다자세 제어가 가능한 휠체어용 의자기구의 설계 및 제어

Design and Control of Seat Mechanism for Multi-postures Controllable Wheelchair

배주환[1], 김규석[2], 류제청[2], 문인혁[1,✉]
Ju-hwan Bae[1], Gyu-Seok Kim[2], Je-Cheong Ryu[2] and Inhyuk Moon[1,✉]

1 동의대학교 메카트로닉스공학과 (Department of Mechatronics Engineering, Dong-Eui Univ.)
2 재활공학연구소 (Korea Orthopedics & Rehabilitation Engineering Center, KOREC)
✉ Corresponding author: ihmoon@deu.ac.kr, Tel: 051-890-2261

Manuscript received: 2009.10.20 / Accepted: 2010.3.9

This paper presents a design of seat mechanism for multi-postures controllable wheelchair. The possible seat postures are reclining, tilting, standing, which are controlled by four seat mechanisms using four linear actuators. The seat mechanisms designed in this study are reclining, tilting, forward-tilting, and elevation mechanism. Three postures except standing are controlled by corresponding mechanisms, but the standing posture is performed by combination of the reclining and the forward-tilting mechanism. Posture control system is composed of PID controllers and a planner to determine a feasible posture based on a posture transition diagram. Simulation results show that the seat mechanism and its control system are applicable to a multi-postures controllable wheelchair.

Key Words: Multi-postures (다자세), Seat Mechanism (의자 기구), Posture Control(자세 제어), Wheelchair (휠체어)

1. 서론

휠체어는 하지 마비 장애인이나 보행이 불편한 노인들을 위한 대표적인 이동 보조기구(assistive product)이다. 휠체어 사용자는 일반적으로 정상인에 비해 환경적, 신체적 제약(restriction)을 가지고 있으며,[1] 또한 다양한 질환에 노출되기 쉽다.[2] 대표적으로는 이동에 있어서 행동반경에 제약이 있다. 그리고 휠체어에 장시간 앉아 있음으로 인해 하지 근육의 강직이나 경직 증상이 발생하기 쉽다. 또한 만성소화기관장애나 둔부에 집중된 체압에 의해 욕창 등이 발병 하기도 한다.[3]

이러한 휠체어 사용자의 만성질환은 휠체어에서의 앉은 자세를 눕게 하거나, 일으켜 세우든지, 또는 상체를 뒤로 기울이는 등 다양하게 전환 시켜 줌으로써 예방할 수 있다. 예를 들어 눕기 자세(reclining posture)는 좌면(seat)을 지면과 수평하게 유지한 상태에서 사용자의 상체를 뒤로 기울이면서 하퇴를 들어올리는 자세이다. 하퇴의 높이조절은 다리가 붓거나 무릎신전 구축이 있을 시 효과적이다.[4] 그리고 상체를 뒤로 눕히거나 의자의 좌석을 뒤로 15 도 이상 기울임(tilting)이면 둔부의 체압을 분산시키는데 효과가 있다.[5,6] 하지만 둔부의 전단력은 등받이 각도가 뒤로 기울어질수록 증가한다.[7] 한편, 기립 자세(standing posture)는 앉은 자세로 인한 복부 압박이나 소화기관 장애와 같은 질환들을 예방할 수 있다.[8] 또한 기립 자세는 의자의 시트를 수직으로 세워 벽에 부착된 스위치나 싱크대 위 선반과 같이 쉽게 닿지 않는 공간의 접근제한을 극복할 수 있다.[9] 그리고 의자의 높이를

조절할 수 있는 승강(elevation)기능은 의자의 높이를 조절함으로써 보호자와의 눈높이를 맞출 수 있고, 쉽게 휠체어에 오를 수 있도록 의자의 높이를 낮추거나 높은 곳에 있는 물건을 잡는다든지 하는 일상 생활에 유용하다.[10]

휠체어용 의자의 자세에 관한 연구는 1970 년대부터 진행되어 왔으며, 일부는 특허로써 출원되었다.[11-17] Perry[16] 는 기립 자세와 눕기 자세가 가능한 휠체어를 제안하였고, Kuiken[14] 은 발받침을 끌어 당기면서 시트를 회전시킴으로써 의자의 무게중심을 뒤로 이동시키는 기구를 제안하였다. Huang[17] 는 눕기 자세로 전환시 등받이와 발받침이 연동되는 구조로 사용자의 무게중심을 전방으로 이동시키는 의자기구를 제안하였다.

최근에는 위에서 언급한 것과 같은 자세구현이 가능한 의자 기구(seat mechanism)를 적용한 휠체어가 상용화되고 있다. 휠체어용 의자 기구는 선형 구동기(linear actuator)와 링크로 구성되어 있다. 그러나 의자 기구의 등받이나 발받침의 각도는 리미트 스위치에 의해 온-오프 방식으로 제어된다. 즉, 선형 구동기의 동작 시작점과 끝점, 그리고 의자기구의 각도를 확인할 수 있는 위치에 접점을 설치해두고, 접점의 단락 여부에 따라서 온-오프로 선형구동기를 구동하는 것이다. 이러한 방식은 별도의 제어기가 필요없이 접점의 단락만 가지고 제어할 수 있기 때문에 제어기의 구성이 간단하다. 그러나 구동기가 온-오프로 제어됨에 따라 의자의 궤적에는 불연속 구간이 발생하게 되고, 이 결과 휠체어 사용자는 자세전환 시 불안감과 불편함을 느낄 수 있다. 예를 들어 앉기 자세에서 기립 자세로의 전환 시, 의자의 등판과 다리판의 궤적이 불연속적으로 변함에 따라, 사용자의 상체가 흔들리는 현상이 발생하는 것이다.[18]

