

# 다양한 자세구현이 가능한 휠체어용 의자 구조의 설계 Design of Seat Mechanism for a Wheelchair Controllable Multi-postures

배주환<sup>1</sup>, 김규석<sup>2</sup>, 류제청<sup>2</sup>, \*문인혁<sup>1</sup>

J. H. BAE<sup>1</sup>, G. S. KIM<sup>2</sup>, J. C. RYU<sup>2</sup>, \*I. MOON (ihmoon@deu.ac.kr)<sup>1</sup>

<sup>1</sup> 동의대학교 메카트로닉스공학과 <sup>2</sup> 재활공학연구소

Key words : Seat mechanism, Wheelchair, Posture control

## 1. 서론

휠체어는 하지 마비 장애인이나 보행이 불편한 노인들을 위한 대표적인 이동용 보조기구(assistive product)이다. 대부분의 휠체어 사용자는 일상생활에서 많은 시간을 앉아서 지내야 하므로, 이로 인한 만성질환이 발병할 가능성이 높다.<sup>1</sup> 이러한 질환은 앉은 자세를 누운 자세나, 일어선 자세, 또는 기울인 자세 등의 다양한 자세로 전환시켜줌으로써 예방할 수 있다. 이와 같은 다양한 자세로의 전환은 사용자에게 있어서 생리적, 심리적, 그리고 기능적인 이점을 준다.<sup>2,3,4</sup>

최근에는 위에서 언급한 것과 같은 다양한 자세구현이 가능한 휠체어가 상용화되고 있다. 대부분 상용화된 휠체어의 의자는 선형 구동기(linear actuator)와 링크를 사용한 구조로 되어 있다. 그리고 자세제어시에는 등받이(backrest)나 발받침(leg-rest)의 각도가 리미터 스위치(limit switch)와 같은 접점 센서로 입력되고, 구동기는 온-오프 방식으로 제어된다. 그러나 구동기가 온-오프로 제어됨에 따라 의자의 궤적에는 불연속 구간이 발생하게 되고, 이 결과 휠체어 사용자는 자세전환시 불안감과 불편함을 느낄 수 있다.<sup>5</sup>

본 연구에서는 앉기, 기립, 눕기, 기울기 동작 뿐만 아니라, 각 자세간 전환도 가능하고, 승강기능을 가진 의자 구조(seat mechanism)를 제안한다. 그리고 자세전환시 불연속 궤적구간을 방지하면서도, 안정된 전환을 위해 자세제어기(motion controller)를 적용한다. 자세제어기는 선형 구동기의 속도를 제어하는 속도 제어기와, 의자 기구의 각도에 따라 구동기의 동작을 계획하는 플래너(planner)로 구성되어 있다.

실험에서는 목표 자세에 대한 각도값이 주어졌을 때, 현재의 자세에서 목표 자세로의 변화 과정을 추적하고, 그 결과를 분석하였다. 실험의 결과로부터 본 연구에서 제안하는 의자 구조 및 제어 시스템이 자세전환시 인체공학적으로 편안한 자세를 유지하면서도 불연속 궤적을 방지하도록 설계되었음을 보인다.

## 2. 휠체어용 의자의 기구 구조

의자의 자세는 네 개의 각도와 바닥에서의 높이로 결정된다 (Fig. 1 참조). 여기서  $\theta_1$ 과  $\theta_3$ 는 좌면(seat)과 수평면과 이루는 각도이고, 각각 전방 기울기(forward tilting) 각도와, 후방 기울기(backward tilting) 각도라고 한다.  $\theta_2$ 는 좌면의 연장선과 등받이 사이의 각도이며, 등받이 각도라고 한다.  $\alpha$ 는 수평축과 발받침 사이의 각도로, 발받침 각도라고 한다. 그리고  $d_4$ 는 승강 높이이다.

본 연구에서는  $\theta_1$ ,  $\theta_2$ ,  $\theta_3$ 와 높이  $d_4$ 는 각각 선형 구동기에 의해 제어되도록 설계하였다. 그러나  $\theta_2$ 와  $\alpha$ 는 링크구조에 의해 연동되도록 설계하였다. 따라서 자세제어가 가능한 의자 기구는 5개의 자세결정 파라미터를 총 4개의 선형 구동기로 제어하도록 설계되었다.

