

PNF 결합패턴이 뇌졸중 환자의 하지 근 활성화 및 보행능력에 미치는 영향

Effect of PNF Combination Patterns on Muscle Activity of the Lower Extremities and Gait Ability in Stroke Patients

정우식*, 박승규**, 박종향**, 이홍균*, 김경윤****

씨티병원 재활센터*, 대불대학교 물리치료학과**, 광양보건대학 물리치료과**, 동신대학교 물리치료학과****

Woo-Sik Jeong(woosikkorea@gmail.com)*, Seung-Kyu Park(pt755@hanmail.net)**,
Jong-Hang Park(kchck@ghc.ac.kr)***, Hong-Gyun Lee(leehonggyun@gmail.com)*,
Kyung-Yoon Kim(redbead7@hanmail.net)****

요약

본 연구는 PNF 결합패턴이 뇌졸중 환자의 마비측 하지 근 활성화도와 보행 능력에 어떠한 영향을 미치는지를 알아보고자 실시하였다. 뇌졸중 환자 20명을 대상으로 하여 PNF 결합패턴(주 4회, 6주간)을 적용하는 실험군(n=10)과 일반 운동치료만을 적용하는 대조군(n=10)으로 무작위 배정하였다. 하지 근 활성화도 측정에는 활동전위의 실효치 값으로 분석하였고, 보행능력검사는 10MWT, DGI, F8WT를 이용하여 측정하였다. 운동 적용 방법에 따른 측정 시점에 대한 대조군과 실험군의 유의성 검정은 Two-way repeated measure ANOVA를 실시하였다. 그 결과, 근 활성화도를 알아보기 위해 측정된 RF(p<.05), VM, TA, LH, LG(p<.001) 근육 모두 각 측정 시기에서 통계적으로 유의한 증가가 있었으며, VM, TA, LH, LG(p<.001)에서 측정시간과 군 간의 상호작용이 나타났다. 보행능력을 알아보기 위해 실시한 10MWT, DGI, F8WT 검사에서도 각 측정 시기에서 통계적으로 유의한 향상이 있었으며(p<.001), 10MWT(p<.05), DGI(p<.001), F8WT(p<.01)에서 측정시간과 군 간의 상호작용이 나타났다. 본 연구의 결과로 보아 PNF 결합패턴은 뇌졸중 환자의 마비측 근 활성화도를 증가시키는데 도움을 주고, 보행 능력 개선에 유용한 전략으로 사용될 수 있음을 증명하였다.

■ 중심어 : | 뇌졸중 | PNF | PNF 결합패턴 | 근활성도 | 보행 |

Abstract

The purpose of present study was to determine effects of a PNF combination pattern training on muscle activity of lower extremities and gait ability in hemiparetic subjects. Twenty chronic stroke patients participated. Participants were randomly divided into either control group and experimental group. Experimental group received PNF combination pattern training, four times per a week for six weeks and control group received general exercise training. For the lower limbs muscle activity, RMS of action potential were analyzed and gait ability tests was conducted with 10MWT, DGI and F8WT. For the significance test of control and experimental group for measuring time by exercise application method, two-way repeated measure ANOVA. As the result, muscle activity of RF(p<.05), VM, TA, LH, LG was significantly increased between measurement period(p<.001), In VM, TA, LH, LG, there were interactions each measurement time and between group. 10MWT, DGI, F8WT in gait ability was significantly improved between measurement periods(p<.001) and In 10MWT, DGI, F8W, there were interaction each measurement time and between group. In conclusion, the PNF combination pattern application will be effective strategy to increasing the muscle activity and improving gait ability in the rehabilitation of stroke patients.

■ keyword : | Stroke | PNF | PNF combination pattern | Muscle Activity | Gait |

I. 서론

보행은 한 곳에서 다른 곳으로 몸을 움직이는 이동(locomotion)의 한 양식으로서[1] 인간이 삶을 인간이 삶을 영위하는데 가장 기본적인 방식이며, 일상생활 동작과 기능적인 활동을 비롯해 삶의 질을 평가하는데 가장 기본적인 요소이다[2]. 보행 장애는 뇌졸중 환자에게 흔히 나타나는 운동 장애 중 하나로 발생 시 신체기능과 독립생활, 사회적 활동 및 건강 기능 등 다양한 영향을 미친다[3-5].

뇌졸중으로 인한 편마비 환자의 하지에서 나타나는 생리학적인 문제로는 정상 수준의 수의적 근 수축 생성 능력부족, 부적절한 타이밍 및 근 활성화 강도의 조절 결여 등으로[6] 보행 시 보행 속도와 보행율(cadence)의 감소, 보폭, 보행의 질(quality)의 감소 그리고 양 하지의 비대칭성 등이 나타나는데[7], 그 중 비대칭성은 보행을 수행하는 동안 하지에서 정상적인 양만큼의 수의적 근수축 생성 능력 부족, 근 활성화 강도 조절의 어려움, 동원되는 운동 단위 수의 감소[6] 등 에너지의 효율적 사용과 부하상태 동안 움직임 조절에 대한 근육의 기본적인 능력 감소가 가장 큰 원인으로 보고하고 있다[8].

Achache 등[9]은 마비측 하지에 대한 근 활성화도 증가가 보행능력에 개선이 있었음을 증명하였고, 조영환[10]은 발목관절의 근 활성화도 증가가 보행능력에 향상이 있었음을 보고하였고, 남태호[11]는 노인을 대상으로 한 특이적 운동방법이 하지의 근 활성화도 개선과 함께 보행속도, 보장길이, 확보시간, 보행시간에 유의한 향상이 있었음을 보고하였다. 이들 연구들을 종합해보면, 편마비 환자의 정상적인 일상생활 및 삶의 질 향상을 위해서는 마비측 하지의 생리학적인 기능 회복, 체중 지지의 비대칭성 완화, 체중이동능력 개선, 자세 안정성의 향상 등을 통한 하지 근육의 활성화도 증가가 결국 보행능력 향상에 긍정적 영향을 주는 것으로 보고하고 있으며[9-11], 그에 대한 다양한 노력들이 필요하다고 제안하고 있다.

