

# 되먹임과 보행보조도구의 형태가 30%체중지지의 정확성에 미치는 영향

## Effect of Feedback Methods and Ambulatory Assistive Aids on Accuracy of Partial Weight Bearing

박은영\*, 김원호\*\*  
전주대학교 중등특수교육\*, 울산과학기술대학 물리치료과\*\*

Eun-Young Park(eunyoung@jj.ac.kr)\*, Won-Ho Kim(whkim@uc.ac.kr)\*\*

### 요약

이 연구는 건강한 성인을 대상으로 30%체중지지 수행력이 되먹임 형태와 보행보조도구에 따라 차이가 있는지를 알아보고, 이를 통해 효과적인 체중지지 훈련방법을 제안하기 위해 실시되었다. 20명의 건강한 성인이 참여하였으며, 거드랑이 목발과 바퀴보행기를 이용하여 3점 보행을 하는 동안 오른쪽 발에 체중의 30%만 부하하도록 하였다. 훈련을 위해 동적 되먹임과 정적 되먹임을 제공하였다. 훈련 직후와 훈련 3일 후, 보행 동안 %체중지지를 측정하기 위해 힘판을 이용하였고 보행관련 변수를 측정하기 GAITRite를 사용하였다. 30%체중지지의 정확성은 거드랑이 목발을 이용하고 동적 되먹임을 받았을 때가 가장 정확하였다( $p>0.05$ ). 보행보조도구와 되먹임 형태에 따라 %체중지지는 유의한 차이를 보였으며( $p<0.05$ ), 훈련 직후와 훈련 3일후의 %체중지지는 유의한 차이를 보이지 않았다( $p>0.05$ ). 또한 보행보조도구에 따라 보행 속도와 입각기비율이 유의한 차이를 보였다( $p<0.05$ ). 따라서 효과적인 체중지지 훈련을 위해서는 가능한 경우 거드랑이 목발을 이용하여 동적 되먹임을 통한 %체중지지를 교육하는 것이 필요할 것으로 생각된다.

■ 중심어 : | 되먹임 | 보행보조도구 | 체중지지 |

### Abstract

The purpose of this study was to investigate effect of feedback methods and ambulatory assistive aids on accuracy of partial weight bearing in healthy adults. Twenty subjects were recruited and trained to 30% weight bearing of body weight (BW) using 3-point gait crutches and wheeled walker pattern. Dynamic feedback group (n=11) was received dynamic postresponse feedback and static group (n=9) received static feedback. Force plate was used to measure %BW and GAITRite used to measure gait parameters in immediately and after 3 days of training. Immediately after training, there was not significantly at 30%BW target load in dynamic group with crutch gait ( $p>.05$ ). There were significantly differences in %BW according to feedback methods and ambulatory aids ( $p<.05$ ). There was not significant difference between immediately and after 3 days of training ( $p>0.05$ ). There were significantly differences in gait velocity and stance ratio between crutches and wheeled walker gait ( $p<.05$ ). Thus, it was suggested that if possible, use crutches, training for partial weight bearing via dynamic feedback is necessary.

■ keyword : | Feedback | Ambulatory Aids | Partial Weight Bearing |

## I. 서 론

하지 골절, 질병, 또는 수술 후 안정적인 회복을 위해 하지를 통한 체중지지가 제한되는 경우가 있다[1]. 체중지지를 줄이는 방법에는 비-체중지지에서부터 발가락-닿기 체중지지(toe-touch weight bearing), 부분(partial) 체중지지 등의 형태가 있다. 체중지지비율은 손상의 심각성, 손상부위, 손상 및 수술 후 경과시간 등에 의해 영향을 받는다[2].

