

전동화 수동 휠체어 INMEL-VII의 주행 안정성 개선에 관한 연구

정동명 · 고수복 · 김주명

=Abstract=

A Study on the Improvement of Driving Stability for the Motorized Manual Wheelchair INMEL-VII

Dong Myong Jeong, Soo Bok Ko, Joo Myong Kim

This paper describes the improvement of driving stability and the control system for INMEL-VII which is motorized manual wheelchair to satisfy requirements of the disabled.

The INMEL-VI was based on high maneuverability of the omnidirection drive and safety. But the results of field tests about two years showed some problems to the disabled in daily life such as driving stability, PWM switching noise, and rotation of motor without driving command on negative slope. To solve the problems due to an increased DC motor power and applied to direct connection method in INMEL-VII, It improved the driving circuits and set switching frequency to 5KHz to eliminate the switching noise caused by PWM control of DC motor. As compare with the INMEL-VI, INMEL-VII is improved in driving stability by transfer the weight center to forward.

The results of field testing proved the improvement of the driving stability and software algorithm. It has been estimated to have a high practical use for powered walking aids to the disabled's daily life.

Key words : powered walking aid, motorized wheelchair PWM control, INMEL, disabled

I. 서 론

보행장애자의 보조기구로서 전동휠체어가 차지하는 비중은 정상인에 대한 승용차가 갖는 기능에 비교할 수 없는 큰 의미를 가지고 있다. 수동 휠체어와는 달리 주로 이종 장애자나 중증의 노약자가 이용하기 때문에 단순한 이동 목적 뿐만 아니라 사용자의 신체 일부와 같이 안정성, 편리성, 신뢰성 등에서 인간 공학적인 개념과 궁극적으로 모빌 로봇과 같이 고도의 복합기술이 적용되어야 할 대상인 것이다. 그러나 우리나라의 재활 복지기기 산업은 수

익성을 목적으로 하는 기업과 사회 복지 문제와의 상대적인 차이 때문에 그리 활발하지 못하고 주로 수입에 의존하고 있는 실정이다.

이에 따라 본 연구실에서는 1980년대 후반부터 전동 휠체어의 국산화를 위하여 그 동안 실내용과 실외용, 차량탑재용 등의 목적과 동력 전달방식, 구동방식, 안정성과 제어의 편리성 등의 개선을 계속하여 INMEL Series를 개발하였다¹⁻⁵⁾.

실용화를 목표로 하여 개발된 INMEL-VI를 생활 환경이 다른 몇 명의 장애자에게 약 2년간의 기간을 단독으로

사용하게 하여 실용상의 문제점을 조사하고 생활 현장에서 나타난 장애자의 요구사항을 만족시킬 수 있도록 개선하여 INMEL-Ⅶ을 재설계하였다. INMEL-Ⅵ에서 수동 휠체어를 전동화시키는 방법으로 사용한 체인 전동(傳動)방식이 워엄 감속기의 감속비가 낮아서 역회전이 되는 특성 때문에 내리막길에서 과부하가 부가되면 주행신호가 없어도 모터가 회전하는 특성이 있었다.

이러한 원인으로 평지주행에서 방향전환과 기동성을 위해서는 회전시 좌우 바퀴를 역회전시키는 원점회전과 회전방향측의 모터를 발전제동시키는 방법으로 방향 전환시에 회전성능을 높이고 있다. 그러나 이러한 회전특성이 오르막길이나 내리막길에서 주행하지 않는 측의 모터가 역회전하는 관계로 안정감 있는 주행이 되지 못할 뿐만 아니라 자동 제동장치 등의 별도 기기를 부착하지 않는 한 내리막길에서의 안정성이 다소 부족하였다.

따라서 안정성과 성능을 보다 증가시키기 위하여 구동 모듈의 부착방식과 위치, 구동축의 크기, 클러치의 구조등을 개선하여 INMEL-Ⅶ을 설계 제작하였다. 재설계된 모델은 60W 모터에 40:1의 감속기를 모터에 일체화하여 이 감속기의 출력을 INMEL-Ⅵ에서와 같이 체인으로 바퀴에 전동시키지 않고 휠체어의 바퀴에 직결함으로써 구동축의 스프라켓과 바퀴의 스프라켓이 완전한 동일 평면상에 일치하지 않았을 때 일어나는 소음과 체인의 이탈, 여유 마진에 의한 추종성의 저하, 내리막길에서의 밀림현상 등의 문제점들을 개선하였다. 또한 클러치는 INMEL-Ⅵ에서는 감속기의 출력과 체인 스프라켓 사이를 단속하는 구조로 휠체어의 제동레버와 연동시켜서 중립 및 제동 위치로 하면 클러치가 연결되어 전동모드가 되고 전진위치에서는 클러치가 분리되어 수동모드가 되도록 하였으나 그 사용빈도가 많지 않고 구조를 단순화하는 것이 유리하다는 의견에 따라 바퀴의 구동축과 바퀴를 단속하는 구조로 개선하였다.

그러나 이러한 주행능력의 증가가 오히려 둔턱이나 오르막길에서 후방으로 전복되는 원인이 되는 사례가 있어서 후방 안정성의 보완이 지적되었다. 이에 따라 모터에 감속기와 바퀴축이 일체화된 모듈의 부착을 기존의 프레임 축의 위치에 설치하지 않고 후방으로 약 94mm를 이동시켜 후방안전도를 증가시켰다.

또한 모터의 출력 증가와 모터 직결에 따른 기계적인 여유마진, 감속기의 백래쉬(backlash)제거, 그리고 PWM방식의 모터제어에 의하여 발생하는 스위칭 소음을 제거하기 위하여 H/W와 S/W부분도 개선되었다.

Ⅱ. 인간-휠체어계의 무게 중심 분석

사회에 복귀하여 취로하고 있는 장애자의 경우, 하루에 14시간 내지 15시간이나 휠체어에 앉아있는 것으로 보고되고 있다. 이와 같은 관점으로부터 휠체어에는 각종 작업이나 동작을 보다 안전하게 행할 수 있도록 무게 중심의 이동을 고려해야 한다⁶⁾.

휠체어 사용자가 휠체어에 앉은 상태에서의 사람과 휠체어의 전체 중심위치는 휠체어의 정적, 동적 안정성이나 주행성능에 큰 영향을 미치는 중요한 요인중의 하나이다. 특히 휠체어는 휠체어의 중량에 비해 사용하는 사람의 체중이 수배나 무거워서 사용자가 앉은 자세에 따라 전체의 중심위치가 크게 변화됨을 주의하여야 한다.

