

< 논문 >

## 시뮬레이션 기법을 이용한 차량내 전동휠체어 탑승자의 전방 충돌시 안전에 관한 연구

이영신<sup>†</sup> · 이기두\* · 임현균\*\*

(2005년 7월 14일 접수, 2005년 9월 27일 심사완료)

### The Safety Assessment of Wheelchair Occupants in Road Passenger Vehicles with the Frontal Crash: a Computer Simulation

Young-Shin Lee, Ki-Du Lee and Hyun Kyoon Lim

**Key Words** : Frontal Crash(전방 충돌), Injury Criteria(상해 지수), Wheelchair Restraint(휠체어 구속)

#### Abstract

With increasing need of transportation services for people with disabilities and the aged, wheelchairs are used as their assistive devices to participate in daily and recreational activities and as seats of motor vehicle. However, as wheelchairs are primarily designed for mobility assistive devices, not for vehicle seats, wheelchair users may experience serious injury when they meet car crashes. To date, neither engineering guidance for a wheelchair mounting system on the vehicle floor nor safety assessment analysis by a car crash has been studied for the domestic users. In this paper, in accordance with the ANSI/RESNA WC-19, a fixed vehicle mounted wheelchair occupant restraint system (FWORS), wheelchair integrated restraint system (WIRS), and wheelchair integrated x-bend restraint system (WIXRS) subjected to frontal impact (20 g, 48 km/h) were analyzed using computer simulations for domestic users. We present surrogate wheelchair occupant safety by head injury criteria (HIC), motion criteria (MC), and combined injury criteria (CIC).

#### 1. 서 론

우리나라의 2000년 65세 이상 고령자의 수는 400만 명에 이르고 있으며, 앞으로 25년간 고령자 인구는 세계적으로 유례없이 급속하게 증가할 것으로 예상된다.<sup>(1)</sup> 또한 2005년도 복지부 장애인 정책과의 통계에 따르면 국가 등록 장애인

수가 165만 명에 이르는 것으로 나타났다. 선진국의 경우 전체 인구의 20 %까지를 장애 출현 가능 비율로 보고 있음을 고려하면, 국내의 5 %로 등록되어 있는 장애인 수는 앞으로 지속적인 증가가 예상된다. 이러한 추세에 더불어 고령자 및 장애인들의 정상생활 영위를 위한 이동권 확보가 사회적인 문제로 대두되고 있다. 여러 선진국들은 이미 법령으로 고령자와 장애인들이 정상인과 동등하게 생활하며 활동할 수 있도록 이동성과 안전성을 향상시키는 대책들을 마련하여 왔고, 일상 생활에서 휠체어 탑승자도 차량을 통한 이동이 원활할 수 있도록 방안을 마련해 놓고 있다. 미국을 비롯한 선진국에서는 휠체어 및 차량의 설계

† 책임저자, 회원, 충남대학교 기계설계공학과

E-mail : leeys@cnu.ac.kr

TEL : (042)821-6644 FAX : (042)821-8906

\* 충남대학교 대학원 기계설계공학과

\*\* 한국표준과학연구원 생체자기계측센터

조건 및 휠체어동승 차량탑승자에 대한 안전성 평가기준을 확립하기 위한 많은 연구<sup>(2,3)</sup>가 수행되어져 있으나, 국내의 경우 관련 연구<sup>(4)</sup>가 활발하지 못한 상태이고, 유사연구로 차량충돌시 인체거동<sup>(5)</sup> 및 사격시 인체충격거동<sup>(6)</sup> 등이 진행되었다.

휠체어 사용자가 차량으로 탑승하는 방법은 자동차 좌석으로 자리를 이동하여 탑승하는 경우와 직접 휠체어를 탄 채 차량에 탑승하는 두 경우가 있다. 전자의 경우 차량 탑승자와 차이가 없으나, 후자의 경우 휠체어를 직접 차량 바닥에 고정시키게 되고, 휠체어는 차량용 좌석의 역할을 하게 된다. 차량용 좌석과 안전벨트는 충돌에 대한 탑승자의 거동과 안전을 예측하여 운전자 및 탑승자를 보호 할 수 있도록 설계되는데, 지상 이동을 주 목적으로 설계되어져 있는 휠체어를 자동차용 좌석처럼 사용하는 경우 차량용 좌석과 동일한 수준의 탑승자 안전을 보장받지 못하게 된다.

몇몇 외국의 자동차회사들은 휠체어를 차량용 좌석으로 대용할 수 있도록 휠체어 고정장치와 탑승자 안전벨트 시스템에 대해서 자체 표준을 개발하였고, 미국 자동차공학회(SAE)는 1996년 휠체어 및 탑승자 고정장치 표준(SAE J2249)<sup>(7)</sup>을, 미 표준협회/북미재활공학회는 2000년 휠체어의 차량 좌석 사용에 대한 표준(ANSI/RESNA WC-19)<sup>(8)</sup>을 채택하였다.

이러한 표준안들은 고정장치의 설치 및 탑승자 보호장치의 사용방법 등을 포함하고 있다.

