

접이식 전동휠체어의 동적 전도해석 연구 Study on Dynamic Tip-over Analysis of Foldable Electric Wheelchair

장대진*, 김용철, 김신기, 문무성, 박종철
D. J. Jang, Y. C. Kim, S. K. Kim, M. S. Mun, J. C. Park

요 약

전동휠체어는 장애인들이 편리하게 이동할 수 있는 이동수단이다. 하지만 전동휠체어를 사용하다가 전복되는 사고가 매년 증가하고 있다. 현재 전동휠체어 관련한 KS P 7176 규격에는 동적안전성 시험항목이 있지만 이는 전동휠체어의 안전성을 확보하지 못하였다. 본 연구에서는 새롭게 개발한 장애인 차량에 적재 가능한 접이식 전동휠체어를 소개하고 본 휠체어를 기본으로 주행 중 동적 전도해석 기법에 관한 내용을 소개하고자 한다. 전도해석은 force-moment 안정성 측정법을 사용하였으며 회전반경, 가속도, 무게중심점에 대한 영향을 평가하였다. 본 해석 방법으로 전동휠체어의 안정성을 확보할 수 있으며 동적 안정성 평가 항목 개발에 기초자료로 제공할 수 있다.

ABSTRACT

An electric wheelchair is a assistive device to maneuver on the ground. Tip-over of an electric wheelchair is increasing every year. Dynamic stability metric test item in KS P 7176 has not ensured safety of electric wheelchair on the slope. This study presents design the foldable electric wheelchair that can load in the car and analysis of tip-over measurement which is easily computed for electric wheelchair. Wheelchair frame is designed with a four-bar link mechanism for a foldable structure, and seat module, battery and power driving module can be separated. This analysis is performed during a maneuver on the ground by force-moment stability metric. Several elements, center of gravity position, rotational radius and acceleration, were evaluated how to affect stability metric. This stability metric can reduce tip-over of wheelchair and provide a clue to make of dynamic stability test item.

Keyword : Electric wheelchair, Tip-over analysis, Stability metric, Dynamic stability, Foldable wheelchair

1. 서론

접 수 일 : 2016.02.15

심사완료일 : 2016.03.09

게재확정일 : 2016.05.31

* 장대진 : 근로복지공단 재활공학연구소 책임연구원
djjang@kcomwel.or.kr (주저자, 교신저자)

김용철 : 근로복지공단 재활공학연구소 책임연구원
yckim@kcomwel.or.kr (공동저자)

김신기 : 근로복지공단 재활공학연구소 연구위원
skkim@kcomwel.or.kr (공동저자)

문무성 : 근로복지공단 재활공학연구소 연구소장
msmun@kcomwel.or.kr (공동저자)

박종철 : ㈜스트라텍 대표

jcpark@strattek.co.kr (공동저자)

※ 본 연구는 2014년 보건복지부의 보건의료연구개발사업 지원으로 이루어진 연구임(과제번호:HI14C0745).

우리나라는 고령화사회로 진입하였고 2028년이 되면 초고령화 사회로 진입할 것으로 예상하고 있으며, 산업재해나 교통사고로 인한 장애인의 수가 증가하고 있어서 휠체어 수요가 계속 증가할 것으로 보인다. 하지만 휠체어의 수요가 증가함에 따라 휠체어 안전사고도 증가하고 있는 실정이다. 한국소비자원에 따르면 2007년에서 2011년까지 휠체어 관련 위해사례가 124건으로 나타났으며 그 중에서 휠체어가 전복되는 사례는 4건으로 나타났다[1].

장애인들의 삶의 질이 높아지고 이동에 대한 욕구가 증대되면서 장거리 여행에 대한 관심이 늘어나고 있지만 장애인들이 버스나 비행기와 같은 대중교통이나 자가용으로 장거리 여행을 하려면 기존에 사용하던 전동휠체어는 무겁고 부피감이 있어서 사용이 불가능하였다. 접이가 가능한 전동휠체어로는 중국의 Golden motor사에서 개발한 전동휠체어

가 있으며 brushless in-wheel 모터와 인산철 배터리를 사용하여 개발하였다. 하지만 이 제품은 전체 사이즈가 작아서 키가 큰 사람에게는 매우 불편하고 중증장애인은 사용할 수 없다.

