

맞춤형 착석장치를 통한 생체역학적 중재가 뇌성마비 아동의 마우스 클릭 동작에 미치는 영향

정동훈

나사렛대학교 재활공학과

Effect of Biomechanical Intervention based on Custom Seating System on Activities of Mouse Click for Children with Cerebral Palsy

Dong-Hoon Jeong, PT, ATP, PhD

Department of Rehabilitation Technology, Korea Nazarene University

Purpose: This study was to investigate the effect of biomechanical intervention, based on the custom seating system on the activities of a mouse click for children with cerebral palsy.

Methods: Thirteen children with cerebral palsy participated in this study. We compared reaction time and frequency for proper mouse click in the subject's typical position, in addition to an intervention position. The intervention position conformed to the principle and practice of research on promoting the upper-extremity movement and postural control. The intervention position was achieved through an external postural support, which was based on the custom seating system.

Results: Reaction time and frequency for proper mouse click were moderately improved in the intervention position, compared with that of the typical position. There was a statistically significant difference between the typical position and that of the intervention position ($p < 0.05$).

Conclusion: Results provide evidence of the positive effects of functional seating on the activities of a mouse click for children with cerebral palsy.

Keywords: Custom seating system, Mouse click, Cerebral palsy

I. 서론

뇌성마비 아동은 비정상적인 근 긴장과 근위부 안정성의 결여, 그리고 정상 운동경험의 부족으로 원활한 상지 동작이 어려울 뿐만 아니라 중력에 대항한 자세조절 능력의 부족으로 자세 안정성의 문제와 다양한 자세변형이 발생하고, 이는 또한 상지의 기능적 활동에 부정적 영향을 미치게 된다.¹ 따라서

뇌성마비 아동의 자세조절 문제를 개선하기 위해 다양한 중재 방법이 사용되어 왔다. 치료적 중재로는 Bobath의 신경발달 촉진법과 고유수용성 신경근촉진법, Vojat의 정상 자세반사를 이용한 치료방법 등 신경생리학적 접근법이 잘 알려져 있다. 그러나 신경생리학적 접근법은 일정 시간과 기간 동안의 집중적인 치료이지만 일상에서 치료 효과를 지속하기 어렵다는 단점이 있다.² 일상생활에서 바른 자세에 대한 지속적인 감각입력과 경험은 아동의 발달에 매우 중요하며, 뇌성마비 아동의 일상생활이 주로 이루어지는 앉기 자세는 상지를 이용한 기능적 과제수행 같은 운동기술에 영향을 미친다.¹ 그러므로 자세조절의 문제가 있는 뇌성마비 아동은 앉기 자세를 위한 특수한 중재가 필요하다.^{3,4}

맞춤형 착석장치는 치료적 원리를 기초로 앉기 자세를 지

Received March 16, 2012 Revised April 4, 2012

Accepted April 9, 2012

Corresponding author Dong-Hoon Jeong, dhjeong@kornu.ac.kr

Copyright © 2012 by The Korean Society of Physical Therapy

This is an Open Access article distributed under the terms of the Creative Commons Attribution Non-Commercial License (<http://creativecommons.org/licenses/by-nc/3.0/>) which permits unrestricted non-commercial use, distribution, and reproduction in any medium, provided the original work is properly cited.

지함으로써 자세 문제를 조절하고 기능적 활동을 위한 기초를 제공하는 것이다.²⁵ 즉 신경근육 또는 근골격계 기능장애로 인해 적절하고 자동적인 근육활동으로 자세를 유지할 수 없을 때 자세조절의 부족을 보완하고 기능적인 활동이 가능하도록 맞춤형 착석장치를 통한 외적 자세지지를 제공하는 생체역학적 중재이다.⁶ 자세조절의 부족은 기능적 수행력을 감소시키고 목표지향적인 운동 행동을 방해하지만 생체역학적 중재를 통해 중력의 요구를 줄이고 신체를 정렬함으로써 자세반응 발달을 촉진시키며, 사지 원위부의 기능과 숙련된 활동을 증가시킨다.⁷ 또한 자세지지는 비정상적인 근 긴장 및 원시반사, 근 약화 등을 감소시키며 운동발달과 일상생활활동, 그리고 인지 및 지각 능력을 촉진시키는 데 필수적인 요소로, 착석장치에 의한 자세지지는 똑바른 자세에서 안정성을 제공하고 정상 감각의 적절한 입력을 통해 주변 환경과 효율적인 상호작용을 가능하게 한다.⁸ 이러한 이유로 최근 뇌성마비 아동을 위한 맞춤형 착석장치의 필요성과 수요가 급증하고 있다.⁹ 그러나 고가의 맞춤형 착석장치가 사용자의 기대와 욕구를 충족시키는지, 자세지지를 통해 자세변형을 예방하고 호흡과 식사, 접근성 등 일상생활활동의 기능 개선에 유효한지는 의문으로 남아 있다. 이는 인간의 자세 및 정상운동에 관한 지식과 임상 경험을 가진 전문가의 진단평가 과정 없이 서비스가 이루어지고, 효율성 및 만족도를 평가하고 반영할 수 있는 시스템과 신뢰할 수 있는 평가도구 또한 없기 때문이다.¹⁰ 고가의 맞춤형 착석장치 사용에 있어 비용 대비 효율성에 대한 의문이 끊임 없이 제기되고 있을 뿐만 아니라 맞춤형 착석장치를 통한 잘못된 자세지지와 운동제한은 자세변형을 촉진하고, 통증 등의 부작용과 함께 전반적인 기능 개선에 역효과를 초래하게 된다. 최근 맞춤형 착석장치의 필요성과 급증하는 소비자 수요를 반영하여 국민건강보험의 급여품목 등록을 위해 국립재활원 재활연구소를 중심으로 이에 대한 재료, 규격, 제작공정 등의 표준을 마련하고 있지만 이들 보조기가 건강과 기능 개선에 미치는 효과에 대한 임상 데이터가 많이 부족한 실정이다. 따라서 뇌성마비 장애인을 위한 올바른 서비스 중재와 함께 수요를 충족시킬 수 있는 급여품목 등록을 위해 맞춤형 착석장치 사용에 대한 객관적이고 신뢰할 수 있는 효과 측정은 반드시 필요하다.

