마비쪽 발목의 키네지오테이핑이 만성뇌졸중 환자의 아래다리근 활성도와 보행에 미치는 효과

최유식, PT, MS¹, 손동백, PT, PhD², 정상미 OT, PhD³, 장우남, PT, PhD^{*4}

¹서울특별시 서남병원, ²강동대학교, ³상지영서대학교, ^{*4}용인대학교 보건복지과학대학

Effects of Paretic Ankle Kinesio-taping on

Lower Leg Muscles Activity and Gait in Chronic Stroke Patients

Yu-Sik Choi, PT, MS¹, Dong-Baek Son, PT, PhD², Sang-Mi Jung, OT, PhD³, Woo-Nam Chang, PT, PhD^{*4}

¹Dept. of Physical Therapy, Seoul Metropolitan Seonam Hospital, Republic of Korea

²Dept. of Physical Therapy, Gangdong University, Republic of Korea

³Dept. of Occupational Therapy, Sangji-youngseo University, Republic of Korea

^{*4}Dept. of Physical Therapy, College of Health & Welfare Science, Yongin University, Republic of Korea

Purpose This study was conducted to identify the effect of Kinesio-taping on the paretic ankle for changes in Electromyography (EMG) activity, gait in Chronic Stroke Patients. **Methods** Sixteen patients were selected for the study and randomly divided into the experimental (n = 8), and the control group (n = 8). The flexible Kinesio-taping was attached on the skin of the study group patients. And inflexible taping was attached on the skin of control group patients. The tape was attached on the fibularis longus, fibularis tertius, extensor digitorum longus, and tibialis anterior muscle. The intervention was provided for five sessions per week for four weeks with each session lasting 30 minutes. EMG, the Time Up and Go Test (TUG), and the 10 Meter Walk Test (10MWT) were used to measure changes in variables before and after the intervention. **Results** There were statistically significant differences before and after the intervention especially in the paretic tibialis anterior of the experimental group, who performed Kinesio-taping for the paretic ankle ($p < .05$). While other parts of the leg showed some increase or decrease, the differences were not significant ($p > .05$). A comparison of the groups showed a statistically significant difference between the experimental group and the control group in the paretic tibialis anterior ($p < .05$). In the TUG and 10MWT, the experimental group and the control group showed significant changes in variables before and after the intervention ($p < .05$). A comparison of the groups showed no statistically significant difference between the experimental group and the control group ($p > .05$). **Conclusion** Kinesio-taping on the paretic ankle for 4 weeks has an effect on muscle activity changes in the paretic tibialis anterior and improving gait speed for stroke patients.

Key words Ankle joint, Electromyography, Gait, Kinesio-taping, Stroke

Corresponding author Woo-Nam Chang (wnchang@yongin.ac.kr)

Received date 26 May 2021

Revised date 04 June 2021

Accept date 12 June 2021

1. 서론

국내통계에 따르면 뇌졸중은 우리나라에서 3대 사망원인 중 하나로, 최근 다양한 중재와 뇌졸중 위험인자 조절로 사망률이 감소하였지만 유병률은 증가하였다.¹⁾ 뇌졸중 환자에 있어 균형과 보행회복을 위한 적절한 운동치료방법을 선택하는 것은 손상된 뇌 구조의 재조직화와 기능회복에 매우 중요한 요소이며²⁾ 회복 촉진을 위한 치료법의 주요 목표는 환자가 일상

생활에 있어 독립성을 가지는 것이다.³⁾ Wall와 Ashburn²⁴⁾의 보고에서 뇌졸중 후 생존한 80%의 환자들은 3개월 이상의 장기간 재활이 필요하다고 하였다.

뇌졸중환자의 회복 정도를 나타내는 중요한 항목은 균형과 보행이며⁴⁾ 선 자세에서 균형능력 저하와 마비쪽으로 체중이동 감소는 기능적 활동을 어렵게 한다.³²⁾ 비정상적 보행은 근 약화와 균형 저하로 인해 각 관절의 보상작용으로 나타나는 패턴이며⁵⁾ 정상인과 비교해 더 많은 에너지 소모량을 소모한다.⁶⁾

뇌졸중환자의 발등굽힘근 약화와 발바닥굽힘근 강직은 발

<http://dx.doi.org/10.17817/2021.06.04.1111652>

바닥압력 분포를 앞쪽과 가쪽으로 이동시키며, 발뒤침의 원인이 될 수 있다.¹⁴⁾ 또한 발목관절의 불안정성과 협응 결손, 반사 능력 등의 문제는 발바닥압력의 비대칭을 악화시키고, 마비쪽 디딤기의 체중지지 시간을 감소시킨다.²²⁾ 이러한 문제들로 무계중심의 이동 감소가 발생하여⁹⁾ 체중지지와 평형 반응의 문제로 서 있는 자세에서 균형과 보행에 어려움을 겪게 된다.³¹⁾ 뇌졸중환자의 보행 특성은 협응 능력 장애와 마비쪽 한 발짝길이, 디딤기의 한발짝을 감소, 대칭성 감소를 나타내며¹¹⁾, 마비쪽 발목의 근 약화와 발의 변형은 발바닥의 지지면 접촉에 영향을 미쳐 불안정한 자세조절의 원인이 된다.¹²⁾ 세로발바닥활의 변화와 무계중심 이동 감소는 고유수용감각입력에 장애를 발생시켜 균형능력 저하에 영향을 미치게 된다. 따라서 동적, 정적 자세조절을 위해 발목관절 치료가 매우 중요하다고 볼 수 있다.¹³⁾