### 2.1 눕기 기구(reclining mechanism)

눕기는 등받이를 뒤로 눕히고 발받침을 들어 올리는 동작이다. 따라서 눕기 기구가 단독으로 동작시에는 등받이 각도와 발받침의 각도만 제어하지만, 전방 기울기 기구와 연동하면 눕기자세나 기립자세를 제어할 수 있다.

본 연구에서는 눕기 기구에서 등받이와 발받침이 하나의 구동

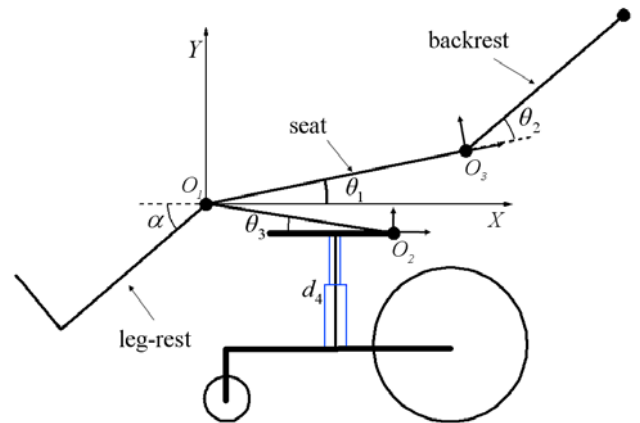


Fig. 1 Posture parameters :  $\theta_1, \theta_2, \theta_3, \alpha, d_4$

기로 동시에 제어하도록 설계하였다 (Fig. 2 참조). 등받이는 선형 구동기와 3절 링크로 연결된 구조로 설계하였으며, 발받침은 등받이의 움직임에 따라 연동될 수 있도록 4절 링크 구조로 설계하였다.

등받이 링크  $l_2$ 와 구동기가 고정된 링크  $\overline{O_3A}$ 는 일체된 구조이기 때문에, 선형 구동기의 변위  $d_2$ 에 의해 링크  $O_3A$ 가 회전하게 되면, 등받이 각도  $\theta_2$ 는  $O_3A$ 가 회전한 각도만큼 변하게 된다. 따라서  $d_2$ 과  $\theta_2$ 는 식 (1)과 같은 비선형 관계에 있다.

$$\theta_2 = f(d_2) \tag{1}$$

발받침 각도  $\alpha$ 는 Fig. 2에서 보이는 것과 같이 수평면과 발받침 링크  $l_3$ 사이의 각도이다. 4절 링크 구조에 의해, 구동기의 변위  $d_2$ 는 링크  $AB$ 를 거쳐  $l_3$ 를  $O_1$ 을 중심으로 회전시키고, 이것이  $\alpha$ 의 변화로 나타난다. 본 연구에서는 해석의 간략화를 위해, 4절 링크는 평행사변형 구조로 설계하였다. 즉, 마주보는 링크  $l_1$ 과  $AB$ , 그리고  $\overline{O_3A}$ 와  $\overline{O_1B}$ 는 서로 평행하고 길이가 같다. 따라서 등받이의 각도와 발받침의 각도는 동일하기 때문에  $\alpha$ 는 식 (2)와 같이 전방 기울기 각도와 등받이 각도의 합으로 나타낼 수 있다. 이것은  $\alpha$ 가  $\theta_2$ 의 각도뿐만 아니라,  $\theta_1$ 의 변화에도 영향을 받음을 의미한다. 그러므로 만약  $\alpha$ 가 어떤 일정값이 주어지면,  $\theta_2$ 는  $\theta_1$ 의 값에 따라 결정된다.