맞춤형 착석장치의 사용 효과 측정은 크게 두 가지로 나누어 볼 수 있는데, 첫째는 자세변형의 억제와 개선 정도이고, 둘째는 자세 안정성을 통한 기능 개선의 여부이다. 자세변형의 억제와 개선은 비교적 장기간의 추적 관찰을 통해 효과를 입증해야 하기 때문에 현실적으로 증명이 어려울 뿐만 아니라

그러한 효과가 자세보조용구의 사용으로 인한 것인지, 다른 요인들의 작용에 의한 것인지를 감별해야 정확한 평가가 가능하다. 그에 반해 자세 안정성을 통한 기능 개선의 여부는 일상 생활 수행 정도, 호흡량의 변화와 원시반사 및 근 긴장도의 조절 등 여러 가지 방법으로 측정이 가능하다. 그 중 상지의 기능적 동작 수행을 검사하는 방법이 가장 널리 사용되어 왔고, 뇌성마비 아동의 앉기 자세가 상지 기능 수행에 미치는 영향을 탐색한 연구들이 많이 있었다.¹¹⁻¹³ 그러나 지금까지 국내외에서 수행된 대부분의 연구가 측정을 위해 특수한 앉기 장치를 사용한다든지 실험적 조건으로 인해 생태학적 타당성이 부족하고, 고관절 굴곡각도의 차이 등 앉기 자세의 특정 부분만을 조명하였다. 또한 앉기 자세가 상지 기능에 미치는 영향에 대해서도 엇갈린 결과를 제시하고 있다.^{4,11,14}

본 연구는 뇌성마비 아동에게 맞춤형 착석장치를 통해 외적 자세지지를 제공하고, 이러한 생체역학적 중재가 뇌성마비 아동의 상지 기능에 미치는 영향을 탐색하고자 실제적인 컴퓨터 워크스테이션을 구축하여 상지를 사용한 마우스 클릭의 반응시간과 정확도를 비교 분석하였다.

II. 연구방법

1. 연구대상

뇌성마비로 진단받고 충청남도 소재한 특수학교 및 특수학급에 재학중인 학령기 뇌성마비 아동 13명을 대상으로 하였다. 보호자에게 실험에 대한 내용과 성격, 프로그램을 통해 얻을 수 있는 혜택과 문제점, 기대효과 등을 설명하였고, 실험참여에 대한 동의서를 받았다. 또한 실험대상자인 뇌성마비 아동에게도 실험 목적과 과정을 충분히 설명하였다. 구체적인 대상자 선정 기준과 선정된 대상자의 배경정보는 다음과 같다.

1) 선정기준

선정기준은 Costigan과 Light⁴의 연구를 참조하여 (1) 뇌성마비로 진단받고, (2) 8~16세 연령, (3) 이동을 위해 휠체어를 사용하며, (4) 컴퓨터를 사용하거나 사용할 수 있는 아동, (5) 실험에 대해 이해하고 지시를 따를 수 있는 아동, (6) 손이나 주먹(마우스와 손을 벨크로 등으로 고정하여)을 사용하여 마우스 사용이 가능한 아동, (7) 마우스 사용의 정확도와 속도에 영향을 미칠 수 있는 운동기술의 제한이 있는 아동으로 하였다. 부모와 교사로부터 기준 (1)~(4)의 적합여부를 확인하였고, 기준 (5)~(7)의 적합여부는 본 연구에서 사용한 소프트웨어로 예

비검사를 실시하여 확인하였다. 또한 기준 (7)은 뇌성마비 아동의 손 기능 분류체계인 Manual Ability Classification System (MACS)으로 평가하였다. MACS는 신뢰도와 타당도가 입증된 관찰도구¹⁵로 국내에서 실시한 Park 등¹⁶의 연구에서도 2세 이상의 뇌성마비 아동에게 적용할 수 있는 신뢰성 높고 의미 있는 정보를 제공하는 도구로 밝혀졌다. 마우스 사용 동안 사물 조작 능력이 등급Ⅱ(손으로 물체를 다루지만 다루는 능력과 속도가 약간 떨어지는 경우)~Ⅲ(손으로 물체를 다루기가 어렵고 다루기 위해 준비나 조정이 필요한 경우)인 아동을 선정하였다.

2) 배경정보

선정기준을 충족하고 실험에 참여한 뇌성마비 아동은 총 13명으로 남학생 6명, 여학생 7명이었고, 평균 연령은 12.31±1.97세, 평균 컴퓨터 사용기간은 15.92±8.18개월이었다. 뇌성마비 형태별로는 경직형 양마비와 혼합형이 각각 4명, 무정 위운동형 3명, 경직형 사지마비 2명이었다. 우세 손은 오른손 9명, 왼손 4명이며, MACS 등급Ⅱ는 8명, 등급Ⅲ은 5명이었다.