발목은 체중 부하 과정에서 다리근의 기능과 협력작용을 통해 신체를 지지해 주고, 발바닥 촉각 입력을 통한 신체 자세에 대한 감각 정보를 제공한다.³⁷⁾ 그리고 신체의 흔들림을 조절해 주며 특히, 균형조절에서 기능적 회복과 상관이 있다.¹⁹⁾ 안정성한계 내에서 신체중심의 이동 변화는 발목근들을 통하여 조절되지만, 뇌졸중환자는 발목의 고유수용성 감각이 손상되어 모든 방향으로 자세흔들림이 크게 나타난다. 이로 인해 균형과 보행 능력이 감소된다.³⁵⁾

최근에는 고유수용성감각을 향상시키기 위해서 다양한 운동프로그램과 마사지, 테이핑 기법이 꾸준히 연구되고 있다.¹⁷⁾ 키네지오테이핑은 작용근을 원활하게 하기 위한 방법으로 피부에 테이핑을 부착시켜 근 긴장을 억제하거나 촉진시키며, 관절 재정렬, 신경 억제로 인한 통증 감소, 림프와 혈액순환에 도움을 준다. 발목 키네지오테이핑은 목말밀관절의 위치를 재정렬하여 발목관절의 안정성과 운동성을 향상시킬 수 있는 치료 보조수단이며, 비정상적 근 긴장도와 균형조절 저하로 인한 발목관절의 운동장애를 완화시켜주는 방법으로 사용되고 있다.^{10,15,16,17,32)} 선행연구에서는 마비쪽 발목에 키네지오테이핑을 적용한 뇌졸중환자의 균형과 보행능력이 향상되었다는 결과가 있었다.³⁸⁾ 김유신²⁰⁾은 보행 주기에서 마비쪽 다리 디딤기 동안 앞정강근, 장딴지근, 넙다리곧은근, 넙다리두갈래근 활성도를 측정하 바 있으며, 키네지오테이핑이 뇌졸중환자의 신체적인 움직임을 촉진시켜주고 기능적인 움직임 향상을 나타낸다고 보고하고 있다. 하지만 생리학적으로 정확한 연구는 아직까지 미흡하며, 특히 자세에서 동작으로 전환되는 보행개시에서 발목 반응을 나타내는 근활성도에 대한 연구는 없었다.²⁹⁾ 따라서 본 연구에서는 키네지오테이핑을 적용한 중재가 비정상적 근 긴장도 감소와 근력 변화에 긍정적인 영향을 미치고 균형과 보행을 향상시켰다는 선행 연구의 결과를 바탕으로 마비쪽 발목의 키네지오테이핑이 보행개시에서 뇌졸중환자

의 아래다리근 활성도, 균형과 보행에 미치는 효과를 보고자 한다.

II. 연구 방법

1. 연구대상 및 연구기간

연구를 진행하기 앞서 프로토콜은 용인대학교 연구윤리위원회(승인번호 1912-HSR-169-8)에 의해 검토 및 승인되었다. 모든 연구대상자들은 실험 참여 시 실험 동의서를 작성하였다. 연구기간 동안 최종 참여 대상자는 16명(연구군 8명, 대조군 8명)이었다. 연구 기간은 총 4주이며, 치료중재는 1일 30분씩, 주 5회로 실시하였다. 연구대상자 선정기준은 다음과 같다.

1) 뇌졸중을 진단받은 후, 6개월 이상 경과한 자. 2) 10m 이상 독립적 보행이 가능하고 트레드밀 보행훈련이 가능한 자. 3) 한국형 간이정신상태검사(MMSE-K) 점수가 24점 이상인 자. 4) 한글판 수정바텔지수(K-MBI) 점수가 70점 이상인 자. 5) 본 연구의 목적을 이해하고 연구 참여에 동의한 자.

발목관절가동범위 제한이 있거나 통증이 있는 자는 연구대상자에서 제외하였다.

2. 연구방법 및 절차

연구대상자의 집단을 구분하는 방법은 뇌졸중 환자 16명을 무작위(1, 2가 적힌 카드를 선택)로 분류하고 1번 카드를 뽑은 그룹은 마비쪽 발목의 키네지오테이핑을 적용한 연구군, 2번 카드를 뽑은 그룹은 비탄력테이핑을 적용한 대조군으로 하였다.

