



■ 양대중, 장일용¹, 박승규, 이준희, 강정일, 천동환²

■ 대불대학교 보건대학 물리치료학과, ¹광주보건대학교 물리치료학과, ²목포중앙병원 물리치료실

Influence of Transition from the Half-Kneel to Standing Posture in Hemiplegic Patients

Dae-Jung Yang, PT, PhD; , Il-Yong Jang, PT, MSc¹; Seung-Kyu Park, PT, PhD; Jun-Hee Lee, PT, PhD; Jung-Il Kang, PT, PhD; Dong-Hwan Chun, PT²

Department of Physical Therapy, College of Health Science, Daebul University; Department of Physical Therapy, Gwangju Health College¹; Mokpo Jungang Hospital²

Purpose: The purpose of this study was to investigate the kinematic characteristics and muscle activities during the following two conditions: transition from half-kneel to standing on the affected leg and non-affected leg.

Methods: Twenty-one hemiplegic patients participated in the study. A motion analysis system was used to record the range of motion and angle velocity of the hip, knee and ankle from the half-kneel to the standing position. Electromyography was used to record the activity of 4 muscles.

Results: The statistical analysis showed that the minimum ROM of the hip joint was less on the affected leg during transition from half-kneel to standing. However, the minimum ROM of the knee and ankle joints was less on the non-affected leg during transition from half-kneel to standing. The angle velocity of the knee and ankle joints was less during transition from half kneeling to standing on the non-affected leg. Muscle activity of the rectus femoris and tibialis anterior was less while moving from half-kneel to the standing position on the affected leg.

Conclusion: These results show that greater activeROM of the knee and ankle was required on the affected leg for transition from half-kneel to the standing position than for normal gait. Muscle activity of the rectus femoris and tibialis anterior is normally required for movement from the half-kneel to the standing position during normal gait. Further studies are needed to investigate the antigravity movement in healthy subjects and hemiplegic patients in order to completely understand the normal and abnormal movement from the half-kneel to the standing position.

Keywords: Half-kneel posture, Hemiplegic patient, Standing posture, Motion analysis

논문접수일: 2011년 6월 30일

수정접수일: 2011년 7월 29일

게재승인일: 2011년 10월 6일

교신저자: 장일용, jgun1010@hanmail.net

1. 서론

뇌졸중 환자들의 기능 저하 및 인지 손상 등은 가정 또는 사회에서 일상생활을 하는데 중요한 문제로 부각된다. 특히 뇌졸중으로 인한 편마비 환자는 비대칭적인 자세, 비정상적인 신체의 균형, 체중을 이동하는 능력의 결함 및 섬세한 기능을 수행하는 특수한 운동요소의 상실 등의 운동장애의 문제점이 있다.¹ 현재

편마비 환자의 치료는 균형과 이동에 영향을 주는 기능향상과 감각 손상 및 인지회복에 중점을 두고 있다. 사람들의 일상생활 동작은 환경적 요소, 생활습관 등에 영향을 받는다. 그러므로 효과적인 재활을 위해서는 환경적 요소와 생활습관을 고려하여 적절한 치료를 제공하는 것이 중요하다.²

뇌졸중으로 인한 편마비 환자는 감각장애, 지각상실 및 운동장애를 갖는데 그로 인해 일상생활을 위해 필요한 활동들(일

어서기, 걷기 등)의 수행에 제한을 받게 된다.³ 그 중 일어서기 동작은 잦은 일상생활동작일 뿐만 아니라, 보행과 같은 기능적인 활동을 하기 위하여 선행이 되는 중요한 동작이다.⁴ 그러므로 편마비 환자들에게 일어서기 동작은 독립적인 생활을 유지하기 위한 필수 요소라 할 수 있다.⁵ 그러나 병원에서 재활기간 동안 의자에서 일어서기 동작만을 연습한 환자는 퇴원하여 바닥에서 일어서기 동작을 수행하지 못하여 일상생활에 많은 지장을 받게 된다. 이는 입식생활이 많은 서양에 비해 좌식생활이 많은 동양에서는 의자나 침대에서 일어서기뿐만 아니라 바닥에서 일어서기의 운동재활도 필요함을 말하고 있다.

편마비 환자에게 올바른 기립자세를 유지하고 양측 다리에 체중을 대칭적으로 분배하는 것은 중요하다.⁶ 하지만 대부분의 편마비 환자는 균형조절에 어려움을 겪게 되는데, 서있는 동안 자세동요가 증가하고, 마비측으로 체중지지를 자발적으로 피하게 되며 이로 인해 양측 다리에 균형 잡힌 안정자세를 취하지 못하게 되어 움직임이 감소되고 낙상률을 증가된다.⁷ 이로 인해 뇌졸중 후 6개월 이내에 적어도 한 번 이상은 넘어지는 경험을 하게 한다고 보고하였다.⁸ 마비측 다리와 비마비측 다리의 체중 지지율 차이에 대한 연구에서 Eng와 Chu⁹는 편마비 환자가 일어서기 동작을 수행 할 때 마비측 다리에 41.5%, 비마비측 다리에 65%의 체중을 지지하여 편마비 환자의 마비측 다리와 비마비측 다리가 불균형임을 보고하였다. Hamman 등¹⁰은 편마비 환자의 운동재활에 있어 양측 다리에 균등한 체중부하를 통하여 기립 자세의 균형을 회복하고, 대칭적인 보행을 하게 되는 것이 가장 이상적인 목표라 하였다. 따라서 편마비 환자의 보행 훈련 이전에 일어서기 동작 동안 양측 다리에 균등한 체중지지를 유도해야 한다. 일어서기 동작을 수행하는 동안 발의 위치는 한 지지면에서 또 다른 지지면으로 체중을 이동시킬 때 매우 중요하다. 이는 또한 다리에서의 근력 생성패턴과 타이밍에 영향을 주는 중요한 요인이다.¹¹ 발의 위치에 따른 편마비 환자의 일어서기 동작에 대한 연구에서 마비측 다리의 체중지지율은 발이 전방, 중간, 후방 위치에 놓여 있음에 따라 각각 32.45%, 35.95%, 38.38%로 나타났고, 발을 후방 위치에 두고 일어섰을 때 가장 적은 시간이 소요 되었다. 따라서 양측 다리에 균등한 체중지지를 위해 발의 위치를 후방에 두는 것이 바람직하다고 보고되었다.¹²

