

상호억제 기법에 의한 경직성 편마비 환자 보행의 공간적, 시간적 특성 변화

부산가톨릭대학교 보건과학 연구소

김 종 순

부산가톨릭대학교 보건과학대학 물리치료학과

이현옥 · 안 소 윤 · 구봉오

대구대학교 재활과학대학 물리치료학과

배성수

Characteristics Change of Spatial and Temporal Parameters of Gait in Spastic Hemiplegic Patients by Reciprocal Inhibition

Kim, Jong-Soon, P.T., Ph.D.

Institute of Health Science, Catholic University of Pusan

Lee, Hyun-Ok, P.T., Ph.D. · Ahn, So-Youn, P.T., Ph.D. · Koo, Bong-Oh, P.T., Ph.D.

Dept. of Physical Therapy, College of Health Science, Catholic University of Pusan

Bae, Sung-Soo, P.T., Ph.D.

Dept. of Physical Therapy, College of Rehabilitation Science, Daegu University

<Abstract>

The purpose of this study was to determine the effects of reciprocal inhibition on spatial-temporal gait parameters in spastic hemiplegic patients through GaitRite system.

The subjects consisted of 45 patients who had spastic hemiplegia due to stroke. All subjects were randomly assigned to 3 groups: manual reciprocal inhibition program group (manual group), neuromuscular electrical stimulation group (NMES group) and control group. The manual group received voluntary isometric contraction of pre-tibial muscle. The NMES group received neuromuscular electrical stimulation on tibialis anterior. The control group was not received any therapeutic intervention. Before and after experiments, spatial-temporal gait parameters and functional ambulatory profile were measured in all patients.

The data of 30 patients who completed the experimental course were statistically analyzed. The results of this study were as follows:

1. The percentage of change of functional ambulatory profile was markedly increased in the manual group but statistically non-significant ($p > .01$).

2. The percentage of change of gait velocity and cadence were markedly increased in manual group but statistically non significant($p>.01$).

3. Asymmetry ratio of gait elements were more improved in manual group but statistically non significant($p>.01$).

4. There were no statistical difference between pre-test and post-test with functional ambulatory profile, gait velocity, cadence and asymmetry ratios in NMES group($p>.01$).

5. There were no statistical difference between pre-test and post-test with functional ambulatory profile, gait velocity, cadence and asymmetry ratios in control group($p>.01$).

In conclusion, the present results revealed that reciprocal inhibition which produced by voluntary isometric contraction of pre-tibia muscle can be improved spatial-temporal gait parameters including functional ambulatory profile in hemiplegic patients. Therefore, reciprocal inhibition is useful to improve functional activities in hemiplegic patient.

Further study should be done to analyze the effects of intervention duration of reciprocal inhibition, appropriate muscle contraction, optimal time to apply the reciprocal inhibition in more long period.

1. 서 론

통계청(2004) 발표에 의하면 2002년 국내 사망 원인은 뇌졸혈, 뇌경색 등 뇌혈관 질환으로 인한 사망률이 가장 높고 특히, 50대 이후 뇌혈관 질환이 가장 높은 사망 원인이라고 보고하여 그 위험성을 경고하고 있으며 뇌졸중 유병률은 2001년 인구 천명당 8.11명이었다(한국보건사회연구원, 2002).

미국의 경우는 뇌졸중이 세 번째로 높은 사망 원인이며 신경계 질환으로는 가장 흔한 질환으로 운동 장애를 발생시키는 두 번째로 높은 원인으로 알려져 있으며 매년 5십만명의 새로운 환자가 발생하여 3만명 정도만 살아남으며 300백만명 이상의 미국인이 뇌졸중으로 인한 장애를 호소하고 있는 것으로 알려져 있고(O'Sullivan, 1994) 호주의 경우도 연간 약 3만 7000명의 뇌졸중의 환자가 발병하고 살아남은 환자의 50% 정도가 장애를 가지는 것으로 알려져 있다(Anderson 등 1993).

뇌졸중은 빠르게 진행되는 증상과 국소적인 뇌 기능 소실의 징후가 특징인 신경학적 증상으로 뇌에 공급되는 혈액의 감소로 인해 뇌 조직에 지속적으로 산소와 포도당의 공급이 부족하게 되어 국소적인 뇌 조직의 이상을 초래하고 기능 장애를 유발하는 신경학적 질환으로 뇌 허혈 또는 출혈에 의해 발생되며 뇌 기능의 소실이 발생하여 24시간 지속되거나 그 전에 사망하는 급성 양상의 발생 빈도가 높은 신경학적 질환이다(김종만, 2003; O'Sullivan, 1994).

과거에는 뇌졸중을 일혈(apoplexy)이라고 하였으며 흔히 학술적으로 뇌졸중을 뇌혈관 장애라고도 한다. 뇌졸중은 발병 후 적절한 응급 처치와 초기 치료를 통해 환자가 생존했다고 하더라도 신체적, 인지적, 심리 사회적 장애가 남아 뇌졸중 환자에 대한 치료는 의학적, 사회적으로 중요한 문제가 되고 있으며 뇌졸중 환자 치료에 중요한 역할을 담당하는 물리치료사들도 전체 치료 시간의 10%를 성인 뇌졸중 환자의 치료에 소비하고 있다(Bobath, 1990; Sabari, 1997).

신경학적 손상으로 인하여 뇌졸중 환자는 감각과 운동기능, 정신기능, 지각기능, 언어기능, 지적능력 등의 장애를 초래하는데 이 중에서 특히 운동기능 장애는 집중적인 물리치료의 대

상이 된다(고영진 외, 1987; O'Sullivan, 1994). 이러한 뇌졸중으로 인한 편마비 환자의 운동기능 장애 중 하나는 보행 장애로서 신체의 이동을 어렵게 하여 개인의 독립성을 저해하는 큰 요인으로 뇌졸중 발병 후 대부분의 환자들은 보행이 가능하나 좀처럼 정상적인 보행으로 회복되지는 않는다(Jorgenson 등, 1995). 그러므로 뇌졸중 환자의 가장 큰 치료 목표는 보행 기능의 개선이라고 할 수 있을 것이다(Davies, 1985; Turnbull 등, 1995).

보행은 인간에게 있어 가장 자연스러운 동작이며, 특별한 관심이나 노력을 기울이지 않아도 정상적인 신체를 가지고 있으면 누구나 쉽게 할 수 있는 기본 동작이다. 그러나 보행은 인간의 신경과 골격근이 총괄적으로 사용되는 아주 복잡한 과정으로 100여개의 골격근이 상지와 하지의 여러 관절과 협응을 이루어야 가능한 복합적인 동작이며 호흡 작용이나 심장 박동 등 여러 신체 활동의 협응으로 이루어지는 동작이라고 할 수 있다(김로빈 외, 2001).

따라서 보행은 태어나면서부터 오랜 기간에 걸쳐 일어나는 신경근육계, 생체역학적, 운동 기능학적 변화의 결정체인 운동 패턴으로서(배성수 외, 1996) 몸의 안정성을 유지하면서 한 체지가 입각기에 안정 상태를 유지하는 동안 다른 한 체지가 몸을 앞으로 움직이게 하는 연속적이고 반복적인 동작으로 인체를 한 지점에서 다른 한 지점으로 이동시키는 이행 방법의 하나이며 운동계의 통합된 능력을 필요로 한다(배성수 외, 1993; Perry, 1992). 그러므로 보행은 넓은 의미의 이동 동작(locomotion) 형태의 하나라고 할 수 있으며 항중력근이 정상적인 긴장성을 유지하고 상호 신경 지배에 의한 주동근과 길항근의 조화가 잘 이루어진 가운데 에너지의 소모를 최소화하며 효과적이고 부드럽게 신체 무게 중심의 이동이 가능하여야 정상적인 보행이라고 볼 수 있다(Perry, 1992).

뇌졸중으로 인한 편마비 환자의 보행 수행에 영향을 미치는 문제는 충분한 근육 수축을 만들어 내지 못한다는 것, 적절한 타이밍의 문제, 근육 활동의 단계적인 조절의 어려움, 과긴장, 연부조직의 기계적인 변화를 들 수 있으며(Olney와 Richards, 1996) 침내반족(equinovarus), 족하수(foot drop), 반장술(genu recurvatum), 무릎 움직임이 둔한 보행(stiff-knee gait)이 특징적으로 나타난다(Perry, 1992).

뇌졸중 환자들은 주요 문제인 정상 보행의 어려움을 해결하기 위해 보상작용을 많이 이용하는데(Granat 등, 1996) 이는 비정상적인 에너지 소모가 많은 비효율적인 보행방식을 유발한다(Smith 등, 1996).

