

시각피이드백을 이용한 휠체어 추진이 척수손상 환자의 균형 특성에 미치는 영향

황기철*, 권혁철**, 공진용***, 장문영****

*가야대학교 작업치료학과 **대구대학교 재활공학과

나사렛대학교 재활공학과 *인제대학교 작업치료학과 및 의생명공학원

국문초록

목적 : 척수손상 환자를 대상으로 시각피이드백을 이용한 휠체어 추진이 척수손상 환자의 균형 특성에 미치는 영향을 알아보려고 하였다.

연구방법 : 척수 완전 손상 환자 38명을 대상으로 휠체어 추진 시뮬레이션 장치와 휠체어를 추진하지 않는 경우와 추진하는 경우 시각피이드백 이용유무에 따른 둔부와 대퇴부의 압력분포와 압력중심이동 변화를 측정하기 위해 좌석시트 압력분포 측정도구인 FSA를 사용하였다. 이들 실험도구들을 이용하여 얻은 결과는 다음과 같다.

결과 : 1) 시각피이드백 이용 없이 휠체어를 추진하지 않는 경우와 추진하는 경우에 압력중심의 흔들림이 유의한 차이가 있었다($p<.05$). 2) 휠체어 추진 시 시각피이드백을 이용하지 않은 경우보다 시각피이드백을 이용한 경우에 척수손상 레벨에 상관없이 압력중심의 흔들림이 모두 감소되었다. 시각피이드백 이용 유무에 따라 흉수상부 손상, 흉수하부 손상, 요수 손상 환자에 있어서는 유의한 차이를 보였다($p<.05$). 3) 경수 손상 환자의 부위별 좌석시트 압력분포 평균을 보았을 때, 휠체어 추진 시 둔부전방 > 둔부후방 > 대퇴부 후방 > 대퇴부 전방 순으로 압력이 분포되었으며, 휠체어를 추진하면서 시각피이드백을 이용한 경우의 부위별 압력 증가비율을 계산한 결과, 둔부전방과 대퇴부 부위로 더 많은 압력증가가 생겼다. 4) 흉수상부 손상 환자의 부위별 좌석시트 압력분포 평균을 보았을 때 휠체어 추진 시 둔부전방 > 대퇴부 후방 > 둔부후방 > 대퇴부 전방 순으로 압력이 분포되었으며, 휠체어를 추진하면서 시각피이드백을 이용한 경우의 부위별 압력 증가비율을 계산한 결과 둔부전방과 대퇴부 부위로 더 많은 압력증가가 생겼다. 5) 흉수하부 손상 환자의 부위별 좌석시트 압력분포 평균을 보았을 때 휠체어 추진 시 둔부전방 > 대퇴부 후방 > 둔부후방 > 대퇴부 전방 순으로 압력이 분포되었으며, 휠체어를 추진하면서 시각피이드백을 이용한 경우의 부위별 압력 증가비율을 계산한 결과 대퇴부 부위로 더 많은 압력증가가 생겼다. 6) 요수 손상 환자의 부위별 좌석시트 압력분포 평균을 보았을 때 휠체어 추진 시 둔부전방 > 둔부 후방 > 대퇴부 후방 > 대퇴부 전방 순으로 압력이 분포되었으며, 휠체어를 추진하면서 시각피이드백을 이용한 경우의 부위별 압력 증가비율을 계산한 결과 둔부후방으로의 압력 증가비율이 가장 많이 증가하고, 다음으로 대퇴부 전방, 그리고 대퇴부 후방 순이었다.

결론 : 시각피이드백을 이용한 휠체어 추진 시 척수손상 레벨에 상관없이 압력중심의 흔들림이 모두 감소하였다. 또한, 전방 또는 전후방으로의 압력분포 변화를 통해 균형의 향상을 가져올 수 있는 움직임이 더 증가하는 경향이 있었다. 이를 통해 시각피이드백을 이용한 휠체어 추진이 척수손상 환자의 균형능력 향상에 도움을 줄 수 있음을 보여주었다.

주제어 : 시각피이드백, 휠체어, 척수손상, 균형

I. 서 론

척수손상 환자는 일생을 휠체어에 의존해야 하므로 휠체어는 이들에게 유일하고 필수적인 이동수단이라 할 수 있다(Ellwood, 1982; Pedretti & Stone, 1985). 이동성의 확보는 사회로의 접근성 강화를 위한 장애인의 삶의 질 향상을 위하여 중요하게 다루어져야 한다. 이처럼 장애를 가진 사람들은 자신의 이동성 확보를 위하여 사용하는 주된 수단 중의 하나로 수동휠체어를 이용한 자가 추진(self-propulsion)을 들 수가 있다(Pentland & Twomey, 1991; Rodgers, McQuade, Rasch, Keyser, & Finley, 2003).

척수손상과 같이 장시간 휠체어에 앉아 있어야 하는 경우에는 둔부의 압력을 감소시켜 주어 욕창의 발생을 예방하는 것이 중요하다(김동아, 2004). 척수손상 환자는 욕창에 쉽게 노출되어 있고, 척수손상으로 인한 사망자의 4% 이상도 직접적인 사망 원인이 욕창 때문이다(Geisler, Jousse, & Wynne-Jones, 1977). 욕창은 여러 다양한 질환의 환자에서 발생할 수 있는 심각한 합병증이며, 욕창의 예방에 도움이 될 수 있는 요인으로 감소된 압력과 올바른 착석자세를 들 수 있다(김동아, 2004).

휠체어 사용자의 적절한 착석 및 자세는 기능적 능력, 피부보전과 독립성 증가에 필수적인 요소이다(Springle, Flinn, Wootten, & McCorry, 2003). 척수손상으로 인한 하지마비 환자들은 자신의 이동을 위해 전적으로 상지에 의존하게 되는데(Schantz, Bjorkman, & Sandberg, 1999), 이들의 대부분은 휠체어를 이용하여 이동성을 확보하고 있어(Kathleen, George, & David, 1999), 휠체어 추진 시 추진 자세에 대한 교육과 장애유형에 알맞은 자세 선택이 필요하다(공진용, 2001).

자세와 균형조절의 문제는 인간의 일상생활에서 필수적이고 임상에서도 환자의 기능적이고 독립적인 재활을 위해 중요하며, 우리가 적절한 균형을 유지하기 위해서는 인체의 흔들림을 최소화 하여 신체의 중력중심을 지지기저면내에 유지하여야 한다(Galley & Forster, 1985; Nichols, Glenn, & Mutchinson, 1995). 또한, 자세와 균형은 단지 불안정성으로부터 다시 회복하는 능력뿐만 아니라, 어떤 방식으로든지 불안정성을 피하도록 예측하고 움직이는 능력까지도 포함된다.

정상적인 자세와 균형 조절은 환경에 대한 신체 위치

와 운동에 관하여 시각, 체성감각, 전정계로부터의 감각 정보 조직화를 필요로 한다(Shumway-Cook & Woollacott, 1995). 시각 정보는 균형을 위협하는 상황을 판단하는데 가장 중요한 정보이며, 환경에 대한 정보뿐만 아니라 환경 안에서 신체의 방향감을 제공한다(Lee & Aronson, 1974).

척수손상 환자의 치료방법은 휠체어에 앉기, 자세 유지하기, 지구력을 증가시키는 것으로 시작하여 욕창방지 및 압력을 감소시키는 방법에 관한 훈련을 실시한다(이재신, 이택영, 이지연과 유은영, 2004). 균형훈련이 중추신경계 손상자들의 자세 조절 및 중추감각신경전도도에 미치는 영향을 규명하고자 했던 선행연구에서 균형훈련이 자세조절에 있어서 전후와 좌우의 흔들림을 감소시킴으로서 정적인 상태나 동적인 상태에서의 자세 안정성을 증가시킬 수 있다고 하였다(강효영, 김유섭과 김태운, 1999).

앉기 균형이 좋지 않을수록 휠체어를 추진하지 않는 경우와 추진하는 경우 비정상적인 착석자세로 인하여 비정상적인 착석쿠션 압력 분포가 나타나고 휠체어 추진 효율도 감소할 것이므로, 압력분포 측정을 통해 척수손상 환자의 균형 특성을 파악하고, 압력이 집중되어 욕창이 발생하지 않도록 척수손상 환자의 휠체어에서의 균형 조절능력과 압력분포에 적절한 착석쿠션을 필요로 할 것이다. 따라서, 휠체어를 추진하지 않는 경우와 추진하는 경우 척수손상 환자의 둔부 및 대퇴부의 압력분포 특성을 알아보고, 시각피이드백을 이용해 이를 척수손상 환자가 자각하여 스스로 수정할 수 있는 균형훈련이 가능한지 여부를 알아보는 것은 의미가 있을 것이다.

감각피이드백을 이용한 운동학습은 자신이 수행한 결과 또는 결과의 원인이 되는 정보를 시각, 청각, 그리고 체감각(somatosensory) 등으로 자극을 되받아 과제수행의 오류를 수정하는 방법으로, 정확한 동작을 학습시키는데 이용되고 있다(Schmidt, 1991). 편마비 환자의 균형 유지 훈련에서 감각피이드백을 이용한 운동학습 방법은 전통적인 균형훈련 방법보다 편마비 환자의 대칭적 자세 유지에 더 효과적이라는 연구가 보고 되었다(Shumway-Cook, 1988).

시각은 다른 감각보다 정확하게 정보를 제공받을 수 있어, 시각피이드백(visual feedback)을 이용한 운동학습법이 편마비 환자의 균형훈련에 널리 사용되어 왔다. 편

마비 환자의 균형훈련에 사용되는 시각피이드백은 시각 피이드백 훈련기기를 통해 제공되는데, 시각피이드백 훈련기기에 부착된 두 개의 압력 감지판(force platform)에서 들어오는 균형유지 자료를 컴퓨터에 입력시켜 균형유지 결과를 시각적으로 제시한다(Hamman, Mekjavice, & Mallinson, 1992). 실제 재활치료 임상현장에서 볼 때, 척수손상 환자를 대상으로 정적인 자세에서 환자가 거울을 보며 자신의 자세를 스스로 교정하는 등의 시각피이드백을 적용한 균형훈련을 하고 있으나, 척수손상 환자의 균형능력 향상을 위한 시각피이드백 적용에 관한 연구가 이루어지지 않고 있는 실정이다.

지금까지의 선행 연구들을 살펴보면 시각피이드백을 이용한 뇌졸중 편마비 환자의 균형훈련에 관한 연구는 활발히 이루어지고 있으나, 대상이 뇌졸중 편마비 환자에 국한된 연구들이 많아 본 연구는 욕창의 예방과 신체의 변형을 막고 휠체어 추진의 효율을 높이기 위해 균형훈련이 더 절실히 요구되는 척수손상 환자를 대상으로 휠체어를 추진하지 않는 경우와 추진하는 경우 시각피이드백 이용 유무에 따른 압력중심이동 변화와 좌석시트 압력분포의 변화를 측정함으로써 시각피이드백을 이용한 휠체어 추진이 척수손상 환자의 균형특성에 미치는 영향을 알아보고자 한다.