전동휠체어의 안전성을 확보하기 위해서 KS P 7176에는 여러 시험항목이 규정되어 있는데 그 중에서 동적안정성 평가는 7176-2에 명시되어 있다. 본 규격에서의 동적안정성 평가는 경사면 상방향으로 전진을 시작할 때의 안정성, 경사면 아래방향으로 내려갈 때의 브레이크 안정성, 수평지면에서 회전할 때의 안정성 등 3가지 시험 절차를 따르도록 하고 있으며 경사로의 각도는 휠체어 등급에 따라서 실내용인 등급 A는 3도, 실내외 겸용인 등급 B는 6도, 장거리용인 등급 C는 10도로 명시하고 있다. 하지만 현존하는 전동휠체어 시험규격은 수평지면에서 회전할 때 회전 반지름 등을 제시하지 않고 있으며 특히, 경사면에서의 회전안정성 시험평가 항목이 없기 때문에 전동휠체어의 안전성을 명확히 평가할 수 없다.

안정성 측정법에 대한 연구는 자동차와 로봇분야에서 선행연구가 활발히 진행되어왔다. Messuri는 부정형 지형에서 로봇 다리의 안정성 제어를 위해서 에너지 안정성 마진(energy stability margin)을 이용하여 로봇 다리의 위치 에너지차를 최소화하는 방법을 제시하였으며[2], Ghasempoor는 로봇 매니플레이터가 임의의 위치에 있을 때 로봇의 동적 안정성을 측정하기 위해서 force-angle 안정성 측정법을 고안하였다[3]. Peters는 force-angle 안정성 측정법의 방법을 보완하여 고속으로 주행하는 자동차 등에서도 안정성을 측정할 수 있도록 force-moment 안정성 측정법을 제시하였다[4]. 또한 최근에는 전동휠체어의 안전성 향상을 위해 슬립을 제어하는 방법에 관련 연구도 진행되었다[5].

본 연구에서는 force-moment 안정성 측정법으로 장애인 차량에 적재가 가능한 접이식 전동휠체어를 개발하여 동적 전도해석시 전동휠체어 모델로 활용하였다. 전도해석은 평지에서 전동휠체어가 실제사용 조건과 유사하게 직선 가속구간, 감속구간, 회전 등속구간, 회전가속구간 등을 설정하였으며, 전도해석은 다물체 동역학 해석프로그램인 ADAMS와 인체 해석 프로그램인 LifeMOD 프로그램을 이용하여 회전반경, 가속도, 전동휠체어의 무게중심점 위치에 따른 전도 안정도 값을 비교 분석하였다.

2. 본론

2.1 전도 안정도 측정법

이번 장에서는 전동휠체어의 전도 안정도 측정법에 대해서 소개하고자 한다. 전동휠체어에 휠이 n 개 있을 때 지면과 접촉되어 있는 점을 $p_i, i = \{1, \dots, n\}$ 라 하며 그림 1과 같이 시계방향으로 번호를 매기며 이 점들을 이은 면을 지지다각면(support polygon)이라고 한다. 연이어 있는 지면 접촉점을 서로 잇은 선을 전도축(tipover axes)이라고 정의하고 r_i 로 표기하며 p_i, r_i 는 전동휠체어 임의의 점에 있는 $\{XYZ\}$ 좌표축에 의해서 계산된 3차원 벡터이며 r_i 의 계산식은 다음과 같다.

$$\begin{aligned} r_i &= p_{i+1} - p_i, \quad i = \{1, \dots, n-1\} \\ r_n &= p_1 - p_n \end{aligned} \tag{1}$$

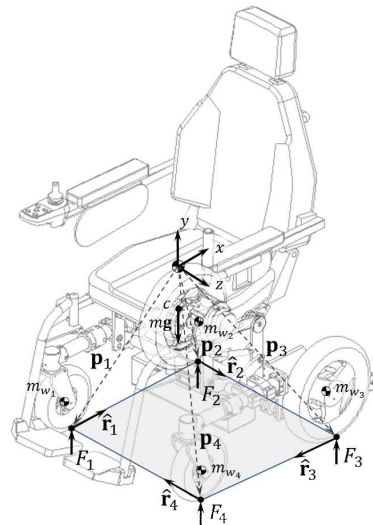


그림 1. 전동휠체어의 자유물체도.

