

컴퓨터 시뮬레이션 방법을 이용한 휠체어 탑재 차량의 전방/측방충돌 시 휠체어 탑승자의 위험도 분석

김성민¹, 이만표¹, 박성윤²

¹건국대학교 의료생명대학 의학공학부

²건국대학교 일반대학원 의학공학과

(Received October 9, 2006. November 30, 2006)

Analysis of Criteria Regarding Frontal and Side Impacts of Wheelchair Occupant in Vehicle by Computer Simulation Method

S. M. Kim¹, M. P. Lee¹, S. Y. Park²

¹Department of Biomedical Engineering, College of Biomedical & Health Science, Konkuk University

²Department of Biomedical Engineering, Graduate School, Konkuk University

Abstract

According to the IIHS (Insurance Institute for Highway Safety), side impacts are made up 30% of all accidents (reported 1998). In the case of auto accidents, head and neck injuries were most common as 58%, injuries to the body's trunk equaled 32%, and injuries to the abdomen were 21%. Therefore in this study, injury of wheelchair occupant in frontal and side impact of wheelchair loaded vehicle was analyzed using computer simulation method. The occupant was restrained at the rear of wheelchair by the lap belt. The detailed fixation and restrain conditions of the wheelchair occupant are referred to SAE J2249's recommendation. We estimated HIC(Head Injury Criteria) and HNIC (Head and Neck Injury Criteria) based on measured data.

Key words : wheelchair, safety, injury, MSC.adams, lifeMOD

1. 서 론

복지부의 통계를 따르면 우리나라의 2005년 장애인 수는 178만 명으로, 10명 중 9명은 교통사고나 산업재해 등으로 장애를 입은 후천성 장애인으로 보고되고 있다.

따라서 장애인의 정상생활 영위를 위한 이동권 확보가 사회적 인 문제로 대두되고 있으며, 일상생활에서의 휠체어 사용이나 휠체어의 차량탑승을 이용한 이동이 증가하는 추세이다. 하지만 휠체어는 차량탑승을 위해 설계된 것이 아니므로 안전성 확보에 어려움이 많은 실정이다. 국내의 휠체어 탑승자의 차량탑승에 있어서 안전성을 평가하는 기준은 전무한 실정이며, 국내 자체 평가는 거의 이루어지지 않는 편이다.

몇몇 외국의 자동차 회사들은 휠체어를 차량용 좌석 대신에 사용할 수 있도록 휠체어 고정장치와 탑승자의 안전벨트 시스템에

대한 표준을 개발하였고, 미표준협회/복미재활보조공학회는 휠체어의 차량좌석 사용에 대한 표준(ANSI/RESNA WC-19)을 2000년에 채택하였으며, 미국자동차공학회(SAE)는 1996년 휠체어 고정장치(WTORS)의 표준으로 J2249를 채택하였다.

이러한 표준안들은 고정장치의 설치를 위한 안내와 탑승자 보호장치의 사용법을 포함하고 있으며, 각 고정장치의 위치 및 방법에 대하여 설명하고 있다. 현재 휠체어 탑승자의 골반을 고정시키는 벨트는 차량바닥 또는 휠체어 후방에 고정하도록 되어있으며, 어깨벨트의 고정장치들은 차량 벽 혹은 천장에 상부 고정점을 두고, 하부 고정구는 골반 벨트 상에 위치한다. ANSI/RESNA WC-19는 차량에 이용할 휠체어에 있는 골반 고정장치의 추가를 제안하고 있다.

그러나 이러한 차량장착 고정장치는 휠체어 구조상 탑승자를 안전하게 보호할 수 없다. 팔걸이, 차폐막이나 다른 휠체어 구성품들은 효과적인 탑승자 보호에 필요한 벨트의 각도와 위치선정을 방해하는 요소가 될 수 있으며, 이로 인한 부적절한 랩벨트의 고정 은 전방충돌 시 탑승자의 장파열이나 요추손상을 초래할 수 있다.

