

시각정보에 따른 하지운동이 만성 뇌졸중 환자의 하지근육의 근활성도, 균형, 보행에 미치는 영향

김현주, 이제혁¹⁾

충주대학교 물리치료학과, 충주대학교 대학원 물리치료학과¹⁾

The Effects of Exercise for Lower Extremity Using Visual Information on Lower Extremity Muscle Activity, Balance and Gait in Stroke Patients

Hyun-joo Kim, Je-hyeok Lee¹⁾

Dept. of Physical Therapy, National Chungju University

Dept. of Physical Therapy, Graduate School of Chungju University¹⁾

Key Words:

Stroke,
Visual
information,
Lower
extremity
muscle activity,
Balance,
Gait

ABSTRACT

Background: This study was to examine the effect of applying leg exercise using visual informations on improving stroke patient's muscle power, balance and gait. **Methods:** The subjects of this study were hemiplegic patients by stroke, 30 patients were picked up, who were agreed with this research and were having hospital care for 8 weeks at RS, RB and HH medical centers. The study group was 15 and comparison group was 15, totally 30 patients were confirmed. leg exercise using visual informations was applied to study group, leg exercise without visual informations was applied to comparison group. These were proceeded for 8 weeks (5 days a week, 20 minutes a day), change of muscle power, balance and gait was checked to investigate the effect. Electromyography apparatus was used for checking muscle power, K-BBS (Korean version of Berg Balance Scale) and COP (center of pressure) were used for balance, then Functional Gait Assessment (FGA), timed up and go test (TUG) were used for checking the capacity of gait. **Results:** Vastus lateralis ($p=.002$), biceps femoris ($p=.000$), K-BBS ($p=.000$), COP ($p=.007$), FGA ($p=.002$), TUG ($p=.009$) are significant difference between the two groups. **Conclusion:** This study showed that visual informations impact change of muscle activity, balance and locomotor ability in stroke patients.

I. 서론

뇌졸중은 뇌경색 또는 뇌출혈로 뇌신경 손상으로 나타나는 장애로 일상생활과 사회활동에 제약을 받는 만성 질환이며(Donna 등, 2008), 발병 이후 개인적, 사회적 비용의 손실이 계속적으로 증가하는 만성 질환이다. 이러한 뇌졸중으로 인한 국내 사망률은 10만 명당 59.6 명으로 단일질환 사망률 1위 질환이다(통계청, 2008). 뇌졸중 발병 후 공통적으로 나타나는 증상인 편마비는

자세 및 균형 조절에 어려움을 겪게 되는 원인이 된다 (Vearrier 등, 2005; Johannsen 등, 2006). 또한 뇌졸중은 환측으로의 체중부하와 보행 능력에 장애를 초래한다. 균형 조절의 제한은 비대칭적인 기립상태에서 뿐만 아니라 자세동요가 커질수록 더 심하게 나타난다 (Laufer 등, 2000). 뇌졸중으로 인한 편마비 환자의 가장 중요한 훈련 목표 중 하나는 독립적인 보행에 있고 뇌졸중 환자들의 원활한 걷기 능력을 위해서 균형 능력과 자세 조절 향상을 목적으로 설정하고 있다 (Balasubramanian 등, 2007). 특히 하지의 운동능력 결여는 보행능력과 균형에 영향을 미치며, 낙상의 위험을 증가 시킨다(Jorgensen 등, 1995; Liepert 등, 2000). 편

교신저자: 김현주(충주대학교, hkim@cjnu.ac.kr)
논문접수일: 2011.12.15, 논문수정일: 2011.12.22,
개재확정일: 2011.12.26

마비 환자의 하지 이완성, 경련성 및 환측의 감각 기능 장애로 인한 보행 능력 저하는 독립적인 일상생활능력을 어렵게 만드는 주된 요인이 되는 것으로 알려져 있다 (Frontera와 Silver, 2002). Salbach 등(2004)에 따르면, 하지의 근력증진이 보행 시 균형, 보행속도, 보행거리를 향상시키기 위한 프로그램이 환자들에게 매우 효과적이었다. 임상적으로 근력의 약화는 뇌졸중 환자의 기능적 향상을 제한하는 요소로써(Bohannon, 1995), Shelley와 Sharp(1997)는 하지의 근력강화 트레이닝을 통해 무릎관절의 신전력이 증가되고 이러한 하지 근력의 증가는 보행 속도 증가와 밀접한 관련성을 가지므로 근력 강화운동이 중요하다고 주장하였다. De Haart(2004)는 균형 장애 환자를 대상으로 한 연구에서 시각적 되먹임 훈련이 자세 조절 기능을 향상시킨다고 보고하였다. 거울을 통한 시각적 되먹임은 간단하고 환자지향적인 치료법이며 집에서 거울을 이용하여 간단하게 실시 할 수 있다 (Serap 등, 2007). 시각적 되먹임을 이용하여 훈련한 환자는 치료과정에 흥미를 느끼면서 과제를 수행할 수 있고, 치료 과정 전반에 걸쳐 동기 유발 효과가 극대화된다(Jack 등, 2001). 더불어 편마비 환자에게 적용되는 자극의 강도를 조절함으로써 치료 과정의 일관성을 유지할 수 있으며, 편마비 환자는 시각적 되먹임 훈련을 통해 다양한 감각을 직접적으로 받아들일 수 있고 전정 기관으로부터의 감각입력을 통합하여 자세 균형에 활용한다 (Walker 등, 2000). 또한 환자 스스로 지속적이며 반복적인 훈련과 학습을 수행 할 수 있고, 과제수행평가의 결과를 환자 자신이 훈련 즉시 확인 가능하여 뇌졸중으로 인한 편마비 환자에 적합한 평가 및 훈련이라 할 수 있다(Rizzo 등, 2006; Schultheis와 Rizzo, 2001). 이러한 시각정보를 통한 되먹임 운동은 대부분 정적인 상태에서 실시된 연구가 대부분이다. 이에 본 연구에서는 시각정보 유무에 따른 하지 운동이 하지 근활성도, 균형, 보행 능력에 미치는 영향에 대해서 연구 하고자 한다.