Fig. 1. F.B.D. of foldable electric wheelchair.

전동휠체어에 작용하는 힘과 모멘트는 3분류로 나눌 수 있다. 접촉점 p_i 에서 발생하는 n 개의 지면 반발력 F_i, q_j 에서 발생하는 k 개의 내부힘 $B_j, j = \{1, \dots, k\}$, 전동휠체어 무게중심점 c 에서 발생하는 관성력 $-ma_c$ 이 있다. 내부힘은 중력과 공기저항에 의한 외란 등이 포함된다. 따라서 전동휠체어의 내부힘은 무게중심점 c 에서 발생하는 중력 $B_j = mg$ 이다. 전동휠체어의 안정성 측정은 i 번째 전도축을 중심으로 내부힘과 관성력에 대한 모멘트를 다음과 같이 계산하게 된다.

$$SM_i = \sum_{j=1}^k ((q_j - p_i) \times B_j) \cdot r_i + ((c - p_i) \times ma_c) \cdot r_i \quad (2)$$

이 모멘트 값을 안전성 측정값(Stability Measure)이라 정의하고 전동휠체어가 평지에 정지되어 있을 때를 SM_0 이라고 표시한다. 전동휠체어가 이동시 계산되는 모멘트를 이 값으로 정규화하며 모든 전도축에 대해서 정규화된 최소값을 취해서 안정도(stability metric) 값이라 한다.

$$\alpha = \min (SM_i / SM_0) \quad (3)$$

수식 (2)는 내부력에 의해 발생하는 순수한 모멘트를 계산한 값이며 지면 반발력은 고려되지 않았다. 모멘트는 각운동량 보존법칙에 의해서 식 (4)와 같이 각운동량 변화량과 같다.

$$M_i \cdot r_i = \dot{H}_i \cdot r_i \quad (4)$$

여기서 모멘트 M_i 는 지면반발력과 내부력을 포함한 식이며, 각 운동량 H_i 는 식 6과 같다.

$$M_i = \sum_{j=1}^k ((q_j - p_i) \times B_j) + \sum_{j=1}^n ((q_j - p_i) \times F_j) \quad (5)$$

$$H_i = I_b \omega + (c - p_i) \times m v_c \quad (6)$$

여기서 I_b , v_c 는 무게중심점에서의 관성모멘트와 속도이고 ω 는 같은 지점에서의 각속도이다. 각 운동량을 시간에 대해서 미분하면,

$$\dot{H}_i = I_b \dot{\omega} + \omega \times (I_b \omega) + (c - p_i) \times m a_c + (\dot{c} - \dot{p}_i + \omega \times (c - p_i)) \times m v_c \quad (7)$$

식 (5)와 (7)을 식 (4)에 대입하여 정리하면,

$$\begin{aligned} & \sum_{j=1}^k ((q_j - p_i) \times B_j) \cdot r_i - ((c - p_i) \times m a_c) \cdot r_i \quad (8) \\ & = \dot{H}_i^* \cdot r_i - \sum_{j=1}^n ((p_j - p_i) \times F_j) \cdot r_i \end{aligned}$$

여기서 \dot{H}_i^* 는,

$$\dot{H}_i^* = I_b \dot{\omega} + \omega \times (I_b \omega) + (\dot{c} - \dot{p}_i + \omega \times (c - p_i)) \times m v_c \quad (9)$$

따라서 최종적인 안정성 측정값은 다음과 같이 표현한다.

$$SM_i = \dot{H}_i^* \cdot r_i - \sum_{j=1}^n ((p_j - p_i) \times F_j) \cdot r_i \quad (10)$$

만일 전동휠체어가 정지되어 있다면 지면반발력만 작용하여 안정성 측정값은 항상 양의 값을 가지게 된다. 하지만 안정성 측정값이 음의 값을 가지게 되면 각 운동량 항의 영향으로 인한 것이며 이런 경우에는 전동휠체어가 전도된 것으로 간주한다. 이는 전동휠체어는 지면반발력에 의해서 항상 안정성을 유지하지만 전동휠체어의 동적 움직임으로 인하여 안정성을 잃을 수 있다고 설명할 수 있다.