Fig. 1은 WC-19에서 정의하고 있는, 휠체어 전방충격 시험(20 g, 48k m/h)을 위한 전형적인 4점

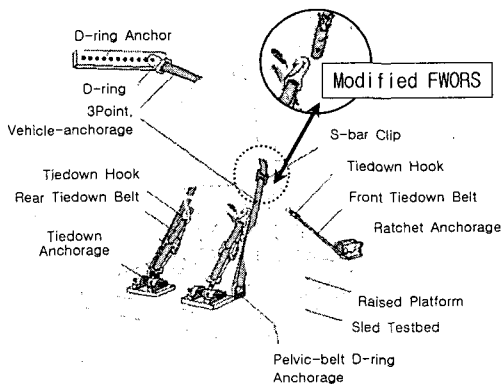


Fig. 1 Drawing of 4-point tie-down and 3-point restraint system(FWORS)<sup>(8)</sup>

지면 고정과 차량구조를 이용한 3점 탑승자 구속 방법(Fixed Vehicle Mounted Wheelchair Occupant Restraint System; FWORS)을 나타내고 있다.

그림과 같이, 현재는 휠체어 탑승자의 골반을 고정시키는 벨트를 차량의 바닥이나 휠체어 후방에 고정시키도록 되어 있으며, 어깨벨트의 고정장치는 차량의 벽 상부 또는 천정에 위치시키는 것이 일반적이다.

Fig. 2는 3점 지지에 의한 휠체어 탑승자 구속시에 골반 및 흉부 벨트가 이루는 각과 접촉위치를 나타내고 있다. 그림에서 골반의 벨트 고정각은 허리 수평면에서 45~75°가 적절하며, 필요시 35~75°까지 허용하고 있음을 보이고 있다. 흉부 벨트는, 벨트의 중심선과 수평선이 이루는 각이 55°일 때 최적이며, 접촉면적은 152×102 mm가 되도록 요구하고 있다.<sup>(8)</sup>

그러나 차량에 부착되는 어깨 상부 고정장치의 장착위치 선정은 창문, 좌석의 위치 및 차량의 구조적 강도 등을 동시에 고려하여 선정해야 하기 때문에 최적의 위치 선정에 어려움이 많다.

또한 상부고정 장치의 위치가 고정되어 있는 경우, 성인과 어린이의 신체적 차이에 의해 흉부의 벨트 착용시 요구되는 흉부의 접촉각도 및 위치를 일치시키는 것이 어렵다. 따라서 사용 중에는 불편하고, 사고 시에는 부상의 정도를 줄이지 못하거나, 더 큰 부상을 발생시키기도 한다.<sup>(2)</sup>

차량바닥에 고정되는 랩벨트도 휠체어 구조상 탑승자를 안전하게 보호하지 못하는 경우가 종종 발생하게 된다. 팔걸이와 차폐막, 혹은 다른 휠체어 구성품들은 효과적으로 탑승자를 보호하는데 필요한 벨트의 각도와 위치 선정을 방해하는 요소가 될 수 있다. 더욱이 부적절한 랩벨트의 사용은 전방 충돌시 장 파열이나 요추손상을 초래할 수도 있다. 부적절한 위치의 어깨벨트는 전방충돌 후 차량 내부의 구성품 표면과 2차 충돌을 일으키거나 흉부강 조직의 내부손상을 일으킬 수 있는 과도한 두부의 전방 쏠림현상을 유발시키는 것으로 알려져 있다.<sup>(2)</sup>

본 연구에서는 시뮬레이션 기법을 이용하여, 차량이용중 휠체어를 차량용 좌석으로 이용하는 탑승자의 전방 충돌시 안전성을 평가하기 위하여, 벨트를 사용하지 않는 모델(Without Restraint; WOR), 랩벨트만을 이용한 고정 모델(Only Lap Belt Restraint; OLBR)에 대한 분석을 수행하였고,

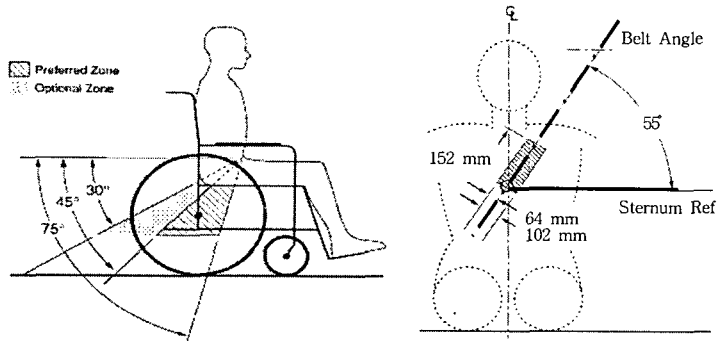


Fig. 2 Zones of angles for pelvic restraints and shoulder belt on the torso<sup>(8)</sup>