이에 뇌졸중으로 인한 편마비 환자의 마비측 하지의 근 활성화도 증가와 보행능력 향상을 위한 방법으로 과제 특이적 훈련[12], 트레드밀 훈련[13], 부분적 신체 체중

지지훈련[14], 가상현실훈련[15] 등 다양한 방법들이 임상에서 이루어지고 있다. 이들 운동방법은 마비측을 직접 훈련시키는 직접적 방법과 비 마비측이나 다른 부위를 이용하는 간접적 방법으로 구분되는데, 직접적 방법은 운동 효과를 단시간에 훈련시키기에 좋은 방법이지만 하나 대부분의 뇌졸중 환자들은 수의적 움직임이 어렵기 때문에 오히려 동기부여 감소와 자신감 저하 등 부정적인 영향을 가져올 수 있는 반면, 간접적 방법은 교차훈련(cross training)으로서 비 마비측을 이용한 훈련이기 때문에 환자의 참여도가 높을 뿐만 아니라 상당한 효과가 있는 것으로 보고되고 있다[16]. 또한, 실제로 운동을 하고 있는 근육 뿐만 아니라 쉬고 있는 근육까지 활성화시킬 수 있으며[17], Muun 등[18]의 메타분석(Meta-analysis)을 사용한 연구에서는 편측의 훈련으로 반대측까지 영향을 주는 것으로 보고되고 있다.

이러한 교차훈련의 효과에 대한 기전으로 운동 과충류(overflow) 혹은 방산(irradiation) 현상으로 설명되며 대표적 방법으로 고유수용성신경근촉진법(Proprioceptive Neuromuscular Facilitation; PNF)이 사용되고 있는데, 강한 신체 부위에 저항을 가하여 약한 신체 부위나 손상이 있는 신체부위의 운동 활동을 촉진하는 방산을 이용하는 치료방법으로 알려져 있다[19]. PNF를 통한 방산효과 및 교차훈련을 극대화하기 위해서는 여러 가지 패턴을 동시에 적용하는 것이 보다 효과적일 것으로 판단되나 국내외 선행연구에서는 상·하지 또는 신체의 한 분절만 이용하는 단순 패턴을 적용하는 방법들이 대부분이며[20][21], 최근 들어 상·하지 패턴을 결합하여 균형 및 보행능력에 대한 효과를 알아보고자 하는 연구들이 일부 보고되고 있으나[22][23] 근육의 활성화 정도가 균형에 미치는 영향을 객관화 및 정량화하여 보고된 연구는 매우 부족한 실정이다.

이에 본 연구에서는 뇌졸중 환자를 대상으로 PNF의 결합패턴 적용 시 하지의 근 활성화도 증가와 보행능력에 어떠한 영향을 미치는지를 확인하여 뇌졸중 환자의 임상치료에 있어 더욱 효과적인 치료방법을 제시하고자 하였다.

II. 연구방법

1. 연구대상

본 연구는 뇌졸중으로 인해 편마비로 진단받은 환자 20명을 대상으로 하였으며, 중재기간은 6주간 실시하였다. PNF 결합패턴을 적용한 실험군 10명과 일반적 운동치료만을 적용한 대조군 10명으로 무작위로 배정하여 연구를 진행하였다. 대조군은 균형훈련 및 기능훈련 등을 포함한 일반적 운동치료를 1일 1회 30분씩 실시하였다.

연구대상자는 뇌졸중으로 진단 받은 지 6개월이 경과한 자, K-MMSE 점수가 21점 이상인 자, 버그 균형 척도(Berg Balance Scale) 점수가 21점 이상인 자, MAS 2점 이하인 자, 시야결손과 전정기관에 이상이 없는 자, 상·하지에 근·골격계 질환이 없는 자, 실험내용에 대해 충분한 설명을 듣고 자발적 동의를 한 자로 하였다. 연구 대상자 제외 조건으로는 하지관절에 인공관절 치환술을 한 자, 과거에 골절 경험이 있는 자, PNF 결합패턴 적용 시 자세를 취하지 못하는 자를 제외하였다.

본 연구의 참여 대상자는 총 20명으로, PNF 결합패턴군 10명과 대조군 10명이었다. 대조군의 평균나이는 56.3±4.27세였고, 평균 신장은 165.4±10.11 cm이었다. 체중은 평균 68.2±11.65 kg이었고, 유병기간은 20.6±9.54개월이었다. PNF 결합패턴군인 실험군의 평균 나이는 58.1±9.8세였고, 신장은 평균 164.4±9.94 cm이었다. 체중은 평균 58.6±12.5 kg이었고, 유병기간은 14.3±5.21개월이었다. 두 집단의 특성을 비교한 결과 집단 간의 유의한 차이가 없어 동일한 것으로 나타났다 [표 1].

표 1. 대상자의 일반적 특성

	대조군(n=10)	실험군(n=10)
나이(yrs)	56.3±4.27	58.1±9.8
키(cm)	165.4±10.11	164.4±9.94
몸무게(kg)	68.2±11.65	58.6±12.5
유병기간(개월)	20.6±9.54	14.3±5.21
마비부위	좌측:4, 우측:6	좌측:7, 우측:3
우세부위	좌측:3, 우측:7	좌측:2, 우측:8