뇌졸중으로 인한 경직성 편마비 환자는 특징적인 자세 형태를 보이는데 환측 상지의 견관절 굴곡, 내전, 주관절 굴곡, 전완 회내, 수지관절 굴곡, 하지의 경우 고관절 신전근, 내전근 및 내회전근의 경직, 슬관절의 경우 신전근의 경직, 발목 관절의 경우 족저 굴곡근의 경직성 마비를 보이게 된다. 특히, 뇌졸중 환자는 비복근과 가자미근으로 이루어지는 하퇴 삼두근의 근 긴장도가 비정상적으로 증가하여 발목 관절 배측 굴곡의 능동적 조절이 잘 안되고 족하수가 발생하는데 이 하퇴 삼두근은 정상 보행시 보행을 위한 전체 근육의 일률 형성(power generation)중 50%를 담당할 정도로 중요한 역할을 한다(Gage, 1991).

경직으로 인한 발목 관절 배측 굴곡의 어려움은 발뒤꿈치 닿기시 발뒤꿈치가 지면에 닿지 못해 전족부로 닿기를 하게 하고 발바닥이나 발끝으로 딛게하여 입각기가 짧아지게 만든다. 또한 환자의 하지는 전체 보행 주기 내내 신전 되어 있고 발이 저축 굴곡 되어 있으므로 입각기 후반에 발끝으로 밀기가 어려워져 중심을 전진시키기가 곤란해지며 유각기에는 환측 다리가 너무 길어 발끝을 땅에서 떼기 위하여 심한 고관절 굴곡과 함께 회선 보행을 하게 되어 보행 속도가 느려지고 비효율적인 보행 양상을 보이는데(이정원, 1998; Kottke 등, 1982; Norkin, 1994) 보행 조건이 나쁜 경우 신체중심의 불안정성으로 인하여 신체 각 부위의 평형

성 및 호흡과 심장활동 등에 영향을 미쳐 에너지 소비증가의 원인이 되어 피로가 증가하게 되며, 이러한 보행조건이 계속해서 축적될 경우에는 신체에 상당한 영향을 미치게 된다(김로빈 외, 2001).

Davies(1985)는 뇌졸중으로 인한 편마비 환자의 보행 훈련은 환자를 단순히 걷게 하기보다는, 정상적이고 효율적인 방식의 보행을 촉진하는 방향으로 이루어져야 한다고 하여 운동학적으로 정상적인 보행 형태의 촉진과 에너지 사용이 효율적인 보행의 중요성을 강조하였으며 과활동 근육 반응으로 일어나는 발목 관절 동작 장애는 일반적으로 뇌졸중 후 기능적 보행 능력 회복에 있어 커다란 문제로서(Garrett와 Caulfield, 2001) Norkin(1994)은 뇌졸중 환자의 보행 중에 일어나는 일반적인 문제들 중 하나로 발목 관절의 배측 굴곡이 안 되는 점을 들었다.

전통적으로 뇌졸중으로 인한 편마비 환자의 경직을 감소시키기 위해 많은 물리치료법과, 약물 치료, 수술 등의 방법이 사용되고 있는데(Shumway-Cook과 Woollacott, 2000) 이 중에서 물리치료 방법들은 비침습적인 치료 중재로 많은 각광을 받고있으며 물리치료 방법에는 관절 운동(Robinson 등, 1988), 한냉 치료(Price 등, 1993), 전기 자극 치료(김원호, 1997; Alfieri, 1982; Bajd 등, 1985; Goulet 등, 1996), 건 압박(Leone과 Kukulka, 1988), 맛사지(Sullivan 등, 1991), 보조기(Gok 등, 2003), 진동 자극(Bishop, 1974, 1975a, b), 탄력 붕대(Twist, 1985), 석고 고정(Pohl 등, 2002), 근전도 생체 피드백(Wolf, 1983), 상호억제기법의 적용(김원호 외, 1995; 김원호, 1997) 등이 이용된다.

이중에서 상호억제기법은 등척성 수축을 한 근육의 길항근에 발생하는 생리학적인 반응인 척수의 개재 신경원 작용에 의한 상호억제 기전을 이용한 치료법이다. 즉 한 근육이 등척성 수축 할 때 그 근육의 길항근은 억제 되며 그 후 즉시 이완되는(Chaitow, 2001) 기전을 이용한 신경 생리학적인 치료법이다.

상호억제기법을 이용한 치료는 현재 통증으로 인한 근 경련의 감소나 관절 가동 범위의 증진을 위해 정형물리치료학 분야에서 주로 사용되며 중추 신경계에 문제를 가지고 있는 환자의 치료에는 거의 사용이 이루어지지 않고 있다. 하지만 상호억제기법을 뇌졸중으로 인한 경직성 편마비 환자의 발목 관절에 적용 할 경우 하퇴 삼두근의 상호억제 효과와 발목 관절 배측 굴곡근의 등척성 운동을 통한 근력 훈련의 효과도 거둘 수 있을 것으로 여겨지는데 중추 신경계 병변을 가진 환자의 근력 훈련에 관한 전통적인 관점은 기능적인 수행에 영향을 미치는 1차적인 손상이 약화가 아니라 경직이라는 가정에 기초하여 중추 신경계 병변 환자의 근력 측정은 적절하지 못하며 환자의 근력 훈련은 금기 사항으로 근력 훈련은 긴장도를 증가시킨다고 보았으나 최근에는 대뇌 피질 병변을 가진 환자들의 기능 수행시 부전마비가 경직만큼이나 중요한 요소라고 인식하여 근력 훈련의 중요성을 강조하고 있다(Shumway-Cook과 Woollacott, 2000).

따라서 상호억제기법은 하퇴 삼두근의 α -운동 신경원의 흥분 억제와 발목 관절 배측 굴곡근의 강화라는 측면에서 이완과 촉진이라는 두가지 운동 치료학적 이점을 가진 유용한 치료 기법으로 사료되며 본 연구를 통해 상호억제기법이 뇌졸중으로 인한 경직성 편마비 환자 보행 특성에 미치는 영향을 알아보고자 한다.

II. 연구 방법

1. 연구 대상 및 기간

본 연구의 대상은 뇌졸중으로 인한 편마비로 진단을 받고 부산광역시 소재 ○○ 의료원에서 입원 또는 통원 치료를 하고 있는 환자와 ○○ 종합 사회 복지관과 △△ 종합 사회 복지관에서 관할하는 관내의 뇌졸중 환자 중 본 연구의 내용을 이해하고 적극적으로 참여 할 것을 동의한 사람으로서 수기적 상호억제군 15명, 신경근 전기 자극군 15명, 그리고 대조군 15명을 대상으로 진행하였으나 수기적 상호억제군 중 3명, 신경근 전기 자극군 중 5명, 그리고 대조군 중 7명이 연구 도중에 연구 참여를 중단하여 총 30명만이 종료시까지 연구에 참여를 하였다. 연구 참여자의 선정은 다음의 조건을 만족하는 환자를 대상으로 하였다.

- 1) 뇌졸중으로 인한 경직성 성인 편마비 환자
- 2) 발목 관절이 치료사의 지시에 따라 일부 수의적 운동이 가능한 환자
- 3) 수정된 운동기능사정 척도(Modified Motor Assessment Scale; MMAS)로 보행 능력을 평가하여 보행 수준이 3 이상인 환자
- 4) 연구를 방해하는 정형 외과적 질환이 없는 환자
- 5) 현재 또는 발병 전 정신과적 치료를 받은 과거력이 없는 환자

위의 선정 기준을 근거로 선발된 환자를 대상으로 2003년 12월 1일부터 2004년 2월 29일까지 각 대상자마다 3주간 연구를 실시하였다.

2. 연구 절차

본 연구는 예비 조사를 통하여 연구 대상자를 선정한 후 본 연구의 기준 조건에 부합하는 환자임이 확인되면 무작위 그룹 배정을 하였다.

피험자들은 치료사가 수기법으로 상호억제기법을 적용한 수기적 상호억제군(Manual group), 신경근 전기 자극을 이용하여 상호억제를 적용하는 신경근 전기 자극군(NMES group), 아무런 치료 중재를 적용하지 않는 대조군(Control group)으로 나누어 실험을 진행하였다. 각 실험 집단은 주당 5회씩 3주간 총 15회의 치료를 실시하였다.

각 실험 집단은 실험 시작 전 GaitRite를 이용한 보행 요소의 특성, 수정된 운동기능사정 척도를 이용한 보행 능력을 측정 하였고 실험 종료 후에 실험 시작 전과 동일한 검사를 수행하였다.

1) 수기법을 이용한 상호억제기법 프로그램의 적용

수기적 상호억제군에 대한 수기법을 이용한 상호억제기법을 적용하기 전에 수기적 상호억제군으로 배정된 참여자들에게 충분히 수기법을 이용한 상호억제기법의 방법에 관해 설명하고 1회당 15분씩, 주 5회씩 3주에 걸쳐 수기법을 이용한 상호억제기법을 적용하였다.