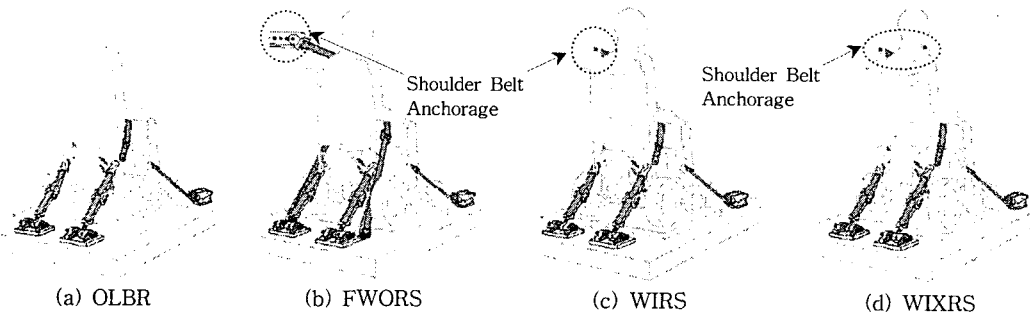


Fig. 3 Rear oblique view drawing of surrogate tie-down and restraint method<sup>(8)</sup>

차량구조를 이용한 3점 구속(FWORS), Fig. 3에 도시된 것과 같이 벨트착용의 효율성을 고려한, 휠체어 후방 구조를 이용한 3점 구속방법(Wheelchair Integrated Restraint System; WIRS)<sup>(2,3)</sup> 및 4점 구속방법(Wheelchair Integrated X-bend Restraint System; WIXRS)<sup>(9)</sup>을 이용, 차량에 구속되는 탑승자에 대하여 운동학적 응답과 생체역학적 하중 조건을 기반으로 위험도를 평가하였다.

또한 시험에서 표현하기 어려운 경계조건 변화에 대해 위험도가 어떻게 표현되는지 시뮬레이션 기법을 이용하여 고찰하였다.

## 2. 연구 방법

### 2.1 감속도 모델링

슬래드 시뮬레이션을 위해 사용된 하중 조건은 WC-19에서 제안한 20 g(48 km/h)로, Fig. 4에 충돌 감속도 크기에 대한 시험 요구조건 및 본 시뮬레이션에서 사용된 3가지의 감속도 크기를 나타내었다.

최대 감속도와 최소 감속도 요구조건 사이에

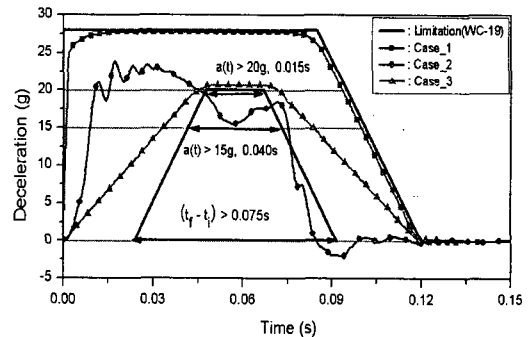


Fig. 4 Deceleration versus time requirement of WC-19 and reference<sup>(3)</sup>

는 많은 차이(감속도 크기 8 g, 감속도 지속 시간 0.07 s)가 있으며, 정밀한 시험장치 구성의 어려움 때문에 최대, 최소 감속도 차이에 의한 충돌거동 변화를 시험을 통하여 검토하는 것은 불가능하고, 따라서 시뮬레이션을 통한 검토가 필요하다.

감속도 차이에 따른 충돌거동 변화를 고찰하기 위하여 최대 감속도의 변화에 대해서는 Case\_1 모델로, 시험결과<sup>(3)</sup>에서 획득한 데이터를 기준으로

한 감소도에 대해서는 Case\_2 모델로 표현하였다. 또한 최소 요구조건을 모사하기 위해 Case\_3으로 감소도를 나타내었다.

2.2 인체 및 휠체어 모델링

차량내 휠체어 탑승자의 인체모델링은 상용프로그램인 LifeMod<sup>(10)</sup>에서 제공되는 50th % 성인 (1750 mm, 76 kg) hybrid III 더미인체를 19개의 체절 및 118개의 근육으로 구성하였다. 동력학 해석프로그램인 MSC/ADAMS에서 시험용 휠체어의 체원(85 kg)<sup>(8)</sup>을 모사하고, 생성된 인체모델에 적용하여 슬래드 충돌 시험을 모사하였다. 벨트 및 휠체어 고정 줄은 압축에는 낮은 강성, 인장에는 높은 강성을, 식 (1)과 같이 변위(x, mm)에 대한 하중(y, Newton) 크기로 입력하여 실제 상황이 모사되도록 하였으며, 지면과 휠체어 및 탑승자의 동적 거동을 고찰하기 위하여 타이어의 장착상태를 모사하였다(Fig. 5).

$$y = 1.4583E 7 + (2 \times 2.5744E 7 / \pi) \times (1.1239 / (4 \times (x - 71.104)^2 + 1.1239^2)) \quad (1)$$

휠체어는 강체로 고려하여 하중에 따른 변형이 발생하지 않는 것으로 모사하였다.

2.3 탑승자의 위험도 분석

차량 충돌시 휠체어 탑승자의 안전성평가를 위한 다양한 방법들 중 본 연구에서는 운동학적 응답과 생체역학적 하중을 기반으로 위험도를 평가하였다.