본 연구의 목적에 따라 다음과 같이 가설을 설정하였다. 첫째 시각정보를 이용한 하지운동군과 시각정보를 이용하지 않은 하지운동군의 반복 측정 시점에 따라 하지 근활성도, 균형, 보행능력의 차이가 있을 것이다. 둘째 시각정보를 이용한 하지운동군이 시각정보를 이용하지 않은 하지운동군 보다 근활성도, 균형, 보행능력의 변화의 차이가 클 것이다.

II. 연구방법

1. 연구대상자

본 연구의 대상자는 경기도에 위치한 RB 재활병원,

RS 재활병원, HH 요양병원에 입원 중인 뇌졸중 환자 34명을 실험군 15명, 대조군 15명을 최종 대상자로 선정 하였다. 연구대상자는 모든 운동 과정에 동의하고 연구에 자발적으로 참여한 환자로 뇌졸중 발병 후 6개월이 지났으며 한국판 간이정신상태 검사 점수가 21점 이상인 환자로 하였다. 발목, 무릎의 관절이 정형외과적 질환 등으로 인하여 심한 구축이 있는 환자와 근 경직 부위에 항경직성 주사액을 사용하고 있는 환자, 신경정신과적 문제를 가진 환자는 연구 대상에서 제외되었다.

2. 실험 방법

실험 방법은 대상자 30명을 실험군과 대조군으로 나누어 실험군은 참가자의 T셔츠에 세로의 선을 붙이고 앉은 자세에서 T셔츠의 세로의 선과 거울의 세로의 선을 일직선상에 배열하도록 하여 가능한 범위까지 최대한 신전하였다가 앉는다(Fig 1). 대조군은 참여자의 전면에 스크린을 설치하여 시각정보를 차단하고 슬관절 90도 굴곡자세로 앉은 자세에서 일어시기 실시하였다. 두 군 모두 높낮이 조절 테이블(PAMB-770)을 이용하였으며 반복횟수는 10회로 구성된 3세트로 세트 당 2분씩 휴식하고 운동기간은 주 5회 8주간 실시하였다.



Fig 1. Lower extremity exercise using visual informations

3. 실험 도구 및 측정방법

1) 근전도 (electromyography; EMG)

근전도 분석은 근육이 전기적 신호 활동 즉 근 섬유 의 활동 전위를 검출하여 분석하는 것으로, 근육질환 및 신경손상 등을 진단할 수 있는 전기진단기법이다. 또한 근육의 신경 지배 양상을 간접적으로 보여 주며 근력약화의 정도를 평가하는 지표로 사용되고 있고 비 침습적인 연구 방법이다. 하지의 근활성도 측정은 근전도

(Noraxon Myosystem 1400A unit)를 사용하여 측정하였다. 무릎 관절의 굴곡과 신전에 많은 기여를 하는 대퇴직근(rectus femoris, RF), 외측광근(vastus lateralis, VL), 반건양근(semiendinosus, ST), 대퇴이두근(biceps femoris, BF) 등을 선정하여 표면전극을 부착하였다(문곤성, 2004).

