한국전문물리치료학회지 제12권 제2호
PTK Vol. 12 No. 2 2005.

휠체어 추진속도 및 등받이 경사각도에 따른 둔부 압력 변화 특성

권혁철
대구대학교 재활과학대학 재활공학과
공진용
나사렛대학교 재활학부 재활공학과

Abstract

Characteristics of the Buttock Interface Pressure According to Wheelchair Propulsion Speed and Various Back Reclined Seating Position

Hyuk-cheol Kwon, Ph.D., P.T.
Dept. of Rehabilitation Technology, Daegu University
Jin-yong Kong, Ph.D., P.T.
Dept. of Rehabilitation Science and Technology, Nazarene University

Pressure ulcers are serious complications of tissue damage that can develop in patients with diminished pain sensation and diminished mobility. Pressure ulcers can result in irreversible tissue damage caused by ischemia resulting from external loading. There are many intrinsic and extrinsic contributors to the problem, including interface tissue pressure, shear, temperature, moisture, hygiene, nutrition, tissue tolerance, sensory and motor dysfunction, disease and infection, posture, and body support systems. The purposes of this study were to investigate the relationship between buttock interface pressure and seating position, wheelchair propulsion speed. Seated-interface pressure was measured using the Force Sensing Array pressure mapping system. Twenty subjects propelled wheelchair handrim on a motor-driven treadmill at different velocities (40, 60, 80 m/min) and seating position used recline (100°, 110°, 120°) with a wheelchair simulator. Interface pressure consists of average (mean of the pressure sensor values) and maximum pressure (highest individual sensor value). The results of this study were as follows; No significant correlation in maximum/average pressure was found between a static position and a 40 m/min wheelchair propulsion ($p>.05$). However, a significant increase in maximum/average pressure were identified between conditions of a static position and 60 m/min, and 80 m/min wheelchair propulsion ($p<.05$). No significant correlation in maximum pressure were found between a 90° recline (neutral position) and a 100°, 110°, or 120° recline of the wheelchair back ($p>.05$). No significant difference in average pressure was found between conditions of a 90° recline and both a 100° and 110° recline of wheelchair back. However, a significant reduction in average pressure was identified between conditions of a 90° and 120° recline of wheelchair back ($p<.05$). This study has shown some interesting results that reclining the seat by 120° reduced average interface pressure, including the reduction or prevention in edema. And interface pressure was greater during dynamic wheelchair propulsion compared with static seating. Therefore, the optimal seating position and seating system ought to provide postural control and pressure relief. We need an education on optimal seating position and a suitable propulsion speeds for wheelchair users.

Key Words: Pressure ulcers; Seating position; Wheelchair propulsion.

이 논문은 2004학년도 대구대학교 학술연구비 지원을 받았음.
통신저자: 권혁철 hckwon@daegu.ac.kr

Ⅰ. 서론

휠체어는 장애를 가진 이들에게 지역 사회 내에서 이동을 용이하게 하는 주요한 수단이 되며, 장애를 가진 사람의 사회 접근성(accessibility)을 높여주어 사회 참여를 확대시켜주는 이동기기(mobility device)이다. 세계 보건기구에 따르면, 개발도상국에 살고 있는 50억 인구 중 2천만의 인구가 휠체어를 필요로 하고, 이런 2천만 인구의 1% 이하가 자신의 휠체어를 가지고 있다(Kim과 Mulholland, 1999). 의학과 산업화의 발전으로 인구의 고령화 및 교통사고, 산업재해의 증가로 휠체어를 필요로 하는 인구는 점점 증가하는 추세이다.

휠체어를 사용하는 환자들은 합병증에 대한 위험을 가지고 있다. 잘못 처방된 휠체어는 장애와 관련된 문제를 사실상 더 악화시킬 수 있으며, 척추측만증 및 후만증과 같은 신체 분절의 각종기형을 초래하고, 압력집중의 경감 없이 오랜 시간 지속적으로 앉아 있을 경우 피부조직이 손상되는 욕창을 발생시키고 있다(Rosalind 등, 1998).

욕창은 휠체어 사용자의 보편적 문제이다. 욕창은 뼈돌출부와 외부의 물체와의 사이에서 피부 및 피하조직이 압박되어 장시간의 순환장애가 발생함으로 인한 허혈성 괴사 상태로서, bedsore, pressure sores, ischaemic ulcers, decubitus ulcer 등 각기 다른 이름으로 알려져 있다(Rosalind 등, 1998). 욕창은 심각한 통증과 고통을 야기하고 환자에게 심리학적으로도 악영향을 줄 수 있으며 욕창 치료에 소요되는 시간과 경비는 환자 보호자에게 커다란 부담이 되고 있다(Erwin, 1995; Rosalind 등, 1998). 욕창으로 인한 의료서비스에 들어가는 비용이 영국에서는 연간 755백만 파운드(Scott 등, 1999), 미국에서는 70억 달러가 지출되고 있으며(Bell과 Matthews, 1993), 의료보험에서 차지하는 비율이 상당히 높아지고 있는 실정이다.

척추손상 환자의 30%에서 80%가 2차적 합병증으로 욕창이 발생한다(Rodriguez과 Garber, 1994; Mawson 등, 1988). Bain과 Ferguson-Pell(2002)은 척추 이분증, 다발성 경화증, 그리고 다른 신경질환을 포함하는 다른 장애를 가진 사람들 또한 휠체어 착석 시 욕창 발생의 위험이 있다고 하였고, Tracey(2001)는 휠체어와 착석 시스템이 욕창을 유발하는데 영향을 준다고 하였다.