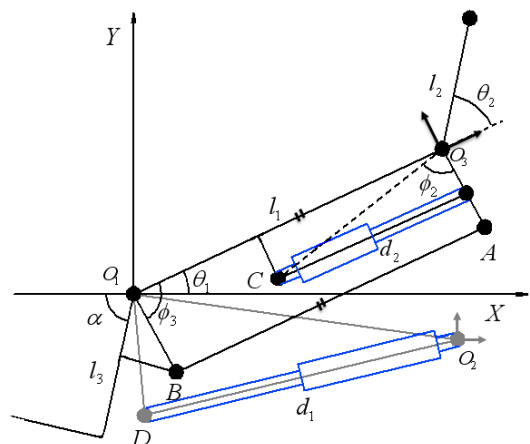
$$\alpha = \theta_1 + \theta_2 \tag{2}$$


Fig. 2 Reclining and forward tilting mechanism

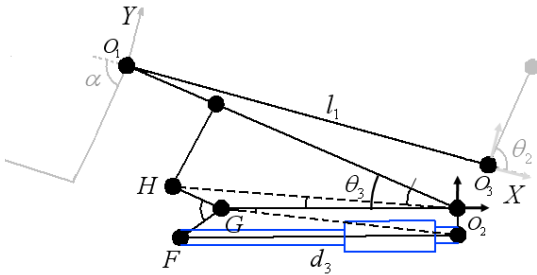


Fig. 3 Backward tilting mechanism

2.2 전방 기울기 기구(forward tilting mechanism)

전방 기울기는 의자의 전면에 위치하는  $O_1$ 를 회전중심으로 사용자의 대퇴부를 들어 올리는 동작이다. 이 기구는 단독으로는 사용하지 않으며, 등받이 각도와 발받침 각도를 제어하는 높기 기구와 연동하여 기립자세 제어에 적용된다.

본 연구에서는 전방 기울기 기구를 3절 링크 구조로 설계하였다(Fig 2 참조). 선형 구동기의 변위  $d_1$ 이 변화하여 링크  $l_1$ 과 일체인  $O_1D$ 을 회전시킨다. 그리고  $O_1D$ 가 변화한 각도만큼  $l_1$ 이 회전하고 기울기 각도  $\theta_1$ 이 변화한다. 따라서  $d_1$ 의 변위와 전방 기울기 각도  $\theta_1$ 은 비선형관계이다.

2.3 후방 기울기 기구(backward tilting mechanism)

후방 기울기는 좌면을 의자의 뒤쪽에 위치한  $O_2$ 를 중심으로 회전시켜 사용자의 체중심을 뒤로 기울이는 동작이다. 따라서 후방 기울기 기구는 기울기자세의 제어에 적용된다. 그러나 자세의 안전성을 위해 높기 기구나, 전방 기울기 기구와는 연동되지 않고 단독으로 동작한다.

Fig. 3은 후방 기울기 기구모델이다.  $FG$ 링크와  $HG$ 링크는 일체된 구조이고, 선형 구동기가 구동됨에 따라  $G$ 를 중심으로 회전한다. 이 결과  $O_1O_2$ 축을 밀어 올려 기울기 각도  $\theta_3$ 가 변하게 된다. 따라서 선형 구동기의 변위  $d_3$ 와 후방 기울기 각도  $\theta_3$ 도 비선형관계이다.

3. 의자 자세제어 시스템

플래너는 실시간으로 현재의 자세를 추정하고, 자세결정 파라미터를 설정하는 감시자(supervisor)의 역할을 수행한다. 즉, 사용자로부터 바람직하지 못한 자세전환 명령이 주어지더라도 현재의 자세에서 가장 인체공학적인 자세로의 전환 경로를 선정하는 것이다.

자세제어시스템에서 사용한 제어기는 2단으로 되어 있다. 주어진 명령은  $\theta_1, \theta_2, \theta_3, d_4$ 와 같이 각도나 위치이므로, 위치제어기와 속도제어기로 구성하였다. 속도제어기는 PID제어기로, 위치제어기는 PI제어기를 적용하였다. 위치제어에 있어서 오버슈트는 사용자에게 불안감을 줄 수가 있다. 따라서 본 연구에서는 위치제어 출력이 응답속도는 다소 늦어지더라도 오버슈트가 발생하지 않도록 PI이득을 결정하였다.

4. 실험 및 결과

앉기자세나 높기자세에서 기립자세로의 전환에는 전방 기울기 기구와 높기 기구가 연동하여 동작한다. 실험에서는 연동 자세제어를 위한 자세제어시스템의 동작과 그에 따른 자세 결과를 분석하였다. 이를 위해 연동 동작인 높기자세에서 기립자세로의 자세전환 과정을 시뮬레이션하였다. 높기자세의 파라미터값은  $\theta_1 = 0, \theta_2 = \alpha = 0$ 이고, 목표인 기립자세는  $\theta_1 = 90, \theta_2 = 0, \alpha = 90$ 로 하였다.