마찬가지로 어깨벨트의 부적절한 위치는 충돌 후 차체표면에 2차 충돌을 일으키거나 흉부강조직의 내부손상을 일으킬 수 있는

Corresponding Author : Sung Min Kim
Department of Biomedical Engineering College of Biomedical & Health Science Konkuk University 322, Danwol-dong, Chungju-city, Chungcheong buk-do 380-701, Korea
Tel : 043-840-3761 / FAX : 043-851-7205
E-mail : smkim@kku.ac.kr

표 1. 휠체어 탑승자의 상해기준과 허용값

Table 1. Injury Criteria and Tolerance Values of Wheelchair and Occupant

상해기준	허용값	관련근거	
두부상해기준(HIC)	1000	FMVSS 208	
중부가속도(a)	60g		
Flexion 모멘트	190Nm	GM-IARV	
축인장력(Ftens)	1100N(45ms)		
목	압축력(Fcomp)		1100N(30ms)
			1100N(45ms)
	전단력(Fshear)		1500N(25ms) 3100N(0ms)
두부전방이동량(EXChead)	650mm	SAE J2249	
휠체어전방이동량(EXCwc)	200mm		
무릎전방이동량(EXCknee)	375mm		
휠체어/무릎이동량비(EXCwc/EXCknee)	1.1이하		

과도한 두부의 전방출림(Excursion)현상을 일으킨다.

두부 상해의 경우 뇌 손상의 위험이 있지만 두개골 등의 뼈로 인해 1차적인 충격이 완화되는 반면, 경부의 경우는 충격자체에 의한 경추 손상의 위험보다는 충돌 시 두부의 각도 변화에 따른 경추의 순간적인 각도 변화로 생기는 경추 탈골·골절이 훨씬 큰 위험으로 판단된다.

안전벨트는 차량의 바닥과 옆면에 고정되어 있는데, 차량충돌 시 안전벨트는 탑승자의 운동역학적 현상을 제어하게 된다. 안전벨트 시스템에 의한 탑승자의 구속을 위해서는 탑승자의 신체사이즈 등을 고려하여 조정되어야 한다. 만일 성인의 안전벨트 시스템에 어린아이가 탑승하게 되면 안전벨트 시스템으로 인한 또 다른 사고를 부를 수 있다.

전방충돌의 경우 여러 가지 운동학적 응답이나 생체 역학적 응답에 대해 정량적 표현으로 관련 규격이나 기준이 정립되어 있는 반면, 측방충돌의 경우

측정 가능한 데이터의 수에 비하여 평가할 수 있는 관련 규격이나 기준에 관한 정량적인 연구가 부족하여, 본 연구에서는 전방충돌의 안전성 평가방법으로 측방충돌의 안전성 평가 분석에 접근

하고자 한다.

본 연구는 휠체어의 전방과 측방 충돌 시 위험도 분석에 대한 시뮬레이션 방법의 가능성을 확인하기 위해 수행되었다. 재활공학 연구소에서 시행한 실험변수와 결과를 시뮬레이션을 통해 산출한 결과와 비교하는 방법을 사용하였다. 선행연구로 실험결과에 대한 위험도 분석을 이미 시행하여 발표한 바 있다. 시뮬레이션을 통한 평가 방법은 충돌실험 시 소요되는 경비의 경제적 절감 효과를 가져 올 것으로 예상되며, 다수의 시뮬레이션 결과를 통해 새로운 평가방법을 모색할 수 있을 것으로 판단된다.

따라서 본 연구에서는 휠체어의 전방/측방 충돌 시 차량에 탑승하는 휠체어 탑승자의 안전성을 평가하기 위해, 시뮬레이션을 이용하여 위험도 분석을 하고자 한다.

II. 연구방법

미국연방자동차안전규격(Federal Motor Vehicle Safety Standards, FMVSS 208)에 따른 두부상해지수를 근거로 실험 결과와 시뮬레이션 결과를 비교하였다. 표 1은 휠체어 탑승자의 동

