

주행형 파워리프트 조작시 수발자에서의 근골격계질환 발생 가능성 분석

The Analysis of possibility of Musculoskeletal Disorders for Caregiver During Power-Lift Operation

*최현호¹, 전경진¹, #임도형¹
*H. H. Choi¹, K. J. Chun¹, #D. H. Lim¹,
¹ 한국생산기술연구원

Key words : Musculoskeletal Disorder, Pressure Distribution

1. 서론

미국, 일본, 유럽 등 선진국의 다양한 사례 및 실태 조사에서 수발자가 특정 장치의 도움 없이 직접 인력리프팅(manual lifting), 이동 부축(transferring), 그리고 체위 변환(repositioning) 등의 작업을 할 경우 수발자의 85.5%가 요통을 경험하는 것으로 보고하고 있다.¹ 이러한 문제점으로 인해 전일근로자 100 명당 평균 요통 유병률이 7.9 로 전체 산업평균의 3 배 수준에 해당하는 수치를 보였으며, 간호 및 요양종사자의 60%가 요통으로 인해 휴직하는 것으로 보고되고 있다.² 따라서 이러한 문제점을 해결하고 고령자 및 거동이 불편한 환자의 적극적인 이동권을 제공하고자 하는 목적에서 재활보조 이동장치의 일종인 주행형 파워리프트가 개발되었다.^{1,2} 그러나 현재 개발된 주행형 파워리프트가 요통 외의 근골격계 관련 질환 예방에 있어서 효과적인지에 대한 정량적인 평가는 수행되지 않았다. 따라서 본 연구는 주행형 파워리프트를 반복적으로 사용 할 경우 근골격계 관련 질환 발생 가능성이 있는지 없는지에 대하여 확인하고자 한다. 또한, 만약 근골격계 관련 질환 발생 가능성이 있을 경우 어느 정도의 위험성이 있는지에 대하여 평가하고자 하며, 이를 바탕으로 근골격계 관련 질환을 예방하기 위하여 어떠한 방향으로 현재 개발된 주행형 파워리프트를 개선 할지에 대하여 논의하고자 한다.

2. 실험방법

2.1 피검자 선정

근골격계 관련 질환 소견을 보이지 않는 성인 남성 피검자(간병인, 나이 : 26 세, 키 : 172cm, 몸무게 : 67kg)을 선정하여 실험을 수행하였다. 이때 실험 시 실제와 같은 수발환경을 조성하기 위하여 주행형 파워리프트에 고령자와 유사한 신체조건을 가진 피검자(여성, 26 세, 169cm, 53kg)를 선정하여 실험을 수행하였다.

2.2 주행형 파워리프트 선정

실험에서 사용한 주행형 파워리프트는 시장가격, 시장 점유율, 판매량, 사용자 접근성, 제조사 인지도, 실험 편의성을 바탕으로 실험에 적합한 2 개의 제품 (Bolero, ARJO, USA and MONA, Horcher, USA)을 선정하였다 (Fig. 1).

Fig. 1 Power-lifts selected in the current study (Type A: Bolero(left)



and Type B: MONA(right))

2.3 주행형 파워리프트의 주행 트랙 선정

주행형 파워리프트 사용자로부터의 설문조사를 바탕으로 요양시설에서 일반적으로 많이 발생하는 주행 상황에 대한 트랙을 선정하였다. 따라서 본 연구에서는 평지직선 주행, 평지곡선(오른쪽방향) 주행, 그리고 15° 경사로 주행 트랙을 선정하여 주행 실험을 수행하였다 (Fig. 2).

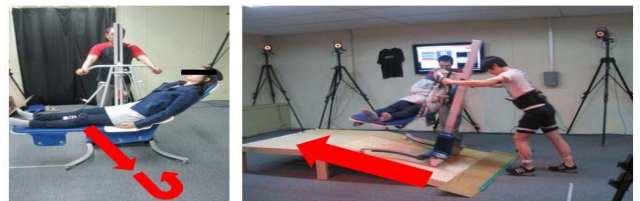


Fig. 2 Tracks considered in the current study (Straight / curved track (Left) and slope track (Right) in experiment)

2.4 데이터 측정 및 획득

주행형 파워리프트 사용 시 파워리프트 자체의 운동 특성(이동속도/가속도)과 간병인의 운동 특성(관절각도변화, 이동속도/가속도)을 평가하기 위하여 삼차원 동작 분석을 수행하였다. 이때 주행형 파워리프트 주행 시 간병인의 근전도, 손·발에서의 압력을 동시에 측정하여 간병인에게 부과되는 근피로도 및 하중 특성에 대한 평가를 함께 수행하였다.