2. 연구 도구 및 컴퓨터 워크스테이션

1) 연구 도구

마우스 클릭을 위한 반응시간과 정확도를 검사하기 위해 직접 제작한 ‘인지운동반응 평가 소프트웨어’를 사용하였다. 소프트웨어는 4개의 검사 영역으로 구성되어 있지만 본 연구에서는 마우스 클릭 측정에 적합한 ‘시각반응’ 영역만을 사용하였

다. ‘시각반응’은 검사-재검사 신뢰도가 0.938이고, 구성 타당도는 0.832로 높게 나타나 목표물을 시각적으로 보고 정확한 마우스 클릭에 소요된 운동반응 시간과 정확도를 검사할 수 있는 도구이다.¹⁷ 대상자는 모니터를 응시하고 있다가 화면에 노란 사각형이 나타나면 재빨리 마우스를 조작하여 커서를 목표지점에 위치시키고 버튼을 누른다. 노란 사각형이 나타나지 않을 때나 사라진 이후에 클릭하거나 사각형에 위치시키지 않고 클릭하면 부정확한 반응으로 기록된다. 이를 지정한 횟수만큼 반복하면 응답속도에 대한 결과와 정확도가 산출된다.

사용자 등록 후에 환경설정으로 사각형의 크기, 최소/최대 표현시간 간격, 반복횟수, 사각형의 표현 위치, 소리 출력 등을 지정할 수 있다. 사각형의 크기는 실행 중 화면에 표현될 사각형의 크기로 5개의 크기를 지정할 수 있다. 최소/최대 표현시간 간격은 사각형이 나타나서 반응을 측정한 후 다음 사각형이 나타날 때까지 소요되는 시간이다. 이 시간은 설정한 최소 시간부터 최대 시간 내에서 임의로 계산되어 표현된다. 반복 횟수는 사용자의 반응을 기록할 횟수를 지정한다. 표현 위치는 사각형을 화면 중앙에 고정하여 나타낼 것인지 아니면 임의 위치에 나타낼 것인지를 지정한다. 소리는 오반응과 정반응의 경우 각각 해당하는 청각적 피드백을 제공하는 기능이다. Figure 1은 반복횟수를 모두 수행한 후 결과값을 나타내고 있다. 결과 값에는 환경설정 값과 반응에 대한 다양한 기록들이 나타난다. 본 기능에서는 횟수별 개별 반응시간과 평균 반응시간, 평균 반응시간에 대한 분산, 그리고 오답 횟수를 보여

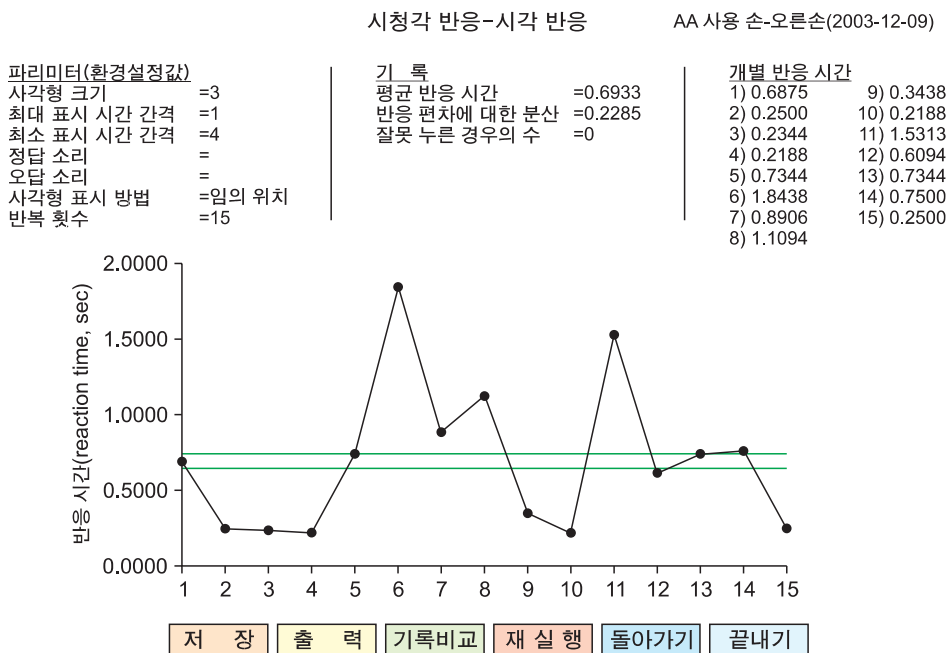


Figure 1. Sample of visual reaction test.