Values are given as mean±standard deviation

2. 연구도구

2.1 측정도구

2.1.1 표면 근전도 데이터 측정

하지 근 활성도를 측정하기 위하여 표면 근전도 장치(Bagnoli 4-EMG system, Delsys Inc., U.S.A.)를 사용하였다[그림 1]. 측정 대상 근육은 보행에 있어서 큰 영향을 미치는 근육인 대퇴직근(RF), 내측광근(VM), 전경골근(TA), 외측슬괘근(LH), 외측비복근(LG)으로하였고[24], 부착부위를 유성펜으로 작게 표시하여 표시된 부위를 참고하여 최대 저항 시 뚜렷이 보이는 근육(muscle belly)에 근전도 활성전극(electrode)을 부착하였다[25][표 2]. 근 활성도 측정은 대상자가 서있는 자세에서 차례대로 두발을 전방으로 걷게 하는 동안을 측정하여 자료를 수집하였고 총 3회를 실시한 평균값을 사용하였다[26]. 측정 중 대상자의 강제 등으로 생길 수 있는 측정 오류를 줄이기 위해 각 측정간의 사이에는 충분한 휴식시간을 주어 근 긴장도의 증가에 대한 영향을 최소화 하였다. 표면 근전도 신호에 대한 피부저항을 감소시키기 위해 가는 사포로 3~4회 문질러 피부 각질층을 제거하고, 소량의 전해질 젤을 바른 표면 전극을 피부에 부착하였고, 접지전극은 운동에 방해가 되지 않은 가까운 부위에 부착하였다. 신호의 표본 수집율은 1024 Hz로 설정하였으며, 잡음을 제거하기 위하여 60 Hz 대역 정지 필터(band stop filter)와 20~450 Hz 대역 통과 필터(band pass filter)를 사용하였다[27]. 근전도 신호처리와 저장은 소프트웨어 프로그램인 Acquisition and Analysis Software(Delsys, U.S.A.)를 이용하여 실효치 진폭(root mean square; RMS)을 분석하였다.

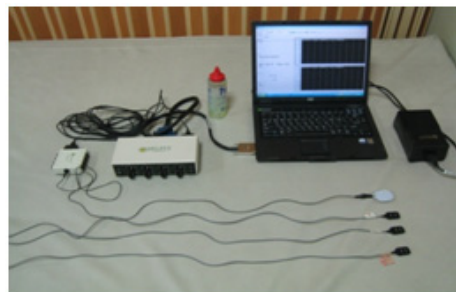


그림 1. Bagnoli EMG System

표 2. 근전도 전극의 부착 부위

근육	부착부위
대퇴직근(RF)	ASIS에서 슬개골의 상극점까지 거리의 1/2지점
내측광근(VM)	슬개골 내측상연에서 55° 내측상방 5 cm 위
전경골근(TA)	경골선상의 외측 2 cm 부위
외측슬관근(LH)	슬와부 주름과 둔부 주름의 1/2 지점 외측
외측비복근(LG)	슬와부 중심선에서 하행 2 cm 거리의 외측 표면

2.1.2 10미터 걷기 검사(10 Meter Walking Test)

바닥에 줄자로 10미터 지점을 측정한 후 테이프를 붙여서 출발지점과 끝 지점을 표시하였다. 환자가 충분히 가속하고 감속할 수 있는 거리를 주기 위하여 10미터의 앞부분에 추가적으로 2미터 그리고 뒷부분에 2미터씩, 4미터를 더하여 테이프를 바닥에 표시하였다 [28][그림 2]. 연구 대상자에게는 “평상시처럼 편안한 속도로 걸어가세요.”라고 지시하였다. 측정의 시작 시간은 연구 대상자의 발이 시작 지점(starting line)을 지나가는 순간부터 끝 지점(end line)을 지나가는 순간까지의 시간을 스탑 위치를 이용하여 보행 속도를 100분의 1초로 구분하여 기록하였다. 연구 대상자는 초기 한번의 연습을 실시하였고, 모든 측정은 3번 측정 후 평균값을 결과 값으로 사용하였다. 10미터 보행검사의 검사-재검사간 신뢰도는 0.95, 검사자간 신뢰도는 0.90으로 매우 높은 신뢰도를 보이고 있다[29].

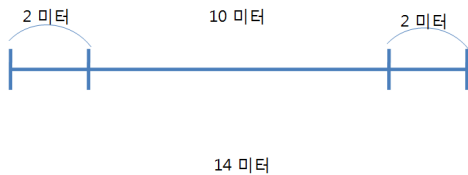


그림 2. 10 Meter Walking Test(10MWT)

2.1.3 동적 보행 지수(Dynamic Gait Index; DGI)

DGI(Dynamic Gait Index)는 보행을 수행하는 동안에 노인들에게 있음직한 낙상에 대한 위험도와 안정성을 평가하기 위해 개발된 평가 도구이다[30]. Dynamic Gait Index는 평지에서의 걷기, 걷는 속도의 변화, 걸을 때 머리를 수평으로 돌림, 걷는데 머리를 수직으로 돌리기, 보행하고 축을 중심으로 돌기, 장애물 넘기, 장애

물 돌아가기, 계단 오르내리기를 포함한 8개의 과제 항목을 수행하는 것으로 구성되어 있다[31]. 평가 항목 각각의 점수는 0에서 3까지의 4점 척도이며 기능의 가장 낮은 단계는 0점, 기능의 가장 높은 단계를 3점을 부여하며 총점은 24점이다[32]. 결과의 해석은 획득점수가 22점 이상이면 안전하게 이동할 수 있는 단계로, 획득점수가 19점 이하이면 노인들에게 낙상 위험이 있음으로 해석하였다. 연구 대상자들을 평가하기 전에 평가자는 Dynamic gait index항목의 지시에 대하여 몇몇의 예비 실험자들을 대상으로 연습을 실시한 후에 본 측정에 참여하였다. DGI의 검사-재검사간 신뢰도는 0.96, 검사자간 신뢰도는 0.96으로 신뢰도와 타당도가 높은 검사 도구이다[33].

