

후방추돌시 BioRIDII 머리-목의 거동과 목상해지수와의 비교

김 시 우^{*1)} · 심 소 정¹⁾ · 서 명 원²⁾

교통안전공단 자동차성능연구소¹⁾ · 성균관대학교 기계공학부²⁾

Comparison Head-Neck Movement and Neck Injury Criteria of BiRIDII in Rear-impact Sled Test

Siwoo Kim^{*1)} · Sojung Shim¹⁾ · Myungwon Suh²⁾

¹⁾Korea Automobile Testing & Research Institute, 625 Samjon-ri, Songsan-myeon, Hwaseong-si, Gyeonggi 445-871, Korea

²⁾School of Mechanical Engineering, Sungkyunkwan University, Gyeonggi 440-746, Korea

(Received 2 March 2009 / Accepted 13 August 2009)

Abstract : In recent years, a large number of study for rear impact has been conducted and as a result of study, researchers proposed the neck injury criteria and test procedures. But many questions, related to injury criteria and dummy biomechanical levels, remain unresolved . In recently reports, rear impact motions of BioRIDIIg is not humanlike but better than other dummy(HybridIII, RID3d). So, in this paper, 4 times sled test would be done to find the substitutable neck injury criteria in BioRIDIIg. To review corelation trend with neck injury critera and head-neck movement, we compared with recently announced neck injury criteria(NIC, Nkm, T1 ect.) and head-neck X-direction movement in BioRIDIIg. Finally, we find the head-neck X-direction movement on head C.G to T1 point may be considerable as the additional neck injury criteria.

Key words : BioRIDII(후방추돌용 인체모형), Whiplash injury(편타성 상해), Neck Injury(목상해), Rear impact(후방추돌), KNCAP(한국신차안전도평가제도)

1. 서 론

지금까지 많은 연구를 통해 후방추돌 교통사고시 탑승자의 목상해를 감소시키기 위한 노력을 해 왔다. 이는 후방추돌의 자동차 교통사고에서 목상해에 대한 비중이 그 만큼 높고 또한 사회적으로 문제가 되어왔다는 것을 반증해 주고 있다. 많은 연구결과를 통해서 제시된 인체 목상해에 대한 매커니즘 등과 시험방법들은 후방추돌 시 탑승자의 목 상해 정도를 확인할 수 있는 상해지수와 평가방법 등을 보여준다.¹⁾ 그러나 인체를 통해 밝혀낸 목상해 지수들을 그대로 적용하는 것은 현재 개발된 인체모형

의 계측에 대한 한계성 등이 있으며 특히 후방추돌에 대한 편타성 상해(Whiplash Injury) 부분을 상해 매커니즘 자체에도 여러 가지 가설들이 제시되고 있는 실정이다.²⁻⁴⁾

후방추돌 평가시험에 사용되는 인체모형은 HybridIII와 BioRIDII가 있으며 HybridIII는 세계기술규정(GTR, Global technical Regulation) No.9의 머리지시대 동적평가에, BioRIDII는 KNCAP⁵⁾(Korea New Car Assessment Program)을 비롯한 EURO-NCAP (Europ New Car Assessment Program)에서 사용되고 있다. 현재까지 연구결과를 살펴보면 HybridIII 보다 BioRIDII가 생체충실도 측면에서 우수하다고 보고되고 있다.⁶⁾

*Corresponding author, E-mail: wawoo@ts2020.kr

모든 시험에서도 마찬가지로이지만 특히 자동차 충돌 등에 사용되는 인체모형을 가지고 시험하는 경우 시험데이터의 계측부분에서 경우에 따라 시험 중 센서케이블 단선 등으로 인해 계측실패하는 경우가 있어 이에 대해 보완이 필요한 점을 고려해 볼 수 있고 인체모형 개발 초기 검증이 완벽하게 되지 않은 경우 센서계측 이외의 거동분석결과를 상해지수로 검토하기로 한다.

따라서 본 연구 목적은 BioRIDII를 대상으로 목상해지수로 제시되고 있는 사항을 살펴보고 계측실패 시 보완과 시험결과 검증차원에서 BioRIDII의 머리-목의 거동과 현재 제시되고 있는 목상해지수를 비교하여 경향성 확인을 통해 머리-목 거동이 제3의 목상해지수로서의 가능성을 검토하는 것이다. 또한 UNECE/WP29에서 제정된 머리지지대 세계기술규정 9번(GTR No.9)의 추가적인 개정필요성에 따라 추진되는 2008 자동차안전기준국제조화 관련 머리지지대 GTR 2단계 연구와 향후 고령자 친화형 자동차 안전성향상 기술개발에서 후방추돌에 대한 고령자 시험절차 개발 등에 선행되는 연구를 위하여 본 연구를 수행하였다.