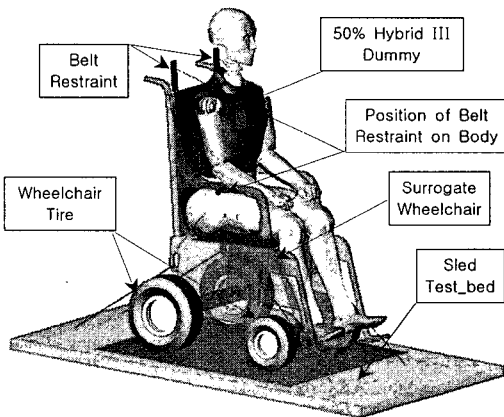


Fig. 5 Sled impact simulation setup of a WIXRS

Table 1에 휠체어 탑승자의 운동과 생체 역학적 응답에 대하여 해외 규격을 근거로 인체 및 휠체어의 상해기준 및 허용치를 나타내었다.

두부상해기준(Head Injury Criteria, HIC) 및 흉부 가속도(a)의 크기는 미연방 자동차 안전규격을 적용하였다. 이때 고려한 두부상해기준은 36 ms보다 짧은 두 시간( $t_1 < t_2$ ) 사이 머리중심에 발생하는 가속도의 적분 값으로, 식 (2)와 같으며 1000보다 작은 값이 표현될 때 안전한 것으로 판단한다.

$$HIC_{36} = \max \left[ \frac{1}{(t_2 - t_1)} \int_{t_1}^{t_2} a \, dt \right]^{2.5} (t_2 - t_1) \quad (2)$$

휠체어 탑승자의 전방 충돌시 머리, 휠체어, 무릎의 전방 이동량에 의한 차량구조물과 2차 충돌에 대한 위험도를 정량화시키기 위하여 자동차공학회의 J2249에서 제안한 동작기준지수(Motion Criteria, MC)를 적용하였으며, 이는 식 (3)과 같다.

$$MC = 0.25 (Exc_{head}/650) + 0.25 (Exc_{knee}/375) + 0.25 (Exc_{wc}/200) + 0.25 [(Exc_{wc}/Exc_{knee})/1.1] \quad (3)$$

수식에서 사용된 변수의 제한 값들은 Table 1에 나타나 있다.

Table 1 Injury and kinematic motion criteria<sup>(3)</sup>

Parameter Name	Variable	Allowable Limit	Reference	
Head Injury Criteria	<i>HIC</i>	1000, 36 ms	FMVSS	
Chest Acceleration	<i>a<sub>chest</sub></i>	60 g		
N e c k	Flexion Moment	<i>M<sub>flex</sub></i>	190 Nm	GM-IARV
	Axial Tension	<i>F<sub>tens</sub></i>	3.22 kN, 0 ms 2.90 kN, 35 ms 1.10 kN, 45 ms	
	Axial Compression	<i>F<sub>comp</sub></i>	4.00 kN, 0 ms 1.10 kN, 30 ms	
	Fore-aft Shear	<i>F<sub>shear</sub></i>	3.10 kN, 0 ms 1.50 kN, 25 ms 1.10 kN, 45 ms	
Head Excursion	<i>Exc<sub>head</sub></i>	650 mm	SAE J2249	
Knee Excursion	<i>Exc<sub>knee</sub></i>	375 mm		
Wheelchair Excursion	<i>Exc<sub>wc</sub></i>	200 mm		
WC/Knee Excursion Ratio	<i>Exc<sub>wc</sub> / Exc<sub>knee</sub></i>	< 1.1		

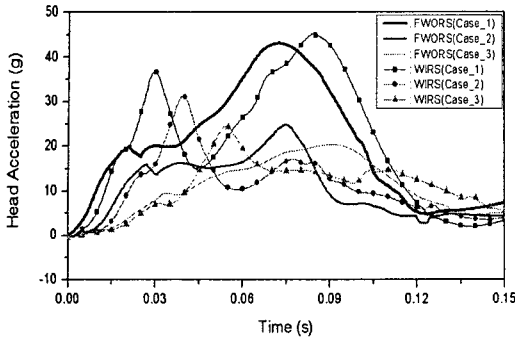


Fig. 6 Head acceleration during frontal impact deceleration for FWORS and WIRS

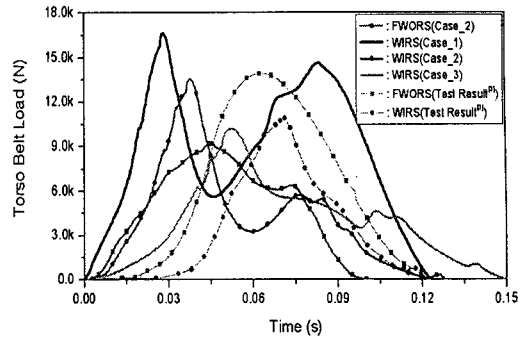


Fig. 7 Upper torso restraint load during frontal impact deceleration for FWORS and WIRS

복합상해기준지수(Combined Injury Criteria, CIC)란 미연방 자동차안전규격 및 제너럴모터스사에서 두부, 목, 흉부의 측정값을 허용치와 비교하여 생체역학적 허용수준을 판단하기 위하여 제안한 위험도 측정방법으로, 두부, 목, 흉부의 위험도 가중치는 각각 53, 18, 29 %이고, 식 (4)와 같다. 한편 동작지수 및 복합상해기준지수는 0과 1 사이의 값을 가지며, 높을수록 큰 상해를 나타낸다.

$$CIC = 0.53(HIC/1000)_{head} + 0.18/4(F_{tens}/1100 + F_{comp}/1100 + F_{shear}/1100 + M_{flex}/190)_{neck} + 0.29(a/60)_{chest} \quad (4)$$

### 3. 연구 결과

#### 3.1 휠체어 및 탑승자의 충돌 거동

세 가지 감속도 상황에서 머리에 발생하는 가속도의 크기를 차량구조를 이용한 3점 고정과 휠체어를 이용한 3점 구속의 경우에 대하여 나타내었다(Fig. 6).