일반적으로 환자에게 부분 체중지지를 처방하는 경우 3~4개월에 걸쳐 체중의 20%에서 시작하여 100%까지 점진적으로 체중부하를 높이는 것이 필요하다[3]. 하지만 보행 동안 처방된 체중지지비율대로 하지에 체중을 부하하는 것은 쉽지 않다. Rubin 등[4]은 정형외과 의사를 대상으로 처방대로 부분 체중지지가 가능한지를 연구한 결과, 대부분의 경우 체중지지비율이 처방보다 높았다고 보고하였다. Hurkmans 등[5]은 엉덩관절 성형술을 받은 환자를 대상으로 50% 체중지지의 정확성을 알아본 결과, 50%보다 낮은 수준으로 체중지지를 한다고 보고하였다. 이는 질병유무가 부분 체중지지의 정확성에 영향을 준다는 것을 의미한다. Hurkmans 등[6]은 엉덩관절성형술을 받은 환자인 경우 성별(여성), 보행 동안의 통증, 보행속도, 수술 후 불안, 그리고 전체 걸음 수가 부분 체중지지의 정확성에 영향을 주는 요인이라고 하였다.

치료사들은 부분 체중지지비율의 정확성을 높이기 위해서 환자에게 부분 체중지지방법을 교육하고 있다. 부분 체중지지를 위한 되먹임 훈련방법에는 언어적 지시[5], 환자의 발밑에 치료사의 손을 넣어 교육하는 방법[7] 같은 주관적인 것과 체중계[2] 또는 사지부하감지기(limb load monitor)[8], 힘판(force plate) 같은 장비[7]를 이용하는 객관적인 방법이 있다. 이 중 가장 흔히 사용되는 방법이 체중계를 이용하는 방법[9]이지만, 훈련효과에 대해서는 논쟁이 있다[10].

Dabke 등[11]은 6명의 건강한 사람과 하지골절이나 수술을 한 23명의 환자를 대상으로 힘판을 보행하는 동안 특정 %의 체중지지여부를 알아보았다. 대상자들은 체중계를 이용하여 특정 %의 체중지지를 정적 되먹임

을 통해 훈련받았다. 그 결과 건강한 성인 중 4명과 환자 중 21명은 특정 %체중지지보다 높게 체중지지를 하였다. 저자는 대상자들이 특정 %의 체중지지를 잘 수행하지 못하다고 결론을 내렸다. Vasarhelyi 등[12] 역시 정적 되먹임을 체중계를 통해 실시하고 보행 중 특정 %체중지지를 연구한 결과, 환자뿐만 아니라 건강한 성인도 특정 %의 체중지지를 수행하기 힘들다고 결론을 내렸다. 하지만, 대부분의 연구들의 제한점은 대상자들에게 체중계를 이용하여 정적 되먹임을 제공하면서 훈련을 실시하고, 훈련효과를 위한 검증은 보행 동안 동적으로 이루어졌다는 것이다. 동적 측정은 근육의 힘, 관성 같은 힘에 의한 관절의 모멘트가 발생하기 때문에 정적인 상태와는 다르다[13]. 따라서 특정 %체중지지의 훈련효과를 높이기 위해서는 실제 보행과 같은 동적 환경에서 되먹임을 제공하는 것이 필요하다.

부분 체중지지를 위한 보행보조도구는 여러 형태가 있다. 이중 임상에서 적용되고 있는 것이 목발과 보행기이다. Clark 등[14]은 보행보조도구(목발과 보행기)에 따라 하지 근육들의 근활성도가 달라진다고 하였고, Li 등[15]은 에너지 소모와 보행과 관련된 시간 및 공간적인 변수도 유의한 차이를 보인다고 하였다. 대상자 수(n=10)가 적기 때문에 일반화하기 어려운 단점이 있지만, 건강한 성인을 대상으로 보조도구사용하고 체중계를 이용하여 50%체중지지를 교육한 연구에서는 겨드랑이 목발과 아래팔 목발을 사용하는 경우 50%체중지지를 잘 수행하였지만, 바퀴달린 보행기 또는 지팡이를 사용하는 경우는 부분 체중지지를 잘 수행하지 못하였다[16]. 이는 특정 %체중지지를 수행하는 능력이 이용하는 보행보조도구에 따라 달라질 수 있음을 의미한다. 환자의 연령이나 균형능력에 따라 처방되는 보행보조도구가 달라질 수 있기 때문에 보행보조도구의 형태에 따른 %체중지지 수행능력을 알아보는 것 역시 필요하다. 하지만 보행보조도구에 따른 부분 체중지지 능력에 대한 연구는 적은 편이다.