2. 시험개요

2.1 시험방법

시험방법은 좌석안전성 KNCAP시험방법⁵⁾을 사용하였다. 시험장비는 교통안전공단 자동차성능연구소에 있는 공식식 가속형 Sled장비를 사용하였다. 시험은 서로다른 운전석 좌석 4식으로 능동형머리지지대를 장착한 좌석 2개가 포함되어 있으며 각 좌석의 고정은 자동차에 장착되는 위치와 동일한 상태의 좌석고정지그를 제작하여 고정하였고 실차에서 사용되는 좌석안전띠를 사용하였다.

시험을 위한 좌석 및 머리지지대의 위치설정은 좌석 및 머리지지대에 작동할 수 있는 모든 매커니즘 중앙에 위치하였다. 인체모형(Dummy) 착좌를 위해 우선 3차원 마네킹과 HRMD(Head Restraint Measuring Device)를 Fig. 1과 같이 착좌시켜 머리지지대와 HRMD간의 간격(후방간격)과 3차원 마네킹의 H-point를 측정하였다. 측정결과를 바탕으로 하여 BioRIDII를 착좌시키고 H-point와 3차원 마네킹

의 H-point 및 후방간격을 KNCAP 시험방법에 따라 허용오차범위내에 착좌시켜 시험을 실시하였다.

시험 전과 후의 인체모형의 착좌상태 등을 확인하기 위하여 관련 사진을 촬영하였으며 시험 중 인체모형의 거동분석을 위하여 고속카메라를 충돌모의 시험장치 대차 위에 설치하여 초당 1000장의 장면을 촬영하였다.



Fig. 1 3D Mannequin & HRMD

2.2 BioRID II

BioRID는 Chalmers Univ.(Sweden), Saab, Autolive, Volvo 컨소시움에서 1995년부터 시작해서 사체시험을 바탕으로 1999년 최초 설계되었으며 인체모형으로의 개발은 인체모형 생산업체인 미국의 R.A. Denton 사에서 개발되었다. 최초의 모델에서 10여 차례의 개선을 거쳐 최종적인 BioRIDII-g Version이 개발되었다.⁷⁾

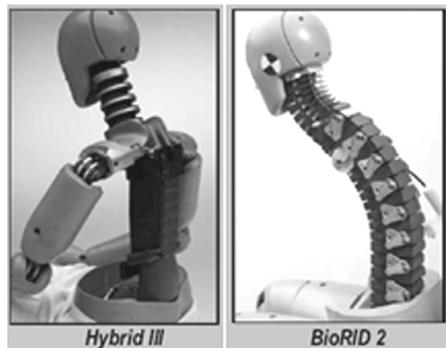


Fig. 2 HybridIII & BioRIDII

BioRIDII의 척추는 저속충돌에서 탑승자와 유사하게 반응하여 유연하게 움직일 수 있도록 각각의 단위로 구분되는 척추구조로 개발되었다. BioRIDII의 머리와 다리, 팔은 HybridIII와 동일하며 목과 척추부분은 Fig. 2와 같이 각각 단위구조물의 Y방향에서 고정되어 있으며 머리에서 골반까지 연결되어 있다. HybridIII와 동일하게 목과 척추부분은 Y 방향으로 회전은 가능하지만 X 또는 Z 방향으로의 회전을 불가능하다. 여기서 X,Y,Z 좌표는 인체모형을 머리를 중심으로 앞쪽방향이 +X, 우측면방향이 +Y 그리고 위방향이 +Z 방향이다.

BioRIDII에 장착할 수 있는 센서의 종류는 가속도 및 하중계 등을 포함하여 24개이지만 본 시험에서는 Table 1과 같이 목상해를 평가하기 위해 필요한 센서를 장착하였다. 또한 인체모형의 거동을 고속디지털 카메라로 촬영하고 확인하기 위해 머리와 목 등에 인식표시마크를 Fig. 3과 같이 붙여서 시험을 진행하였다.

