가져갈 수 있다.

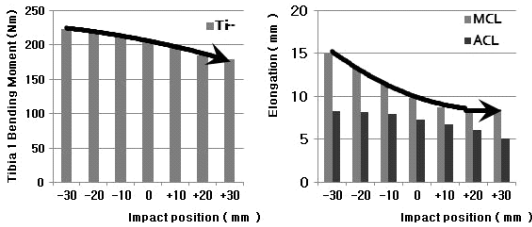


Fig. 7 Analysis of CAE results

4. 차량 평가 결과

4.1 시험 조건

시험 차량은 보행자 다리 상해에 큰 영향을 주는 프론트 범퍼 에너지 흡수재 재질과 로워스티프너 강도에 따라 Table 3 과 같이 3가지 조건으로 구성하였다.

특히, Case 2 와 Case 3 에서는 범퍼 커버 내측에 스틸 브라켓을 삽입시켜 범퍼 커버의 강도를 증대시켰다.

Fig. 8에서 시험 차량 세팅 상태를 보면 평가 대상 차량이 소형 차량이기 때문에 Flex-PLI의 Tibia 1 굽힘 모멘트 측정 위치는 프론트 백빔 하단에 위치하며 Tibia 4 굽힘모멘트 측정 위치는 로워스티프너 바로 아래에 위치한다.

Table 3 Test matrix

	Energy absorber material	Lower stiffener	Remarks
Case 1	Plastic	Steel Pipe (Φ 25.4)	-
Case 2	Plastic	Steel Pipe (Φ 21.7)	Insert the steel bracket into bumper
Case 3	EPP*	Steel Pipe (Φ 21.7)	

* Expanded Polypropylene

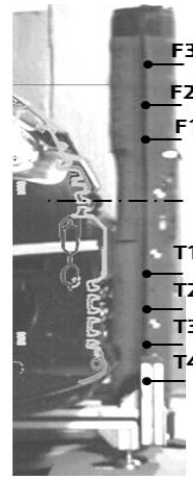


Fig. 8 Vehicle setting with Flex-PLI

4.2 평가 결과

차량 평가 결과 EPP 범퍼 에너지 흡수재를 적용한 Case 3 이 가장 좋은 상해 성능을 보였으며 상세 결과는 Table 4 와 같다

Table 4 Test results

	Tibia bending moment (Nm)				Knee elongation (mm)		
	T1	T2	T3	T4	ACL	PCL	MCL
IT*	282~340				~10		19~22
Case 1	220.7	182.5	120.2	111.4	10.9	4.5	14.3
Case 2	234.1	220.3	166.8	143.3	8.5	3.6	11.9
Case 3	201.6	164.8	137.2	143.6	9.0	3.9	13.1

* IT: Injury Threshold

4.3 상해 특성 분석

4.3.1 경골 (Tibia) 상해 특성

Flex-PLI의 각 마디는 독립적으로 굽힘 변형 가능하도록 만들어졌기 때문에 차량의 범퍼 에너지 흡수재와 로위스티프너의 강도에 따라 각기 다른 굽힘 거동을 보인다.

Fig. 9에 평가 결과를 보면 Case 3의 경우 Tibia 1의 초기 굽힘 모멘트가 -16 Nm까지 떨어지는 현상을 볼 수 있다. 이는 EPP 범퍼 에너지 흡수재를 적용하여 초기 압축 하중이 낮아 초반부에 반대 방향의 굽힘 거동이 작용하였기 때문이며 전체적으로는 Tibia 1의 상해 증가 시점을 지연시켜 상해를 개선하는 효과를 가져왔다.

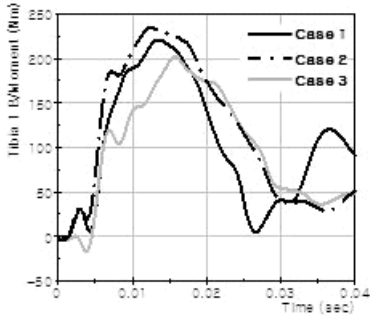


Fig. 9 Test results of tibia 1 bending moment

2

4.3.2 전방 십자 인대 (ACL) 상해 특성

4개의 무릎 인대 중 ACL상해는 가장 빠른 시점에 발생하며 주요 발생 원인은 대퇴부와 경골의 전단 변형이다. 전단 변형은 범퍼 에너지 흡수재의 강도뿐만 아니라 범퍼 상단부 강도에 큰 영향을 받는다.

Fig. 10 에서 범퍼 상단부에 스틸 브라켓을 추가하여 강도를 증대시킨 Case 2, 3의 경우가 Case 1 대비 상해 개선 효과가 크게 나타남을 볼 수 있다.

반면, 범퍼 에너지 흡수재의 사양만 다른 Case 2와 Case 3 결과를 보면 충돌 초반부인 7~10 ms 구간까지는 Case 3의 거동이 좋아 (Fig. 11) 상해가 1.5 mm 가량 적게 나타나지만 상해가 최대가 되는 시점인 14 ms 에서는 유사한 상해 수준을 보인다. 이는 범퍼 상단부 강도가 같아 대퇴부와 경골의 전단 변형량이 유사하기 때문이다.

따라서 ACL 상해 개선을 위해서는 범퍼 상단부의 강도 증대가 수반되어야 한다.