삼차원 동작 분석 실험을 위하여 10 대의 적외선 카메라와 함께 삼차원 동작 분석시스템(VICON Motion System Ltd., UK)을 사용하여 120Hz 로 모션캡처를 수행하였다. 획득된 모션캡처 데이터는 아래의 주행형 파워리프트와 통합된 근골격계 모델링 및 분석에 활용하였다.

근피로도 분석 실험을 위하여, 10 개의 무선 근전도 센서 Tringo Wireless EMG System(DELSYS, USA)를 이용하여 주요 근육에 대한 근전도를 측정하였다(Fig. 1). 측정된 근전도 데이터는 EMGworks (DELSYS, USA)를 이용하여 획득하였다. 그리고 근피로도는 기존 연구 방법⁴ 을 근거로 MDF 주파수 분석과 함께 얻어진 실험 초반/후반 각각 10 초 동안의 데이터를 비교하여 평가하였다.

손·발에서 발생하는 압력 측정을 위하여 손·발 압력측정시스템 (Pedar and Pliance system (Novel gmbh, Germany))를 사용하였다. 모든 실험은 3 번씩 반복하였으며 실험 전반에 있어서 피검자의 근력회복을 위해 각 실험 수행 후 약 40 분간의 휴식 시간을 제공하였다. 또한 동일한 실험 동작에서 피검자의 동작이 최대한 동일하게 수행될 수 있도록 유도하였다.

2.5 삼차원 근골격계 모델링 및 분석

BRG. LifeMOD (LifeModeler, Inc., USA)을 이용하여 주행형 파워리프트 및 피검자에 대한 통합형 삼차원

근골격계 모델을 구현하였다. 이때 모델의 동작 구동을 위하여 삼차원 동작 분석시스템에서 획득된 주행형 파워리프트 및 간병인의 동작 및 운동 특성 정보를 활용하였다. 이렇게 구현된 모델로부터 주행형 파워리프트 조작 시 주요 관절 및 근육에서 발생하는 관절 토크 및 근력 특성 변화를 분석하였다. 추가적으로 모델로부터 계산된 근력 패턴과 위의 근진도 측정시스템으로부터 측정된 근활성도 패턴과 비교하여 구현된 모델의 검증을 수행하였다.

2.6 통계분석

획득된 데이터간 통계적 유의성을 파악하기 위하여 대응 표본 T 검증(paired T-test)과 함께 일원배치 분산분석(One Way ANOVA)을 수행하였다. 모든 통계분석에 있어서 유의 수준(α)은 0.05로 설정하였다.

3. 실험결과

삼차원 동작 분석 결과 모든 실험에 있어서 주행형 파워리프트와 간병인의 운동 특성은 항상 일정하게 유지되는 것을 확인 할 수 있었다.

획득된 EMG 데이터를 통해 각 근육의 근피로도 발생 정도를 Table 1에 나타내었다. 일반적으로 주행형 파워리프트 주행시 요구되는 근육에서의 근피로도의 발생률이 높음을 확인 할 수 있었다. 특히 Adductor(Pectoralis Major., Triceps Brachii, Gluteus Medius), Protractor(Prapезius), Flexor(Biceps Brachii) 근육에 있어서는, Type B 주행시 Type A 보다 근피로도의 발생률이 더 높음을 확인 할 수 있었다 ($p < 0.05$)

평지 직선 주행시 손에서 측정된 압력은 주행형 파워리프트 제품간 큰 차이가 발생하지 않았다($p > 0.05$). 반면 평지 곡선 주행에 있어서는 주행형 파워리프트 제품간 차이를 보였으며 일반적으로 Type B 보다 Type A 에서 최대 압력이 더 높게 발생하였다($p < 0.05$). 주행형 파워리프트 종류와 상관없이 일반적으로 경사로 주행에서 측정된 최대 압력은 평지 주행에서 측정된 최대 압력 보다 약 1.5 배 더 많이 발생하였다($p < 0.05$) (Fig. 3).

평지 직선 및 곡선 주행 실험 시 발에서 측정된 압력 패턴은 일반적 보행의 압력 패턴과 유사하게 관찰되었다. 반면 경사로 주행에서 측정된 발의 압력 패턴은 정상인이 달리기를 할 경우의 압력 패턴과 유사하게 나타났다.⁵ 이때 손에서 측정된 압력 패턴 결과와 상반되게 발에서 측정된 압력 패턴은 Type A 와 Type B 에서 유사하게 나타났다 ($p > 0.05$).

삼차원 근골격계 해석을 통하여 계산된 근력과 EMG 측정으로부터 얻어진 근활성도 패턴을 비교한 결과 서로 유사한 패턴을 보임을 알 수 있었다. 불행히도 분석 시간의 한계로 인하여, 각 주행형 파워리프트 작동시 요구되는 근력 및 관절 토크에 대한 분석이 현재 완료되지 못하였다. 이것에 대한 결과는 추후 학회에서 발표할 예정이다.