욕창발생에 영향을 주는 요인은 다양하지만(Pang과 Wong, 1998), 몇몇 연구에서는 압력, 전단력, 마찰력, 그리고 습도가 가장 주된 원인이라 하였고, 이런 4가지 주된 요인과 함께 압력의 기간과 양에 영향을 받는다고 하였다(Evans 등, 1995; Pang과 Wong, 1998; Smith, 1995). 이외에도 이동의 감소는 욕창의 발생에서 중요한 위험요인이 되고 있다(Allman 등, 1995). 이동성의 감소는 통증, 과도한 진정제 사용, 정신적 질환, 정형외과적 손상, 그리고 신경외과적인 질병으로 인하여 주로 발생되고 있다(Levine 등, 1989). 또한 뇌졸중, 당뇨, 그리고 척수손상과 같은 질환에 의한 감각의 손상은 욕창의 발생을 더욱 높이는 원인이 된다(Berlowitz과 Wilking, 1989; Rycroft-Malone과 McInness, 2000). 감각의 손상은 통증이나 불편함에 대한 보호반응 표현을 저하시켜, 욕창의 발생을 인지하지 못하는 경우가 흔하게 발생되고 있다.

욕창예방을 위해 피부의 압력을 경감시키기 위한 구입 가능한 장비와 신체에 대한 많은 연구들이 있었다(Ferrarin 등, 2000). 피부의 압력경감을 위한 연구방법으로 피부의 모양과 변형(Levine 등, 1990), 의자의 윤곽(Sprigle과 Schuch, 1993), 그리고 쿠션의 열 특성(Ferrarin 등, 2000) 등이 다양하게 실험되었다. 최근에는 휠체어 사용자와 시트 쿠션간의 압력의 양을 컴퓨터로 측정할 수 있는 압력측정시스템(pressure mapping)을 사용한 실험이 증가하고 있다.

압력측정시스템은 시트 쿠션과 시트 쿠션에 닿는 환자 둔부간의 접합면에서의 양적 측정을 제공한다. 이러한 자료는 착석-이동기기 장치의 효과적인 비교와 타당을 가지게 하고 체중 변화에 대한 중요성을 환자와 보호자에게 알릴 수 있으며, 압력 조절기술, 특별한 중재에 대한 임상적인 중요성의 정당성과 증거를 제공한다(Mills 등, 2002).

착석 면의 압력을 측정하는데 사용되어지는 압력측정시스템은 대부분 욕창방지용 휠체어 쿠션의 양적 분석방법으로 사용되었으며, 정적인 착석자세에서 수행되어졌다(Levine 등, 1990; Shaw, 1991; Springle와 Schuch, 1993). 이러한 실험방법은 스스로 이동할 수 있는 잔존 능력이 있는 대상자들을 고려하지 못하였고, 그들이 휠체어를 자가 추진할 때의 안락함을 고려하지 못하였으며(Andreoni 등, 2001), 등받이 각도에 따른 둔부의 압력분포의 변화를 고려하지 못하였다.

휠체어 추진에 대한 연구들을 살펴보면, Tracey(2001)는 휠체어 추진을 하는 동안의 압력을 측정하였고, Andreoni 등(2001)은 휠체어 자가 추진하는 동안과 정적

인 착석 자세에서의 휠체어 쿠션에서의 압력분산을 측정하였으며, Masse 등(1992)은 다양한 착석 자세에서 휠체어 추진에 대한 생체 역학적인 분석을 하였다. 그리고 Bain과 Ferguson-Pell(2002)은 척추손상환자의 착석자세를 환자의 실질적인 환경에서 원격으로 모니터링을 하였다. 하지만, 이러한 실험들은 휠체어 추진속도와 등받이 경사각도 따른 둔부의 압력변화를 고려하지 못하고 있다.

이에 본 연구는 휠체어의 추진 시 속도변화와 등받이 각도에 따라서 둔부의 압력이 어떻게 변하는지 측정을 하여, 휠체어 사용자들의 효율적인 욕창 관리 및 적절한 휠체어 처방에 도움을 주고자 실시하였다.

Ⅱ. 연구방법

1. 연구대상

본 연구의 대상은 대구의 D대학교에 재학 중인 건강한 20대 성인 남자 20명을 대상으로 본 연구의 목적을 이해하고 동의한 사람을 대상으로 실시하였다. 이들은 모두 휠체어 사용 경험이 없고, 상지에 근골격계 이상이나 신경계 이상이 없으며, 심장질환 경력이 없는 자로 선정하였다.

본 실험의 참가에 동의한 대상자의 필요조건은 다음과 같다.

첫째, 휠체어 사용 경험이 없는 자

둘째, 손목 팔꿈치, 어깨, 목 등의 관절 움직임에 제한이 없고 기능적으로 정상인 자

셋째, 현재 상지에 피로, 동통, 지각이상 등의 근골격계 장애가 없는 자

위의 조건을 충족시키는 대상자를 대상으로 실험을 실시하였으며 연구기간은 2004년 10월 23일부터 동년 10월 25일까지 기준 조건에 합당한 3명을 대상으로 예비실험을 실시한 후, 문제점을 수정, 보완하여 2004년 10월 30일부터 동년 11월 10일까지 연구대상자 전원에 대하여 실험을 시행하였다.

2. 측정방법 및 측정도구

가. 수동 휠체어와 휠체어 트레드밀

추진에 사용된 수동식 휠체어는 뒷바퀴 지름이 60 ㎝, 좌석 좌우/전후 너비는 각각 39.5 ㎝, 등받이 높이는 28 ㎝, 등받이 각도는 3°, 좌석각도는 2°, 발받이(footrest) 각도는 35° 그리고, 무게는 20 ㎏중인 기본형 휠체어를 사용하였으며, 등받이 각도에 따른 압력을 측정하기 위하여 휠체어 각 구성요소를 자유롭게 조절이 가능한 휠체어 시뮬레이터[1]를 사용하였다(그림 1). 추진을 하는 동안에 상지 운동범위에 제한을 주지 않기 위하여 수동 휠체어의 팔 지지대(armrest)와 상위 등받이(upper back-rest)는 제거하였다(Newsam, 1999).