Table 1 Dummy instrumentation of measurements

Dummy type	Instrumentation	Filter level
Bio RIDII	Head C.G. Tri-axial Acc.	CFC 60, 1000
	6-axis Upper Neck load cell	CFC 1000, 600
	T1 One-axial Acc.	CFC 60

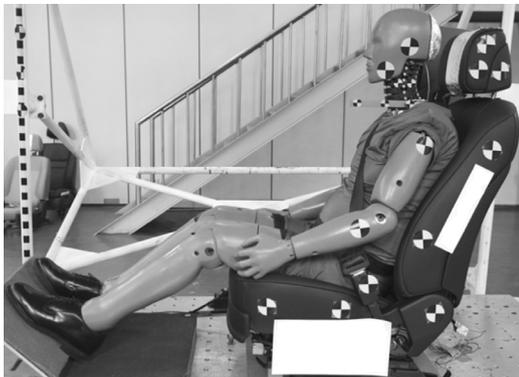


Fig. 3 Example for Target mark on BioRIDII

2.3 시험펄스

후방추돌에 대한 시험을 반복적으로 하기 위해서는 충돌모의 시험장비가 필요하며 또한 후방추돌의 감가속도 펄스를 결정해야 한다. 본 시험에서는 세

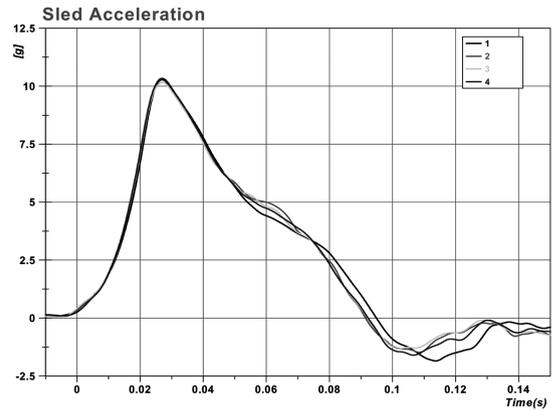


Fig. 4 Sled pulse in rear impact

계 각국에서 사용하고 있는 후방추돌 펄스 중 가장 일반적인 펄스인 16km/h의 삼각형 파형을 사용하였으며 시험에 적용된 펄스는 Fig. 4와 같다.

시험파형은 최고가속도 10g이며, 평균 가속도 5.5g로서 16km/h의 충돌속도에너지를 가지며 펄스 파형이다. 본 연구에 사용한 후방추돌용 펄스는 이미 KNCAP에서 시행하고 있고 EURO -NCAP에서 시행할 예정인 펄스와 동일한 시험파형이다.

2.4 목상해 지수

목상해지수 계산을 위한 Time 구간정의는 최초 시험이 시작되는 T=0 시점부터 머리지지대 접촉시간이 종료[T-HRC_(end)]되는 시점으로 계산하였다.

2.4.1 Head Restraint Contact Time : HRC

HRC 측정은 머리지지대에 접촉스위치를 부착하여 BioRIDII 머리 후면 Skull 커버와 접촉하면서 발생하는 전기적인 신호로 측정하여 접촉시간을 확인한다. 여기서 T-HRC_(start)와 T-HRC_(end)는 접촉시간이 40ms 이상을 유지하면서 처음 접촉하는 시점과 접촉이 끊어지는 시점으로 정의한다.

2.4.2 T1 X-가속도 : T1g

흉부 척추 T1마디에 감가속도를 확인하여 목 하단부의 가속도량을 확인하는 상해지수이다. 최대가속도 T1_{max}는 T=0에서 인체모형 머리가 머리지지대에 접촉하는 시간[T-HRC_(end)] 범위 내에서 최대값을 구한다.

2.4.3 목 상부 전단력 및 인장력 (Upper neck Fx, Upper neck Fz)

머리와 목이 연결된 후두과(Occipital condyle)의 전단변위량과 목의 축방향 인장력을 확인하는 지수이다. 최대전단력($F_{x_{max}}$) 및 인장력($F_{z_{max}}$)을 구한다.

2.4.4 머리 반발속도: HRV(Head Rebound Velocity)

머리 반발속도는 인체모형이 머리지지대에 부딪힌 후 좌석등받이 또는 머리지지대의 탄성정도에 의해 머리가 전방으로 Rebound 되는 현상을 확인하는 상해지수다. 계측은 수평 혹은 X 방향으로 인체모형에 부착한 Target mark의 추적을 통해 고속카메라 촬영의 분석으로 계산한다. 머리모형 가속도 계측값의 적분에 의해서 구해질 수도 있다.