Fig. 4은 제어결과를 보여준다. 총 20초간 제어를 수행하였고, 1초단위로 출력값에 따라 자세를 표시하였다. 결과에서는 5.5초까지  $\theta_1$ 은 목표값을 추종하기 위해 지속적으로 값이 증가하고 있다. 그리고 식 (2)에 의해  $\theta_2$ 역시  $\alpha$ 가 목표값에 도달할 때까지

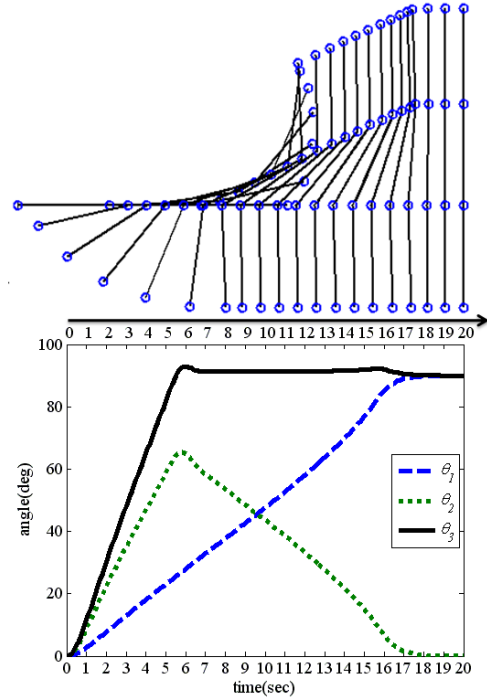


Fig. 4 Control result from the reclining to the standing posture

지속적으로 값이 증가한다. 5.5초 이후  $\alpha$ 가 90에 도달하면  $\theta_2$ 는 다시 감소하여  $\alpha$ 의 각도를 유지하도록 동작한다.

이 과정에서 최대 2.84도 정도의 오버슈트가 발생하였고, 평균 1.2도정도의 오차가 발생하였다. 이것은 위치제어기의 응답속도에 기인한 오차이다.

5. 결론

본 연구에서는 다양한 자세구현이 가능한 휠체어용 의자 구조를 설계하고, 기구학적 해석을 수행하였다. 또한 기구가 연동될 때, 인체공학적 자세를 구현하기 위해 플래너를 포함하는 자세제어시스템을 제안하였다. 실험에서는 두 개의 구동기가 연동되어 자세 제어하는 것을 보였다. 그 결과 평균 1.2도정도의 각도오차가 발생하였지만 이 정도의 오차는 실제 사용에 있어서 사용자가 감지하기 어려울 것으로 생각 된다. 따라서 본 연구에서 제안한 의자 구조가 휠체어에 적용할 수 있음을 알 수 있다.

본 연구에서는 휠체어의 구동을 위해 총 4개의 구동기를 사용하였다. 그러나 전방 기울기와 후방 기울기는 같은 기울기 동작이다. 따라서 향후에는 하나의 구동기로 두 동작을 수행할 수 있는 구조를 설계함으로써, 보다 적은 구동기로 같은 동작을 수행할 수 있는 의자기구를 연구할 예정이다.

참고문헌

1. R. Ham, P. Aldersea, and D. Porter, Wheel- chair users and postural seating, New York, Churchill Livingstone, pp. 217, 1998.
2. R. K. Shileds and T. M. Cook, "Effect of seat angle and lumbar support on seated buttock pressure," Physical Therapy, vol. 68, pp. 1692-1696, 1988.
3. R. Aissaoui, M. Lacoste, and J. Dansereau, "Analysis of sliding and pressure distribution during a repositioning of persons in a simulator chair," IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering, vol. 9, no. 2, 2001.
4. J. A. Leonard, et al., "Prosthetics, orthotics, and assistive devices. 1. General concepts," Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, vol. 70, pp. 195-201, 1989.
5. 배주환, 김규석, 조현석, 류제청, 이명준, 문인혁, "다자유도 자세제어가 가능한 휠체어의 구조 해석," 대한전자공학회 추계학술대회, vol. 2, pp. 927-928, 2007.