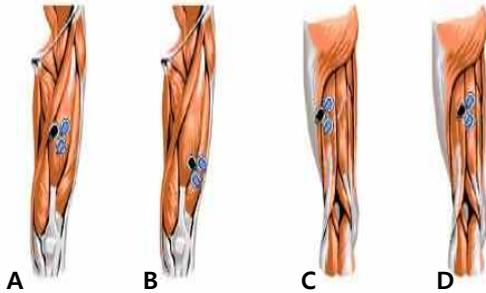


Fig 2. Electrode attachment point
A: rectus femoris, B: vastus lateralis,
C: biceps femoris, D: semiendinosus

근활성도를 정량화하기 위해 먼저 각 근육의 기준수축(reference voluntary contraction; RVC)을 1 RM의 도수 저항을 주어 측정 하고, 이렇게 구해진 기준수축을 기준으로 기능적 동작 시 근육별 근활성도를 측정하여 표준화하는 %RVC 방법을 사용하였다. 근 신호 처리방법은 Lewis 등(2009)의 연구를 참고로 하였으며 자료저장과 처리를 위해 Myoresearch XP 1.04 소프트웨어(Noraxon, Inc, USA)를 이용하였다. 근전도 신호(raw EMG signal)를 1000Hz로 표집(sampling)한 후, 교류 변환기(AD converter)를 사용하여 아날로그에서 디지털 신호(analog-to-digital)로 전환(convert)하였다. 아날로그 신호(analog signal)는 10Hz high-pass filter를 적용한 후, 완파 정류(full-wave rectification) 처리를 한 다음 20Hz low-pass filter를 적용하여 정류(filter)된 평균 제곱근(root mean square, RMS) 신호를 40~250Hz로 표집(sampling)하여 컴퓨터 파일로 저장하였다. 60Hz 노치 필터(notch filter)를 사용하여 순수한 근전도 잡음(noise)을 제거하였다. 또한 근활성도(EMG activity)가 1 μ V보다 적은 것부터 입력될 수 있도록 소음 제거율(common mode rejection ratio)을 130dB 이상으로 설정하였다.

2) 한국판 버그균형측정 (Korean version of Berg Balance Scale; K-BBS)

Berg 등(1989)이 편마비 균형 능력 손상을 평가하기 위해 만든 것으로 14개 항목으로 앉기, 서기, 자세 변

화 3개 영역을 최소 0점에서 최고 4점을 적용하여, 총 56점이 만점으로 되어있다. 14개의 항목으로는 앉아서 일어서기, 지지 없이 서있기, 지지 없이 앉아 있기, 일어서 자세에서 앉기, 의자에서 의자로 이동하기, 눈감고 서있기, 발 모아 서있기, 앞으로 손 뻗기, 물건입어 들기, 뒤돌아보기(왼쪽, 오른쪽), 360도 돌기, 한 발 교대로 발판에 올려놓기(각각 4번씩), 한 발을 앞에 붙여 놓고 서기, 한 발로 서기로 구성되어있다. 점수가 높을수록 균형정도가 좋은 것으로 평가하고 K-BBS는 뇌졸중 환자를 대상으로 높은 검사자간 신뢰도($r=.98$)와 재검사 신뢰도($r=.99$)를 가진다(Beninato 등, 2009).

3) 압력중심점 이동면적(center of pressure; COP)

압력중심점 이동을 측정하기 위해 (주)알푸스의 Gaitview AFA-50 모델을 이용하여 압력중심점 이동을 측정하였다. 대상자는 맨발로 패드 위에 올라가 기립상태를 유지한다. 장비의 화면은 대상자 뒤에 위치시켜 대상자가 화면을 보는 것을 차단하고, 30초 동안 측정 한 후 압력중심점 이동 면적을 기록한다. 자료의 수집은 3회 반복 측정하여 그 평균값을 변수로 취하고 측정 간 1분간의 휴식을 주어 근 피로에 대한 영향을 최소화한다(노정석 등, 2008).

4) 기능적 보행평가(functional gait assessment; FGA)

Wrisley 등(2004)은 측정도구의 변별력에 영향을 주는 천장효과를 감소시키고, 안정성의 작은 변화라도 잘 감지하도록 하기 위해 동적보행지수 평가도구를 일부 변경하고 항목을 추가하여 기능적 보행평가를 개발하였다. 기능적 보행평가는 총 10개의 항목으로 구성되어 있으며, 구체적인 항목은 평평한 지면에서 보행하기, 보행 속도를 변경하기, 보행하면서 옆으로 머리를 돌리기, 보행하면서 상하로 머리를 움직이기, 보행하다가 한 발을 축으로 해서 돌기, 장애물 위를 지나 걷기, 좁은 기저면에서 걷기, 눈을 감고 걷기, 뒤로 걷기, 계단 오르내리기이다. 각 항목은 점수를 0에서 3점까지 줄 수 있는 4점 척도이며, 장애가 없는 경우 3점, 약간의 장애가 있는 경우 2점, 중간정도의 장애가 있는 경우 1점, 심한 장애가 있는 경우 0점을 주도록 되어 있어, 최대 점수는 총 30점이고, 최소 점수는 0점이다. 측정자내 신뢰도는 급간내상관계수 .92~.95의 높은 신뢰도를 보였고, 측정자간 신뢰도는 .91~.95의 높은 신뢰도를 나타냈다. 또한 내적 일치도는 $\alpha=.92\sim.93$ (95% 신뢰구간 =.90~.95)의 높은 신뢰도를 나타냈다(원종임과 유경훈, 2011).