2.4.5 NIC(Neck Injury Criteria_rear impact)⁸⁾

NIC는 T1에 대한 후두관절(Occipital joint)의 수평방향 가속도와 상대속도에 대한 상해지수로서 다음식의 최대값을 구한다.

$$NIC_{max} = 0.2 \times (a^{rel}(t)) + [V_x^{rel}(t)]^2 \quad (1)$$

2.4.6 목상해 복합지수(Nkm⁹⁾)

Nkm은 목 상단부에 발생하는 모멘트와 전단력을 합성하여 계산하는 방식으로 하중과 모멘트에 대한 임계 차단(critical intercept)값을 사용한다. 전단에 대한 임계차단값은 전후방 방향으로 동일한 845N을 사용하나 굽힘모멘트의 경우는 방향에 따라 다른데 젖힘(extension: head rotation rearward)에는 47.5N-m를 임계차단값으로 사용하고 굽힘(flexion: head rotation forward)은 88.1N-m으로 다음 식에 의해 값을 구한다.

$$N_{km[\max]}(t) = \frac{F_x(t)}{F_{INT}} + \frac{M_y(t)}{M_{INT}} \quad (2)$$

여기서 $F_{x_{int}} = 845 \text{ N}$ 이고 $M_{y_{int}} = 47.5 \text{ N-m}$ 이다.

Nep(Neck Extension Posterior)은 뒤로 목 젖힘으로서 음수의 전단력 F_{xp} 와 음수의 모멘트 M_{ye} 로 정의된다. Nea(Neck Extension Anterior)는 앞으로 목 젖힘으로서 양수의 전단력 F_{xa} 와 음수의 모멘트 M_{ye} 로 정의된다. Nfp(Neck Flexion Posterior)는 뒤로 목 굽힘으로 음수의 전단력 F_{xp} 와 양수의 모멘트 M_{yf} 로 정의된다. Nfa(Neck Flexion Anterior)는 앞으

로 목 굽힘으로 양수의 전단력 F_{xa} 와 양수의 모멘트 M_{yf} 로 정의된다.

2.5 머리-목 거동 확인

머리에 대한 목의 상대거동 확인은 GTR No.9에서 규정하는 몸통각도변화에 대한 머리 C.G.의 상대각도변화를 확인하고자 하였으나 BioRIDII의 척추가 유연함에 따라 T1지점 회전각도에 대한 머리 C.G.의 회전을 확인하여 상대각도변화를 확인하였고, 머리가 목에 대해 상대적으로 후방수평 이동이 크면 목 상해정도가 증가할 것으로 추정하여 T1 지점대비 BioRIDII 머리 C.G.의 수평방향 변위량을 확인하였다.

3. 시험결과

3.1 목상해 지수 결과

머리지지대 최초접촉시간은 후방간격(backset)과 밀접한 관계가 있다. 후방간격은 BioRIDII를 착좌한 상태로 머리모형 최후방과 머리지지대의 수평거리로서 15~50mm까지로 확인되었으며 그에 따른 최초 접촉시간은 51~66ms로 확인되었다.

T1 가속도는 8.31g에서 9.57g까지의 분포를 나타냈다. 순간적인 Sled의 움직임에 의해 좌석등받이가 인체모형 몸통을 전방방향으로 밀어주기 전까지 인체모형은 관성력에 의해 그 자리에 있게 되어 가속도가 거의 없는 상태를 유지하다가 좌석등받이가 몸통을 가속도 방향으로 밀어주면서 가속도가 증가하는 경향을 나타내었다.

Fig. 5에서 볼 수 있듯이 목 상부 하중계에서 계측한 전단력(F_x)은 인체모형의 몸통이 뒤로 이동하면서 머리지지대에 머리가 구속되어 발생하는 초기에는 (-)값을 가지지만 계속적인 거동으로 몸통이 리바운드 되는 구간에서 머리보다 몸통이 먼저 앞으로 나오면서 하중계의 방향이 역전되는 (+)값을 나타낸다. 그 결과값은 (+)의 값을 기준으로 확인하고 있으며 1N~120N까지 나타났다.