II. 연구 방법

1. 연구 대상

본 연구는 대구시 OO병원, 대구시 OOO복지관, 창원시 OO병원에 입원 및 외래로 치료받고 있는 환자 중 연구에 참여하기로 동의하고 연구조건을 충족시킬 수 있는 척수 완전 손상환자를 연구 대상으로 하였다.

연구 대상자 선정 기준은 다음과 같았다.

첫째, 척수 완전 손상 진단을 받고 휠체어를 추진할 수 있는 환자

둘째, 인지손상과 청력장애와 시력장애가 없는 자

셋째, 골반을 구성하는 뼈에 기형이 없는 자

위의 선정 기준을 근거로 선정된 연구 대상자 38명을 대상으로 실험하였다. 실험기간은 2006년 6월 1일부터 동년 8월 31일까지 연구대상자 전원에 대해 실험을 하였으며, 연구대상자의 일반적 특성을 조사한 결과는 표 1과 같았다.

2. 연구설계

본 연구는 단일집단 검사 전-검사 후 설계(one group pretest-posttest design)를 이용하여, 시각피이드백을 이

표 1. 연구대상자의 일반적 특성

(N 38)

변수	구분	n	%
척수손상 레벨	C6-C8	6	15.8
	T1-T7	7	18.4
	T8-T12	16	42.1
	L1-L3	9	23.7
성별	남	36	94.7
	여	2	5.3
연령	20~29	4	10.5
	30~39	11	28.9
	40~49	7	18.4
	50~59	14	36.8
	60~69	1	2.6
	70~79	1	2.6

C: 경수 손상

T: 흉수 손상

L: 요수 손상

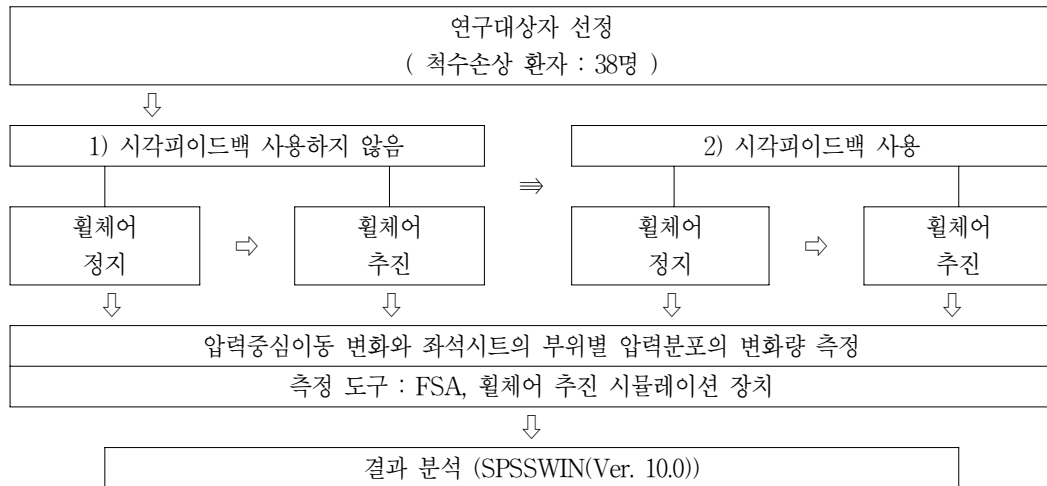


그림 1. 연구의 틀

용한 휠체어 추진이 척수손상 환자들의 균형 특성에 미치는 영향을 알아보기 위하여 다음과 같이 설계하였다.

연구 대상자의 선정을 위하여 기초 조사로서 일반적인 특성을 사전 조사하였다. 그 후 조사대상자 중 연구에 참여하겠다고 동의한 환자에 대하여 우선 시각피이드백을 사용하지 않을 때의 휠체어 추진여부에 따른 압력중심이동 변화와 좌석시트의 부위별 압력분포의 변화량을 측정하였다. 다음으로 같은 대상자에게 시각피이드백을 이용할 때의 휠체어 추진여부에 따른 압력중심이동 변화와 좌석시트의 부위별 압력분포의 변화량을 측정하였으며, 또한 시각피이드백을 이용하지 않은 경우와 비교분석하였다.

본 연구의 틀은 다음과 같다(그림 1).

3. 실험기구

1) 휠체어 추진 시뮬레이션 장치(wheelchair propulsion simulator)

실험에 사용하기 전의 휠체어는 수동식 휠체어로서 뒷바퀴 지름이 60cm, 앞바퀴 지름이 20cm, 좌석 좌우/전후 너비는 각각 42cm, 등받이 높이는 42cm, 무게는 25kg중인 수동 등받이 조절 휠체어(대세, 한국)를 사용하였다. 등받이 경사조절이 가능한 수동 등받이 조절 휠체어(manual recline wheelchair)를 사용하였고, 시뮬레이션 장치를 사용하여 휠체어를 제자리에서 추진하는 효과를 갖게 할 수 있도록 하기 위해 본 실험 연구자가 휠체어에 수정을 가해 자체 제작하였다.

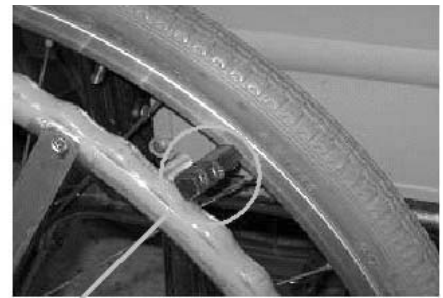
그림 2와 같이 환자가 휠체어 추진 시 접촉하는 바퀴손잡이(hand rim)를 휠체어 뒷바퀴(rear wheel)와 분리하고, 바퀴손잡이와 뒷바퀴의 중심축만을 연결하여 바퀴손잡이를 휠체어 추진 시와 같이 돌리더라도 휠체어가 제자리에서 헛돌게 만들었으며, 경수 손상 환자도 이기



그림 2. 휠체어 추진 시뮬레이션 장치



그림 3. 마찰을 유도하기 위해 바퀴손잡이(hand rim)에 부착된 고무저항장치



Rubber resistance device

고 추진할 수 있을 정도로 약한 저항인 약 1.47N~2.45N의 마찰력을 가져오는 고무저항장치를 바퀴 손잡이에 부착, 추진 시 바퀴손잡이와 휠체어 뒷바퀴 간에 마찰이 일어날 수 있도록 제작하였다(그림 3).

또한 좌석벨트(seat belt)를 이용, 척수손상환자를 대상으로 추진하지 않는 경우와 추진하는 경우의 실험 시 환자를 보호할 수 있도록 하였으며, 추진을 하는 동안에 상지 운동범위에 제한을 주지 않기 위해 휠체어의 팔 지지대(armrest)를 제거하였고(Newsam, 1999), 머리 받침대(head support)도 제거하였다.

2) 좌석시트 압력분포 측정도구

휠체어를 추진하지 않는 경우와 추진하는 경우 둔부와



그림 4. 실험에 사용한 FSA

FSA: Force Sensitive Applications: VERG INC., CANADA

와 대퇴부의 압력분포와 압력중심이동 변화를 측정하기 위해 본 실험에 사용된 도구는 FSA이다. FSA의 측정매트 재질은 매우 얇아 정확한 압력측정이 가능하고, PC와 연결, 소프트웨어를 이용하여 둔부와 대퇴부의 압력분포와 압력중심이동 변화를 정밀 분석할 수 있다. 또한, 환자의 정적 및 동적 상태에서의 압력분포 모두를 측정가능하며, 압력분포가 색깔 및 수치로 표현된다(그림 4).

4. 연구절차

본 실험의 절차는 연구 조건에 적합하며, 실험에 동의한 연구 대상자를 선별하였으며, 실험에 들어가기 전 실험절차에 대해 설명한 후, 연구대상자의 일반적인 특성을 사전 조사하였다.

1) 실험 준비

본 실험에서는 FSA의 측정화면을 환자가 보면서 실험에 임한 경우와 그렇지 않은 경우를 시각피이드백 사용 유무로 간주하여 실험하였으며, FSA의 측정화면을 보면서 실험하는 시각피이드백 사용 시에는 환자 스스로 자신의 압력분포를 보면서 앉기 균형을 점검토록 하였다(그림 5).

실험 대상자는 실험을 위해 연구자가 고안한 휠체어 시뮬레이션 장치 위로 옮겨 앉게 하였는데, 이 때 연구자는 FSA의 측정화면을 통해 대상자들의 좌골조면 위

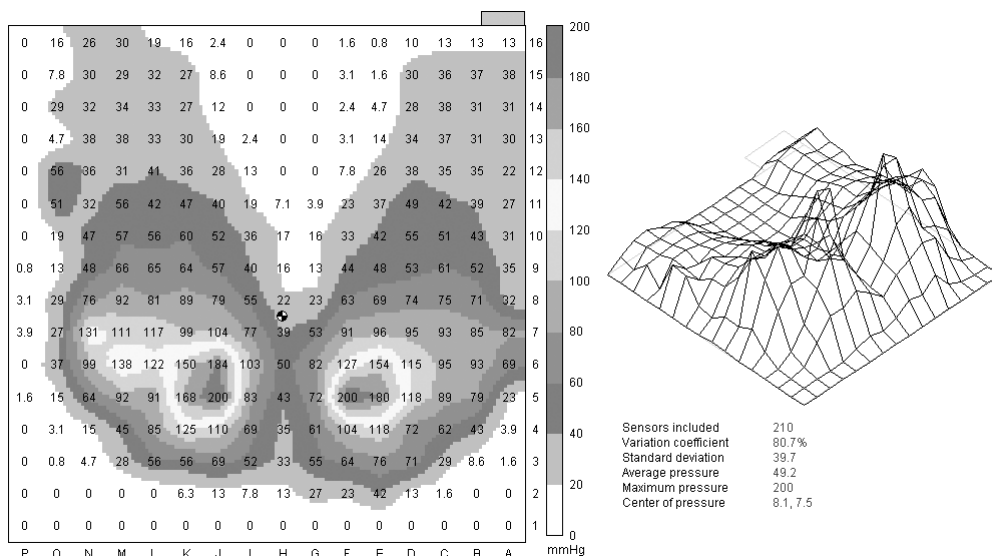


그림 5. 압력분포 측정 장치로 사용된 FSA의 측정화면

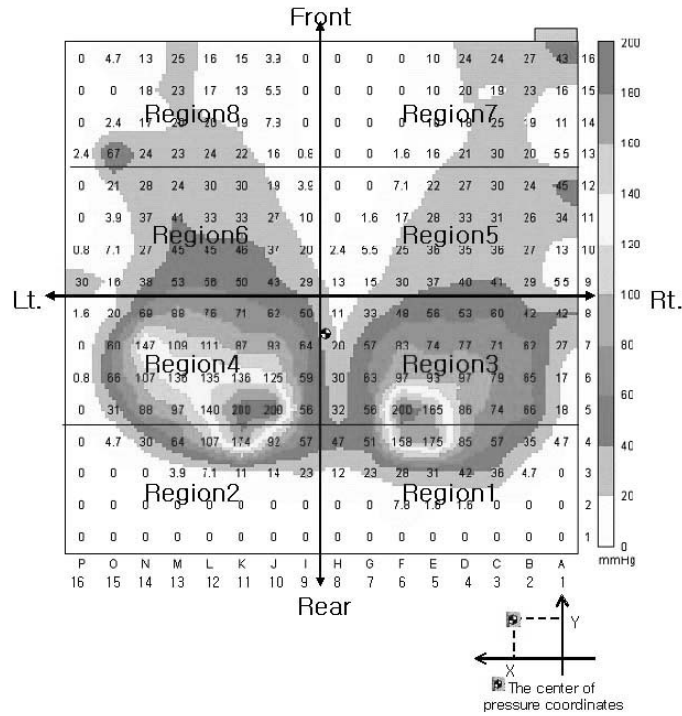


그림 6. 좌석시트 접촉면의 부위구분, 전후좌우구분과 압력중심좌표



그림 7. 실험 시 자세와 휠체어 등받이 각도 및 좌석벨트

치가 같은 위치에 있도록 앉게 하여 실험대상자들이 같은 위치에서 실험에 임하도록 하였다. 측정될 좌석시트 접촉면을 부위 1(우측 둔부 뒤1/2), 부위 2(좌측 둔부 뒤1/2), 부위 3(우측 둔부 앞1/2), 부위 4(좌측 둔부 앞1/2), 부위 5(우측 대퇴부 뒤1/2), 부위 6(좌측 대퇴부 뒤1/2), 부위 7(우측 대퇴부 앞1/2), 부위 8(좌측 대퇴부 앞1/2)의 8부분으로 나누어 각 영역의 평균압력을 측정하였으며, 전후좌우 구분과 압력중심 측정기준도 명시하였다(그림 6).