2.1.4 8자 걷기 검사(Figure 8 walking test; F8W)

독립적인 보행 능력을 하기 위해서는 직선 보행 뿐만 아니라 곡선 보행 능력도 필요하다. 곡선 보행과 보폭 수를 측정하기 위해 8자 걷기 검사(F8W)를 시행하였다 [그림 3]. F8W는 노인들의 보행 기술을 측정할 수 있는 검사로 곡선 보행 능력을 요구하는 일상생활에서 필요한 능력을 측정하는 도구이다[34]. 측정요소는 한 바퀴를 돌고 난 소요된 시간, 수행 중 보폭 수, 정확도 그리고 보행 시 자연스러움에 대한 요소를 측정한다. 자연스러움은 수행 중 멈춤, 수행 중 머뭇거림, 수행 중 속도 변화를 확인하여 총 3점으로 0점은 어려움 있음, 1점은 어려움 없음으로 각 항목에 대해 측정한다. 측정 방법은 원뿔 사이의 중앙에 선다. 그리고 보행할 방향을 선택한 후 일반적인 보행 속도로 걸어 시작 위치로 되돌아오면 끝낸다. 일반 노인들은 한 바퀴 도는 시간이 평균 10.49초, 수행 중 보폭 수는 18걸음이다[34]. 그리고 정확도면에서는 원뿔 주위를 벗어나지 않고 걷기가 가능하며, 자연스러움은 2점으로 보고되어 있다. 본 연구에서는 한 바퀴를 도는데 소요되는 시간과 수행 중 보폭수에 대한 부분을 측정하였다. F8W 검사의 검사자간 신뢰도는 0.90으로 높은 신뢰도와 타당도를 보이고 있다[34].

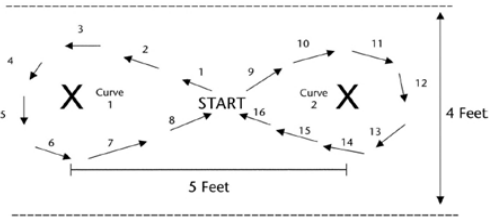


그림 3. 8자 걷기 검사(F8WT)

3. 연구절차

PNF 결합패턴은 Dietz[35]에 의해 소개되었던 패턴으로, 마비측 상지의 굴곡-내전-외측회전과 동시에 비마비측 하지의 굴곡-내전-외측회전의 움직임을 유도하였다. 그리고 비 마비측 상지의 신전-외전-내측회전과 동시에 마비측 하지의 신전-외전-내측회전의 움직임을 유도하였다. 이 모든 움직임이 통합적으로 유도 되어질 때 PNF 결합패턴이라고 하는데, 패턴의 적용은 환자에게 독립적으로 수행하게 하였으며, 독립적으로 수행하지 못하는 경우에는 치료사가 마비측 상지의 움직임을 보조해 주었고 다른 부분의 움직임은 구두지시로 격려해 주었다.

본 연구에서는 PNF 결합패턴을 옆으로 누운 자세(sidelying position), 반 선 자세(half standing) 그리고 수정된 척행 자세(modified plantigrade position)에서 각각 실시하였다[36][그림 4].



그림 4. PNF 결합패턴(PNF Combination Pattern) 옆으로 누운 자세, 반-선 자세, 수정된 척행 자세

실험 도중 대상자의 체간 정렬 상태와 패턴 움직임이 올바른지 지속적으로 확인하고 올바른 자세를 하도록 구두로 지속적으로 격려하였다. 이러한 중재는 1주일에 4일, 6주 동안 총 18회를 실시하였고, 패턴 수행시간은 각각의 자세에서 패턴 정렬완료 후 10초씩 10회를 실시

하였고 중간 휴식시간은 10초를 부여하였다. 한 자세의 패턴 수행은 약 10분이 소요되었다.

4. 통계방법

본 연구의 통계학적 분석은 SPSS 12.0 ver. for windows®을 사용하여 평균 및 표준편차를 산출하였다. 대상자의 일반적 특성과 변수에 대한 정규분포 여부 검정은 Chi-square test, Fisher's exact test, t-test를 실시하였고, 운동 적용 방법에 따른 세 시점에 대한 대조군과 실험군의 유의성 검정은 Two-way repeated measure ANOVA를 실시하였다. 각 측정시기별 집단 간 유의성 검정은 Independent t-test를 실시하였고, 유의수준 α 는 0.05로 하였다.

III. 연구결과

1. PNF 결합패턴 적용 후 근 활성도의 변화

PNF 결합패턴을 통한 마비측 하지의 근 활성도를 알아본 결과 대퇴직근($p>.05$)을 제외한 내측광근($p<.001$), 전경골근($p<.001$), 내측슬딕근($p<.001$), 외측비복근($p<.001$)에서 시기의 주효과와 집단 간 시기의 상호작용이 유의하게 나타났으며, 대퇴직근($p<.05$), 내측광근($p<.001$), 전경골근($p<.001$), 내측슬딕근($p<.001$), 외측비복근($p<.001$) 모두에서 시기의 주효과가 나타났다.

각 측정 시기별에 따른 집단 간 비교에서 VM은 3주($p<.05$)와 6주($p<.01$)에서 유의한 차이를 보였으며, LH는 6주($p<.05$)에서 유의한 차이가 있었다[표 3].

2. PNF 결합패턴 적용 후 보행능력의 변화

PNF 결합패턴을 통한 보행 능력의 변화를 알아본 결과 10MWT($p<.01$), DGI($p<.001$), F8W_time($p<.001$), F8W_step($p<.01$)에서 시기의 주효과와 집단 간 시기의 상호작용이 유의하게 나타났으며, 10MWT($p<.001$), DGI($p<.001$), F8W_time($p<.001$), F8W_step($p<.001$) 모두에서 시기의 주효과가 나타났다.

각 측정 시기별에 따른 집단 간 비교에서 F8W 검사의 시간을 측정하는 항목에서 6주($p<.01$)에서 유의한 차이가 있었다[표 4].