5) 일어나 걸어가기 검사(timed up and go test; TUG)

TUG 검사는 서서 이동하는 능력, 균형능력, 짧은 거리를 걷는 능력, 회전하는 능력 등의 기본적 움직임을 평가하는 검사로 연구대상자를 팔걸이가 있는 의자에 앉은 상태에서 실험자의 출발신호에 일어나서 3m거리를 걸었다가 다시 되돌아와서 앉는 시간을 측정하는 방법이다. TUG 검사는 뇌졸중 환자를 대상으로 검사와 재검사에서 신뢰도가(r=.95) 높은 검사로 알려져 있다. 본 연구에서는 3m 지점에 표시물을 부착하고, 반환점을 돌 때 비마비측으로 돌게 설명하고 사전 연습 후 초단위로 2회 측정하여 평균값을 구한다.

4. 자료 처리

본 연구의 자료 처리는 SPSS ver. 12 통계 프로그램을 이용하였다. 치료 전, 중, 후의 각 군에 따른 근활성도와 균형, 보행능력을 측정하여, 일요인 반복측정 분산분석(one-way repeated ANOVA)을 적용하였고, 자료의 모든 통계학적 유의수준 α 은 .05 이하로 하였다.

III. 결 과

1. 연구대상자의 일반적 특성

연구대상자의 일반적 특성을 보면 대상자는 총 30명으로 실험군 15명, 대조군 15명이었다. 성별은 실험군은 남자 7명(46.7%)이었고 대조군은 남자 11명(73.3%)이었으며, 연령은 실험군이 57.47세, 대조군이 58.07세이었다(Table 1).

2. 하지 근육의 근활성도

대퇴직근은 0주, 4주, 8주의 3회 측정값의 변화가 유의하지 않았으며, 실험군과 대조군 간에도 유의한 차이를 보이지 않았다. 시각정보가 대퇴직근의 활성화 변화에 영향을 주지 않았다($p < .05$). 대퇴이두근은 0주, 4주, 8주의 3회 측정값의 변화가 유의하였으며, 실험군과 대조군 간에도 유의한 차이를 보였다. 시각정보가 대퇴이두근의 활성화 변화에 영향을 주었다($p < .05$). 반건양근은 0주, 4주, 8주의 3회 측정값의 변화가 유의하였으나, 실험군과 대조군 간에는 유의한 차이를 보이지 않았다. 시각정보가 대퇴직근의 활성화 변화에 영향을 주지 않았다($p < .05$). 외측광근은 0주, 4주, 8주의 3회 측정값의 변화가 유의하였으며, 실험군과 대조군 간에도 유의한 차이를 보였다. 시각정보가 외측광근의 활성화 변화에 영향을 주었다($p < .05$)(Table 2)(Fig 3).

Table 1. General characteristic of subjects

Variables	Experimental group(n=15)	Control group(n=15)
Age(yrs)	57.47±8.61	58.07±13.33
Gender, Men(%)	7(46.7%)	11(73.3%)
Height(cm)	163.47±9.36	164.60±8.80
Weight(kg)	63.19±12.08	64.22±10.39
Onset time(months)	24.33±19.32	25.13±19.58
Hemiparatic side, Right(%)	3(20%)	8(53.3%)
MMSE-K(point)	26.00±3.89	25.67±5.96
AFO, yes(%)	3(20%)	2(13.3%)
Diagnosis, Infarction(%)	12(80%)	12(80%)

MMSE-K : Korean version Mini-Mental State Examination

Table 2. Interaction of between groups effect on muscle activity change in visual information

	Type III Sum of Squares	df	Mean Square	F	p
Time	40.447	2	20.224	2.531	.089
RF Time×Group	13.446	2	6.723	.841	.436
Time	320.685	2	160.342	57.050	.000
BF Time×Group	132.709	2	66.355	23.609	.000
Time	199.547	1.193	167.319	14.519	.000
ST Time×Group	25.517	1.193	21.396	1.857	.182
Time	62.282	2	31.141	6.906	.002
VL Time×Group	64.981	2	32.491	7.205	.002

RF: rectus femoris, BF: biceps femoris, ST: semitendinosus, VL: vastus lateralis,

3. 균형

K-BBS는 0주, 4주, 8주의 3회 측정값의 변화가 유의하였으며, 실험군과 대조군 간에도 유의한 차이를 보였다. 시각정보가 K-BBS 점수 변화에 영향을 주었다($p < .05$)(Table 3)(Fig 4). COP는 0주, 4주, 8주의 3회 측정값의 변화가 유의하였으며, 실험군과 대조군 간에도 유의한 차이를 보였다. 시각정보가 COP 이동 넓이 변화에 영향을 주었다($p < .05$)(Table 3)(Fig 4).