표 2. 전방충돌 시 HIC결과

Table 2. HIC of frontal impact

	A_x	A_y	A_z	HIC
실험값(평균)	-	-	-	498.3
Simulation	9.56	57.21	18.78	435.35

표 3. 측방충돌 시 HPC와 HNIC 결과

Table 3. HPC and HNIC of side impact

	HPC	HNIC
실험값(평균)	737.49	118.4
Simulation	624.86	94.254

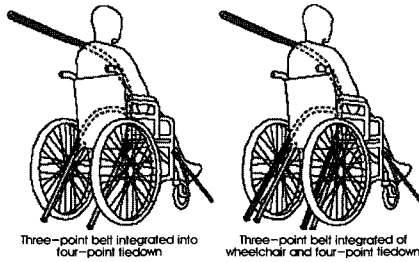


그림 1. 3포인트 벨트 시스템
Fig. 1. Illustration of three-point tie down

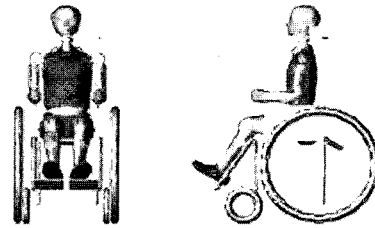


그림 2. 휠체어 탑승자 모델 구현
Fig. 2. Occupant model

작/운동역학적 응답에 대하여 FMVSS 208에 해당하는 두부상해 지수와 흉부가속도의 허용값을 나타내고 있다.

이 실험에 사용한 시뮬레이션 프로그램은 MSC.ADAMS 2005r2(MSC.Software, USA)이고, 인체형상을 불러들이기 위한 프로그램으로 BRG.LifeMOD 2005(Biomechanics Research Group, Inc, USA)를 사용하였다. MSC. ADAMS로 휠체어를 모델링한 후, LifeMOD 2005를 통하여 성인 남성 Hybrid III Dummy를 플러그인하여 휠체어 탑승자를 구현하였다.

이 실험에 사용한 시뮬레이션 프로그램은 MSC.ADAMS 2005r2 (MSC.Software, USA)이고, 인체형상을 불러들이기 위한 프로그램으로 BRG.LifeMOD 2005(Biomechanics Research Group, Inc, USA)를 사용하였다. MSC. ADAMS로 휠체어를 모델링한 후, LifeMOD 2005를 통하여 성인 남성 Hybrid III Dummy를 플러그인하여 휠체어 탑승자를 구현하였다.

III. 실험방법

휠체어는 미국자동차공학회(SAE J2249)에서 규정하고 있는 규격과 방법을 통하여 모델링을 하였으며, 더미를 구속하기 위한 안전벨트 시스템은 FMVSS 208, SAE J2249(그림 1), ANSI/RESNA WC-19에서 제안하고 있는 3점 고정 방식을 적용하여 구성하였다.(그림 2)

실제 사고 시의 차량과 같은 충돌 조건을 모사하기 위한 방법으로는 Pendulum test, Sled test, Vehicle test와 같은 다양한 방법이 사용되고 있으며, 각각의 장·단점이 있으나 본 연구에서는 재 활공학연구소에서 실시한 Sled test 결과를 사용하여 컴퓨터 시뮬레이션을 이용하여 휠체어의 전방과 측방 충돌에 따른 위험도 분석을 시행하였다.

휠체어는 경량 휠체어 중 가장 보편화 된 Standard 휠체어를 기준으로 하였으며, 탑승자의 고정은 휠체어 후방을 고정시킨 고정 벨트에 램벨트를 고정시킨 3점 고정방식을 사용하였고, SAE J2249에서 권고하는 WTORS 규격 방식을 사용하였다.

본 연구에서는 FMVSS에서 제안하는 충격펄스를 사용하였으며, 시뮬레이션은 Sled Test를 기본으로 하는 충돌시험을 기준으로 하였고, Sled Test의 충격펄스는 Sine 반파로 속도는 48km/h, 가속도 13g이었다.(그림 3)

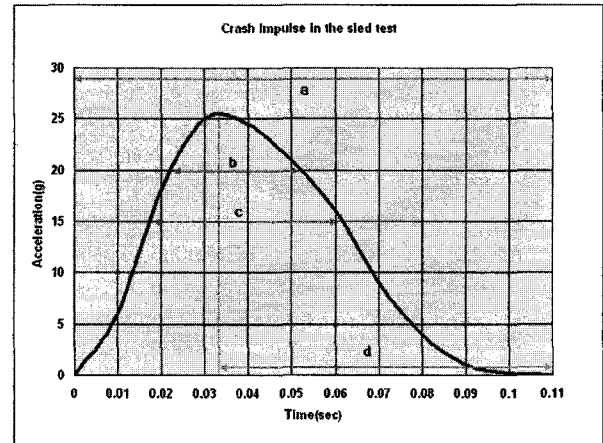


그림 3. 충격 펄스 모형(미국연방자동차안전규격 권고)

Fig. 3. Impact pulse in simulation method(suggested by FMVSS)