측정에 들어가기 전, 휠체어 등받이에 기대지 않고 등을 떼고 환자 스스로 균형을 유지하면서 휠체어를 추진

하지 않는 경우, 추진하는 경우의 좌석시트 압력분포와 압력중심이동변화를 측정하기 위해 휠체어 등받이 각도를 110도로 고정하였다.

실험 측정 시작 전에 환자의 중립자세를 잡아주고 환자를 지지해 준 상태에서, 실험 측정 시작과 동시에 지지해 준 손을 떼고 추진하지 않는 경우, 추진하는 경우의 압력분포와 압력중심이동 변화를 측정하였다. 휠체어를 추진하지 않는 경우와 추진하는 경우의 실험 시 환자를 보호하기 위해 좌석벨트를 환자로 하여금 실험에 영향을 주지 않을 만큼 느슨하게 착용하게 하고 실험하였다(그림 7).

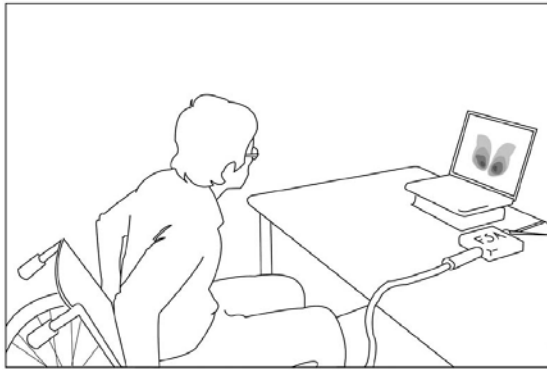


그림 8. FSA를 이용한 시각피이드백 적용 실험장면

2) 좌석시트 압력분포와 압력중심이동 변화 측정

시각피이드백 이용 없이 각각 30초 동안 휠체어를 추진하지 않는 경우, 추진하는 경우의 둔부, 대퇴부 부위의 좌석시트 압력분포와 압력중심이동 변화를 FSA로 측정하였다. 먼저, 30초 동안 휠체어를 추진하지 않는 상태에서 측정 후, 연구자가 신호를 줌과 동시에 휠체어 추진을 하여 30초 동안의 추진상태의 변화를 측정하였다. 추진 시 추진속도는 환자가 평소 일상생활 중에 편안하게 가장 많이 사용하는 정도의 추진속도로 추진하게 하였다.

시각피이드백 이용 없이 휠체어를 추진하지 않는 경우와 추진하는 경우의 실험측정 후, 5분간의 휴식을 취하게 하였다. 휴식 후 시각피이드백을 이용한 실험에 들어가기 전, 실험대상자에게 시각피이드백을 이용한 균형 훈련에 대해 다시 간단히 설명한 후, 실험 측정을 다시 시작하였다.

시각피이드백을 이용하면서 각각 30초 동안의 휠체어 추진하지 않는 경우, 추진하는 경우의 둔부, 대퇴부 부위의 좌석시트 압력분포 변화와 압력중심이동 변화를 FSA로 측정하였다. 먼저, 30초 동안 휠체어를 추진하지 않는 상태에서 측정 후, 연구자가 신호를 줌과 동시에 휠체어 추진을 하여 30초 동안의 추진상태의 변화를 측정하였다. 추진하는 경우 추진속도는 환자가 평소 일상생활 중에 편안하게 가장 많이 사용하는 정도의 추진속도로 추진하게 하였다. 또한 시각피이드백을 사용하지 않을 경우와 마찬가지로 휠체어 등받이 각도를 110도로 유지하였으며, 실험측정 전에 자세를 잡아준 후, 실험시작과 함께 손을 떼어 환자 스스로의 휠체어를 추진하지 않는 경우와 추진하는 경우의 압력분포와 압력중심 변화가 나타나게 하였다(그림 8). 시각피이드백에 사용되는

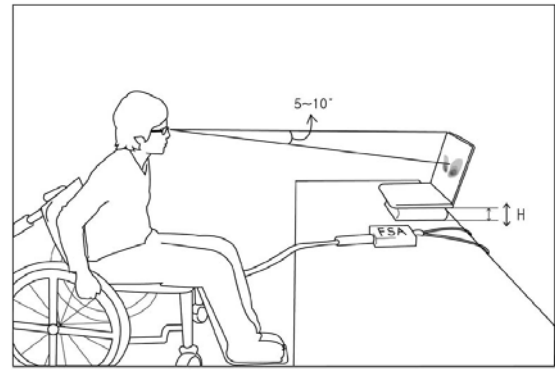


그림 9. 시각피이드백 사용 시 컴퓨터 모니터의 위치와 환자의 눈높이

컴퓨터 모니터의 중심을 환자가 편안하게 느낄 정도로 환자의 눈높이에서 5-10도 정도 하방으로 볼 수 있도록 위치시키기 위해 컴퓨터 모니터의 높이(H)를 조절했다(그림 9).

실험한 결과를 시각피이드백 이용유무 시 휠체어 추진여부에 따라 비교 분석하였고, 또한, 척수손상 레벨에 따라 경수 손상, 흉수 상부(T1-7)와 흉수 하부(T8-12) 손상과 요수 손상으로 나누어 위 실험결과를 정리, 비교 분석하였다.

5. 분석 방법

본 연구의 분석은 경수 손상 6명, 흉수상부 손상 7명, 흉수하부 손상 16명, 요수 손상 9명을 대상으로 총 38명을 실험, 분석하였다.

시각피이드백 사용유무에 따라 휠체어를 추진하지 않는 경우와 추진하는 경우의 압력중심이동 변화와 둔부 및 대퇴부의 부위별 좌석시트 압력분포의 변화량을 각각 30초 동안 3초 간격으로 10회 측정하여 엑셀로 계산하고 산술평균을 이용하여 비교분석하였다.

또한, 척수손상 레벨별로 시각피이드백을 이용하지 않은 경우와 시각피이드백을 이용한 경우의 휠체어 추진여부에 따른 압력중심이동 변화와 부위별 좌석시트 압력분포의 변화량을 비교하고, 통계적 유의성을 알기위해 각각의 경우에 대응 t-test를 실시하였다.

자료 처리의 분석과 가설 검정은 SPSS(Ver 10.0)프로그램을 이용하였으며, 모든 통계에 대한 유의수준 $\alpha=.05$ 로 하였다.

III. 연구 결과

1. 압력중심이동 변화 평균

척수손상 레벨과 시각피이드백 사용유무에 상관없이 휠체어를 추진하지 않는 경우보다는 추진하는 경우에 압력중심이동 변화 평균이 더 증가했으며, 이는 압력중심의 좌우, 전후 흔들림이 추진하지 않는 경우보다는 추진하는 경우에 더 증가한 것을 보여주었다.

1) 휠체어를 추진하지 않는 경우 시각피이드백 이용 유무에 따른 결과

시각피이드백 이용 시 레벨별 압력중심이동 변화 평균을 보면, 경수 손상 환자의 좌우, 흉수상부 손상 환자의 좌우, 흉수하부 손상 환자의 좌우, 전후 흔들림이 더 크게 증가하였다. 그러나, 휠체어를 추진하지 않는 경우 시각피이드백 이용에 따른 압력중심이동 변화 평균에 있어 척수손상 레벨에 상관없이 모두 유의한 차이를 보이지 않았다($p>.05$)(표 2).

2) 휠체어를 추진하는 경우 시각피이드백 이용 유무에 따른 결과

경수 손상 환자의 경우, 휠체어를 추진하는 경우에 시

각피이드백을 사용하였을 때 시각피이드백을 이용하지 않은 경우에 비해 압력중심이동 변화 평균이 감소되는 것으로 나타났으나 통계상 유의한 차이를 보이지는 않았다($p>.05$).

흉수상부와 흉수하부, 그리고 요수손상 환자의 경우에도 시각피이드백을 사용하지 않았을 경우보다 시각피이드백을 사용했을 때 압력중심이동 변화 평균이 감소하는 것으로 나타났으며 통계상으로도 유의한 차이를 보였다($p<.05$).

흉수상부 손상의 경우, 휠체어를 추진하는 경우 시각피이드백 이용유무 간의 좌우, 전후방 압력중심 변화 평균에서 통계상 유의한 차이를 나타냈으며, 흉수 하부 손상의 경우, 휠체어를 추진하는 경우 시각피이드백 이용유무 간의 좌우, 전후방 압력중심 변화 평균에서, 요수 손상의 경우, 휠체어를 추진하는 경우 시각피이드백 이용유무 간의 좌우 압력중심 변화 평균에서 유의한 차이를 보였다($p<.05$)(표 3).

3) 시각피이드백 이용 없이 휠체어 추진 유무에 따른 결과

시각피이드백 이용 없이 휠체어 추진 유무에 따라 압력중심이동 변화 평균을 보았을 때, 척수손상 레벨에 상관없이 모두 압력중심이동 변화 평균치가 증가하였다.