Fig. 6에서 FWORS(case\_1)는 미표준협회/북미제 활공학회에서 제안하는 차량의 바닥 및 측면을 이용하는 3점 구속 상태에서, Fig. 4에 표현된 가장 큰 감속도(Case\_1)를 받게 되는 경우의 거동을 나타내고 있다. 또한 WIRS(case\_3)는 등받이 상단 한쪽부분에 고정점을 두고 이와 휠체어 후방 측면의 랩벨트 구속점을 이용한 3점 구속 상태에서 가장 낮은 감속도(Case\_3)를 받을 때의 거동을 나타낸다. 감속도는 요구조건(WC-19)을 만족하지만 정의하는 방법에 따라 두부에서 발생하는 가속도의 차이는 휠체어를 이용한 3점구속의 경우 두

배(Case\_1 : 45 g, Case\_3 : 23 g) 정도 차이가 나타나고 있으며, 시간에 따른 머리의 가속도 거동도 다르게 표현되고 있음을 알 수 있다. 따라서 정확한 시험결과를 표현하기 위해서는 사용되는 감속도의 형태 및 크기에 관해서 세밀한 정의가 요구됨을 알 수 있다.

한편 휠체어를 이용한 3점구속의 경우 인체 구속이 더 강하게 작용되고, 따라서 차량구조를 이용한 3점 고정보다 빨리 최고점에 이르며, 빠른 후속 거동이 발생하는 것으로 나타나고 있다.

Fig. 7은 어깨 고정끈에 걸리는 하중의 크기를 나타내고 있다. 휠체어를 이용한 3점구속의 경우 감속도의 크기에 따라 어깨고정 끈에 걸리는 하중의 크기가 달라지며(16.5, 13.5, 10.5 kN) 운동의 거동도 서로 다름을 알 수 있다.

한편 그림에는 시험 결과<sup>(3)</sup>가 함께 도시 되었는데 시험의 결과가 시뮬레이션의 결과보다 늦게(FWORS : 0.03, WIRS : 0.04 s) 하중의 최고점에 이르는 것으로 표현되어 있다. 이는 시뮬레이션에서 휠체어를 강체로 모델링하여, 탄성변형을 고려하지 않았기 때문으로 판단된다.

하중의 크기는 차량구조를 이용한 고정의 경우 시험에서 크게(40 %), 휠체어를 이용한 구속의 경우 시뮬레이션 결과가 더 크게(30 %) 표현되었다.

Fig. 8은 작용 감속도에 따라 휠체어 후방 지면 고정 벨트에 발생하는 하중의 크기를 나타내고 있다. 충돌 감속도의 크기에 따라 휠체어 좌측 후방을 지면과 고정시키는 끈에 작용하는 하중의 크기에 차이가(FWORS : 38, 25, 24 kN) 있다.

시험의 결과가 시뮬레이션의 결과보다 최고의 하중점에 늦게 도달하는 것으로 표현되고 있는데,

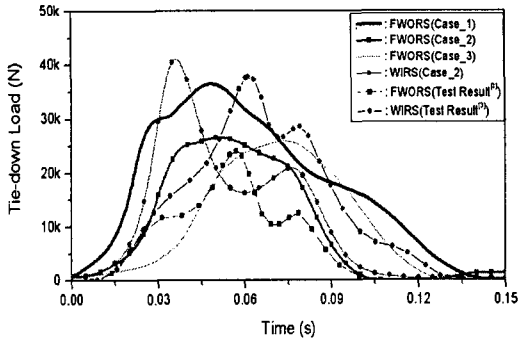


Fig. 8 Rear wheelchair tie-down load during frontal impact deceleration for FWORS and WIRS

이는 앞에서 언급한 것과 같이 시험과 시뮬레이션에서 고정줄의 느슨함 정도 및 초기 더미의 장착위치 등과 같은 조건의 차이 및 강체로 고려된 휠체어의 거동 때문에 하중전달에 시간 지연 현상이 나타난 것으로 판단된다. 차량구조를 이용한 3점 고정경의 경우, 지면 고정 끈과 허리벨트가 동시에 지면에 고정되고 따라서 지면고정 끈에 걸리는 하중은 휠체어를 이용한 3점 구속에 비해 작은(40%)것으로 나타나고 있다.

Fig. 9는 벨트를 사용하지 않은 경우, 램벨트만 한 경우, 차량구조를 이용한 3점 고정, 휠체어를 이용한 3점, 4점 구속방법에 대하여 case\_2를 이용한 시뮬레이션 결과를 시간 0.0, 0.04, 0.08, 0.12, 0.16, 및 0.20 s에서의 상태를 나타내고 있다.