INMEL-Ⅶ의 중심위치를 계산하기 위하여 Braune과 Fischer가 사용한 방법에 의해 중심의 위치를 추정하였다^{7, 8)}. 이 방법은 인간의 사체해부에 의해 인체 각 부위의 중심위치를 측정하여 이 결과로부터 인체의 머리와 상지를 포함한 체간부, 대퇴부, 하퇴부로 나누어 인체 전체의 위치를 중심위치를 추정하는 계산식을 도출하였다. 그림 1과 같이 3부분의 각각의 중심위치는 대퇴 길이에 일정한 계수를 곱한 것이고, 각각의 중량은 체중에 역시 일정한 계수를 곱한 것으로 구할 수 있다. 따라서 대퇴부의 길이와 체중을 측정해두면 간단한 좌표계산에 의해 중심위치를 추정할 수 있다.

사용자와 휠체어의 전체 중심위치는 각각의 중심위치와 중량을 기준으로 하여 똑같은 좌표계산에 의해 합성할 수 있으며 휠체어 좌석을 리크라이닝식으로 할 경우에도 차축을 얼마만큼 후방으로 하여야 하는가 계산이 가능하고, 특수한 좌위는 휠체어의 정적 안정성을 구할 경우에도 이용된다.

그림 1에서 LX는

$$HLx = T(0.44L - Lx) + S(L - Lx) \quad (1)$$

의 관계식으로부터 구할 수 있다.

이 식에 H, T, S의 각 중량비를 대입하면

$$0.6GLx = 0.24G(0.44L - Lx) + 0.16G(L - Lx) \quad (2)$$

가 되고 식을 정리하면 Lx는

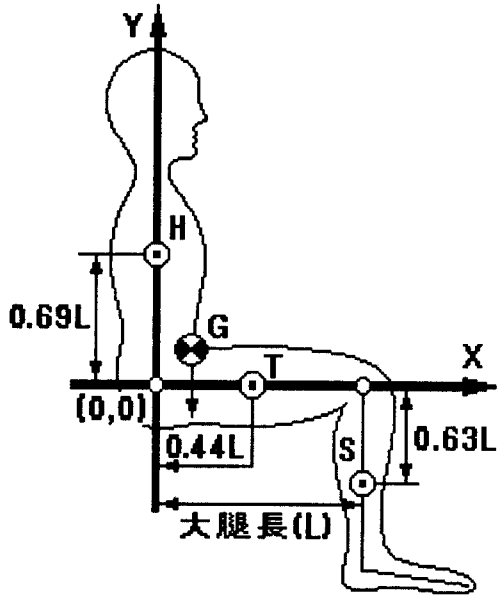


그림 1. Braun과 Fischer에 의한 추정중심을 구하는 방법
Fig. 1. Method of presumptive center by Braun & Fischer

- H : 두부, 상지 체간의 중심 위치 (중량:0.6G)
- T : 대퇴부 중심 위치 (중량:0.12G×2=0.24G)
- S : 하퇴, 족부의 중심 위치 (중량:0.08G×2=0.16G)
- G : 체중
- Lx : 원점으로부터 무게 중심까지의 수평 거리
- Lg : 발바닥으로부터 무게 중심까지의 수직 거리
- Li : 발바닥으로부터 원점까지의 수직 거리

$$Lx=0.27L \quad (3)$$

로 표시할 수 있다.

다음에 L는

$$GLg=H(0.96L+Li)+TLi+S(Li-0.63L) \quad (4)$$

로부터 구해진다.

이 식에 H, T, S의 각 중량비를 대입하면

$$GLg=0.6G(0.69L+Li)+0.24GLi+0.16G(Li-0.63L) \quad (5)$$

이 되는데 이 식을 정리하면 Lg는

$$Lg=0.3L+Li \quad (6)$$

의 식으로 구할 수 있다.

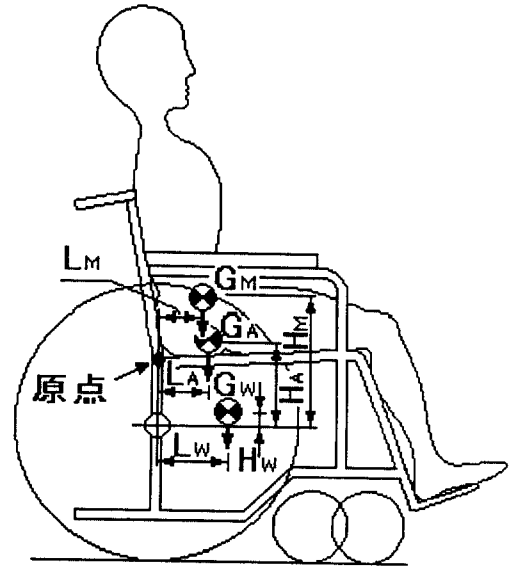


그림 2. 인간-휠체어계 전체의 중심위치의 추정
Fig. 2. Presumptive of total center position

- GM : 인간의 중심 위치 (사용자의 체중)
- Gw : 휠체어의 중심 위치 (휠체어의 중량)
- GA : 인간-휠체어계의 중심 위치 (전체 중량)
- LM : 차축 중심으로부터 인간의 중심 위치까지의 거리
- Lw : 차축 중심으로부터 휠체어의 중심 위치까지의 거리
- LA : 차축 중심으로부터 전체의 중심 위치까지의 거리
- Hm : 차축 중심으로부터 인간의 중심 위치까지의 높이
- Hw : 차축 중심으로부터 휠체어의 중심 위치까지의 높이
- HA : 차축 중심으로부터 전체의 중심 위치까지의 높이

휠체어의 중심은 휠베이스, 시트의 전후차, 휠체어의 높이, 폭, 차축의 위치 등의 구조적인 요소에 따라 결정된다. 일반적으로 시판되고 있는 표준형은 차축 위치로부터 휠베이스 길이의 약 45%인 13.5cm 내부, 5cm 상부에 위치한다⁹⁾.

인간과 휠체어의 중심위치가 추정되면 전체의 중심위치도 추정된다. 전체의 중심위치가 차축의 위치를 후방으로 이동시키게 된다. 차축을 지점으로 하여 전체의 중심위치를 추정하기 위하여 그림 2와 같이 차축의 위치는 휠체어 원점의 수직하에 있는 것을 기본으로 하여 계산한다.

차축으로부터 전체의 중심위치까지의 거리를 LA라 가정하고 차축으로부터 인간의 중심위치까지를 LM, 차축으로부터 휠체어의 중심위치까지를 HA, 사용자의 중심위치까지의 높이를 Hm, 휠체어의 중심위치까지의 높이를 Hw로 하면,

LA는 차축을 지점으로 한 모멘트의 식

가 된다.