수기법을 이용한 상호억제기법은 Chaitow(2001)가 제안한 방법을 사용하였다. 즉, 피험자들은 앙와위로 침대에 누워 가능한 관절 가동 범위의 중간 범위에서 자신이 낼 수 있는 총 근력의 20~30%의 힘으로 7초간 발목 관절 배측 굴곡을 실시하였고 연구자는 피험자의 발등 쪽에서 발목 관절 배측 굴곡력과 동일한 반대압을 주어 경골 앞쪽 근육에 등척성 수축이 일어나도록 하였으며 등척성 수축 후에는 5초간 휴식을 취하도록 하였다. 이러한 적용 절차를 반복해서 3회 실시하는 것을 1회의 치료 주기로 설정하여 1회의 치료 주기 후 30초간 휴식 시간을 갖도록 하였다.

수기법을 이용한 상호억제기법을 적용할 때 피험자에게 수축을 할 때는 호흡을 멈추도록

하였고 이완을 할 때는 호흡을 내쉬도록 하였다.

상호억제기법의 적용 중 환자에게 Valsalva 증상이 나타나거나 환자가 피로감이나 어지러움을 호소할 때에는 잠시 쉬었다가 다시 시도 하였으며, 상기 증상이 심한 경우에는 치료적 중재를 중단하였다.

2) 신경근 전기 자극을 이용한 상호억제기법 프로그램의 적용

신경근 전기 자극군에 대한 신경근 전기 자극을 이용한 상호억제기법을 적용하기 전에 수기적 상호억제군으로 배정된 참여자들과 마찬가지로 신경근 전기 자극군으로 배정된 참여자들에게 신경근 전기 자극 적용 절차에 관해 자세히 설명하고 1회당 15분씩, 주 5회씩 3주에 걸쳐 신경근 전기 자극을 이용한 상호억제기법을 적용하였다.

신경근 전기 자극을 이용한 상호억제기법의 적용은 이정우와 김태열(2003)이 이용한 방법을 사용하였다. 즉, 피험자들을 침대에 앙와위로 눕게한 후 신경근 전기 자극기(Walking Man II, Korea)를 이용하여 전경골근(tibialis anterior)의 수축이 일어나도록 하였으며 전극 배치는 일회용 접착식 전극을 양극 배치법으로 전경골근 근육에 20cm 간격으로 배치하였다.

신경근 전기 자극기에 사용된 자극 매개변수는 200 μ s 맥동 시간과 주파수 50pps인 맥동 전류로 경사 증가 시간을 2초, 경사 감소 시간을 0.5초로 하여 10초의 통전 시간과 10초의 단속 시간을 설정하였다.

3. 자료 처리

연구 과정에서 수집된 자료는 부호화한 후 자료 처리는 유의 수준 α 를 0.01로 하여 통계 패키지 SPSS for Windows(ver. 10.0)를 이용하여 분석하였다.

먼저 수집된 자료는 수기적 상호억제군, 신경근 전기 자극군, 그리고 대조군의 일반적 특성에 관한 평균 및 표준 편차를 산출하였으며 수기적인 방법을 이용한 상호억제기법과 신경근 전기 자극을 통한 상호억제기법의 효과 차이를 분석하기 위해 각 집단별 전·후 검사 측정치는 Kruskal-Wallis 검정으로 각 집단간의 차이를 분석하였으며 각 집단의 치료 전·후 비교는 Wilcoxon 부호 순위 검정(Wilcoxon signed rank test)으로 각각의 처치가 보행 특성에 어떠한 영향을 미치는지를 검증하였다.

III. 연구 결과

1. 연구 대상자의 특성

1) 연구 대상자의 일반적 특성

연구에 참여한 전체 대상자는 30명이었으며 대상자중 남성이 18명으로 60.0%이었고 여성이 12명으로 40.0%이었다. 평균 연령은 61.00세이었고, 평균 신장은 161.86cm, 체중은 59.10kg이었다.

수기법을 이용한 상호억제기법을 적용한 수기적 상호억제군은 남성이 11명으로 91.7%, 여성이 1명으로 8.3%이었다. 평균 연령은 54.33세이었고, 평균 신장은 167.50cm, 체중은 68.08kg이었다.

신경근 전기 자극을 이용한 상호억제기법을 적용한 신경근 전기 자극군은 남성이 5명으로 50.0%, 여성이 5명으로 50.0%이었다. 평균 연령은 62.60세이었고, 평균 신장은 158.30cm, 체중은 54.40kg이었다.

대조군은 남성이 2명으로 25.0%, 여성이 6명으로 75.0%이었다. 평균 연령은 69.00세이었고, 평균 신장은 157.29cm, 체중은 51.50kg이었다(Table 1).

Table 1. General characteristics of subjects

Group	Age(years)	Height(cm)	Weight(kg)
Manual	54.33±10.49	167.50±5.47	68.08±9.45
NMES	62.60±9.96	158.30±4.99	54.40±6.52
Control	69.00±7.48	157.29±5.35	51.50±5.50

2) 연구 대상자의 병력 특성

연구에 참여한 대상자의 병력 특성은 전체 대상자 30명중 출혈성 뇌손상 환자가 5명으로 16.7%, 허혈성 뇌손상 환자는 25명으로 83.3%이었다.

편마비가 발생한 부위는 오른쪽 편마비가 16명으로 53.3%, 왼쪽 편마비 환자가 14명으로 46.7%이었다.

각 그룹별 병력 특성은 수기적 상호억제군이 출혈성 뇌손상 환자가 3명으로 25.0%, 허혈성 뇌손상 환자가 9명으로 75.0%이었으며 편마비가 발생한 부위는 오른쪽 편마비가 6명으로 50.0%, 왼쪽 편마비가 6명으로 50.0%이었다.

신경근 전기 자극군은 출혈성 뇌손상 환자가 2명으로 20.0%, 허혈성 뇌손상 환자가 8명으로 80.0%이었으며 편마비가 발생한 부위는 오른쪽 편마비가 6명으로 60.0%, 왼쪽 편마비가 4명으로 40.0%이었다.

대조군은 허혈성 뇌손상 환자가 8명으로 100.0%이었으며 출혈성 뇌손상 환자는 없었다. 편마비가 발생한 부위는 오른쪽 편마비가 4명으로 50.0%, 왼쪽 편마비가 4명으로 50.0%이었다(Table 2).

Table 2. Medical characteristics of subjects

Group	Intracerebral hemorrhage	Intracerebral Ischemic	Rt. hemiplegia	Lt. hemiplegia
Manual	3(25.0%)	9(75.0%)	6(50.0%)	6(50.0%)
NMES	2(20.0%)	8(80.0%)	6(60.0%)	4(40.0%)
Control	0(0.0%)	8(100.0%)	4(50.0%)	4(50.0%)

3) 연구 대상자의 보행 정도

수정된 운동기능사정 척도를 이용하여 측정한 연구 대상자의 평균 보행 정도는 3.77점이

었다. 이를 각 그룹별로 살펴보면 수기적 상호억제군은 보행 정도가 3.67점, 신경근 전기 자극군은 4.10점, 대조군은 3.50점이었으며 각 그룹간의 통계학적인 유의한 차이는 없었다 ($p>.01$)(Table 3).

Table 3. Subjects's MMAS score

Group	Manual	NMES	Control	p-value
Gait	3.67±0.65	4.10±0.32	3.50±0.53	0.052

2. 기능적 보행지수 비교

1) 실험 전·후 기능적 보행지수 비교

실험 전 기능적 보행지수는 평균 52.06이었으나 실험 후는 평균 53.30이었다. 이를 각 그룹별로 전·후 비교 검정 한 결과는 다음과 같다.

수기적 상호억제군은 실험 전 54.33, 실험 후 57.83을 보여 통계학적인 유의한 차이가 없었다($p>.01$).

신경근 전기 자극군은 실험 전 53.00, 실험 후 52.00을 보여 통계학적인 유의한 차이가 없었다($p>.01$).

대조군은 실험 전 47.50, 실험 후 48.12를 보여 통계학적인 유의한 차이가 없었다($p>.01$)(Table 4).

Table 4. A comparison of FAP scores between pre-test and post-test

Group	Manual	NMES	Control
Pre-test	54.33±9.30	53.00±4.42	47.50±3.29
Post-test	57.83±13.34	52.00±8.52	48.12±2.41
p-value	0.169	0.456	0.581

2) 기능적 보행지수 변화율 비교

실험 전과 실험 후 기능적 보행지수의 변화 정도를 백분율로 환산한 결과 기능적 보행지수는 평균 2.43%의 변화율을 보였다. 이를 각 그룹별로 살펴보면 다음과 같다.