본 실험에서는 휠체어 사용자가 일상생활에서 사용하는 동일한 환경을 제공할 수 있고 대상자가 자유추진(free-wheeling)을 할 수 있는 휠체어 트레드밀에서 실험을 실시하였다.

휠체어 트레드밀은 폭 100 × 길이 180 ㎝로, 1.5 마력의 DC 모터 드라이버와 컨트롤러를 사용하였다. 트레드밀 속도는 0~85 m/min의 범위 내에서 조정이 가능하다.

그림 1. 휠체어 시뮬레이터

나. 압력측정시스템

휠체어 추진 시 둔부에 가해지는 압력의 분포를 분석하기 위하여 Force Sensing Array(FSA) 3.1[2]을 사용하였다(그림 2). FSA는 환자의 대퇴와 둔부간과 착석 면에서의 압력분포를 측정하기 위하여 임상적으로 사용되는 도구이다. 이 기기는 컴퓨터에 연결이 되는 모듈과 225개의 센서들이 들어있는 압력 감지 매트(48 ㎝×48 ㎝)로 구성되어 있다.

1) Les Equipements Adaptes Physipro Inc., Canada.
2) Vista Medical Inc., Canada.

그림 2. 압력측정시스템(FSA)

이러한 센서들을 통하여 들어오는 데이터는 FSA 소프트웨어를 통하여 컴퓨터에 압력의 평균과 최대압력과 같은 압력 수치와 색등압선(256색까지 가능), 중력중심(center of gravity: COG), 등고선으로 분석, 저장 그리고 출력을 할 수 있다. FSA에 수집된 데이터는 10 ㎐로 수집하였다.

이러한 센서가 들어있는 매트의 두께는 .36 ㎜이고 매우 유연하여서 둔부의 압력을 최소한의 오류를 가지고 측정할 수 있게 한다. 제조회사에 따르면 매트에 있는 압력 센서들의 정확도는 ±5%이다.

FSA 시스템의 특별한 사용법에 따라서, 제조회사의 권장사항에 따라 영점조정을 하였다. 소프트웨어의 영점조정 방법에 따라, 200 ㎜Hg까지 20 ㎜Hg간격으로 영점을 측정한 후, 휠체어 추진 속도에 따른 둔부의 압력의 평균값과 최대값을 분석하였다.

3. 실험절차

본 연구에 참여하기 전 연구대상자는 연구 목적과 실험절차에 대한 충분한 설명을 듣고, 자발적으로 연구에 참여하였으며, FSA를 이용한 휠체어 추진 속도에 따른 둔부압력을 측정하기 전에 대상자의 일반적인 특성(나이, 체중, 신장)을 조사하였다.

대상자 전원은 압력측정에 영향을 주지 않기 위해서 얇은 반바지를 착용하였으며, 휠체어 시트에 대상자가 착석하기 전에 둔부에 가해지는 정확한 압력 측정을 위하여 패드를 휠체어 시트에 놓고 그 위에 압력감지센서가 부착되어 있는 매트를 휠체어에 부착시켰다.

대상자가 휠체어 착석 시에 휠체어에서 대상자의 족관절은 90°, 슬관절은 100°, 고관절은 105°가 되도록 휠체어의 높이와 각도 등을 조정하였다. 골반은 가능한 착석 시에 등받이와 가까이 위치할 수 있도록 하였고 착석면은 지면과 수평이 되도록 하였다. 실험을 하기 전에 휠체어와 추진속도에 익숙해지기 위해 약 3분간의 준비운동을 실시하였다. 실험은 각각 40 m/min, 60 m/min, 80 m/min으로 나누어서 실시하였다. 각 속도마다 5분 동안 휠체어 추진을 실시하였고, 하루에 한번씩 총 3일 동안 측정을 실시하였다.

4. 분석방법

측정된 자료는 상용프로그램인 윈도용 SPSS version 10.0을 이용하여 분석하였다. 일반적인 특성은 평균과 표준편차를 구하였다. 추진속도 및 등받이 각도에 따른 평균압력과 최대압력을 비교하기 위하여 독립표본 t-검정(independent t-test)을 실시하였다. 통계적인 유의성을 검정하기 위한 유의수준 α는 .05로 하였다.

Ⅲ. 결과

1. 연구대상자의 일반적인 특성

연구대상자로 참여한 성인의 평균연령은 24.4세, 체중은 68.6 ㎏, 그리고 신장은 173.3 ㎝이었다(표 1).

표 1. 연구대상자의 일반적 특성 (N=20)

일반적 특성	평균±표준편차	범위
나이(세)	24.4±1.9	19～28
체중(㎏)	68.6±5.7	61.3～79.6
키(㎝)	173.2±3.6	167.4～178.5

2. 추진속도에 따른 최대압력 평균 변화량

추진속도에 따른 최대압력 평균 변화량은 정적자세와 비교하여, 40 m/min에서는 유의한 차이가 없었으나($p>.05$), 60 m/min과 80 m/min에서는 유의한 차이를 보였다($p<.05$)(표 2).

3. 추진속도에 따른 평균압력 평균 변화량

추진속도에 따른 평균압력 평균 변화량은 정적자세와 비교하여, 40 m/min에서는 유의한 차이가 없었으나($p>.05$), 60 m/min과 80 m/min에서는 유의한 차이를 보였다($p<.05$)(표 3)(그림 3)(그림 4).

