

# 입력토크의 시간적 유사성에 기반한 파워 어시스트 휠체어의 토크 밸런스 제어

## Assist Torque Balance Control for Power Assisted Wheelchair Based on Temporal Similarity between Input Torques

허윤\*, 홍응표, 류제청, 문무성

Y. Heo, E. P. Hong, J. C. Ryu, M. S. Moon

### 요 약

파워 어시스트 휠체어(PAW)가 주행방향을 일직선으로 유지하기 위해서는 좌우 휠에 같은 힘이 전달되어야 한다. 하지만 인간은 양쪽 팔 힘이 서로 다르고 항상 균일하게 자신의 힘을 제어하지 못하므로 PAW 운전시 방향보정을 빈번하게 해야 할 수도 있다. 따라서 직선구간에서 PAW의 주행방향을 일정하게 유지하거나 회전구간에서 방향전환을 신속하게하기 위해서는 불균형한 입력토크로부터 사용자의 주행의도를 감지하여 적절한 어시스트 출력토크를 생성하여야 한다. 본 연구에서는 좌우측 push-rim에 가해지는 입력토크 신호간의 시간적 유사성으로부터 사용자의 주행의도를 판단하는 새로운 방식을 제시하고, 이를 이용한 토크밸런스 제어기법을 제안한다. 그리고 주행실험을 통해 제안한 밸런스 제어기의 효용성을 검증하였다.

### ABSTRACT

In order for a Power Assisted Wheelchair (PAW) to maintain a straight driving direction, the same force must be delivered to both wheels. However, a human has different strength between the right and left arms, and cannot control the force uniformly at all times. Therefore, appropriate assist torque shall be generated from unbalanced human torque inputs by detecting the user intention, in order to maintain direction uniformly in straight sections or change direction quickly in curved sections. In this study, a special function is proposed to detect the intention of drivers on the basis of temporal similarity between the input torque signals, and a torque balancing technique based on this function is proposed. In the experiments, the effectiveness of the proposed torque balancing method are verified.

**Keyword** : Power Assisted Wheelchair(PAW), Assist Torque Balancing, Temporal Similarity.

### 1. 서론

휠체어는 보행 장애가 있는 장애인 또는 노약자

접 수 일 : 2014.11.21

심사완료일 : 2014.12.11

게재확정일 : 2015.02.28

\* 허 윤 : 근로복지공단 재활공학연구소 연구원(주저자)

홍응표 : 근로복지공단 재활공학연구소 연구위원

ephong@korec.re.kr (교신저자)

류제청 : 근로복지공단 재활공학연구소 연구위원

문무성 : 근로복지공단 재활공학연구소 연구소장

※ 본 연구는 보건복지부 100제사회대응고령친화제품연구 개발사업의 지원에 의하여 이루어진 것임(H114C1496).

들이 주로 활용하는 대표적인 재활보조 장치이다. 그 중에서 수동휠체어는 상체의 운동을 동반하므로 재활에 필요한 운동효과와 함께 사용자에게 기계에 의존하지 않는다는 심리적 만족을 주는 장점이 있다[2,5]. 하지만 수동휠체어 사용자의 상당수가 과도한 육체적 피로로 인해 손가락 관절의 퇴행 등의 부상을 입는다는 연구결과가 발표되기도 하였다[2]. 최근에는 Man-machine Interface 기술을 활용한 다양한 재활 보조장치의 연구가 활발한데, 그 중에서도 수동휠체어에 전동 어시스트 기능이 추가되어 수동휠체어의 장점과 전동휠체어의 장점을 모두 가진 PAW(Power Assisted Wheelchair)가 대표적이다.