수기적 상호억제군은 평균 6.03%, 신경근 전기 자극군은 평균 -1.97%, 그리고 대조군은 평균 1.58%의 변화율을 보여 신경근 전기 자극군의 기능적 보행지수는 오히려 감소한 것으로 나타났으며 이들 세 그룹간의 기능적 보행지수 변화율에 대한 비교 검정에서 통계학적인 유의성은 없었으나($p=.227$) 수기적 상호억제군의 기능적 보행지수 변화율이 가장 크게 나타났다(Fig. 1).

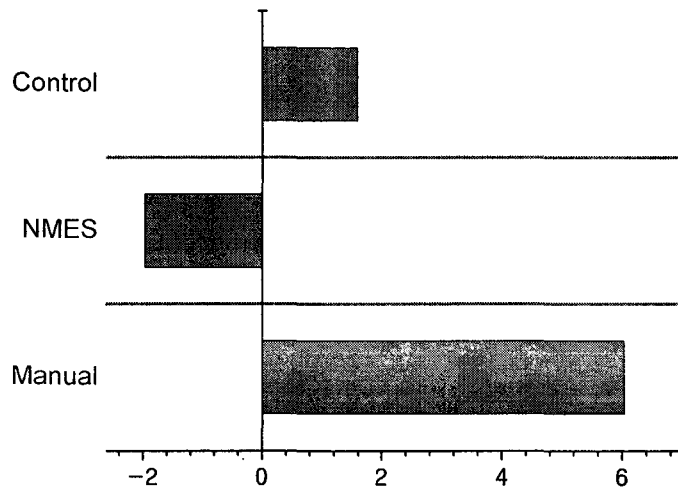


Fig. 1. The percentage of change of FAP scores in each group.

3. 보행 속도의 비교

1) 실험 전·후 보행 속도 비교

실험 전 보행 속도는 평균 32.86cm/sec이었으나 실험 후는 평균 36.58 cm/sec이었다. 이를 각 그룹별로 전·후 비교 검정 한 결과는 다음과 같다.

수기적 상호억제군은 실험 전 27.72cm/sec, 실험 후 36.37cm/sec를 보여 통계학적인 유의한 차이가 없었다($p>.01$).

신경근 전기 자극군은 실험 전 46.20cm/sec, 실험 후 43.72cm/sec를 보여 통계학적인 유의한 차이가 없었다($p>.01$).

대조군은 실험 전 23.88cm/sec, 실험 후 27.98cm/sec를 보여 통계학적인 유의한 차이가 없었다($p>.01$) (Table 5).

Table 5. A comparison of gait velocities between pre-test and post-test

Group	Manual	NMES	Control
Pre-test(cm/sec)	27.72±20.60	46.20±15.77	23.88±8.87
Post-test(cm/sec)	36.37±26.40	43.72±20.76	27.98±11.78
p-value	0.031	0.381	0.235

2) 보행 속도 변화율 비교

실험 전과 실험 후 보행 속도의 변화 정도를 백분율로 환산한 결과 보행 속도는 평균 35.15%의 변화율을 보였다. 이를 각 그룹별로 살펴보면 다음과 같다.

수기적 상호억제군은 평균 78.17%, 신경근 전기 자극군은 평균 -3.23%, 그리고 대조군은

평균 18.61%의 변화율을 보여 신경근 전기 자극군의 보행 속도는 오히려 감소한 것으로 나타났다으며 이들 세 그룹간의 보행 속도 변화율에 대한 비교 검정에서 통계학적인 유의성은 없었으나($p=.070$) 수기적 상호억제군의 보행 속도 변화율이 가장 크게 나타났다(Fig. 2).

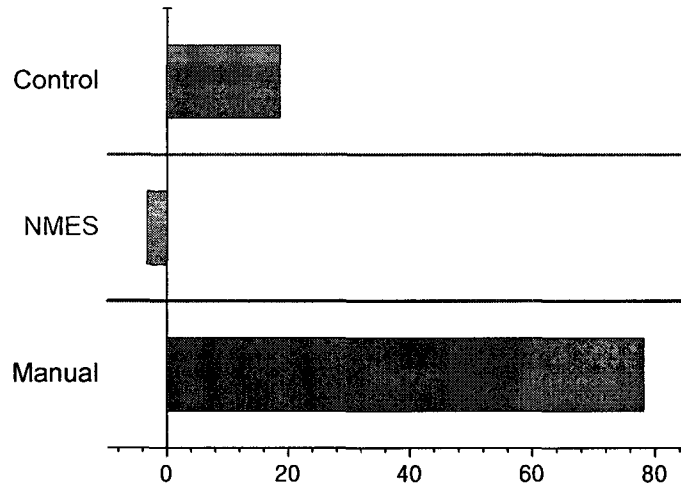


Fig. 2. The percentage of change of gait velocities in each group

4. 분속수의 비교

1) 실험 전 · 후 분속수 비교

실험 전 분속수는 평균 85.18steps/min이었으나 실험 후는 평균 87.85 steps/min이었다. 이를 각 그룹별로 전 · 후 비교 검정 한 결과는 다음과 같다.

수기적 상호억제군은 실험 전 59.98steps/min, 실험 후 66.71steps/min를 보여 통계학적인 유의한 차이가 없었다($p>.01$).

신경근 전기 자극군은 실험 전 106.88steps/min, 실험 후 102.95steps/min를 보여 통계학적인 유의한 차이가 없었다($p>.01$).

대조군은 실험 전 95.86steps/min, 실험 후 100.67steps/min를 보여 통계학적인 유의한 차이가 없었다($p>.01$) (Table 6).

Table 6. A comparison of cadences between pre-test and post-test

Group	Manual	NMES	Control
Pre-test(steps/min)	59.98±21.74	106.88±30.60	95.86±26.61
Post-test(steps/min)	66.71±22.67	102.95±28.27	100.67±46.05
p-value	0.252	0.944	0.969

2) 분속수 변화율 비교

실험 전과 실험 후 분속수의 변화 정도를 백분율로 환산한 결과 분속수는 평균 12.40%의 변화율을 보였다. 이를 각 그룹별로 살펴보면 다음과 같다.

수기적 상호억제군은 평균 22.71%, 신경근 전기 자극군은 평균 3.78%, 그리고 대조군은 평균 7.70%의 변화율을 보였다.

이들 세 그룹간의 분속수 변화율에 대한 비교 검정에서 통계학적인 유의성은 없었으나 ($p=0.70$) 수기적 상호억제군의 분속수 변화율이 가장 크게 나타났다(Fig. 3).

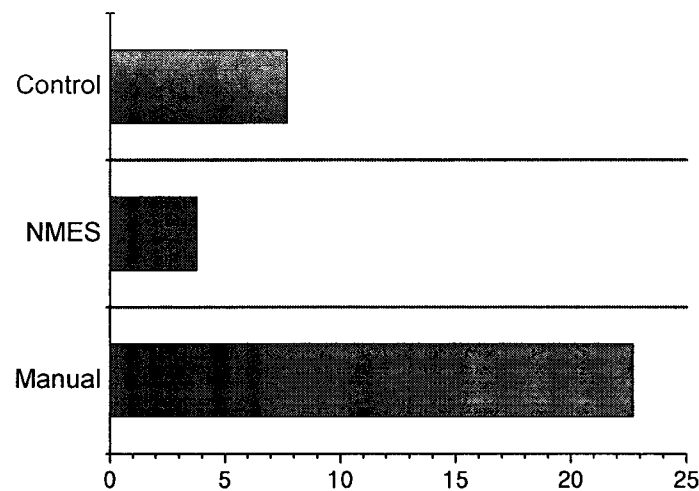


Fig. 3. The percentage of change of cadences in each group

5. 보행 요소의 비대칭율 비교

1) 수기적 상호억제군의 실험 전·후 보행 요소 비대칭율 비교

실험 전 걸음 시간의 비대칭율은 0.40에서 실험 후 0.35로 감소하였으나 통계학적인 유의한 차이는 없었다($p>0.01$).

보행 주기 시간의 비대칭율은 실험 전 0.18에서 실험 후 0.07로 감소하였으나 통계학적인 유의한 차이는 없었다($p>0.01$).

보장의 비대칭율은 실험 전 0.32, 실험 후 0.32로 나타나 통계학적인 유의한 차이는 없었다($p>0.01$).

활보장의 비대칭율은 실험 전 0.10, 실험 후 0.17로 나타나 통계학적인 유의한 차이는 없었다($p>0.01$).

실험 전 단하지 지지기의 비대칭율은 0.67에서 실험 후 0.52로 감소하였으나 통계학적인 유의한 차이는 없었다($p>0.01$).