하지만 안정성 측정값이 음의 값을 가진다고 해서 항상 전동휠체어가 전도된다는 의미는 아니며 순간적인 불안정 모멘트에 의해서 순간적으로 영향을 받았다고 볼 수도 있다.

2.2 접이식 전동휠체어

이번 장에는 전도 안전도 해석에 적용할 접이식 전동휠체어를 소개하고자 한다. 개발하고자 하는 접이식 전동휠체어는 장애인 차량에 탑재할 수 있도록 프레임 접이구조를 적용하였다. 전동휠체어의 최대 접이 사이즈를 결정하기 위해서 LPG 장애인 차량의 트렁크 탑재공간을 분석하였으며 메커니즘에 적용하였다. 전동휠체어는 기본적으로 모터, 배터리, 조정기 및 제어기 등 중량의 전자부품이 포함되어 있으며 이런 전자부품의 무게만 해도 배터리 종류에 따라서 적게는 20kg에서 많게는 수십 kg에 이른다. 따라서 접이식 전동휠체어를 설계시 여러 부품들을 모듈별로 분리하면서 접이식 구조를 적용할 필요성이 있다. 모듈당 최대무게는 보호자가 들 수 있는 무게를 사전에 조사하여 15kg를 넘지 않도록 하였다.

프레임은 4바 링크 시스템을 적용하여 차량에 탑재할 수 있도록 접이식 구조로 설계하였다. 접이식 프레임은 제작 전 구조해석을 통해 구조적 안전성을 확보하였다.

전동휠체어의 무게를 최소화하기 위해 12.5인치 of in-wheel 모터 타입의 구동부를 개발하였다. 모터는 BLDC 모터를 사용하였으며 감속기는 헬리컬 기어로 설계하였으며 감속비는 26.7로 하였다. 또한 모터부를 프레임에서 쉽게 분리하기 위해 버튼방식의 원터치 탈착 시스템을 적용하였다.



그림 2. 새롭게 개발된 접이식 전동휠체어.

Fig. 2. New developed foldable electric wheelchair.

전동휠체어의 전체 무게는 62.4kg이며 프레임은 4바 링크로 설계하여 최소 부피로 접을 수 있도록 하였다. 프레임을 접었을 때 부피는 45×64×39cm여서 LPG 붐베가 있는 장애인 차량에 탑재가 가능하다.

그림 2는 접이가 가능한 전동휠체어 개발품이며 그림의 화살표는 전동휠체어 무게중심점을 조절하기 위한 시트부 전후 슬라이딩 구조를 보여주고 있다. 무게중심점의 최적화 위치는 다음 장에서 무게중심점에 따른 전도 안정성 해석결과를 바탕으로 결정하였다.

2.3 안정도에 영향을 미치는 요소 연구

전동휠체어 전도 안정도 해석을 수행하기에 앞서 전도 안정성에 영향을 미치는 요소를 분석하였다. 앞서 설명한 force-moment 전도 안정성은 각운동량과 내부힘, 지면반발력으로 측정된다. 각운동량에 영향을 미치는 요소는 관성모멘트, 각속도, 가속도, 회전반경 등이 있으며 지면반발력은 무게 중심점에 따른 무게 비율에 영향을 받는다.

따라서 본 연구에서는 전도 안정도 해석을 위해서 전후 바퀴 무게 비율, 가속도, 회전반경을 전도 안전에 영향을 미치는 주요소로 판단하고 이에 대해서 안정도를 계산하고자 한다.

