

의자차 뒷바퀴 축의 위치에 따른 의자차 추진력과 지구력

이미영, 김수일
아주대학교 병원 재활의학과 작업치료실

Abstract

The Force and Endurance During Wheelchair Propulsion by Three Different Rear Axle Positions

Lee Mi-young, M.P.H., P.T., O.T.

Kim Su-il, M.P.H., P.T., O.T.

Dept. of Occupational Therapy, Ajou University Hospital

This study was carried out to help the comprehensive rehabilitation of spinal cord injuries by measuring propulsion force and endurance exerted on wheelchair handrims, and predicting the differences among three different rear axle positions. The BTE (Baltimore Therapeutic Exerciser) work simulator was used on 9 paraplegia to test the force and endurance during wheelchair propulsion. The 141 large wheel of the BTE work simulator and a standard wheelchair with removed handrims were used for simulating wheelchair propulsion. The neurological and demographical characteristics of the patients were collected by personal interviews and direct examinations. The Kruskal-Wallis test was used to compare force and endurance among the groups. The strongest maximum isometric strength was produced when the rear axle of the wheelchair and the acromion process were on the same coronal plane. Although there were no significant differences statistically, moving the rear axle forward did result in greater isotonic strength. The research suggests that better functional activity of persons with paraplegia is possible when the rear axle of the wheelchair is appropriately adjusted.

Key Words: BTE; Paraplegia; Rear axle position; Wheelchair propulsion.

I. 서론

대부분의 척수손상자들은 보행의 중요한 수단으로 의자차를 이용하는 데 숙련되고 효율적인 의자차 조작기술은 자유로움과 이동성을 제공한다. 그래서 척수손상자들의 성공적인 재활을 위해 재활종사자들은 척수손상자들이 의자차를 독립적으로 사용하도록 다

양한 기술을 훈련하고 환자의 능력에 적합한 의자차를 이용하도록 조언해야 한다(Newsam 등, 1996). 치료 초기 균형감이나 상지의 근력이 저하된 척수손상자들에게 너무 가벼운 의자차나 안정감이 적은 의자차 등의 적합하지 않은 의자차를 사용하게 함으로써 환자들이 뒤로 넘어지는 등의 위험이 있을 수도 있다 (Hughes 등, 1992). 또한 적절한 의자차는 기

계적 효율을 증가시키고 에너지 소비를 감소시키는 반면 적절하지 않은 의자차는 일상생활 동작의 제한과 사용상의 불편이 있으며, 혈액순환장애, 피부자극, 체중분포의 불균형으로 욕창 발생이 쉽게 일어나고, 앉은 자세의 이상으로 호흡장애와 척추 측만 및 후만증 등의 합병증이 발생할 수 있으며, 활동제한으로 인한 비만과 관절 구축, 무용성 위축 등이 유발될 수도 있고, 낮은 기계적 효율을 보이며, 이것은 심폐계와 근골격계에 상대적으로 높은 부담을 주게 된다(Hughes 등, 1992).

또한 의자차 보행을 하는 장애인의 활동편익을 위한 기구 개발에 대한 연구는 안전과 효율성, 수행능력의 극대화에 초점을 맞추어야 하는 데 특히 의자차를 사용하는 활동에 있어 안전과 효율성, 그리고 스포츠 경기시 수행능력에 영향을 주는 요인으로는 휠체어 바퀴의 크기, 손잡이의 크기, 축의 위치, 바퀴의 경사각, 추진기술 등이 있으며 이에 대한 연구는 휠체어 디자인과 사용에 도움을 줄 수 있으리라 생각된다(이기광, 1989).

척수손상자가 의자차를 성공적으로 사용하기 위해서 필요한 요소는 의자차를 이용하는 사람의 능력과 의자차의 특성, 그리고 적합한 의자차를 사용하고 있는지 등이다(Brubaker, 1986). 의자차의 효율성과 관계된 요소로는 의자차 좌석의 높이(Huges 등, 1992), 팔꿈치의 각도(van der woude 등, 1989), 뒷바퀴 축의 위치와 의자차 손잡이를 쥐는 손의 악력, 신체 지구력 등이다. 뒷바퀴 축의 위치는 여러 가지 방법으로 의자차 추진에 영향을 주는 데 뒷바퀴 축과 의자차 추진력과의 관계는 바퀴 중심이 앞으로 나올수록 회전저항을 감소시키고 추진 효율을 증진시킨다고 하였고(Brubaker, 1986) 뒤쪽에 위치할수록 안정감을 주며 의자차 바퀴축의 위치는 근전위 활동과 추진회수(frequency of propulsion)에 영향을 준다고 하였다(Masse 등, 1992).