표 3. PNF 결합패턴 적용 후 근 활성화도의 변화

(unit: μ V)

Group(n=20)		pre	3 weeks	6 weeks	Source	F	P
RF	I (n=10)	50.32±14.88	50.75±14.81	52.12±13.24	Group	.697	.415
	Time				Time	5.395	.018*
	II (n=10)	48.73±12.95	59.25±14.11	61.75±23.34	G*T	3.485	.058
	t	-.255	1.314	1.135			
p	.802	.205	.271				
VM	I (n=10)	35±5.07	39.56±5.45	40.5±5.56	Group	7.305	.015*
	Time				Time	102.001	.000***
	II (n=10)	36.62±5.28	46.86±6.06	50.8±5.52	G*T	20.116	.000***
	t	.599	2.832	4.158			
p	.557	.011*	.001**				
TA	I (n=10)	47.7±10.84	46.14±10.57	47.14±10.03	Group	.062	.806
	Time				Time	50.325	.000***
	II (n=10)	43.24±9.82	44.85±9.33	48.58±8.89	G*T	32.052	.000***
	t	-.748	-.289	.340			
p	.464	.776	.738				
LH	I (n=10)	40.21±6.98	42.3±7.43	42.23±7.92	Group	.396	.537
	Time				Time	115.684	.000***
	II (n=10)	38.24±7.41	42.68±7.08	49.84±6.48	G*T	62.184	.000***
	t	-.612	.118	2.352			
p	.548	.908	.030*				
LG	I (n=10)	44.36±7.08	47.6±7.5	49.15±7.44	Group	.171	.684
	Time				Time	105.300	.000***
	II (n=10)	43.58±9.11	48.61±9.41	53.51±9.34	G*T	13.253	.000***
	t	.454	.265	-.466			
p	.656	.794	.646				

Values are given as mean±standard deviation.

Group I : Control Group, Group II : Experimental Group

RF : Rectus Femoris, VM : Vastus Medialis, TA : Tibialis Anterior, LH : Lateral Hamstring, LG : Lateral Gastrocnemius

* : p<0.05, ** : p<0.01, *** : p<0.001

표 4. PNF 결합패턴 적용 후 보행능력의 변화

Group(n=20)		pre	3 weeks	6 weeks	Source	F	P
10MWT	I(n=10)	29.04±8.87	26.8±7.16	25.45±6.78	Group	.029	.867
	Time				Time	51.018	.000***
	II(n=10)	30.57±6.02	25±5.16	24.23±4.76	G*T	5.918	.018*
	t	.454	-.643	-.466			
p	.093	.528	.646				
DGI	I(n=10)	17.3±1.06	17.8±1.23	18.3±1.25	Group	.526	.478
	Time				Time	40.635	.000***
	II(n=10)	16.5±2.27	18.7±1.89	19.7±1.89	G*T	11.930	.000***
	t	-1.009	1.263	.240			
p	.326	.223	.066				
F8W (Time)	I(n=10)	25.59±8.68	23.25±6.93	21.15±5.28	Group	3.319	.085
	Time				Time	30.550	.000***
	II(n=10)	21.68±7.68	18.72±7.34	13.32±5.35	G*T	3.277	.000***
	t	-1.068	-1.416	-3.296			
p	.300	.174	.004*				
F8W (Step)	I(n=10)	36.6±14.22	33.5±12.5	31±12.52	Group	3.203	.090
	Time				Time	62.923	.000***
	II(n=10)	30.7±11.16	24.4±8.19	19.5±6.82	G*T	7.006	.003**
	t	-1.032	-1.925	-2.551			
p	.581	.368	.162				

Values are given as mean±standard deviation.

Group I : Control Group, Group II : Experimental Group

10MWT : 10 Meter Walking Test, DGI : Dynamic Gait Index, F8W : Figure 8 Walking Test

* : p<0.05, ** : p<0.01, *** : p<0.001

IV. 고찰

본 연구는 보행능력의 증진을 위하여 PNF 결합패턴 적용 후 하지의 근 활성화도에 어떠한 영향을 미치는지 알아보고자 뇌졸중 환자 20명을 대상으로 하여 근전도를 통해 근 활성도를 알아보았다. 또한 하지 근육들의 활성화도에 따른 보행능력의 변화를 살피고자 10MWT, DGI, F8WT를 통하여 알아보았다.

본 연구에서는 PNF 결합패턴 적용 후 근육에서 발생하는 생체 전기 신호로 근육의 활동 정도를 파악하기 위해 근전도를 사용하여 보행 주기와 유사한 동작인 전방으로 발디딤(steppping)을 시행하게 함으로써 각 근육별 RMS를 측정하였는데, PNF 결합패턴 적용 유무에 따른 집단 간 차이는 내측광근(VM)과 외측슬픽근(LH)에서 유의한 차이가 있었고, 측정 시기 간 차이는 대퇴직근(RF), 내측광근(VM), 외측슬픽근(LH), 전경골근(TA), 외측비복근(LG) 모두에서 유의한 차이가 있었고, 모든 근육들에서 교호작용이 있는 것으로 나타났다. 또한 각 측정 시기별 집단 간 차이는 VM은 3주($p<.05$)와 6주($p<.001$), LH는 6주($p<.05$)에서 유의한 차이를 나타내었다. 오동진[37]은 PNF의 결합패턴의 적용에 따른 하지의 근 활성도를 알아보기 위해 실시한 연구에서 대퇴직근과 내측광근에 유의한 증가를 가져왔다고 보고하였다. 이것은 본 연구와 유사한 결과를 보여주는 것으로 각각의 자세에서 PNF 결합패턴 시 비 마비측의 패턴의 적용이 신체의 안정성 유지를 위해 지면에 닿아 있는 마비측 하지를 강하게 밀어 근 활성화도가 증가된 것으로 사료된다.

Neumann [38]은 슬관절을 신전시키는 내측광근과 외측광근은 보행 주기 중 입각기의 전부분에서 활성화되는 근육이며, 전경골근과 비복근은 입각기의 시작 부분인 초기 입각기(initial contact)와 입각기의 마지막 부분인 말기 입각기(terminal stance)에서 주되게 작용하는 근육이며 보행을 하는데 중요하게 작용하는 근육 중 하나라고 하였다.