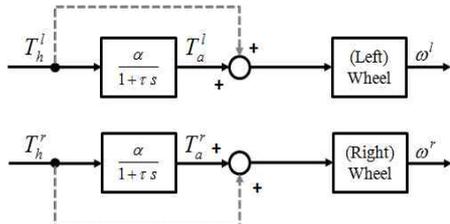


그림 1. 일반적인 PAW 제어시스템 구조

하지만 PAW는 인간의 팔 힘으로 구동되므로 양쪽의 힘이 다를 경우 휠체어가 직진하기 위해서는 힘이 약한 쪽에서 더욱 자주 방향보정을 해 주어야 한다. 이러한 문제를 개선하기 위해 어시스트 출력토크를 생성할 때 서로 반대편 토크를 일정부분 참조하는 방식이 개발되었다.[3,6] 하지만 참조비중을 너무 크게 하면 직진성능이 개선되는 반면 방향전환 성능이 떨어지는 문제가 발생한다. Hirokazu Seki는 좌우 토크의 비율로부터 선형적으로 참조비율이 결정되는 방식을 제시하였다. 하지만 이 또한 참조비율이 오직 사용자의 불안정한 입력토크에 의해 결정되므로 사용자의 정확한 주행의도를 반영하는데 한계가 있다.

본 연구에서는 이러한 문제를 개선하기 위해 좌우측 푸쉬림에 가해지는 토크신호의 차이로부터 사용자의 주행의도를 감지하는 새로운 토크 밸런스 제어기법을 개발 하였다. 그리고 실험으로부터 기존에 Seki가 제시한 토크입력간의 크기비율을 이용하는 방식과 비교하여 제안하는 제어방식의 효용성을 검증하였다.

## 2. 본론

그림 1은 일반적인 토크제어기반 PAW 시스템의 구조를 나타낸다. 제어기는 일반적으로 LPF(Low Pass Filter)로 구성되며 양쪽 휠은 서로 독립적인 시스템이다. LPF에서 심볼  $\alpha$ 는 사용자의 입력토크에 대한 어시스트 출력토크의 증폭률(assistance ratio)을 나타내고 시정수(time constant)  $\tau$ 는 사용자 입력토크가 사라지더라도 휠체어의 속도가 서서히 감소하도록 가상의 관성토크 지속시간을 나타낸다. 휠체어가 주행방향을 일정하게 유지하기 위해서는 좌우측에 같은 크기의 입력토크가 가해져야 한다. 하지만 일반적으로 인간의 양쪽 팔 힘은 동일하지 않고, 안정적으로 밸런스된 토크를 생성하는 것도 또한 어렵다. 따라서 휠체어의 주행방향을 안정적으로 유지하기 위해서는, 인간의 불균일한 입력토크로부터 안정적으로 밸런스된 어시스트 출력토크를 생성할 수 있는 제어방법의 개발이 필요하다.

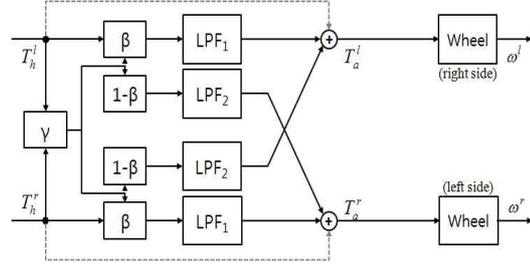


그림 2. Seki의 토크 밸런스 제어시스템 구조.

### 2.1 선행연구

세계최초로 PAW를 상용화한 야마하에서는 수식 1과 같이 휠체어의 직진성능 향상을 위해 양쪽 사용자 입력토크( $T_h^l, T_h^r$ )를 일정비율( $\alpha, \beta$ )로 더하여 SRTC(Straight Running Torque Component)로 정의하였다. 그리고 어시스트 출력토크는 입력토크와 SRTC의 합으로 생성된다[6]. 이 때 SRTC를 참조하는 비중(KM)이 클수록 좌우 입력 토크간 편차가 커지더라도 휠체어의 직진성능은 개선되지만, 너무 크게 참조비중을 설정하면 방향전환 성능이 감소하는 문제점이 있다.

$$\begin{aligned}
 SRTC &= \alpha T_h^l + \beta T_h^r & (1) \\
 T_a^l &= k^l T_h^l + KM \cdot SRTC \\
 T_a^r &= k^r T_h^r + KM \cdot SRTC
 \end{aligned}$$