이 연구는 부분 체중지지 능력의 정확성에 영향을 미칠 것이라 예상되는 되먹임과 보행보조도구의 형태에 따라 부분 체중지지 능력에 차이가 있는지를 알아보기 위해 실시되었다. 구체적인 목적은 건강한 성인을 대상

으로 정확하게 30%체중지지를 할 수 있는지, 동적 및 정적 되먹임 훈련방법과 보행보조도구의 형태에 따라 %체중지지가 차이를 보이는지, 훈련 직후와 3일 후 %체중지지가 차이가 있는지, 그리고 겨드랑이 목발과 바퀴보행기에 따라 보행관련 변수가 차이를 보이는지를 알아보는 것이었다.

II. 연구방법

1. 연구대상자의 일반적 특성

이 연구에 참여한 대상자는 00대학에 재학 중인 건강한 성인 20명이었다. 이전에 질환이나 손상으로 인해 부분 체중지지를 실시한 경험이 없으며 자발적으로 연구 참여에 동의한 자를 대상으로 하였다. 동적 되먹임 집단인 경우, 평균 나이 22.8세, 키 171.0 cm, 몸무게 62.9 kg이었다. 정적 되먹임 집단인 경우, 평균 나이 24.3세, 키 170.3 cm, 몸무게 65.0 kg이었다[표 1].

표 1. 연구대상자의 일반적 특성 N=20

	동적 되먹임 집단 (n=11)	정적되먹임 집단 (n=9)
나이(세)	22.8±1.3	24.3±1.8
키(cm)	171.0±5.5	170.3±5.1
몸무게(kg)	62.91±8.1	65.0±9.5

\*평균±표준편차

2. 연구절차

연구에 참여한 모든 대상자에게 오른쪽 발로 부분 체중지지를 하면서 자신에게 편안한 속도로 보행을 하도록 지시하였다. 부분 체중지지비율은 자신 몸무게의 30%로 정하였다. 일반적으로 수술 후 초기 단계에는 10~30%체중이 처방되는 된다[17]. 30%체중지지를 교육하기 위해 힘판(forceplate)을 이용하여 되먹임을 주었다. 되먹임은 정적인 방법과 동적인 방법을 적용하였다. 정적 되먹임은 보행보조도구를 잡은 채 힘판 위에 오른쪽 발을 올려놓고 체중지지를 할 때 모니터에 측정된 %체중지지 값을 대상자에게 매 15초마다 알려주는

방법으로, 이를 통해 30%체중지지가 되도록 유도하였다. 총 3분 동안 정적 되먹임이 제공되었다. 동적 되먹임은 보행보조도구를 이용하여 동적으로 힘판을 밟고 지나가는 동안 측정된 %체중지지 값을 대상자에게 알려주는 방법으로, 총 10회 반복 동작 중 1번째, 5번째, 그리고 10번째에만 되먹임을 제공하였으며, 총 3분이 넘지 않도록 하였다. 모든 대상자들은 보행보조도구로서 겨드랑이 목발과 앞쪽에 바퀴가 달린 보행기(바퀴보행기)를 이용하여 3점-보행으로 이동하였고[그림 1], 되먹임을 통한 훈련 직후 그리고 훈련 3일 후에 %체중지지와 보행관련 변수를 측정하였다. 2회 반복 측정 후 평균값을 기록하고 분석하였다. 보행관련 변수는 보행 속도, 오른쪽 다리의 한걸음길이(step length) 및 입각기 비율이었다. 입각기 비율은 오른쪽 발과 왼쪽이 입각기에 있는 총 시간 중 오른쪽 발이 입각기에 시간을 %로 기록한 것이다. 보행보조도구 적용순서는 무작위로 정하였다. 길이를 조절할 수 있는 목발과 바퀴보행기를 사용하였는데, 김장환 등[18]이 제시한 측정방법을 적용하여 전체 목발의 길이가 키의 77%가 되도록 하였고, 팔굽 굽힘각도가 20°가 되도록 손잡이 위치를 조절하였다. 바퀴보행기 역시 팔굽 굽힘각도가 20°가 되도록 길이를 조절하였다.