표 2. 추진속도에 따른 최대압력 평균 변화량 (N=20)

추진속도 (동적자세)	최대압력 평균 변화량(%) (vs 정적자세)	p
40 m/min	1.04	.25
60 m/min	3.16	.04*
80 m/min	5.83	.01*

*p<.05

표 3. 추진속도에 따른 평균압력 평균 변화량 (N=20)

추진속도 (동적자세)	평균압력 평균 변화량(%) (vs 정적자세)	p
40 m/min	1.26	.31
60 m/min	4.37	.01*
80 m/min	8.77	.00*

*p<.05

4. 등받이 각도에 따른 최대압력 평균 변화량

등받이 각도에 따른 최대압력 평균의 변화량은 중립자세인 90°와 비교하여 100°, 110°, 그리고 120° 모두에서 유의한 차이를 보이지 않았다(p>.05)(표 4).

표 4. 등받이 각도에 따른 최대압력 평균 변화량 (N=20)

등받이 각도	최대압력 평균 변화량(%) (vs 90°)	p
100°	2.00	.87
110°	3.57	.75
120°	5.98	.32

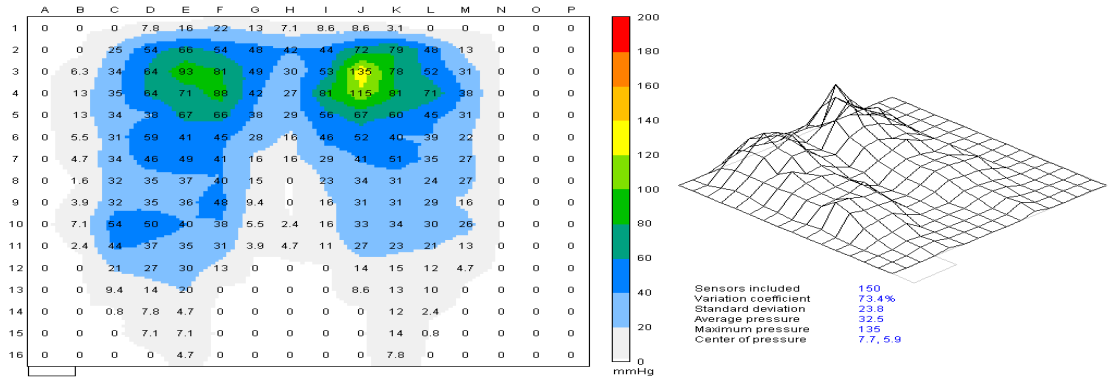

그림 3. 정적자세 시 둔부압력분포(추진 전)

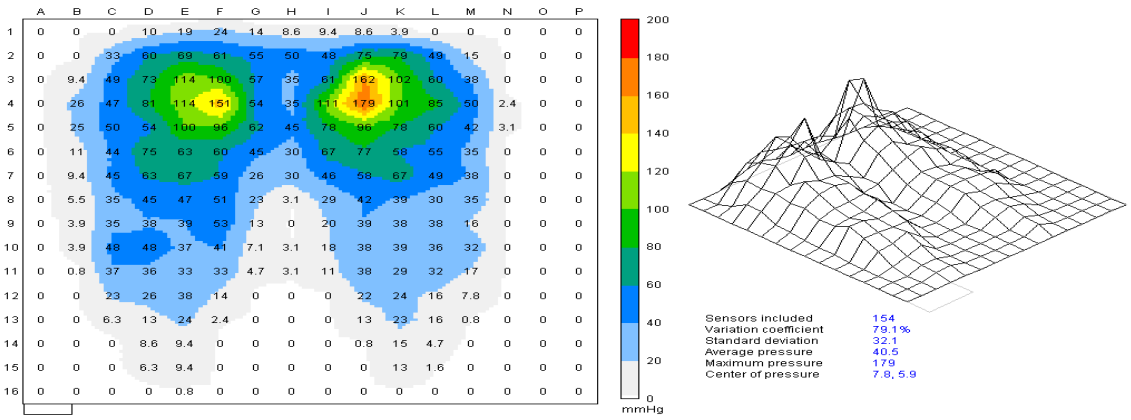

그림 4. 동적자세 시 둔부압력분포(80 m/min)

5. 등받이 각도에 따른 평균압력 평균 변화량

등받이 각도에 따른 평균압력 평균의 변화량은 중립자세인 90°와 비교하여 100°, 110°에서는 유의한 차이가 없었으나(p>.5), 120°에서는 유의한 차이를 보였다(p<.05)(표 5)(그림 5)(그림 6).

표 5. 등받이 각도에 따른 평균압력 평균 변화량 (N=20)

등받이 각도	평균압력 평균 변화량(%) (vs 90°)	p
100°	-3.37	.54
110°	-5.29	.08
120°	-7.78	.01*

*p<.05

Ⅳ. 고찰

최근 우리나라에서는 교통사고나 재해사고의 증가로 뇌와 척수손상 등을 입은 신경계 질환관련 환자들이 증가하고 있으며, 이들 환자들은 대부분 편마비 혹은 하반신 마비와 감각 기능의 손실이나 저하로 인해 이동성에 장애를 경험하고 있다. 이러한 원인에 의해 욕창 발생률이 높아지고 있고 이로 인하여 의료서비스의 기간 및 비용의 증가가 발생되고 있다.