(1) 표면근전도 (Electromyography, EMG)

표면근전도(FreeEMG 300, BTS Bioengineering, Italy) 6채널을 사용하여 보행과 관련된 근육을 측정하였다. 신호대비율은 96dB이고, 동산신호제거비값은 123dB이다. 측정시 1KHz의 표본수집률을 사용하였고 양쪽 다리의 앞정강근, 안쪽과 가쪽 장딴지근을 측정하였다. 표면근전도기의 전극은 둘레 지름이 2.5cm이고, AgCl 타입의 유착성 전극을 사용하였다. 1채널에서 사용하는 전극간의 거리는 1~2.5cm이다. 무선 전극에서 측정된 근전도 신호는 증폭기를 거쳐 10배로 증폭되어 디지털 데이터로 변환된다. 측정된 데이터는 20~500Hz 필터를 사용하여 50ms의 시간대역으로 실효값(Root mean square, RMS)으로 처리하였다.

근력이 약한 대상자에서는 특정동작기준 수축값(Reference voluntary contraction, RVC)이 최대 등척성 수축값(Maximum voluntary isometric contraction, MVIC) 보다 기능적인 움직임에서 측정이 유리하다.²⁸⁾ 본 연구에서는 연구대상자가 뇌졸중 환자라는 것을 감안하여 %RVC 방법을 통해 근활성도를 표준화하였다. %RVC 수치는 아래의 수식을 이용하여 계산하였다.

$$\%RVC = \text{Measurement value RMS} / \text{Standard contraction RMS} \times 100$$

연구대상자의 앞정강근, 안쪽과 가쪽 장딴지근의 근활성도를 측정하기 위해 전극을 부착했으며, 앞정강근 부착부위는 정강뼈의 가쪽, 무릎과 발목관절 사이 1/3~1/4 지점이며, 근수축을 했을 때 수축 정도가 잘 보이는 부위로 하였다. 장딴지근은 무릎 뒤 오금 중심선 2 cm 아래를 기준으로 안쪽 2 cm를 안쪽 장딴지근, 가쪽 2 cm를 가쪽 장딴지근으로 하였으며, 근육의 이는 곳과 닿는 곳의 중간부에서 가장 발달한 운동점 부위에 부착하였다. 모든 부착 부위에 전극간 거리는 2 cm로 하였다.²¹⁾

기준 수축값 산출은 해부학적 자세로 편안하게 선 자세에서의 수집된 근전도 신호를 사용하였으며, 10초간 바로 선 자세에서 시작과 끝부분 3초를 제외한 4초간의 측정치를 실효값으로 처리하였다. 보행개시에서 근활성도를 측정하기 위하여 지면과 접촉을 감지하는 압력 센서인 무선 발 스위치를 이용하였다.³⁴⁾ 먼저, 무선 발 스위치를 대상자의 발꿈치뼈 부위에 부착하여(Figure 1), 서있는 자세에서 마비쪽 발꿈치닿기까지의 근활성도를 측정하였다(Figure 2).

(2) 일어나걷기검사 (Timed up and go test, TUG)

일어나걷기검사는 보행과 운동성을 측정할 수 있는 검사방법으로 팔걸이 의자에 팔을 건 채 앉은 자세에서 시작하여 3미터 거리를 걷고 되돌아와서 의자에 앉아 팔걸이에 팔을 올리는 데까지 사용된 시간을 측정하는 방법이다. 총 3회를 실시하여 평균시간을 사용한다. 지금까지의 연구에 의하면 일어나 걷기검사를 수행하는데 정상적인 균형 감각을 가진 성인은 10초 이하이며, 허약한 노인 등은 11~20초가 걸리며 20초 이상의 시간이 걸리면 기능적인 운동손상, 낙상 위험도가 증가한다고 하였다. 이 검사의 재검사 신뢰도는 $r=.99$ 이며 검사자간 신뢰도는 $r=.98$ 로 신뢰할 만한 도구이다.²²⁾

(3) 10미터보행검사 (10 Meter walking test, 10MWT)

출발지점과 끝지점을 바닥에 줄자로 10 m 길이를 측정한 후

Figure 1. Wireless foot switch sensor

테이프를 붙여서 표시하였다. 10 m의 앞과 뒤에 추가적으로 2 m씩, 4 m를 더하여 가속과 감속하는 구간의 거리를 두었다.²⁷⁾ 연구대상자에게는 “평상시에 걷듯이 편안하게 걸어가세요.”라고 지시하였고, 측정 시작시간은 연구대상자의 발이 시작점을 지나가는 순간부터 끝지점을 지나가는 순간까지 걸린 시간을 초시계로 측정하였다. 연구대상자는 처음에 한 번의 연습을 실시하였고 모든 측정은 3번 반복 측정을 한 후 평균값을 사용하였다. 10미터보행검사의 재검사 신뢰도는 $r=.95$, 검사자간 신뢰도는 $r=.90$ 이다.³⁵⁾

3. 적용 방법

본 연구에서는 선행 연구에서 제안된 발목 키네지오테이핑 기법을 적용하였다.¹⁶⁾ 키네지오테이핑의 탄력성에 대한 일관성 유지를 위해 아래의 공식을 이용하였다.³⁹⁾ 연구대상자의 발목근의 이는 곳과 닿는 곳의 길이를 줄자로 측정하여 나온 값을 공식의 x에 대입하였다. 그리고 결과값을 테이핑 길이로 제단하였다. 테이핑 양쪽 마지막 끝부분은 각각 2 센티 여유를 두었다.

$$\text{Actual length of tape to cut (cm)} = \left[\frac{(x-4)}{1.5} + 4 \right] \times 10$$

그리고 마비쪽 발목의 키네지오테이핑을 적용한 후에 테이핑은 12시간 이후에 제거하도록 하였다.