3. 측정 장비

보행보조도구를 이용하여 3점-보행하는 동안 %체중지지를 알아보기 위해 emed/AT와 edmed/D 소프트웨어로 구성된 emed system<sup>1)</sup>을 이용하였고, 보행관련 변수를 알아보기 위해 GAITRite<sup>2)</sup>장비를 적용하였다. emed/AT의 압력감지기는 2개/cm<sup>2</sup>로 전체 1377개로 구성되어 있으며, 압력역치 10 Kpa이다. 자료 수집율은 400 Hz이었다[그림 2]. GAITRite는 시간 및 공간적인 보행변수를 측정하는 장비로서 폭 61 cm, 길이 427 cm의 보행용 용단과 GAITRite39 소프트웨어로 구성되어 있다. 용단에는 1.27 cm마다 감지기가 배치되어 있어 총 16,128개의 감지기가 있다[그림 3].

1) emed/AT, Novelgmbh, Germany, 2006.  
2) GAITRite system, CIR System Inc., U.S.A., 2007.



그림 1. 목발과 바퀴보행기

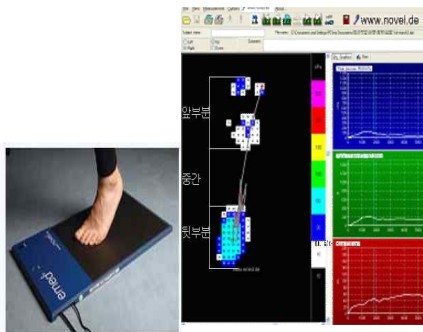


그림 2. emed/AT와 edmed/D 소프트웨어

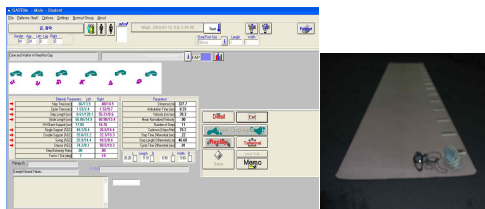


그림 3. GAITRite와 소프트웨어

### 3. 분석방법

연구대상자의 일반적인 특성은 기술통계를 이용하여 기술하였다. 단일 표본 콜모고로프-스미르노프(Kolmogorov-Smirnov) 검정 결과 수집된 자료의 값이 정규분포를 보였기 때문에 모수검정을 적용하였다. 훈련 직후, 되먹임 형태별로 목발 및 바퀴보행기를 사용하여 처방된 30%체중지지를 정확히 할 수 있는지를 알아보기 위해 단일표본 t-검정을 실시하였다. 되먹임과 보행보조도구의 형태에 따른 %체중지지의 차이를 알

아보기 위해 반복측정 이요인분산분석을 실시하였다. 훈련 직후와 훈련 3일 후의 %체중지지의 차이를 알아보기 위해 짝비교 t-검정을 실시하였다. 또한 보행보조도구 형태에 따른 보행관련 변수의 차이를 알아보기 위해 짝비교 t-검정을 실시하였다.

### III. 연구결과

#### 1. 훈련 직후, 30%체중지지의 정확성

대상자들에게 30%체중지지를 처방하고 훈련을 한 후, 얼마나 정확하게 처방된 부분 체중지지를 수행하는지를 알아보기 위해 되먹임 형태(동적 되먹임과 정적 되먹임) 및 보행보조도구(겨드랑이 목발과 바퀴보행기)에 따라 분석한 결과는 [표 2]와 같았다. 동적 되먹임 직후, 겨드랑이 목발을 이용한 경우 부분 체중지지의 수행력은 32.45%로서 처방된 30%체중지지와 유의한 차이를 보이지 않았다( $p>.05$ ). 나머지 경우는 유의한 차이를 보였다( $p<.05$ ).

표 2. 훈련 직후 30%체중지지의 정확성

단위: %체중지지

		평균±표준편차	t값	p
동적 되먹임 (n=11)	겨드랑이 목발	32.45±9.14*	.585	.574
	바퀴보행기	36.53±8.84	2.397	.043
정적 되먹임 (n=9)	겨드랑이 목발	46.69±14.56	3.378	.015
	바퀴보행기	63.56±11.01	6.183	.001