다음에 차축으로부터 전체의 중심위치까지의 높이 H_A 는 L_A 와 같은 방법으로

$$H_A = \frac{G_M H_M + G_W H_W}{G_A} \quad (9)$$

로 표시할 수 있다.

결국, G_M 60kg, G_W 25kg과 L_M 12cm, L_W 13.5cm와 H_M 28cm, H_W 5cm를 적용하면 실제 L_A 는 12.4cm, H_A 는 21.2cm가 된다.

III. INMEL-VII의 후방 안정성 개선

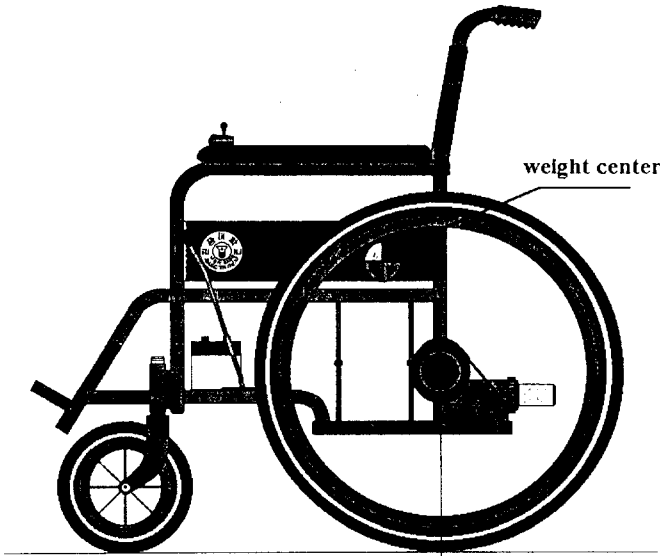
장애자가 실외를 주행시 문제가 되는 것으로 우리나라 도로의 사정상 흔히 볼 수 있는 심한 오르막길이나 둔턱들을 통과시 휠체어와 장애자의 무게중심이 뒤로 이동하여 후방으로 전복되는 사례가 발생하여 후방 안정성에 관한 문제가 지적되었다.

INMEL-VI에서 전체의 무게중심은 중심위치 추정식에서 살펴본 그림 2와 같이 차축 위치로부터 12.4cm 내부, 21.2cm 상부에 위치하나 휠체어의 무게중심은 전동화 작업에서 추가된 8.8kg의 배터리가 차축으로부터 30cm 전방에 위치하여 무게중심이 전방으로 이동되므로 휠체어의 무게 G_W , 거리 L_W 와 배터리 무게 G_B , 거리 L_B 의 무게 위치에 대한 합성 모멘트식 10에 의하여 휠체어의 무게 중심 거리 L_W' 를 계산하면 17.8cm가 된다.

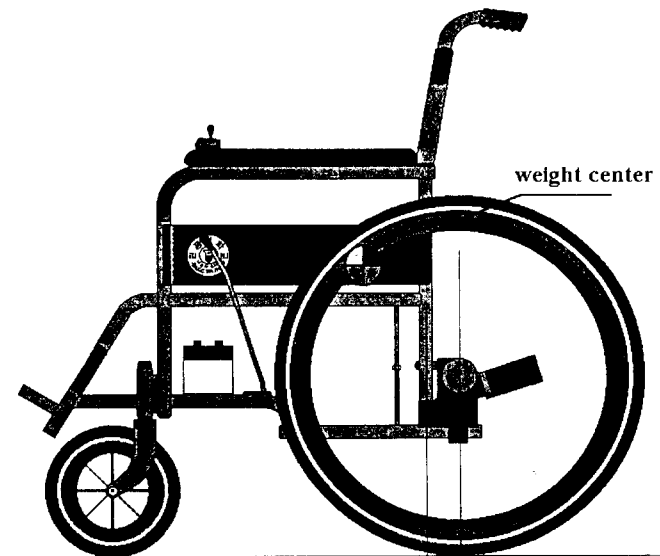
$$L_W' = \frac{G_B L_B + G_W L_W}{G_A} \quad (10)$$

따라서 INMEL-VI의 무게중심은 5.4cm 전방으로 이동하게 된다. 이와 같이 이동된 L_W' 를 이용하여 식 8에 대입하면 L_A' 는 14.09cm가 되어서 INMEL-VI의 전체 무게중심은 그림 3의 (a)와 같이 차축에서부터 약 14cm 내부에 있게 된다. 이는 일반 수동 휠체어와 비교시 약간의 안정성의 증가를 가져왔지만 주행 조작자가 장애인이므로 중심이동에 대한 적응도가 떨어져서 역시 후방 전복사례가 발생하였다.

이러한 문제점을 보완하기 위해 INMEL-VII에서는 바퀴와 일체화된 구동모듈을 기존의 프레임측에 연결하지 않고 후방으로 94mm를 이동시켜서 휠체어의 수직 무게중심에는 변화를 주지 않았지만, 수평 중심 위치는 식 8과 10에