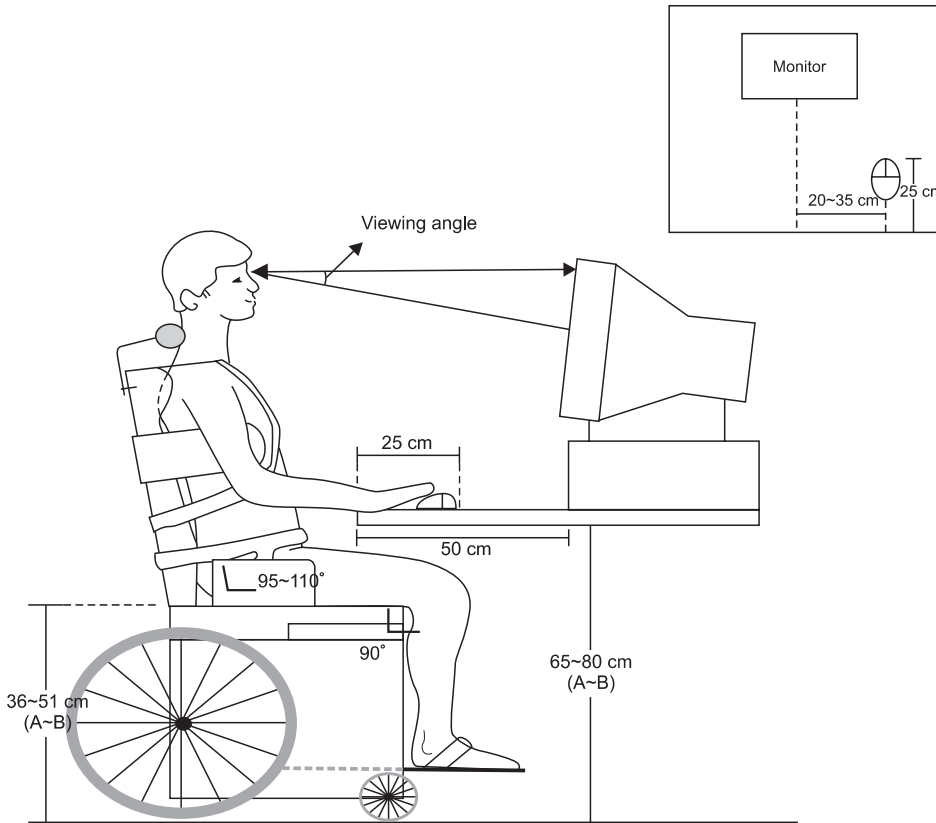


Figure 2. Computer workstation for mouse click (A: typical position, B: intervention position).

준다. 아래 그래프는 개별 반응시간을 보여주며, 평균 편차 내의 값으로 개별 반응시간이 X축과 평행한 두 선 사이에 오는 것이 고른 반응 결과를 보여주는 것이다.

2) 컴퓨터 워크스테이션

실험은 대상자가 평소 사용하는 컴퓨터가 있는 방에서 실시하였으며, 창문의 블라인드를 가리고 조명이 워크스테이션 바로 위에 위치하거나 모니터에 빛이 반사되지 않도록 하였다. 맞춤형 착석장치 사용 시 좌석의 높이 변화 등으로 컴퓨터 워크스테이션의 물리적 위치관계가 달라질 수 있다. 따라서 가능한 오부 요인을 통제하고 독립변수인 맞춤형 착석장치의 자세 지지에 따른 마우스 사용 능력을 평가하기 위해 자세 중재 전후 컴퓨터 워크스테이션과 대상자의 위치관계 변화를 최소화 하도록 노력하였다. 이를 위해 전동 높낮이 조절 테이블을 사용하여 기존 휠체어에 앉았을 때와 맞춤형 착석장치를 제공한 휠체어에 앉았을 때의 테이블 높이를 모두 주관절 높이로 맞추었고, 마우스 작업 시 대상자의 전완이 바닥과 평행한 상태에서 작업이 이루어지도록 하였다. 모니터는 대상자의 전면 중앙에 위치시키고, 높이는 앉은 자세에서 지면에 평행한 시선과 모니터 최상부가 일치하는 높이로 하였다. 기본형 마

우스를 대상자가 평소 사용하기 편리한 속도로 조정하였고, 대상자가 가장 편안하게 사용할 수 있는 지점에 자유롭게 놓일 수 있게 하였는데, 중재 전후 모두 모니터 중앙에서 20~35 cm, 테이블 가장자리로부터 25 cm 이내의 거리에 위치하였다. 휠체어는 앞 바퀴 중심을 테이블 가장자리 안쪽으로 8 cm 거리에 위치시켜 테이블 가장자리와 앞 바퀴 후면이 같은 수직선상에 놓이도록 하였다(Figure 2).

3. 절차 및 측정

실험은 기준에 합당한 13명의 뇌성마비 아동을 대상으로 2011년 5월 25일부터 2012년 2월 15일까지 실시하였다. 먼저 대상자가 현재 사용하는 휠체어에 앉은 자세에서 마우스 클릭의 반응시간과 정확도를 측정하였고, 맞춤형 착석장치 사용 4주 후 맞춤형 착석장치를 설치한 휠체어에 앉은 자세에서 다시 측정하였다. 4주 동안 대상자는 기존 휠체어를 사용하였던 것처럼 맞춤형 착석장치가 장착된 휠체어를 일상생활에서 사용하였고, 각 대상자마다 조금씩의 차이는 있지만 1일 최소 6시간에서 최대 10시간 동안 사용하였다. 자료 분석에 사용한 데이터는 중재 전과 맞춤형 착석장치 중재 후 모두 반응시간 데이터가 안정적이고 뚜렷한 증감 경향이 나타나지 않을 때까지

지 반복 측정된 결과값을 사용하였다. 안정적이라 함은 각 회기당 10회 반복 측정된 반응시간 평균값이 $\pm 15\%$ 이내 오차 범위 값을 나타낼 때를 말한다.

1) 마우스 클릭 반응시간

마우스 클릭 반응시간을 알아보기 위한 환경설정으로 노란 사각형의 크기는 '보통(4×4 cm)', 최소 표현시간 2초, 최대 표현시간 4초로 하였고, 반복횟수는 10회, 사각형의 표현위치는 임의로 설정하였다. 반응시간은 노란 사각형 출현과 정확한 클릭 후 소멸될 때까지 소요된 시간을 프로그램이 자동적으로 계산하여 출력한다. 프로그램은 반응시간을 소수점 넷째 자리까지 측정하지만 본 연구에서는 소수점 셋째 자리에서 반올림한 데이터를 사용하였다. 결과 분석에 사용한 데이터는 중재 전후 모두 그래프상 안정적인 반응시간을 보이는 데이터를 무작위로 각각 3회기씩 선정하여 이들의 평균값을 사용하였다.