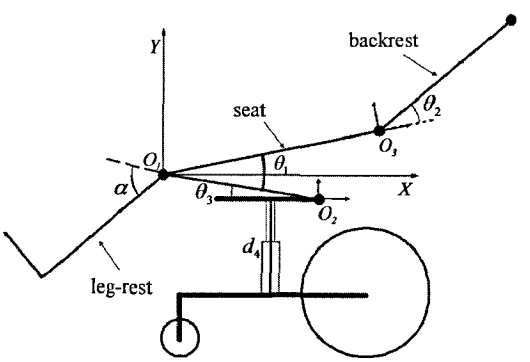


Fig. 1 Independent posture parameters

본 연구에서는 앉기, 기립, 눕기, 기울기 자세로의 전환이 가능하고, 승강기능을 가진 의자기구에 대한 설계와 해석을 하고자 한다. 우리는 사용자의 신체가 전도되지 않으면서, 자세전환시 상체가 흔들리지 않는 자세, 즉 시선이 진동하지 않는 것을 안전한 자세라고 정의하고, 자세전환 시 불연속 궤적구간을 방지하면서도, 안전한 자세 전환할 수 있는 자세제어시스템(posture control system)을 제안한다. 이를 위해 우리는 자세제어시스템을 선형 구동기의 위치와 속도를 제어하는 위치제어시스템과, 의자기구의 각도에 따라 구동기의 동작을 계획하는 플래너(planner)로 구성하였다.

실험에서는 목표 자세에 해당하는 각도값이 주어졌을 때, 현재의 자세에서 목표 자세로의 변화 과정을 제어하고, 그 결과를 해석하였다. 실험의 결과로부터 본 연구에서 제안한 의자기구 및 제어시스템이 자세전환 시 전도의 발생가능성이 있는 자세를 방지하면서도 불연속 궤적을 방지하도록 설계되었음을 보였다.

2. 의자의 기구학적 구조

본 연구에서는 Fig. 1 과 같이 각 파라미터를 정하였다. θ_1 과 θ_3 는 좌면 (seat)과 수평면이 이루는 각도이고, 각각 전방 기울기(forward tilting) 각도와, 후방 기울기(backward tilting) 각도라고 한다. θ_2 는 좌면의 연장선과 등받이(backrest) 사이의 각도이며, 등받이 각도라고 한다. α 는 틸팅 각도인 θ_3 방향을 기준으로 발받침까지의 사이각이며, 발받침 각도라고 한다. 발받침과 등받이는 연동되는 구조로 설계되어 있고, 이 구조는 좌면에 고정되어 있기 때문에, α 는 θ_2 의 각도뿐만 아니라 θ_1 의 각도에 따라서도 변화되는 구조이다. 그리고 d_4 는 휠체어 지지대의 승강 높이이다. 본 연구에서는 θ_1, α, θ_2, θ_3와 높이 d_4를 각각 전방 기울기 기구, 눕기 기구, 후방 기울기 기구, 승강 기구에 의해 제어되도록 설계하였다. 그리고 각 기구에는 각각 하나의 선형 구동기를 사용하여 동작을 구현하였다. 의자의 초기각도는 keegan[12] 이 제안하였던 의자의 기준각도에 따라 설정하였다.

2.1 전방 기울기 기구

전방 기울기는 의자의 전면에 위치하는 O_1을 회전중심으로 좌면을 들어 올리는 동작이다. 따라서 전방 기울기 기구는 단독으로는 사용하지 않으

며, 등받이와 발받침을 같이 제어하여 기립 자세로의 전환 시 사용되는 기구이다.

Fig. 2 는 3 절 링크구조로 설계된 전방 기울기 기구이다. r_{s1} 은 선형 구동기 d_1 에 연결되어 좌면 l_1 과 일체된 링크이고, 그 사잇각 β_{s1} 는 다음과 같이 세분화된 사잇각들의 합과 같다.

$$\beta_{s1} = \phi_1 + \beta_{s2} + \theta_1 \tag{1}$$

여기서, β_{s2} 는 설계변수로서 x 축과 고정된 링크 r_{s2} 사이의 각이다. 그리고 ϕ_1 은 d_1 의 대각에 해당하므로, d_1 에 연결된 r_{s1} 과 r_{s2} 로 이루는 삼각형으로부터 다음과 같이 구할 수 있다.

$$\phi_1 = \cos^{-1}\left(\frac{r_{S1}^2 + r_{S2}^2 - d_1^2}{2 \cdot r_{S1} \cdot r_{S2}}\right) \tag{2}$$

여기서 링크 r_{s1} 과 r_{s2} 는 설계변수로서 고정된 길이다. 따라서 ϕ_1 은 선형 구동기의 변위 d_1 에 의해

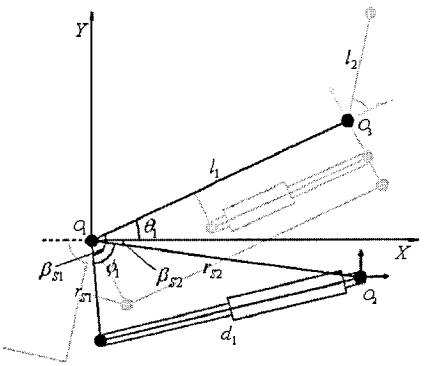


Fig. 2 Forward tilting mechanism

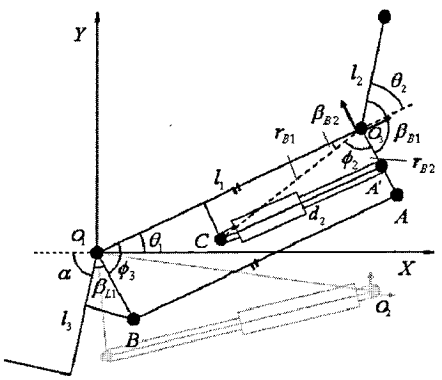


Fig. 3 Reclining mechanism

제어할 수 있고, 그 결과 식 (1)에 의해 전방 기울기 각도 θ_1 을 제어할 수 있다.

2.2 눕기 기구

눕기는 등받이 각도를 낮추고 발받침을 들어 올리는 동작이다. 효율적인 눕기 동작의 구현을 위해 눕기 기구는 등받이와 발받침이 하나의 구동기로 동시에 제어되도록 설계되었다(Fig. 3 참조). 등받이는 선형 구동기와 3 절 링크로 연결된 구조이며, 발받침은 4 절 링크 구조로 연결하여 등받이의 움직임에 따 라 연동될 수 있도록 하였다.