(a) INMEL-VI



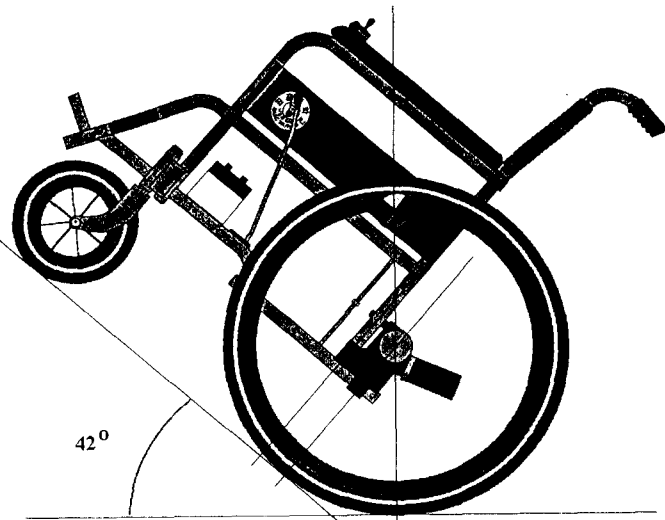
(b) INMEL-VII

그림 3. INMEL-VI와 INMEL-VII의 무게중심 비교
Fig. 3. Comparison of the weight center

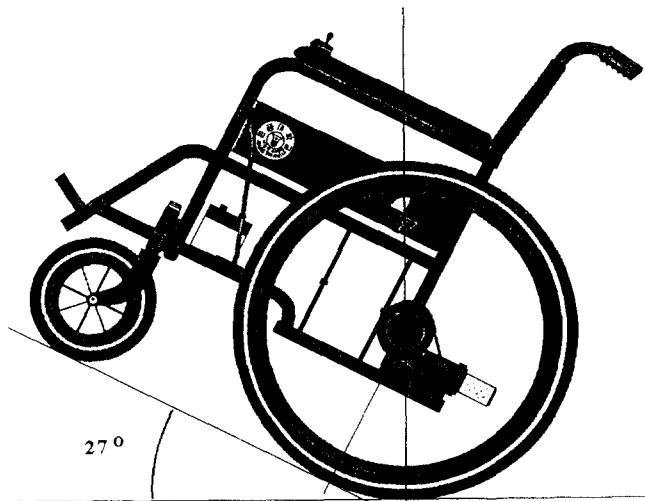
$$G_A L_A = G_M L_M + G_W L_W \quad (7)$$

로부터 구할 수 있다. 이 식을 정리하면 차축으로부터 전체의 중심위치까지의 거리 L_A 는

$$L_A = \frac{G_M L_M + G_W L_W}{G_A} \quad (8)$$



(a) INMEL-VI

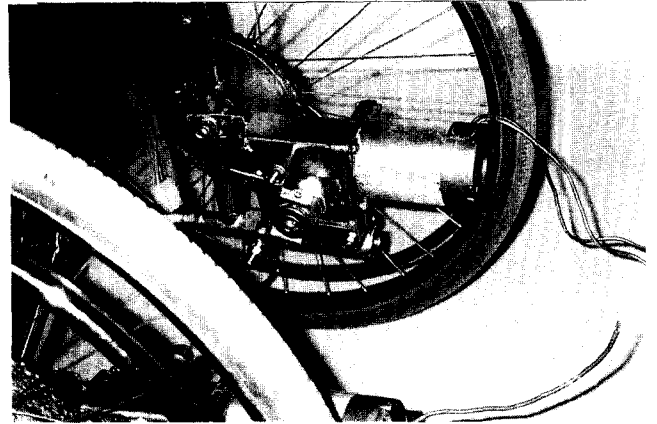


(b) INMEL-VII

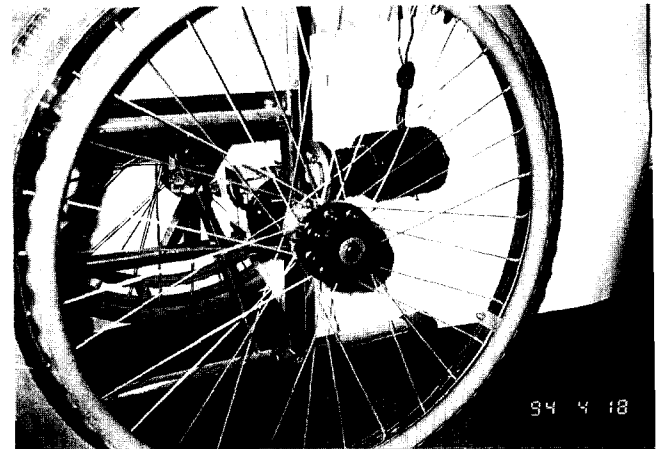
그림 4. INMEL-VI와 INMEL-VII의 후방 안정성 비교
Fig. 4. Comparison of the rearward stability

의해서 계산하면 그림 3의 (b)와 같이 차축으로부터 안쪽으로 23.74cm 위치하므로, 결국 INMEL-VI에 비해 9.65cm 안쪽으로 무게중심을 이동시킨 효과를 가져와서 후방 안정성의 증가를 가져왔다.

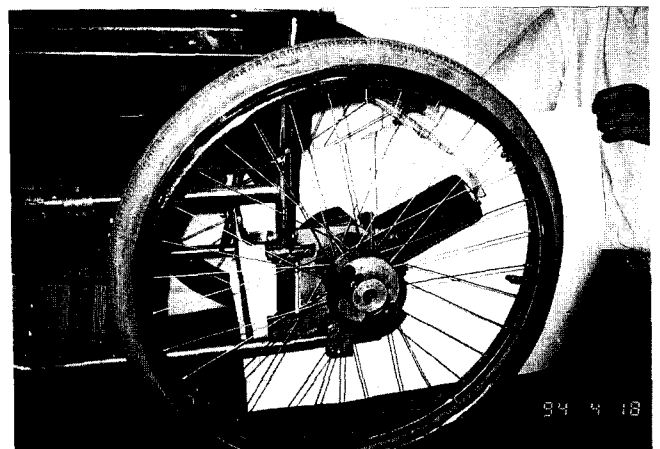
이와 같이 기계적인 구성을 개선함으로써 문제가 되었던 심한 오르막길이나 둔터의 통과시 휠체어가 후방으로



(a) INMEL-VI의 Coupling Type
(a) Coupling Type of INMEL-VI



(b) 1차 개선된 Push/Pull Type
(b) the 1st improved Push/Pull Type



(c) 2차 개선된 Over-Turn Type
(c) the 2nd improved Over-Turn Type

사진 1. INMEL-VI와 INMEL-VII의 클러치 개선 비교
Picture 1. Comparison of improved clutch

전복되는 위험을 해소할 수가 있었다. 그림 4는 INMEL-VI와 INMEL-VII의 후방 안정성을 지면과 이루는 경사도로 비교한 것으로 휠체어가 후방으로 전복되기 직전까지 강제로 기울였을때 INMEL-VI는 약 25°를 유지하였으나 INMEL-VII은 약 40°의 후방안정도를 나타내고 있다.

IV. 동력 전달 장치의 개선

수동 휠체어의 전동화를 목표로 개발된 INMEL-VI에서 사용하고 있는 구동방식은 사진 1의 (a)와 같이 직류모터에 커플링 구조의 클러치를 사용한 체인 전동방식으로 미끄럼이 없는 동력전달과 내구력, 정확한 감속비를 얻을 수 있는 방식이다. 또한 모터에서 바퀴까지 최종 감속 비율이 75:1로서 등판능력 약 12°를 유지하는 성능이었으나 체인 전동에 의한 감속비율이 3:1이므로 실제 워엄 감속기의 감속비율은 25:1로서 큰 피치와 작은 마찰저항의 영향으로 등판 정지시에 바퀴에 밀림 현상이 발생하였으며 바퀴와 기어가 완전한 동심원을 이루고 동일 평면을 유지해야만 고속주행시에 체인의 이탈을 막을 수 있고 진동을 방지할 수 있게 된다.