표 2. 휠체어 정지 시 시각피이드백 이용 유무에 따른 척수손상 환자의 레벨별 압력중심이동 변화 평균 (inch)

손상 레벨	시각피이드백 이용 않함	시각피이드백 이용	t	p
C6-C8	(0.05±0.05, 0.11±0.13)	(0.10±0.09, 0.03±0.03)	(-1.326, 1.162)	(0.242, 0.298)
T1-T7	(0.03±0.03, 0.03±0.02)	(0.07±0.07, 0.03±0.03)	(-1.309, 0.000)	(0.238, 1.000)
T8-T12	(0.06±0.06, 0.04±0.04)	(0.09±0.07, 0.05±0.10)	(-1.623, -0.550)	(0.125, 0.590)
L1-L3	(0.06±0.07, 0.04±0.05)	(0.05±0.06, 0.02±0.02)	(0.461, 1.347)	(0.657, 0.215)

C: 경수 손상

T: 흉수 손상

L: 요수 손상

(X , Y)에서 X: 압력중심 좌표의 좌우흔들림(X축변화)의 평균

Y: 압력중심 좌표의 전후흔들림(Y축변화)의 평균

표 3. 휠체어 추진 시 시각피이드백 이용 유무에 따른 척수손상 환자의 레벨별 압력중심이동 변화 평균

(inch)

손상 레벨	시각피이드백 이용 않함	시각피이드백 이용	t	p
C6-C8	(0.16±0.11, 0.13±0.10)	(0.13±0.05, 0.06±0.03)	(0.731, 1.550)	(0.498, 0.182)
T1-T7	(0.23±0.14, 0.11±0.05)	(0.12±0.14, 0.07±0.03)	(3.366, 2.772)	(0.015*, 0.032*)
T8-T12	(0.21±0.12, 0.17±0.10)	(0.12±0.10, 0.10±0.06)	(2.781, 3.824)	(0.014*, 0.002*)
L1-L3	(0.22±0.10, 0.32±0.56)	(0.10±0.04, 0.07±0.03)	(3.436, 1.299)	(0.009*, 0.230)

C: 경수 손상

T: 흉수 손상

L: 요수 손상

(X, Y)에서 X: 압력중심 좌표의 좌우흔들림(X축변화)의 평균

Y: 압력중심 좌표의 전후흔들림(Y축변화)의 평균

*p<.05

표 4. 시각피이드백 적용 없이 휠체어 추진 유무에 따른 척수손상 환자의 레벨별 압력중심이동 변화 평균

(inch)

손상 레벨	휠체어 추진 않함	휠체어 추진	t	p
C6-C8	(0.05±0.05, 0.11±0.13)	(0.16±0.11, 0.13±0.10)	(-3.616, -0.731)	(0.015*, 0.498)
T1-T7	(0.03±0.03, 0.03±0.02)	(0.23±0.14, 0.11±0.05)	(-3.737, -4.880)	(0.010*, 0.003*)
T8-T12	(0.06±0.06, 0.04±0.04)	(0.21±0.12, 0.17±0.10)	(-5.165, -5.262)	(0.000*, 0.000*)
L1-L3	(0.06±0.07, 0.04±0.05)	(0.22±0.10, 0.32±0.56)	(-6.149, -1.453)	(0.000*, 0.184)

C: 경수 손상

T: 흉수 손상

L: 요수 손상

(X, Y)에서 X: 압력중심 좌표의 좌우흔들림(X축변화)의 평균

Y: 압력중심 좌표의 전후흔들림(Y축변화)의 평균

*p<.05

경수 손상의 경우, 시각피이드백이 이용 없이 휠체어 추진에 따라 좌우 압력중심 변화 평균에서 유의한 차이를 나타냈다(p<.05).

흉수상부 손상의 경우, 휠체어 추진에 따라 좌우, 전후방 압력중심 변화 평균에서 유의한 차이를 나타냈으며

(p<.05), 흉수하부 손상의 경우에도 휠체어 추진에 따라 좌우, 전후방 압력중심 변화 평균에서 유의한 차이를 보였다(p<.05). 요수 손상의 경우, 휠체어 추진에 따라 좌우 압력중심 변화 평균에서 유의한 차이를 나타내었다(p<.05)(표 4).

표 5. 시각피이드백 이용 시 휠체어 추진 유무에 따른 척수손상 환자의 레벨별 압력중심이동 변화 평균

(inch)

손상 레벨	휠체어 추진 않함	휠체어 추진	t	p
C6-C8	(0.10±0.09, 0.03±0.03)	(0.13±0.05, 0.06±0.03)	(-0.630, -2.482)	(0.556, 0.056)
T1-T7	(0.07±0.07, 0.03±0.03)	(0.12±0.14, 0.07±0.03)	(-0.770, -2.881)	(0.471, 0.028*)
T8-T12	(0.09±0.07, 0.05±0.10)	(0.12±0.10, 0.10±0.06)	(-0.974, -1.906)	(0.346, 0.076)
L1-L3	(0.05±0.06, 0.02±0.02)	(0.10±0.04, 0.07±0.03)	(-1.616, -3.958)	(0.145, 0.004*)

C: 경수 손상

T: 흉수 손상

L: 요수 손상

(X, Y)에서 X: 압력중심 좌표의 좌우흔들림(X축변화)의 평균

Y: 압력중심 좌표의 전후흔들림(Y축변화)의 평균

*p<.05

4) 시각피이드백 이용 시 휠체어 추진 유무에 따른 결과
시각피이드백 이용 시 휠체어 추진 유무에 따라 압력
중심이동 변화 평균을 보았을 때, 척수손상 레벨에 상관
없이 압력중심이동 변화 평균치가 증가하였으나, 시각피
이드백을 이용하지 않았을 경우와는 다르게 유의한 차이
를 보이지 않았다(p>.05)(표 5).

흉수상부 손상과 요수 손상의 경우, 시각피이드백 이
용 시 휠체어 추진에 따라 전후방 압력중심이동 변화 평
균에서 유의한 차이를 보였다(p<.05).

2. 부위별 좌석시트 압력분포 평균

좌골조면 부위가 위치한 양측 둔부전방(B부위)에 척
수손상레벨에 상관없이 그리고 휠체어 추진여부와 시각
피이드백 사용유무에 상관없이 실험결과 가장 많은 압력
이 분포되었다(표 6~표 13).

1) 경수 손상 환자의 부위별 좌석시트 압력분포 평균

휠체어를 추진하는 경우 경수 손상 환자의 부위별 압
력분포를 보면 둔부전방(B부위)에 이어 둔부후방(A부
위)에 많은 압력이 분포되었고 다음으로 대퇴부 후방(C
부위) 그리고 대퇴부 전방(D부위) 순으로 압력이 분포되

었는데, 이는 경수 손상 환자의 경우 휠체어를 추진하는
경우에 환자 자신의 둔부후방으로 압력이 가중되는 경향
이 있음을 보여주었다(표 6).

시각피이드백을 사용하여 휠체어를 추진하지 않는 경
우와 추진하는 경우의 경수 손상 환자의 부위별 좌석시
트 압력분포를 살펴보았을 때, 시각피이드백을 사용하지
않았을 경우의 휠체어를 추진하지 않는 경우와 추진하는
경우의 부위별 좌석시트 압력분포 순서와 차이하지 않았
으나, 시각피이드백 이용에 따른 압력분포의 증가비율을
보았을 때 휠체어를 추진하는 경우 둔부후방으로 압력이
가중되는 경향이 있는 경수 손상 환자에 있어 시각피이
드백 효과를 통해 둔부전방과 대퇴부 부위로 더 많은 압
력이 증가하게 되었음을 보여주었다(표 7).

2) 흉수상부 손상 환자의 부위별 좌석시트 압력분포 평균

휠체어를 추진하는 경우 흉수상부 손상 환자의 부위
별 압력분포를 보면, 둔부전방(B부위)에 이어 대퇴부 후
방(C부위)에 많은 압력이 분포되었고 다음으로 둔부후방
(A부위) 그리고 대퇴부 전방(D부위) 순으로 압력이 분포
되었는데 이는 흉수상부 손상 환자의 경우 휠체어를 추

표 6. 경수 손상 환자의 부위별 압력분포 평균

(mmHg)

시각피이드백 이용 유무	혈체어 추진 유무	A부위	B부위	C부위	D부위
시각피이드백 이용함	혈체어 추진	16.81 ±9.01	52.45 ±13.90	10.81 ±4.54	2.76 ±1.09
	혈체어 추진 않함	17.57 ±8.56	52.68 ±13.62	8.76 ±3.67	2.60 ±1.04
시각피이드백 이용	혈체어 추진	14.59 ±6.46	54.20 ±14.18	11.67 ±4.50	3.35 ±1.35
	혈체어 추진 않함	17.10 ±9.04	56.25 ±14.28	9.39 ±4.90	2.90 ±1.23

A부위: 둔부 뒤 1/2 (부위1: 우측 둔부 뒤 1/2 + 부위2: 좌측 둔부 뒤 1/2)

B부위: 둔부 앞 1/2 (부위3: 우측 둔부 앞 1/2 + 부위4: 좌측 둔부 앞 1/2)

C부위: 대퇴부 뒤 1/2 (부위5: 우측 대퇴부 뒤 1/2 + 부위6: 좌측 대퇴부 뒤 1/2)

D부위: 대퇴부 앞 1/2 (부위7: 우측 대퇴부 앞 1/2 + 부위8: 좌측 대퇴부 앞 1/2)

표 7. 경수 손상 환자의 시각피이드백 이용에 따른 압력분포 증가비율

혈체어 추진 유무	A부위	B부위	C부위	D부위
혈체어 추진	0.87	1.03	1.07	1.21
혈체어 추진 않함	0.97	1.07	1.07	1.11

A부위: 둔부 뒤 1/2 (부위1: 우측 둔부 뒤 1/2 + 부위2: 좌측 둔부 뒤 1/2)

B부위: 둔부 앞 1/2 (부위3: 우측 둔부 앞 1/2 + 부위4: 좌측 둔부 앞 1/2)

C부위: 대퇴부 뒤 1/2 (부위5: 우측 대퇴부 뒤 1/2 + 부위6: 좌측 대퇴부 뒤 1/2)

D부위: 대퇴부 앞 1/2 (부위7: 우측 대퇴부 앞 1/2 + 부위8: 좌측 대퇴부 앞 1/2)

표 8. 흉수상부 손상 환자의 부위별 압력분포 평균

(mmHg)

시각피이드백 이용 유무	혈체어 추진 유무	A부위	B부위	C부위	D부위
시각피이드백 이용함	혈체어 추진	8.75 ±8.87	55.42 ±10.18	11.07 ±6.34	2.46 ±1.29
	혈체어 추진 않함	9.17 ±8.67	52.71 ±12.60	9.98 ±7.25	2.12 ±1.21
시각피이드백 이용	혈체어 추진	9.85 ±8.82	54.79 ±14.20	12.26 ±8.00	2.64 ±1.50
	혈체어 추진 않함	10.35 ±8.98	54.78 ±13.57	11.48 ±8.54	2.32 ±1.51

A부위: 둔부 뒤 1/2 (부위1: 우측 둔부 뒤 1/2 + 부위2: 좌측 둔부 뒤 1/2)

B부위: 둔부 앞 1/2 (부위3: 우측 둔부 앞 1/2 + 부위4: 좌측 둔부 앞 1/2)

C부위: 대퇴부 뒤 1/2 (부위5: 우측 대퇴부 뒤 1/2 + 부위6: 좌측 대퇴부 뒤 1/2)

D부위: 대퇴부 앞 1/2 (부위7: 우측 대퇴부 앞 1/2 + 부위8: 좌측 대퇴부 앞 1/2)

표 9. 흉수상부 손상 환자의 시각피이드백 적용에 따른 압력분포 증가비율

혈체어 추진 유무	A부위	B부위	C부위	D부위
혈체어 추진 않함	1.13	0.99	1.11	1.07
혈체어 추진	1.13	1.04	1.15	1.10

A부위: 둔부 뒤 1/2 (부위1: 우측 둔부 뒤 1/2 + 부위2: 좌측 둔부 뒤 1/2)