Kwon 등¹³은 바닥에서 일어서기 동작을 사람이 일상적인 활동을 시작하는 첫 단계이며 물리치료가 편마비 환자의 운동장애를 치료하는데 중요한 목표점이 된다고 하였다. 사람들은 연령, 환경적 요소 및 생활습관에 따라 이런 동작에서 다양한 형태를 나타낸다. 물리치료사들은 편마비 환자들에게 바닥에서 일어서기 동작을 많이 훈련시키고 있으며, 이를 위한 보다 나은 방법을 찾기 위해 많은 연구를 시도하고 있지만, 아직까지

이에 대한 연구는 부족하다. 따라서 본 연구의 목적은 편마비 환자의 바닥에서 일어서기 동작 중 마비측 다리 또는 비마비측 다리를 앞으로 지지한 반 무릎서기 자세에서 일어서기 동작의 수행이 지지한 다리에 어떤 영향을 미치는지를 알아보는 것이다. 첫 번째는 일어서는 동안 앞으로 지지한 다리에서 엉덩관절, 무릎관절, 발목관절의 최대 각도와 최소 각도 및 각속도를 알아보는 것이고, 두 번째는 일어서는 동안 앞으로 지지한 다리의 넙다리곧은근, 넙다리두갈래근, 앞정강근, 안쪽장딴지근의 근활성도를 알아보는 것이다. 이를 통해 마비측과 비마비측 간에 서로 비교하고자 한다.

II. 연구방법

1. 연구대상

본 연구는 광주 Y 병원, 전남 목포 J 병원에서 입원중인 뇌졸중으로 인한 편마비 환자를 대상으로 실시하였다. 대상자는 발병 후 1년 이상 경과하고, 반 무릎서기 자세에서 일어서기 동작이 가능하고, 기타 근육뼈대계통 질환이 없으며, 연구자의 지시를 원활히 수행할 수 있는 사람으로 선정되었다. 모든 연구 대상자는 본 연구의 목적과 의의를 충분히 이해한 후 연구에 참여하였다. 대상자들의 일반적인 특성은 남자가 14명, 여자가 7명으로 총 21명이고, 평균 연령은 59.6세이며, 평균 신장은 165 cm이고 체중은 64.8 kg이다. 본 연구를 시행하기 전까지의 발병기간은 평균 25개월이고, 진단에서는 뇌경색이 13명, 뇌출혈이 8명이었고, 좌측 편마비가 7명, 우측 편마비가 14명이었다.

2. 실험방법

1) 실험설계

본 연구는 편마비 환자 21명을 대상으로 실시하였다. 각각의 대상자는 비마비측 다리를 앞으로 지지한 반 무릎서기 자세와 마비측 다리를 앞으로 지지한 반 무릎서기 자세에서 일어서기 동작을 실시하였다. 이때 동작분석 시스템을 사용하여 앞으로 지지한 다리의 엉덩관절, 무릎관절, 발목관절 최대 각도와 최소 각도 및 각속도를 측정하여 마비측과 비마비측 간에 서로 비교하였다. 그리고 근전도를 사용해서 넙다리곧은근, 넙다리두갈래근, 앞정강근, 안쪽장딴지근의 근활성도를 측정하여 마비측과 비마비측 간에 서로 비교하였다.

2) 측정

(1) 운동학적 분석

본 연구에서 앞으로 지지한 다리의 엉덩관절, 무릎관절, 발목관절

운동학 자료는 동작 분석 시스템(LUKOtronic AS202, Lutz-Kovacs-Electronics, Innsbruck, 오스트리아)을 사용하여 분석되었다. 이 시스템은 6개의 적외선 카메라와 동적 적외선 피부 마커로 구성되고 마커의 움직임은 100 Hz로 포착되었다. 측정을 위해 마커는 마비측과 비마비측 다리의 위 앞 엉덩뼈가시, 큰돌기, 넙다리뼈의 가쪽위관절용기, 정강뼈의 가쪽복사 및 5번째 발 허리뼈 머리에 부착하였다. 엉덩관절 각도는 위 앞 엉덩뼈가시와 큰돌기 및 넙다리뼈의 가쪽위관절용기를 잇는 선사이의 각도, 무릎관절 각도는 큰돌기와 넙다리뼈의 가쪽위관절용기 및 정강뼈의 가쪽복사를 잇는 선 사이의 각도, 그리고 발목 관절각도는 넙다리뼈의 가쪽위관절용기와 정강뼈의 가쪽복사 및 5번째 발 허리뼈 머리를 잇는 선사이의 각도로 정의하였다.