등받이에 해당하는 l_2 와 구동기가 고정된 링크 $\overline{O_3A}$ 는 일체이기 때문에, 선형 구동기의 변위 d_2 에 의해 링크 $\overline{O_3A}$ 가 O_3 를 중심으로 회전하게 되면, 등받이 각도 θ_2 는 회전한 각도만큼 변하게 된다. 따라서 d_2 변위에 따라 그 대각 ϕ_2 를 계산하면 θ_2 를 추정할 수 있다.

먼저 d_2 가 포함된 삼각형을 구성하기 위해, O_3 에서 구동기의 반대쪽 고정점 C 로의 가상선 $\overline{O_3C}$ 을 긋고, 그 길이를 r_{B1} 라고 한다. 그리고 $\overline{O_3A'}$ 상에 있는 구동기 고정점까지의 거리를 r_{B2} 라 하면, 대각 ϕ_2 는 다음과 같이 구할 수 있다.

$$\phi_2 = \cos^{-1}\left(\frac{r_{B1}^2 + r_{B2}^2 - d_2^2}{2 \cdot r_{B1} \cdot r_{B2}}\right) \tag{3}$$

단, 여기서 r_{B1} 과 r_{B2} 는 설계변수로서 고정된 길이다. 한편 l_2 와 $\overline{O_3A}$ 는 일체이기 때문에 그 사잇각 β_{B1} 는 설계변수로서 고정된 각도이다. 그리고 좌면 l_1 과 $\overline{O_3C}$ 사이의 각도 β_{B2} 역시 설계변수로서 고정된 각도이다. 따라서 θ_2 는 다음과 같이 구할 수 있다.

$$\theta_2 = \beta_{B1} - (\pi - \beta_{B2} - \phi_2) \tag{4}$$

식 (3), (4)는 θ_2 가 선형 구동기의 변위 d_2 에 의해 제어할 수 있음을 의미한다.

발받침 각도 α 는 Fig. 3 에서 보이는 것과 같이 수평면과 발받침에 해당하는 l_3 사이의 각도이다. 4 절 링크 구조에 의해, 구동기의 변위 d_2 는 링크 $\overline{AB}$ 를 거쳐 l_3 를 O_1 을 중심으로 회전시키고, 이것이 α 의 변화로 나타난다. 본 연구에서는 해석의 간략화를 위해, 4 절 링크는 평행사변형 구

조로 설계하였다. 즉, 마주보는 링크 l_1과 $\overline{AB}$, 그리고 $\overline{O_3A}$와 $\overline{O_1B}$는 서로 평행하고 길이도 같다. 그리고 l_3는 $\overline{O_1B}$ 링크와 일체이기 때문에, 그 사잇각 β_{L1}은 설계변수로서 고정된 값이다. 따라서 α는 다음과 같다.

$$\alpha = \pi - \beta_{L1} - \phi_3 + \theta_1 \tag{5}$$

4 절 링크 구조에서 $\phi_3 = \pi - (\phi_2 + \beta_{B2})$ 이므로, 위식은 다음과 같이 정리할 수 있다.

$$\alpha = \phi_2 - \beta_{L1} + \beta_{B2} + \theta_1 \tag{6}$$

그리고 (4)에서 $\phi_2 + \beta_{B2} = \theta_2 - \beta_{B1} + \pi$ 와 같으므로, (6)은 다음과 같이 나타낼 수 있다.

$$\alpha = \theta_1 - \beta_{L1} - \beta_{B1} + \theta_2 + \pi \tag{7}$$

앞에서 언급한 바와 같이 β_{B1}과 β_{L1}은 설계변수이다. 따라서 $\beta_{L1} + \beta_{B1} = \pi$ 의 조건을 만족하도록 설계변수를 정하면, α는 다음과 같이 전방 기울기 각도 θ_1과 등받이 각도 θ_2의 합으로 간단하게 나타낼 수 있다.

$$\alpha = \theta_1 + \theta_2 \tag{8}$$

이것은 α가 θ_2의 각도뿐만 아니라, θ_1의 변화에도 영향을 받음을 의미한다. 그러므로 α의 각도를 제어하기 위해서는 θ_1과 θ_2를 동시에 고려하여야 한다.

2.3 후방 기울기 기구

후방 기울기는 좌면을 좌면 지지대의 후방에 위치한 O_2를 중심으로 회전시켜 사용자의 체중심을 초기보다 뒤로 이동시키는 동작이다. 따라서 후방 기울기 기구는 기울기 자세의 제어에 적용되는 기구이다. 그러나 자세의 안전성을 위해 눕기 기구나, 전방 기울기 기구와는 연동되지 않고 단독으로 동작하도록 설계 하였다. Fig. 4 는 후방 기울기 기구모델이다.

$\overline{FG}$ 링크와 $\overline{HG}$ 링크는 일체된 구조이고 선형구동기에 의해 G를 중심으로 회전한다. 그리고 그 사잇각 β_{T4}는 설계 변수로서 고정된 값이다.

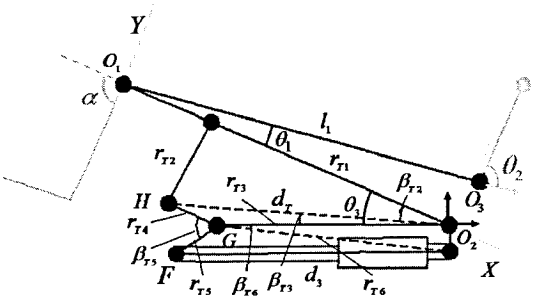


Fig. 4 Backward tilting mechanism

$\overline{HG}$ 링크의 회전에 따라, 점 H와 점 O_2을 잇는 가상선 $\overline{HO_2}$의 길이 d_T가 변화한다. 식 (9), (10)은 구동기의 길이 d_3에 의해 변화하는 d_T를 나타낸다.