- a : acceleration and/or deceleration the impact sled and test set-up such that the processed sled acceleration and/or deceleration time pulse
- b : exceed 20g for a cumulative time period of at 15ms
- c : exceed 15g for a cumulative time period of at 40ms
- d : has a duration of at least 75ms from t0 to tf where t0 is the time at the beginning of the deceleration and tf indicates the time at the end of deceleration

전방충돌과 마찬가지로 측방충돌에서도 두부와 경추부의 움직임에 따라 HNIC(Head & Neck Injury Criteria)가 산출된다. HNIC는 두부와 경추의 상해도를 나타내는 변수로 측방충돌로 인한 경추의 각도변화에 의한 변수와 충돌시간에 의한 변수, 그리고 HPC(Head Performance Criterion)의 함수로 산출한다.

실험에서는 측방충돌로 인한 휠체어의 파손과 각 연결부의 훼손이 있었지만 시뮬레이션에서는 휠체어의 파손이 없다는 가정 하에 해석하였고, 신체의 운동역학적인 부분에만 초점을 두어 결과값을 산출하였다.

IV. 결 과

결과를 도출하기 위하여 MSC. ADAMS의 결과를 토대로 시뮬레이션 값을 산출해 냈고, 그 값들을 통해 휠체어 탑승자의 안전도를 해석하기 위한 방법으로 HIC(Head Injury Criteria)를 산출하

표 4. 슬레드 테스트(전방) 결과[2]

평가항목	시험번호	#1	#2	#3	#4	#5	#6
HIC (Head Injury Criteria)		466.5	105.8	197	128.5	427.5	574
Chest g[g]		46.8	45.6	47.3	44.5	48.4	47.1
Neck Injury	Fshear[N]	1326.9	693.7	784.7	712	1404	1728
	Ftens[N]	2040	1805	1931	1858	2003	1838
	Fcomp[N]	0	457	505	490	323	3059
	Mflex[Nm]	90.4	64.2	87.1	81.4	67.3	94.1
Sled Accel.	Acc. Max.[g]	22.3	23.2	23.7	23.5	23.8	23.7
	20g 지속시간[ms]	21	25	26	28	29	28
	15g 지속시간[ms]	41	43	44	46	47	45
Sled Vel.[km/h]		46.8	47	46.1	47.9	46.8	46.2

였다. HIC는 충돌 시 머리에 가해지는 충격을 정량화하여 머리의 위해도를 측정하는 기준으로 사용된다.

HIC를 측정함으로써 가장 크게 손상을 입는 두부와 경추, 흉부 중 두부와 경추의 손상을 정량적으로 측정할 수 있다.

실제 시행한 6 차례의 실험(표 4) 중 시뮬레이션과 동일한 조건, 즉 탑승자의 이탈이 일어나지 않으며 경량휠체어를 사용한 1차, 탑승자의 이탈이 일어나지 않으며 안전벨트의 고정방법이 동일한 5차, 6차 실험 평균 HIC 는 498.3로 허용값 1000을 넘지 않는다.

시뮬레이션 값은 435.35로 실험값과 허용값을 비교했을 때 6.3%의 차이가 나는 것을 확인할 수 있었다.

충돌 시 경추부의 움직임은 두부의 움직임의 영향을 크게 받는데, 이때 각 부위에 걸리는 각가속도는 경부에서 더 크게 나타난다. 이것은 측방충돌에 의해 경부의 상해가 더 크다는 것을 의미한다. 이에 따라 충돌에 의해 일어나는 경추부의 관성으로 인한 변수와 HPC를 곱하여 HNIC를 산출한다.(표 3)

그림 4, 5은 측방 충돌 시 두부와 경부의 각과 각가속도에 대한

그래프이다. 충돌 시 일어나는 두부의 각가속도보다 경부에서의 각가속도가 큰 것으로 나타났다. 이 결과 측방 충돌 시 두부의 위험도보다 경부에서의 위해도가 훨씬 더 크다는 것을 알 수 있었다.

실험값과 시뮬레이션 값을 그림 6에 나타냈다.

측방 충돌의 위해도를 결정하는 HNIC는 시뮬레이션의 조건과 동일한 1차, 5차, 6차의 평균값과 약 90%의 일치치를 보인다. 여러 차례의 실험을 통해 얻은 평균값은 약 84.3이고 시뮬레이션 값은 94.3이다. 실제 실험에서 주요 변수들의 조합을 통해 얻은 시뮬레이션 값은 위해도가 약 10이 크게 나왔고, 기존 전방충돌에서 기준으로 하는 허용값 1000으로 측방충돌을 평가할 때 약 0.1%의 오차가 발생한다.