또한 목 상부 하중계에서 계측한 인장력(F_z) 또한 BioRIDII의 머리가 머리지지대에 접촉하는 순간 잠시 경추의 축방향으로 압축하중이 작용하다가 BioRIDII의 머리가 회전하며 축방향으로 하중이 증

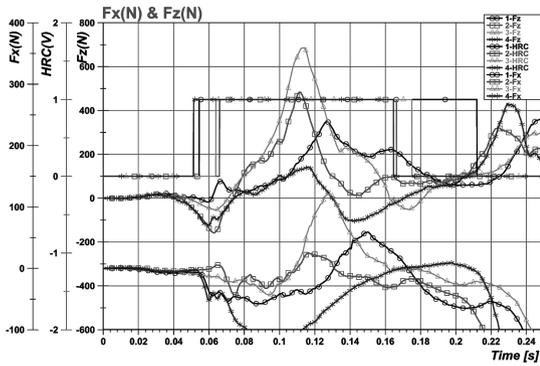


Fig. 5 Upper Neck Fx & Fz

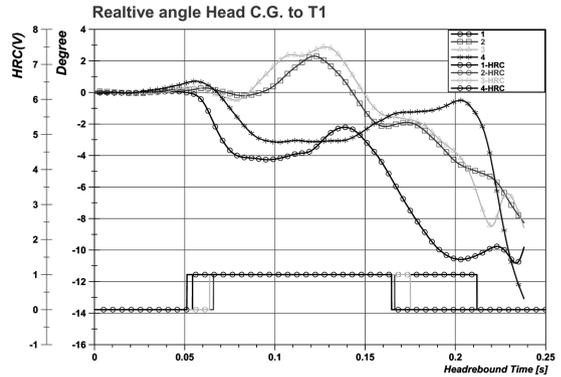


Fig. 7 Relative angle head C.G. to T1

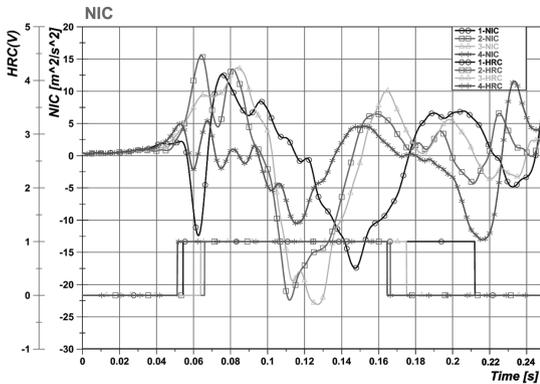


Fig. 6 NIC

가하는 것으로 확인되었으며 그 결과값은 142N~685N까지 나타냈다.

NIC는 BioRIDII의 머리와 T1의 가속도 차에 의한 목상해 합성지수로서 목의 상해정도를 정량화 하여 나타낸 값으로 Fig. 6과 같이 5.41~14.07m²/s²로 나타났다. Nkm의 경우 가장높은 값을 나타낸 지수값은 Nfa(2차중), Nea(1차중), Nep(1차중)로 서로다른 좌석에 따라 상해지수 값이 서로 차이기 있었으며 그 값의 분포는 0.17~0.28을 나타내었다.

3.2 머리-목의 거동 결과

머리와 목의 거동은 T1을 기준으로 하여 머리 C.G.의 상대각도변화와 수평방향 변위량을 확인하였다.

T1을 기준으로 한 머리중심의 상대회전각도는 T0에서 [T-HRC_(start)]까지 초기각도를 유지하다가 접촉이 시작되면서 상대각도가 증가하는 유형과 상대

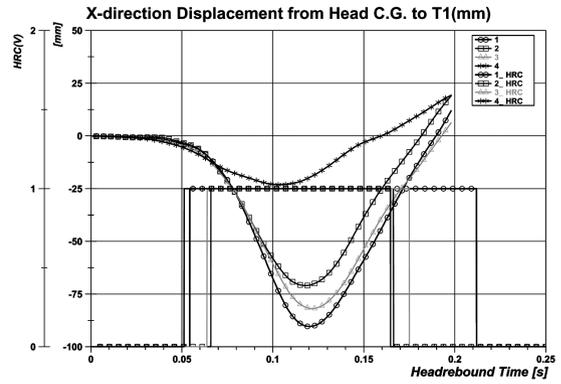


Fig. 8 X-direction displacement from head C.G. to T1

각도가 감소하는 유형의 두 가지 형태를 나타내었다. 머리가 T1의 회전각도보다 크게 즉 뒤쪽으로 젖혀지는 각도는 0.7°~2.9°로 계속이 되었다.