Belt Time	Without Restraint	OLBR	FWORS	WIRS	WIXRS
0.00 s					
0.04 s					
0.08 s					
0.12 s					
0.16 s					
0.20 s					

Fig. 9 Sled impact simulation picture of WOR, OLBR, FWORS, WIRS, and WIXRS scenarios under case\_2 Deceleration

사고 발생시 큰 충격 감속도를 받게 되는 항공기 조종사들의 안전을 위하여 일반적으로 사용되고 있는 4점 구속 방법<sup>9)</sup>을 휠체어 탑승자의 안전을 향상시키기 위한 방법으로 본 연구에 적용하였다.

벨트를 이용하지 않는 경우, WC-19 규정에서 요구하는, 휠체어 중심으로부터 전방 1.35 m의 탑승안전거리를 넘어 벽에 충돌하는 거동을 보이고 있다.

그림에서 어깨 벨트를 하지 않는 경우 허리 굴곡에 의한 상당한 전방쏠림이 발생하고 있음을 알 수 있고, 허리 신전시 목의 큰 굴곡현상이 0.16 s 부근에 발생함을 볼 수 있다.

차량구조를 이용한 3점 고정 의 경우 충돌거동 초반(0.03 ~ 0.1 ms)에 휠체어의 후방쏠림에 의해 전방의 타이어가 지면과 분리되는 현상을 보이고 있다. 이는 초기 허리부분의 급속한 굴곡을 유발시키며, 다리의 신전 운동을 크게 하는 요인이 된다. 또한 휠체어의 후방쏠림은 휠체어와 하지의 상부가 분리되는 현상을 유발시키는 것으로 표현되고 있다. 어깨의 비대칭적 구속 조건에 의해 머리, 목 및 상체의 비틀림 운동이 유발되며, 충돌 후반에 좌우 상지의 비대칭 거동을 유발하는 것으로 나타나 있다.

휠체어를 이용한 3점 구속에 비해 4점 구속에서의 거동이 전반적으로 안정성이 있어 보이며, 대칭적 거동을 보이고 있다. 한편 휠체어를 이용한 4점 구속방법이 3점 구속에 비해 머리의 전방쏠림량이 적게 표현되고 있으나, 어깨부분이 견고하게 구속되기 때문에 전방쏠림이후 후방으로의 굴곡현상이 빨리 이루어짐을 볼 수 있다.

본 연구에서는 휠체어를 강제로 고려하여 해석을 수행하였는데, 휠체어의 탄성변형을 고려하는 경우 휠체어를 이용한 3점구속 및 휠체어를 이용한 4점 구속방법의 거동은 약간의 시간지연 거동이 발생할 것으로 판단된다.

Fig. 10은 충돌 거동 중 머리 측면으로 걸리는 가속도를 세 가지 벨트 방법(FWORS, WIRS, WIXRS)에 대하여 표현하였다.

사용된 감속도는 case\_2이며, 결과에서 한쪽만을 고정하는 차량구조를 이용한 3점 고정 및 휠체어를 이용한 3점구속에 비해, 대칭으로 고정되는 4점 구속방법의 경우가 머리에 작용하는 측면 가속도의 크기가 작게 표현되었다.

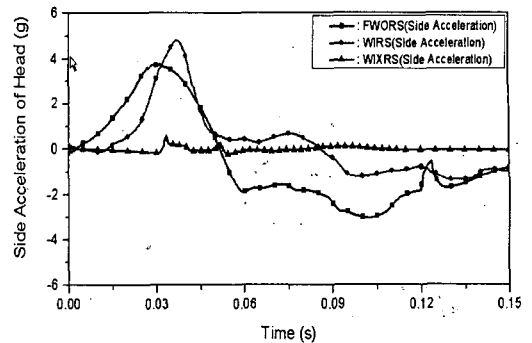


Fig. 10 Side acceleration of head for FWORS, WIRS and WIXRS

### 3.2 위험도 지수 계산결과

본 연구에서는 안전성평가를 위해 미연방 자동차 안전규격에서 요구하는 두부상해기준, 흉부가 속도의 크기, SAE J2249에서 제안한 동작기준지수를 검토하였으며, 생체역학적 허용수준을 판단하기 위하여 복합상해기준지수를 적용하였다.

각각의 지수는 랩벨트만을 한 경우, 차량구조를 이용한 3점 고정방법, 휠체어를 이용한 3점구속방법 및 항공기 조종사들에게 널리 사용되는 4점 구속방법에 대해서 여러 가지 충돌 감속도를 고려하였으며, 결과는 Table 2에 표현되어 있다.

표의 지수중 목에 작용되는 하중들은 시뮬레이션에 사용된 더미의 두부 질량 및 각 방향 가속도 크기를 이용하여 환산되었다.

랩벨트만을 한 고정방법을 제외한 모든 구속 및 충돌 상황에서 각각의 기준들을 만족하는 것으로 나타났고, 랩벨트만을 한 경우 단지 두부의 전방 이동량 요구조건을 만족하지 못하는 것으로 표현되었다.

랩벨트만을 한 경우, 다른 경우에 비해 극심한 운동 형태를 보이고 있으나, 두부손상지수, 동작지수 및 복합상해지수 모두 요구조건을 만족하고 있으며, 다른 구속 조건과 큰 차이가 없는 것으로 표현되고 있는데, 보다 정확한 충돌 거동 평가를 위해서는 두부손상지수, 동작지수 및 복합상해지수와 같은 지수뿐 아니라 탑승자의 동적거동의 고찰이 요구된다(Fig. 9).