\*평균±표준편차

#### 2. 훈련 직후, 되먹임 형태와 보행보조도구 사용에 따른 %체중지지

30%체중지지를 위한 되먹임 훈련 직후, 동적 되먹임을 받고 겨드랑이 목발을 사용한 경우는 32.45%체중지지를 보였고, 바퀴보행기인 경우는 36.53%체중지지를 보였다. 정적 되먹임을 받고 겨드랑이 목발을 사용한 경우는 46.69%체중지지를 보였고, 바퀴보행기인 경우는 63.56%체중지지를 보였다[표 3]. 되먹임 형태와 보행보조도구의 형태에 따른 %체중지지의 차이를 반복

측정 이요인분산분석을 실시한 결과, 되먹임 형태와 보행보조도구에 따라 %체중지지가 유의한 차이를 보였고( $p < 0.05$ ), 보행보조도구와 되먹임 사이 상호작용은 유의하지 않았다[표 4].

표 3. 훈련 직후, 되먹임 형태와 보행보조도구에 따른 %체중지지

단위: %체중지지

	동적 되먹임군	정적 되먹임군
겨드랑이 목발	32.45±9.14*	46.69±14.56
바퀴보행기	36.53±8.84	63.56±11.01

\*평균±표준편차

표 4. 훈련 직후, 되먹임 형태와 보행보조도구에 따른 %체중지지에 대한 반복측정 이요인분산분석

	제곱합	자유도	평방평균	F 값	p값
되먹임	3353.54	1	3353.54	8.92	0.01
보행보조도구	864.26	1	864.26	8.92	0.01
집단×보행보조도구	322.38	1	322.38	3.33	0.09

3. 되먹임 훈련 직후와 3일후 %체중지지의 변화  
 겨드랑이 목발을 사용하는 경우, 되먹임 훈련 직후와 3일 후의 %체중지지는 유의한 차이가 없었다. 바퀴보행기를 사용하는 경우 역시 직후와 3일후의 %체중지지는 유의한 차이를 보이지 않았다[표 5]( $p > 0.05$ ).

표 5. 훈련 직후와 훈련 3일 후의 %체중지지의 변화  
 단위: %체중지지

	훈련 직후	훈련 3일후	t	p
겨드랑이 목발	38.68±13.51*	34.51±13.27	1.67	0.12
바퀴보행기	48.36±16.79	47.72±19.83	0.23	0.82

\*평균±표준편차

4. 보행보조도구에 따른 보행관련 변수

목발과 바퀴보행기 적용에 따른 보행관련 변수들의 차이를 훈련 직후에 알아본 결과는 [표 6]과 같았다. 보행속도와 입각기비율은 보행보조도구에 따른 유의한 차이를 보였다( $p < 0.05$ ).

표 6. 훈련 직후, 보행보조도구에 따른 부분 체중지지비율 및 보행변수

N=20

	목발보행	바퀴보행기 보행	t값	p
보행속도(cm/초)	48.59±19.19*	29.50±11.81	5.146	.000
한걸음길이(cm)	55.56±13.48	46.15±13.13	2.130	.051
발 면적(cm <sup>2</sup> )	57.09±13.40	61.83±17.27	1.556	.141
입각기비율(%)	61.06±14.26	68.53±10.33	2.460	.027

\*평균±표준편차

IV. 논의

손상이나 수술 후 부분 체중지지는 재활프로그램에서 중요한 부분이다. 여러 연구들이 부분 체중지지의 정확성에 의문을 제기하고 있다[12][13]. 하지만, 이전 연구들은 체중계를 사용하여 정적 되먹임을 주로 제공하고 동적 환경에서 결과를 측정하였기 때문에 되먹임의 효과가 떨어질 것이라 여겨진다. 따라서 이 연구는 건강한 성인을 대상으로 30%체중지지 수행력이 되먹임 형태와 보행보조도구에 따라 차이를 알아보고 이를 통해 효과적인 훈련방법을 제안하기 위해 실시되었다.

겨드랑이 목발과 바퀴보행기별로 부분 체중지지의 목표인 30%체중지지를 정확히 수행할 수 있는지를 알아보기 위해 되먹임 직후에 힘판을 이용하여 측정한 결과, 동적 되먹임을 받고 겨드랑이 목발로 부분 체중지지를 실시한 경우(32.45%체중지지)만이 30%체중지지를 수행할 수 있었다[표 2].