T1을 기준으로 머리중심의 X-방향 수평변위는 상대각도 변화와 동일한 패턴을 보였으며 T1을 기준으로 머리 중심의 X-방향 수평변위는 23~81mm로 나타났다.

4. 머리-목 거동과 목상해지수의 비교

목상해 지수는 BioRIDII 거동에 의해 측정된 계측값으로 산출한다. 따라서 BioRIDII의 거동과 계측값과는 상당부분 연관성이 있는 것으로 판단하고 있다. 특히 목상해의 경우 머리와 목의 상대거동에 따라 발생하는 여러 계측값에 의해 상해지수가 계산된다.

머리-목 거동에 따라 확인한 상대각도와 수평방향변위량에 대해 목상해 지수와의 비교를 위해 최

대값 발생시점 확인과 목상해 지수값과의 연관성을 Fig. 9와 같이 비교하였다.

목상해지수 최고값의 시간적인 분포는 HRC를 기준으로 NIC의 경우 초기에, HRV를 제외하고 나머지부분들은 모두 시험중간인 약 100~150ms 구간에서 Max값이 분포가 되어 있다. Fig. 9에서 볼 수 있듯이 수평방향 변위량이 T1g, Fx, Fz, Nkm의 값과 비슷한 시간대에 존재하는 것을 확인하였다. 상대각도의 분포에서도 2차종은 수평방향 변위량과 동일하게 비슷한 시간대에 분포가 되었다.

수평방향 변위량과 비슷한 시간대에 목상해지수 항목이 분포되어 있어 실제적으로 예측된 값과의 비교를 위해 목상해 지수 7개 항목에 대해 KNCAP에서 제시하고 있는 점수부여의 상한치 값으로 표준화(normalization)를 통하여 Fig. 10과 같이 비교해보았다. Fig. 9에서 볼 수 있듯이 비슷한 시간대에 Max값이 분포하더라도 예측된 결과값은 다소 차이가 있었으며 NIC와 Fz, 일부 Nkm의 경우 수평방향 변위량 증가에 따라 목상해지수의 값들이 비슷하게

증가하는 경향을 확인하였다. 즉 수평방향 변위량이 증가함에 따라 예측에 의해 측정된 상해값 또한 증가하는 것을 확인할 수 있었다.

5. 결론

본 연구에서는 BioRIDIIg 모델을 대상으로 4개의 서로다른 좌석에 대해 충돌모의 시험장치를 이용하여 후방추돌 모의 시험을 KNCAP의 시험 절차에 따라 시행하였다. 목상해지수로 활용되고 있는 상해지수값과 T1을 중심으로 한 머리CG의 수평방향 이동거리와 머리CG의 회전 상대각도 비교를 실시하여 BioRIDII의 센서에 의해 예측되는 상해지수 이외에 또 다른 상해지수로의 타당성을 비교하였으며 비교결과 다음과 같은 결론을 얻었다.

- 1) T1을 중심으로 한 머리CG의 X 방향 수평이동거리 최고값이 분포하는 시간대는 T1_av, Fx, Fz, Nkm의 상해지수와 분포하는 시간대와 비슷하게 분포함을 확인하였다.
- 2) T1을 중심으로 한 머리CG의 X 방향 수평이동거리와 표준화된 목상해지수값의 비교에서 X방향 수평이동거리가 증가함에 따라 Fz, NIC값 또한 증가하는 경향이 있음을 확인하였다.
- 3) 유사한 시간대에 분포하고 목상해 지수값이 이동거리가 증가함에 따라 증가하는 경우는, Fz의 경우이며 이에 따라 목의 축방향에 발생하는 하중은 경우에 따라 값의 차이를 보이기는 하지만, 머리CG의 X방향 수평이동거리로 확인할 수 있어 제 3의 상해지수로 검토해볼 필요성이 있는 것으로 사료된다.
- 4) 머리 CG의 수평방향 변위량을 목상해 지수로 활용하기 위해서 재현성 및 반복성 등의 확인과 지수로서의 적정성 검토를 위해 향후 추가적인 연구가 필요할 것으로 판단된다.
- 5) 또한 현재 BioRIDII의 범규적용 적정성을 GTR No.9(머리지지대) 개정과정에서 국제적연구되고 있음에 따라 본 연구에서 제시한 머리CG의 X 방향 수평이동거리를 제3의 상해지수로 제시하는 것으로 고려해볼 만 하다고 사료한다.