욕창은 이동성 감소, 감각손상, 나이, 영양불량, 요실금, 전단력, 마찰력, 그리고 압력과 같은 다양한 위험요인이 연관되어 발생하게 된다(Bianchetti 등, 1993; Defloor와 Gryponck, 2000; Simpson 등, 1996; Vohra, 1994; Veit 1993; Waltman 등, 1991). Kosiak(1991)은 착석면과 피부 사이에서 발생되는 접촉압력 또한 욕창 발생의 주요한 원인이라고 하였다. 이러한 여러 요인 중

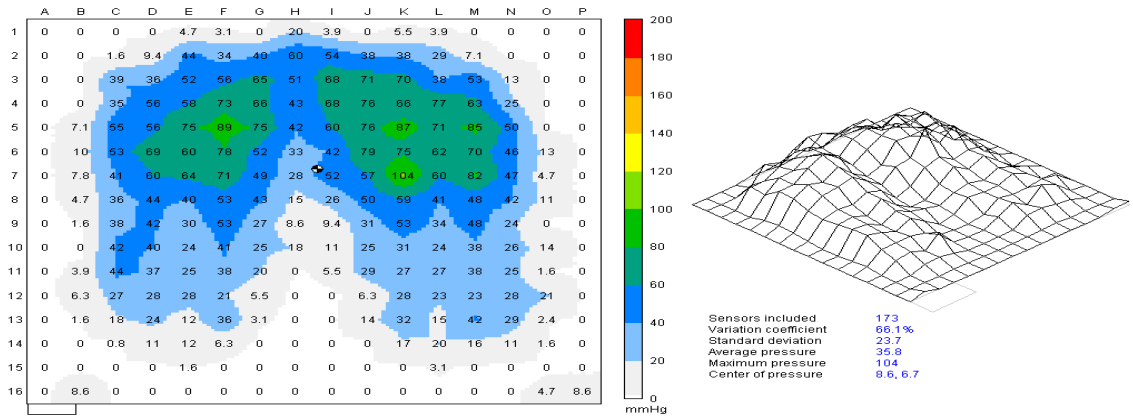

그림 5. 90° 등받이 각도 시 압력분포(중립자세)

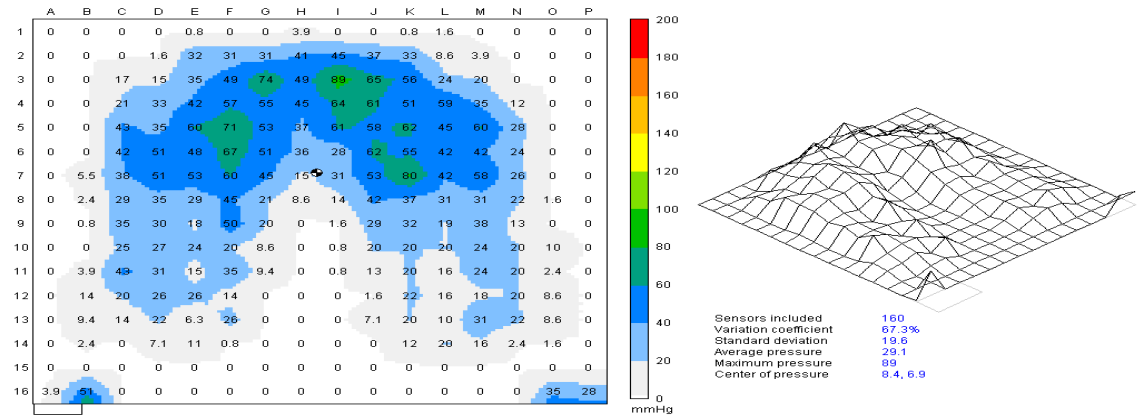

그림 6. 120° 등받이 각도 시 압력분포

압박과 전단력은 임상적으로 주요한 원인으로 작용하는데 이는 접촉하고 있는 면에 직접적인 영향을 받기 때문이다. 접촉압력이 높을수록 정맥 모세혈관의 허혈이 발생하게 되고, 이러한 상태가 지속될 경우 접촉부위에서는 허혈성 괴사의 발생위험이 높아지게 된다(Allen 등, 1993; Willis, 1995). 이처럼 접촉압력에 대한 연구는 욕창의 발생을 예방할 수 있는 좋은 방법이 될 수 있다.

이전의 연구자들은 착석면 접촉압력의 재분배에 대한 연구에서 대부분 정적인 자세에서 서로 다른 쿠션이나 자세에 따른 압력변화를 측정하였다(Garber와 Dyerly, 1991; Henderson 등, 1994). 그러나 휠체어를 사용하는 사용자들은 일상생활을 수행하는 과정에서 정적인 자세를 취하기보다는 주로 동적인 자세를 취하면서 휠체어를 사용하고 있다. 그러므로 착석면 접촉압력 연구는 정적인 자세보다는 동적인 자세에서 측정을 하는 것이 욕창관련 연구에서 더욱 임상적으로 유효한 결과를 이끌어 낼 수 있을 것이다. 본 실험에서 사용된 압력측정시스템(FSA)은 접촉압력을 밝히는데 중요한 수단이 되고 있다. 압력의 측정치와 분포는 착석면과 둔부사이에 위치한 유연성 있는 얇은 센서들에 의해 측정되어지고 있으며(Hastings, 2000), Eitzen(2004)의 연구에서 압력측정시스템의 높은 신뢰성이 입증되었다.

접촉압력을 측정하는데 사용되는 지표로 평균압력과 최대압력이 사용되고 있다. 평균압력은 측정에 동원되는 모든 압력센서에서 측정한 값의 평균을 나타내며, 최대압력은 모든 압력센서에서 측정한 값 중 최고의 값을 나타내는 것이다. 어떠한 연구에서는 평균압력을 사용하지 않고, 단지 최대압력만을 측정하여 결론을 도출하고 있지만(Shaw, 1993; Takechi과 Tokuhiro, 1998), Sprigle 등(1990)은 평균압력이 압력을 나타내는 지표 중에서 매우 '안정적인 측정(stable measure)'이라고 주장 하고 있다. 평균압력은 접촉되고 있는 둔부에서 받고 있는 전체 압력을 나타낼 수 있는 방법이므로 신뢰성이 높은 지표라고 할 수 있을 것이다. 이에 본 실험에서는 휠체어 사용자의 대표적인 동적자세인 휠체어 추진동안 둔부에 걸리는 평균압력 및 최대압력 변화를 측정하였다.