Hirokazu Seki는 야마하의 토크 밸런스 제어방식과 같이 출력토크를 생성할 때 반대편 입력토크를 참조하도록 하였지만 참조비중을 결정하는데 인간의 주행의도가 반영될 수 있도록 하였다[3]. 그는 평소 인간이 수동휠체어를 조정하는 방식에 착안하여 양쪽 푸쉬림에 가해지는 사용자 입력토크의 비율을 측정하고, 양쪽의 비가 비슷하다면 직진의도가 크고 차이가 크다면 방향전환의도가 강하다고 판단하였다. Seki가 제안한 제어시스템의 구조는 그림 2와 같다.

좌우 입력토크의 비율( $\gamma$ )은 수식 2로부터 결정되고, 반대편 입력토크의 참조비중을 결정하는 요소인 Balance Ratio( $\beta$ )는 그림 3의 Balance Ratio design table에 따라 입력토크의 비율( $\gamma$ )에 비례하여 결정된다.

$$\begin{aligned}
 \gamma &= \frac{T_h^r}{T_h^l} & \text{if } |T_h^l| > |T_h^r| & (2) \\
 \gamma &= \frac{T_h^l}{T_h^r} & \text{otherwise}
 \end{aligned}$$

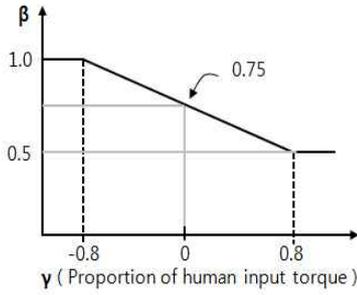


그림 3. Balance Ratio 디자인 Table.

밸런스된 어시스트 출력토크( $T_a^l, T_a^r$ )의 계산식은, 그림 2의 제어시스템 구조에서 LPF 파트를 생략할 경우 수식 3 과같이 단순화되고 Balance Ratio( $\beta$ )의 범위는  $0.5 \leq \beta \leq 1.0$  와 같다.

$$\begin{aligned} T_a^l &= \beta T_h^l + (1-\beta) T_h^r \\ T_a^r &= \beta T_h^r + (1-\beta) T_h^l \end{aligned} \quad (3)$$

수식 3에서,  $\beta$ 가 0.5에 근접하게 되면, 반대쪽 입력토크를 참조하는 비중이 출력토크의 50%까지 증가하므로 직진성능이 개선된다. 반대로  $\beta$ 가 1.0이 되면 반대편 입력토크를 참조하지 않으므로 입력토크가 각각 독립적으로 좌우 휠에 전달되어 방향전환이 용이하게 된다. 하지만 그림 3에서처럼 좌우 휠에 각각 반대방향으로 힘을 가한 경우에만  $\beta$ 가 1.0이 되고 그렇지 않은 경우에는 최소 25%의 토크가 항상 반대쪽 휠에 전달된다. 이는 토크비율에 선형적인 Balance Ratio Table 만으로는 사용자의 주행의도를 정확하게 반영하기에는 한계가 있음을 의미한다.

## 2.2 좌우 토크신호간 시간적 유사성을 이용한 토크밸런스 제어

일반적으로 수동휠체어 사용자는 방향을 전환하기 위해서는, 한쪽 휠에 다른 쪽보다 가속 또는 감속하거나 그리고 좌우바퀴의 방향을 반대방향으로 회전시키는 방식을 사용한다. 그리고 전진하거나 후

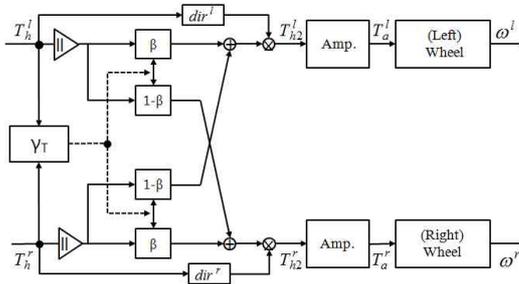


그림 4. 제안된 입력토크 밸런스제어 시스템 구조.