또한 Boninger 등(2000)은 수동식 의자차

를 이용하는 40명의 하지마비 환자를 대상으로 두 종류의 지속적인 속도와 최고 속도까지 의자차를 밀어 생체역학적인 자료를 얻어 어깨와 뒷바퀴 축과의 수직거리가 짧을수록, 또 뒷바퀴 축이 앞으로 나갈수록 추진 효율이 더 향상되고 경사진 곳에 있을 때 아래로 내려가려는 경향을 감소시켜 손상의 위험이 감소되거나 안정감은 떨어진다고 하였다.

BTE work simulator¹⁾는 기존의 치료 기구들과는 달리 작업과 유사한 활동을 꾸며 정적인 힘뿐만 아니라 여러 정보를 치료자와 환자가 얻을 수 있어 보다 효과적인 재활 치료가 가능하고(Curtis와 Engalitcheff, 1981), 환자의 치료, 평가 그리고 일정한 작업의 인간 공학적인 분석을 하는데 이용될 수 있다. 기존의 정적 근력만을 주로 측정할 수 있었던 기계들과는 달리 BTE work simulator는 동적 근력의 측정이 가능하며 나아가서는 지구력의 측정까지 가능하기 때문에 의자차 추진과 같은 작업을 가상으로 꾸며 동적 힘이나 동적 지구력 등을 측정할 수 있다. 일상생활과 관계된 여러 가지 작업이나 활동은 물론 의자차 추진 동작은 동적인 움직임을 요구하기 때문에 동적인 힘의 측정은 정적인 힘보다 기능에 있어서 더 좋은 지표가 될 수 있고 동적 지구력의 측정은 주어진 작업을 환자가 얼마나 오래 계속해서 수행할 수 있는지를 측정하는 방법이다. 특히 BTE work simulator는 기존의 뒷바퀴 축에서의 힘을 측정하는 연구들과는 달리 의자차 손잡이에 가해지는 힘과 지구력을 직접 측정할 수 있는 장점이 있으나 현재까지 BTE work simulator를 이용하여 뒷바퀴 축의 위치가 의자차 추진력과 지구력에 어떤 영향을 주는지를 측정했던 연구는 드문 실정이다. 본 연구에서는 BTE work simulator를 이용하여 의자차 뒷바퀴 축의 위치에 따른 의자차 추진력과 지

1) Baltimore Therapeutic Equipment Co. Maryland, USA.

표 1. 연구대상자의 일반적인 특성

대상자	나이(세)	신장(cm)	체중(kg)	앉은키	장애기간	사고원인	신경학적수준	손상정도
1	29	160	53	84	68	교통사고	T2	B
2	37	170	60	92	43	교통사고	T3	A
3	34	170	62	98	92	교통사고	T7	A
4	36	165	62	85	77	교통사고	T8	A
5	38	174	67	94	15	추락사	T10	A
6	31	174	60	92	44	추락사	T10	A
7	41	178	58	92	39	외상성	T11	A
8	44	176	83	92	44	추락사	T11	A
9	36	170	68	86	41	추락사	T12	A
		36.2±4.6 ^a	170.8±5.6	63.7±8.5	89.56±3.68	51.4±23.3		

^a평균±표준편차

구력을 측정하여 그 차이를 비교 분석하여 향후 척수손상자의 포괄적인 재활치료에 도움을 주고 효율적인 의자차 수행이나 기능에 맞는 의자차 디자인에 필요한 기초 자료를 제공하고자 한다.

II. 연구방법

1. 연구대상자

본 연구의 대상은 현재 수동식 의자차 사용을 하고 있는 하지마비 환자 9명으로 대상자 모두 본 연구에 동의하였다. 대상자 선정 기준은 1) 뇌손상 등의 신경학적 동반 손상이 없고, 2) 손상 후 적어도 1년 이상 독립적으로 수동식 의자차 보행을 하였으며, 3) 의자차 추진력에 영향을 줄 수 있는 상지의 근 골격계에 손상이 없으며, 4) 20대에서 50대까지의 활동 연령에 있는 사람들이었다.

평균연령은 36.2±4.6세이었고, 평균체중은 63.7±8.5 kg, 평균신장은 170.8±5.6 cm였으며, 평균장애기간은 51.4±23.3개월이었다. 사고 원인은 교통사고 4명, 추락사고 4명, 외상성 1명이었다. 신경학적 검사 상 신경학적 수준은 T2에서 T12의 하지마비였으며, 대상자 모두 ASIA Impairment Scale (American

Spinal Injury Association, 2000)에 의한 신경학적 손상정도가 A는 8명, B는 1명으로 운동기능 완전손상이었다(표 1).