(2) 근전도 분석

앞으로 지지한 다리의 넙다리곧은근, 넙다리두갈래근, 앞정강근, 안쪽장딴지근의 근전도 신호 수집과 신호처리를 위해 MP100WSW (With TEL 100C RF, Biopac System Inc., 미국)을 사용하였다. 전극은 이극 표면전극(Biopac System Inc., 미국)을 사용하였다. 신호의 표본수집률은 1000 Hz로 설정하였으며, 250~500 Hz 주파수 영역 필터(bandwidth)와 60 Hz 노치필터(notch filter)이 이용하였다. 근전도의 신호 저장과 신호처리를 위해서 AcqKnowledge 3.9.1 소프트웨어를 사용하였다.

각 근육의 활성전극(active electrode)은 각 근육의 지배 영역(innervation zone)에 부착하였으며, 기준전극(reference electrode)은 각 근육의 섬유 배열과 평행하게 활성전극과 25 mm거리로 몸 쪽에 부착하였다.¹⁴⁻¹⁶ 표면 근전도 신호에 대한 피부 표면의 저항을 제거하기 위해서 면도칼로 제모 후, 소독용 알코올로 피부 지방을 제거하고, 전극을 피부에 부착하고 전극을 가볍게 눌러 전극 내 근전도용 전해질 젤(electrolytic gel)이 피부와 전극 사이에서

유지되게 하였다. 접지전극(ground electrode)은 비마비측 팔의 손목 뒤면에 부착하였다. 전극이 신호 잡음(signal noise)없이 해당 근육의 신호를 적절히 수집하고 있는지를 알아보기 위해 근전도 신호 확인 과정을 수행하였다. 본 연구에서는 근육의 활동전위를 정량화하기 위하여 평균제곱(Root Mean Square, RMS)을 계산하였다. 대상자가 반 무릎서기 자세에서 일어서기 동작을 수행하는 동안 앞으로 지지한 다리의 각 근육에 대한 근활성도를 수집하였다. RMS는 각 근육에서 3회 측정하였으며, 각 회간 30초, 각 자세간 5분의 휴식을 가졌다. 마비측과 비마비측다리의 각 근육 RMS를 비교하기 위해 뒤에 위치한 다리가 바닥에서 무릎 떨어지기 시점에서 2초 동안 RMS의 중앙값(median values)을 수집하였으며, 3회 평균 값을 계산하였다.

3. 실험절차

1) 반 무릎서기 자세 설정

(1) 마비측 다리 반 무릎서기 자세

테이블을 잡고 마비측 다리를 앞으로 지지한 반 무릎서기 자세로서 이 자세에서 일어서기 동작을 수행하는 동안 마비측 다리에 체중을 지지하도록 한다.

(2) 비마비측 다리 반 무릎서기 자세

테이블을 잡고 비마비측 다리를 앞으로 한 반 무릎서기 자세로서 이 자세에서 일어서기 동작을 수행하는 동안 비마비측 다리에 체중을 지지하도록 한다.

2) 일어서기 동작 설정

(1) 시작 동작(Initiating movement)

앞으로 지지한 다리는 엉덩관절과 무릎관절을 약 90°정도 굽힘을 하고, 발목관절도 약 90°정도 등쪽 굽힘을 하여 발바닥이

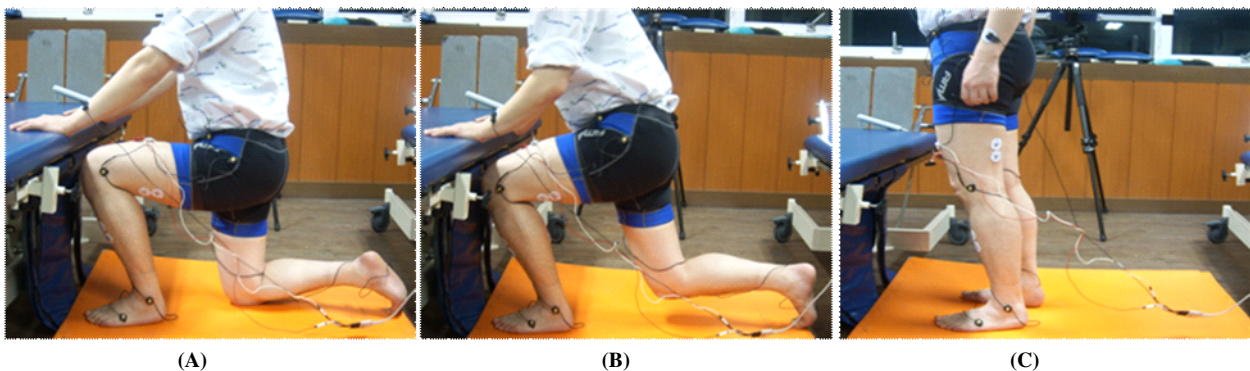


Figure 1. Transition from the half-Kneel posture to standing posture.

- (A) Initiating movement
- (B) Knee off movement
- (C) Terminal movement

지면에 완전히 닿도록 하였다. 뒤에 위치한 다리는 엉덩관절을 지면에 수직으로 하고, 무릎관절은 약 90°로 굽힘을 하여 무릎이 지면에 닿도록 하고, 발목관절은 편안하게 발바닥쪽 굽힘을 하여 발등이 지면에 닿도록 하였다(Figure 1A).