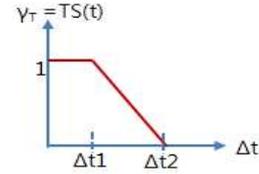


그림 5. 입력토크 신호간 시간차에 따른 시간적 유사성 판단 Table.

진할 때에는 양쪽 바퀴에 거의 동시에 같은 방향과 힘으로 좌우측 림에 힘을 가하여 운전한다[6]. 이와 같이, 주행방향을 변경하려는 경우에는 양쪽의 입력토크가 동시에 발생되지 않는데, 이는 사용자의 주행의도가 좌우 토크신호의 동기 타이밍으로부터 판단 될 수 있음을 의미한다.

본 논문에서 제안하는 어시스트 토크 밸런스 제어 방식은 Seki가 제안한 좌우토크의 비율을 이용하여 Balance Ratio를 결정하는 대신, 좌우 입력토크 신호간의 시간적 유사성(Temporal Similarity)으로부터  $\beta$ 의 크기가 결정된다. 그림 4는 제안한 어시스트 출력토크 밸런스 제어기의 구조를 나타낸다. 그리고 밸런스된 출력토크는 수식 4로부터 결정된다.

$$\begin{aligned} T_{h2}^l &= dir^l(\beta|T_h^l| + (1+\beta)|T_h^r|) \\ T_{h2}^r &= dir^r(\beta|T_h^r| + (1+\beta)|T_h^l|) \end{aligned} \quad (4)$$

$T_h^l, T_h^r$ 는 사용자 좌우 입력토크를 각각 나타내고,  $T_{h2}^l, T_{h2}^r$ 는 밸런스 제어후의 출력토크를 나타

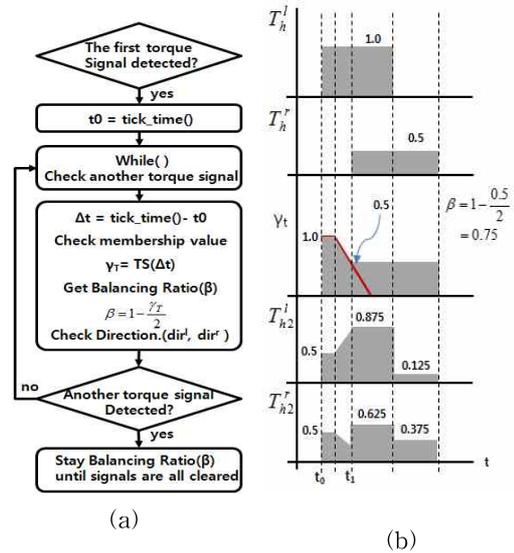


그림 6. 제안한 어시스트 출력토크 밸런스 제어알고리즘 (a)제어프로세스, (b)토크밸런스예제

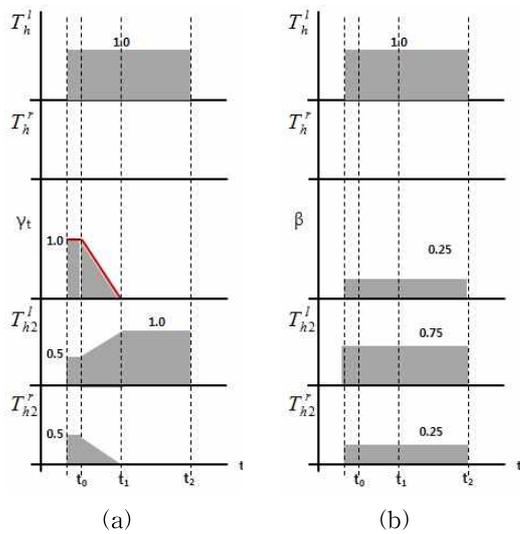


그림 7. 좌측 휠에만 입력토크를 가한 경우 어시스트 토크밸런스 시뮬레이션, (a)제안한 토크밸런스 제어기 출력, (b)Seki의 토크밸런스 제어기 출력.