2. 실험과정

의자차의 바퀴 돌리는 작업을 가상으로 꾸미기 위해서 지름 46 cm인 BTE work simulator (Model NO. WS20) 141번 large wheel을 이용하였다. 연구에 사용한 의자차는 의자차의 축이 어깨의 주두(olecranon)와 일직선이 되는 표준형 의자차로 partner 7000²⁾을 이용하였다. 표준형 의자차의 한쪽 바퀴 손잡이(hand rim)를 제거하고 BTE work simulator의 large wheel이 제거된 바퀴 손잡이 위치에 고정시켜, 가상으로 의자차 돌리는 동작을 모사(simulate)하였다. BTE work simulator head 중심을 세 가지 위치에 다르게 하여 각각 다른 날 측정하였다. 첫 번째는 BTE work simulator의 head 중심이 어깨의 주두와 일직선이 되게 하여 측정하였고, 두 번째는 BTE work simulator의 head 중심이 주두돌기(acromion process)보다 10 cm 앞쪽으로 위치하게 해서 측정하였고, 세 번째는 BTE work

2) (주)대세 엠. 케어. 대구, 한국.

simulator의 head 중심이 주두돌기보다 10 cm 뒤쪽으로 위치하게 해서 측정하였다. 의자차 바퀴 중심과 BTE work simulator large wheel의 중심과의 수평면 간격은 6 cm였다. 반대쪽 상지는 검사하려는 손과 같은 위치의 반대쪽 바퀴에 오게 했다. 바퀴에 걸리는 힘의 부하는 한쪽 BTE work simulator 쪽만 걸리게 되어 한쪽 상지의 수동식 의자차 돌리는 동작을 가상으로 꾸몄다.

BTE work simulator를 이용한 의자차 가상동작에 대상자들이 친숙해지도록 하기 위해서 3분 동안 BTE work simulator를 이용한 의자차 추진 동작을 연습하게 하였다 (Bhambhani 등, 1994).

BTE work simulator를 이용한 측정의 첫 번째 단계는 최대 등척성 힘을 측정하였고, BTE work simulator head의 세 가지 위치에서의 최대 등척성 힘을 각각 다른 날 측정하였다. 최대 등척성 힘의 측정은 정적인 저항에 대해서 적용되는 힘을 측정하였다. 측정은 BTE work simulator의 head의 위치에 따라 각 3번씩 측정하여 평균치를 이용하여 검사-재검사의 신뢰도를 높였고, 변이계수 (coefficient of variation: COV)가 15% 이상인 경우는 검사를 다시 실시하였다. 각각의 측정은 5초 동안 하게 되고 측정간에 30초씩의 휴식기간을 주었다. 이 단계의 측정을 위해서는 BTE work simulator를 Manual static mode에 맞추거나 Quest의 static menu에서 maximum strength test를 이용해 검사할 수 있으나, 본 연구에서는 Quest 소프트웨어 프로그램을 이용해서 최대 등척성 힘을 측정하였다.

환자에게 편안한 수준의 힘인 최대 등척성 힘의 1/2을 이용해서 최대 등장성(동적) 힘을 측정하였다. 측정은 BTE work simulator head의 세 가지 위치에 따라 각각 다른 날 각각을 3번 측정하여 평균치를 이용하여 검사-재검사 신뢰도를 높였고 변이계수가 15%

이상인 경우는 검사를 다시 실시하였다. 각각의 측정은 최대 힘의 1/2에서 일할 때 7~9 초 후에 피로감을 느끼기 시작하기 때문에 10초 동안 하게 되고 측정간에 30초씩의 휴식기간을 주었다. 이 검사는 automatic mode에서 측정하거나 Quest 프로그램을 이용하여 측정할 수 있는데, 본 연구에서는 Quest 프로그램을 이용하여 최대 등장성 힘을 측정하였다.

동적 지구력은 주어진 작업을 환자가 얼마나 오래 계속해서 수행할 수 있는 지를 측정하는 방법이다. 마찬가지로 지구력도 BTE work simulator head의 세 가지 위치에 따라 각각 다른 날 각각을 3번씩 측정하였고 지구력은 가상의 의자차 돌리는 작업을 수행한 시간과 일의 양으로 측정하였다. 힘의 단계 (force level)는 최대 정적 힘의 1/2을 이용해서 측정하였다. 환자의 동적 지구력을 측정하기 위해서는 환자가 일하는 속도를 조절하는 것이 중요하기 때문에 각 상지가 같은 속도에서 일하도록 하였다. 이때 환자의 수행속도를 조절하기 위해서 메트로놈(LUX, USA)을 이용하였다. 이 검사를 하기 위해서는 BTE work simulator를 manual dynamic mode에 맞춰 놓거나 Quest 프로그램을 이용하여 측정할 수 있는데, 본 연구에서는 Quest 프로그램을 이용하여 지구력을 측정하였다.