실험 전 양하지 지지기의 비대칭율은 0.16에서 실험 후 0.15로 감소하였으나 통계학적인 유의한 차이는 없었다($p>0.01$).

실험 전 유각기의 비대칭율은 0.66에서 실험 후 0.57로 감소하였으나 통계학적인 유의한 차이는 없었다($p>0.01$).

실험 전 입각기의 비대칭율은 0.15에서 실험 후 0.12로 감소하였으나 통계학적인 유의한

차이는 없었다($p>.01$) (Table 7).

Table 7. A comparison of elements of gait between pre-test and post-test in manual group

Elements of gait	Pre-test	Post-test	p-value
Step time	0.40±0.38	0.35±0.38	0.935
Gait cycle	0.18±0.19	0.07±0.06	0.074
Step length	0.32±0.27	0.32±0.41	1.000
Stride length	0.10±0.15	0.17±0.36	0.992
Single support	0.67±0.83	0.52±0.98	0.073
Double support	0.16±0.11	0.15±0.33	0.294
Swing	0.66±0.73	0.57±1.11	0.282
Stance	0.15±0.10	0.12±0.13	0.447

2) 신경근 전기 자극군의 실험 전·후 보행 요소 비대칭율 비교

걸음 시간의 비대칭율은 실험전 0.31에서 실험 후 0.41로 나타나 통계학적인 유의한 차이는 없었다($p>.01$).

보행 주기 시간의 비대칭율은 실험 전 0.16에서 실험 후 0.13으로 감소하였으나 통계학적인 유의한 차이는 없었다($p>.01$).

보장의 비대칭율은 실험 전 0.59, 실험 후 1.03으로 나타나 통계학적인 유의한 차이는 없었다($p>.01$).

활보장의 비대칭율은 실험 전 0.17, 실험 후 0.28로 나타나 통계학적인 유의한 차이는 없었다($p>.01$).

단하지 지지기의 비대칭율은 실험 전 0.40, 실험 후 1.13으로 나타나 통계학적인 유의한 차이는 없었다($p>.01$).

실험전 양하지 지지기의 비대칭율은 0.24에서 실험 후 0.15로 감소하였으나 통계학적인 유의한 차이는 없었다($p>.01$).

유각기의 비대칭율은 실험 전 0.39, 실험 후 0.42로 나타나 통계학적인 유의한 차이는 없었다($p>.01$).

입각기의 비대칭율은 실험 전 0.16에서 실험 후 0.12로 감소하였으나 통계학적인 유의한 차이는 없었다($p>.01$) (Table 8).

3) 대조군의 실험 전·후 보행 요소 비대칭율 비교

걸음 시간의 비대칭율은 실험전 0.41, 실험 후 0.73으로 나타나 통계학적인 유의한 차이는 없었다($p>.01$).

보행 주기 시간의 비대칭율은 실험 전 0.13, 실험 후 0.15로 나타나 통계학적인 유의한 차이는 없었다($p>.01$).

보장의 비대칭율은 실험 전 1.14에서 실험 후 0.38로 감소를 보였으나 통계학적인 유의한

차이는 없었다($p>.01$).

활보장의 비대칭율은 실험 전 0.18, 실험 후 0.20으로 나타나 통계학적인 유의한 차이는 없었다($p>.01$).

단하지 지지기의 비대칭율은 실험 전 0.42, 실험 후 0.71로 나타나 통계학적인 유의한 차이는 없었다($p>.01$).

양하지 지지기의 비대칭율은 실험 전 0.17, 실험 후 0.27로 나타나 통계학적인 유의한 차이는 없었다($p>.01$).

유각기의 비대칭율은 실험 전 1.04, 실험 후 1.59로 나타나 통계학적인 유의한 차이는 없었다($p>.01$).

입각기의 비대칭율은 실험 전 0.23, 실험 후 0.34로 나타나 통계학적인 유의한 차이는 없었다($p>.01$) (Table 9).

Table 8. A comparison of elements of gait between pre-test and post-test in NMES group

Elements of gait	Pre-test	Post-test	p-value
Step time	0.31±0.28	0.41±0.39	0.670
Gait cycle	0.16±0.11	0.13±0.14	0.678
Step length	0.59±0.69	1.03±1.62	0.509
Stride length	0.17±0.23	0.28±0.35	0.338
Single support	0.40±0.20	1.13±1.95	0.572
Double support	0.24±0.26	0.15±0.15	0.529
Swing	0.39±0.33	0.42±0.41	1.000
Stance	0.16±0.10	0.12±0.13	0.236

Table 9. A comparison of elements of gait between pre-test and post-test in control group

Elements of gait	Pre-test	Post-test	p-value
Step time	0.41±0.21	0.73±0.73	0.398
Gait cycle	0.13±0.16	0.15±0.16	0.834
Step length	1.14±1.18	0.38±0.17	0.210
Stride length	0.18±0.16	0.20±0.30	1.000
Single support	0.42±0.50	0.71±0.50	0.121
Double support	0.17±0.12	0.27±0.18	0.550
Swing	1.04±1.22	1.59±1.92	0.479
Stance	0.23±0.22	0.34±0.35	0.479

6. 수정된 운동기능사정 척도 변화율 비교

실험 전과 실험 후 수정된 운동기능사정 척도 변화 정도를 백분율로 환산한 결과 수정된 운동기능사정 척도는 평균 3.11%의 변화율을 보였다.

이를 각 그룹별로 살펴보면 수기적 상호억제군은 평균 7.77%의 증가 양상을 나타내었으나 신경근 전기 자극군과 대조군은 변화율에 변화가 없었다.

세 그룹간의 수정된 운동기능사정 척도 변화율에 대한 검정에서 통계학적인 유의한 차이는 없었으나($p=.034$) 수기적 상호억제군의 수정된 운동기능사정 척도 변화율이 가장 크게 증가한 것으로 나타났다.

IV. 고 찰

현대 사회는 인간의 평균 수명이 연장됨에 따라 뇌졸중의 발생율이 점차 증가하고 있으며 의학의 발달로 인해 뇌졸중 후 생존율도 증가하고 있다. 따라서 뇌졸중에서 생존한 환자들의 장애를 최소화 시키고 인간으로서의 품위를 유지하면서 삶을 영위 할 수 있는 독립적인 일상생활로의 복귀는 물리치료학계의 주된 관심 사항이 되고 있다.

물리치료사들은 환자를 평가하여 치료 계획을 세울 때 우선 사항을 결정하여야 하는데 가장 먼저 고려되어지는 것이 기능으로서, 인간의 삶에 있어 가장 기능적인 문제는 보행과 이동의 문제이다(Kettenbach, 1994). 그러나 뇌졸중 후 흔히 경직성 마비가 나타나는데 경직은 환자들의 조화로운 운동과 섬세한 운동 등의 수의적 운동기능에 문제를 야기한다. 즉, 경직으로 인해 인간의 동작은 제한을 받게 되고 기능적인 면에서 문제가 야기된다.

신경생리학적으로 신경 지배에 있는 근육들은 근긴장을 지속적으로 가지고 있는데 근 긴장의 출현에는 근육 조직, 신경근 접합부, 말초신경, α 및 γ 운동 신경, 척수 개재 신경과 운동 중추로서의 대뇌피질, 기저핵, 중뇌 및 뇌간 망상체, 소뇌, 전정부 등이 관여하고 있다. 따라서 경직의 발생 기전에도 이들의 문제가 연관되어 있을 것으로 추측되어지고 있다.

경직의 발생 기전은 크게 뇌 화학적 발생 기전설과 신경생리학적 발생 기전설이 있으며 이중 신경생리학적 발생 기전설에는 경직을 동적 γ -운동 신경(dynamic γ -motorneuron)의 활동성이 높아진 상태라고 생각하는 γ -운동 신경 항진설, 경직을 척수 전각 세포의 α -운동 신경원의 기능 항진에 의한 것으로 보는 α -운동 신경 항진설, 연접전 억제의 감약설, 회귀성 억제의 감약설 등이 있는데(細田多穂와 柳澤 健, 2000) 본 연구는 경직의 신경생리학적 발생 기전 중 α -운동 신경 항진설에 주목하여 근육의 등척성 수축 이후 척수 개재 신경원의 작용에 의한 근육의 α -운동 신경원 이완을 주 목적으로 하는 치료법인 상호 억제 기법이 보행시 전체 근육의 일률 형성 중 중요한 역할을 하는 비복근의 경직을 억제하여 보행의 시간적, 공간적 요소 변화에 영향을 미치는지를 살펴보고자 하였다.