첫 번째 요소인 전후방 휠의 무게 비율은 접이식 전동휠체어 4바 링크 접이 구조물과 시트부를 전후로 이동하여 무게중심점을 이동할 수 있도록 메커니즘을 구성하였다. 전도해석을 위해서 개발된 전동휠체어 시제품의 각 부품 무게를 측정하여 ADAMS 프로그램 파트 속성으로 입력하였으며 인체모델은 KS P ISP 7176-11에 따라 최대중량 100kg로 하였다. 무게 비율은 일반적인 전동휠체어의 무게 비율 범위를 참고하였으며 시트부 이동에

따른 전후방 휠의 지면반발력 비율에 따라 그림 3와 같이 50:50, 40:60, 30:70 등 3 종류로 구분하였다[6].

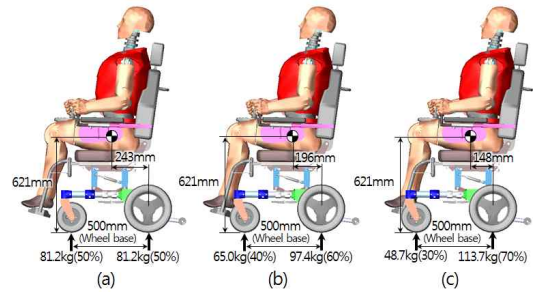


그림 3. 전방 휠 무게 비율에 따른 무게 중심의 위치. (a) 전방 휠 50% 무게 비율, (b) 40% 무게 비율, (c) 30% 무게 비율

Fig. 3. Positions of weight center with respect to weight ratio of front and rear wheel (a) 50% of total weight on front wheel (b) 40% of total weight, (c) 30% of total weight.

그림 3은 전동휠체어에 100kg인 표준더미를 적용하여 무게 비율에 따른 3 종류의 무게 중심점을 보여주고 있다. 상지는 표준자세로 고정하여 시뮬레이션동안 상지의 움직임으로 인한 영향을 배제하였다[7]. 전동휠체어의 무게 중심은 평지나 경사로의 회전구간에서 전도위험성이 있으며 운전 특성에 중요한 영향을 미친다. 3 종류의 무게 비율에 대한 무게 중심점의 높이는 621mm로 일정하였으며 축간거리는 500mm로 설계하였다. 두 번째 요소인 가속도는 회전구간에서 가속조건을 1, 2, 3m/s² 으로 설정하여 안정도를 계산하였다. 마지막 요소인 회전 반지름은 전동휠체어가 최대속도 주행 중 1m 이내로 회전하기 어렵다고 보고 1, 2m 각각에 대해서 시뮬레이션을 실시하였다.

2.4 안정도 해석 조건

안정도 해석 과정은 1초간 안정 상태로 정지한 후 출발하여 이후 3초간 최대 속도 10km/h로 가속하고 1초간 최대 속도로 유지한 후 0.5초간 4km/h로 감속하면서 회전하면서 4km/h로 유지한 후 회전 구간 말단에서 가속하여 10km/h로 직선 운동하는 것으로 마무리 한다. 회전구간은 90도이며 그림 5와 같은 궤적으로 이동한다. 회전구간은 1, 2m 조건에 따라 이동하며 회전 마지막 구간에서 가속은 1, 2, 3m/s² 조건에 따라 이루어진다.

2.5 무게 비율에 대한 해석결과

전후방 휠의 무게 비율에 따른 안정도에 미치는 영향을 분석하였다. 그림 4는 무게 비율에 따른 안정도 결과 그래프이다. 50:50무게 비율인 경우 초기 직선 가속구간에서 최소 안정도가 0.65로 나타났으나 30:70인 경우 0.39로 나타났으며, 회전 가속구간에서는 반지름이 1m 인 경우 가속도에 따라서 최소 안정도가 다르게 나타났으며 무게 중심점이 뒤로 이동할수록 최소 안정도가 낮게 나타났음을 알 수 있다. 또한, 회전 가속구간에서 50:50인 경우 가속도가 3m/s² 인 경우에만 전도가 발생하였으나 무게 중심점이 뒤로 이동하여 무게 비율이 30:70인 경우에는 가속도가 2m/s² 에서도 전도가 발생하였다.