2) 마우스 클릭 정확도

마우스 클릭 정확도를 알아보기 위한 환경설정은 반응시간 측정 때와 동일하게 하였지만 중재 전후의 정확도 비교를 용이하게 하고자 노란 사각형의 크기는 '작게(2×2 cm)'로 설정하였다. 또한 클릭 시간을 각 대상자의 중재 전 반응시간 평균값의 소수점 첫째 자리에서 반올림 한 시간으로 제한하여 대회

임의의 위치에 생성되는 노란 사각형을 제한시간 내에 클릭하지 못하거나 목표물을 벗어나 클릭하면 부정확한 클릭으로 기록된다. 결과 분석에 사용한 데이터는 중재 전후 모두 무작위로 3회기씩 선정하여 비교하였다.

3) 맞춤형 착석장치를 통한 자세지지

인간은 중립자세에서 가장 편안하고 자세유지를 위한 근 활동이 최소가 된다. 또한 다른 자세를 취하기 위한 시작자세가 중립자세이고, 이러한 자세에서 인간은 좀 더 쉽게 활동할 준비가 되어 있다. 균형과 안정성, 근골격계 상태에 따라 각 개인의 중립자세는 약간씩 다를 수 있지만 기본적인 해부학적 중립자세는 (1) 골반은 똑바르고 중립 또는 약간 전방경사, (2) 체간은 생리적 만곡을 형성한 상태, (3) 고관절과 다리는 중심선으로부터 5~8° 외전 상태, (4) 머리는 신체 중앙에 똑바르게 위치하고 신체에 대해 균형 잡힌 상태로 전방의 사물을 볼 수 있는 상태, (5) 어깨는 이완되어 팔이 기능적으로 움직일 수 있도록 자유로운 상태이다.¹⁸ 그리고 많은 선행연구에서 이를 기반으로 기능적 앉기 자세를 위한 중재 및 측정방법에 대해서 기술하였다. 본 연구에서도 인간의 해부학적 중립자세와 선행연구의 중재 및 측정법(Table 1)을 기준으로 하였고, 구체적으로 Zollar¹⁸와 Ham 등¹⁹이 제시한 원리와 실체를 따라 자세지지를 제공하였으나 신체의 불안정을 극복하고 원활한 운동이 가능

Table 1. Seating feature, measurement techniques, and characteristics of the intervention position

Feature and definition	Measurement technique	Pursued convention in intervention position
Pelvic position		
Hip flexion angle	Goniometer measurement of angle between middle lateral aspect of pelvis and long axis of femur	Hip flexion angle between 85° and 95°
Weight bearing surface		
Contact between seat surface and participant's thighs	Visual inspection, palpation, tape measurement of popliteal gap	Continuous contact between seat surface and the participant's thighs from buttocks to 1~2 in. proximal to knee
Contact between support surface and foot	Visual inspection, palpation	Contact between heel and ball of foot and support surface
Upper body orientation		
Alignment of spine in sagittal plane	Visual inspection of alignment of chin, nose, and navel	Vertical alignment such that 85°~95° angle exists between seat and line drawn between chin, nose, and navel
Alignment of spine in frontal plane	Visual inspection of alignment of shoulders and hips	Vertical alignment such that 85°~95° angle exists between seat and line drawn between shoulders and hips
Lumbar support	Visual inspection, palpation about spine	Presence of symmetrical contact about spine between seat back and lower quarter of back

Source: Costigan A, Light J. Effect of seated position upper-extremity access to augmentative communication for children with cerebral palsy: Preliminary investigation. The American Journal of Occupational Therapy. 2010;64(4):599.

Table 2. Sample of seating analysis in the participant’s typical position and in an intervention position

Classification	Typical position	Intervention position
Pelvic position		
Hip flexion angle	Hip flexion angle between 125° and 130°, Pelvic posterior and oblique tilted	Hip flexion angle between 100° and 105°, Pelvic neutral position
Weight bearing surface		
Contact between seat surface and participant’s thighs	Too much concentration on Lt. sacrum and ischial tuberosity, contact between seat surface and the participant’s thighs 2/3	Continous contact between seat surface and the participant’s thighs from buttocks to 1 in. proximal to knee
Contact between support surface and foot	Not contact because of equinovarus deformity and spasticity of Lt. foot, Contact between heel of Rt. foot and support surface	Contact between heel and ball of Rt. foot and support surface, Lt. foot is just resting on support surface
Upper body orientation		
Alignment of spine in sagittal plane	Kyphosis with head falldown, vertical alignment such that 115°~120° angle exists between seat and line drawn between chin, nose, and navel	Some correct of kyphotic curve, Vertical alignment such that 95°~100° angle exists between seat and line drawn between chin, nose, and navel
Alignment of spine in frontal plane	Shoulder protraction, vertical alignment such that 70°~75° angle exists between seat and line drawn between shoulders and hips	Inhibition of shoulder protraction by using chest harness, vertical alignment such that 90°~95° angle exists between seat and line drawn between shoulders and hips
Lumbar support	Not support of lower quarter of back	Presence of symmetrical contact about spine between seat back and lower quarter of back

하도록 최소로 적용하였다. 자세지지를 위한 맞춤형 착석장치는 학부와 석사에서 보조공학을 전공하고 7년 동안 맞춤형 착석장치 임상서비스를 제공하고 있는 임상전문가와 연구자가 직접 제작하여 제공하였다.