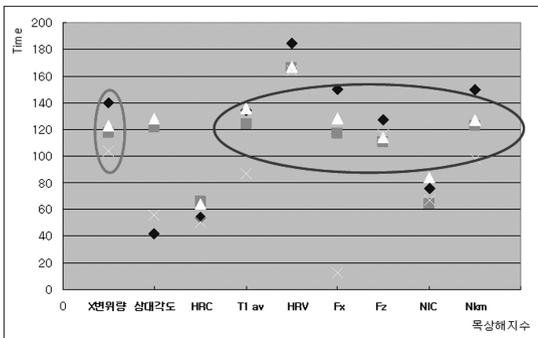


Fig. 9 Head-neck movement & neck injury criteria timing

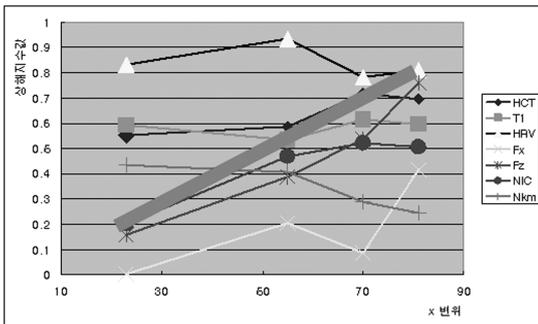


Fig. 10 Correlation with X direction and neck injury criteria

후 기

본 연구는 국토해양부의 교통체계효율화사업(과제번호 #06교통핵심 C01, “안전지향형 교통환경 개선 기술개발: 고령자친화형 자동차 안전성향상 기술개발”)과 “2008년 자동차안전기준 국제조화연구용역”에 의해 수행되었다.

References

- 1) EURO-NCAP Site, The Dynamic Assessment of Car Seat for Neck Injury Protection Testing Protocol, Ver.2.8, 2008.
- 2) B. Deng, P. C. Begeman, K. H. Yang, S. Tashman and A. I. King, “Kinematics of Human Cadaver Cervical Spine during Low Speed Rear-end Impacts,” 44th Stapp Car Crash Conference, 2000-01-S013, 2000.
- 3) A. Tencer, S. Mirza, D. Martin, V. Goodwin, R. Sackett and J. Schaefer, “Development of a Retro-Fit Anti-Whiplash Seat Cushion Based on Studies of Drivers and Human Volunteers,” 9th Injury Prevention Through Biomechanics Symposium, pp.39-45, 1999.
- 4) K. Ono, K. Kaneoka, A. Wittek and J. Kajzer, “Cervical Injury Mechanism Based on the Analysis of Human Cervical Vertebral Motion and Head-Neck-Torso Kinematics during Low Speed Rear Impacts,” Proc. of the 41st Stapp Car Crash Conference, SAE 973340, 1997.
- 5) 국토해양부, 자동차안전도평가지침등에 관한 규정, 2006.
- 6) M. Yaguchi, K. Ono, M. Kubota and F. Matsuoka, Comparison of Biofidelic Response to Rear Impact of the Head/Neck/Torso among Human Volunteers, PMHS, and Dummies, IRCOBI Conference, p.183, 2006.
- 7) Schmitt, Development of a Biofidelic Rear Impact Dummy, Denton ATD Crash Test Update Seminar, 2008.
- 8) O. Boström, M. Y. Svensson, H. A. Aldansson, Y. Haland, P. Lovsund, T. Seeman, A. Saljo, A. Suneson and T. Ortengrn, “A New Neck Injury Criterion Candidate Based on Injury Findings in the Cervical Spinal Ganglia after Experimental Neck Extension Trauma,” Proc. IRCOBI Conf., pp.123-136, 1996.
- 9) K.-U. Schmitt, M. H. Muser, F. H. Walz and P. F. Niederer, “Nkm - a Proposal for a Neck Protection Criterion for Low Speed Rear-end Impacts,” Traffic Injury Prevention, Vol.3, No.2, pp.117-126, 2002.
- 10) S. Kim, S. Shim, K. Yoon and M. Suh, “Comparison Head-Neck Movement and Neck Injury Criteria of BiRIDII in Rear-impact Sled Test,” Fall Conference Proceedings, KSAE, pp.1548-1553, 2008.