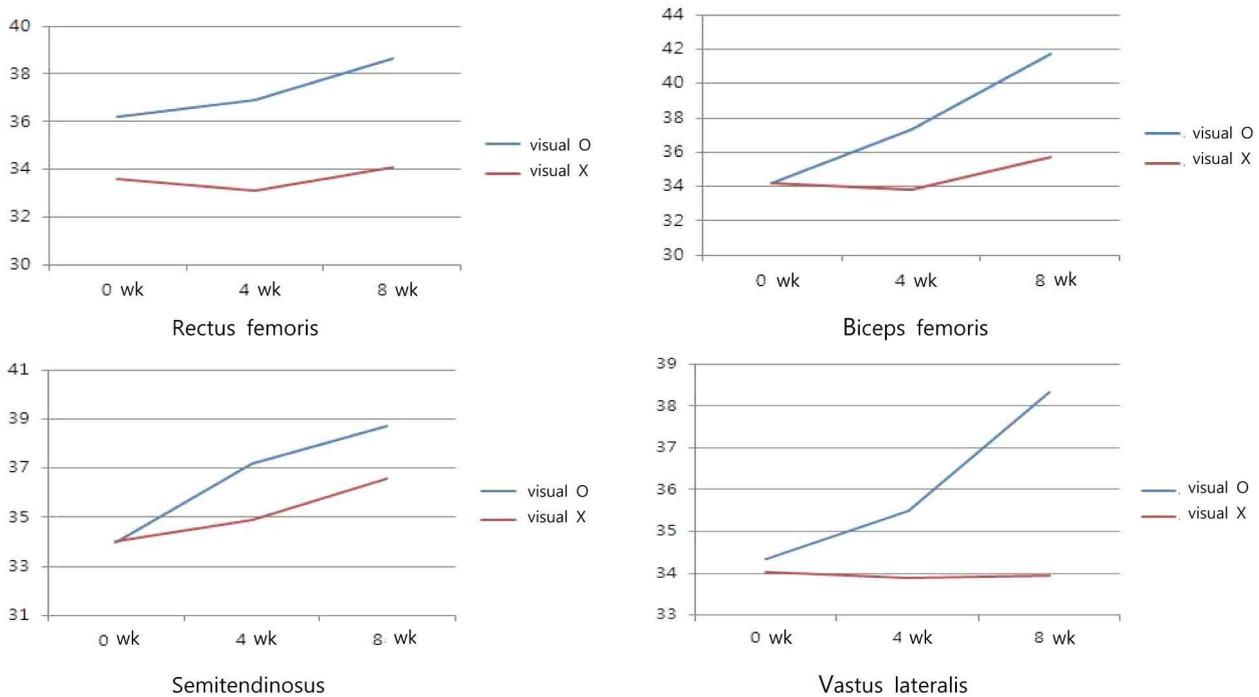


Fig 3. Change of each lower extremity muscles on visual information and without visual information

Table 3. Interaction of between groups effect on K-BBS values change in visual information

		Type III Sum of Squares	df	Mean Square	F	p
K-BBS	Time	109.800	2	54.900	39.081	.000
	Time x Group	46.867	2	23.433	16.681	.000
COP	Time	3.816	1.263	3.022	7.283	.007
	Time x Group	3.820	1.263	3.025	7.291	.007

K-BBS: Korean version of Berg Balance Scale, COP: center of pressure

Table 4. Interaction of between groups effect on TUG values change in visual information

		Type III Sum of Squares	df	Mean Square	F	p
FGA	Time	24.267	2	12.133	36.839	.000
	Time x Group	4.622	2	2.311	7.017	.002
TUG	Time	32.391	2	16.195	9.708	.000
	Time x Group	16.906	2	8.453	5.067	.009

FGA: Functional gait assessment, TUG: time up and go

4. 보행능력

FGA는 0주, 4주, 8주의 3회 측정값의 변화가 유의 하였으며, 실험군과 대조군 간에도 유의한 차이를 보였

다. 시각정보가 FGA 점수 변화에 영향을 주었다 ($p < .05$)(Table 4)(Fig 5). TUG는 0주, 4주, 8주의 3회 측정값의 변화가 유의 하였으며, 실험군과 대조군 간에도