B부위: 둔부 앞 1/2 (부위3: 우측 둔부 앞 1/2 + 부위4: 좌측 둔부 앞 1/2)

C부위: 대퇴부 뒤 1/2 (부위5: 우측 대퇴부 뒤 1/2 + 부위6: 좌측 대퇴부 뒤 1/2)

D부위: 대퇴부 앞 1/2 (부위7: 우측 대퇴부 앞 1/2 + 부위8: 좌측 대퇴부 앞 1/2)

표 10. 흉수하부 손상 환자의 부위별 압력분포 평균

(mmHg)

시각피이드백 이용 유무	혈체어 추진 유무	A부위	B부위	C부위	D부위
시각피이드백 이용	혈체어 추진 않함	15.59	61.64	14.96	4.17
	추진	±9.60	±18.18	±10.21	±3.43
시각피이드백 이용 않함	혈체어 추진	14.57	61.00	15.64	3.85
	추진	±9.70	±15.34	±12.03	±3.01
시각피이드백 이용	혈체어 추진	16.67	66.56	15.23	4.39
	추진	±10.59	±19.15	±11.01	±3.60
시각피이드백 이용	혈체어 추진	14.54	63.68	16.37	3.93
	추진	±9.20	±16.68	±13.92	±3.23

A부위: 둔부 뒤 1/2 (부위1: 우측 둔부 뒤 1/2 + 부위2: 좌측 둔부 뒤 1/2)

B부위: 둔부 앞 1/2 (부위3: 우측 둔부 앞 1/2 + 부위4: 좌측 둔부 앞 1/2)

C부위: 대퇴부 뒤 1/2 (부위5: 우측 대퇴부 뒤 1/2 + 부위6: 좌측 대퇴부 뒤 1/2)

D부위: 대퇴부 앞 1/2 (부위7: 우측 대퇴부 앞 1/2 + 부위8: 좌측 대퇴부 앞 1/2)

진하는 경우에 경수 손상 환자와는 달리 둔부 후방으로만 압력이 가중되지 않고, 둔부전방과 대퇴부 후방으로 압력이 가중되며, 경수 손상 환자에 비해 추진하는 경우 전방으로의 움직임이 증가됨을 보여주었다(표 8).

시각피이드백을 사용하여 흉수상부 손상 환자의 부위별 좌석시트 압력분포를 살펴보았을 때, 시각피이드백을 사용하지 않았을 경우에 혈체어를 추진하지 않는 경우와 추진하는 경우의 부위별 압력분포 순서와 차이가지 않았으나, 시각피이드백 이용에 따른 압력분포의 증가비율을 보았을 때 혈체어를 추진하지 않는 경우보다는 추진하는 경우에 시각피이드백을 이용하였을 경우 둔부전방과 대퇴부 부위로 더 많은 압력이 증가하게 되었고, 이는 시각피이드백 효과로 인해 혈체어를 추진하는 경우에 전방으로의 움직임이 더 증가했음을 보여주었다(표 9).

3) 흉수하부 손상 환자의 부위별 좌석시트 압력분포 평균

혈체어를 추진하는 경우 흉수하부 손상 환자의 부위별 압력분포를 보면, 둔부전방(B부위)에 이어 대퇴부 후방(C부위)에 많은 압력이 분포되었고 다음으로 둔부후방(A부위) 그리고 대퇴부 전방(D부위) 순으로 압력이 집중되었다. 이는 척수손상레벨이 낮아질수록 상위레벨의 환자들보다 혈체어 추진하는 경우 전방으로의 움직임이 더욱 증가했음을 보여주었다(표 10).

시각피이드백을 사용하여 흉수하부 손상 환자의 부위별 좌석시트 압력분포를 살펴보았을 때 시각피이드백을 사용하지 않았을 경우의 혈체어를 추진하지 않는 경우와 추진하는 경우의 부위별 압력분포 순서와 차이가지 않았으나, 시각피이드백 이용에 따른 압력분포의 증가비율을

표 11. 흉수허부 손상 환자의 시각피이드백 적용에 따른 압력분포 증가비율

휠체어 추진 유무	A부위	B부위	C부위	D부위
휠체어 추진 않함	1.07	1.08	1.02	1.05
휠체어 추진	1.00	1.04	1.05	1.02

A부위: 둔부 뒤 1/2 (부위1: 우측 둔부 뒤 1/2 + 부위2: 좌측 둔부 뒤 1/2)

B부위: 둔부 앞 1/2 (부위3: 우측 둔부 앞 1/2 + 부위4: 좌측 둔부 앞 1/2)

C부위: 대퇴부 뒤 1/2 (부위5: 우측 대퇴부 뒤 1/2 + 부위6: 좌측 대퇴부 뒤 1/2)

D부위: 대퇴부 앞 1/2 (부위7: 우측 대퇴부 앞 1/2 + 부위8: 좌측 대퇴부 앞 1/2)

표 12. 요수 손상 환자의 부위별 압력분포 평균

(mmHg)

시각피이드백 이용 유무	휠체어 추진 유무	A부위	B부위	C부위	D부위
시각피이드백 이용	휠체어	11.92	59.64	11.42	2.81
	추진 않함	±11.79	±12.62	±3.87	±1.79
시각피이드백 이용 않함	휠체어	12.10	61.76	11.60	2.34
	추진	±13.17	±9.34	±5.46	±1.87
시각피이드백 이용	휠체어	12.82	60.29	11.54	2.89
	추진 않함	±10.29	±15.10	±4.57	±1.98
시각피이드백 이용	휠체어	13.95	61.53	10.45	2.48
	추진	±13.26	±11.34	±4.10	±1.82

A부위: 둔부 뒤 1/2 (부위1: 우측 둔부 뒤 1/2 + 부위2: 좌측 둔부 뒤 1/2)

B부위: 둔부 앞 1/2 (부위3: 우측 둔부 앞 1/2 + 부위4: 좌측 둔부 앞 1/2)

C부위: 대퇴부 뒤 1/2 (부위5: 우측 대퇴부 뒤 1/2 + 부위6: 좌측 대퇴부 뒤 1/2)

D부위: 대퇴부 앞 1/2 (부위7: 우측 대퇴부 앞 1/2 + 부위8: 좌측 대퇴부 앞 1/2)

보았을 때 휠체어를 추진하지 않는 경우보다는 추진하는 경우에 시각피이드백을 이용하였을 경우 대퇴부 부위로 더 많은 압력이 분포하게 되었고, 이는 시각피이드백 효과로 인해 휠체어를 추진하는 경우 환자들의 전방으로의 움직임이 더욱 더 증가했음을 보여주었다(표 11).

4) 요수 손상 환자의 부위별 좌석시트 압력분포 평균

휠체어를 추진하는 경우 요수 손상 환자의 부위별 압력분포를 보면, 둔부전방(B부위)에 이어 둔부후방(A부위)에 많은 압력이 분포되었고, 다음으로 대퇴부 후방(C부위) 그리고 대퇴부 전방(D부위) 순으로 압력이 집중되었다. 이는 요수 손상 환자와 같이 상대적으로 상위레벨보다 균형이 좋은 환자들은 휠체어를 추진하는 경우에도 체간의 안정성을 유지하면서 전후방으로의 움직임을 더

욱 더 증가시켰음을 보여주었다(표 12).

시각피이드백을 사용하여 요수 손상 환자의 부위별 좌석시트 압력분포를 살펴보았을 때 시각피이드백을 사용하지 않았을 경우의 휠체어를 추진하지 않는 경우와 추진하는 경우의 부위별 압력분포 순서와 크게 차이하지 않았으나, 시각피이드백 이용에 따른 압력분포의 증가비율을 보았을 때 상위레벨에서 하위레벨로 내려오면서 전방으로 압력이 증가하는 경향과는 다르게 요수 손상 환자의 경우에는 둔부후방으로의 압력 증가비율이 가장 많이 증가하고, 다음으로 대퇴부 전방, 그리고 대퇴부 후방 순이었다. 이는 시각피이드백 효과와 더불어 균형의 안정을 취하면서 전후방으로의 움직임이 더욱 더 증가했음을 보여주었다(표 13).

표 13. 요수 손상 환자의 시각피이드백 적용에 따른 압력분포 증가비율

휠체어 추진 유무	A부위	B부위	C부위	D부위
휠체어 추진 않함	1.08	1.01	1.01	1.03
휠체어 추진	1.15	0.99	0.90	1.06

A부위: 둔부 뒤 1/2 (부위1: 우측 둔부 뒤 1/2 + 부위2: 좌측 둔부 뒤 1/2)

B부위: 둔부 앞 1/2 (부위3: 우측 둔부 앞 1/2 + 부위4: 좌측 둔부 앞 1/2)

C부위: 대퇴부 뒤 1/2 (부위5: 우측 대퇴부 뒤 1/2 + 부위6: 좌측 대퇴부 뒤 1/2)

D부위: 대퇴부 앞 1/2 (부위7: 우측 대퇴부 앞 1/2 + 부위8: 좌측 대퇴부 앞 1/2)

표 14. 휠체어 추진유무와 시각피이드백 이용유무에 따른 압력분포 변화 평균

(mmHg)

		경수 손상			흉수상부 손상		
		M±SD	t	p	M±SD	t	p
Not propulsion	No use	20.70±21.92	-0.287	.793	19.42±24.26	-1.074	0.362
	Use	20.95±22.65			19.89±23.62		
Propulsion	No use	20.40±22.37	-1.137	.338	18.50±23.07	-3.187	0.048*
	Use	21.40±23.93			19.73±23.70		
No use	Not propulsion	20.70±21.92	0.492	.657	19.42±24.26	1.393	0.258
	Propulsion	20.40±22.37			18.50±23.07		
Use	Not propulsion	20.95±22.65	-0.408	.711	19.89±23.62	0.567	0.610
	Propulsion	21.40±23.93			19.73±23.70		
		흉수하부 손상			요수 손상		
		M±SD	t	p	M±SD	t	p
Not propulsion	No use	24.09±25.56	-1.450	.243	21.43±25.79	-2.175	0.118
	Use	25.70±27.76			21.89±25.96		
Propulsion	No use	23.76±25.37	-1.377	.262	21.95±26.90	-0.237	0.828
	Use	24.62±26.59			22.09±26.70		
No use	Not propulsion	24.09±25.56	0.896	.436	21.43±25.79	-0.905	0.432
	Propulsion	23.76±25.37			21.95±26.90		
Use	Not propulsion	25.70±27.76	1.203	.315	21.89±25.96	-0.374	0.733
	Propulsion	24.62±26.59			22.09±26.70		

Not propulsion: 휠체어 추진 않함

Propulsion: 휠체어 추진

No use: 시각피이드백 이용 않함

Use: 시각피이드백 이용

*p<.05

척수 손상 모든 레벨에 대해 휠체어 추진여부와 시각 피드백 이용 유무에 따른 압력분포에 대해 유의한 차이가 있는지를 알아보았으나, 흉수상부 손상에서 휠체어를 추진하는 경우 시각피드백 이용유무에 따라 유의한 차이가 나온 경우를 제외하고는 다른 모든 경우에 휠체어 추진여부와 시각피드백 이용 유무에 따른 압력분포에는 통계상 유의한 차이를 보이지 않는 것으로 나타났다(표 14).