3. 분석방법

최대 등척성 힘과 등장성 힘 그리고 지구력의 측정치는 BTE work simulator에 연결된 Quest 소프트웨어 프로그램을 이용하여 자료를 저장한 후 SAS 통계처리 프로그램을 이용하였다. 비모수적인 검정방법인 Kruskal-Wallis 검정 통계법을 이용하여 의자차 축의 세 가지 위치에 따른 최대 등척성 힘과 최대 등장성 힘 그리고 지구력 시간과 일의 양의 유의 수준을 오른쪽과 왼쪽 그리고 오른쪽 왼쪽을 합한 자료로 알아보았다.

Spearman 순위상관검정을 이용하여 의자차 축의 위치에 따른 의자차 추진력과 지구력에 대한 각 변수와의 상관관계를 알아보았다.

III. 결과

1. 의자차 뒷바퀴 축의 위치에 따른 최대 등척성 힘

의자차 뒷바퀴 축의 위치가 견봉돌기와 수직으로 10 cm 뒤쪽에 있을 때의 오른쪽 평균 최대 등척성 힘은 60.62 Nm, 견봉돌기와 수직으로 10 cm 앞쪽에 있을 때는 61.00 Nm, 견봉돌기와 수직으로 같은 위치에 있을 때는 64.47 Nm로 제일 높았으나 세 군간에 통계적으로 유의한 차이는 없었다($p>.05$).

의자차 뒷바퀴 축의 위치가 견봉돌기와 수직으로 10 cm 뒤쪽에 있을 때의 왼쪽 평균 최대 등척성 힘은 57.94 Nm, 견봉돌기와 수직으로 10 cm 앞쪽에 있을 때는 58.84 Nm, 견봉돌기와 수직으로 같은 위치에 있을 때는 61.34 Nm로 제일 높았으나 세 군간에 통계적으로 유의한 차이는 없었다($p>.05$).

의자차 뒷바퀴 축의 위치가 견봉돌기와 수직으로 10 cm 뒤쪽에 있을 때의 전체 평균

최대 등척성 힘은 59.28 Nm, 견봉돌기와 수직으로 10 cm 앞쪽에 있을 때는 59.92 Nm, 견봉돌기와 수직으로 같은 위치에 있을 때는 62.91 Nm로 제일 높았으나 세 군간에 통계적으로 유의한 차이는 없었다($p>.05$), (표 2).

2. 의자차 뒷바퀴 축의 위치에 따른 최대 등장성 힘

의자차 뒷바퀴 축의 위치가 견봉돌기와 수직으로 10 cm 뒤쪽에 있을 때의 오른쪽 평균 최대 등장성 힘은 62.43 W, 견봉돌기와 수직으로 같은 위치에 있을 때는 64.26 W, 견봉돌기와 수직으로 10 cm 앞쪽에 있을 때는 68.78 W로 제일 높았으나 세 군간에 통계적으로 유의한 차이는 없었다($p>.05$).

의자차 뒷바퀴 축의 위치가 견봉돌기와 수직으로 10 cm 뒤쪽에 있을 때의 왼쪽 평균 최대 등장성 힘은 58.63 W, 견봉돌기와 수직으로 같은 위치에 있을 때는 59.37 W, 견봉돌기와 수직으로 10 cm 앞쪽에 있을 때는 63.71 W로 제일 높았으나 세 군간에 통계적으로 유의한 차이는 없었다($p>.05$).

의자차 뒷바퀴 축의 위치가 견봉돌기와 수직으로 10 cm 뒤쪽에 있을 때의 전체 평균

표 2. 의자차 뒷바퀴 축의 위치에 따른 최대 등척성 힘 (단위: Nm)

	견봉돌기-10	견봉돌기	견봉돌기+10	F	p
오른쪽(n=9)	60.62±14.79 ^a	64.47±14.21	61.00±14.33	.427	.808
왼쪽(n=9)	57.94±14.35	61.34±11.32	58.84±13.02	.241	.887
전체(N=18)	59.28±14.20	62.91±12.56	59.92±13.33	.491	.782

^a평균±표준편차

표 3. 의자차 뒷바퀴 축의 위치에 따른 최대 등장성 힘 (단위: W)

	견봉돌기-10	견봉돌기	견봉돌기+10	F	p
오른쪽(n=9)	62.43±14.84 ^a	64.26±14.02	68.78±20.98	1.273	.529
왼쪽(n=9)	58.63±17.45	59.37±18.53	63.71±16.75		.740
전체(N=18)	60.52±15.84	62.09±16.41	66.25±18.60	1.350	.509

^a평균±표준편차

최대 등장성 힘은 60.52 W, 견봉돌기와 수직으로 같은 위치에 있을 때는 62.09 W, 견봉돌기와 수직으로 10 cm 앞쪽에 있을 때는 66.25 W로 제일 높았으나 세 군간에 통계적으로 유의한 차이는 없었다($p>.05$), (표 3).