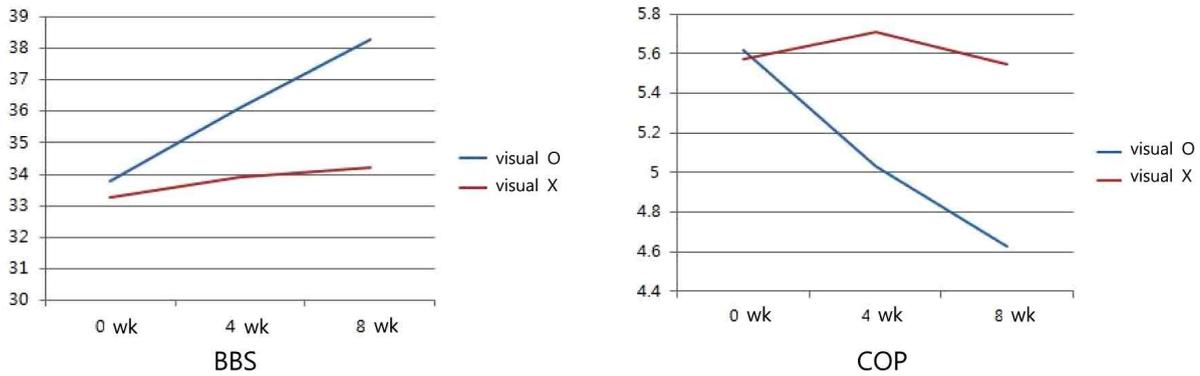


Fig 4. Change of balance on visual information and without visual information

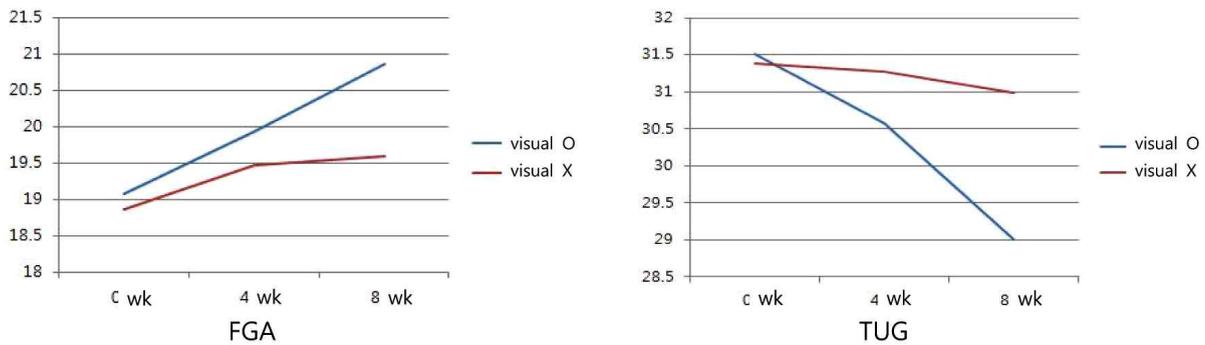


Fig 5. Change of gait ability on visual information and without visual information

유의한 차이를 보였다. 시각정보가 TUG 시간 변화에 영향을 주었다($p < .05$)(Table 4)(Fig 5).

IV. 고찰

자세조절이란 우리가 움직이는 모든 것에 기초가 되는 중력의 힘 안에서, 또한 중력에 대항하여 신체의 자세를 유지하는 능력을 말하며, 흔히 균형이란 용어와 상호 교환될 수 있는 용어로 사용되고 있다(Winter, 1995). 균형은 기저면 내에서 무게중심을 유지하고 신체의 이동시 평형을 지속적으로 유지할 수 있는 능력으로 정의되며(Nasher와 Paters 1990), 이러한 균형은 수의 동작 시 자세를 조절하고 외부 요인에 적절하게 반응하면서 자세를 유지하는 과정이다(Berg 등, 1989). 중추신경계 손상으로 인한 편마비 환자에 있어서 자세조절과 움직임에 관련된 행동은 병변에만 국한되지 않으며 공간에서 자신의 자세를 유지하려는 보상적 조절에 의해 더욱 복잡하게 나타난다. 뇌졸중으로 인한 편마비 환자들은 평형반응의 결함과 체성감각의 기능이상, 근

육약화, 관절 구축 등으로 인한 불균형적인 선 자세를 취하게 되고(Dickstein 등, 1994) 이러한 비대칭적 불균형은 뇌졸중으로 인한 편마비 환자의 독립적인 일상생활과 정상적 보행 기능에 중요한 영향을 미치며 안정성 결여와 제한으로 인한 낙상과 같은 이차적인 손상을 초래할 수 있다(배성수, 2003). 지금까지 국내외에서 뇌졸중 환자를 대상으로 감각 자극을 통한 정적인 자세균형 조절 운동의 영향을 보고한 문헌은 있었으나 동적인 운동의 영향에 대한 연구는 흔치 않았다.

이에 본 연구는 하지 운동 시 시각정보가 뇌졸중 환자의 하지 근활성도, 균형, 보행능력에 미치는 영향에 대해서 알아보았다. 뇌졸중으로 인한 편마비 환자를 대상으로 실험군과 대조군 두 군으로 나누어 하지 근활성도, 균형, 보행능력을 운동 전중후로 비교하였다. 이 과정을 통해 하지 근활성도에서는 외측광근과 대퇴이두근에서 시간의 변화에 따라 실험군이 대조군보다 유의한 차이를 보였으며($p < .01$), 균형에서는 K-BBS, COP 모두 시간의 변화에 따라 실험군이 대조군보다 유의한 차이를 보였으며($p < .01$). 보행능력에서도 FAG, TUG 모두에서