이와 같이 감속기의 출력을 체인으로 바퀴에 전동시킴으로써 과부하 부가시 주행신호가 없어도 상대측의 모터가 추종 회전하는 문제점을 개선하기 위하여 60W 모터에 40:1의 감속기를 일체화시키고 이 감속기 출력을 휠체어의 바퀴에 직결하였다. 이에 따라 클러치는 감속기와 바퀴의 직결에 따른 바퀴의 구동축과 바퀴를 단속하는 Push/Pull 타입으로 사진 1의 (b)와 같이 1차 재설계하였다.

그러나 이러한 구조도 현장 실험결과에서는 기존 프레임의 바퀴체결용 샤프트의 직경이 작은 원인으로 감속기 출력축의 크기가 제한되고 지지거리가 멀어서 동일하중에 따른 토오크가 상대적으로 증가됨으로 내구력에 한계를 나타내었다. 또한 이 클러치는 간단한 구조로 확실하게 동력을 차단하는 구조이나 장애자가 좌석에 앉은 자세에서 차축과 평행한 방향으로 Push/Pull 조작이 불편하다는 문제점이 나타났다.

이에따라 INMEL-VII에서는 구동 모듈을 기존의 프레임 축에서 후방으로 이동하고 클러치도 조작이 간편하도록 부착된 손잡이만 차축과 수직 방향으로 당겨서 절환하는 구조인 Over Turn타입으로 사진 1의 (c)와 같이 2차 개선하였다. 사진 2는 구동 모듈과 동력 전달장치에서 개선을 가져온 INMEL-VII의 전체 구성도이다.

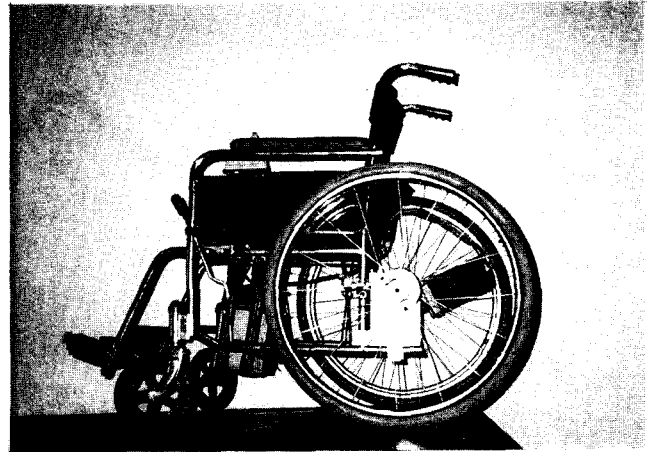


사진 2. INMEL-VII의 구성
Picture 2. Structure of INMEL-VII

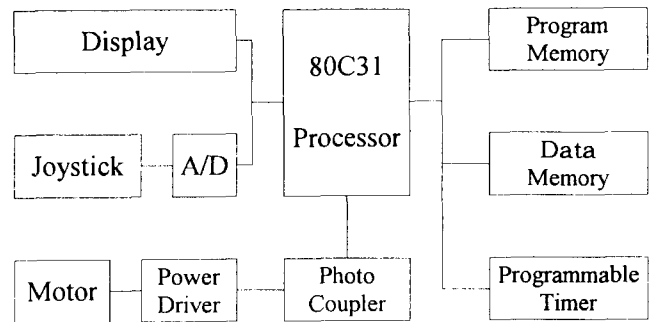


그림 5. INMEL-VII의 제어 시스템 구성
Fig. 5. Configuration of control part in INMEL-VII

V. INMEL-VII의 H/W 구성

INMEL-VII의 제어시스템은 그림 5의 구성도와 같이, 크게 제어보드와 조이스틱 입력부, 전원장치로 이루어져 있다. 제어보드는 원칩 마이크로프로세서 MCS-51계열 CPU를 중심으로 구성되어 있고, 조이스틱의 아날로그 입력을 ADC 0809로 A/D 변환하여 프로세서에 입력되도록 하였다.

INMEL-VII의 등판 주행 능력을 향상시키기 위해서는 2개의 60W 모터가 주행시에 4~6A가 필요하며 부하에 따라 기동전류 8~10A 이상이 요구됨으로 전력소자로는 기사용한 내부저항 0.085Ω의 IRF250(MOTOROLA) 전력소자가 다소의 열을 발생함으로 V_{DS} 100V, I_D 40A, r_{DS(ON)}

0.055Ω인 IRF150으로 대체하여 이를 병렬로 구성한 현재의 회로는 소자의 내부저항 감소로 인한 1.5배 정도의 전류능력으로 향상되었으며 과도전류와 열발생으로 인한 온도 상승 문제 등을 해결하였다.

스위칭 소음은 PWM 제어 방식을 사용하는한 불가피한 것이므로 효율이 낮은 직류 전압, 전류의 연속제어를 사용하지 않고, 오히려 스위칭 주파수를 가청주파수(20~20,000Hz) 이상으로 이상으로 높여서 사용자로 하여금 소음을 감지하지 못하도록하는 방법을 사용하였다. 그러나 소자의 용량성으로 채널 내부의 충전전하가 방전하는데 걸리는 시간이 충분하지 못하면 모터의 PWM 제어가 불가능하기 때문에 이론상의 가청주파수를 상회하기는 어려웠으며 실제로는 4kHz 이상에서는 소음이 약하게 감지되므로 스위칭 주파수는 약 5~6kHz로 설정하였다.

또한 좌우측 모터의 정역전과 PWM신호의 드라이브를 위하여 모터당 1개의 릴레이와 2개의 전력 스위칭 소자(Power MOSFET)를 사용하고 있다. 이는 전력 구동 전압이 12V인 모터를 12V 배터리 전원으로 구동 할 경우 드라이브회로에서 발생하는 내부저항이 0.055Ω인 소자를 사용하여 전압강하를 최소한으로 하여 모터에 안정하고 일정한 부하 전압을 공급하기 위한 것이다.

주파수 상승에 따른 문제는 전력 MOSFET 게이트의 용량성으로 인하여 소자 자체보다는 신호와 전력전원을 절연시키기 위한 포토커플러와 전류증폭 소자로 구성되는 드라이브 회로의 개선이 요구되었다.