낸다. 출력토크의 증폭 후 휠체어 휠에 전달되는 토크는  $T_a^l, T_a^r$ 와 같다.  $dir^l, dir^r$ 은 출력토크의 방향으로서 입력 토크의 방향에 의존한다.

2.2.1 Balance Ratio( $\beta$ ) 결정

Seki는 좌우 토크의 크기 비율로부터  $\beta$ 를 선행적으로 결정하는 방법을 제시하였다[3]. 하지만 최소 25%의 출력토크가 반대쪽 토크에 의해 결정되도록 설정되어서 사용자의 주행의도가 직진일 경우에는 좌우 큰 토크차가 발생하여도 밸런스된 출력토크가 발생되어 직진성능은 개선되지만, 반대로 회전 특성은 감소하게 된다. 예를 들어 좌측으로 회전하기 위해 우측 푸쉬림에만 힘을 가한 경우, 우측 휠에 입력토크의 75%가 적용되고 나머지 25%는 좌측 휠에 전달된다. 이 때 좌측의 25% 토크는 회전특성을 방해하는 요소로 작용된다.

본 논문에서는 이러한 문제를 개선하기 위해 입력토크간의 시간적 유사성을 이용하여 Balance Ratio를 결정하는 방법을 제시한다. 그림 5는 좌우 토크신호의 시간차로부터 시간적 유사성 정도를 결정하기 위한 TS(Torque Similarity)판단 Table이다. 최초 토크신호가 발생 후  $\Delta t_1$ 까지는 TS함수는 가장 높게 설정되고, 시간이 지나면서  $\Delta t_2$ 까지 점차 감소하도록 설계되었다.

그림 6(a)는 제안한 시간적 유사성을 이용한 출력토크에 대한 밸런스 프로세스를 나타내고, 그림

6(b)에서 간단한 예를 들어 설명하였다. 그림 6(b)의 예와 같이, 제안하는 밸런스 제어의 주요한 특징은 좌우 입력토크의 시간차가 발생하더라도 일정시간 동안은 두 신호가 동시에 발생한 것으로 처리하는 것이다. 즉 좌우 입력토크가 동시에 발생하지 않더라도 그 시간차가 일정시간( $\Delta t_1 \sim \Delta t_2$ ) 이내라면 좌우 입력토크의 참조비중을 증가시켜 직진성을 향상시킨다. 반면 시간차가 큰 경우( $\Delta t_2$  이후)에는 두 입력토크간에 시간적 유사성이 없다고 판단하고 좌우 어시스트 출력토크의 독립성을 향상시켜 주행방향의 전환이 빠르게 될 수 있도록 제어된다.

그림 7은 좌측 휠에만 입력토크가 주어졌을 때 어시스트 출력토크를 Seki의 밸런스 제어방식과 비교한 시뮬레이션 결과를 나타낸다. 그림 7(b)와 같이, Seki의 밸런스 제어방식에서는 좌측 입력토크가 활성화된 전 구간에서 25%의 토크가 우측 휠에 전달되지만, 제안한 방식에서는 그림 7(a)와 같이 TS검출구간의 짧은 시간만 입력토크가 우측에 전달되므로 방향전환의 성능감소를 최소화 할 수 있다.