V. 고 찰

본 연구의 컴퓨터 시뮬레이션을 이용한 충돌 시뮬레이션은 두부와 경부를 중심으로 전방충돌에서는 HIC, 측방충돌에서는

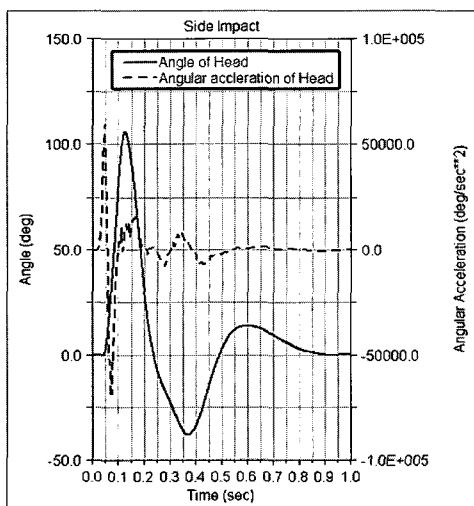


그림 4. 측방충돌 시 두부에서의 각과 가속도 결과
Fig. 4. Results of sice impact at head

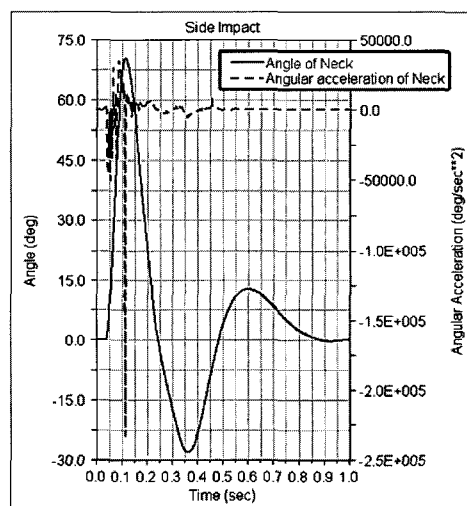


그림 5. 측방충돌 시 경부에서의 각과 가속도 결과
Fig. 5. Results of side impact at cervical spine

HNIC를 정량화 하여 휠체어 탑승자의 상해도를 분석하였다. 해석과 실험 평균값은 약 12.6%의 오차가 나는데, 이것은 실제 실험 값들도 휠체어의 고정 및 장비의 사용에 따라 크게는 18%의 차이를 보이므로 시뮬레이션의 변수 입력 시 변수조합의 차이로 발생하는 오차라고 판단된다.

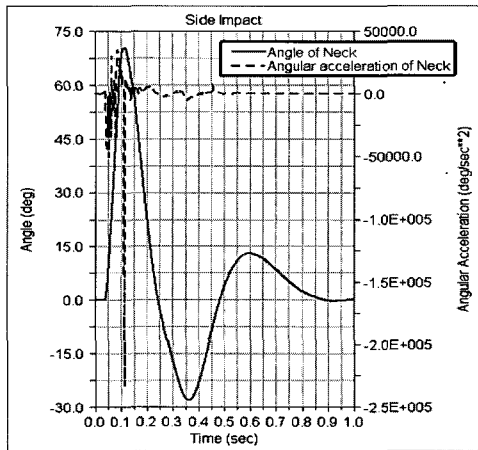


그림 6. 측방 충돌 시 HNIC 결과
Fig. 6. HNIC of side impact

시뮬레이션에서는 동양인 성인남성을 dummy로 사용하였다. 하지만 성인남성 뿐만이 아니라 여성과 아이의 체형에 맞는 안전벨트의 고정구 위치의 수정이 필요할 것으로 판단된다. 안전벨트의 고정 위치는 탑승자를 충격을 완충시키는데 가장 큰 변수이며, 신체조건에 맞지 않는 고정구의 위치는 2차적인 사고를 불러일으킬 수 있으므로 탑승자에 따라 유동적으로 고정할 수 있어야 한다.