4. 자료분석

수집된 자료는 SPSS 12.0 윈도우용 프로그램을 이용하여 분석하였다. 두 집단의 평균을 비교하는 방법은 Z-검정과 T-검정이 있는데, 모집단의 분산을 알고 있거나 모르더라도 표본의 수가 30 이상이면 Z-검정을 사용할 수 있다. 그러나 본 연구와 같이 표본의 수가 30 이하이고 정규분포를 가정할 수 없을 때는 T-검정을 사용해야 한다.^{20,21} 따라서 맞춤형 착석장치 중재 전후 마우스 클릭 반응시간과 정확도를 비교하기 위해 대응표본 T-검증을 실시하였고, 유의수준 α 는 0.05로 하였다.

III. 결과

1. 맞춤형 착석장치를 통한 중재 전후의 자세 변화

각 대상자의 맞춤형 착석장치를 통한 자세 변화는 각 개인의

관절구축 및 근 긴장도 등의 차이로 일률적이지는 않았고, 약간의 차이는 있지만 모든 대상자가 중립자세에 근접한 자세 변화가 있었다. Table 2의 사례는 맞춤형 착석장치 중재 전후의 자세 변화를 골반 자세, 체중지지 정도, 상지 및 체간 정렬, 요추 지지 정도에 따라 분류하여 기술하였다. 전반적으로 척추 후만 자세와 골반의 후방 및 측방경사, 두부 전방경사 자세에서 중립 자세로 교정되었다.

2. 마우스 클릭 반응시간

정확한 마우스 클릭을 위한 반응시간을 측정한 결과 중재 전 평균값은 3.59±0.799초이었고, 맞춤형 착석장치를 통한 생체역학적 중재 후에는 3.20±0.85초로 감소하여 유의한 차이가 있었다($p<0.05$)(Table 3).

3. 마우스 클릭 정확도

정확한 마우스 클릭 횟수를 측정한 결과 중재 전 평균값은 7.82±1.14회였고, 맞춤형 착석장치를 통한 생체역학적 중재 후에는 8.49±1.12초로 증가하여 유의한 차이가 있었다($p<0.05$)(Table 3).

Table 3. Reaction time and Frequency for propermouse click

Classification	M±SD*		t-value	p
	Before	After		
Reaction time (sec)	3.59±0.79	3.20±0.85	10.40	0.00 [†]
Frequency (clicks)	7.82±1.14	8.48±1.12	-3.19	0.00 [†]

*Mean±standard deviation, [†]p<0.05.

IV. 고찰

뇌성마비 아동의 발달 과정에서 맞춤형 착석장치 같은 자세 보조용구의 효과를 객관적으로 평가하기는 어렵다.²² 최근 국내에서 뇌성마비 아동의 맞춤형 착석장치 사용에 대한 만족도 연구^{2,10}가 있었지만 사용자 및 보호자의 만족은 주관적 반응이므로 이들 개인적 견해에 영향을 미치는 요인이 증명되지 않는다면 만족도 측정은 가치를 찾기 어렵다.⁹ 결국 만족도에 영향을 미치는 대표적 요인은 기능 개선의 정도이고, 맞춤형 착석장치의 사용이 기능 개선에 어떤 영향을 미치는지 입증할 수 있는 객관적 접근이 필요하다.

본 연구는 맞춤형 착석장치를 통한 생체역학적 자세지지가 뇌성마비 아동의 앉기 자세에 어떤 변화를 가져오고, 앉기 자세 변화가 상지를 이용한 마우스 클릭 동작에 미치는 영향을 알아보고자 실시하였다. Costigan과 Light⁴는 연구방법 측면에서 선행연구의 생태학적 타당성 부족을 지적하였고, 이를 보완한 앉기 자세 중재 후 뇌성마비 아동의 스위치 누르기 정확성과 반응시간에 미치는 영향을 연구하였다. 그러나 단일대상 연구이므로 뇌성마비 아동에게 일반화할 수 없었고, 안정적인 정확도 데이터를 얻었으나 반응시간의 편차가 커서 정확도와 반응시간에 대한 인과관계를 동시에 규명할 수 없었다. 따라서 본 연구에서는 마우스 클릭 반응시간 데이터를 얻은 후, 이를 바탕으로 클릭 제한시간을 설정하고 목표물의 크기를 반응시간 측정 때보다 작게 하여 중재 전후의 정확도 비교를 용이하게 하였다. 연구 결과, 마우스 클릭을 위한 반응시간이 맞춤형 착석장치 중재 후에 더 감소하였고, 반면 정확한 클릭 횟수는 증가하였다. 이는 뇌성마비 아동 30명을 대상으로 앉기 자세보조용구를 사용한 결과, 27명의 아동에게서 컴퓨터 사용 능력에 변화가 있었음을 보고한 Rigby 등¹³의 연구 결과와 맥을 같이 하고, 신경운동 장애아동 4명에게 앉기 자세보조용구를 적용한 결과 모든 아동에게서 체간 안정성과 자세 정렬이 증진되었고, 상지 사용이 좀 더 자유로워졌음을 보고한 Washington 등¹²의 연구와도 유사하다.