추진속도는 휠체어 사용자들이 일상생활에서 추진하는 속도인 평균 60 m/min을 기준으로 저속(40 m/min)과 고속(80 m/min)으로 구분하여 추진하였다. 추진을 하지 않는 정적자세와 비교하여 최대압력은 40 m/min에서 유의한 차이가 없었으나 60 m/min과 80 m/min에서 유의한 차이를 가지고 있었다. 그리고 평균압력은 40 m/min에서 유의한 차이가 없었으나 60 m/min과 80 m/min에서 유의한 차이를 가지고 있었다. 이는 정적자세와 비교하여 추진속도가 증가할수록 압력의 변화량은 증가되고 있음을 보여주고 있다. Kalpen 등(1996)은 휠체어 선수를 대상으로 서로 다른 속도(5 mph와 7 mph)에서 압력의 변화를 측정하였다. 그러나 이러한 속도는 단지 휠체어 단거리 경기에서 사용되는 특수한 경우의 추진속도로서 일반 휠체어 사용자가 일상생활을 하는 일반 속도로 추진하는 본 실험과 추진환경은 유사하지는 않지만, Kalpen 등(1996)의 실험에서도 추진속도가 증가할수록 둔부에 걸리는 압력이 증가하고 있음을 밝히고 있다. Kernozek과 Lewin(1998)은 정적자세와 동적자세(1.3 ㎧)에서 측정한 결과에서도 동적자세일 경우 둔부에 걸리는 압력이 증가하였다.

Veeger 등(1989)은 추진속도와 체간 굴곡 및 상지 굴곡의 관계를 연구한 결과에서 휠체어 추진속도가 증가할수록 체간 굴곡은 증가한다고 하였듯이, 동적인 추진의 경우에서 압력이 증가하는 이유는 추진속도가 증가할수록 체간의 굴곡-신전(pumping mechanism)이 발생하여 착석면 위에서 체간들어올리기(pushup) 동작이 발생하여 압력의 증가가 발생되는 것이 아닌가 사료된다.

본 실험의 결과와 선행 연구자의 결과와 같이 동적상태에서 둔부 압력의 증가를 단순히 욕창의 발생위험의 증가라고 말하기 어렵다고 Kernozek과 Lewin(1998)은 주장하고 있다. 이들은 접촉압력의 고-저변화(high-low fluctuation)는 욕창환자들에게 피부의 자극을 주어 심부조직에 위치하는 혈관과 림프관의 펌프작용을 야기하여 욕창의 위험을 오히려 감소시키는 결과를 줄 수 있을 것이라 하였다. 이처럼 과도한 압력은 욕창의 발생위험을 높일 수 있지만, 반복적인 적당한 압력은 오히려 둔부를 자극하여 욕창의 발생위험을 오히려 낮출 수 있을 거라 사료된다.

휠체어 등받이 각도에 따른 둔부의 압력변화를 측정한 결과, 중립자세인 90°와 비교하여 최대압력은 100°, 110°, 120° 모두 유의한 차이를 보여주지 않았다. Shields와 Cook(1988)의 연구에서도 중립위치와 110° 경사위치 간의 접촉압력을 비교한 결과 유의한 차이가 발견되지 않았다고 하였다. 그리고 평균압력은 100°, 110°에서는 유의한 차이가 없었으나, 120°에서 유의한 차이를 보여주었다. 최대압력에서는 모든 각도변화에서 유의한 차이가 발생하지 않은 것은 동적자세가 아닌 정적자세에서 등받이의 각도만 변화되었기 때문에 큰 차

이가 발생하지 않은 것으로 사료된다. 이에 비해 평균 압력은 특히 120°에서 중립자세인 90°와 비교하여 유의하게 압력이 감소하는 것으로 나타났다. 이는 둔부에만 가해지던 압력이 등받이와 접촉하고 있는 체간으로 이동하여 압력의 분포부위가 넓어져 압력이 감소하는 것으로 여겨진다(Kernozek과 Lewin, 1998).

그러나 등받이 경사각도의 증가는 중립위치에 비하여 전단력의 증가를 초래할 수 있다. 전단력은 착석 중 몸을 뒤로 기울이기 때문에 전방으로 미끄러져 내려갈려는 힘에 의하여 현저히 발생되는 경우가 흔하다. 몇몇의 연구자들에 의하면 직접 가해지는 압력보다 전단력에 의해 가해지는 압력이 조직의 손상을 가속화시킨다고 말하고 있다. 그러나 등받이 각도가 90°에 가까운 경우와 180°에 가까운 경우는 전단력의 발생이 크지는 않지만, 일반적으로 휠체어 사용자들이 선호하는 각도인 110°~120°에서는 전단력이 크게 나타나는 경우가 있다. 감각에 문제가 없는 경우에는 전단력이 큰 문제는 없지만, 감각에 문제가 있는 신경계 질환자들의 경우 휠체어 처방에서는 등받이의 각도를 적절하게 유지시켜 주는 것이 중요하다.

이처럼 등받이 각도의 증가는 전단력의 발생으로 인한 욕창의 위험을 증가시킬 수 있다는 단점과 둔부에 집중되는 압력의 재분배를 통한 욕창의 위험을 감소시킨 수 있다는 장점을 동시에 가지고 있다. 이와 같은 장단점의 절충점을 찾아 환자에게 가장 적절한 등받이 각도를 제공될 수 있도록 해야 할 것이다. 그리고 등받이 각도의 증가는 하지에 주로 발생되는 부종의 위험을 낮춰줄 수 있다는 점도 부가적인 장점이 될 수 있다.