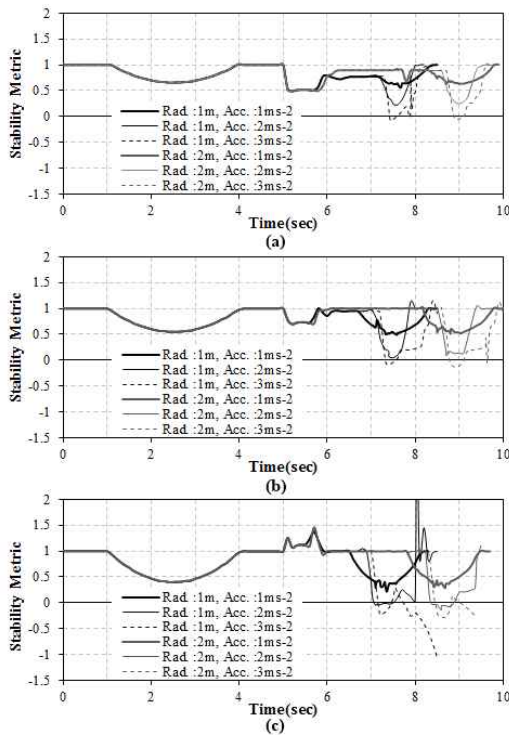


그림 4. 전후 휠 무게 비율에 따른 안정도 측정결과. (a) 전방 휠 50% 무게 비율, (b) 40% 무게 비율, (c) 30% 무게 비율

Fig. 4. Stability measures weight with respect to ratio, radius and acceleration. (a) 50% of total weight on front wheel (b) 40% of total weight (c) 30% of total weight.

따라서 전후 휠의 무게 비율 정도는 안정도에 큰 영향을 미치는 것으로 나타났으며 전동휠체어 설계 시 무게중심점 위치 설정에 신중해야 할 것으로 사료된다.

2.6 가속도에 대한 해석결과

가속도는 관성력이 안정도에 미치는 영향을 분석하기 위함이며 회전구간에서 가속도 1, 2, 3m/s² 조건에 대해서 안정도 해석을 진행하였다. 무게 비율 50:50, 회전 반지름이 1m이고 가속도 1m/s² 에서는 최소 안정도가 0.56, 2m/s² 에서는 0.23, 3m/s² 에서는 -0.08로서 안전도가 계산되었다. 가속도가 증가할수록 안정도는 낮게 나타났으며 전동휠체어 무게 비율에 상관없이 비슷한 경향을 보였다. 초기 직선 가속구간에서는 1m/s² 의 가속도로 증가하였으며 무게 비율에 따라 0.39~0.65의 안정도 값을 보였다. 따라서 가속도 값은 안정도에 큰 영향을 미치는 것으로 나타났다.

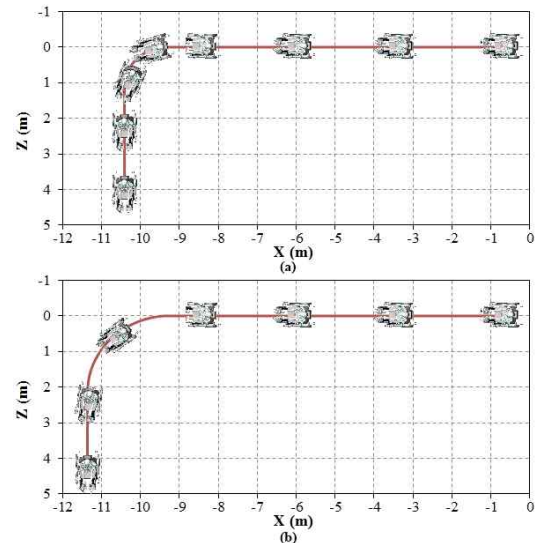


그림 5. 전도 시뮬레이션 상에서의 전동휠체어의 이동 궤적. (a) 회전 반지름 1m, (b) 회전 반지름 2m

Fig. 5. Trajectory of wheelchair during tipover simulation (a) 1m radius condition, (b) 2m radius condition.