$$d_T = \sqrt{r_{T3}^2 + r_{T4}^2 - 2r_{T3}r_{T4}\cos(\beta_M)} \tag{9}$$

$$\beta_M = -\beta_{T5} - \beta_{T6} - \cos^{-1}\left(\frac{r_{T5}^2 + r_{T6}^2 - d_3^2}{2r_{T5}r_{T6}}\right) \tag{10}$$

r_{T6}는 선형구동기의 고정축을 나타내는 점 O_2과 점 G를 잇는 가상선의 길이이다. 그리고 r_{T4}와 r_{T5}는 각각 $\overline{HG}$ 링크와 $\overline{FG}$ 링크의 길이이다. r_{T3}는 지면과 수평하게 고정된 링크로 의자 전체를 지지하는 $\overline{GO_2}$ 링크의 길이이다. 그리고 $\overline{HG}$ 링크는 $\overline{O_1O_2}$ 링크를 밀어 올려 $\overline{O_1O_2}$와 $\overline{GO_2}$ 링크 사이의 각도 β_{T2}와 β_{T3}의 각도를 변화 시킨다. β_{T2}와 β_{T3}는 가상선 $\overline{HO_2}$에서 양쪽 링크 사이의 각도이고 d_T와 아래의 식 (11), (12)를 이용하여 구할 수 있다.

$$\beta_{T2} = \cos^{-1}\left(\frac{r_{T1}^2 + d_T^2 - r_{T2}^2}{2 \cdot r_{T1} \cdot d_T}\right) \tag{11}$$

$$\beta_{T3} = \cos^{-1}\left(\frac{r_{T3}^2 + d_T^2 - r_{T4}^2}{2 \cdot r_{T3} \cdot d_T}\right) \tag{12}$$

그리고 β_{T2}와 β_{T3}를 이용하여 식 (13)과 같이 θ_3를 구할 수 있다.

$$\theta_3 = \beta_{T2} + \beta_{T3} \tag{13}$$

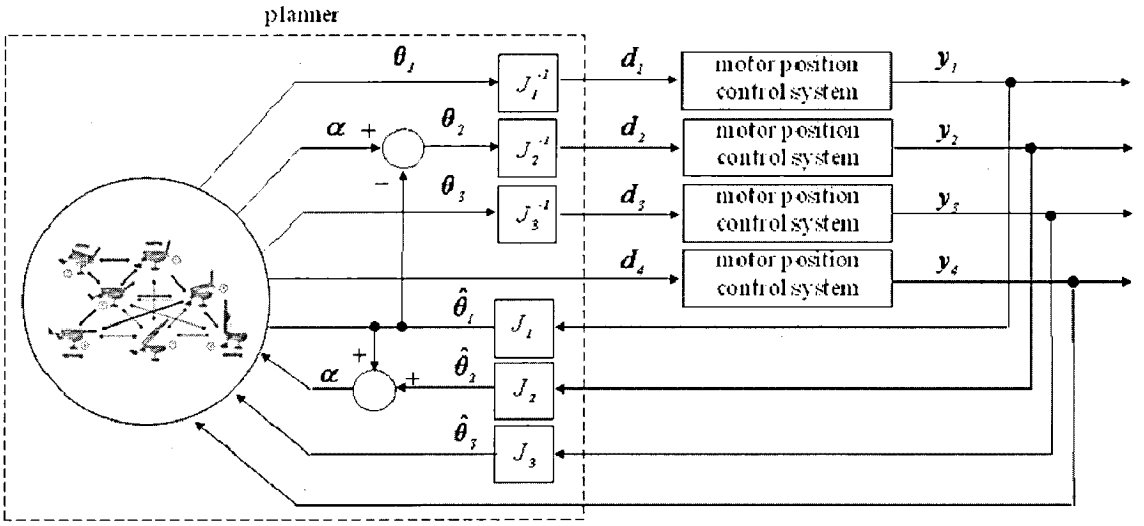


Fig. 5 Wheelchair control system

따라서 식 (9)~(13)에 의해 θ_3는 선형구동기의 변위 d_3로 제어 가능함을 알 수 있다.

3. 자세 제어 시스템

본 연구의 자세 제어 시스템은 플래너(planner)와 위치 제어 시스템(position control system)으로 구성된다. Fig. 5 은 본 연구에서 제안하는 의자 자세 제어 시스템의 블록다이어그램이다. 플래너는 사용자의 자세제어 명령에 따라 위치 제어 시스 템에 위치지령을 내린다. 이때 의자의 자세전환 경로는 자세전환도(Posture transition diagram)에 따라 결정된다. 그리고 위치 제어 시스템은 플래너의 위치지령에 따라 구동기의 변위를 제어한다.

3.1 플래너

플래너는 의자의 자세 제어를 위해 선형구동기의 변위 d_i의 위치지령으로 출력하고, 위치 제어 시스템의 출력 y_i를 피드백하여 의자의 현재 자세를 추정한다. 우리는 의자의 자세 파라미터를 θ_1, α, θ_3, d_4로 정의하였다. 그래서 플래너의 내부에서는 의자의 정·역기구학 J_i와 J_i^{-1}를 두고 제어 각도 θ_i를 구동기의 제어입력 d_i으로 변환하고, 구동기의 위치출력 y_i를 의자 자세의 추정각도 $\hat{\theta}_i$로 변환하다. 또한 α는 피드백되는 전방 기울기 각도 $\hat{\theta}_1$와 연산되어 θ_2로 전환되고, 피드백 되는 추정각도 $\hat{\theta}_2$과 $\hat{\theta}_1$역시 $\hat{\alpha}$을 계산하는 데 사용된다.

플래너는 실시간으로 현재의 자세를 추정하고, 자세결정 파라미터를 설정하는 감시자(supervisor)의 역할을 수행한다. 그리고 위험한 자세나 기구적으로 구현 불가능한 자세에 대하여 사용자가 별도의 회피 명령을 하지 않더라도 원하는 자세로 안전하게 전환하도록 제어 명령을 내린다.

또한 자세전환시 불연속 궤적을 방지하기 위해서, 각 구동기에는 선형위치센서(linear potential meter)를 사용하여 자세전환 제어시 연속적으로 위치를 검출하고, 기구학으로부터 각도를 추정하여, 수평면과 등판사이의 각도에 해당하는 α를 추정한다. 플랜너는 기립자세로 전환시 α가 90° 되는 것을 목표로 하여, 연속적으로 피드백 제어한다.