소자의 주파수 추종성을 향상시키기 위한 방법은 그림 6에 도시한 회로와 같이 MOSFET 게이트에 빠르게 충전 전하를 공급하기 위해서는 ON 상태에서 큰 전류로 스위칭하고 OFF 상태에서는 빠르게 방전시켜야 하므로 1차 설계 (a)의 2.7kΩ의 게이트 저항만으로는 소자의 용량성으로 인한 시정수가 약 8.1μs로 방전시간 이 부족하므로 이를 단축시키기 위하여 저항치를 낮추면 시정수가 작아지므로 방전은 가능하나 이는 ON 상태의 게이트 전류를 바이패스시켜서 전압강하를 초래한다. 따라서 드라이브 소자자체가 OFF 상태에서 고속으로 방전이 가능한 상보형 NOT 게이트 4049 3개를 병렬로 (b)와 같이 구성하여 주파수 상승에 따른 스위칭 소자의 제어 신호 추종 성능을 증가시켰다.

또한 메인 스위치를 사용자의 편리와 누설전류의 절감을 위하여 조이스틱에 설치하였으나 사용전선의 용량이 구조상 제한을 받아 개선된 모델의 전류상승분을 감당할 수가 없어 주전원 스위치는 제어기에 설치하고 바이어스와 신호전원만 조이스틱에서 절환하도록 하였다.

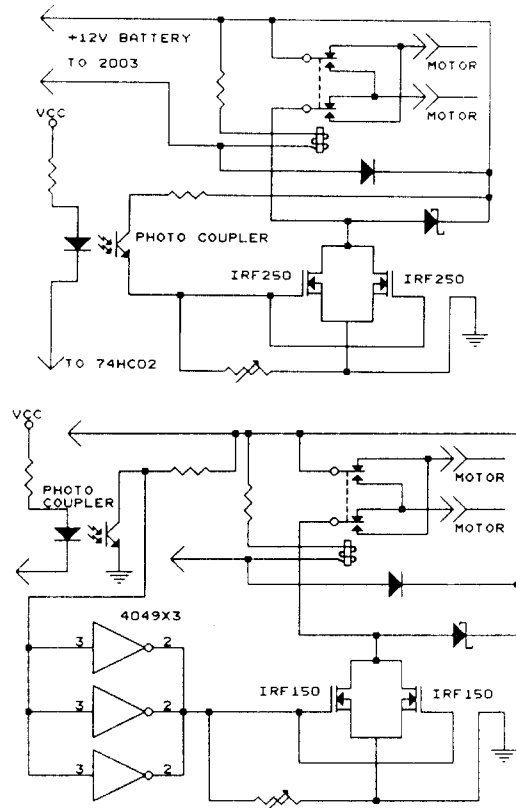


그림 6. 개선된 드라이브 회로의 비교
Fig. 6. Comparison of improved drive circuits

VI. INMEL-VII의 제어 알고리즘

INMEL-VII은 주행 중 장애자의 보조기기에서 가장 우선되어야 할 안정성의 확보와 기동성을 위하여 저속과 고속의 주행모드로 구분을하였고 정지시에는 전진 후 정지와 후진 후 정지로 구분을 하여 제어하고 있다.

출발시 미소한 조이스틱 변위에서는 모터의 출력이 관성과 마찰력을 이기지 못하여 출발하지 못하고 전력만을 소비하게 되며 갑작스런 변위차이는 전동장치에 충격이 발생되고 안정감을 저해하여 사용자를 긴장시키게 하므로 출발시에는 반드시 가속 루틴 L.U.T.(Look Up Table)에 의한 PWM 신호를 발생하여 모터를 회전시킴으로써 원활한 출발이 되게 하였다. 정지시에는 갑작스런 영(zero)변위의 입력이 있으면 모터에 신호를 부가하지 않아도 약간의 관성주행을 하여 자연스러운 정지가 되게 하였으나 동력 전달장치의 개선으로 인하여 신호가 없으면 모터가 갑작스런 정지가 되므로 정지시에는 가속 루틴의 PWM 신호를 모터에 부가하여 속도가 감소되면서 자연스러운 정