하지만 3m/s²로 감속한 회전구간(5~5.5초 구간)에서는 50:50 무게 비율 조건에서는 0.5의 안정도를 보였으나 40:60 에서는 0.7, 30:70 에서는 1.4 로 상승하였다. 이는 무게 중심이 뒤로 이동할수록 감속 시 전방 휠과 무게 중심점과의 거리가 멀어져서 안정도 마진이 커지기 때문이다.

2.7 회전 반지름에 대한 해석결과

회전 반지름은 1, 2m 두 조건에 대해서 안정도

해석을 실시하였으며 그림 5와 같은 궤적으로 시뮬레이션을 실시하였다. 무게 비율이 50:50 인 경우 회전 반지름이 1, 2m 에 대한 최소 안정도 값은 가속도 $1m/s^2$ 일 때 각각 0.56과 0.63으로 반지름이 커질수록 최소 안정도 값은 0.07 증가하였으며, $2m/s^2$ 일 때는 0.23과 0.25으로 0.02 증가하였고, $3m/s^2$ 일 때는 -0.09과 -0.06으로 0.03 증가하였다. 표 1은 회전구간에서의 최소 안정도 값으로서 회전 반지름이 커질수록 최소 안정도 값도 증가하는 것을 보여주고 있다. 이는 전동휠체어가 작은 회전 반지름으로 회전하면 각속도가 증가하여 각운동량이 증가하고 이는 안정도 값에 영향을 미치기 때문이다. 하지만 회전 반지름이 안정도에 미치는 영향은 크지 않았다.

여기서 안정도 값뿐만 아니라 고려해야 할 사항은 전동휠체어는 회전구간에서 모든 휠이 지면과 접촉을 유지하면서 이동해야 하는데 회전구간에서 안쪽 전방 휠(4번 휠)이 살짝 들리는 현상이 발생하였다. 이는 전도 상황은 아니지만 전동휠체어가 전도위험 경계 구간에 있다는 것을 의미한다. 이러한 현상은 무게 비율 50:50이고 가속도 $2m/s^2$, 회전 반지름이 1m 일 때, 무게 비율이 40:60 이고 가속도가 $2m/s^2$ 이고, 회전 반지름이 1, 2m인 조건에서 발생하였다. 이러한 현상은 지면 조건이나 사용자 자세에 따라서 전동휠체어의 전도가 일어날 가능성이 높아지기 때문에 전동휠체어 전도 안정성 측면에서 사용을 배제해야 한다.

표 1. 회전 구간에서 무게 비율, 가속도, 회전 반경에 따른 최소 안정도 값

Table 1. Minimal stability measures during rotational region.

Weight ratio	50/50		40/60		30/70		
	1	2	1	2	1	2	
Radius (m)							
Acceleration (m/s ²)	1	0.56	0.63	0.49	0.51	0.22	0.28
	2	0.23*	0.25	0.04*	0.08*	T/O	T/O
	3	T/O	T/O	T/O	T/O	T/O	T/O

Note: T/O means Tip-Over of wheelchair

* means Non-Contact wheel exists

3. 결론

본 연구는 접이식 전동휠체어를 개발하는 과정에서 동적 안전성을 확보하기 위해 평지에서의 전도 안정성 해석 실시하였다. 본 연구에서 사용된 force-moment 안정성 측정법의 장점은 이동하는 로봇이나 자동차 및 이동보조기기의 동적 순간 안정성을 측정할 수 있으며 평지나 경사로에서도 측정

이 가능하다. 하지만 본 연구에서 개발된 접이식 전동휠체어나 전도 안정도 해석 결과 값이 모든 전동휠체어의 안정성을 대표 대표할 수는 없지만 일반적인 전동휠체어 안정도에 대한 경향을 제시한다고 볼 수 있을 것으로 사료된다. 본 연구에서의 안정성 해석 결과 다음과 같은 결론을 얻을 수 있다.