반응시간 감소와 정확도 증가 등 마우스 클릭 능력이 향상된 이유를 자세 변화와 관련하여 두 가지 차원에서 생각해 볼 수 있다. 첫째는 Westcott와 Burtner²³의 연구와 같이 중재 전 자세에서는 모든 대상자의 무게중심이 둔부 후방 또는 지지기지면 밖에 위치했지만 맞춤형 착석장치를 통한 골반 중립 자세, 지속적인 체중지지, 상체의 수직 정렬이 대상자의 무게중심을 좌석과 발 받침에 의해 형성되는 지지면의 좀 더 적합한 곳으로 위치시켰기 때문이다. 이를 통해 상지 운동을 이끌어내는 데 유리한 생체역학적 이점을 제공할 수 있었고, 역학적으로 향상된 균형과 자세조절이 마우스 클릭 속도와 정확한 클릭을 유도했다고 생각한다. 팔을 뻗어 마우스를 잡고 표적을 정확하고 빠르게 클릭하는 것은 골반, 대퇴, 발로 이루어지는 지지면과 체간 및 상지의 상호작용을 필요로 하는 복잡한 과제²⁴이기 때문이다. 둘째는 맞춤형 착석장치를 통한 자세 중재가 대상자와 마우스 사이의 위치관계를 변화시켰고, 이는 중재 후 마우스 클릭 동작의 난이도를 감소시켰다. 그리고 중재 자세에서 대상자의 머리가 신체 중심선에 가깝게 정렬되었고, 시야의 전면에 모니터 및 마우스가 위치하여 정확한 클릭을 위한 눈-손 협응 운동능력을 증진시켰기 때문이다.

앉기 자세를 위한 절대적 기준이 존재하지 않는 것처럼 기능적인 앉기는 매우 개별적인 문제²⁵이므로 천편일률적으로 특정한 앉기 자세를 실행하기보다 자세 안정성 같이 기능적 앉기 자세에 초점을 두고 그러한 원리를 규명하는 접근이 필요하다.⁴ 치료적 원리를 기초로 한 자세보조용구는 아동의 환경 접근성을 향상시키고 다른 사람과의 성공적인 상호작용을 촉진하는 중요한 매개체이다.²⁶ 최근 뇌성마비 아동의 치료 초점도 운동성뿐만 아니라 기능적인 독립성 촉진에 맞춰짐에 따라 다양한 방법적 접근이 이루어지고 있다.²⁷ 맞춤형 착석장치를 통한 자세지지도 이러한 방법론적 접근의 하나이나, 현재 임상적으로 실시되는 모든 서비스가 인체의 자세 및 운동에 관한 전문성이 없는 비전문가에 의해 수행되고 있고, 맞춤형 착석장치에 대한 효율성과 전문성 검증이 이루어지지 못하고 있다. 이로 인해 다양한 문제가 발생하는데, 예를 들면 많은 뇌

성마비 아동이 근 긴장 및 고관절 내전 구축으로 고관절 이탈 구 등의 자세변형이 발생하고, 이를 억제할 목적으로 거의 모든 업체에서 내전방지 무릎블록을 사용하고 있다. 그러나 이의 적용 여부는 골반 자세에 따라 달라진다. 즉 내전된 무릎을 교정했을 때 골반의 중립자세가 변화한다면 이의 사용을 신중히 고려해야 한다.¹⁸ 또한 자세가 아직 미성숙해서 요추 전만이 형성되지 않은 어린 아동에게 요추패드를 적용하면 굴곡된 자세를 조장하거나 좌석 전방으로 뻗치는 자세를 초래할 수 있으므로 주의를 해야 한다. 따라서 착석장치에 앉아 있는 사용자에게 자세지지를 적용할 때에는 신체에 적용되는 힘을 이해하고 분석하는 일이 매우 중요하며, 물리치료사는 이들 서비스 과정에서 생체역학 및 인체운동학적 지식을 기반으로 정확한 평가를 실시해야 한다. 또한 자세유지 및 정상운동발달에 관한 전문지식이 있는 물리치료사가 맞춤형 착석장치와 같은 생체역학적 중재를 잘 활용한다면 치료 효과를 극대화하고 물리치료사로서의 역량도 신장시킬 수 있다.²⁹

뇌성마비의 임상 형태는 매우 다양하게 나타나고 같은 유형의 뇌성마비 아동일지라도 자세조절의 문제와 중재방법은 달라질 수 있다. 본 연구는 맞춤형 착석장치 제작 및 적용을 위해 충분한 관련 지식과 다수의 임상 경험을 기반으로 생체역학적 중재를 실시하였으나 대상자의 수가 13명으로 적어 뇌성마비의 유형이나 MACS 등급 등 다양한 조건에 따른 맞춤형 착석장치의 중재 효과를 비교하지 못하였다. 또한 자세 변화를 2명의 전문가가 관절각도계와 시진, 촉진을 이용하여 각각 반복 측정하여 공통 값을 사용하였지만 좀 더 객관적이고 정량화된 방법으로 비교하지 못하였다. 향후 다양한 유형과 형태의 뇌성마비 아동뿐만 아니라 다른 유형의 장애 및 성인 대상자를 상대로 한 더 많은 반복 측정의 결과가 맞춤형 착석장치의 효과를 증명할 수 있을 것이다. 또한 본 연구는 마우스 클릭에 대한 반응시간과 정확도만을 알아보았기 때문에 맞춤형 착석장치를 통한 자세 중재가 전반적인 상지 동작의 기능 개선에 유효하다고 확대 해석할 수 없다.

Author Contributions

Research design: Jeong DH

Acquisition of data: Jeong DH

Analysis and interpretation of data: Jeong DH

Drafting of the manuscript: Jeong DH

Administrative, technical, and material support: Jeong DH

Research supervision: Jeong DH

Acknowledgements

본 연구는 2012학년도 나사렛대학교 학술연구비 지원에 의해 수행되었음.