3.2 자세전환도

플래너의 자세 전환 경로는 Fig. 6 과 같이 정의된 자세전환도의 의해 결정된다. 여기서 자세전환도의 각 자세에 파라미터는 Table 1 과 같이 정의하였다. 자세전환도는 앉기자세를 기본으로 하고, 눕기, 기립, 기울기자세로의 전환과, 자세 간의 전환 가능 유무를 화살표로 나타내었다. 실선은 전환 가능한 경로이고, 점선은 전환이 불가능한 경로를 나타낸다. 예를 들어 눕기 자세 ③에서 기립 자세 ④로의 전환은 등받이가 일정각도 상승 후, 즉 사용자의 시선이 정면을 보는 상태에서 전방 기울기 동작으로 기립하는 것이 바람직하다. 그 이유는 사용자가 실제 일어서기 동작과 유사하게 동작하

Table 1 angles corresponding to each seat posture

posture	θ_1	θ_2	α	θ_3
①	0°	75°	75°	0°
②	0°	$40° \le \theta_2 < 75°$	$40° \le \alpha \le 75°$	$0° < \theta_3 < 20°$
③	0°	0°	0°	0°
④	90°	0°	90°	0°
⑤	0°	$40° \le \theta_2 \le 75°$	$40° \le \alpha \le 75°$	0°
⑥	$15° \le \theta_1 < 90°$	$75° \ge \theta_2 > 0°$	90°	0°

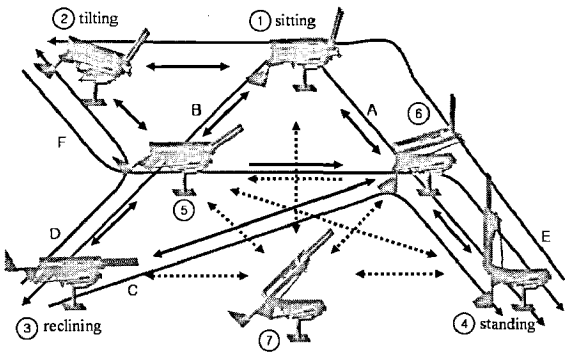


Fig. 6 Posture transition diagram

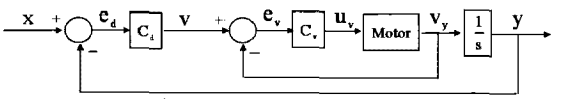


Fig. 7 Motor position control system

는 것이 사용자에게 편안함을 줄 수 있기 때문이다. 그래서 눕기 자세에서 기립을 진행할 때는 중간자세인 ⑦을 거치는 것이 아니라 앉은 자세로 전환 후 기립하도록 하여야 한다. 또한 기울기 자세로의 자세전환은 ①번과 ⑤번 자세에서만 전환 가능하도록 하는 것이 바람직하다. 기립 자세에서 기울기 자세에서의 전환은 두 자세를 위한 기구의 동작이 시트를 전방으로 기울이거나 후방으로 기울이는 동일한 기능으로 서로 상충되는 관계가 되기 때문에 방지하여야 하고, 눕기 자세에서 의자를 기울일 경우 사용자가 위로 미끄러져 떨어질 위험이 있기 때문에 방지하여야 한다.

Fig. 6 의 긴 실선은 자세전환이 가능한 경로를 나타낸다. 경로 A 는 앉은 자세 ①에서 ⑥번 자세를 거쳐 최종 기립 자세 ④로 전환하는 경로이다. ⑥번 자세는 기립 자세가 아니면서 θ_1과 θ_2 모두 0° 가 아닌 자세로 정의한다. 그리고 ⑥번 자세에서는 θ_1 이 15° 이상일 때는 α 가 90° 로 유지되도록 θ_2 의 각도를 결정한다. α 가 90° 가 되면 식(8)에 의해 등받이가 지면과 수직이 되어 사용자의 시선이 정면을 향하게 된다. 경로 B 는 앉은 자세에서 눕기 자세로의 자세전환 경로이다. 이 경로는 앉은 자세에서 ⑤번 자세를 거쳐 눕기 자세로 전환한다. ⑤번 자세는 눕기 자세가 되기 전 θ_1와 θ_3 가 0° 이나, θ_2 가 0° 이 아닌 자세로 정의하였다. 경로 C 는 눕기 자세에서 기립 자세로의 자세전환 경로이다. 이 경로 역시 A 와 마찬가지로 눕기 자세에서 ⑥번 자세를 거쳐 전환된다. 경로 C 는 등판의 각도 θ_2가 0° 에서 시작하기 때문에 ⑥번 자세로 전환시 θ_1 은 α 가 90° 가 되기 전까지 15° 를 넘지 않도록 하여야 한다. α 가 90° 가 되는 순간 사용자의 시선이 정면을 향하게 되며, 그 이후는 A 와 같다. 경로 D 는 눕기 자세에서 기울기 자세로의 자세전환 경로이다. 눕기 자세와 기울기 자세는 사용자의 안전을 위해 ⑤번 자세에서 특히 θ_2 의 각도 60° 가 된 상태에서 전환이 되도록 한다. 경로 E 는 기립 자세에서 기울기 자세로의 자세전환 경로이다. 기립 자세는 θ_3가 0° 이며, 기울기 자세는 θ_1이 0° 이기 때문에, θ_1 과 θ_3가 0° 가 되는 앉은 자세 ①을 거치도록 한다. 경로 F 는 기울기 자세에서 눕기 자세로 자세전환 경로이다. 먼저 ⑤번 자세로 전환한 후 ⑥번 자세를 거친 후 기립 자세로 전환하도록 한다.

3.3 위치 제어 시스템

Fig. 7 은 본 연구에서 제안하는 위치 제어 시스템의 구성을 나타낸다. 본 연구의 설계에 사용된 모터는 24v 입력에 대해 최고 13mm 의 변화 속도를 가지는 선형구동기이다. C_v 는 속도제어 명령 v 에 따라 모터를 제어하는 속도제어기이다. 그리고 C_d 는 플래너에서 전달된 위치지령에 따라 구동기의 위치를 제어하는 위치 제어기이다. 모터 위치제어시스템의 속도제어기는 PI 제어기로 설계하였고, 오버슈트가 발생하더라도 높은 속도제어 명령의 추종 성능을 가지도록 설계하였다. 그리고 위치제어기는 PD 제어기로 설계하였으며 제어입력에 대한 수렴속도가 늦더라도 오버슈트와 진동을 제거할 수 있도록 제어 이득을 정하였다.