식 5는 TS함수의 결과 값  $\gamma_T$ 로부터 Balance Ratio( $\beta$ )을 구하는 수식을 나타내고  $0.5 \leq \beta \leq 1.0$ 의 범위를 가진다. 이 때,  $\beta$ 가 0.5에 가까울수록 두 입력토크간의 참조비중이 증가하고, 1.0에 가까울수록 두 신호의 독립성이 증가한다.

$$\beta = 1 - \frac{\gamma_T}{2} \tag{5}$$

2.3. 주행실험

2.3.1 실험 시스템 구성

제안된 입력토크의 시간적 유사성에 기반한 어시스트 출력토크 밸런스 제어기의 효용성을 검증하기 위해 토션센서 기반의 파워 어시스트 휠체어를 개발하였다[4]. 개발된 파워 어시스트 휠체어의 시스템 구성은 그림 8과 같다. 휠체어의 주행제어를 추적하기 위해 양 쪽 휠에 로타리 엔코더(Autonics, Korea)를 설치하였고 무선으로 시스템 상태 데이터를 기록 및 관찰 할 수 있는 시스템을 구축하였다. 그리고 제안한 어시스트 출력토크 밸런스 제어기의 효용성을 검증하기 위해 직선주행과 회전주행에서의 주행성능을 각각 측정하고 Seki가 제시한 제어 방법과 비교하였다. 그리고 실험결과 주행의도가 직진인 경우에 좌우 토크간의 시간차가 약 100ms 이내임을 알 수 있었다. 따라서 주행시험을 위해 제한한 토크밸런스 제어기의 시간적 유사성 판단 Table의  $\Delta t_1$  과  $\Delta t_2$ 는 각각 50ms와 100ms로 설정하였다.

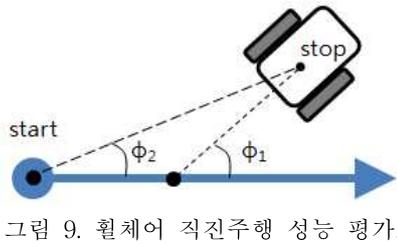
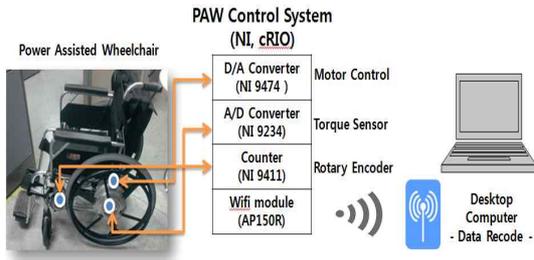
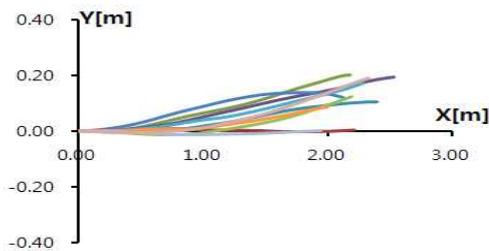


그림 9. 휠체어 직진주행 성능 평가.

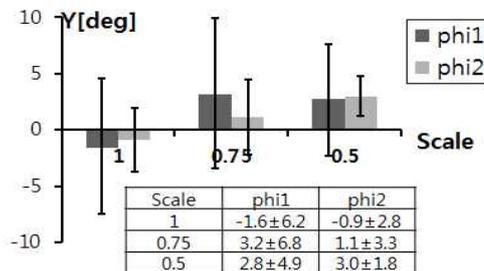
2.3.2 휠체어 직진주행 실험

휠체어의 직진성능을 검증하기 위해 그림 9와 같이, 휠체어가 주행한 구간에서 휠체어의 자세각(Posture angle,  $\phi_1$ )과 위치각(Position angle,  $\phi_2$ )을 각각 측정하여 비교하였다. 입력 토크의 크기차에 대한 영향을 비교하기 위해 좌측의 토크 입력에 대해 각각 1.0, 0.75, 0.5 배의 스케일을 적용하여 주행 결과를 비교하였다.

시험은 좌우측 휠에 1 회 입력토크를 가하였을 때 휠체어의 주행경로를 분석하였고 제안한 제어방식과 Seki 방식으로 각 10 회씩 반복하였다.