뇌졸중 후의 기능 회복은 크게 신경학적 회복과 기능적 회복으로 구분 할 수 있다. 신경학적 회복은 뇌졸중의 발병 기전과 병소 부위에 따라 좌우되는데 출혈성인 경우를 제외하고 회복의 90%가 발병 후 첫 3개월 이내에 이루어진다(Anderson, 1990). 반면 행동 과제의 수행을 통해 유도되는 전체적인 유기체의 복잡한 활동인 기능의 회복은(Craik, 1992) 나이, 병변의 특성, 경험, 약물, 훈련, 외부 환경, 환자의 의지력 등에 영향을 받게 된다(Shumway-Cook 과 Woollacot, 2000).

인간의 기능적인 독립된 생활에 가장 먼저 고려해야 할 것은 가동성으로 이는 한 장소에서 다른 장소로 독립적이면서 안전하게 스스로 움직일 수 있는 능력으로 정의 할 수 있다. 환자의 재활에서 주된 치료 목표는 가능한 한 환자가 독립적인 가동성을 다시 획득 할 수 있도록 도와주는 것이라고 할 수 있으며 가동성의 재획득 또한 환자의 1차적인 목표가 될 것이다. 보행은 이러한 가동성의 가장 기능적인 형태로서 대단히 복잡한 행위이다. 보행은 신체 전체가 관여하며 이에 따라 수많은 근육과 관절들의 협응이 요구된다. 보행은 진행(progression), 안정(stability), 적응(adaptation)이라는 세 가지 기본적인 요인에 의해 그 특징을 찾을 수 있다.

원하는 방향으로 신체를 움직이기 위해 다리와 체간 근육이 율동적으로 협응하여 만들어 내는 기본적인 이동 형태를 진행이라고 할 수 있으며 안정은 이동을 위해 적절한 자세를 취하고 이를 유지하는 것과 움직이는 신체의 율동적인 안정성 요구이며 개인적인 목표와 환경적인 요구에 맞는 보행을 적응이라고 할 수 있다(Patla, 1997). 진행과 안정은 유각기에 지지면 위에서 발이 끌리지 않도록 충분히 발이 들려져야 하며 여기에다 진행 방향에 있는 장애물을 피하기 위해 유각기 발에 유연성도 충분해야 하는 적응도 필요하다(Shumway -Cook과 Woollacot, 2000).

뇌졸중의 환자의 경우 단지 23~37%의 환자가 첫 주에 독립적인 보행을 할 수 있다고는 하지만(von Schroeder 등, 1995) 일반적인 견해로는 뇌졸중에서 살아남은 사람의 50~80%가 3주 후나 퇴원 무렵에야 도움 없이 걸을 수가 있다고 한다(Burdett 등, 1988). 그러므로 보행의 재훈련은 뇌졸중 환자를 위한 물리치료 프로그램에서 가장 중요한 목표라고 할 수 있을 것이다.

환자들의 보행 장애는 보행 분석법이 발달함에 따라 연구의 주요 목표가 되었는데 보행은 체간, 팔 그리고 머리의 균형을 유지하기, 입각기시 지질의 지지를 유지하기, 유각기시 발을 바닥에 들어 흔들기, 그리고 에너지를 보존하면서 신체에 충분한 에너지를 공급하기와 같은 네 가지 주요 과제와 직접적인 관련이 있다(Olney와 Richards, 1996).

뇌졸중 환자가 보행을 수행하는데 있어 가장 두드러진 어려움은 근력의 감소, 수의적인 근 수축의 감소, 적절한 시간에 근육을 수축시키지 못하고 적절하게 단계적으로 근육을 수축시키지 못하는 것이다. 뇌졸중이 발생한 몇 주 후 경직과 근육군의 비정상적인 유연성으로 인한 근육의 역학적 적합성의 변화가 발생한다(Dietz와 Berger, 1984). 이러한 능동 조직과 수동 조직의 문제는 긴장도(tone)의 문제를 야기한다.

뇌졸중 환자의 평균 보행 속도는 정상인의 보행 속도보다 느려지는데 이러한 보행 속도의 차이는 뇌졸중의 심각성 정도를 반영한다고 알려져 있다(Olney와 Richards, 1996). 본 연구에서 뇌졸중 환자의 실험 전 평균 보행 속도는 수기적 상호억제군이 27.72cm/sec, 신경근 전기자극군이 46.20cm/sec 그리고 대조군이 23.88cm/sec를 보여 앞서 보고 된 선행 연구의 0.23m/sec(von Schroeder 등, 1995)에서 0.73m/sec(Burdett 등, 1988)와 동일한 결과를 보였다.

입각기와 유각기의 비율도 뇌졸중 환자의 보행에서 차이가 발생하는데 정상 속도로 걷는 정상인에 비해 뇌졸중 환자의 입각기는 환측과 비환측 모두 길어지고 보행 주기에서 환측보다 비환측의 입각기 비율이 길어진다. 그리고 뇌졸중 환자는 보행 주기에서 동시 입각기에 소비되는 시간의 비율도 정상 속도로 걷는 정상인에 비해 길어진다. 전체 동시 입각기는 두 부분으로 나누어 볼 수 있는데 환측 발의 후기 입각기 동안 일어나는 동시 입각기는 그 다음에 일어나는 동시 입각기 보다 약 5% 길다. 그러나 비환측 발의 접촉은 환측 발 보행 주기의 평균 45%에서 일어나는 반면 환측은 비환측 발 보행 주기의 약 55%까지 발의 접지

를 하지 못한다(Olney와 Richards, 1996).

Wall과 Turnbull(1986)은 뇌졸중 후 편마비가 발생한 환자의 기능 재활에 있어 이상적인 목표는 동작 형태의 대칭적인 본질을 회복하는 것이라고 하였다. 이는 뇌졸중 환자의 재활에 있어 대칭적인 보행 요소의 획득이 중요한 목표임을 시사하는 말로서 보행 요소의 대칭성은 치료의 성공 여부를 측정하는데 사용되곤 한다(Hsu 등, 2003; Olney와 Richards, 1996). 그러나 이러한 관점은 뇌졸중 환자들은 운동계로부터 동일한 출력을 통해 동일한 힘을 만들어 내지 못한다는 문제점을 가지고 있다. 뇌졸중 환자들은 운동 형태의 결여를 보상하기 위한 운동 전략을 사용하는데 뇌졸중 환자들의 보행 요소는 각각의 지질이 명확히 다른 양상을 나타낸다.

본 연구에서는 시간적, 공간적 보행 특성의 변화를 평가하기 위해 기능적 보행지수, 보행 속도, 분속수, 보행 요소의 비대칭율을 측정하였는데 수기적 상호억제군에서 기능적 보행지수 변화율은 6.03%, 보행 속도의 변화율은 78.17%, 분속수의 변화율은 22.71%의 변화를 보여 가장 큰 호전을 보인 것으로 나타났다.

뇌졸중 환자를 대상으로 한 보행 요소의 비대칭성에 관한 연구를 살펴보면 뇌졸중 환자의 공간적 비대칭(spatial asymmetry)을 의미하는 환측과 비환측 하지 사이의 보폭비(step-length ratio)는 1.13이고(Dettmann 등, 1987) 시간적 비대칭(temporal asymmetry)을 나타내는 환측과 비환측 사이의 단하지 지지기의 비대칭율은 약 0.53~0.66(Hill 등, 1994; Wall과 Turnbull, 1986)인 것으로 알려져 보행의 비대칭이 뇌졸중 환자들의 특징임을 알 수 있는데 본 연구에서도 수기적 상호억제군, 신경근 전기자극군 그리고 대조군의 단하지 지지기 비대칭율이 실험 전에 각각 0.67, 0.40, 0.42를 보여 선행 연구의 결과와 유사하였다.

보행 요소 비대칭율의 실험 전·후 변화 정도를 살펴보면 수기적 상호억제군은 6가지 항목에서 비환측과 환측의 비대칭율이 감소한 것으로 나타나 신경근 전기자극군의 3개 항목, 대조군의 1개 항목에 비해 두드러진 변화를 보였다. 이는 노력성 호흡 운동을 시킨 결과 흡기 운동군과 호기 운동군 모두 기능적 보행지수가 증가하였고 보행 요소의 비대칭율은 감소하였다고 보고한 김병조(2003)와 김병조 등(2004)의 연구와 유사한 결과로 해석할 수 있으나 본 연구 결과가 통계학적인 유의성이 나타나지 않았다는 점에서 차이를 보인다. 김용욱 등(2000)도 뇌졸중 환자의 경골 앞쪽 근육에 기능적 전기 자극을 한 결과 분속수의 별다른 변화가 없었다고 보고하여 본 연구 결과와 유사하였다.