높은 압력에 단기간 노출이 되면 심부조직의 손상이 발생하기 쉽고, 반면에 낮은 압력에 장기간 노출되면 피부와 근육의 손상이 발생하기 쉽다(Daniel 등, 1981). 연구에 따르면 32 ㎜Hg 이상의 압력에 노출되면 모세혈관이 압박을 받기 시작하기 때문에 혈관폐색이 시작된다고 하였고(Sprigle, 2000), Hostens 등(2001)은 둔부에 받는 압력은 정적인 상태일 경우 20~30 ㎜Hg 이하의 수준으로 주어져야하며 이 수치를 넘어서 압력을 지속적으로 받을 경우 욕창의 발생위험이 상당히 높아지게 된다고 하였다. 여러 실험자의 실험환경에 따라 압력의 크기 정도는 차이가 있을 수 있으나 공통점은 지속적인 압력의 적용은 욕창의 발생 위험을 높인다는 것이다. 그러므로 휠체어 사용자의 둔부에 걸리는 압력이 최소화될 수 있도록 올바른 착석자세 중재 필요성이 강조되고 있다.

효과적인 착석자세는 기능적인 자세와 균형 잡힌 자세를 유지시켜줄 수 있다. 압력을 경감시키는 방법은 크게 2가지가 있다. 첫째는 위험부위(좌골, 천골)에 가해지는 압력의 재분배를 시키는 것이며, 둘째는 압력을 좀 더 넓은 다른 부위로 재분배시키는 것이다(Stockton, 1998). 현재의 제공되는 최선의 중재방법으로는 최상의 쿠션을 제공함으로써 압력을 감소시키는 방법이 있다. 그러나 최상의 쿠션을 제공함으로써 압력의 집중을 예방할 수 있으나, 현재의 기술로는 사용자 개인에 맞게 압력을 최적의 상태로 재분배시킬 수 있는 쿠션을 제공하기는 한계가 있다. 그러므로 최대한 적절한 쿠션의 제공과 함께 적절한 착석자세의 제공으로 휠체어 사용자의 욕창 발생위험을 최소화시켜주어야 할 것이다.

Ⅴ. 결론

본 연구는 20대 성인남자 20명을 대상으로 휠체어 추진속도와 등받이 각도의 변화로 인한 착석상태의 둔부에 걸리는 접촉압력의 특성을 알아보고자 실시하였다. 적절한 등받이의 각도 및 동적자세와 정적자세 간의 차이를 밝혀 올바른 착석자세 및 추진을 위한 기초자료를 제공하고자 실시하였다.

1. 추진속도에 따른 최대압력 평균 변화량은 정적자세와 비교하여, 40 m/min에서는 유의한 차이가 없었으나($p>.05$), 60 m/min과 80 m/min에서는 유의한 차이를 보였다($p<.05$).

2. 추진속도에 따른 평균압력 평균 변화량은 정적자세와 비교하여, 40 m/min에서는 유의한 차이가 없었으나($p>.05$), 60 m/min과 80 m/min에서는 유의한 차이를 보였다($p<.05$).

3. 등받이 각도에 따른 최대압력 평균의 변화량은 중립자세인 90°와 비교하여 100°, 110°, 그리고 120° 모두에서 유의한 차이를 보이지 않았다($p>.05$).

4. 등받이 각도에 따른 평균압력 평균의 변화량은 중립자세인 90°와 비교하여 100°, 110°에서는 유의한 차이가 없었으나($p>.05$), 120°에서는 유의한 차이를 보였다($p<.05$).

이상의 결과에서 휠체어 추진속도가 증가할수록 접촉압력은 유의한 수준으로 증가하고 있었으며, 등받이 각도는 120°에서 유의한 수준으로 증가하였다. 정적인 상태보다 동적인 상태에서 둔부에 걸리는 압력이 증가함

으로 일상생활이 많은 활동적인 사용자의 경우는 압력 분산을 위한 중재가 필요할 것이다. 또한 등받이 각도는 120° 내외에서 조절해 주는 것이 필요할 것이다. 이후의 연구에서는 등받이 각도 및 추진속도에 따른 전단력의 변화에 따른 욕창 발생위험에 대한 연구가 필요하리라 생각된다.

인용문헌

Allen V, Ryan DW, Lomax N, et al. Accuracy of interface pressure measurement systems. J Biomed Eng. 1993;15:344-348.

Allman RM, Goode PS, Patrick MM, et al. Pressure ulcer risk factors among hospitalized patients with activity limitation. JAMA. 1995;273:865-870.

Andreoni G, Pedotti A, Ferrarin M. Pressure distribution on wheelchair cushions in static sitting and during manual propulsion. J Mechanics Med Bil. 2001;1(1):33-44.

Bain DS, Ferguson-Pell M. Remote monitoring of sitting behavior of people with spinal cord injury. J Rehabil Res Dev. 2002;39(4):513-520.

Bell JC, Matthews SD. Results of a clinical investigation of four pressure-reduction replacement mattresses. J ET Nurs. 1993;20:204-210.

Berlowitz DR, Wilking SV. Risk factors for pressure sore: A comparison of cross-sectional and cohort-derived data. J Am Geriatr Soc. 1989;37 :1043-1050.

Bianchetti A, Zanetti O, Rozzini R, et al. Risk factors for the development of pressure sores in hospitalized elderly patients: Results of a prospective study. Arch Gerontol Geriatr. 1993;16:225-232.

Daniel RK, Priest DL, Wheatley DC. Etiological factors in pressure sores: An experimental model. Arch Phys Med Rehabil. 1981;62:492-498.

Defloor T, Gryponck MH. Do pressure relief cushions really relieve pressure? West J Nurs Res. 2000;22:335-350.

Eitzen I. Pressure mapping in seating: a frequency analysis approach. Arch Phys Med Rehabil. 2004;85:1136-1140.

Erwin-Toth P. Cost-effectiveness pressure ulcer management in extended care. Ostomy Wound Manage. 1995;41:64-69.

Evans JM, Andrews KL, Chutka DS, et al. Pressure ulcers: Prevention and management. Mayo Clin Proc. 1995;70:789-799.