(1) 키네지오테이핑 적용

탄력성 키네지오테이핑(TEMTEX Kinesiology-tape, Towatek, Korea)을 사용하여 마비쪽 발목의 셋째종아리근, 긴종아리근, 긴발가락뻐근, 앞정강근에 적용하였다.

① 셋째종아리근

셋째종아리근 테이핑 적용 방법은 환자의 마비쪽 발목에 운동성 테이프를 5번째 발허리뼈에 한쪽 끝을 고정시키고 발목을 뒤집시킨 상태에서 근육의 주행방향에 따라 종아리뼈 3분의1 지점까지 테이프를 붙인다(Figure 3A).

Figure 2. (A) Standing position, (B) First step in paretic side

② 긴종아리근

긴종아리근 테이핑 적용 방법은 환자의 마비쪽 발목에 운동성 테이프를 발바닥 첫 번째 발허리뼈에 한쪽 끝을 고정시키고 발목을 뒤집시킨 상태에서 근육의 주행 방향에 따라 종아리뼈 바깥쪽돌기까지 테이프를 붙인다(Figure 3A).

③ 긴발가락편근

긴발가락편근의 테이핑 적용 방법은 환자의 마비쪽 발목에 운동성 테이프 한쪽 끝을 4갈래로 나누어 두 번째에서 다섯 번째 발가락끝에서 시작하여 종아리뼈의 3분의 2지점까지 테이프를 붙인다(Figure 3A).

④ 앞정강근 테이핑

앞정강근의 테이핑 적용 방법은 환자의 마비쪽 발목에 운동성 테이프를 발등의 엄지발가락과 검지발가락 사이에 한쪽 끝을 고정시키고 발목을 내림시킨 상태에서 근육의 주행방향에 따라 무릎 바깥쪽까지 테이프를 붙인다(Figure 3A).

(2) 비탄력테이핑 적용

대조군은 마비쪽 발목에 비탄력테이핑을 같은 위치에 적용한다(Figure 3B).

4. 분석 방법

연구군과 대조군에서 측정된 양쪽 종아리근의 %RVC 그리고 TUG, 10MWT 비교는 맨와트니U 검정(Mann-Whitney

U-test)을 이용하였다. 집단 내 중재 전·후에 따른 비교는 윌콕슨 부호 순위 검정(Wilcoxon signed rank test)을 이용하였으며, 종속변수간 상관성 분석은 스피어만 분석(Spearman's rank order correlation coefficient)을 실시하였다. 모든 통계 분석에서는 IBM SPSS Statistics ver. 18.0 (Armonk, IBM Corp., USA)를 사용하였으며, 통계적 유의수준은 .05로 하였다.

III. 결 과

1. 연구대상자의 일반적 특성

일반적 특성에서 연구대상자의 성별은 연구군에서 남자 8명(100%), 여자 0명(0%)이었고, 대조군에서 남자 7명(88%), 여자 1명(12%)이었다. 마비쪽은 연구군에서 오른쪽 4명(50%), 왼쪽 4명(50%)이었고, 대조군에서 오른쪽 4명(50%), 왼쪽 4명(50%)이었다. 평균 나이는 연구군 55.00세, 대조군에서 58.75세이었고, 평균 키는 연구군 171.69cm, 대조군에서 171.29cm이었으며, 평균 몸무게는 연구군 71.39kg, 대조군 73.01kg이었다. 평균 유병기간은 연구군에서 15.38개월, 대조군에서 16.50개월이었다. 평균 MMSE-K 점수는 연구군에서 28.00점, 대조군에서 28.25점이었다. 평균 K-MBI 점수는 연구군에서 76.31점, 대조군에서 79.45점이었다. 연구군과 대조군의 동질성 검증은 Pearson 카이제곱으로 확인하였다(Table 1).