부분 체중지지비율이 높은 경우(예, 80% 또는 90%)는 목표달성이 어렵지 않다[10][19]. 하지만 목표 %체중지지가 낮은 경우는 이 연구처럼 정확한 체중지지를 수행하기 힘들다. 대부분 목표보다 더 높은 체중지지를 보인다[5][12][15]. 이와 반대로 Malviya 등[9]은 25%체중지지를 목표로 하여 연구한 결과 훈련 직후 좋은 재현성을 보인다고 보고하였다. 하지만 측정이 정적인 상태에서 이루어졌기 때문에 이 연구의 결과에 직접 비교하기 어렵다.

이 연구에서는 30%체중지지의 정확성을 높이기 위

한 되먹임 방법으로 동적 되먹임과 정적 되먹임을 제공하였다. 또한 체중계를 이용하여 되먹임을 제공하고 힘판을 이용하여 되먹임의 효과를 측정된 연구와는 다르게 힘판을 이용하여 되먹임을 제공하였다. 그 결과, 정적 되먹임을 제공한 경우에 비해 동적 되먹임을 제공한 경우는 유의하게 %체중지지가 낮았다[표 3]. 즉, 동적 되먹임을 제공한 경우가 30%체중지지를 더욱 잘 수행하였다고 볼 수 있다. 이는 부분 체중지지가 보행 중에 필요한 사항이기 때문에 훈련 시에도 동적인 되먹임을 제공하는 것이 필요함을 보여주는 것이다. 운동학습 효과를 높이기 위해 되먹임을 제공되고 있다. 훈련 수행 시보다 훈련 후(결과에 대한 지식)에 제공되는 것이 운동학습 효과를 높인다고 Winstein 등[20]은 보고하였다. 또한, 되먹임 빈도에 대한 이전 연구들에 의하면 매 훈련 시마다 되먹임을 제공하는 것(100% 제공)보다 되먹임 빈도를 줄이는 것(예, 50% 또는 30% 제공)이 운동학습 효과를 더욱 높인다[21]. 되먹임 빈도를 줄이며, 대상자가 되먹임에 만 의존하지 않고 오류에 대한 인지적 처리과정을 더욱 이용할 수 있어 운동학습 효과가 높아지는 것으로 여겨진다. 이를 반영하여, 이 연구에서도 동적 되먹임의 빈도를 매회 제공하지 않고 반응후 되먹임(postresponse feedback)을 적용해 빈도를 줄여 준 것[20]이 더욱 30%체중지지의 정확성을 높이는 데 기여한 것으로 생각된다. 또한 이 연구에서는 훈련 직후의 30%체중지지 수행력뿐만 아니라 보유능력을 알아보기 위해 되먹임 훈련 3일 후에 재검사를 실시한 결과[표 5], 훈련 직후와 훈련 3일후 사이 유의한 차이를 보이지 않았다. Pataky 등[22]과 Winstein 등[20]의 연구에서도 이 연구와 같은 결과를 보였다. 원인은 알 수 없지만, 훈련 직후에 과도하게 체중지지를 하는 경우 보유 검사에서도 과도하게 체중지지를 하는 현상을 Ebert 등[10]도 보고하였다. 따라서 초기에 적절한 되먹임 훈련을 통해 목표 %체중지지의 정확성을 높이는 것이 중요할 것이다.

Youdas 등[16]은 목발을 이용하는 것이 보행기 또는 지팡이를 이용하는 것보다 목표 %체중지지를 달성하는 것이 쉽다고 하였다. Holder 등[23]은 표준 또는 바퀴보행기보행을 하는 경우에 비해 목발보행을 하는 경

우는 에너지 소모가 많고 보행속도가 느리다고 하였다. 이 연구에서도 보행보조도구의 형태에 따른 30%체중지지 수행력의 차이를 알아본 결과, 바퀴보행기를 이용한 보행보다 겨드랑이 목발보행을 하는 경우에 %체중지지가 유의하게 낮았다. 훈련 직후 측정에서, 바퀴보행기를 이용하여 보행하는 경우는 보행속도가 느리고 입각기에 있는 비율이 높았다. 즉, 바퀴보행기를 이용하는 경우는 오른발이 입각기에 오래 머물러 보행속도가 떨어지고 이로 인해 %체중지지가 높아지는 것으로 여겨진다.