4. 실험 및 결과

본 연구에서는 휠체어 자세제어시스템의 검증을 위해 자세전환 과정을 시뮬레이션하고 그 결과

를 확인하였다. 시뮬레이션은 Fig. 6 의 자세전환도의 6 개의 모든 경로에 대하여 수행하였다. 단, 시뮬레이션에서 사용된 구동기의 토크는 탑승자를 포함하는 부하하중을 충분히 지지할 수 있으며, 동작시 기구의 진동은 없다고 가정하였다.

Fig. 8 은 앉은 자세에서 기립 자세로의 자세변화하는, Fig. 6 의 경로 A 에 대한 자세제어 결과이다. θ_1 은 목표 값 90° 를 추종하기 위해 지속적으로 값이 증가한다. θ_2 는 식 (8)에 따라 α 를 목표값 90° 에 추종시키기 위해 동작한다. 그러나 θ_2 의 최대 각도가 75° 이기 때문에 θ_1 이 15° 에 도달하기 전까지 정지한다. 그리고 2 초 후 θ_1 이 15° 가 되고 α 가 90° 가 되면 θ_2 는 α 값을 90 도로 유지하기 위해 θ_1 의 증가에 따라 감소한다. 그리고 θ_1 은 14 초에 90° 가 되고, θ_2 는 0° 가 되어 동작을 멈춘다. α 는 위치제어 중 θ_1 의 변화에 따라 θ_2 가 제어되는 2 초에서 14 초 사이에 평균 0.3 도 정도 의 오차가 발생하였다. 그런데 식 (8)에서 α 는 수평면에 대한 등받이의 각도이기 때문에 사용자의 상체가 등받이에 밀착되었다고 가정하면, 사용자의 상체 각도는 α 와 같고, 또한 시선방향도 이와 수직되는 방향이라고 할 수 있다. 그러므로 시선방향은 수평면을 기준으로 90-α 가 된다. 따라서 Fig. 8 의 결과에서는 α 가 90° 가 유지되므로 사용자의 시선이 항상 정면을 향한다고 볼 수 있으며, 이것은 시선방향의 진동과 불연속 등 판궤적을 방지할 수 있음을 의미한다.

이것을 확인하기 위하여 우리는 구동기의 속도와 시선방향의 변화를 측정하여 비교해보았다(Fig. 9 참조). 점선은 기존의 온-오프에 의한 결과이고, 실선은 본 연구에서 제안한 방법에 의해 자세를 제어하였을 때의 결과이다. 온-오프 제어방식에서는 Fig. 9(a)와 같이 등판 각도와 다리판의 각도에

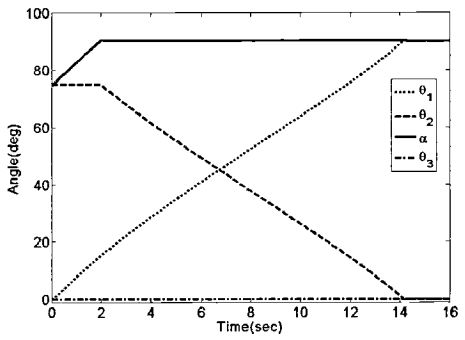
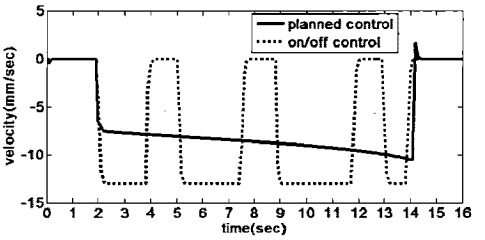
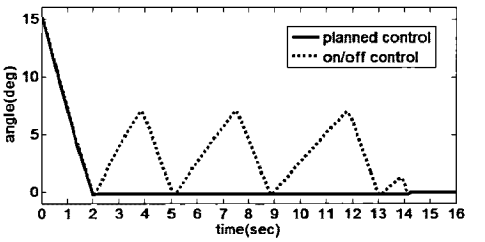


Fig. 8 Result of posture control from sitting to standing



(a) actuator velocity for reclining



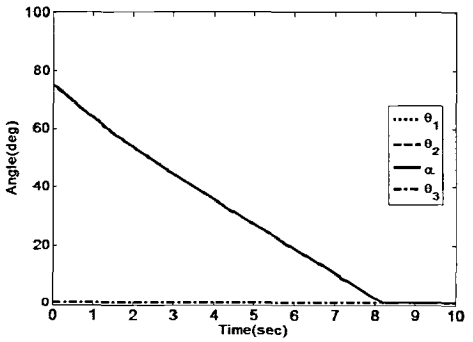
(b) view direction

Fig. 9 Results of velocity and view direction by controlling posture from sitting to standing

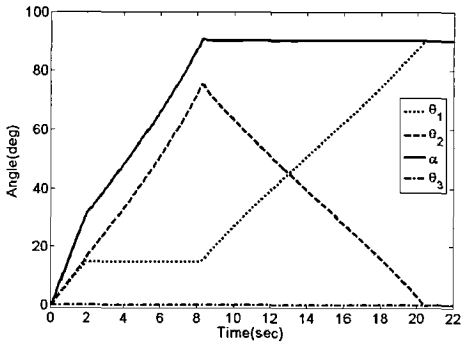
따라 구동기가 온-오프되며, 그 결과 (b)와 같이 시선방향이 진동한다. 따라서 흔들리는 시선방향에 의해 사용자는 불안감을 느낄 수도 있는 것이다. 그러나 본 연구에서 제안한 방식으로 제어했을 때는 연속적으로 속도를 제어하며, 그 결과 시선방향이 2 초 이후부터는 일정하게 정면을 유지하고 있는 것을 볼 수 있다

Fig. 10 은 Fig. 6 의 나머지 경로에 대한 자세제어 결과이다. Fig. 10(a)는 앉은 자세에서 눕기 자세로 자세전환과정의 자세제어 결과이다. θ_2 는 목표값에 도달 할 때까지 감소한다. 이때 θ_1 이 0° 이므로 θ_2 와 α 는 같은 각도이다. 앉은 자세에서 눕기 자세로 자세 전환은 하나의 구동기로 제어되기 때문에 오차가 발생하지 않았다.