현재 사용 중인 3점 고정방식의 안전벨트 시스템은 전방충돌에서는 탑승자의 이탈이나 벨트에 의한 상해를 최소화 할 수 있는 시스템으로 판단되지만, 측방 충돌에서는 탑승자의 이탈 등 그 외의 충돌상황에 따라 다수의 위험에 노출되는 시스템으로 평가되고 있다. 안전벨트 시스템은 신체구조에 맞도록 3점 고정방식에서 랩 벨트 위치의 수정과 측방충돌 시 상부 벨트가 충돌 순간에 상체에 작용되는 관성의 상당부분을 막아줄 수 있는 4점 고정 방식의 도입으로 탑승자의 위해도를 줄일 수 있을 것이다.

또한 측방충돌 시 발생할 수 있는 두부의 차체에 의한 2차 충돌을 대비하여 차량 측면의 에어백 시스템의 도입과 관련하여 국외에서는 측방충돌에 관한 연구가 진행되고 있다.

VI. 결 론

차량 충돌 실험의 안전성을 평가하기 위한 여러 가지 프로토콜이 규정되고 있지만, 전방충돌보다 측방충돌의 발생건수가 높은 우리나라에서 뿐만 아니라 국외에서도 현재까지 측방 충돌에 대한 정량적인 프로토콜은 정립되지 않은 상태이다. 시뮬레이션 방법을 이용하여 차량의 전방 및 측방 충돌 실험을 함으로써 경

제적 비용을 최소화 하고, 더 나아가 충돌에 의한 정확한 데이터를 얻음으로 안전성 평가를 하기 위한 프로토콜의 방향을 제시할 수 있을 것이다.

VII. 향후 연구 과제

컴퓨터를 이용하여 정확한 안전성 평가를 하기 위해서는 구현하고자 하는 모델의 정확한 모델링과 다양한 변수들을 고려하여 입력해야 한다. 본 연구에서는 휠체어 파손을 고려하지 않은 점에서 휠체어에 대한 구조해석을 병행해야 할 것이다. 휠체어의 파손에 따른 위해도의 차이는 보다 정확한 결과를 얻기 위해 고려해야 할 환경변수이기 때문에 휠체어의 구조 해석은 보다 정확하게 안전성 평가를 할 수 있는 보완방법이다.

후 기

본 연구는 재할공학연구소의 충돌실험 결과를 이용하였으며 연구소 관계자 여러분께 사의를 표합니다.

참고문헌

- [1] Ministry of Health and Welfare, 2005 Registration of Status Physically Handicapped Person, 2005.
- [2] SAE, SAE J2249, Wheelchair Tiedown and Occupant Restraint Systems for Use in Motor Vehicles, Society of Automotive Engineers(SAE), 1999.
- [3] S.M.Kim, S.J.Kim, T.G.Kang, B.H.Jun, K.H.Kim, M.S.Moon, "A Safety Assessment by Risk Analysis Method on Wheelchair Occupant in Frontal & Side Impact of Wheelchair Loaded Vehicle," *Journal of the Korean Society of Precision Engineering*, vol. 21, no. 6, 2004.
- [4] DOT, FMVSS "crash protection systems", Department Of Transportation(DOT), 49CFR part 571.208, Department of transportation, 1993.
- [5] Baudrit, Pascal., Domont, Alian., Trosseille, Xavier., Tarriere, Claude., "Influence of test conditions on protection criteria in side impact," *SAE paper*, no.962420, pp.1813-1818, 1996.
- [6] Andrew Morris, Ahamedali Hassan, Murray Mackay and Julian Hill, "Head injuries in lateral impact collisions," *Accident Analysis & Prevention*, vol. 27, issue 6, pp749-756, 1995.
- [7] Dagmar G.Buzeman, David C.Viano, Per Lövsund, "Car occupant safety in frontal crashes : A parameter study of vehicle mass, impact speed, and inherent vehicle protection," *Accident Analysis & Prevention*, vol.31, no.6, pp.713-722, 1998.
- [8] Narayan Yoganandan, Frank A. Pintar, Vrian D. Steper, Thomas A.Gennarelli, John A. Weigelt, "Biomechanics of side impact : Injury criteria, aging occupants, and airbag technology," *Journal of Biomechanics*, accepted 5 january 2006.
- [9] Narayan Yoganandan, Frank A. Pintar, "Responses of side impact dummies in sled tests," *Accident Analysis and Prevention*, vol. 37, pp.495-503, 2005.
- [10] Road Traffic Safety Authority, *Study of Traffic Accident*, National Police Agency, 2006.