본 연구결과에서 전경골근과 외측비복근 활성화도의 측정 시기 간 유의한 증가는 보행 속도에도 영향을 미침을 알 수 있었으며, 선행연구와도 유사한 결과를 보

였다. 또한 내측광근과 외측슬픽근에서도 측정 시기 간 유의한 향상을 보여 입각기에서 작용하는 근육의 근 활성화도가 증가되면 보행속도도 증가된다고 생각할 수 있을 것이다. 이 결과로 비추어 보아 대조군에 비해 PNF 결합패턴 적용이 마비측 하지근의 활성화에 효과적임을 알 수 있었다. 특히, 외측비복근의 활성화도의 증가가 하지의 추진력을 증가시키고 그로 인해 활보장의 증가를 가져와 일정한 거리를 걷는데 소요되는 시간을 단축시켜 보행 속도의 향상을 가져온 것으로 생각된다. 또한 8자 걷기보행검사는 곡선의 요소가 포함된 측정방법인데 수행 시간이 단축되었다는 것은 PNF의 결합패턴이 곡선이나 회전보행에서도 긍정적인 영향을 가져온 것으로 생각된다.

일정한 거리에서의 시간 단축은 정해진 거리를 더 빠른 시간 내에 도달한 것을 의미하므로 보행속도가 더 증가했다고 볼 수 있다. 뇌졸중 환자의 보행능력의 증진을 알아보는 방법 중 보행속도의 증가는 환자의 기능적인 회복을 나타내는 척도이며[39], 보행속도가 뇌졸중 환자의 보행변화를 가장 객관적으로 보여주는 것으로, 치료 후 보행능력이 개선되는 것을 가장 명백히 보여줄 수 있는 방법이라고 하였다[40][41].

보행 속도를 알아보기 위한 10미터 보행검사와 곡선 보행에서의 속도의 증가를 알아보기 위해 실시한 F8W 검사에서 PNF 결합패턴 후 보행속도에 유의한 증가를 보였다. 최근 황인걸 등[23]은 뇌졸중 환자 11명을 대상으로 PNF의 상하지 결합패턴을 적용하여 보행 수행력을 측정하였다. 결합패턴의 적용은 바로누운자세에서 세트 당 10회로 하여 총 2세트를 4주간 실시하였는데 연구결과, 6미터 보행 검사, 마비측과 비 마비측의 활보장과 보장에서 훈련 전에 비해 유의하게 증가하였다고 보고하였다. 본 연구에서 적용한 운동방법이 앞의 연구와 유사하고, 보행 속도를 알아보기 위해 실시한 10미터 보행검사에서 향상을 보인 점에서 앞의 연구와 유사한 결과를 보였다.

다른 보행 변수인 동적보행지수(DGI) 검사는 보행을 수행하는 동안에 노인들에게 있음직한 낙상에 대한 위험도와 안정성을 측정하기 위해 개발된 보행 평가 도구이다. 이 연구에서 PNF 결합패턴을 적용한 실험군에서

측정시기 간 유의한 차이가 있었으며, 시간과 군 간의 상호작용이 있음을 보여주었다. PNF 결합패턴은 신체의 사지-간(intra-limb), 사지내(inter-limb) 협응력을 향상시킬 수 있는 운동방법이며 신체의 안정성을 향상시킬 수 있는 방법 중 하나이다[22][42]. 또한, 결합패턴의 적용 시 신체의 등척성(Isometric) 수축을 일으켜 자세의 안정성을 도모하고 기능적인 운동을 위한 근위 관절의 안정성과 자세의 긴장도를 얻음으로써 자세동요를 줄일 수 있는 운동이다[43]. DGI 검사는 평지에서 보행을 하는 도중 머리 위치 변화에 따른 시선의 변화, 속도의 변화, 장애물 넘기, 넘어가기 등의 동작으로 구성이 되어 있다. 이것은 자세동요(postural sway)가 많이 일어나는 검사방법이라고 할 수 있는데, PNF 결합패턴의 적용이 특유의 나선형 패턴을 이용하여 고유수용기를 더욱 자극하고 정상 반응을 촉진하고 등척성 수축을 일으켜 자세의 안정성을 도모하여 자세동요를 줄여 보행능력의 향상을 가져온 것으로 생각된다.

이상의 결과로 보아 PNF 결합패턴은 하지의 근 활성화도와 10미터 보행검사, 동적보행지수(DGI), 8자 걷기검사(F8W)를 통한 보행능력 검사에서 상당한 증가가 있었음을 확인할 수 있었다. 효율적인 보행은 신체 여러 부분의 독립적 움직임만으로 이루어지지 않고 신체 여러 분절이 서로 상호작용하여 이루어지는데, PNF 결합패턴은 인체의 협응적인 구조를 이용한 것으로서 신체 각 분절의 상호 연관된 움직임을 패턴화하여 고안된 방법으로 마비측 근 활성화에 효율적으로 작용하여 기능적인 움직임을 이끌어내기 적절한 방법이라 생각된다.

본 연구의 제한점으로 본 연구에서는 하지의 근 활성도를 알아보기 위해 근전도 신호를 RMS를 이용하여 실험군과 대조군을 비교하였다. 이 측정방법은 뇌졸중 환자를 대상으로 할 경우 측정 부위의 강직 등으로 인하여 객관화 하는데 여러 논란이 일어날 수 있는 방법이다. 본 연구에서는 이러한 측정 방법의 오류를 최대한 줄이고자 일어날 수 있는 여러 변수들을 최대한 통제하였으나 좀 더 객관적이고 신뢰성 있는 연구를 위해서는 측정 및 군 간 비교를 %RVC 나 %MVIC를 이용하여 한다고 생각된다. 또한, 실험군의 유병기간이 대조군에 비해 기간이 짧아 상대적으로 회복에 대한 가능

성이 높은 군에 중재를 적용하였다는 것이며, 대상자 수가 10명으로 충분치 못하여 연구결과를 일반화하는데 어려움이 있다는 것이다. 그리고 보행능력의 증진을 위해 PNF 결합패턴을 실험군에만 실시하였기 때문에 다른 중재들과 비교를 하지 못하였으며, 이 연구에서 실시한 3가지 자세 이외에 다른 자세에서 적용하지 못한 점이 제한점이다. 따라서 추후 연구에서는 다양한 자세에서 PNF 결합패턴을 적용해 보고, 보행 능력 증진을 위해 적용되었던 이전의 다른 중재와의 비교 연구가 필요할 것으로 생각된다.