Figure 3. (A) Kinesio-taping, (B) Non-elastic taping

Table 1. Clinical characteristics of the patients in both groups

Variables	Study group (n=8)	Control group (n=8)	p/χ^2
Gender (Male/Female)	8/0	7/1	0.30
Age (year)	55.00±9.48	58.75±8.14	0.45
Height (cm)	170.69±6.04	171.29±4.48	0.53
Weight (kg)	71.39±11.53	73.01± 6.16	0.37
Paretic side (Right/Left)	4/4	4/4	1.00
Duration (month)	15.38±7.82	16.50±9.12	0.61
K-MBI	76.00± .79	79.22±7.28	0.79

Note. K-MBI: Korean-modified Barthel index

2. 치료 중재 전·후 근활성도 비교

(1) 앞정강근

중재 전·후 근활성도 비교에서는 표면근전도를 사용하여 평균값을 추출하였다(Table 2). 집단 내 중재 전·후 비교를 하였고 집단 간 차이를 비교하였다. 마비쪽 앞정강근 활성도 변화는 연구군에서 중재 전 183.96%RVC에서 중재 후 232.52%RVC로 48.57%RVC 증가하여 유의한 차이가 있었으며($p<0.05$), 대조군에서는 중재 전 168.98%RVC에서 중재 후 180.47%RVC로 11.49%RVC 증가하였으나 유의한 차이가 없었다($p>0.05$). 비마비쪽 앞정강근 활성도 변화는 연구군에서 중재 전 286.15%RVC에서 중재 후 289.25%RVC로 3.09%RVC 증가하였으나 유의한 차이가 없었으며($p>0.05$), 대조군에서는 중재 전 439.70%RVC에서 중재 후 473.99%RVC로 34.29%RVC 증가하였으나 유의한 차이가 없었다($p>0.05$). 집단 간 차이를 비교한 결과는 마비쪽 앞정강근 활성도 변화에서 연구군과 대조군 사이에 유의한 차이가 있었다($p<0.05$).

(2) 안쪽 장딴지근

마비쪽 안쪽 장딴지근 활성도 변화는 연구군에서 중재 전 111.20%RVC에서 중재 후 135.35%RVC로 24.15%RVC 증가하였으나 유의한 차이가 없었으며($p>0.05$), 대조군에서는 중재 전 139.03%RVC에서 중재 후 142.49%RVC로 3.46%RVC 증가하였으나 유의한 차이가 없었다($p>0.05$). 비마비쪽 안쪽 장딴지근 활성도 변화는 연구군에서 중재 전 168.69%RVC에서 중재 후 169.53%RVC로 0.84%RVC 증가하였으나 유의한 차이가 없었으며($p>0.05$), 대조군에서는 중재 전

252.46%RVC에서 중재 후 234.58%RVC로 17.88%RVC 감소하였으나 유의한 차이가 없었다($p>0.05$). 집단 간에서 차이를 비교한 결과는 마비쪽 안쪽 장딴지근 활성도 변화에서 연구군과 대조군 사이에 유의한 차이가 없었다($p>0.05$).

(3) 가쪽 장딴지근

마비쪽 가쪽 장딴지근 활성도 변화는 연구군에서는 중재 전 139.97%RVC에서 중재 후 100.64%RVC로 39.34%RVC 감소하였으나 유의한 차이가 없었으며($p>0.05$), 대조군에서는 중재 전 112.34%RVC에서 중재 후 91.41%RVC로 20.93%RVC 감소하였으나 유의한 차이가 없었다($p>0.05$). 비마비쪽 가쪽 장딴지근 활성도 변화는 연구군에서 중재 전 246.76%RVC에서 중재 후 242.97%RVC로 3.79%RVC 감소하였으나 유의한 차이가 없었으며($p>0.05$), 대조군에서는 중재 전 311.54%RVC에서 중재 후 256.54%RVC로 54.99%RVC 감소하였으나 유의한 차이가 없었다($p>0.05$). 집단 간 차이를 비교한 결과는 비마비쪽 가쪽 장딴지근 활성도 변화에서 연구군과 대조군 사이에 유의한 차이가 없었다($p>0.05$).

3. 치료 중재 전·후 보행 능력의 비교

(1) 일어나서걷기검사

보행속도 측정은 일어나걷기검사를 사용하여 평균값을 추출하였다. 집단 내 중재 전·후 비교를 하였고 집단 간에서 차이를 비교하였다(Table 3). 일어나걷기검사의 결과는 연구군에서 중재 전 22.37초에서 중재 후 20.02초로 2.35초 감소하여 유의한 차이가 있었으며($p<0.05$), 대조군에서 중재 전 19.03초에서 중재 후 17.10초로 1.94초 감소하여 유의한 차이가 있

Table 2. Comparison of muscle activation between groups

Variables	Study Group (n=8)			Control Group (n=8)			z	p
	pre	post	Change (post-pre)	pre	post	Change (post-pre)		
ATA	183.96±	232.52±	48.57±	168.98±	180.47±	11.49±	-2.310	0.021*
	114.37	131.52	32.30*	127.60	142.95	110.55		
NTA	286.15±	289.25±	3.09±	439.70±	473.99±	34.29±	-0.105	0.959
	128.49	119.62	128.89	252.24	370.75	196.45		
AGM	111.20±	135.35±	24.15±	139.03±	142.49±	3.46±	-0.630	0.574
	53.68	89.08	114.32	67.70	72.52	46.20		
NGM	168.69±	169.53±	0.84±	252.46±	234.50±	-17.88±	-0.210	0.562
	85.06	89.72	55.94	162.86	168.46	71.39		
AGL	139.97±	100.64±	-39.34±	112.34±	91.41±	-20.93±	-0.420	0.721
	99.50	36.99	105.89	48.69	34.34	52.22		
NGL	246.76±	242.97±	-3.79±	311.54±	256.50±	-54.99±	-0.101	0.948
	137.82	169.82	49.92	232.32	111.56	193.70		