(2) 무릎 떨어지기 동작(Knee off movement)

무릎 떨어지기 시점은 반 무릎서기 자세에서 일어서기 동작을 수행할 때 뒤에 위치한 다리의 무릎이 지면에서 떨어지는 동작으로 정의하였다(Figure 1B).

(3) 마지막 동작(Terminal movement)

대상자는 지면에 양 발이 나란히 놓이도록 하고, 엉덩관절과 무릎관절을 펴고, 양 팔을 자연스럽게 늘어뜨리고 정면을 바라보도록 교육하였다(Figure 1C).

3) 실험 순서

반 무릎서기 자세에서 일어서기 동작 수행 시 낙상의 위험 때문에 앞에 놓인 높이가 조정되는 테이블을 비마비측 손으로 잡고 일어섰다. 테이블의 높이는 각 대상자가 반 무릎서기 자세를 취하고 팔꿈관절을 굽혔을 때 지면으로부터 자신의 팔꿈관절까지 높이와 동일하게 하였다. 그리고 한 명의 실험 보조자는 대상자의 낙상에 대비하여 동작 수행 시 대상자를 가까이에서 관찰하였다. 실험순서는 다음과 같았다. 첫 번째, 대상자는 마비측 다리를 앞으로 지지한 반 무릎서기 자세를 시작 자세로 하고, 무릎 떨어지기 동작을 거쳐 마지막 동작을 시행한다. 두 번째, 동일 대상자는 비마비측 다리를 앞으로 지지한 반 무릎서기 자세를 시작 자세로 하고, 무릎 떨어지기 동작을 거쳐 마지막 동작을 시행한다.

4. 통계학적 분석

본 연구에서의 실험결과 처리는 SPSS 16.0을 사용하였으며, 모든 종속 변수는 기술통계를 사용하여 평균과 표준편차를 산출하였다. 모든 변수는 기술통계를 사용하여 평균과 표준편차를 산출하였다. 측정값들의 정규분포 여부를 알아보기 위하여 콜모고로프-스미노프(Kolmogrov-Smirnov)검정을 하였다. 모든 수집된 자료는 정규성 분포를 만족하였다. 유의수준은 $p < 0.05$ 로 설정하였다.

반 무릎서기 자세에서 일어서기 동작 수행 동안 엉덩관절, 무릎관절, 발목관절의 최소 각도, 최대 각도와 무릎 떨어지기 동작 시점에서 엉덩관절, 무릎관절, 발목관절의 각속도가 마비측과 비마비측간에 유의한 차이가 있는지를 알아보기 위해 대응표본 t-검정을 시행하였다. 무릎 떨어지기 동작 시점부터 2초 동안 넙다리곧은근, 넙다리두갈래근, 앞정강근, 안쪽장딴지근의

근활성도가 각 자세 간에 유의한 차이가 있는지를 알아보기 위해 대응표본 t-검정을 시행하였다.

III. 결과

1. 마비측과 비마비측 다리의 각도 비교

1) 엉덩관절, 무릎관절, 발목관절의 최소 각도

일어서기 동작을 수행하는 동안 마비측 반 무릎서기 자세에서 엉덩관절의 최소 각도는 $42.33 \pm 9.92^\circ$, 비마비측 반 무릎서기 자세에서는 $53.24 \pm 13.15^\circ$ 로 자세 간 유의한 차이가 있었다 ($p < 0.05$). 무릎관절의 최소 각도는 마비측 반 무릎서기 자세에서 $84.23 \pm 13.09^\circ$, 비마비측 반 무릎서기 자세에서 $76.96 \pm 7.43^\circ$ 로 자세 간 유의한 차이가 있었다($p < 0.01$). 발목관절의 최소 각도는 마비측 반 무릎서기 자세에서 $92.97 \pm 9.91^\circ$, 비마비측 반 무릎서기 자세에서 $81.41 \pm 6.93^\circ$ 로 자세 간 유의한 차이가 있었다($p < 0.01$)(Table 1).

Table 1. Minimum of angle during half-kneel to stand (n=21) (unit: °)

	Affected side	Non-affected side	t	p'
	M±SD	M±SD		
Hip joint	42.33±9.92	53.24±13.15	2.52	0.02*
Knee joint	84.23±13.09	76.96±7.43	-2.95	0.01†
Ankle joint	92.97±9.91	81.41±6.93	-5.02	0.00†

* $p < 0.05$

† $p < 0.01$

2) 엉덩관절, 무릎관절, 발목관절의 최대 각도

일어서기 동작을 수행하는 동안 마비측 반 무릎서기 자세에서 엉덩관절의 최대 각도는 $114.08 \pm 34.15^\circ$, 비마비측 반 무릎서기 자세에서 $109.34 \pm 35.51^\circ$ 로 자세 간 유의한 차이가 없었다 ($p > 0.05$). 무릎관절의 최대 각도는 마비측 반 무릎서기 자세에서 $160.28 \pm 13.68^\circ$, 비마비측 반 무릎서기 자세에서 $153.92 \pm 10.23^\circ$ 로 자세 간 유의한 차이가 없었다($p > 0.05$). 발목관절의 최대 각도는 마비측 반 무릎서기 자세에서 $111.40 \pm 23.32^\circ$, 비마비측 반 무릎서기 자세에서 $102.99 \pm 5.88^\circ$ 로 자세 간 유의한 차이가 없었다($p > 0.05$)(Table 2).