4. 토론 및 결론

본 연구 결과로부터 현재 개발된 주행형 파워리프트를 반복적으로 사용할 경우, 간병인에게 있어 근골격계 관련 질환의 발생 가능성이 상당히 높을 수 있음을 확인하였다. 또한 본 연구 결과 주행형 파워리프트의 손잡이 또는 캐스터(caster) 형태의 차이에 따라 근피로도 및 손과 발에서의 압력 패턴이 변화 되는 것을 확인 할 수 있었다. 따라서 손잡이 또는 캐스터 형태가 근골격계 관련 질환 유발과 밀접한 관계를 가질 수 있음을 판단 할 수 있었다. 이러한 이유는 적합하지 않은 특정 손잡이 형태로 인하여(예 : 손잡이가 수발자의 어깨 너비보다 넓게 디자인된 경우), 주행

형 파워리프트 주행시 간병인의 상지쪽에 더 많은 내전(Adduction) 운동을 요구 할 수 있기 때문인 것으로 사료된다. 또한 적합하지 않은 캐스터 형태(예 : 크기와 모양이 잘못 적용된 경우)는 주행형 파워리프트 주행시 주요 근육의 근력 및 손과 발에서의 압력을 전반적으로 증가시킬 수 있을 것으로 판단된다. 이것은 본 연구의 경사로 주행 실험 도중 캐스터의 크기와 모양이 적절하지 않아 캐스터가 파손된 사례를 통해서도 확인 할 수 있었다. 따라서 현재 개발된 주행형 파워리프트의 손잡이 및 캐스터의 형태 개선에 생체역학적/인간공학적인 개념을 도입한다면, 반복적인 주행형 파워리프트 조작에 의해서 발생할 수 있는 근골격계 관련 질환을 효과적으로 예방 할 수 있을 것으로 사료된다.

참고문헌

1. 산업자원부, "고령친화용품 산업 실태조사", 2007
2. Lenore S, "Occupational injury and illness recording reporting requirements", OSHA, 92, 1421-1429, 2003.
3. 고령친화용품산업 실태조사, 산업자원부, 2007.
4. Bonato P., Ebenbichler, Gerold R., Roy, S.H, Lehr S., Posch, M, Kollmitzer, J., Della Croce, U., "Muscle Fatigue and Fatigue-Related Biomechanical Changes During a Cyclic Lifting Task", Spine, 28, 1810-1820, 2003
5. Bavonrit Chuckpaiwong, James A. Nunley, Nathan A. Mall, Robin M. Queen, "The Effect of foot type on in-shoe plantar pressure during walking and running", GAIT & POSTURE, 28, 405-411, 2008.

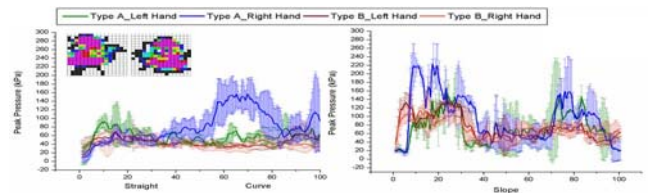


Fig. 3 Alternation of hand peak pressure on the track over time in operation of power-lift on the straight/curved track and slope track

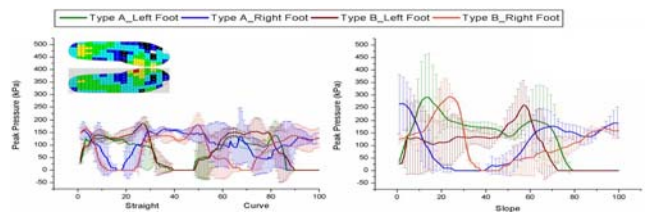


Fig. 4 Alternation of foot peak pressure on the track over time in operation of power-lift on the straight/curved track and slope track

Table 1 The rate of muscle fatigue occurrence

(Unit :%)		Straight		Curve		
Function	Muscle	Type A	Type B	Type A	Type B	
Upper Body	Protraction	Prapезius	2.5	6.5	10.5	33.1
	Adduction	Pectoralis Major.	—	13.7	—	14.5
	Flexion	Biceps Brachii	3.2	—	6.8	4.0
	Adduction	Triceps Brachii	—	7.6	—	0.6
	Extension	Erector spinae	—	5.5	—	5.2
Lower Body	Adduction	Gluteus Medius	—	0.5	8.2	7.0
	Extension	Rectus Femoris	1.9	7.5	5.8	—
	Extension	Biceps Femoris	—	3.0	0.7	—
	PlantarFlexion	Tibialis anterior	3.1	11.9	3.3	11.4
	PlantarFlexion	Gastrocnemius	1.5	12.1	10.7	11.2