모든 구속 조건에서 높은 충돌 감속도(Case\_1)를 받는 경우 두부손상지수, 동작지수 및 복합상해지수가 낮은 충돌 감속도(Case\_3)에 비해 높게 표현됨을 알 수 있다.

Table 2 Results of injury and kinematic motion criteria

Parameter Name	Allowable Limit	OLBR	FWORS				WIRS				WIXRS			
		case_2	case_1	case_2	case_3	Ref(3)	case_1	case_2	case_3	Ref(3)	case_1	case_2	case_3	
Head Injury Criteria	1000, 36 ms	201.3	615.0	49.7	40.9	446.7	273.8	57.8	40.7	257.3	239.2	56.9	52.8	
Chest Acceleration	60 g	25.8	37.8	30.5	27.4	48.5	54.3	43.3	31.8	50.0	55.1	40.9	35.5	
Neck	Flexion Moment	190 Nm	180.9	147.5	86.1	70.0	58.0	158.0	110.0	85.7	83.0	142.8	92.4	85.7
	Axial Tension	3.22 kN, 0 ms	1.76	0.67	0.36	0.33	1.76	0.57	0.58	0.29	2.89	1.37	1.25	0.85
	Axial Compression	4.00 kN, 0 ms	1.28	0.75	0.60	0.29	0.09	1.39	1.07	0.68	0.93	1.98	1.27	0.53
	Fore-aft Shear	3.10 kN, 0 ms	2.58	2.11	1.23	1.00	1.16	2.25	1.57	1.23	1.43	2.04	1.32	1.23
Head Excursion	650 mm	657.0	305.5	244.4	245.9	309.9	342.4	248.4	255.0	543.6	236.6	200.1	177.0	
Keen Excursion	375 mm	54.8	114.2	103.3	101.6	208.3	105.2	70.7	69.5	256.5	122.4	92.0	91.6	
Wheelchair Excursion	200 mm	24.1	32.0	29.9	27.5	83.8	45.4	35.5	32.9	160.0	56.5	50.0	47.3	
WC/Keen Excursion Ratio	< 1.1	0.44	0.28	0.29	0.27	0.40	0.43	0.50	0.47	0.62	0.46	0.54	0.52	
Motion Criteria	< 1.0	0.42	0.29	0.27	0.26	0.45	0.36	0.30	0.29	0.72	0.35	0.32	0.31	
Combined Injury Criteria	< 1.0	0.50	0.69	0.28	0.24	0.61	0.62	0.40	0.29	0.62	0.65	0.41	0.33	

#### 4. 검 토

휠체어의 충돌시험은 미표준협회/북미제철공학회에서 제안된 WC-19를 이용한 20 g(48 km/h)의 전방충돌에 의해 발생하는 감속도(Fig. 4)를 적용하여 수행토록 요구하고 있다. 이는 시험 장치를 고려한 적절한 요구조건으로 고려되나, 요구되는 최소값과 최대값 사이에는 큰 차이가 있다.

결과에서 어떤 크기의 기준값을 사용하는가에 따라 충돌거동에 많은 차이가 발생하고 있음을 알 수 있었다. 동일 구속조건에서의 충돌거동은 감속도의 크기에 비례하는 두부손상지수, 동작지수 및 복합상해지수의 값을 나타내었다.

시뮬레이션 결과, 벨트를 하지 않는 경우 탑승자는 앞쪽에 있을 수 있는 자동차의 다른 구성품들과 충돌할 가능성이 매우 높으며, 따라서 반드시 고정장치 및 벨트를 이용한 적절한 구속을 수행하여야 함을 알 수 있다. 본 시뮬레이션 기법을 이용하여 추가적인 인체 작용력 및 방향 등에 대한 정보 추출이 가능하며, 역으로 사고에 대한 시뮬레이션도 가능 할 것으로 판단된다.

한편 적절한 구속방법(Fig. 9)을 이용하여 탑승자를 구속하는 것이 중요하며, 큰 감속도 크기(case\_1)를 고려하는 경우 차량구조를 이용한 3점

고정방식보다 휠체어를 이용한 3점, 4점 구속방식에서 두부상해기준값(FWORS : 615, WIRS : 273, WIXRS : 239) 및 복합상해기준지수(FWORS : 0.69, WIRS : 0.62, WIXRS : 0.65)에 대해서는 안전성이 높은 것으로 표현되었으나, 동작기준지수(FWORS : 0.29, WIRS : 0.36, WIXRS : 0.35)를 고려하는 경우에는 낮은 안전성을 갖는 것으로 나타났다. 감속도 크기 변화에 따라 각 지수의 크기가 변화 하는 것으로 나타났다. 한편 거동(Fig. 9)에서는 3점구속의 경우 비대칭적인 운동이 발생하고, 특히 차량구조물을 이용하여 탑승자를 구속하는 경우 휠체어와 탑승자간 상대운동에 의해 불안정한 거동을 보인다. 반면 4점 구속의 경우 대칭적이고 안정된 거동을 나타내었다.