2. 마비측과 비마비측 다리의 엉덩관절, 무릎관절, 발목관절 각속도 비교

무릎 떨어지기 동작에서 엉덩관절의 각속도는 마비측 반 무릎서기 자세에서 $97.34 \pm 46.43^\circ/\text{sec}$, 비마비측 반 무릎서기 자세에서

Table 2. Maximum of angle during half-kneel to stand (n=21) (unit: °)

	Affected side	Non-affected side	t	p'
	M±SD	M±SD		
Hip joint	114.08±34.15	109.34±35.51	-0.56	0.59
Knee joint	160.28±13.68	153.92±10.23	-1.71	0.10
Ankle joint	111.40±23.32	102.99±5.88	-0.17	0.11

73.90±28.69°/sec로 자세 간 유의한 차이가 없었다(p>0.05). 무릎관절의 각속도는 마비측 반 무릎서기 자세에서 109.36±40.40°/sec, 비마비측 반 무릎서기 자세에서 85.02±32.01°/sec로 각 자세 간 유의한 차이가 있었다(p<0.01). 발목관절의 각속도는 마비측 반 무릎서기 자세에서 46.60±25.87°/sec, 비마비측 반 무릎서기 자세에서 35.59±19.23°/sec로 각 자세 간 유의한 차이가 있었다(p<0.05)(Table 3).

Table 3. Velocity of angle at knee off (n=21) (unit: °/sec)

	Affected side	Non-affected side	t	p'
	M±SD	M±SD		
Hip joint	97.34±46.43	73.90±28.69	-2.04	0.06
Knee joint	109.36±40.40	85.02±32.01	-2.45	0.00 [†]
Ankle joint	46.60±25.87	35.59±19.23	-2.32	0.03*

*p<0.05

†p<0.01

3. 마비측과 비마비측 다리의 근활성도 비교

넙다리곧은근의 근활성도는 마비측 반 무릎서기 자세에서 0.11±0.04 mV, 비마비측 반 무릎서기 자세에서 0.17±0.05 mV로 각 자세 간 유의한 차이가 있었다(p<0.01). 넙다리두갈래근의 근활성도는 마비측 반 무릎서기 자세에서 0.15±0.06 mV, 비마비측 반 무릎서기 자세에서 0.16±0.07 mV로 각 자세 간 유의한 차이가 없었다(p>0.05). 앞정강근의 근활성도는 마비측 반 무릎서기 자세에서 0.17±0.12 mV, 비마비측 반 무릎서기 자세에서 0.25±0.14 mV로 각 자세 간 유의한 차이가 있었다(p<0.05). 안쪽장판지근의 근활성도는 마비측 반 무릎서기 자세에서 0.16±0.12 mV, 비마비측 반 무릎서기 자세에서 0.16±0.12 mV로 각 자세 간 유의한 차이가 없었다(p>0.05)(Table 4).

IV. 고찰

편마비 환자가 마비측 다리 또는 비마비측 다리를 지지한 반

Table 4. Muscle activity at knee off (n=21) (unit: mv)

	Affected side	Non-affected side	t	p'
	M±SD	M±SD		
RF	0.11±0.04	0.17±0.05	-2.53	0.00 [†]
BF	0.15±0.06	0.16±0.07	-0.02	0.29
TA	0.17±0.12	0.25±0.14	-2.11	0.03*
GM	0.16±0.12	0.16±0.12	-0.73	0.42

*p<0.05

†p<0.01

RF: rectus femoris

BF: biceps femoris

TA: tibialis anterior

GM: gastrocnemius medialis

무릎서기 자세에서 일어서기 동작을 수행하는 과정에서 비마비측 다리를 앞으로 지지한 반 무릎서기 자세에서 일어서기 동작 수행 시 발목관절과 무릎관절의 각도는 시작 동작부터 무릎 떨어지기 동작까지는 거의 변화가 없었고, 무릎 떨어지기 동작부터 마지막 동작까지 각도가 증가함을 볼 수 있었다. 하지만, 엉덩관절 각도는 시작 동작부터 무릎 떨어지기 동작까지 감소하였고, 무릎 떨어지기 동작부터 마지막 동작까지 증가하였다. 그리고 마비측 다리를 앞으로 지지한 반 무릎서기 자세에서 일어서기 수행 시, 무릎 떨어지기 동작에서부터 발목관절과 무릎관절의 각도는 감소하지 않았으며 일어서기 동작을 수행하는 동안 계속 증가함을 볼 수 있었다. 그리고 엉덩관절 각도는 시작 동작부터 무릎 떨어지기 동작까지 약간 감소하다가 그 이후에 계속 증가하였다.