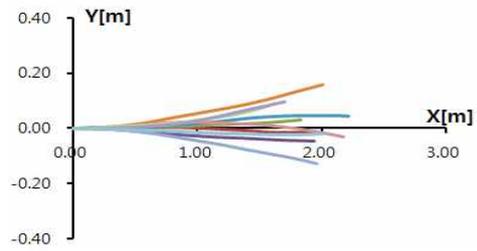


(a) 스케일 0.5적용시 휠체어 주행경로 변화

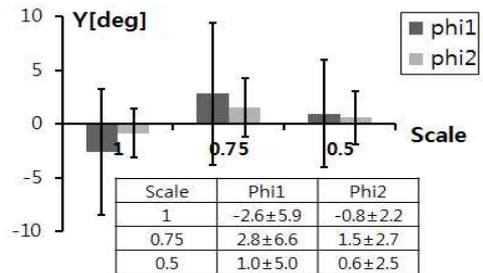


(b) 자세각( $\phi_1$ )과 위치각( $\phi_2$ )의 변동 분포도

그림 10. Seki의 밸런스 제어기 적용시 직진주행 시험결과.



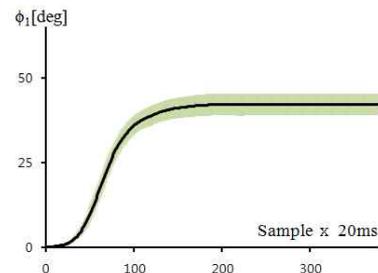
(a)스케일 0.5적용시 휠체어 주행경로 변화



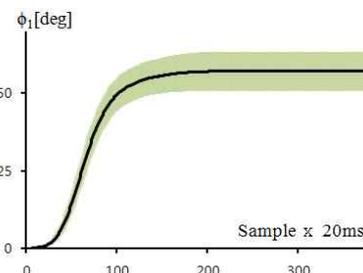
(b) 자세각( $\phi_1$ )과 위치각( $\phi_2$ )의 변동 분포도

그림 11. 제안한 밸런스 제어기를 적용한 경우 직진주행 시험결과.

그림 10은 Seki의 밸런스 제어기를 적용하였을 때 휠체어의 직진주행 시험결과를 나타낸다. 그림 10(a)와 같이, 좌측 입력토크에 가해진 스케일 비율이 증가한 경우 휠체어가 +방향, 즉 좌측으로 휘는 현상이 발생하였음을 알 수 있다.



(a) Seki의 밸런스 제어기 적용한 경우



(b) 제안한 밸런스 제어기 적용한 경우

그림 12 방향전환 성능비교

또한 그림 10(b)의 스케일 변화에 따른 휠체어의 자

세각과 위치각의 변화 분포도로부터, 스케일이 0.75 배 이상인 경우에는 Seki의 밸런스 제어가 안정적으로 어시스트 출력토크를 생성한 반면 0.5 배 스케일이 적용되면 +방향, 즉 좌측으로 휘는 현상이 두드러지게 나타남을 알 수 있다. 하지만 그림 11과 같이, 제안한 밸런스 제어방식을 적용한 경우 0.5 배 스케일이 적용 되더라도 좌측으로 휘는 현상이 감소하는 것을 볼 수 있다. 이는 제안한 어시스트 토크밸런스 제어가 Seki가 제시한 제어기보다 직선주행성능에서 우수함을 나타낸다.

과워 어시스트 휠체어의 방향전환 성능을 검증하기 위해, 오른쪽 휠에만 1회 입력토크를 가하였을 때 휠체어가 회전한 경로를 비교하였다. 그림 12(a)는 Seki가 제안한 밸런스 제어를 적용하였을 때, 휠체어의 회전경로를 나타내고 그림 12(b)는 제안한 밸런스 제어를 적용하였을 때 휠체어의 회전경로를 나타낸다. 방향전환 시험결과, 제안한 제어방식을 적용한 경우, 1회 힘이 휠에 가해졌을 때 휠체어가 평균 57도 이상 회전하였으나 Seki의 제어방식을 적용한 경우에는 평균 42도 회전하는데 그쳤다. 따라서 방향전환 특성 또한 제안한 밸런스 제어가 Seki의 제어기보다 우수함을 알 수 있다.