3. 의자차 뒷바퀴 축의 위치에 따른 지구력 시간과 일의 양

의자차 뒷바퀴 축의 위치가 견봉돌기와 수직으로 10 cm 뒤쪽에 있을 때의 오른쪽 평균 지구력 시간은 100.44초, 견봉돌기와 수직으로 같은 위치에 있을 때는 69.56초, 견봉돌기와 수직으로 10 cm 앞쪽에 있을 때는 97.56초로 세 군간에 통계적으로 유의한 차이는 없었다($p>.05$).

의자차 뒷바퀴 축의 위치가 견봉돌기와 수직으로 10 cm 뒤쪽에 있을 때의 왼쪽 평균 지구력 시간은 64.00초, 견봉돌기와 수직으로 같은 위치에 있을 때는 72.44초, 견봉돌기와 수직으로 10 cm 앞쪽에 있을 때는 82.22초로 세 군간에 통계적으로 유의한 차이는 없었다($p>.05$).

의자차 뒷바퀴 축의 위치가 견봉돌기와 수직으로 10 cm 뒤쪽에 있을 때의 전체 평균 지구력 시간은 82.22초, 견봉돌기와 수직으로

같은 위치에 있을 때는 71.00초, 견봉돌기와 수직으로 10 cm 앞쪽에 있을 때는 89.89초로 세 군간에 통계적으로 차이는 없었다($p>.05$), (표 4).

의자차 뒷바퀴 축의 위치가 견봉돌기와 수직으로 10 cm 뒤쪽에 있을 때의 오른쪽 평균 지구력 일의 양은 3933 J, 견봉돌기와 수직으로 같은 위치에 있을 때는 3072.77 J, 견봉돌기와 수직으로 10 cm 앞쪽에 있을 때는 3775.33 J로 세 군간에 통계적으로 유의한 차이는 없었다($p>.05$).

의자차 뒷바퀴 축의 위치가 견봉돌기와 수직으로 10 cm 뒤쪽에 있을 때의 왼쪽 평균 지구력 일의 양은 2550.51 J, 견봉돌기와 수직으로 같은 위치에 있을 때는 2768.77 J, 견봉돌기와 수직으로 10 cm 앞쪽에 있을 때는 3074.77 J로 세 군간에 통계적으로 유의한 차이는 없었다($p>.05$).

의자차 뒷바퀴 축의 위치가 견봉돌기와 수직으로 10 cm 뒤쪽에 있을 때의 전체 평균 지구력 일의 양은 3241.83 J, 견봉돌기와 수직으로 같은 위치에 있을 때는 2920.77 J, 견봉돌기와 수직으로 10 cm 앞쪽에 있을 때는 3425.05 J로 세 군간에 통계적으로 유의한 차이는 없었다($p>.05$), (표 5).

표 4. 의자차 뒷바퀴 축의 위치에 따른 지구력 시간 (단위: 초)

	견봉돌기-10	견봉돌기	견봉돌기+10	F	p
오른쪽(n=9)	100.44±95.47 ^a	69.56±34.21	97.56±62.51	1.198	.549
왼 쪽(n=9)	64.00±34.48	72.44±59.76	82.22±33.92	3.396	.183
전 체(N=18)	82.22±72.11	71.00±47.26	89.89±49.42	3.936	.140

^a평균±표준편차

표 5. 의자차 뒷바퀴 축의 위치에 따른 지구력 일의 양 (단위: J)

	견봉돌기-10	견봉돌기	견봉돌기+10	F	p
오른쪽(n=9)	3933.14±3262.20 ^a	3072.77±1537.70	3775.33±2526.81	.286	.867
왼 쪽(n=9)	2550.51±1395.38	2768.77±2155.58	3074.77±1491.86	2.162	.339
전 체(N=18)	3241.83±2535.80	2920.77±1823.12	3425.05±2045.00	1.555	.460

^a평균±표준편차

4. 의자차 뒷바퀴 축의 위치에 따른 의자차 추진력과 지구력에 영향을 주는 변수들의 상관관계

의자차 뒷바퀴 축의 위치가 견봉 돌기와 수직으로 같은 위치에 있을 때 체중은 최대 등장성 힘과 지구력 일의 양과 유의한 순상관관계가 있었다($p < .05$). 의자차 뒷바퀴 축의 위치가 견봉 돌기와 수직으로 10 cm 앞쪽에 있을 때 키는 최대 등척성 힘과 최대 등장성 힘과 유의한 순상관관계가 있었고($p < .05$), 체중은 최대 등척성 힘과 유의한 순상관관계가 있었다($p < .05$), (표 6).