$p<0.05^*$

Note. RVC: Reference voluntary contraction, ATA: Affected side tibialis anterior, NTA: Non-affected side tibialis anterior, AGM: Affected side gastrocnemius medial, NGM: Non-affected side gastrocnemius medial, AGL: Affected side gastrocnemius lateral, NGL: Non-affected side gastrocnemius lateral

Table 3. Comparison of gait assessment between groups

Variables	Study Group (n=8)			Control Group (n=8)			z	p
	pre	post	Change (post-pre)	pre	post	Change (post-pre)		
TUG	22.37±8.20	20.02±8.29	-2.35±1.77*	19.03±7.66	17.10±7.34	-1.94±1.44*	-0.420	0.674
10MWT	2.28±1.04	2.08±1.12	-0.20±0.17*	1.56±0.60	1.44±0.57	-0.12±0.12*	-0.840	0.401

$p < 0.05^*$

Note. TUG: Timed up and go test, 10MWT: 10 Meter Walking Test

Table 4. Comparison of Spearman's rank order correlation coefficient between variables

Variables	Study Group (n=8)		Control Group (n=8)	
	TUG	10MWT	TUG	10MWT
ATA	$r = -0.214, p = 0.458$	$r = -0.357, p = 0.216$	$r = -0.500, p = 0.083$	$r = -0.282, p = 0.322$
NTA	$r = 0.143, p = 0.621$	$r = 0.131, p = 0.522$	$r = 0.000, p = 1.000$	$r = 0.357, p = 0.216$
AGM	$r = 0.429, p = 0.138$	$r = 0.429, p = 0.138$	$r = 0.571, p = 0.048^*$	$r = 0.068, p = 0.458$
NGM	$r = -0.286, p = 0.322$	$r = -0.571, p = 0.048^*$	$r = 0.214, p = 0.458$	$r = -0.143, p = 0.621$
AGL	$r = -0.500, p = 0.083$	$r = -0.498, p = 0.083$	$r = -0.429, p = 0.138$	$r = -0.213, p = 0.805$
NGL	$r = 0.286, p = 0.322$	$r = -0.143, p = 0.621$	$r = 0.071, p = 0.805$	$r = 0.000, p = 1.000$

$p < 0.05^*$

Note. RVC: Reference voluntary contraction, ATA: Affected side tibialis anterior, NTA: Non-affected side tibialis anterior, AGM: Affected side gastrocnemius medial, NGM: Non-affected side gastrocnemius medial, AGL: Affected side gastrocnemius lateral, NGL: Non-affected side gastrocnemius lateral

었다($p < 0.05$). 집단 간 차이를 비교한 결과는 연구군과 대조군 사이에 유의한 차이가 없었다($p > 0.05$).

(2) 10미터보행검사 결과

보행속도 측정은 10미터보행검사를 사용하여 평균값을 추출하였다. 집단 내 중재 전·후 비교를 하였고 집단 간에서 차이를 비교하였다(Table 3). 10미터보행검사의 결과는 연구군에서 중재 전 2.28m/s에서 중재 후 2.08m/s으로 .20m/s 감소하여 유의한 차이가 있었으며($p < 0.05$), 대조군에서 중재 전 1.56m/s에서 중재 후 1.44m/s로 .12m/s 감소하였으나 유의한 차이가 없었다($p > 0.05$). 집단 간에서 차이를 비교한 결과는 연구군과 대조군 사이에 유의한 차이가 없었다($p > 0.05$).

4. 스피어만의 순위상관분석

스피어만 순위상관분석(Spearman's rank order correlation coefficient)에서 마비측 앞정강근 활성화도 변화량과 TUG, 10MWT는 음의 관계를 보였다(Table 4). 마비측 안쪽 장딴지근 활성화도 변화량과 TUG, 10MWT는 양의 관계를 보였고, 비마비측 앞정강근 활성화도 변화량과 TUG, 10MWT도 양의 관계를 보였다. 연구군에서 비마비측 안쪽 장딴지근 활성화도 변화량과 10MWT, 대조군에서 마비측 안쪽 장딴지근 활성화도 변화량과 TUG 관계에서만 유의미한 차이를 보였다($p < 0.05$).

IV. 고찰

키네지오테이핑의 치료적 효과로는 통증 감소, 근력 강화, 혈액과 림프순환의 개선이 있으며, 특히 뇌졸중환자에게는 비정상적인 근 긴장 완화를 통해 보행 패턴에서 긍정적인 효과를 나타낸다.⁷⁾ 김우일²⁵⁾은 테이핑이 1차·2차 신경종말과 감각들 신경을 활성화시키고 뼈대근의 감마운동신경 민감도를 향상시킨다고 하였으며, 이를 통한 근 긴장도 유지 및 증가를 피부 방추운동반사라고 정의하고 있다.