Engardt¹⁷의 연구에서 건강한 사람이 일어서기 동작을 수행하는 동안 체중지지율이 오른쪽 다리에 50.5%, 왼쪽 다리에 49.7%로 나타나 양측 다리에 대칭적인 체중지지를 보였다. 그러나 대부분의 편마비 환자들은 양측 다리에 비대칭적인 체중지지를 보인다. 편마비 환자가 일어서기 동작을 수행하는 동안 체중지지율을 연구한 문헌을 보면 Shumway-cook 등¹⁸은 총 체중의 30%, Sackley¹⁹는 39%, Bohanon과 Larkin²⁰은 20%, Engardt 등²¹은 37%, Kim²²은 38.4%를 마비측 다리로 체중지진다고 보고하였다. 그러므로 본 연구에서 마비측 다리를 앞으로 한 반 무릎서기 자세에서 일어서기 동작 수행 시 무릎 떨어지기 동작 전까지 발목관절과 무릎관절 각도의 감소가 나타나지 않은 이유는 마비측 다리의 활용학습 및 체중이동 능력의 저하 때문일 것으로 사료되며, 따라서 Lane²³는 편마비 환자의 마비측 다리로 체중 이동시키는 능력을 증진시키는 것은 물리치료의 목표 중의 하나로 강조하였으며, 이것은 정상적인 운동양상을 촉진하고 과도한 근육 긴장도를 감소시킨다고 하였다.

본 연구에서는 반 무릎서기 자세에서 일어서기 동작을 수행하는 동안 체중을 지지한 다리가 비마비측일 때와 비교하여 마

비측일 때 엉덩관절의 최소각도는 유의하게 감소하였으며 ($p<0.05$), 무릎관절과 발목관절의 최소각도는 유의하게 증가하였다($p<0.01$). 신체적 안정성을 위한 균형 조절은 엉덩관절과 무릎관절, 발목관절이 중요한 역할을 수행한다. 특히 신체 흔들림의 범위가 큰 경우에는 엉덩관절이 주로 작용하며, 흔들림이 작은 경우에는 주로 무릎관절과 발목관절이 작용한다.²⁴⁻²⁵ 본 연구에서 뒤에 위치한 다리의 무릎 떨어지기(knee-off) 동작에서 앞으로 지지한 다리가 비마비측 일 때와 비교하여 마비측 일 때, 무릎관절의 각속도가 유의하게 증가하였다($p<0.01$). Barnes²⁶는 운동속도변화에 따라 운동단위의 신경학적 활동양상도 다르며, Sogaard 등²⁷은 각속도가 증가하면 운동단위(motor unit, MU)의 동원수가 감소한다고 보고하였다. 특히 각속도 증가에 따라 감소되는 이유로 느린속도의 운동에는 근육의 완서근과 속근 모두 근수축에 동원되지만, 빠른속도의 운동에는 속근만 근수축에 동원되기 때문이라고 하였다.²⁸

또한 본 연구에서 반 무릎서기 자세에서 일어서기 동안 반 무릎서기 자세에서 일어서기 동작을 수행하는 동안 체중을 지지한 다리가 비마비측 일 때와 비교하여 마비측 일 때, 넓다리곧은근의 근활성도가 유의하게 작게 나타났다($p<0.05$). Aagaard 등²⁹의 연구를 보면 건강한 사람의 무릎관절 굽힘근과 폼근 비율은 각속도와 관계없이 비교적 일정한 값을 유지한다. 반면 뇌졸중으로 인한 만성 편마비 여성 환자의 다리 등속성 근력에 관한 연구에서 편마비 환자의 다리 관절 각속도가 증가함에 따라 무릎관절 굽힘근과 폼근 비율이 증가하였고, 이는 각속도가 증가됨에 따라 무릎관절 굽힘근과 폼근의 근활성도가 모두 감소되지만 그 폭이 굽힘근보다 폼근에서 더 크게 나타나기 때문에, 각속도의 증가에 따라서 무릎관절 굽힘근과 폼근 비율이 증가한다는 것을 보여준다.³⁰ 따라서 각속도와 근활성도의 관계를 볼 때, 본 연구에서 마비측 다리를 앞으로 지지한 반 무릎서기 자세에서 일어서기 동작을 수행하는 동안 넓다리곧은근의 근활성도 감소는 무릎관절 각속도의 증가에 기인한 것으로 사료된다.

본 연구에서 뒤에 위치한 다리의 무릎 떨어지기(knee-off)시점에서 앞으로 지지한 다리가 비마비측 일 때와 비교하여 마비측 일 때, 발목관절의 각속도 역시 유의하게 크게 나타났다($p<0.05$). McNair 등³¹의 연구에서 발목의 빠른 각속도 움직임은 발목 근육의 신장으로 인해 발목관절의 최대 수동힘(passive force)과 뻣뻣함(stiffness)이 증가하였고, 이는 발목관절의 손상 위험성을 증가시킬 것이라고 제안하였다. Daubney와 Culham³²은 낙상위험도가 큰 사람과 작은 사람의 근력을 비교해 본 결과 발목관절 등쪽 굽힘근에서 유의한 차이를 보인다고 보고하였다. 이와 유사하게 본 연구에서 비마비측 앞정강근에 비해 마비측 앞정강근의 근활성도가 유의하게 작게 나타났다($p<0.05$). 인체에서 발목 관절과 발의 일차적 기능은 자세