이상으로 볼 때, 30%체중지지의 정확성을 높이기 위한 되먹임 교육 시 동적 되먹임을 적용하는 것이 필요하며, 바퀴보행기보다는 목발을 이용하는 것이 더욱 효과적일 것으로 여겨진다. 하지만, 낙상의 위험이 있고 좀 더 균형능력이 떨어지는 환자 특히, 노인 같이 보행기[24]를 이용해야만 하는 경우는 목표 %체중지지의 정확성을 높이기 위해서 동적 되먹임을 위한 훈련시간 증가 같은 다른 대안적인 방법을 고려해야할 것이다.

이 연구는 건강한 20대 성인을 대상으로 하였기 때문에 부분 체중지지가 필요한 환자에게 일반화하는데 제한점이 있다. 왜냐하면 환자인 경우 부종, 통증, 또는 근력약화가 있을 수 있고 이로 인해 부분 체중지지의 정확성이 영향을 받기 때문이다[11]. 향후의 연구에서는 임상에서 흔히 사용되는 저울을 이용한 동적 되먹임으로도 부분 체중지지의 정확성이 높아지는지를 알아보는 연구가 필요할 것이다.

## V. 결론

이 연구는 건강한 성인을 대상으로 되먹임과 보행보조도구의 형태에 따라 30%체중지지의 정확성을 알아보기 위해 실시되었다. 30%체중지지의 정확성은 정적 되먹임보다는 동적 되먹임이 바퀴보행기보다는 겨드랑이 목발을 이용하는 것이 높았다. 따라서 가능한 경우 겨드랑이 목발을 이용하여 동적 되먹임을 통한 %체중지지를 교육하는 것이 필요할 것으로 생각된다.

참 고 문 헌

- [1] A. Vasarhelyi, T. Baumert, C. Fritsch, W. Hopfenmüller, G. Gradl, and T. Mittlmeier, "Partial weight bearing after surgery for fractures of the lower extremity: Is it achievable?," *Gait & Posture*, Vol.23, No.1, pp.99-105, 2006.
- [2] M. H. Cameron and L. G. Monroe, "*Physical Rehabilitation: Evidence-based examination, evaluation, and intervention*", St. Louis, Saunders Co., pp.209-210, 2007.
- [3] W. B. Robertson, H. Gilbey, and T. Ackland, *Standard practice exercise rehabilitation protocols for Matrix Induced Autologous Chondrocyte Implantation Femoral Condyles*, Hollywood Functional Rehabilitation Clinic Pub, 2004.
- [4] G. Rubin, O. Monder, R. Zohar, A. Oster, O. Konra, and N. Rozen, "Toe-touch weight bearing: myth or reality?," *Orthopedics*, Vol.11, No.10, p.729, 2010.
- [5] H. L. Hurkmans, J. B. Bussmann, R. W. Selles, E. Benda, H. J. Stam, and J. A. Verhaar, "The difference between actual and prescribed weight bearing of total hip patients with a trochanteric osteotomy: Long term vertical force measurements inside and outside the hospital," *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, Vol.88, No.2, pp.200-206, 2007.
- [6] H. L. Hurkmans, J. B. Bussmann, E. Benda, J. A. Haisma, J. A. Verhaar, and H. J. Stam, "Predictors of partial weight-bearing performance after total hip arthroplasty," *J. Rehabilitation Medicine*, Vol.42, No.1, pp.242-48, 2010.
- [7] F. B. Gray, C. Gray, and J. W. McClanahan, "Assessing the accuracy of partial weight-bearing instruction," *American Journal of orthopedics*, Vol.27, No.8, pp.558-560, 1998.
- [8] J. J. Gapsis, M. Grabis, R. M. Borrell, S. A. Menken, and M. Kelly, "Limb load monitor: Evaluation of a sensory feedback device for controlled weight bearing," *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, Vol.63, No.1, pp.38-41, 1982.
- [9] A. Malviya, J. Richards, R. K. Jones, A. Udawadia, and J. Doyle, "Reproducibility of partial weight bearing," *Injury*, Vol.36, No.4, pp.556-559, 2005.
- [10] J. R. Ebert, T. R. Ackland, D. G. Lloyd, and D. J. Wood, "Accuracy of partial weight bearing after autologous chondrocyte implantation," *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, Vol.89, No.8, pp.1528-1534, 2008.
- [11] H. V. Dabke, S. K. Gupta, C. A. Holt, P. O'Callaghan, and C. M. Dent, "How accurate is partial weight bearing?," *Clinical orthopaedics and related research*, Vol.421, pp.282-286, 2004.
- [12] A. Vasarhelyi, T. Baumert, C. Fritsch, W. Hopfenmüller, G. Gradl, and T. Mittlmeier. "Partial weight bearing after surgery for fractures of the lower extremity: Is it achievable?," *Gait & Posture*, Vol.23, No.1, pp.99-105, 2006.
- [13] I. Klöpfer-Krämer and P. Augat. "Partial weight-bearing in rehabilitation: Strategies for instruction and limitations," *Der Unfallchirurg*. Vol.113, No.1, pp.14-20, 2010.
- [14] B. C. Clark, T. M. Manini, N. R. Ordway, and L. L. Ploutz-Snyder, "Leg muscle activity during walking with assistive devices at varying levels of weight bearing," *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, Vol.85, No.9, pp.1555-1560, 2004.
- [15] S. Li, C. W. Armstrong, and D. Cipriani, "Three-point gait crutch walking: Variability in