본 연구에서는 뇌졸중환자 16명을 대상으로 연구를 진행하였다. 마비측 발목에 키네지오테이핑을 적용했을 때, 만성뇌졸중 환자의 근활성도와 보행에 미치는 효과를 알아보았다. 측정은 중재 전·후 표면근전도, 일어나걸기검사, 10미터보행검사를 사용하였다. 그리고 보행개시에서 근활성도 변화량을 확인하기 위하여 표면근전도를 사용하였다. 선행 연구를 보면 마비측 다리에 키네지오테이핑 적용이 편마비환자의 균형과 보행에 향상에 기여할 수 있다는 내용²⁶⁾과 보행개시에서 발바닥압력 중심점이 발꿈치쪽으로 이동이 선행된 후, 발가락쪽으로 이동한다는 연구결과³³⁾를 바탕으로 마비측 발목의 키네지오테이핑이 보행개시에서 앞정강근과 장딴지근 활성화도 변화에 영향을 미치고 이는 균형과 보행에 영향을 미칠 것이라는 가설 하에 연구를 설계하였다. 발목전락에서 앞정강근, 안쪽과 가쪽 장딴지근은 서 있는 자세에서 균형을 잡고 교대적으로

활성화되는 근육이기 때문에, 이 발목근들의 근활성도 변화를 확인하였다.⁴¹⁾

근활성도 검사 결과, 연구군의 마비쪽 앞정강근에서 유의하게 증가되는 모습을 보였다($p < 0.05$). 연구군과 대조군의 집단 간 비교에서는 마비쪽 앞정강근에서만 유의미한 차이를 나타내는 결과를 보여주었다($p < 0.05$). 이를 분석해 볼 때, 마비쪽 발목의 키네지오테이핑 보행훈련 후, 연구군에서 앞정강근, 장딴지근 활성도와 발목관절 각도에서 유의한 증가를 나타내었다는 김우일²⁵⁾의 연구결과와 비슷하였으며, 본 연구결과에서 앞정강근 활성도 증가는 보행에서 발목 처짐을 완화시켜 보행 속도 향상에 영향을 주었다고 생각된다. 김은자와 이경보³²⁾는 발목 키네지오테이핑 적용 후, 보행에서 마비쪽과 비마비쪽의 한발짝길이, 한발짝을 증가, 비마비쪽 디딤기 감소, 마비쪽 디딤기 증가의 결과를 보고했으며, 종아리근 활성도 변화가 보행에 영향을 미칠 수 있다고 하였다. 이에 김우일²⁵⁾은 발등굽힘근 키네지오테이핑이 탄력성 성질로 인해서 보행에서 관절 각도의 유동적인 움직임을 보조해준다고 하였으며 반고정 효과를 통해 발목관절 정렬에 영향을 주고, 종아리근 활성도에 영향을 미쳤다고 보고하고 있다.

다른 선행 연구에서는 앞정강근과 가자미근의 상호 억제제 저하가 발바닥압력 중심점의 이동을 감소시키고, 균형능력을 저하시킨다고 보고했다^{8,18)}. 앞선 연구들을 근거로 발목 키네지오테이핑은 테이핑의 장력을 통한 반고정 효과가 발의 형태 변화에 영향을 미칠 수 있으며 발의 압력 중심점을 이동시키는데 도움을 주었다고 생각한다. 생리학적인 기전으로는 앞정강근과 가자미근의 상호 억제 경로를 활성화시켜 보행개시에서 앞정강근과 안쪽 장딴지근의 근활성도에 영향을 미칠 것이라고 생각된다. 그러므로 마비쪽 발목의 키네지오테이핑은 관절 재정렬을 통해 발목과 무릎관절의 안정성을 증가시킬 수 있으며, 보행시 디딤기에서 체중이동 증가를 통해 균형 및 보행 향상에 영향을 미칠 수 있다고 생각된다.

일어나걷기검사, 10미터보행검사에서 연구군과 대조군에서 모두 유의한 차이를 보였으며($p < 0.05$), 집단 간에서 유의한 차이는 없었다($p > 0.05$). 이를 분석해보면 마비쪽 다리에 키네지오테이핑과 고유감각신경근육촉진 기법을 적용한 연구에서 버그균형척도와 일어나걷기검사에서 유의한 차이를 보였다는 연구결과³⁰⁾와 일치한다. 발의 형태 변화를 보조하는 키네지오테이핑이 보행개시에서 앞정강근 활성도 증가와 장딴지근 활성도 억제를 촉진하여 보행속도에 영향을 준 것으로 생각된다.

스피어만 순위상관분석에서 근활성도 변화량에 따라 보행 속도와 상관관계가 있을 수도 있다는 추측이 가능하나 마비쪽 앞정강근 활성도 변화량이 보행속도에 영향을 미칠 수 있다는 것을 인과관계로 해석하는데 무리가 있어 보인다.