IV. 고찰

특정한 수행능력을 향상시키기 위해 가장 좋은 운동은 작업 자체로, 운동이 연습하려고 하는 작업과 비슷하면 할수록 그 작업에 도움이 된다. 따라서 작업치료사들은 환자가 퇴원 후 노출될 수 있는 작업환경을 가능한 실제와 같게 시도해 왔다. 그 동안 선반과 드릴 프레스와 같은 다양한 기구들이 재활을 촉진하려고 시도되어 왔지만 이러한 접근법들은 제한된 병원 공간과 산업장비의 고비용으로 넓게 이용되지는 못했다(Powell 등, 1991). Curtis와 Engalitcheff는 이러한 제한점을 극복하기 위하여 1979년에 Baltimore에 있는 Union Memorial Hospital에서 BTE work

simulator를 고안해 냈다.

BTE work simulator는 특수 근육의 근력 강화만을 가능하게 했던 기존의 치료 기구들과는 다르게 복잡하고 협응된 상지의 움직임 을 필요로 하는 활동들을 가상으로 꾸며 일상생활이나 여가활동 그리고 직업활동 등을 가상으로 꾸며 평가 및 훈련을 할 수 있는 기구이다. BTE work simulator는 다양한 작업활동을 재현할 수 있는 19개의 도구가 부착되어 있고, 조절판에 표시되는 힘과 거리, 운동 시간 등을 화면을 통해 볼 수 있어 치료자와 환자가 적절한 정보를 교환하고, 환자에게 되먹임을 줄 수 있으며, 작업장에서 실제로 일하는 느낌을 가질 수 있어 직업 복귀율을 증가시킬 수 있다(Curtis와 Engalitcheff, 1981). 또한 대상자의 능력을 양적으로 측정할 수도 있고 점진적으로 어려운 작업으로 진행할 수도 있으며 기계사용의 위험률이 적고 한 방향으로 뿐만 아니라 양방향으로 저항을 주어야 하는 작업을 가상으로 꾸밀 수도 있고 작은 공간에서 큰 작업도 가상으로 꾸밀 수 있다.

BTE work simulator로는 가상의 작업과 관계된 최대 등척성 힘, 최대 등장성 힘 그리고 지구력을 측정할 수 있다. 등장성 힘은 근육의 교대적인 수축과 이완을 필요로 하는 관절의 움직임을 포함한다. 또한 등장성 힘은 정해진 시간 동안 특정한 작업을 빠르게 수

표 6. 의자차 뒷바퀴 축의 위치에 따른 의자차 추진력과 지구력에 영향을 주는 변수들의 상관관계

변수	견봉돌기-10			견봉돌기			견봉돌기+10		
	최대 등척성 힘	최대 등장성 힘	지구력 일의 양	최대 등척성 힘	최대 등장성 힘	지구력 일의 양	최대 등척성 힘	최대 등장성 힘	지구력 일의 양
장애기간	.000 ^a	-.017	.184	.117	.218	.017	-.477	.100	.151
앉은키	.279	.244	-.078	.061	.139	.165	.548	.270	-.270
키	.613	.579	.238	.417	.281	.221	.715*	.690*	.170
체중	.487	.487	.664	.563	.790*	.765*	.773*	.244	.664

* $p < .05$

^aSpearman 상관계수(r)

행할 수 있는 능력으로 대부분의 활동이 동적인 움직임을 요구하므로 기능에 있어 좋은 지표가 될 수 있는 힘으로 BTE work simulator로 측정이 가능하다.

본 연구에서는 BTE work simulator를 이용하여 세 가지 다른 의자차 뒷바퀴의 축의 위치에 따른 의자차 추진력과 지구력을 측정하였고 첫 번째 축의 위치에서 온 피로로 인해 그 다음 측정에 영향을 주는 것을 막기 위해 각 축의 위치에서의 측정을 각각 다른 날 측정하였다.