시간의 변화에 따라 실험군이 대조군보다 유의한 차이를 보였다($p < .01$). 이는 편마비가 있는 뇌졸중 환자에게 시각정보가 없는 상태에서 하지운동을 실시한 대조군과 달리, 실험군에서는 시각정보를 통한 자세 정렬 상태에서 하지운동이 이루어졌으며 하지의 근활성도와 균형보행능력에 영향을 주었던 것으로 생각된다. Hamman 등(1992)과 Shumway-Cook 등(1988)은 뇌졸중으로 인한 편마비 환자에서 시각적 되먹임 균형 훈련을 통해 안정성 및 보행능력을 증진시키는데 효과적이라고 하였고, De Haart 등(2004)도 시각적 되먹임을 활용한 자세 조절 균형 훈련이 전통적인 기립 훈련군보다 우수한 치료효과를 보인다고 보고하여 본 연구의 실험군에서의 K-BBS, COP($p < .001$)와 FGA, TUG($p < .001$)에서의 안정성을 향상시킨 것과 같은 유사한 결과를 나타냈다. 하지근육의 근활성도에서 실험군의 대퇴직근과 반건양근에서 유의한 차이를 보이지 않았는데 이는 실험군에서의 대상자 표본 수가 기존의 연구에서와 달리 본 연구에서는 적어서 유의한 차이를 얻기 힘들었다고 생각한다($p > .05$). 하지근육의 근활성도와 K-BBS, COP, FGA, TUG를 통해 시각정보를 이용한 하지운동이 뇌졸중 환자의 하지 근활성도와 균형 보행능력을 증진시킨다는 것을 확인할 수 있었다.

본연구의 제한점으로는 대상자수가 적었고 실험시간을 제외한 일상생활에서의 활동 등에 대한 외부환경 및 환자의 의지력 등은 통제되지 않아 일반화하는데 어려움이 있었다. 앞으로 뇌졸중 환자를 대상으로 다중감각을 통한 운동 시 환자의 변화를 다양한 측정도구와 방법을 통해 연구되어야 할 것이다.

V. 결 론

본 연구는 뇌졸중 환자를 대상으로 시각정보를 이용한 하지운동이 하지 근활성도, 균형, 보행능력에 미치는 영향을 비교하고자 하였다. 이를 통해 얻은 연구 결과는 다음과 같다.

1. 대퇴직근의 근활성도가 0주, 4주, 8주 반복측정값의 유의한 차이가 없었다($p = .89$). 시각정보는 대퇴직근의 활성도에 영향을 주지 않았다($p = .436$).
2. 외측광근의 근활성도가 0주, 4주, 8주 반복측정값의 유의한 차이가 있었다($p = .002$). 시각정보는 외측광근의 활성도에 영향을 주었다($p = .002$).
3. 대퇴이두근의 근활성도가 0주, 4주, 8주 반복측정값의 유의한 차이가 있었다($p = .000$). 시각정보는 대퇴이두근의 활성도에 영향을 주었다($p = .000$).
4. 반건양근의 근활성도가 0주, 4주, 8주 반복측정값의

유의한 차이가 있었다($p = .000$). 시각정보는 대퇴이두근의 활성도에 영향을 주지 않았다($p = .182$).

5. K-BBS 점수의 변화가 0주, 4주, 8주 반복측정값의 유의한 차이가 있었다($p = .000$). 시각정보는 K-BBS 점수의 변화에 영향을 주었다($p = .000$).
6. COP 이동 면적의 변화가 0주, 4주, 8주 반복측정값의 유의한 차이가 있었다($p = .007$). 시각정보는 COP 이동 면적의 변화에 영향을 주었다($p = .007$).
7. FGA 점수의 변화가 0주, 4주, 8주 반복측정값의 유의한 차이가 있었다($p = .000$). 시각정보는 FGA 점수의 변화에 영향을 주었다($p = .002$).
8. TUG 시간의 변화가 0주, 4주, 8주 반복측정값의 유의한 차이가 있었다($p = .000$). 시각정보는 TUG 점수의 변화에 영향을 주었다($p = .009$).

이상의 결과로, 시각정보를 이용한 하지운동은 뇌졸중 환자의 하지 근활성도, 균형, 보행 능력 향상에 유용한 운동방법이며, 앞으로는 시각정보를 이용하여 뇌졸중 환자의 치료에 기여할 수 있을 것이라 생각한다. 또한 시각정보를 이용한 운동이 운동기능에 미치는 영향에 관하여 앞으로 많은 연구가 필요할 것으로 사료된다.