Ferrarin M, Andreoni G, Pedotti A. Comparative biomechanical evaluation of different wheelchair seat cushions. J Rehabil Res Dev. 2000;37(3):315-324.

Ferrarin M, Ludwig N. Analysis of thermal properties of wheelchair cushions with thermography. Med Biol Eng Comput. 2000;38:31-34.

Garber SL, Dyerly LR. Wheelchair cushions for persons with spinal cord injury: An update. Am J Occup Ther. 1991;45:550-554.

Hastings JD. Seating assessment and planning. Phys Med Rehabil Clin N Am. 2000;11(1):183-207.

Henderson JH, Price SH, Brandstater ME, et al. Efficacy of three measures to relieve pressure in seated persons with spinal cord injury. Arch Phys Med Rehabil. 1994;75:535-539.

Hostens I, Papaioannou G, Spaepen A, et al. Buttock and back pressure distribution tests on seats of mobile agricultural machinery. Appl Ergon. 2001;32:347-355.

Kalpen A, Bochdansky T, Seitz P. The dynamic body pressure distribution in a moving wheelchair. Workshop MW04: RESNA Conference, 1996.

Kernozek TW, Lewin JE. Seat interface pressures of individuals with paraplegia: Influence of dynamic wheelchair locomotion compared with static seated measurements. Arch Phys Med Rehabil. 1998;79:313-316.

Kim J, Mulholland S. Seating/wheelchair technology in the developing world: Need for a closer look. Technol Disabil. 1999;11:21-27.

Kosiak M. Prevention and rehabilitation of pressure ulcers. Decubitus. 1991;4:60-68.

Levine JM, Simpson M, McDonald RJ. Pressure sores: A plan for primary care prevention. Geriatrics. 1989;44:75-90.

Levine SP, Kett RL, Ferguson-Pell MW. Tissue shape

and deformation versus pressure as a characterization of the seating interface. Assist Technol. 1990;2:93-99.

Masse LC, Lamontagne M, O'Riain MD. Biomechanical analysis of wheelchair propulsion for various seating positions. J Rehabil Res Dev. 1992;29:12-28.

Mawson AR, Biundo JJ, Jr Neville P, et al. Risk factors for early occurring pressure ulcers following spinal cord injury. Am J Phys Med Rehabil. 1988;67(3):123-127.

Mills T, Holm MB, Trefler E, et al. Development and consumer validation of the Functional Evaluation in a Wheelchair (FEW) instrument. Disabil Rehabil. 2002;24:38-46.

Newsam CJ, Rao SS, Mulroy SJ, et al. Three dimensional upper extremity motion during manual wheelchair propulsion in men with different levels of spinal cord injury. Gait Posture. 1999;10 :223-32.

Pang SM, Wong TK. Predicting pressure sore risk with the Norton, Braden, and Waterlow scales in a Hong Kong rehabilitation hospital. Nurs Res. 1998;47:147-153.

Rodriguez GP, Garber SL. Prospecitve study of pressure ulcer risk in spinal cord injury patients. Paraplegia. 1994;32(3):150-158.

Rosalind H, Patsy A, David P. Wheelchair users and postural seating: A clinical approach. London, Churchill Livingstone, 1998:7-9.

Rycroft-Malone J, McInness E. Pressure ulcer risk assessment and prevention. Clinical Practice Guidelines. London, RCN, 2000.

Scott EM, Baker EA, Kelly PJ, et al. Measurement of interface pressures in the evaluation of operating theatre mattresses. J Wound Care. 1999;8:437-441.

Shaw G. Wheelchair seat comfort for the institutionalized elderly. Assist Technol. 1991;3:11-23.

Shaw G. Seat cushion comparison for nursing home wheelchair users. Assist Technol. 1993;5:92-105.

Shields RK, Cook TM. Effect of seat angle and lumbar support on seated buttock pressure. Phys Ther. 1988;68:1682-1686.

Simpson A, Bowers K, Weir-Hughes D. Preventative management. In: Pressure sore prevention. London, Whurr Publishers, 1996:47-57.

Smith DM. Pressure ulcers in the nursing home. Ann Intern Med. 1995;123:433-442.

Sprigle S. Effects of forces and the selection of support surfaces. Top Geriatr Rehabil. 2000;16:47-62.

Sprigle SH, Faisant TE, Chung KC. Clinical evaluation of custom-contoured cushions for the spinal cord injured. Arch Phys Med Rehabil. 1990;71:655-658.

Sprigle S, Schuch JZ. Using seat contour measurement during seating evaluations of individuals with SCI. Assist Technol. 1993;5:24-35.

Stockton L. Pressure relief seating: Are your patients comfortable? Community Nurse. 1998;1:47-48.

Takechi H, Tokuhiro A. Evaluation of wheelchair cushions by means of pressure distribution mapping. Acta Phys Okayama. 1998;52:245-254.

Veeger HEJ, van der Woude LHV, Rozendal RH. Wheelchair propulsion technique at different speeds. Scand J Rehabil Med. 1989;21:197-203.

Veit N. Advancement in computer technology: A tool to identify seating problems and prevent pressure ulcers. SCI Nurs. 1993;10:99.

Vohra RK, McCollum CN. Pressure sores. BMJ. 1994;309:853-857.

Waltman NL, Bergstrom N, Armstrong N, et al. Nutritional status, pressure sores and mortality in elderly patients with cancer. Oncol Nurs Forum. 1991;18:867-873.

Willis J. Pressure-relief seating. Prof Nurse. 1995;11:713-721.

Wise T, Steele JP. Measurement and modeling of human body dynamics during wheelchair propulsion. Golden, Colorado School of Mines, 2001.

논 문 접 수 일	2005년 4월 18일
논문게재승인일	2005년 5월 2일