참 고 문 헌

- [1] J. Perry, "Gait analysis: normal and pathological function," J of Pediatric Orthopaedics, Vol.12, No.6, p.815, 1992.
- [2] 이순화, *음악치료가 뇌졸중 편마비 환자의 보행기능과 삶의 질에 미치는 효과*, 한양대학교 대학원 박사학위논문, 2008.
- [3] V. F. Engle, "The relationship of movement and time to older adults' functional health," Research in Nursing & Health, Vol.9, No.2, pp.123-129, 1996.
- [4] H. Luukinen, K. Koski, P. Laippala, and S. Kivela, "Risk factors for recurrent falls in the elderly in long-term institutional care," Public Health, Vol.109, No.1, pp.57-65, 1995.
- [5] J. M. Potter, A. L. Evans, and G. Duncan, "Gait speed and activities of daily living function in geriatric patients," Archives of physical medicine and rehabilitation, Vol.76, No.11, pp.997-999, 1995.
- [6] S. J. Olney and C. Richards, "Hemiparetic gait following stroke. Part I: Characteristics," Gait & Posture, Vol.4, No.2, pp.136-148, 1996.
- [7] F. M. Campbell, A. M. Ashburn, R. M. Pickering, and M. Burnett, "Head and pelvic

- movements during a dynamic reaching task in sitting: Implications for physical therapists," Archives of physical medicine and rehabilitation, Vol.82, No.12, pp.1655-1660, 2001.
- [8] M. oerdink, C. J. C. Lamoth, G. Kwakkel, P. C. W. Van Wieringen, and P. J. Beek, "Gait coordination after stroke: benefits of acoustically paced treadmill walking," Physical Therapy, Vol.87, No.8, p.1009, 2007.
- [9] V. Achache, D. Mazevet, C. Iglesias, A. Lackmy, J. B. Nielsen, R. Katz, and V. Marchand-Pauvert, "Enhanced spinal excitation from ankle flexors to knee extensors during walking in stroke patients," Clinical Neurophysiology, Vol.121, No.6, pp.930-938, 2010.
- [10] 조영환, *Medical Exercise Therapy가 뇌졸중 환자의 발목관절 근활성도와 보행능력에 미치는 영향*, 동신대학교 대학원 석사학위논문, 2011.
- [11] 남태호, *하회별신굿탈놀이가 보행기능 및 근 활성도에 미치는 영향*, 대구대학교 대학원 박사학위 논문, 2009.
- [12] C. M. Dean and R. B. Shepherd, "Task-related training improves performance of seated reaching tasks after stroke: a randomized controlled trial," Stroke, Vol.28, No.4, p.722, 1997.
- [13] A. R. Luft, R. F. Macko, L. W. Forrester F. Villagra, F. Ivey, J. D. Sorkin, J. Whitall, S. McCombe-Waller, L. Katzel, and A. P. Goldberg, "Treadmill exercise activates subcortical neural networks and improves walking after stroke," Stroke, Vol.39, No.12, pp.3341-3350, 2009.
- [14] S. H. Peurala, I. M. Tarkka, K. Pitkanen, and J. Sivenius, "The effectiveness of body weight-supported gait training and floor walking in patients with chronic stroke," Archives of physical medicine and rehabilitation, Vol.86, No.8, pp.1557-1564, 2005.
- [15] J. H. Kim, S. H. Jang, C. S. Kim, J. H. Jung, and J. H. You, "Use of virtual reality to enhance balance and ambulation in chronic stroke: a double-blind, randomized controlled study," American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation, Vol.88, No.9, p.693, 2009.
- [16] N. Shima, K. Ishida, K. Katayama, Y. Morotome, Y. Sato, and M. Miyamura, "Cross education of muscular strength during unilateral resistance training and detraining," European Journal of Applied Physiology, Vol.86, No.4, pp.287-294, 2002.
- [17] E. Scripture, T. Smith, and E. M. Brown, "On the education of muscular control and power," Studies from the Yale Psychological Laboratory, Vol.2, pp.114-119, 1894.
- [18] J. Munn, R. Herbert, and S. Gandevia, "Contralateral effects of unilateral resistance training: a meta-analysis," Journal of Applied Physiology, Vol.96, No.5, pp.1861, 2004.
- [19] S. S. Adler, and D. Beckers, PNF in practice: an illustrated guide : Springer Verlag, 2008.
- [20] R. Y. Wang, "Effect of proprioceptive neuromuscular facilitation on the gait of patients with hemiplegia of long and short duration", Physical Therapy, Vol.74, No.12, p.1108, 1994.
- [21] 최진호, 김진상, 권영실, 정병욱, "고유수용성 신경근 촉진법이 편마비 환자의 보행에 미치는 영향", 대한고유수용성신경근촉진법학회지, 제11권, 제1호, pp.121-127, 1999.
- [22] 이문규, 이종식, 정우식, 국은주, 임재현, 김태윤, "고유수용성 신경근 촉진법이 편마비 환자의 균형능력에 미치는 영향", 대한고유수용성신경근촉진법학회지, 제7권, 제1호, pp.9-16, 2009.
- [23] 황인걸, 한미란, 손경현, 임재현, 이문규., "고유수용성신경근촉진법이 편마비 환자의 보행능력