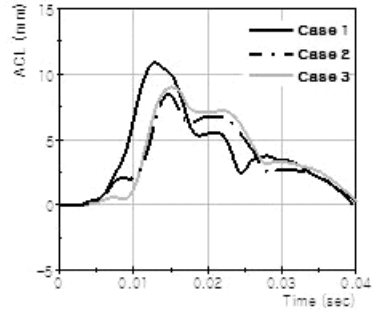


Fig. 10 Test results of ACL elongation

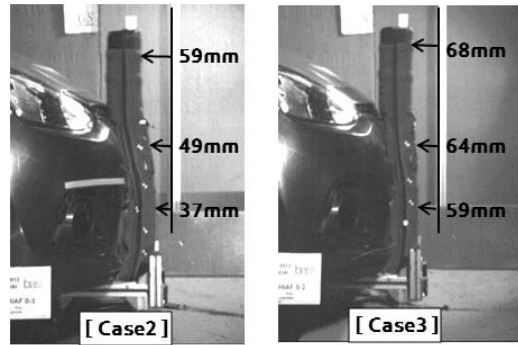


Fig. 11 Behavior comparison of Flex-PLI at 7ms

4.3.3 내측 측부 인대(MCL) 상해 특성

MCL 상해는 대퇴부와 경골 간 전단과 굽힘 변형이 최대가 되는 시점에서 발생한다.

Fig. 12에서 14 ms 시점에MCL 상해1차 피크는 대퇴부와 경골의 전단 변형이 최대가 되는 시점이며 최대 상해 시점인 25 ms시점은 대퇴부의 전진 거동이 최대가 되는 시점이다. (Fig. 13)

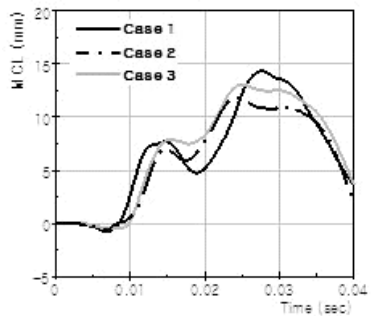


Fig. 12 Test results of MCL elongation



Fig. 13 Behavior of Flex-PLI at 25 ms

현재 NCAP 평가에 사용되고 있는 EEVC LFI의 굽힘 상해 개선은 주로 범퍼 하단부 강도를 증대시켜 경골의 빠른 회전을 유도하였으나 Flex-PLI에 동일 개선을 적용할 경우에는 각 마디가 유연하게 거동하기 때문에 개선 효과를 크게 기대할 수 없다.

향후 Flex-PLI의 상해 저감을 위해서는 디자인 단계에서부터 대퇴부의 거동을 줄일 수 있는 프런트 범퍼 디자인과 범퍼 상단부의 강도를 증대할 수 있는 구조 적용이 필요하다.

5. 결론

2014년부터 국내/유럽 NCAP보행자보호 다리모형 평가에 적용될 Flex-PLI의 특성 파악을 위한 차량 평가와 해석 결과를 요약하면 다음과 같다.

- 1) 현재 NCAP에서 사용하고 있는 EEVC LFI는 실제 보행자 부상자 저감에 크게 효과를 주지 못하고 있으며 이를 보완하기 위해 Flex-PLI가 도입되었다.
- 2) Flex-PLI는 전체가 20마디로 구성되어 차량 선단부의 디자인과 구조 강도에 따라 유연한 거동이 가능하며, 상해 계측 면에서는 경골 상해 측정 위치를 4개소로 세분화하였고 무릎 인대 손상도 인체 구조와 유사하게 4개소로 세분화하여 생체 충실도를 개선하였다.

- 3) Flex-PLI의 경골 상해는 각 마디가 독립적으로 굽힘 변형이 가능하기 때문에 프런트 범퍼 에너지 흡수재와 로위스티프너의 높이와 강도가 중요한 역할을 한다.
- 4) Flex-PLI의 4개의 무릎 인대 중 전방 십자 인대(ACL) 상해는 충격 초반부 대퇴부와 경골의 전단 변형에 의해 발생하며, 내측 측부 인대(MCL) 상해는 후반부 굽힘 변형이 최대가 되는 시점에서 발생한다.
- 5) 상기 두 개의 무릎 인대 손상에 가장 큰 영향을 주는 인자는 대퇴부 거동이며, 현재 EEVC LFI의 굽힘각 개선을 위해 주로 사용되었던 범퍼 하단부 강도 증대 안으로는 상해 개선에 한계가 예상된다.
- 6) 소형 차량은 차량 자세가 낮아 경골 하부를 받쳐 줄 수 있어 경골 상해 면에서는 유리하나 상대적으로 대퇴부의 거동이 크기 때문에 무릎 인대 상해 개선을 위해서는 대퇴부 거동을 조기 구속할 수 있는 범퍼 디자인과 상단부 강도 증대를 위한 구조 적용이 반드시 필요하다.

참고문헌

- (1) 이원영, 이의용, 장성철, 최석훈, 조형은, 유기열, 황정현, 이슬기, 신지연, 2010, “2010년판 교통사고 통계분석”, pp. 363
- (2) 이원영, 이의용, 장성철, 최석훈, 유기열, 황정현, 이슬기, 서유리, 2011, “2011년판 교통사고 통계분석”, pp. 365
- (3) Economic Commission for Europe, 2010, ECE/TRANCE/WP.29/GRSP/2010/37
- (4) Peter Leßmann, 2011, Lower leg Impact Future Front-End Requirements due to the Flex-PLI, International Conference Automotive Front-End
- (5) Dirk-Uwe Gehring, 2010, Flexible Pedestrian Legform Impactor, TEG-142-Rev.1
- (6) KATRI, MLTM, 2009, KATRI Round Robin Tests Using the Flex-GTR-Prototype (SN03), TEG-113