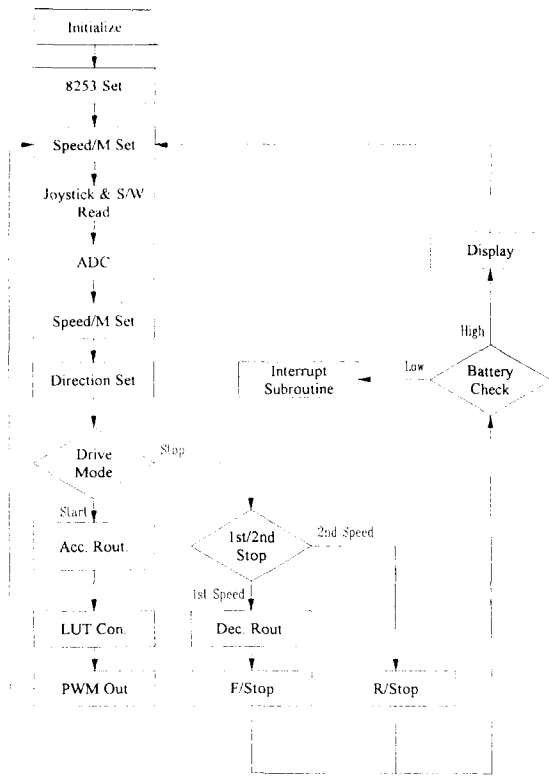


그림 7. INMEL-VII의 제어 알고리즘
Fig. 7. Control algorithm of INMEL-VII



사진 3. INMEL-VII의 실외 주행 실험
Picture 3. Field test of INMEL-VII

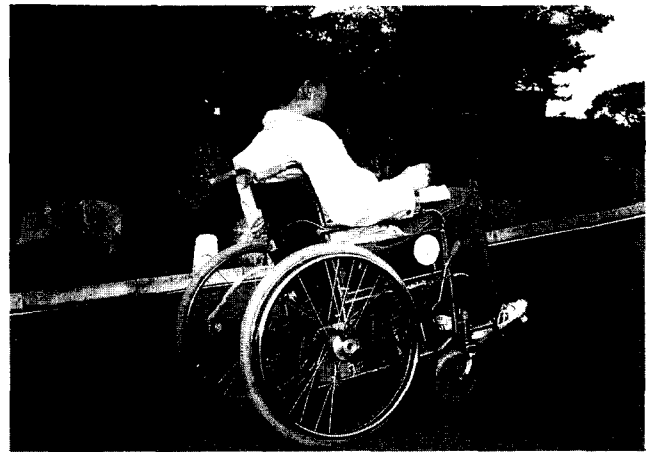


사진 4. INMEL-VII의 경사로 주행 실험
Picture 4. Slope field test of INMEL-VII

지가 되도록 하였다. 후진중의 속도는 후방 시야 확보의 어려움으로 반드시 저속모드로 고정시키고, 후진 후 정지 시에는 후진의 위험성을 줄이기 위해 전진 후 정지 시간의 약 1/2로 PWM 신호를 부가하였다. 회전시 INMEL-VII에서는 한쪽 바퀴의 모터를 회전시키면 상대측의 모터가 추종 주행을 하는 관계로 회전을 억제하는 신호를 주었으나 개선된 INMEL-VII에서는 동력 전달장치의 개선으로 인하여 모터에 제동 신호를 부가하지 않아도 추종 주행이 발생하지 않았다. 이에 따라 모터에 가하는 PWM 신호를 발생시키는 L.U.T.를 재구성하였다. 또한 정지루틴 후에는 반드시 배터리를 점검하고 전압레벨을 표시하도록 하여 전압이 기준전압 이하로 떨어지면 인터럽트를 발생시켜서 별도의 회복루틴을 거쳐서 주행하도록 하고 있다.

전체적인 주행 알고리즘은 먼저 조이스틱의 방향을 A/D 변환하고 모드에 맞는 L.U.T.의 PWM 신호를 발생하도록 하였다. 이러한 INMEL-VII의 흐름도를 그림 7에 도시하고 있다.

Ⅶ. 실험 및 결과 고찰

전동화 수동휠체어 INMEL-VII의 주행실험을 실내와 실외, 경사로에서 각각 실시하였다.

연구실과 복도에서 실시한 실내 주행 실험은 수동주행과 전동주행의 전환시에 불편을 겪어왔던 클러치의 복잡한 조작이 개선된 클러치의 구조로 간단한 조작에 의해 해결되었음을 확인할 수 있었다. 실외 주행실험은 사진 3과 같이 아스팔트로 된 일반 도로에서 실시하였으며 최고속도 4.5km/h, 연속주행거리 10~12km, 1회 충전으로 평균 3시간의 주행이 가능하였다. 문제점으로 지적되었던 등판

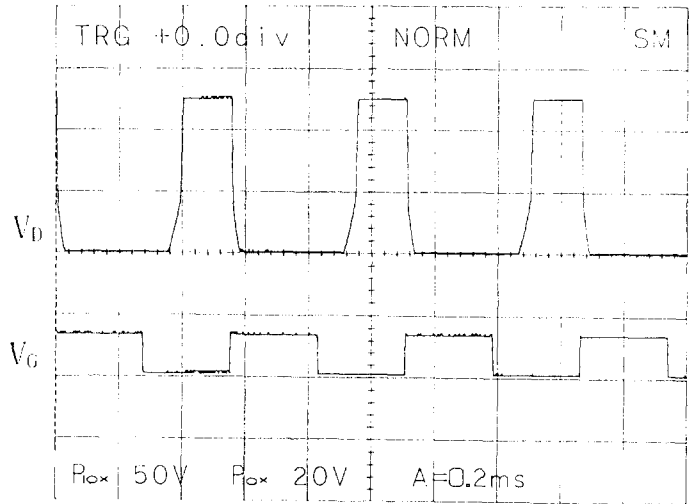


사진 5. INMEL-Ⅶ의 후방 안정성 실험
 Picture 5. Rearward stability test of INMEL-Ⅶ

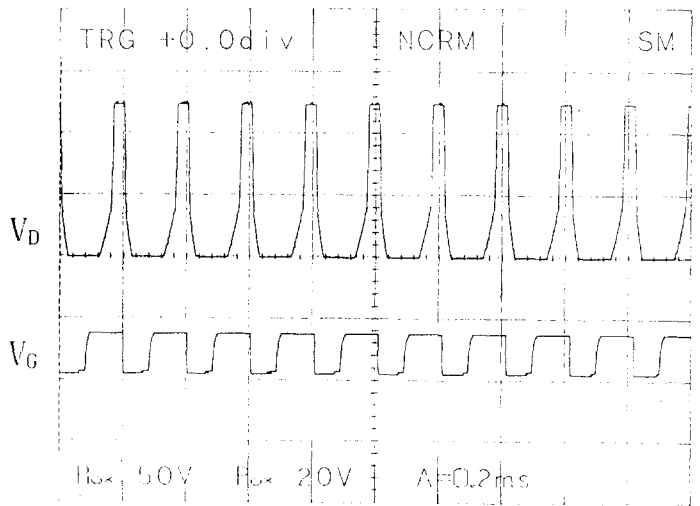
능력을 실험하기 위하여 사진 4와 같이 실시한 15°정도의 경사로 주행 실험을 통하여 등판 정지시의 바퀴의 밀림 현상이 제거되었음을 알 수 있었고, 오르막길 경사주행과 둔턱 통과시에 무게중심이 뒤로 이동하여 후방으로 전복되는 문제가 개선되었음을 알 수 있었다. 또한, 사진 5에서와 같이 후방 안정성을 확인하기 위하여 휠체어가 뒤로 전복되기 직전까지 인위적인 힘을 가한 실험에서는 최대 40°정도의 안정도를 유지하였다.

INMEL-Ⅶ에서 선택하고 있는 PWM 방식은 출력 파형이 주파수에 의해 크게 좌우되어진다. 따라서 주파수에 따른 스위칭 소음이 문제점으로 나타났다. 이러한 문제점을 해결하기 위해 스위칭 주파수를 사람이 거의 감지하기 어려운 약 5kHz로 설정하고 있다.

본 실험에서는 스위칭 주파수를 각각 다르게 주었을 때 PWM 파를 인가시 나타나는 드라이브 게이트와 드레인 단자의 출력파형을 비교하여 보았다. 그림 8은 개선되기 전의 회로에 2kHz의 주파수를 인가하였을 때의 출력이다. 주파수를 2kHz로 설정시 게이트 신호와 드레인 전압을 채



(a) 개선 전 회로의 출력 (5kHz)
 (a) Output of circuits before improvement (5kHz)



(b) 개선 후 회로의 출력 (5kHz)
 (b) Output of circuits after improvement (5kHz)

그림 8. 개선 전 회로의 출력 파형 (2kHz)
 Fig. 8. Output signal before improvement (2kHz)

널 내부의 충전전하가 방전되는 짧은 시간동안 Off가 100ms정도 지연되고 있지만 50%정도의 듀티비까지 스위칭 소자는 게이트 신호에 비교적 추종됨을 알 수 있다.

주파수를 5kHz로 증가시킨 그림 9에서는 게이트 Off 신호에 따른 소자의 Off가 더욱 지연되어 50%정도의 PWM 듀티비에서는 소자는 On 상태를 유지하여 제어불능이 되고 있음을 볼 수 있다.