참고문헌

- 노정석, 이충휘, 조상현 등. 집중방식이 이중과 제 수행에 미치는 영향. 한국전문물리치료학회지. 2008;15(2):11-19.
- 문곤성. 보행 속도변화에 따른 하지의 운동역학적 분석과 근활동의 근전도 분석. 연세대학교 대학원, 박사학위논문. 2004.
- 배성수. 고유수용성신경근축진법의 변화와 발전. 대한고유수용성신경근축진법학회. 2003;1(1):27-32.
- 원종임, 유경훈. 뇌졸중 환자에 대한 기능적 보행평가의 신뢰도. 한국전문물리치료학회지. 2011;18(1):64-73.
- 통계청. 2007년 사망원인별 통계결과. 2008.
- Balasubramanian CK, Bowden MG, Neptune RR, et al. Relationship between step length asymmetry and walking performance in subjects with chronic hemiparesis. Arch Phys Med Rehabil. 2007;88(1):43-9.
- Beninato M, Portney LG, Sullivan PE. Using the International Classification of Functioning, Disability and Health as a framework to examine the association between falls and clinical assessment tools in people with stroke. Phys

- Ther. 2009;89:816-825.
- Berg K, Wood-Dauphinee S, David G. Measuring balance in the elderly; Preliminary development of an instrument. *Physiother Can.* 1989;41:304-311.
- Bohannon RW, Leary KM. Standing balance and function over the course of acute rehabilitation. *Arch Phys Med Rehabil.* 1995;76(11):994-996.
- De Haart M, Geurts AC, Huidekoper SC, et al. Recovery of standing balance in post acute stroke patients: A rehabilitation cohort study. 2004.
- Dickstein R, Dvir Z, Jehosua AB, et al. Automatic and voluntary lateral shifts in rehabilitation of hemiparetic patients. *Clin Rehabil.* 1994;8(2):91-99.
- Donnan GA, Fisher M, Macleod M, et al. Secondary prevention of stroke Authors' reply. *The Lancet.* 2008, 1036.
- Frontera WR, Silver JK. *Essentials of Physical Medicine and Rehabilitation.* ANGLAIS. 2002, 864
- 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):738-744.
- Jack D, Boian R, Merians AS, et al. Virtual reality enhanced stroke rehabilitation. *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng.* 2001;9(3):308-318.
- Johannsen L, Broetz D, Karnath HO. Leg orientation as a clinical sign for pusher syndrome. *BMC Neurol.* 2006;6(30):1-15.
- Jørgensen HS, Hirofumi N, Hans O. Raaschou, et al. Outcome and time course of recovery in stroke. Part I: Outcome. The Copenhagen stroke study. *Arch Phys Med Rehabil.* 1995;76(5):399-405.
- Laufer Y, Dickstein R, Resnik S, et al. Weight-bearing shifts of hemiparetic and healthy adults upon stepping on stairs of various heights. *Clin Rehabil.* 2000;14(2):125-129.
- Liepert J, Bauder H, Miltner WHR, et al. Treatment-induced cortical reorganization after stroke in humans. *Stroke.* 2000;31:1210-1216.
- MacKay-Lyons M. Central Pattern Generation of Locomotion: A Review of the Evidence. *Phys Ther.* 2002;82:69-83.
- Mower D. Brain attack : Treating acute ischemic CVA. *Nursing.* 1997;27(3):34-39.
- Nashner LM, Paters JF. Dynamic posturography in the diagnosis and management of dizziness and balance disorders. *Neurol Clin.* 1990;8(2):331-449.
- Perry J. *Gait Analysis: Normal and Pathological Function.* New York: McGraw-Hill Inc. 1992.
- Rizzo AA, Bowerly T, Buckwalter JG, et al. A virtual reality scenario for all seasons: the virtual classroom. 2006.
- Salbach NM, Mayo NE, Wood-Dauphinee S, et al. task-oriented intervention enhances walking distance and speed in the first year post stroke: A randomized controlled trial. *Clin Rehabil.* 2004;18:509-519.
- Schultheis MT, Rizzo AA. The application of virtual reality technology in rehabilitation. *Rehabilitation Psychology.* 2001;46(3):296-311.
- Serap S, Gunes Y, Nebahat S. et al. Mirror therapy enhances lower-Extremity motor recovery and motor functioning after stroke: A randomized controlled trial. *Arch Phys Med Rehabil.* 2007;88:555-559.
- Shelley A, Sharp MS, Brenda J. Isokinetic strength training of the hemiparetic knee: Effects on function and spasticity. *Arch Phys Med Rehabil.* 1997;78(11):1231-1236.
- Shumway-Cook A, Anson D, Haller S. Postural sway biofeedback: its effect on reestablishing stance stability in hemiplegic patients. *Arch Phys Med Rehabil.* 1988;69(6):395-400.
- Vearrier LA, Langan J, Shumway-Cook A, et al. An intensive massed practice approach to retraining balance post-stroke. *Gait Posture.* 2005;22(2):154-163.
- Walker C, Rouwer BJ, Culham EG. Use of visual feedback in retraining balance following acute stroke. *Phys Ther.* 2000;80:886-895.
- Winter DA. Human balance and posture control during standing and walking. *Gait Posture.* 1995;3(4):193-214.
- Wrisley DM, Marchetti GF, Kuharsky DK, et al. Reliability, internal consistency, and validity of data obtained with the functional gait assessment. *Phys Ther.* 2004;84:906-918.