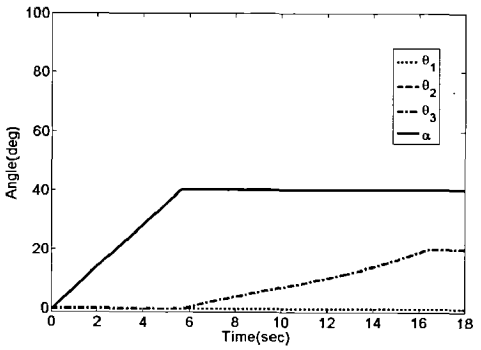
Fig. 10(b)는 눕기 자세에서 기립 자세로 자세전환 과정의 자세제어결과이다. θ_1 는 ⑦자세를 거치지 않고 ⑥자세로 전환하기 위해 15 도 까지 증가 후 α 가 90° 가 되기 전까지 정지한다. 그리고 θ_2 는 α 가 목표값에 도달할 때까지 지속적으로 값이 증가한다. 8.3 초부터는 α 가 90 도에 도달하여 Fig. 8 과 동일한 전환과정으로 진행된다. 따라서 θ_1 는 다시 목표값에 추종하기 위해 증가하고, θ_2 는 반대로 감소하여 α 의 각도를 유지하도록 동작한다. 이렇게 제어함으로써 시선방향의 진동과 불연속 등판궤적을 방지할 수 있었다.



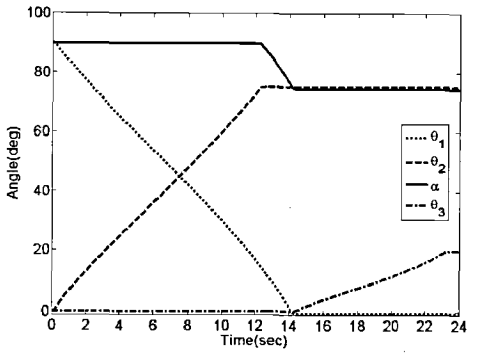
(a) sitting to reclining



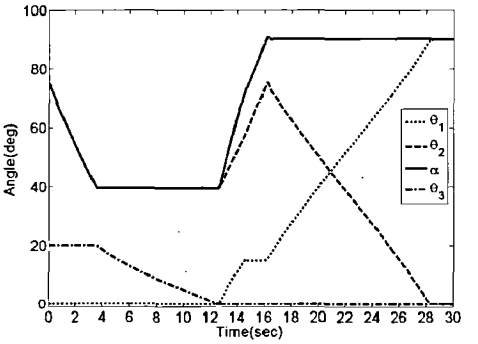
(b) reclining to standing



(c) reclining to tilting



(d) standing to tilting



(e) tilting to standing

Fig. 10 Results of posture control

Fig. 10(c)는 눕기 자세에서 기울기 자세로의 자세전환 과정의 제어결과이다. 기울기 자세에서 시트의 각도 θ_3 는 α 가 40° 가 될 때까지 동작하지 않는다. 5.7 초 후 α 가 40° 가 되었을 때 θ_3 는 증가하여 20° 에 수렴한다.

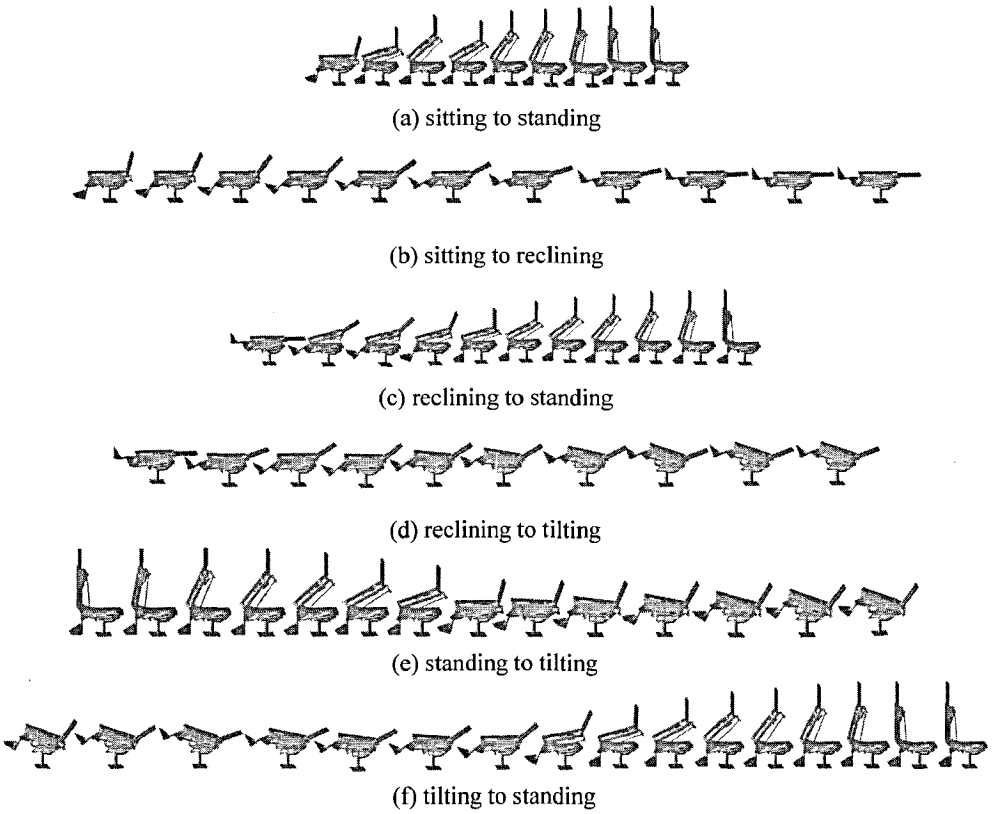
Fig. 10(d)는 기립 자세에서 기울기 자세로의 자세전환과정의 제어결과이다. 자세전환도에서는 기립 자세에서 기울기 자세로의 자세전환 시 ⑥번 자세와 앉기 자세를 거쳐 전환되도록 정의하였다. 따라서 θ_1 는 먼저 중간자세 ⑥번 자세의 목표값인 0° 에 추종하도록 감소한다. 그리고 θ_2 는 α 를 90 도로 유지하기 위해 지속적으로 증가하고 θ_2 의 최저각도인 75 도가 되었을 때 동작을 멈춘다. 14 초 후 앉은 자세로 전환이 완료되고, 기울기 자세로 전환을 위해 θ_3 가 증가한다.