랩벨트만을 한 경우 다른 구속조건에 비해 극심한 운동 형태를 보이고 있으나, 모든 지수의 요구값을 만족(HIC : 210, MC : 0.42, CIC : 0.50)하는 것으로 표현되고 있다. 따라서 보다 충실한 충돌 거동 평가가 되기 위해서는 두부손상지수, 동작지수 및 복합상해지수와 같은 지표뿐 아니라 탑승자의 동적거동을 동시에 고찰해야 할 것이다.

Table 2에서 시뮬레이션과 시험결과<sup>(3)</sup> 사이에 차이가 있는 것으로 나타나고 있는데, 이는 시험의 결과에서 하지를 구속하여 시험을 수행한 것



으로 표현되어 있고, 시뮬레이션 수행시 벨트의 미끌림에 의한 길이변화, 휠체어의 탄성변형과 같은 실제 시험조건등을 동일하게 적용하지 못하여 발생한 결과이다. 또한 식 (2)로 표현되는 두부손상지수의 차이는, 일정시간동안 발생한 가속도 적분 값의 2.5승으로 표현되고, 따라서 시간에 따른 가속도의 응답결과에 작은 차이가 있어도, 2.5승에 비례한 큰 차이가 발생되도록 표현되기 때문인 것으로 판단된다.

## 5. 결론

본 연구에서는 시뮬레이션 기법을 이용하여, 차량에 탑승시 휠체어를 좌석으로 사용하는 탑승자가 전방 충돌사고를 당하게 되는 경우 발생하는 동적거동에 관하여 고찰하였다. 이를 위하여 미표준협회/북미재활공학회에서 제안하는 충돌시험 요구조건을 이용하여, 여러 가지 탑승자 구조조건을 시뮬레이션 하였다. 해석 결과에서 시험시 사용하는 감속도의 크기가 비록 요구조건을 충족시키는 경우라 하여도, 감속도 크기에 따라 발생하는 두부손상지수, 동작지수 및 복합상해지수의 값은 다양하게 나타날 수 있음을 확인하였다. 또한 차량 구조를 이용한 3점 고정방식뿐 아니라, 큰 감속도 상황에서 안전성이 높은 것으로 표현되고, 차량내 설치가 편리한 휠체어를 이용한 3점, 4점 구속방식에 대한 세밀한 시험고찰이 필요함을 알았다.

휠체어를 이용할 노약자 및 장애인의 계속적 증가가 예상되고 있으나, 국내에는 아직 휠체어를 차량에 고정시키고 차량을 운전하여 이동하는 방법이나 이와 관련된 사용방법에 대한 규정이 없는 상태이다. 국내 상황에 맞는 규정을 확립하기 위한 체계적인 연구가 요구된다. 추후 휠체어를 사용하는 탑승자 및 운전자들을 위한 국내 개조 차량에 대한 시뮬레이션과 실제 시험이 동시에 실시되어 안전성 검증 및 보완이 이루어지기를 기대한다. 더불어, 측면 충돌 및 후방 충돌을 고려한 최적의 고정방법이 추가적으로 연구되어야 할 것이다.

## 참고문헌

- (1) Kim, B. R., 2003, "Guide of Wheelchair Lift Design for Mobility Rights of the Mobility Handicapped", *Proceedings of the Korean Society for Railway 2003 Autumn Annual Meeting*, Vol 2, pp.191~196.
- (2) Bertocci, G. E. and Evans, J., 2000, "Injury Risk Assessment of Wheelchair Occupant Restraint Systems in a Frontal Crash: A Case for Integrated Restraints", *Journal of Rehabilitation Research & Development*, Vol. 37, No. 5, pp. 573~590.
- (3) Van Roosmalen, L., Bertocci, G. E., Ha, D. R. and Karg, P., 2001, "Wheelchair Integrated Occupant Restraints: Feasibility in Frontal Impact", *Medical Engineering & Physics*, Vol. 23, pp. 687~698.
- (4) Kim, S. M., Kim, S. J., Kang, T. G., Jun, B. H., Kim, K. H. and Moon, M. S., 2004, "A Safety Assesment 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, pp. 197~189.
- (5) Oh, K. S., Son, K. and Choi, K. H., 2002, "Real Time Analysis of Occupant Motion for Vehicle Simulator", *Trans. of the KSME(A)*, Vol. 26, No. 5, pp. 969~975.
- (6) Choi, Y. J., Lee, Y. S., Han, K. H., Chae, J. U. and Choi, E. J., 2004, "A Study on The Human Impulse Characteristics with the Typical Shooting Posture", *Proceedings of the KSME 2004 Autumn Annual Meeting*, pp.459~464.
- (7) SAE, 1996, "Wheelchair Tiedowns and Occupant Restraints (WTORS) for Use in Motor Vehicles", SAE J2249.
- (8) American National Standards Institute(ANSI) / Rehabilitation Engineering Society of North America(RESNA), 1999, "WC-19 Wheelchairs Used as Seats in Motor Vehicles", ANSI/RESNA.
- (9) Laananen, D. H., 1980, "Aircraft Crash Survival Design Guide(Volume II : Aircraft Crash Environment and Human Tolerance)", US Army Research and Technology Laboratories Report No. USARTL-79-22B.
- (10) Biomechanics Research Group Inc., "LifeMOD Biomechanics Modeler Manual" ([www.lifemod.com](http://www.lifemod.com)).