동요에 대한 균형조절과 보행 시 충격을 흡수하는 것이다. 그러나 편마비 환자는 마비측 발목의 고유수용성 감각이 손상되어 자세 동요가 더욱 커지게 되며, 이 때문에 균형과 보행에 문제를 일으킨다고 제안하였다.³³⁻³⁴ 또한 선행연구에서 신체 동요의 범위가 작은 경우에는 균형 조절을 위해 발목관절이 작용하게 되며 이러한 작용을 위해서는 충분한 관절가동범위가 필요하다고 하였다.²⁴⁻²⁵ 그러므로 뇌졸중 환자의 균형과 자세조절 능력 회복을 위해 발목의 유연성 및 근력 증진 운동, 고유수용성 조절 훈련이 필요하다. 본 연구에서 편마비 환자가 반 무릎서기 자세에서 일어서기 동작을 수행한 결과 마비측 다리와 비마비측 다리간에 엉덩관절, 무릎관절, 발목관절의 최소각도에서 유의한 차이가 있었고, 무릎관절과 발목관절의 각속도에서도 유의한 차이가 있었다. 또한 넓다리곧은근과 앞정강근의 근활성도에도 유의한 차이가 있었다는 결과를 얻을 수 있었다. 이를 토대로 반 무릎서기 자세에서 일어서기 동작을 수행하는 것이 앞으로 지지한 다리의 발목관절과 무릎관절가동범위 및 넓다리곧은근, 앞정강근의 근활성도에 영향을 미친다는 결론을 얻을 수 있었다. 그러나 반 무릎서기 자세에서 일어서기 동작은 편마비 환자에게 어려운 과제이며 낙상에 대한 위험을 감소시키기 위해 비마비측 손으로 테이블을 잡고 보조를 받은 본 연구의 제한점으로 남는다. 그러므로 임상적으로 더 유용한 자료가 되기 위해서는 본 연구를 토대로 손으로 보조함이 없이 반 무릎서기 자세에서 일어서기 동작 수행 시 마비측 다리와 비마비측 다리의 체중지지율에 대한 연구와 더불어 편마비 환자와 건강한 사람의 반 무릎서기 자세에서 일어서기에 대한 비교 등의 연구가 이루어져야 될 것이다.

V. 결론

본 연구는 편마비 환자가 반 무릎서기 자세에서 일어서기 동작을 수행하는 동안 마비측 다리와 비마비측 다리를 각각 앞으로 지지하고 일어설 때 3차원 동작분석기와 근전도를 이용하여 다리 관절의 운동형상학적 요소와 근활성도 변화를 측정하여 비교하였다. 그 결과 마비측다리와 비마비측다리의 관절 최소 각도와 각속도 및 근활성도에 유의한 차이가 있었다. 편마비 환자가 반 무릎서기 자세에서 일어서기를 수행할 때 앞으로 지지한 다리가 비마비측 일 때 보다 마비측 일 때 엉덩관절의 최소 각도는 유의하게 작게 나타났으며($p<0.05$), 무릎관절과 발목관절의 최소 각도는 유의하게 크게 나타났고($p<0.01$), 엉덩관절, 무릎관절, 발목관절의 최대 각도는 유의한 차이가 없었다($p>0.05$). 또한 마비측 일 때 무릎 떨어지기 동작에서 엉덩관절의 각속도는 유의한 차이가 없었지만($p>0.05$), 무릎관절과 발목관절의 각

속도는 유의하게 크게 나타났으며($p < 0.05$), 넙다리두갈래근과 안쪽장딴지근의 근활성도는 유의한 차이가 없었지만($p > 0.05$), 넙다리곧은근과 앞정강근의 근활성도는 유의하게 작게 나타났다($p < 0.05$).

따라서 본 연구에서 편마비 환자가 반 무릎서기 자세에서 일어서기 동작을 수행하는 것이 앞으로 지지한 다리의 발목관절과 무릎관절가동범위 및 넙다리곧은근, 앞정강근의 근활성도를 증진시킨다는 결론을 얻을 수 있었다. 본 연구를 토대로 손으로 보조함이 없이 반 무릎서기 자세에서 일어서기 동작 수행 시 마비측 다리와 비마비측 다리의 체중지지율에 대한 연구와 더불어 편마비 환자와 건강한 사람의 반 무릎서기 자세에서 일어서기에 대한 비교 등의 연구가 이루어져야 될 것이다.

Author Contributions

Research design: Jang IY

Acquisition of data: Park SK

Analysis and interpretation of data: Yang DJ

Drafting of the manuscript: Lee JH

Administrative, technical, and material support: Kang JI

Research supervision: Chun DH

Acknowledgements

1. 2011년도 대불대학교 교내 연구지원에 의하여 쓰여진 것임.
2. 본 논문은 장일용의 석사학위논문으로 수행되었음.

참고문헌

1. Park SK. The effect of task-oriented training on kinetic factors and muscle activities of CVA patients. *KSSB*. 2007;17(2):41-50.
2. LeeDJ, KimSY, SongCH. The correlations between the balance test, functional movement, visual perception test and functional Independentmeasure in stroke patients. *J Kor Soc Phys Ther*. 2009;21(2):39-45.
3. Yu YJ, Lim BO. Kinematic analysis of rising from a chair in healthy and stroke subjects. *KSSB*. 2007;17(2):103-12.
4. AnSH, LeeJH. Reliability and validity of the postural assessment scale for stroke in chronic stroke patients. *J Kor Soc Phys Ther*. 2009;21(1):9-17.
5. Park MC, Lee MH. Analysis of muscle activity on foot position during a sit to stand activity in the elderly. *J Kor Soc Phys Ther* 2011;23(1):1-5.
6. Jang JH, Kim KH, Kim TH et al. The effects of foot and

knee position on electromyographic activity of the vastus medialis and vastus lateralis for hemiplegic patients. *J Kor Soc Phys Ther*. 2010;22(4):21-8.