첫째, 전후방 휠의 무게 비율과 가속도 값이 안정도에 미치는 영향은 컸으며 회전 반지름은 안정도에 미치는 영향이 상대적으로 적었다. 둘째, 전동휠체어 무게 비율은 전동휠체어와 사용자 체중과 합한 값의 40~50%로 설계하고, 가속도 값은 $2m/s^2$ 이내로 설정하는 것이 좋고 최소 회전 반지름은 1m 이상으로 하는 것으로 판단된다. 셋째, 전동휠체어의 안정성 평가시 전동휠체어가 전도되는 조건뿐만 아니라 전도 위험 경계 조건인 한쪽 바퀴 들림 현상도 고려해야 한다.

본 연구결과를 바탕으로 KS P 7176 동적안정성 시험에는 평지에서는 회전반지름과 회전구간에서의 속도변화에 따른 안정성 평가 항목이 필요할 것으로 보인다. 또한, 본 연구에서 진행한 평지 안정성뿐만 아니라 경사로까지의 안정성 평가가 이루어져야 전동휠체어의 안정성을 종합적으로 평가할 수 있을 것이며 이를 바탕으로 전동휠체어의 동적 안정성 평가 항목 개발을 위한 기초 자료로 제시 가능하며 경사로 동적 안정성 평가를 위한 대리 전동휠체어(surrogate electric wheelchair) 개발도 이루어질 수 있을 것이다.

REFERENCES

- [1] Dept. of Consumer Safety, "Field research on wheelchair safety accident", Korea Consumer Agency, 2011.
- [2] D. A. Messuri, C. A. Klein, "Automatic body regulation for maintaining stability of a legged vehicle during rough-terrain locomotion", IEEE J. Robotics and Automation, vol. RA-1, pp. 132-141, 1985.
- [3] A. Ghasempoor, N. Sepehri, "A measure of machine stability for moving base manipulators", Proc. of IEEE Int. Conf. on Robotics and Automation, pp. 2249-2254, 1995.
- [4] S. C. Peters, K. Iagnemma, "An analysis of rollover stability measurement for high-speed mobile robots", Proceedings of the 2006 IEEE International Conference on Robotics and

Automation, Orlando, pp. 3711-3716, 2006.

- [5] B. M. Kim, W. Y. Lee, E. H. Lee, "A Study on slip controller for safety improvement of run flat road running for motorized wheelchair -1", Journal of Rehabilitation Welfare Engineering & Assistive Technology vol. 8, no. 3, pp. 169-175, 2014.
- [6] Y. C. Choi, K. M. Rhee, H. S. Choi, Y. T. Seo, "Development of the Foldable Manual /Power Hybrid Wheelchair", J. Korean Soc. Precis. Eng., vol. 23, no. 2, pp. 172-180, 2006.
- [7] S. J. Song, "An Inverse Dynamic Model of Upper Limbs during Manual Wheelchair Propulsion", Journal of Rehabilitation Welfare Engineering & Assistive Technology, vol. 7, no. 1, pp. 21-27, 2013.



장 대 진(Dae-Jin Jang)

2008년 2월 연세대학교 기계공학과 졸업(공학박사)
 2016년 3월 - 현재 근로복지공단 재활공학연구소 책임연구원

Interest: Rehabilitation Robot, Upper prosthesis



김 용 철(Yong-Cheol Kim)

2000년 2월 수원대학교 기계공학과 졸업(공학석사)
 2016년 3월 - 현재 근로복지공단 재활공학연구소 책임연구원

Interest: Rehabilitation engineering, Wheelchair



김 신 기(Shin-Ki Kim)

2008년 2월 경희대학교 기계공학과 졸업(공학박사)
 2016년 3월 - 현재 근로복지공단 재활공학연구소 연구 위 원

Interest: Rehabilitation engineering, Lower Prosthesis



문 무 성(Mu-Sung Mun)

1993년 2월 Univ. of Minnesota 의공학과 졸업(공학박사)
 2016년 3월 - 현재 근로복지공단 재활공학연구소 연구소장

Interest: Rehabilitation engineering, Biomechanical engineering



박 중 철(Jong-Cheol Park)

1992년 2월 KAIST 전자공학과 졸업(공학박사)
 2016년 3월 - 현재 (주)스트라텍 대표

Interest: Eletronic engineering, Medical device