Fig. 10(e)는 기울기 자세에서 기립 자세로의 자세전환 결과이다. 그리고 자세 전환시 중간자세로서 눕기 자세를 거치도록 제어명령을 조정하였다. 등판의 각도 θ_2 는 75° 에서 40° 까지 4 초 동안 전환되고, 사용자의 보호를 위해 기울기 각도 θ_3 를 0° 로 만든 후 다시 등판 기울기 자세를 구현한다. 이때 제어명령을 전환하여 다시 기립 자세 제어명령을 내려 기립 동작을 수행하도록 하였다.

Fig. 11 은 실험결과를 그래픽으로 나타낸 것이다. 이러한 결과로부터 본 연구에서 제안한 의자 기구 및 제어시스템이 자세전환 시 안전한 자세를 유지하면서도, 불연속 등판궤적을 방지할 수 있음을 확인할 수 있었다.

5. 결론

본 연구에서는 다양한 자세가 가능한 휠체어용



(a) sitting to standing

(b) sitting to reclining

(c) reclining to standing

(d) reclining to tilting

(e) standing to tilting

(f) tilting to standing

Fig. 11 Simulation results of posture control

의자기구를 설계하고, 기구학적 해석을 수행하였다. 또한 기구가 연동될 때, 인체공학적인 자세를 구현하기 위해 플래너를 포함하는 자세제어시스템을 제안하였다. 실험결과로부터 본 연구에서 제안한 의자기구는 다자세 제어용 휠체어 설계에 적용 가능함을 확인하였다.

본 연구에서는 휠체어의 구동을 위해 총 4 개의 구동기를 사용하였다. 그러나 전방 기울기와 후방기울기는 같은 기울기 동작이다. 따라서 향후에는 하나의 구동기로 두 동작을 수행할 수 있는 구조와 같이, 보다 적은 수의 구동기로 같은 동작을 수행할 수 있는 의자기구의 연구를 수행할 예정이다.

후 기

본 연구는 보건복지가족부 보건의료기술진흥사업의 지원에 의하여 이루어진 것임. (과제고유번호 : A084996)

참고문헌

1. ISO 9999, "Assistive products for persons with disability-Classification and terminology," 2007.
2. Shaw, C. G. and Taylor, S. J., "A Survey of Wheelchair Seating Problems of the Institutionalized Elderly," Assistive Technology, Vol. 3, No. 1, pp. 5-10, 1992.
3. Ham, R., Aldersea, P. and Porter, D., "Wheelchair Users and Postural Seating," Churchill Livingstone, p. 217, 1998.
4. Dicianno, B. E., Margaria, E., Arva, J., Lieberman, M. J., Schmeler, M. R. and Lipka, D., "RESNA Position on the Application of Tilt, Recline, and Elevating Legrests for Wheelchair," Rehabilitation Engineering & Assistive Technology Society of North America, pp. 6-7, 2005.
5. Shileds, R. K. and Cook, T. M., "Effect of seat angle and lumbar support on seated buttock pressure," Phys.

Ther., Vol. 68, No. 11, pp. 1682-1686, 1988.
6. Aissaoui, R., Lacoste, M. and Dansereau, J., "Analysis of sliding and pressure distribution during a repositioning of persons in a simulator chair," IEEE Trans. on Neural Systems and Rehab. Eng., Vol. 9, No. 2, pp. 215-224, 2001.
7. Brattgard, S. O., Lendstrom, I., Severinsson, K. and Wihk, L., "Wheelchair design and quality," Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine (Supplement), Vol. 9, pp. 15-19, 1983.
8. Leonard, J. A. Jr., Esquenazi, A., Fisher, S. V., Hicks, J. E., Meier, R. H. 3rd. and Nelson, V. S., "Prosthetics, orthotics, and assistive devices. 1. General concepts," Arch. of Phys. Med. and Rehab., Vol. 70, No. 5-S, pp. 195-201, 1989.
9. Arva, J., Paleg, G., Lange, M., Lieverman, J., Schmeler, M., Diciano, B. and Babinec, M., RESNA Position on the Application of Wheelchair Standing Devices, Rehabilitation Engineering & Assistive Technology Society of North America, pp. 1-8, 2007.
10. Arva, J., Schmeler, M., Lange, M. and Lipka, D., RESNA Position on the Application of Seat-Elevating Devices for Wheelchair Users. Arlington, VA: Rehabilitation Engineering & Assistive Technology Society of North America, 2005.
11. Weant, M. and Schwartz, A., "Stand-up Wheelchair," United States Patent, No. 3807795, 1974.
12. Mashuda, D., "Mechanized Wheelchair," United States Patent, No. 3964786, 1976.
13. Fogg, K., "Stand-aid Invalid Wheelchair," United States Patent, No. 4119164, 1978.
14. Kuiken, A., "Manually Operable Standing Wheelchair," United States Patent, No. 6976698, 2005.
15. Perk, H., "Stand-up wheelchair," United States Patent, No. 7417176 B2, 2008.
16. Perry, E., "Power Stand-up and Reclining wheelchair," United States Patent, No. 5366036, 1994.
17. Huang, A. and Chu, S., "Seat Reclining Mechanism for Power Wheelchair," United States Patent, No. 7585019 B2, 2009.
18. Bae, J.-W., Kim, G.-S., Joo, H.-S., Ryu, J.-C., Lee, M.-J. and Moon, I., "Analysis of Wheelchair Kinematics for Control of Multi-Postures," Proc. of IEEK Fall Conference, Vol. 2, pp. 927-928, 2007.
19. Keegan, J. J., "Alterations of the Lumbar Curve Related to Posture and Seating," J. Bone Joint Surg. Am., Vol. 35, No. 3, pp. 589-603, 1953.