ground reaction force during weight bearing," Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, Vol.82, No.1, pp.86-92, 2001.

[16] J. W. Youdas, B. J. Kotajarvi, D. J. Padjett, K. and R. Kaufman, "Partial weight bearing gait using conventional assistive devices," Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, Vol.86, No.3, pp.94-39, 2005.

[17] T. Perren and P. Matter, "Feedback-controlled weight bearing following osteosynthesis of the lower extremity," Swiss Surgery, Vol.2, No.6, pp.252-258, 2001.

[18] 김장환, 박윤서, 송준찬, *의지·보조기학*, 탐메 디오피아, 2006.

[19] J. R. Ebert, D. G. Lloyd, A. Smith, T. Ackland, and D. J. Wood, "The association between external-ground-reaction force and knee-joint kinetics during partial and full-weight-bearing gait," Clinical Biomechanics, Vol.25, No.4, pp.359-364, 2010.

[20] C. J. Winstein, P. S. Pohl, C. Cardinale, A. Green, L. Scholtz, and C. S. Waters, "Learning a partial-weight-bearing skill: Effectiveness of two forms of feedback," Physical Therapy, Vol.76, No.9, pp.985-993, 1996.

[21] A. Shumway-Cook and M. H. Woollacott, *Motor Control: Theory and practical application*, Lippincott Williams & Wilkins, 2001.

[22] Z. Pataky, D. De León Rodriguez, A. Golay, M. Assal, J. P. Assal, and C. A. Hauert, "Biofeedback training for partial weight bearing in patients after total hip arthroplasty," Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, Vol.90, No.8, pp.1435-1438, 2009.

[23] C. G. Holder, E. M. Haskvitz, and A. Weltman. "The effects of assistive devices on the oxygen cost, cardiovascular stress, and perception of

nonweight-bearing ambulation," J. Orthopaedic and Sports Physical Therapy, Vol.18, No.4, pp.537-542, 1993.

[24] T. Ishikura, "Biomechanical analysis of weight bearing force and muscle activation levels in the lower extremities during gait with a walker," Acta Medica Okayama, Vol.55, No.2, pp.73-82, 2001.

저 자 소 개

김 원 호(Won-Ho Kim)

정회원



- 1998년 8월 : 연세대학교 재활학과(이학석사)
- 2005년 2월 : 가톨릭대학교 대학원 보건학과(보건학박사)
- 2006년 3월 ~ 현재 : 울산과학기술 물리치료과 조교수

<관심분야> : 보건의료, 물리치료

박 은 영(Eun-Young Park)

정회원



- 1999년 2월 : 연세대학교 재활학과(이학석사)
- 2007년 2월 : 공주대학교 대학원 특수교육학과(교육학박사)
- 2008년 3월 ~ 현재 : 전주대학교 중등특수교육과 교수

<관심분야> : 특수교육, 직업재활