그러나 그림 6에서와 같이 개선한 회로에서는 상보형

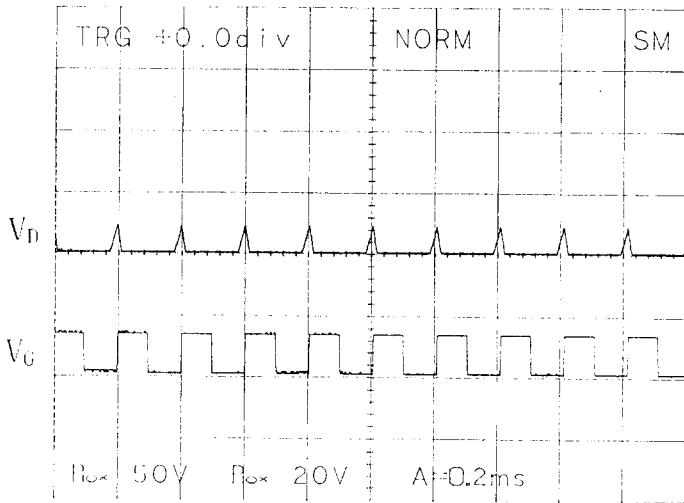


그림 9. 주파수 상승에 따른 개선 전 회로와 개선 후 회로의 시스템의 출력 파형 비교

Fig. 9. Comparison of output related to rising frequency

NOT 게이트에 의해 Off 상태에서 TMOS 내부에 축적된 전하를 빠르게 방전시킴으로서 지연시간이 감소되어 50% 듀티비에서도 스위칭 소자가 20% 정도의 Off 주기를 유지하고 있다.

VIII. 결 론

본 논문에서 연구된 전동화 수동 휠체어의 개선된 모델 INMEL-VII는 동력 전달 장치의 개선으로 내구성과 신뢰성이 증가됨은 물론이고 구동 모듈의 후방 이동 부착으로 후방 안정성이 개선되었음을 알 수 있었다.

또한 구조적으로 크게 개선된 INMEL-VII에 적합한 H/W와 S/W를 갖추기 위해 설계된 제어기는 실험 결과에서 성능의 향상이 확인되었다. 스위칭 소자의 내부 저항을 감소시켜서 개선한 회로를 통해 1.5배 정도의 전류의 증가와 이로 인한 모터의 효율의 증가를 가져왔으며 PWM 신

호의 스위칭 소음 문제의 개선은 드라이브 소자의 동작속도를 증가시키기 위한 게이트 전류의 증가와 자체 방전 방식이 S/W의 상승 주파수를 추종하도록 함으로써 높은 주파수에서의 제어 추종 능력을 증가시켰다. 또한 조이스틱을 이용한 1:1 대응제어 방식을 S/W의 다양한 가속과 감속루틴에 의한 제어 방식으로 개선하여 장애자의 급격한 조이스틱 변화를 흡수 적응하도록 프로그램하였다.

실험에서 고찰한 INMEL-VII는 전용의 다기능 전동 휠체어 설계를 위한 기술의 축적과, 신뢰성이 있는 열가의 전동 휠체어으로써 실용 가능한 것으로 평가되고 있다. 이와 같은 INMEL-VII의 개발은 현실적으로 보행 부자유자에게 사회활동 참여의 기회를 증가시키고 일상 생활의 질을 향상시킬 수 있을 것으로 기대된다.

참 고 문 헌

1. 정동명, 홍승홍, "응답형 음성제어 전동 휠체어 (INMEL-I)의 설계", 대한의용생체공학회, 8권, 2호, 1982.
2. 정동명, 홍승홍, "車輛 搭載用 電動 휠체어 (INMEL-V)의 設計", 대한의용생체공학회지, 11권, 1호, 105-11, 1990.
3. 鄭東明, 趙種萬, 張元碩, 洪勝弘, "應答形音 聲制御システムを用いた電動車椅子の設計", 第27回 日本ME學會雜誌, Japan Soc. ME & BE, 654, 1988.
4. Clifford E. Brubaker, "Advanced in Wheelchair Technology", IEEE ENG. IN MEIDICINE AND BIOLOGY, vol. 7, no. 3, pp. 21-4, 1988.
5. 최창순, 정동명, 홍승홍, "단축 音聲壽命에 의한 전동휠체어 制御 시스템 設計", 대한전 자공학회 학술대회 논문집, 12권, 1호, 1989.
6. C. Geraldwarren, "Wheelchair: How they are used", ENGINEERING IN MEDICINE AND BIOLOGY, Vol. 1, No. 4, 1982.
7. Braun, W. Fischer, *Der Gang des Menschen*, abh. d. Mathem. Klassed. Kgl. Achs. gesd. Wiss. 1985.
8. 문철홍, 조종만, 정동명, 장원석, 홍승홍, 肢體不自由者를 위한 多機能 電動 휠체어의 研究 開發, 과학기술처 1차년도 최종보고서, 1990.
9. 이규성, "특수 휠체어", 季刊再活, 한국장애 자재활협회, 28권, 31-55, 1988.

=국문초록=

본 논문에서는 전동화 수동 휠체어 INMEL-Ⅶ를 위한 주행 안정성과 제어기의 개선에 관하여 연구하였다.

기 개발된 INMEL-Ⅶ의 2년 여에 걸친 현장 실험에서 오르막길에서의 후방 전복으로 인한 주행 안정성, 모터의 PWM 제어로 인한 스위칭 노이즈, 심한내리막길에서 주행 명령이 없어도 모터가 회전하는 문제들이 지적되었다. 이러한 문제를 해결하기 위해 INMEL-Ⅶ에서는 모터와 구동축을 직결하고 출력을 증가시켰으며 바퀴의 중심축을 이동하여 무게중심을 안쪽으로 이동시켜서 후방 전복 임계 경사각을 크게 증가시켰고, 스위칭 주파수를 5kHz로 설정하기 위해 하드웨어를 개선 하였다. 또한, INMEL-Ⅶ에서는 다양한 가속 및 감속 루틴으로 소프트웨어의도 개선 하였다.

현장 주행 실험 결과 기계적 구성과 소프트웨어의 개선으로 인한 주행 안정성이 증가되고 다양한 조작이 가능해졌음을 알 수 있었다. 본 연구결과로 장애자의 보행 보조기구연구에 기여하고 보행부 자유자에게는 염가의 국산 전동휠체어를 사용할 수 있는 기회가 증가되기를 기대한다.