통계상 유의한 차이를 보이지는 않았으나, 각 척수손상 레벨별 좌석시트 압력분포 평균의 변화를 볼 때, 휠체어 추진여부와 시각피드백 이용 유무에 따라 각 부위별 좌석시트 압력분포에 변화를 주는 경향이 있음을 확인할 수 있었다(표 6~14).

IV. 고 찰

지금까지의 선행 연구에서는 주로 뇌졸중 편마비 환자를 대상으로 시각피드백을 포함한 감각 되먹임(sensory feedback)을 이용, 균형훈련 효과에 관한 연구가 활발히 이루어졌으며, 또한 그것의 치료효과를 입증하여왔다. 시각피드백의 효과를 증명하는 많은 연구들이 있지만, 그러나 지속적인 시각피드백을 이용한 훈련은 과제수행 시 시각피드백에 대한 의존성을 높이고, 과제 오류에 대한 정보처리 능력을 저하시켜 시각피드백을 제거했을 때, 과제 수행의 정확도가 현저히 감소된다는 지적이 나오고 있다(Schmidt, 1991). 또한, 근피로가 발생하게 되면 휠체어 추진율이 유의하게 증가하고, 이는 수근관증후군의 발생위험을 증가시킬 수 있다고 하였으며(공진용, 2004), 시각피드백을 간헐적으로 주는 경우의 균형 훈련 방법이 시각피드백을 지속적으로 주는 경우의 균형훈련 방법보다 효과적이라고 하였다(박준영, 오신영과 장진호, 1997).

따라서, 본 연구에서는 30초 동안 시각피드백을 이용하지 않은 휠체어 추진실험 후, 5분간의 충분한 휴식을 취하고, 그 후에 30초 동안의 짧은 시간동안 시각피드백을 이용한 휠체어 추진을 실험하여 근피로의 발생을 피하고, 지속적인 시각피드백이 아닌 짧은 시간 동안 시각피드백을 이용하여 그 효과를 보고자 하였다. 추후 재활치료 임상 현장에서 시각피드백을 이용한 휠체어 추진 균형훈련을 실시할 때 지속적인 시각피드백

이용보다는 간헐적이며, 근 피로를 유발하지 않는 방법으로 이용해야 할 것으로 생각된다.

휠체어의 선택은 매우 중요하며, 환자의 장애상태, 나이, 예후, 직업 및 사회활동, 환경적인 요인과 사용목적에 맞추어 전문가의 처방에 의하여 구입되어야하고 불편한 점이 없는가를 점검 받아야한다(김태우와 김대성선, 2003). 특히, 휠체어 추진에 따라 욕창발생이 많고 손상레벨별로 뚜렷한 차이를 보이는 척수 완전 손상 환자들에 있어서는 손상레벨 상태에 적합한 휠체어 착석시트 개발이 필요할 것으로 사료된다.

척수손상 환자에서 스포츠용 휠체어 등에서는 엉덩이관절을 90도 보다 굴곡시켜서 사용하며, 이소성골화증이나 기립성저혈압이 있는 경우 등에서는 엉덩이관절을 90도 이상으로 변화시켜 사용하고 있으며, 이를 등받이 각도로 연관지어서 실험하였다(김동아, 2004). 또한, 휠체어의 등받이를 10도, 20도, 30도로 기울이며 둔부의 압력을 측정하였을 때, 30도로 기울였을 때에 유의한 평균압력의 감소를 보였다(Stinson & Porter-Armstrong, 2003). 따라서 본 연구에서는 이소성골화증이나 기립성저혈압이 있을 수 있는 척수손상 환자 등을 대상으로 안전을 확보하고, 둔부의 평균압력에 등받이 각도의 영향을 차단하면서, 본 연구 목적에 맞게 등받이에 기대지 않고 추진하는 경우 등받이에 제한을 받지 않으면서 환자 스스로의 균형을 측정하기 위하여 등받이 각도를 110도로 고정하였다.

손으로 휠체어를 미는 능력은 척수손상 환자가 독립적으로 기능하는데 매우 중요한 요소이다(김태우와 김대성선, 2003). 척수 장애인이 휠체어를 일상생활에서만 사용하면 체력을 향상시킬 수 없으며(Engel & Hildebrandt, 1973), 심폐적성 및 지구력이 저하되어 정상인보다 낮게 된다(Hildebrandt, 1970). 그러나, 정기적인 운동을 하는 휠체어 운동선수의 경우에는 이들의 최대 산소섭취량이 운동을 하지 않은 장애인보다 높을 뿐 아니라 정상인 운동선수와 같은 수준을 유지할 수 있게 된다(Zwiren & Bar-Or, 1975).

따라서 척수 장애인의 건강증진을 위해서는 재활 치료과정에 효율적인 운동프로그램이 필요하므로(김태우와 김대성선, 2003), 본 연구에서 이용한 휠체어 시뮬레이션 장치와 시각피드백을 이용하여 재활치료 운동 프로그램에 사용할 수 있을 것으로 생각되며, 다른 시뮬레이션

장치와 달리 본 연구에서 개발한 휠체어 시뮬레이션 장치는 저렴한 제작비용에 비해 사용가치가 클 것으로 사료된다. 또한, 한 발 더 나아가서는 환자가 보고 따라서 추진훈련을 할 수 있는 휠체어 추진 시뮬레이션 프로그램을 첨가하여, 프로그램 움직임에 따라 환자로 하여금 몸의 저항과 움직임을 느낄 수 있게 해주는 휠체어 시뮬레이션 장치와 연결된다면 이상적인 휠체어 시뮬레이션 훈련 프로그램이 될 것으로 생각된다.

일상생활에서 휠체어를 사용하는 사용자들은 다양한 속도로 휠체어를 추진하고 있으며, 특히 휠체어를 처음 접하는 척수손상환자의 경우 휠체어 트레이닝을 실시하기 위한 재활프로그램이 실시되고 있는 실정이다(공진용, 2001). 따라서 본 연구를 위해 개발한 휠체어 추진 시뮬레이션 장치를 바퀴 손잡이에 부착된 고무저항장치의 저항을 단계적으로 조절할 수 있게 만들어 재활치료 임상현장에 보급한다면, 휠체어를 처음 접하는 척수손상 환자 및 휠체어를 장기간 사용하게 될 환자들의 휠체어 트레이닝을 위해 실제 추진환경과 유사하면서도, 안전한 훈련도구로 사용될 수 있을 것으로 사료된다.

재활의 과정은 다양한 치료적 접근을 통하여 환자의 삶을 손상이전으로 회복하는 것이다(Kottke, Stillwell, & Lehmann, 1982). 이 과정에서 신경학적인 손상의 결과로 신경의 회복은 불가능할지라도 남은 부위의 기능을 최대한 활용함으로써 최대한 독립적이고 양질의 안정된 삶을 목적으로 한다. 이를 위해서는 환자 스스로 일상생활을 할 수 있어야 하며 이를 위해 이동할 수 있는 기능을 습득해야 한다. 이것의 기초적인 전제가 안정된 자세를 유지하는 것과 자세 변화를 안정되게 할 수 있는 균형능력이 필수적이다(Guccione, 1994).

견고한 형태의 휠체어 등받이가 체간 안정성 향상에 도움을 줄 수 있고(Parent, Dansereau, Lacoste, & Aissaoui, 2000), 경사조절이 가능한 시트 프레임의 경사 변화가 휠체어 추진 횡수와 추진 각도를 변화시켜 체간의 움직임에 영향을 줄 수 있다고 하였다(Samuelsson, Tropp, Nylander, & Gerdle, 2004). 이와 같이 휠체어 추진은 다양한 요소들에 의해 영향을 받을 수 있고, 이것은 휠체어를 사용하는 척수손상 환자들의 균형능력에 영향을 미칠 수 있을 것이다.

본 연구에서 실제 환경에서 휠체어 추진을 통해 실험하지 않은 이유는 척수손상 환자를 대상으로 실제 환경

에서 휠체어 추진 실험을 할 경우 많은 위험요인이 따를 수 있으며, 기존 선행 연구에서 많이 사용하던 휠체어 트레드밀 위에서 실험한다고 해도 역시 척수손상 환자들에게는 실험도중 사고위험성이 큰 것으로 판단되었고, 또한 선행 연구의 대상들은 환자가 아닌 정상인을 대상으로 실험한 연구들이었다. 따라서, 본 연구자는 실제 휠체어 추진환경과 유사하면서도 추진효과를 낼 수 있고, 안전한 휠체어 시뮬레이션 장치를 만들어 척수손상 환자를 대상으로 실험에 적용하였다.

피험자의 안전을 확보할 수 있었으나 휠체어가 실제로는 고정된 상태이기 때문에 실제 추진환경에서 일어날 수 있는, 추진으로 인한 앞바퀴(caster)의 좌우 흔들림으로 인한 균형의 흔들림을 잡아낼 수 없었다. 이와 같은 점이 시뮬레이션 장치의 한계 때문에 실제 추진의 경우와 차이가 날 수 밖에 없다고 생각되며, 환자의 안정성을 확보하면서도 실제 추진환경과 더욱 근접할 수 있는 휠체어 추진 시뮬레이션 장치의 연구 개발이 필요하다고 사료된다.

또한, 피험자들의 실험에 임하는 마음가짐과 각성수준 등도 균형 능력 자체에 많은 차이를 보여 실험결과에 영향을 미칠 것이라고 생각되어, 본 연구자는 연구의 취지를 피험자들에게 충분히 설명하고, 피험자가 실험에 집중할 수 있도록 주의를 기울여 마음가짐과 각성수준으로 인한 영향이 최소화 되도록 하였다.

FSA를 이용하여 압력중심변화 평균과 부위별 좌석시트 압력분포 평균을 계산할 수 있었으나 압력분포 평균의 경우, FSA에서의 압력 측정치를 엑셀로 옮겨 계산하는 과정에서 신체 부위 부위별로 압력수치를 따로 계산할 수밖에 없어 부위별 압력분포 평균을 구함에 있어 많은 시간이 요구되었다. 추후, 신체 부위 부위별로 압력분포의 평균을 따로 계산할 수 있는 압력분포 측정도구가 개발된다면 측정과 동시에 환자들이 스스로 균형 특성을 파악할 수 있는 유용한 도구가 될 수 있을 것으로 사료되며, 개발의 필요성이 요구된다.

휠체어를 추진하지 않는 경우 시각피이드백 이용 유무에 따른 압력중심이동 변화 평균 결과를 보면, 시각피이드백 이용 시 오히려 압력중심의 흔들림이 더 증가한 경우가 경수 손상 환자의 좌우, 흉수상부 손상 환자의 좌우, 흉수하부 손상 환자의 좌우, 좌우 흔들림에서 볼 수 있었는데, 이것은 추진하지 않는 상태에서 시각피이

드백이 없을 경우에는 환자가 자세를 교정하려고 하는 의지가 없다가 시각피이드백 이용 시에는 바른 자세를 찾으려는 지속적인 움직임 때문에 오히려 압력중심의 흔들림이 더 증가된 것으로 사료된다. 하지만, 척수손상 레벨이 낮을수록 휠체어를 추진하지 않는 경우 시각피이드백을 이용한 경우에 흔들림이 감소한 환자수가 많아졌음을 확인할 수 있었으며, 이것은 척수손상 레벨이 낮을수록 체간의 좋은 균형유지 능력으로 인해 시각피이드백 이용 시 압력중심의 흔들림이 더 감소되었던 것으로 생각된다. 또한, 휠체어 추진하지 않는 경우 시각피이드백 이용에 따른 압력중심이동 변화 평균에 있어 척수손상 레벨에 상관없이 모두 유의한 차이를 보이지 않았다($p>.05$).