본 연구에서 기능적 보행지수, 보행 속도, 분속수, 보행 요소의 비대칭율이 통계적으로 의미있는 결과를 보이지 못한 이유는 첫째, 운동 강도의 측면에서 본 연구가 뇌졸중으로 인한 편마비 환자를 대상으로 하였기 때문에 강한 근력 강화 운동이 불가능하였으며 수기적 상호억제군과 신경근 전기자극군에 적용한 치료적 중재인 상호 억제 기법도 이완을 목적으로 하는 중재이므로 수기적 상호억제군의 경우 전경골근의 수축을 최대 수의적 수축의 20%~30%로 수축력을 한정하였고 신경근 전기자극군의 경우도 운동 역치 정도로 전기 자극을 가해 하퇴 삼두근의 α -운동 신경원 흥분은 완화하였으나 발목 관절 배측 굴곡을 유도 할 수 있을 만큼의 충분한 근력 강화는 유도하지 못한 것으로 여겨진다. 근력의 경우 절대 안정 상태에서 근수축을 하지 않는 경우 1일에 1%~1.5%의 근력 저하가 일어나는 것으로 알려져 있어(細田多穂와 柳澤 健, 2001) 뇌졸중으로 인한 편마비 환자의 발목 관절 배측 굴곡근에도 상당한 근력 저하가 있을 것으로 예상되어 지는데 약해진 근력의 증가를 위해서는 과부하와 낮은 반복을 필요로 한다. 즉, 6RM 이하의 운동이 적절하며(Wilmore와 Costill, 2001) 등척성 수축의 경우 가벼운 부하에서는 지근(slow twitch muscle) 섬유가 우세하게 활력을 받지만 높

은 부하에서는 속근(fast twitch muscle) 섬유도 활력을 받는 것으로 알려져 있다(Knaflitz 등, 1990). 따라서 본 연구에서와 같은 낮은 부하의 등척성 수축은 속근 섬유인 전경골근의 근력을 증가시키는 데에는 한계가 있었을 것으로 사료된다. 둘째 치료 중재 기간의 측면에서 살펴보면 하나의 새로운 운동 기술을 학습할 때, 연습 단계의 초기에는 상당한 집중력이 요구되나 그 기술이 더욱 익숙하게 되면서 높은 수준의 집중력이 요구되지는 않는데 특징적으로 학습된 운동 패턴은 뇌 속에 저장되어져서 필요한 경우에 재생된다. 이렇게 기억화된 운동 패턴을 엔그램(engram)이라고 한다. 즉, 학습이 뇌에 물리적 변화를 일으켰을 때 혹은 학습을 통해 뇌에 저장된 기억화된 운동 패턴을 엔그램이라고 한다(Wilmore와 Costill, 2001). 상호 억제 기법을 통한 치료 중재는 반복을 통해 자극과 피로감을 제공하고 이는 중추에 엔그램을 강화하여 이렇게 기억된 하퇴 삼두근의 α -운동 신경원 흥분 조절은 일상생활이나 보행에서 의식적인 조절 없이도 자동적으로 일어나게 될 것이다. 그러나 본 연구에서는 치료적 중재 기간을 3주간으로 설정하여 상호 억제가 엔그램을 강화하여 이것이 기능적인 보행 효과로 이월하기에는 중재 기간이 충분하지 못했던 것으로 사료된다. 셋째, 운동 시스템 접근의 관점에서 보행은 개인의 신체적인 특성과 환경 조건에 따라 자기 조직화된 안정적인 움직임 상태를 이루기 위해 일어나게 된다. 즉, 보행은 유기체와 환경의 역동적인 상호 작용이라고 할 수 있다(김선진, 2002). 따라서 동물에게 필요한 것은 감각(sensation)이 아니라 지각(perception)이며 특히, 중요한 환경적 요인들을 지각하는 것이 중요하다고 할 수 있다(Shumway-Cook과 Woollacot, 2000). 학습자는 환경으로부터 제공되는 유용한 정보들과 과제의 특성에 대한 정보를 지각하여 지각-운동 활동 영역 내에서 최적의 협응 형태를 구성하게 된다. 즉, 학습자, 환경 그리고 과제간의 상호 보완적인 연결 체계 속에서 운동 기술의 협응과 조절이 이루어지는 것이다. 이러한 과정이 반복적으로 진행되면 수 많은 신체 시스템 내에 존재하는 자유도를 효율적인 기능 구조로 조직함으로써 운동 기술을 학습하게 되는 것이다(김선진, 2002). 따라서 본 연구와 같이 치료사에 의해 수행되는 수동적인 치료 중재와 누운 자세에서 신체가 보행시와 같은 유사 환경의 자극을 경험하지 못한 상태의 중재는 지각-운동 활동 영역을 탐색하는 과정인 탐색 전략을 적절하게 제공 할 수 없을 것으로 사료된다. 그러므로 하퇴 삼두근의 경직이 완화 되었다 하더라도 GaitRite의 보행로와 같은 생소한 환경에서 적절한 지각 단서를 찾지 못한 상태로 보행을 평가 할 경우 보행 기능의 호전은 기대하기 어려울 것으로 사료된다.

V. 결 론

본 연구는 상호억제기법이 뇌졸중으로 인한 경직성 편마비 환자 보행의 공간적, 시간적 특성 변화에 미치는 영향을 알아보기 위해 뇌졸중으로 인한 경직성 편마비 환자 45명을 대상으로 연구를 시행하여 기능적 보행지수, 보행 속도, 분속수, 보행 요소의 비대칭율을 측정하였다. 본 연구를 완전히 끝낸 연구 참여자는 총 30명으로 이들로부터 구한 자료를 분석하여 다음과 같은 결과를 얻었다.

1. 실험 전·후 수기적 상호억제근의 기능적 보행지수, 보행 속도, 분속수 그리고 보행 요소의 비대칭율이 두드러지게 개선된 소견을 보였으나 통계적으로는 유의한 차이를 보이지 않았다.
2. 실험 전·후 신경근 전기 자극군의 기능적 보행지수, 보행 속도, 분속수 그리고 보행

요소의 비대칭물에는 유의한 차이가 없었다.

상기 본 연구의 결과를 종합해보면, 전경골근의 수의적인 등척성 수축을 유도하는 상호억제기법이 뇌졸중으로 인한 경직성 편마비 환자의 비복근 α -운동 신경원의 흥분을 억제하여 보행 기능을 개선할 수 있다는 것을 알 수 있다. 그러나 보행 기능의 개선 효과에 관한 결과는 수기적 상호억제군이 가장 큰 호전 양상을 보였음에도 불구하고 통계학적인 유의성이 나타나지 않아 차후 보다 많은 뇌졸중 환자를 대상으로 한 중재 기간, 근 수축력 정도, 중재 적용 시점 등에 관한 보다 광범위한 연구가 필요 할 것으로 사료된다.

〈 참고 문 헌 〉

- 고영진, 양승한, 박경희(1987). 편마비 환자에서 ambulator를 이용한 보행 훈련의 효과. 대한 재활의학회지, 제11권 2호, 22-27.
- 김로빈, 최지영, 신제민(2001). 보행속도와 보폭 변화가 하지 관절 움직임에 미치는 영향. 한국체육학회지, 제40권 4호, 997-1009.
- 김병조(2003). 노력성 호흡 운동이 편마비 환자의 보행 특성에 미치는 영향. 미간행 대구대학교 대학원 박사학위 청구 논문.
- 김병조, 황보각, 배성수(2004). 노력성 호흡 운동을 통한 편마비 환자의 기능적 보행지수 개선. 대한물리치료학회지, 제16권 1호, 13-24.
- 김선진(2002). 운동학습과 제어. 서울 : 도서출판 대한미디어.
- 김용욱, 원종혁, 정보인(2000). 기능적 전기 자극이 뇌졸중 환자의 보행에 미치는 영향. 한국전문물리치료학회지, 제7권 3호, 72-80.
- 김원호, 박용택, 황성연, 권혁철(1995). 비복근의 고유수용성 신경근육 촉진법과 정적 신장에 대한 효과 비교. 대한전문물리치료학회지, 제2권 2호, 56-65.
- 김원호(1997). 경피신경자극치료와 경직억제기술이 뇌성마비의 경직에 미치는 효과. 한국전문물리치료학회지, 제4권 1호, 70-77.
- 김종만(2003). 임상신경학. 서울 : 도서출판 정담.
- 배성수, 김용천, 박흥기, 이현옥, 이현일, 장정훈(1993). 물리치료학 개론. 서울 : 대학서림.
- 배성수, 이진희, 윤창구(1996). 보행과 보행분석법에 관한 연구. 대한물리치료학회지, 제8권 1호, 49-64
- 이정우, 김태열(2003). 신경근 전기 자극에 의한 H 반사의 변화. 대한물리치료학회지, 제10권 1호, 65-73.
- 이정원(1998). 골반 운동이 뇌졸중 환자의 보행특성에 미치는 효과. 한국전문물리치료학회지, 제5권 2호, 23-38.
- 통계청(2004). 2002년 사망원인별 통계 보고서. <http://www.nso.go.kr>.
- 한국보건사회연구원(2002). 2001 국민 건강·영양 조사. 서울 : 한국보건사회연구원.
- 細田多穂, 柳澤 健(2001). 물리치료대백과사전(장정훈 외 40인 역). 서울 : 도서출판 나눔의 집.
- Alfieri, V.(1982). Electrical treatment of spasticity: reflex tonic activity in hemiplegic patients and selected specific electrostimulation. Scand J Rehab Med, 14, 177-182.