7. Cho KH, Lee WH. The effects of two motor dual task training on balance and gait in patients with chronic stroke. *J Kor Soc Phys Ther*. 2010;22(4):7-14.
8. Holt RR, Simpson D, Jenner JR et al. Ground reaction force after a sideways push as a measure of balance in recovery from stroke. *Clin Rehabil*. 2000;14(1):88-95.
9. Eng JJ, Chu KS. Reliability and comparison of weight bearing ability during standing tasks for individuals with chronic stroke. *Arch Phys Med Rehabil*. 2002;83(8):1138-44.
10. Hamman RG, Mekjavic I, Mallinson AI et al. Training effects during repeated therapy sessions of balance training using visual feedback. *Arch Phys Med Rehabil*. 1992;73(8):738-44.
11. Shepherd RA, Koh AP. Some biomechanical consequences of varying foot placement in sit-to-stand in young women. *Scand J Rehabil Med*. 1996;28(2):79-88.
12. Yu YJ, Yoon TJ, Eun SD. The effect of rehabilitation training programs on the kinetic and kinematic parameters during sit-to-stand in chronic stroke patients. *KSSB*. 2006;16(2):121-34.
13. Kwon MJ, Chung HK, Bae SS. Movement patterns from supine to standing position of hemiplegic patients. *J Kor Soc Phys Ther*. 2000;12(1):15-21.
14. Rainoldi A, Melchiorri G, Caruso I. A method for positioning electrodes during surface EMG recordings in lower limb muscles. *J Neurosci Methods*. 2004;134(1):37-43.
15. Sacco ICN, Gomes AA, Otuzi ME et al. A method for better positioning bipolar electrodes for lower limb EMG recordings during dynamic contractions. *J Neurosci Methods*. 2009;180(1):133-7.
16. Gruet M, Vallier JM, Mely L et al. Long term reliability of EMG measurements in adults with cystic fibrosis. *J Electromyogr Kinesiol*. 2010;20(2):305-12.
17. Engardt M. Rising and sitting down in stroke patients. Auditory feedback and dynamic strength training to enhance symmetrical body weight distribution. *Scand J Rehabil Med Suppl*. 1994;31:1-57.
18. Shumway-cook A, Anson D, Haller S. Postural sway feedback: its effect on reestablishing stance stability in hemiplegic patients. *Arch Phys Med Rehabil*. 1988;69(6):395-400.
19. Sackley CM. The relationships between weight-bearing

- asymmetry after stroke, motor function and activities of daily living. *Physiother Theor Pract.* 1990;6(4):179-85.
20. Bohannon RW, Larkin PA. Lower extremity weight bearing under various standing conditions in independently ambulatory patients with hemiparesis. *Phys Ther.* 1985;65(9):1323-25.
 21. Engardt M, Ribbe T, Olsson E. Vertical ground reaction force feedback to enhance stroke patient's symmetrical body-weight distribution while rising/sitting down. *Scand J Rehabil Med.* 1993;25(1):41-8.
 22. Kim JM, Yi CH, Marion EC. A study on the effects of weight-transfer training upon the gait patterns of hemiplegic patients through visual and auditory feedback. *KAUPT.* 1995;2(2):9-23.
 23. Lane RE. Facilitation of weight transference in the stroke patient. *Physiotherapy.* 1978;64(9):260-4.
 24. Lee HS, Choi HS, Kwon OY et al. A literature review on balance control factors. *KAUPT.* 1996;3(3):82-91.
 25. Runge CF, Shupent CL, Horak FB. Ankle and hip postural strategies defined by joint torques. *Gait & Posture.* 1999;10(2):161-70.
 26. Barnes WS. The relationship of motor-unit activation to isokinetic muscular contraction at different contractile velocities. *Phys Ther.* 1980;60(9):1152-8.
 27. Sogaard K, Christensen H, Jensen BR et al. Motor control and kinetics during low level concentric and eccentric contractions on man. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol.* 1996;101(5):453-60.
 28. Thorstensson A, Grimby G, Karlsson J. Force-velocity relations and fiber composition in human knee extensor muscles. *J Appl Physiol.* 1976;40(1):12-6.
 29. Aagaard P, Somonsen EB, Trolle M et al. Isokinetic hamstring/quadriceps strength ratio: influence from joint angular velocity, gravity correction and contraction mode. *Acta Physiol Scand.* 1995;154(4):421-7.
 30. Choi HH. Functional isokinetic strength ratios of the quadriceps and hamstrings in individuals with chronic poststroke hemiparesis. *KOSAPE.* 2005;13(4):135-47.
 31. McNair PJ, Hewson DJ, Dombroski E et al. Stiffness and passive peak force changes at the ankle joint: the effect of different joint angular velocities. *Clin Biomech.* 2002;17(7):536-40.
 32. Daubney ME, Culham EG. Lower-extremity muscle force and balance performance in adults aged 65 years and older. *Phys Ther.* 1999;79(12):1177-85.
 33. Lincoln NB, Jackson JM, Adams SA. Reliability and revision of the Nottingham sensory assessment for stroke patients. *Physiotherapy.* 1998;84(8):358-65.
 34. Lee MJ, Kilbreath SL, Refshauge KM. Movement detection at the ankle following stroke is poor. *Aust J Physiother.* 2005;51(1):19-24.