- 에 미치는 영향”, 대한고유수용성신경근축진법학회지, 제7권, 제1호, pp.1-8, 2009.
- [24] 문근성, 보행 속도 변화에 따른 하지의 운동역학적 분석과 근 활동의 근전도 분석, 연세대학교 대학원 박사학위논문, 2004.
- [25] S. P. William, L. L. Henry, and W. J. Ernest, Practical Electromyography: Lippincott Williams & Wilkins, 2007
- [26] 조현정, “경사도에 따른 전·후방 보행 훈련이 하지 근력 및 근 활성화도에 미치는 영향”, 고려대학교 대학원 석사학위논문, 2008.
- [27] J. Dixon and T. E. Howe, “Activation of vastus medialis oblique is not delayed in patients with osteoarthritis of the knee compared to asymptomatic participants during open kinetic chain activities,” Manual Therapy, Vol.12, No.3, pp.219-225.
- [28] J. K. Tilson, K. J. Sullivan, S. Y. Cen, D. K. Rose, C. H. Koradia, S. P. Azen, and P. W. Duncan, “Meaningful gait speed improvement during the first 60 days poststroke: minimal clinically important difference,” Physical Therapy, Vol.90, No.2, p.196, 2010.
- [29] J. Mehrholz, K. Wagner, K. Rutte, D. Meißner, and M. Pohl, “Predictive validity and responsiveness of the functional ambulation category in hemiparetic patients after stroke,” Archives of physical medicine and rehabilitation, Vol.88, No.10, pp.1314-1319, 2007.
- [30] C. SHUMWAY, *Motor control: theory and practical applications*, Lippincott Williams & Wilkins, 2000.
- [31] S. Whitney, D. Wrisley, and J. Furman, “Concurrent validity of the Berg Balance Scale and the Dynamic Gait Index in people with vestibular dysfunction,” Physiotherapy Research International, Vol.8, No.4, pp.178-186, 2003.
- [32] G. F. Marchetti, S. L. Whitney, P. J. Blatt, L. O. Morris, and J. M. Vance, “Temporal and spatial characteristics of gait during performance of the Dynamic Gait Index in people with and people without balance or vestibular disorders,” Physical Therapy, Vol.88, No.5, p.640, 2008.
- [33] Jonsdottir, J., and Cattaneo, D., “Reliability and validity of the dynamic gait index in persons with chronic stroke”, Archives of physical medicine and rehabilitation, Vol.88, No.11, pp.1410-1415, 2007.
- [34] R. J. Hess, J. S. Brach, S. R. Piva, J. M. VanSwearingen, “Walking skill can be assessed in older adults: validity of the Figure-of-8 Walk Test,” Physical Therapy, Vol.90, No.1, p.89, 2010.
- [35] B. Dietz, Let’s sprint, let’s skate: Innovationen im PNF-Konzept: Springer, 2009.
- [36] 정우식, 정재영, 김찬규, 정대인, 김경윤, “PNF의 Sprinter Pattern을 통한 하지 근 활성화도가 균형 능력에 미치는 영향”, 한국컨텐츠학회지, 제11권, 제3호, pp.281-292, 2011.
- [37] 오동건, 성순창, 이만균, “PNF 탄력밴드 운동과 중추신경계 발달 운동이 뇌졸중 환자의 일상생활 체력과 근활성도에 미치는 영향”, 한국체육과학회지, 제20권, 제2호, pp.815-827, 2011
- [38] D. A. Neumann, *Kinesiology of the Musculoskeletal System: Foundations for Rehabilitation*, Mosby/Elsevier, 2010.
- [39] F. Collen, D. Wade, G Robb, and C. Bradshaw, “The Rivermead mobility index: a further development of the Rivermead motor assessment,” Disability & Rehabilitation, Vol.13, No.2, pp.50-54, 1991.
- [40] G. Kwakkel and R. C. Wagenaar, “Effect of duration of upper-and lower-extremity rehabilitation sessions and walking speed on recovery of interlimb coordination in hemiplegic gait,” Physical Therapy, Vol.82, No.5, p.432,

2002.

[41] N. M. Salbach, N. E. Mayo, J. Higgins, S. Ahmed, L. E. Finch, and C. L. Richards, "Responsiveness and predictability of gait speed and other disability measures in acute stroke," Archives of physical medicine and rehabilitation, Vol.82, No.9, pp.1204-1212, 2001.

[42] 최원제, 김찬규, 정대인, 이형수 채윤원, 김윤환, "고유수용성신경근축진법의 통합패턴에 따른 정적 균형의 변화", 한국콘텐츠학회지, 제8권, 제10호, pp.251-258, 2008.

[43] 김노빈, 보행시 속도와 보폭 변화에 따른 하지 관절의 운동역학적 분석, 연세대학교 대학원 박사학위논문, 2000.

저 자 소 개

정 우 식(Woo-Sik Jeong)

정회원



- 2010년 2월 : 동신대학교 물리치료학과 석사졸업
- 2010년 3월 ~ 현재 : 동신대학교 물리치료학과 박사과정 중
- 2007년 3월 ~ 현재 : 광주씨티병원 재활센터 물리치료실

<관심분야> : 신경계 물리치료, 운동치료

박 승 규(Seung-Kyu Park)

정회원



- 2001년 2월 : 대구대학교 재활과학대학원 석사졸업
- 2006년 2월 : 전남대학교 일반대학원 체육학과 박사졸업
- 2002년 ~ 현재 : 대불대학교 물리치료학과 교수

<관심분야> : 운동치료, 신경계 물리치료

박 중 향(Jong-Hang Park)

정회원



- 2000년 2월 : 조선대학교 환경보건대학원 석사졸업
- 2009년 8월 : 조선대학교 일반대학원 체육학과 박사수료
- 2006년 ~ 현재 : 광양보건대학 물리치료학과 교수

<관심분야> : 정형물리치료, 운동치료학

이 흥 균(Hong-Gyun Lee)

정회원



- 2009년 2월 : 동신대학교 물리치료학과 석사졸업
- 2011년 2월 : 동신대학교 물리치료학과 박사수료
- 2007년 2월 ~ 현재 : 광주씨티병원 재활센터 물리치료실

<관심분야> : 신경계 물리치료, 운동치료

김 경 윤(Kyung-Yoon Kim)

정회원



- 2004년 2월 : 동신대학교 물리치료학과 석사졸업
- 2007년 2월 : 동신대학교 물리치료학과 박사졸업(이학박사)
- 2006년 3월 ~ 현재 : 동신대학교 물리치료학과 교수

<관심분야> : 신경과학, 운동치료학