참고문헌

1. Song BH, Kim SH. Effects of correcting sitting posture on the functional movements of upper-extremities for the children with cerebral palsy. *The Journal of the Korean Association on Developmental Disabilities*. 2004;8(1):1-21.
2. Jeong JS, Chang MY, Hwang KC et al. Research on the state of adaptive seating devices for children with cerebral palsy and parent satisfaction. *The Journal of Korean Society of Occupational Therapy*. 2010;18(3):83-102.
3. Stavness C. The effect of positioning for children with cerebral palsy on upper-extremity function: a review of the evidence. *Physical and Occupational Therapy in Pediatrics*. 2006;26(3):39-53.
4. Costigan A, Light J. Effect of seated position upper-extremity access to augmentative communication for children with cerebral palsy: Preliminary investigation. *The American Journal of Occupational Therapy*. 2010;64(4):596-604.
5. Roxborough L. Review of the efficacy and effectiveness of adaptive seating for children with cerebral palsy. *Assistive Technology*. 1995;7(1):17-25.
6. Kim TH. Intervention based on biomechanical frame of reference for balance and manual function: a single subject research. *Korea Contents Association*. 2009;9(11):231-9.
7. Shumway-Cook A, Hutchinson S, Kartin D et al. Effect of balance training on recovery of stability in children with cerebral palsy. *Developmental Medicine and Child Neurology*. 2003;45(9):591-602.
8. Angelo J. *Assistive technology for rehabilitation therapists*. Philadelphia, FA Davis Company, 1997:6.
9. Jeong DH, Hong ST. A comparative study on the user satisfaction of wheelchair using the QUEST 2.0. *The Journal of Special Education: Theory and Practice*. 2008;9(2):61-76.
10. Jeong DH. Analysis on the satisfaction of custom fitted seating system of students with cerebral palsy and parents using the modified QUEST. *Korean Journal of Physical and Multiple Disabilities*. 2008;51(3):19-34.
11. Yoo EY, Chang KY, Yoon HS et al. The effect of hip flexion positioning on hand function in children with cerebral palsy. *The Journal of Korean Society of Occupational Therapy*. 1999;7(1):38-45.
12. Washington K, Deitz JC, White OR et al. The effects of a contoured foam seat on postural alignment and upper-extremity function in infant with neuromotor impairments. *Physical Therapy*. 2002;82(11):1064-76.
13. Rigby PJ, Ryan SE, Campbell KA. Effect of adaptive seating devices on the activity performance of children with cerebral palsy.

- Archives of Physical Medicine and Rehabilitation. 2009;90(8):1389-95.
14. McCormack DJ. The effects of keyboard use and pelvic positioning on typing speed and accuracy in a boy with cerebral palsy. *American Journal of Occupational Therapy*. 1990;44(4):312-5.
 15. Eliasson AC, Krumlind-Sundholm L, Rosblad B et al. The manual ability classification system (MACS) for children with cerebral palsy: scale development and evidence of validity and reliability. *Developmental Medicine and Child Neurology*. 2006;48(7):549-54.
 16. Park EY, Lee YJ, Kim WH. Reliability of the manual ability classification system for children with cerebral palsy. *Journal of the Korean Academy University Trained Physical Therapists*. 2010;17(1):62-8.
 17. Jeong DH. Development of rehabilitation software program (Co-Mo Rehab) for evaluation of cognitive-motor response. Cheonan, Nazarene Rehabilitation Technology Institute, 2003:19.
 18. Zollar JA. *Special seating: An illustrated guide*. Minneapolis, Otto Bock, 1996:11-4.
 19. Ham R, Aldersea P, Porter D. *Wheelchair users and postural seating*. New York, Churchill Livingstone, 1998:44-54.
 20. Han SH, Shin DC. *Health science research methodology*. Seoul, SooMoon Publishing, 1996:374-5.
 21. Kim EJ, Park YG, Park JJ. *SPSS statistical analysis 10 for window*. Seoul, 21Century Book, 2001:248-9.
 22. Vekerdy Z. Management of seating posture of children with cerebral palsy by using thoracic-lumbar-sacral orthosis with nonrigid side frame. *Disability and Rehabilitation*. 2006;29(18):1434-41.
 23. Westcott SL, Burtner PA. Postural control in children: implications for pediatric practice. *Physical and Occupational Therapy in Pediatrics*. 2004;24(1-2):5-55.
 24. Dean C, Shepherd R, Adams R. Sitting balance I: trunk-arm coordination and the contribution of the lower limbs during self-paced reaching in sitting. *Gait Posture*. 1999;10:135-46.
 25. kangas KM. The task performance position: providing seating for accurate access to assistive technology. *Technology Special Interest Selection Quarterly*. 2000;10(3):1-3.
 26. Jeong JS, Chang MY. A Study about the playing activity with applied assistive technology. *Journal of Assistive Technology*. 2009;3(1):35-46.
 27. Jung JH, Yu JH. The effects of hippotherapy over 8 weeks on trunk proprioception, stability and posture in cerebral palsy patients. *The Journal Korean Society of Physical Therapy*. 2010;22(5):63-70.
 28. Green EM, Nelham RL. Development of sitting ability, assessment of children with a motor handicap and prescription of appropriate seating system. *Prosthetics and Orthotics*. 1991;15(3):203-16.
 29. Jeong DH. Recognition and utilization of physical therapists for assistive technology. *The Journal Korean Society of Physical Therapy*. 2011;23(2):77-84.