- Anderson, T.P.(1990). Rehabilitation with complete stroke. In : Kottke, F.J., Lehmann, J.F. Krusen's handbook of physical medicine and rehabilitation(4th Ed.)(pp.656-678). Philadelphia : WB Sounder's Co.
- Anderson, C.S., Jamrozik, K.D., Burvill, P.W., Chakera, T.M.H., & Johnson, G.A., Stewart-Wynne E.G.(1993). Ascertaining the true incidence of stroke : experience from the Perth Community Stroke Study, 1989-1990. Medical Journal of Australia, 158, 80-84.
- Bishop, B.(1974). Vibratory stimulation. Part I. Neurophysiology of motor responses evoked by vibratory stimulation. Phys Ther, 54, 1273-1282.
- Bishop, B.(1975a). Vibratory stimulation. Part II. Vibratory stimulation as an evaluation tool. Phys Ther, 55, 28-34.
- Bishop B.(1975b). Vibratory stimulation. Part III. Possible applications of vibration in treatment of motor dysfunctions. Phys Ther, 55, 139-143.
- Bobath, B.(1990). Bobath 원리에 의한 편마비(중풍) 환자의 물리치료. 오경환, 정진우역). 서울 : 도서출판 대학서림.
- Burdett, R.G., Borello-France, D., Biatchly, C., & Poptter, C.(1988). Gait comparison of subjects with hemiplegia walking unbraced, with ankle-foot orthosis, and with Air-Stirrup brace. Phys Ther, 68, 1197-1203.
- Chaitow L.(2001). 근에너지 기법. (김선엽, 박지환, 황성수역). 서울 : 영문출판사.
- Craik R.L.(1992). Recovery process: maximizing function. In: Contemporary management of motor control problems. Proceedings of the II Step Conference(pp.165-173). Alexandria VA : APTA.
- Davies, P.M.(1985). Steps to Follow. Berlin Heidelberg : Springer-Verlag.
- Dettmann, M.A., Linder, M.T., & Sepic, S.B.(1987). Relationship among gait performance, posture stability, and functional assessment of the hemiplegic patient. Am J Phys Med, 66, 77-90.
- Dietz, V., & Berger, W.(1984). Interlimb coordination of posture in patients with spastic hemiparesis. Brain, 107, 965-978.
- Gage, J.R.(1991). Gait analysis in cerebral palsy. New York : Mackeith Press.
- Garrentt, M., & Caulfield, B.(2001). Increased Hmax:Mmax ratio in community walkers poststroke without increased in ankle plantarflexion during walking. Arch Phys Med Rehabil, 82, 1066-1072.
- Gok, H., Kucukdeveci, A., Altinkaynak, H., Yavuzer, G., & Ergin, S.(2003). Effects of ankle-foot orthoses on hemiparetic gait. Clinical Rehabilitation, 17, 137-139.
- Goulet, C., Arsenault, A.B., Bourbonnais, D., Laramée, M.T., & Lepage, Y. (1996). Effects of transcutaneous electrical stimulation on H-reflex and spinal spasticity. Scand J Rehab Med, 28, 169-176.
- Granat, M.H., Maxwell, D.J., & Ferguson, A.C.B.(1996). Peroneal stimulator : Evaluation for the correction of spastic drop foot in hemiplegia. Arch Phys Med Rehabil, 77, 19-24.
- Hill, K.D., Goldie, P.A., & Baker, P.A.(1994). Retest reliability of the temporal and distance characteristics of hemiplegic gait using a foot switch system. Arch Phys Med Rehabil, 75, 577-583.

- Hsu, A.L., Tang, P.F., & Jan, M.H.(2003). Analysis of impairment gait velocity and asymmetry of hemiplegic patient after mild to moderate stroke. *Arch Phys Med Rehabil*, 84, 1185-1193.
- Jorgenson, H.S., Nakayama, H., Raaschau, H.O., & Olsen, T.S.(1995). Recovery of walking function in stroke patients: The Copenhagen Stroke Study. *Arch Phys Med Rehabil*. 76, 27-32.
- Kettenbach, G.(1994). 임상기록.(배성수, 정형국역). 서울 : 대학서림.
- Knaflitz, M., Merletti, R., & De Luca(1990). Inference of motor unit recruitment order in voluntary and electrically elicited contraction. *J Apply Physiol*, 68, 1657-1667.
- Kottke, F.J., Stilwell, G.K., & Lehmann, J.F.(1982). Krusen's handbook of physical medicine and rehabilitation. W.B. Saunders Co, Philadelphia, 86-100.
- Leone, J.A., & Kukulka, C.G.(1988). Effects of tendon pressure on alpha motor neuron excitability in patients with stroke. *Phys Ther*, 68, 475-480.
- Norkin, C.(1994). Gait analysis. In : O'Sullivan, S.B., & Schmitz, T.J. *Physica Rehabilitation : Assessment and treatment(3rd Ed.)*(pp.167-191). Philladelphia : FA DAVIS Co.
- Olney, S.J., & Richards, C.(1996) Hemiparetic gait following stroke, part 1: characteristics. *Gait & Posture*, 4, 136-148.
- O'Sullivan, S.B.(1994). Stroke. In : O'Sullivan, S.B., & Schmitz, T.J. *Physical Rehabilitation : Assessment and treatment(3rd Ed.)*(pp.327-360). Philladelphia : FA DAVIS Co.
- Patla, A.E.(1997). Understanding the roles of vision in the control of human locomotion. *Gait & Posture*, 5, 54-69.
- Perry, J.(1992). : *Gait analysis : Normal and pathological function*. Slack Inc.
- Pohl, M., Rukriem, S., Mehrholz, J., Ritschel, C., & Strik, H.(2002). Effectiveness of serial casting in patients with severe cerebral spasticity: A comparison study. *Arch Phys Med Rehabil*, 83, 784-790.
- Price, R., Lehmann, J.F., Boswell-Bessette, S., Burleigh, A., & deLateur, B.J.(1993). Influence of cryotherapy on spasticity at the heman ankle. *Arch Phys Med Rehabil*, 74, 300-304.
- Robinson, C.J., Kett, N.A., & Bolam, J.M.(1988). Spasticity in spinal and injured patients : short-term effects of surface electrical stimulation. *Arch Phy Med Rehabil*, 69, 598-604.
- Sabari, J.S.(1997). Motor control, motor recovery after stroke. In: Deusen, J.V., & Brunt, D.(1997). *Assessment in Occupational Therapy and Physical Therapy*(pp. 240-271). Philladelphia : W.B. Saunders Co.
- Shumway-Cook, A., & Woollacott, M.H.(2000). *Motor Control : Theory and practical applications(2nd Ed.)*. Baltimore : Lippincott, Williams & Wilkins.
- Smith, L.K., Weiss, E.L., & Lehmkuhl, L.D.(1996). 임상운동학. (이현옥, 이승주, 최재창역). 서울 : 영문출판사.
- Sullivan, S.J., Williams, L.R.T., Seaborne, D.E., & Morelli, M.(1991). Effects of massage on alpha motorneuron excitability, *Phys Ther*, 71, 555-560.
- Turnbull, G.I., Charteris, J., & Wall, J.C.(1995). A comparison of the range of walking speeds between normal and hemiplegic subjects. *Scand J Rehabil Med*, 27, 175-182.
- Twist, D.J.(1985). Effects of wrapping technique on passive range of motion in a spastic

- upper extremity. *Phys Ther*, 65, 299-304.
- von Schroeder, H.P., Coutts, R.D., Lyden, P.D., & Billings, E. Jr.(1995). Gait parameters following stroke: a practical assessment. *J Rehabil Res Dev*, 32, 25-31.
- Wilmore, J.H., & Costill, D.L.(2001). 운동과 스포츠 생리학. (강희성, 김기진, 김태운, 김형목, 장경태, 전종귀, 조현철역). 서울 : 도서출판 대한미디어.
- Wolf, S.L.(1983). Electromyographic biofeedback applications to stroke patients. *Phys Ther*, 63, 1448-1459.