의자차 축의 위치에 따른 추진력이나 지구력에 대한 연구로 Higgs(1983)는 휠체어의 구조 변인을 정량화하기 위해 1980년 장애인 올림픽에 참가한 선수들의 휠체어 49개를 사진 분석한 결과, 성공적인 수행 집단은 의자 높이가 낮은 의자, 앞바퀴와 뒷바퀴간의 거리가 짧은 휠체어, 작은 손잡이 등의 구조적 특성이 있었으며, 장거리 선수의 휠체어는 단거리 선수의 것보다 등받이가 뒤에 있는 의자, 중심고가 낮은 의자, 앞바퀴와 뒷바퀴간의 거리가 짧은 구조를 갖고 있다고 보고하였다. 또한 유사한 연구로 York와 Kimura(1987)는 그들이 설정한 휠체어를 7가지 구조적 변인 즉 의자의 수평위치, 수직위치, 의자 및 받침의 각도, 의자 밑받침과 등받이의 각도, 뒷바퀴와 앞바퀴간의 거리, 뒷바퀴의 경사각도, 손잡이 직경 등을 정량적으로 분석하기 위해 1984년 장애인 올림픽에서 24트랙 경기자들이 사용한 휠체어를 촬영하여 분석한 결과 앞바퀴와 뒷바퀴의 거리가 짧은 휠체어를 사용하는 집단의 성적이 좋았음을 지적하였다.

본 연구의 결과 대상자 수가 적어 통계적으로 유의한 차이는 보이지 않았지만 정적인 힘에 대한 최대 등척성 힘은 의자차 뒷바퀴 축이 견봉돌기와 수직으로 같은 위치에 있을 때 가장 큰 평균 힘을 나타냈다. 또한 일정한 시간 동안의 수행속도와 관련된 최대 등장성 힘은 의자차 뒷바퀴 축의 위치가 견

봉돌기를 기준으로 했을 때 앞으로 나갈수록 힘이 증가되는 양상을 보여 대상자 수가 적어 통계적으로 유의한 차이를 보이지 않았지만 평균 최대 등장성 힘으로 봤을 때 기존의 Higgs(1983)나 York와 Kimura(1987)의 수행능력을 향상시키는 요인중의 하나인 뒷바퀴 축의 위치에 관한 연구와 일치하는 결과는 보였다.

최대 등척성 힘은 의자차 뒷바퀴 축의 위치가 견봉돌기와 수직으로 10 cm 앞쪽에 있을 때 키나 체중과 유의한 순상관관계가 있고 최대 등장성 힘은 의자차 뒷바퀴 축의 위치가 견봉돌기와 수직으로 같은 위치에 있을 때는 체중과 의자차 뒷바퀴 축의 위치가 견봉돌기와 수직으로 10 cm 앞쪽에 있을 때는 키와 유의한 순상관관계가 있고 지구력 일의 양은 뒷바퀴 축의 위치가 견봉 돌기와 수직으로 같은 위치에 있을 때 체중과 유의한 순상관관계를 보여 체중과 키가 의자차 뒷바퀴 축의 위치에 따라 의자차 추진력이나 지구력에 영향을 끼치는 것으로 나타났다.

의자차를 앞으로 추진시키는 힘은 결관절의 굴근, 내전근, 그리고 외회전근의 동작에 의하여 주로 일어나며, 몸통의 굴곡과 신전 동작(Nawoczinski와 Rinehart, 1987), 그리고 의자차 손잡이를 쥐는 손의 악력과 신체 지구력에 의하여도 영향을 받을 뿐만 아니라 의자차 축의 위치와 체중이나 키에 의해서도 영향을 받는 것으로 나타났다. 효과적인 의자차 수행과 의자차를 디자인할 때 고려해야 할 요인으로 의자차 축의 위치 뿐 만 아니라 체중이나 키도 고려해야 할 필요성이 있다.

본 연구의 제한점으로는 첫째, 의자차 추진력은 양쪽 상지를 이용한 활동인데 BTE work simulator로는 동시에 양측상지의 힘을 측정할 수 없고 한번에 한쪽 상지의 힘만을 측정할 수 있어 연구 결과에 영향을 끼쳤으리라 생각된다. 둘째, 연구 대상자 선정의 어려움으로 인해 대상자 수가 적어 통계적인

결과에 영향을 끼쳤을 것이라 생각된다. 셋째, 본 연구에서 사용한 의자차가 평소 연구 대상자들이 사용하는 의자차가 아니어서 익숙하지 않은 상태로 측정이 되어 변수로 작용할 수 있다는 것이다.

향후 연구로는 대상자 수가 적어 본 연구에서 통계적으로 유의한 검정을 하기가 어려웠으므로 많은 척수손상자를 대상으로 한 연구가 필요하고, 의자차 좌석의 높이에 따른 차이나 남녀에 따른 차이 등에 대한 연구가 필요하다고 생각된다.