휠체어 추진 시 시각피이드백을 이용하지 않은 경우보다 시각피이드백을 사용하였을 때 척수손상 레벨에 상관없이 모두 압력중심이동 변화 평균이 감소되었으며, 이는 휠체어 추진 시 시각피이드백을 이용한 경우에 척수손상 레벨에 상관없이 압력중심의 흔들림이 모두 감소되었음을 의미하며, 휠체어를 추진하는 경우 시각피이드백 효과가 나타난 것으로 생각된다. 시각피이드백 이용 유무에 따라 흉수상부 손상, 흉수하부 손상, 요수 손상 환자에 있어서는 유의한 차이를 보였으나($p<.05$), 경수 손상환자에서는 유의한 차이를 보이지 않았다($p>.05$). 이것은 경수 손상 피험자 수가 작아서 통계적 유의성을 민감하게 찾아내지 못한 때문이라고 생각된다.

시각피이드백 이용 시 휠체어 추진 유무에 따라 압력중심이동 변화 평균을 보았을 때, 척수손상 레벨에 상관없이 압력중심이동 변화 평균이 증가되었으며, 이는 시각피이드백 이용 시에도 휠체어 추진 유무에 따라 휠체어 추진하지 않는 경우보다 흔들림이 대부분 증가되었음을 의미하지만, 시각피이드백을 이용하지 않았을 경우의 휠체어를 추진하는 경우와는 다르게 휠체어 추진 유무에 따라 유의한 차이를 보이지 않았으며($p>.05$), 흉수상부 손상 환자의 전후, 요수 손상환자의 전후 흔들림에서만 유의한 차이를 보였다($p<.05$). 이것은 휠체어 추진에 따라 압력중심의 흔들림이 증가된 것을 시각피이드백 이용 효과로 인해 흔들림이 감소되어, 휠체어 추진 유무 간에 유의한 차이를 보이지 않게 된 것으로 생각된다.

요수 손상 환자의 부위별 좌석시트 압력분포 평균을 보았을 때 휠체어를 추진하는 경우 둔부전방 > 둔부 후

방 > 대퇴부 후방 > 대퇴부 전방 순으로 압력이 분포되었으며, 경수 손상 및 상위레벨과는 달리 둔부후방과 대퇴부 후방의 압력이 균일하게 되는 경향을 보였다. 요수 손상 환자와 같이 상대적으로 상위레벨 손상보다 체간 균형 능력이 좋은 환자는 휠체어를 추진하는 경우에도 체간의 안정성을 유지하면서 전후방으로의 움직임을 더욱 더 증가시키기 위해 경수 손상 레벨과 같은 압력분포 순서를 나타내었다고 생각된다. 시각피이드백을 이용하였을 경우에도 시각피이드백을 이용하지 않았을 경우의 압력 분포 순서와 동일하였으나, 시각피이드백을 이용하지 않았을 경우와 비교하여 시각피이드백을 이용한 경우의 부위별 압력 증가비율을 계산한 결과 상위레벨에서 하위레벨로 내려오면서 전후방으로의 압력이 증가하는 경향과는 다르게 요수 손상 환자의 경우에는 휠체어 추진하면서 시각피이드백을 이용하였을 경우 둔부후방으로의 압력 증가비율이 가장 많이 증가하고, 다음으로 대퇴부 전방, 그리고 대퇴부 후방 순이었는데, 이는 시각피이드백 효과와 더불어 균형의 안정을 취하면서 전후방으로의 움직임이 더욱 더 크게 증가한 것으로 생각되나, 유의한 차이를 보이지는 않았다($p>.05$).

본 연구의 제한점으로는 피험자의 다양한 신체적 특징에 맞는 적절한 휠체어를 선택하지 못하고 동일한 휠체어를 사용하여 측정한 점과 피험자의 남녀 수가 차이가 나서 남녀비교를 통해 연구결과를 비교해 볼 수 없었던 점이있다. 또한, 상상연습(mental practice) 또는 심상연습(imaginary practice)이 뇌졸중 환자의 시각-운동 협응 향상에 효과가 있으며(황기철, 2004), 시각피이드백과 상상연습을 병행하는 훈련이 뇌졸중 환자의 균형능력을 향상시켰다(유은영, 2000)는 선행연구와 같이, 본 연구 결과에서도 휠체어 시뮬레이션 장치를 사용한 가상적인 휠체어 추진을 통해 시각피이드백과 상상연습을 병행하는 효과가 척수손상 환자의 균형조절에 영향을 미쳤을 것으로 사료된다.

본 연구에서는 휠체어 추진속도를 일정하게 하지 않고, 환자 개개인이 일상생활에서 주로 사용하는 편안함을 느낄 정도의 추진속도로 하여 휠체어를 추진하게 하였다. 낮은 속도에서의 휠체어 추진은 에너지 소모에 큰 영향을 미치지 않고, 생리학적인 반응에 유의한 차이가 없어(김태우와 김대성선, 2003), 본 연구에서 알아보고자 하는 균형특성에 영향을 미칠 수 있는 휠체어 추진에 따

른 다른 생리학적 영향을 최소화 하고자 하였다. 그러나 휠체어 추진속도에 따른 척수손상환자의 레벨별 균형특성에 관한 후속연구도 필요할 것으로 사료된다.

압력분포의 연구결과로 볼 때 통계적 유의성이 거의 없었는데, 이것은 피험자 수가 작아 통계적 유의성을 민감하게 찾아내지 못하고 경향성 위주로만 결과를 해석하게 되었다. 추후 더 많은 피험자를 통한 확대 연구가 필요할 것으로 사료되며, 이를 통해 척수손상 환자들의 균형특성을 손상 레벨별로 정리하여 우리나라 척수손상 환자의 기준치를 제공하고, 좀 더 환자의 특성에 적합한 착석시스템을 개발하기 위한 기초 연구 자료로서 활용될 수 있을 것이다.

V. 결 론

본 연구는 척수손상 환자를 대상으로 휠체어를 추진하지 않는 경우와 추진하는 경우의 시각피이드백 이용유무에 따른 좌석시트 압력분포와 압력중심이동 변화를 측정함으로써, 시각피이드백을 이용한 휠체어 추진이 척수손상 환자의 균형특성에 미치는 영향을 알아본 결과는 다음과 같다.

1. 척수손상 레벨과 시각피이드백 사용유무에 상관없이 휠체어를 추진하지 않는 경우보다는 추진하는 경우에 압력중심이동 변화 평균이 더 증가했으며, 이는 척수손상 레벨과 시각피이드백 사용유무에 상관없이 압력중심의 좌우, 전후 흔들림(sway distance)이 추진하지 않는 경우보다는 추진하는 경우에 더 증가한 것을 보여 주었다. 시각피이드백 이용 없이 휠체어를 추진하는 경우에 유의한 차이가 있었으며($p < .05$), 시각피이드백 이용 시 휠체어 추진하는 경우에는 유의한 차이가 없었는데($p > .05$), 이는 시각피이드백 효과로 인해 압력중심의 흔들림이 시각피이드백 이용 없을 경우보다는 감소되었음을 보여주었다.
2. 휠체어를 추진하면서 시각피이드백을 이용하지 않은 경우보다 시각피이드백을 사용하였을 때 척수손상 레벨에 상관없이 모두 압력중심이동 변화 평균이 감소되었으며, 이는 휠체어를 추진하면서 시각피이드백을 이용한 경우에 척수손상 레벨에 상관없이 압력중심의 흔들림이 모두 감소되었음을 나타내

었다. 시각피이드백 이용 유무에 따른 유의한 차이를 보았을 때, 흉수상부 손상, 흉수하부 손상, 요수 손상 환자에 있어서는 유의한 차이를 보였으나($p < .05$), 경수 손상환자에서는 유의한 차이를 보이지 않았다($p > .05$).

3. 경수 손상 환자의 부위별 좌석시트 압력분포 평균을 보았을 때, 휠체어를 추진하는 경우 둔부전방 > 둔부후방 > 대퇴부 후방 > 대퇴부 전방 순으로 압력이 분포되었으며, 이는 경수 손상 환자의 경우 휠체어를 추진하는 경우에 환자 자신의 둔부후방으로 압력이 가중되는 경향이 있음을 나타내었다. 또한, 시각피이드백을 이용한 경우의 부위별 압력 증가비율을 계산한 결과, 휠체어를 추진하는 경우에 둔부후방으로만 압력이 집중된 것을 둔부전방과 대퇴부 부위로 더 많은 압력증가가 생기는 경향을 확인하였으나, 유의한 차이를 보이지는 않았다($p > .05$).
4. 흉수상부 손상 환자의 부위별 좌석시트 압력분포 평균을 보았을 때 휠체어를 추진하는 경우 둔부전방 > 대퇴부 후방 > 둔부후방 > 대퇴부 전방 순으로 압력이 분포되었으며, 이는 흉수상부 손상 환자의 경우 휠체어를 추진하는 경우에 경수 손상 환자와는 달리 둔부 후방으로만 압력이 가중되지 않고, 대퇴부 후방으로 압력이 가중되며, 경수 손상 환자에 비해 추진하는 경우에 전후방으로의 움직임이 더 증가되는 경향이 있음을 나타내었다. 시각피이드백을 이용한 경우의 부위별 압력 증가비율을 계산한 결과, 휠체어를 추진하는 경우에 둔부전방과 대퇴부 부위로 더 많은 압력증가가 생겼음을 확인할 수 있었으며, 이것은 흉수상부 환자의 압력분포가 시각피이드백 효과로 인해 휠체어를 추진하는 경우 전방으로의 움직임이 더 증가했음을 나타내었으며, 휠체어 추진하는 경우에 시각피이드백 이용 유무에 따라 유의한 차이를 보였다($p < .05$).
5. 흉수하부 손상 환자의 부위별 좌석시트 압력분포 평균을 보았을 때 휠체어를 추진하는 경우 둔부전방 > 대퇴부 후방 > 둔부후방 > 대퇴부 전방 순으로 압력이 분포되었으며, 이는 척수손상레벨이 낮아질수록 상위레벨의 척수손상 환자들보다 휠체어를 추진하는 경우에 전후방으로의 움직임이 더욱 더 증가하는 경향이 있음을 나타내었다. 시각피이

드백을 이용한 경우의 부위별 압력 증가비율을 계산한 결과 휠체어를 추진하면서 시각피이드백을 이용하였을 경우 대퇴부 부위로 더 많은 압력증가가 생겼음을 확인할 수 있었으며, 이것은 흉수하부 환자의 압력분포가 시각피이드백 효과로 인해 휠체어를 추진하는 경우에 전방으로의 움직임이 더 증가하는 경향이 있음을 나타내었으나, 유의한 차이를 보이지는 않았다($p>.05$).