### 3. 결 론

본 논문에서는 과워어시스트 휠체어의 주행성을 향상시키기 위해, 입력토크 신호의 시간적 유사성을 이용하는 새로운 사용자 주행의도 인식 방법을 제시하고 이를 이용한 출력토크 밸런스 제어방식을 제안하였다. 그리고 기존의 연구에서 제안된 방식과 비교하여 그 성능을 검증하였다. 시험결과 직진 및 방향전환 성능에서 모두 Seki가 제시한 기존의 방식보다 우수한 주행특성을 보였다. 이는 입력토크간의 시간적 유사성 정보가 사용자의 주행의도를 인식할 수 있는 중요한 정보임을 의미한다. 하지만 제안된 방식은 양쪽 입력토크의 차이를 반영하지 않고 오직 시간적 유사성 정보에 의해서만 참조율이 결정되는 방식이므로 사용자의 오작동 또는 외란에 취약한 특성을 지닌다.

향후 이러한 문제점을 개선하기 위해 시간의 유사성뿐만 아니라 토크의 크기차를 함께 고려할 수 있는 어시스트 토크밸런스 제어방식에 대한 추가 연구를 진행할 계획이다.

### 참 고 문 헌

- [1] G. Campion, G. Bastin, and B. D'Andrea-Novel, "Structural Properties and Classification of Kinematic and Dynamic Models of Wheeled Mobile Robots," IEEE Trans. Robot. Automat. vol. 12. no. 1, pp.47-62, 1996.
- [2] C. C. Ou, T.C. Chen, "Power-Assisted Wheelchair Design based on Lyapunov Torque Observer," Int. J. of ICIC, Vol. 8, No. 12, pp. 8089-8012, 2012.
- [3] H. Seki, T. Sugimoto and S. Tadakuma, "Straight and Circular Road Driving Control of Power Assisted Wheelchair Based on Balanced Assisted Torque," Int. Conf. of IECON Socitey, 2005.
- [4] Y. Heo, K.A. Seo and E.P. Hong, "Torsion sensor based Power Assisted Wheelchair development," (in Korean), Annual Conf. of KSPE, Oct. 2013.
- [5] W. Richter, Mark, "Motion-based Power Assist System for Wheelchair," Int. Patent WO 2013/006818A2, Jan, 2013.
- [6] U. Atsushi, O. Hiroaki, "Electric Power Assisted Wheelchair," US Patent 5,818,189, Oct. 6, 1998.
- [7] O. Hiroaki, T. Kenji, "Wheelchair with Auxiliary Power," US Patent 6,230,831, May 15, 2001.
- [8] 이원영, 이동광, 이웅혁, "경사로에서의 안정성 확보를 위한 Mobile Walker의 직진성 향상 기법에 관한 연구", 한국재활복지공학회 논문지, 제 8권 제3호 pp.187-196. 2014
- [9] 배주환, 문인혁, "뇌졸중 환자용 동력보조형 상지재활훈련기의 설계", 한국재활복지공학회 논문지, 제5권 제1호 pp.79-85. 2011



**허 윤**

2003년 경북대학교 전자공학과 석사  
2008년 경북대학교 대학원 전자공학과 박사수료  
2009년 - 현재 재활공학연구소 연구원

관심분야 : 재활이동기기, 재활로봇



**홍 응 표**

2007년 경북대학교 전자공학과 대학원 의용생체공학과 박사  
2006년 - 현재 재활공학연구소 연구위원

관심분야 : 재활이동기기, 재활로봇



**류 제 청**

1987년 중앙대학교 대학원 석사  
1992년 중앙대학교 대학원 박사  
1995년 - 현재 재활공학연구소 연구위원

관심분야 : 재활공학, 바이오메카트로닉스



**문 무 성**

1982년 서울대학교 기계공학과 석사  
1992년 Univ. of Minnesota 의공학과 박사  
1994년-현재 재활공학연구소 소장

관심분야 : 재활공학, 생체역학