V. 결론

휠체어 뒷바퀴 축의 위치가 의자차 추진력과 지구력에 미치는 영향을 알아보기 위하여 BTE work simulator를 이용하여 9명의 하지마비 환자를 대상으로 의자차 뒷바퀴 축의 세가지 다른 위치에 따른 최대 등척성 힘과 등장성 힘의 의자차 추진력과 지구력을 측정하여 다음과 같은 결과를 얻었다.

1. 의자차 추진력 중 평균 최대 등척성 힘은 의자차 뒷바퀴 축의 위치가 수직으로 견봉돌기와 같은 위치에 있을 때 제일 높았으나 세 구간에서 통계적으로 유의한 차이가 없었다($p>.05$).
2. 의자차 추진력 중 평균 최대 등장성 힘은 의자차 뒷바퀴 축의 위치가 수직으로 견봉돌기보다 앞쪽으로 갈수록 높았으나 세 구간에 통계적으로 유의한 차이가 없었다($p>.05$).
3. 의자차 뒷바퀴 축의 위치가 견봉돌기와 수직으로 같은 위치에 있을 때 체중은 최대 등장성 힘과 지구력 일의 양과 유의한 순상관관계가 있었다($p<.05$). 의자차 뒷바퀴 축의 위치가 견봉돌기와 수직으로 10 cm 앞쪽에 있을 때 키는 최대 등척성 힘과 최대 등장성 힘과 유의

한 순상관관계가 있었고($p<.05$), 체중은 최대 등척성 힘과 유의한 순상관관계가 있었다($p<.05$).

이상의 결과로 비록 통계적으로 유의한 차이는 없었지만 의자차 뒷바퀴의 축의 위치에 따라 힘과 수행속도에 차이가 있으므로 척수손상자들의 효율적인 의자차 추진을 위해서는 단계에 맞는 의자차 뒷바퀴 축의 위치에 따른 의자차 선택이 필요하다고 생각된다. 또한 효율적인 의자차 추진 동작에 미치는 요인에 관한 연구도 지속되어야 한다.

인용문헌

- 이기광. 휠체어의 주행속도와 손잡이 직경이 추진 동작에 미치는 영향. 서울 대학교 대학원, 석사 학위논문, 1989.
- American Spinal Injury Association (ASIA). International Standards for neurological classification of spinal cord injury. Chicago, American Spinal Injury Association, 2000.
- Bhambhani Y, Esmail S, Brintnell S. The Baltimore therapeutic equipment work simulator: Biomechanical and physiological norms for three attachments in healthy men. *Am J Occup Ther.* 1994;48:19-25.
- Boninger ML, Baldwin M, Cooper RA, et al. Manual wheelchair pushrim biomechanics and axle position. *Arch Phys Med Rehabil.* 2000;81:608-613.
- Brubaker CE. Wheelchair prescription: An analysis of factors that affect mobility and performance. *J Rehabil Res Dev.* 1986;23:19-26.
- Curtis RM, Engalitcheff J. A work simulator for rehabilitating the upper extremity-preliminary report. *J Hand Surg.* 1981; 6:499-501.

- Higgs C. An analysis of racing wheelchairs used at the 1980 Olympic Games for disabled. *Research Quarterly for Exercise and Sports*. 1983;54:229-233.
- Hughes CJ, Weimar WH, Sheth PN, et al. Biomechanics of wheelchair propulsion as a function of seat position and user-to-chair interface. *Arch Phys Med Rehabil*. 1992;73:263-269.
- Masse LC, Lamontagne M, O'Riain MD. Biomechanical analysis of wheelchair propulsion for various seating position. *J Rehabil Res Dev*. 1992;26:12-28.
- Nawoczenski DA, Rinehart NE. *Spinal Cord Injury: Concepts and Management Approaches*. Baltimore, Williams & Wilkins, 1987:99-121.
- Newsam CJ, Mulroy SJ, Gronley JK, et al. Temporal-spatial characteristics of wheelchair propulsion. Effects of level of spinal cord injury, terrain, and propulsion rate. *Am J Phys Med Rehabil*. 1996;75:292-299.
- Powell DM, Zimmer CA, Antoine MM, et al. Computer analysis of the performance of the BTE work simulator. *Burn Care Rehabil*. 1991;12:250-256.
- York SL, Kimura IF. An analysis of basis construction variables of racing wheelchairs used in the 1984 International Games for Disabled. *Research Quarterly for Exercise and Sports*. 1987;58:16-20.
- van der Woude LH, Veeger DJ, Rozendal RH, et al. Seat height in handrim wheelchair propulsion. *J Rehabil Res Dev*. 1989;26:31-50.