6. 요수 손상 환자의 부위별 좌석시트 압력분포 평균을 보았을 때 휠체어를 추진하는 경우 둔부전방 > 둔부 후방 > 대퇴부 후방 > 대퇴부 전방 순으로 압력이 분포되었으며, 경수 손상 및 상위레벨과는 달리 둔부후방과 대퇴부 후방의 압력이 균일하게 되는 경향을 보였다. 요수 손상 환자와 같이 상대적으로 상위레벨 손상보다 체간 균형 능력이 좋은 환자는 휠체어를 추진하는 경우에도 체간의 안정성을 유지하면서 전후방으로의 움직임을 더욱 더 증가시키기 위해 경수 손상 레벨과 같은 압력분포 순서를 나타내었다. 시각피이드백을 이용한 경우의 부위별 압력 증가비율을 계산한 결과 상위레벨에서 하위레벨로 내려오면서 전방으로의 압력이 증가하는 경향과는 다르게 요수 손상 환자의 경우에는 휠체어를 추진하면서 시각피이드백을 이용하였을 경우 둔부후방으로의 압력 증가비율이 가장 많이 증가하고, 다음으로 대퇴부 전방, 그리고 대퇴부 후방 순이었는데, 이는 시각피이드백 효과와 더불어 균형의 안정을 취하면서 전후방으로의 움직임이 더욱 더 크게 증가한 것으로 생각되나, 유의한 차이를 보이지는 않았다($p>.05$).

이상과 같은 결과로 미루어 볼 때, 시각피이드백을 이용한 휠체어 추진 시 척수손상 레벨에 상관없이 압력중심의 흔들림이 모두 감소하였으며 또한, 전방 또는 전후방으로의 압력분포 변화를 통한 안정적인 바람직한 균형을 가져오는 움직임이 더 증가하는 경향이 있었다. 이를 통해 시각피이드백을 이용한 휠체어 추진이 척수손상 환자의 균형능력 향상에 도움을 줄 수 있음을 보여주었다.

시각피이드백을 이용한 휠체어 추진을 재활 치료 임상현장에 휠체어 사용자를 위한 재활프로그램으로 이용하여 척수손상 환자의 균형능력 향상은 물론 욕창을 예방하고, 환자의 상지근력강화를 도모하며, 휠체어 추진

효율을 증가시킬 것으로 기대한다.

참 고 문 헌

- 공진용. (2001). *휠체어 추진속도에 따른 견부 주위 근육의 동적 근전도 신호특성*. 석사학위 논문, 대구대학교, 대구.
- 공진용. (2004). *휠체어 추진에 따른 근피로 발생이 손목 관절과 주관절의 운동학적 특성에 미치는 영향*. 박사학위논문, 대구대학교, 대구.
- 김동아. (2004). *앉은 자세에서 엉덩이 관절각도와 방석의 높이에 따른 둔부의 압력변화*. 석사학위논문, 연세대학교, 서울.
- 김유섭, 강효영, 김태운. (1999). Force Platform을 이용한 평형성 훈련이 중추신경계 손상자의 자세조절 및 중추 감각신경전도로에 미치는 영향. *대한물리치료학회지*, 11(3), 71-79.
- 김태우, 김대성선. (2003). 척수손상 환자에서 의자차 추진의 견관절 굴근 및 신근의 등속성 근력과 심폐적성에 관한 연구. *한국사회체육학회지*, 19, 1135-1145.
- 박준영, 오신영, 장진호. (1997). 정상인에서 흔들림 균형 훈련시 간헐적인 방법과 지속적 방법에 의한 시각적 되먹임의 효과 비교. *한국전문물리치료학회지*, 4(2), 59-65.
- 유은영. (2000). *시각피이드백을 이용한 편마비 환자의 대칭적 체중지지 훈련에 있어서 상상연습 병행의 효과*. 박사학위논문, 연세대학교, 서울.
- 이재신, 이택영, 이지연, 유은영. (2004). *최신 작업치료학 개론*. 서울: 탐메디오피아.
- 황기철. (2004). *상상연습이 뇌졸중 좌측편마비 장애인의 시각-운동 협응 향상에 미치는 효과*. 석사학위논문, 창원대학교, 창원.
- Ellwood, P. M. (1982). *Prescription of Wheelchairs* (3rd ed.). Philadelphia: WB Saunders Company.
- Engel, P., & Hildebrandt, G. (1973). Long-term spirometric students of paraplegia during the clinical period of rehabilitation. *Paraplegia*, 11, 105-110.
- Galley, P. M., & Forster, A. L. (1985). *Human movement*. Edinburgh: Churchill Livingstone.
- Geisler, W. O., Jousse, A. T., & Wynne-Jones, M.

- (1977). Survival in traumatic transverse myelitis. *Paraplegia*, 14, 262-275.
- Guccione, A. A. (1994). Functional assessment. In O'Sullivan SB, Schmitz TJ. *Physical Rehabilitation Assessment and Treatment*. (3rd ed. pp. 193-208) Pennsylvania: FA Davis.
- Hamman, R. G., Mekjavice, I., & Mallinson, A. I. (1992). Training effects during repeated therapy sessions of balance training using visual feedback. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 73, 738-744.
- Hildebrandt, G. (1970). Energy costs of propelling in wheelchair at various speeds. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 51, 131-136.
- Kathleen, A. C., George, A. D., & David L. (1999). Shoulder pain in wheelchair users with tetraplegia and paraplegia. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 80, 453-7.
- Kottke, F. J., Stillwell, G. K., & Lehmann, J. F. (1982). *Krusen's Handbook of Physical Medicine and Rehabilitation* (3rd ed.). Philadelphia: WB Saunders company.
- Lee, D. N., & Aronson, E. (1974). Visual proprioceptive control of standing in human infants. *Perception and Psychophysics*, 15, 529-532.
- Newsam, C. J., Rao, S. S., Mulroy, S. J., Gronley, J. K., & Bontrager, E. L. (1999). Three-dimensional upper extremity motion during manual wheelchair propulsion in men with different levels of spinal cord injury. *Gait and Posture*, 10, 223-232.
- Nichols, D. S., Glenn, T. M., & Mutchinson, K. J. (1995). Changes in the mean center of balance during balance testing in young adults. *Physical Therapy*, 75, 699-706.
- Parent, F., Dansereau, J., Lacoste, M., & Aissaoui, R. (2000). Evaluation of the new flexible contour backrest for wheelchairs. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 7, 325-333.
- Pedretti, K. D., & Stone, F. (1985). *Wheelchairs and wheelchair transfers* (3rd ed.). ST. Louis: Mosby Company.
- Pentland, W. E., & Twomey, L. T. (1991). The weight-bearing upper extremity in women with long term paraplegia. *Paraplegia*, 29, 521-530.
- Rodgers, M. M., McQuade, K. J., Rasch, E. K., Keyser, R. E., & Finley, M. A. (2003). Upper-limb fatigue-related joint power shifts in experienced wheelchair users and nonwheelchair users. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 40(1), 27-38.
- Samuelsson, K. A., Tropp, H., Nylander, E., & Gerdle, B. (2004). The effect of rear-wheel position on seating ergonomics and mobility efficiency in wheelchair users with spinal cord injuries: A pilot study. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 41, 65-74.
- Schantz, P., Bjorkman, P., & Sandberg, M. (1999). Movement and muscle activity pattern in wheelchair ambulation by persons with para-and tetraplegia. *Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine*, 31, 67-76.
- Schmidt, R. A. (1991). Motor learning principle for physical therapy. In M. Lister (Ed.), *Contemporary management of motor problem: Proceeding of II STEP conference* (pp.49-63). Alexandria: Foundation for Physical Therapy.
- Shumway-Cook, A., Anson, D., & Haller, S. (1988). Postural sway feedback: Its effect on reestablishing stance in hemiplegic patients. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 69, 395-400.
- Shumway-Cook, A., & Woollacott, M. H. (1995). *Motor control : Theory and practical applications*. (ed. pp. 119-206), Baltimore : Williams & Wilkins.
- Springle, S., Flinn, N., Wootten, M., & McCorry, S. (2003). Development and testing of a pelvic goniometer designed to measure pelvic tilt and hip flexion. *Clinical Biomechanics*. 18, 462-465.
- Stinson, M. D., & Porter-Amstrong, A. (2003). Seat-interface pressure: A pilot study of the rehabilitation to gender, body mass index, and seating position.

Archives of Physical Medicine and Rehabilitation,
84, 405-409.

Zwiren, L. D., & Bar-Or, O. (1975). Responses to exercise of paraplegics who differ in conditioning level. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 7, 94-98.

Abstract

The Effects of Wheelchair Propulsion Using Visual Feedback on the Balance Characteristics of Patients with Spinal Cord Injuries

Hwang, Ki-Cheol*, Ph.D., O.T., Kwon, Hyuk-Cheol**, Ph.D., P.T.,
Kong, Jin-Yong***, Ph.D., P.T., Chang, Moon-Young****, Ph.D., O.T.

*Dept. of Occupational Therapy, Kaya University

**Dept. of Rehabilitation Technology, Daegu University

***Dept. of Rehabilitation Science and Technology, Nazarene University

****Dept. of Occupational Therapy, Inje University, Institute of Biomedical Engineering, Inje University

Objective : This study aims to examine the effects of wheelchair propulsion using visual feedback on the balance characteristics of patients with spinal cord injuries.

Methods : Selecting 38 patients, we used a wheelchair propulsion simulation and FSA, a tool to measure the distribution of pressure over a seat, in order to measure the pressure distribution over the hips and thighs, as well as a change in center pressure, when the patients were propelling and not propelling a wheelchair depending on the use of visual feedback.

Results : 1) In most of the patients, a significant difference was observed between not propelling and propelling without the use of visual feedback ($p<.05$), but in most cases no significant difference was observed between them with the use of visual feedback ($p>.05$). 2) Depending on the use of visual feedback, a significant difference was observed in patients with upper thoracic cord or lumbar cord injuries ($p<.05$), but not in patients with cervical cord injuries ($p>.05$). 3) The distribution of pressure over the seat was measured by body part for patients with cervical cord injuries, and while the wheelchair was in propulsion, the pressure was high in the order of anterior hip > posterior hip > posterior thigh > anterior thigh. 4) When the distribution of pressure over the seat was measured in patients with upper thoracic cord injuries during wheelchair propulsion, the pressure was high in the order of anterior hip > posterior thigh > posterior hip > anterior thigh. 5) When the distribution of pressure over the seat was measured for patients with lower thoracic cord injuries during wheelchair propulsion, the pressure was high in the order of anterior hip > posterior thigh > posterior hip > anterior thigh. 6) When the distribution of pressure over the seat was measured for patients with lumbar cord injuries during wheelchair propulsion, the pressure was high in the order of anterior hip > posterior thigh > posterior hip > anterior thigh.

Conclusion : When visual feedback was used in wheelchair propulsion, a shaking of the center of pressure decreased regardless of the level of spinal cord injury. In addition, the use of visual feedback improved the pressure distribution by changing an undesirable balance during wheelchair propulsion without the use of visual feedback into a desirable balance through a forward or back and forth movement of pressure distribution. These results suggest that the use of visual feedback may help spinal cord injured patients improve their balancing ability while propelling their wheelchair.

Key Words : Balance, Spinal Cord Injury, Visual Feedback, Wheelchair