연구제한점으로는 근활성도 측정값에서 표준편차가 크므로

통계적 해석에 어려움이 있었으며 연구대상자의 수가 16명으로 정규성을 따르지 않아 비모수 통계를 하였고 결과값을 일반화하기 어렵다는 것이다.

Liang-Ching 등⁹⁾은 중립·뒤침·앞침발의 형태는 발바닥의 안쪽 세로 아치와 뒤발에서 다리까지의 각도에 직접적 영향을 주어 자세조절과 균형에 영향을 미칠 수 있다고 보고한바 있으나 본 연구에서는 연구대상자 선정 기준에 발의 뒤침 정도에 대한 기준이 없었다. 이로 인하여 집단 간 차이가 발생할 수 있다고 생각되며 향후 연구에서는 이를 좀 더 세분화해서 연구할 필요하다.

한 선행 연구에서는 마비쪽에 발목 보조기를 착용한 연구군과 그렇지 않은 대조군에서 앞정강근과 안쪽 장딴지근 활성도에서 유의한 차이를 보이며 균형판 위에서 눈 뜨고 서있는 자세에서 체중분포지수의 차이가 있었다고 보고한 바 있다.⁴⁰⁾ 이 결과는 본 연구와 유사한 부분이 있으며, 향후 연구에서는 마비쪽 발목 보조기를 적용한 연구군이 필요하다고 생각되며 보행에서 나타나는 시공간 변수를 종속변수로 측정한다면 정확한 보행 분석에 도움이 될 것이다.

위의 결과들로 보아 마비쪽 발목의 키네지오테이핑이 마비쪽 아래다리근 활성도 변화 그리고 보행 향상에 영향을 미칠 수 있다는 것을 알 수 있었다. 그리고 마비쪽 발목 키네지오테이핑이 체중 부하 운동, 트레드밀 훈련, 보바스 치료, 고유감각 신경근육촉진 기법 등 기존의 치료 방법들과 병행된다면 환자 치료에 많은 도움이 될 것이라 생각한다.

References

1. Statistics Korea. Death cause statistics report. 2019.
2. Duncan PW, Zorowitz R, Bates B. Management of Adult Stroke Rehabilitation Care: A Clinical Practice Guideline. Stroke. 2005;36(9):100-43.
3. Ostwald SK, Godwin KM, Cheong H. Predictors of resuming therapy within four weeks after discharge from inpatient rehabilitation. Top Stroke Rehabilitation. 2009;16(1):80-91.
4. Knutsson E, Richards C. Different types of disturbed motor control in gait of hemiparetic patients. Brain. 1979;102:405-30.
5. Williams S, Whatman C, Hume PA, et al. Kinesio-taping in treatment and prevention of sports injuries: a meta-analysis of the evidence for its effectiveness. Sports Medicine. 2012;42:153-64.
6. Granat MH, Maxwell DJ, Ferguson AC, et al. Peroneal stimulator: evaluation for the correction of spastic drop foot in hemiplegia. Archives of Physical Medicine and

- Rehabilitation. 1996;77(1):19-24.
7. Fu TC, Wong AM, Pei YC, et al. Effect of kinesio-taping on muscle strength in athletes-a pilot study. *Journal of Science and Medicine in Sport*. 2008;11(2):198-201.
 8. Patterson K, Parafianowicz K, Danells I, et al. Gait asymmetry in community-ambulating stroke survivors. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. 2008;89(2):304-10.
 9. Liang-Ching T, Bing Y, Vicki SM, et al. Comparison of different structural foot types for measures of standing postural control. *Journal of Orthopaedic Physical Therapy*. 2006;36(12):942-53.
 10. Han GS. The effect of ankle dorsiflexion facilitation taping in the walking characteristic and balance ability of stroke patients. Daejeon University. 2012.
 11. Lindmark B, Hamrin E. Relation between gait speed, knee muscle torque and motor scores in post-stroke patients. *Scandinavian Journal of Caring Sciences*. 1995;9(4):195-202.
 12. Wong AM, Pei YC, Hong WH. Foot contact pattern analysis in hemiplegic stroke patients: an implication for neurologic status determination. *Archives Physical Medicine and Rehabilitation*. 2004;85(10):1625-30.
 13. Cote KP, Brunet ME, Gansneder BM. Effects of pronated and supinated foot postures on static and dynamic postural stability. *Journal of Athletic Training*. 2005;40(1):41-6.
 14. Gallagher B, Corbett E, Freeman L, et al. A fall prevention program for the home environment. *Home Care Provider*. 2001;6(5):157-63.
 15. An CS, Jung S. A study on gait analysis of normal adult and hemiplegia patients. *Journal of Korean Physical Therapy*. 2002;14(3):143-8.
 16. Bae YH, Kim HG, Min KS, et al. Effects of lower-leg kinesiology taping on balance ability in stroke patients with foot drop. *Evidence-Based Complementary and Alternative Medicine*. 2015;5.
 17. Halseth T, Mchesney JW, Debelsio M, et al. The effects of kinesio-taping on proprioception at the ankle. *Journal of Sports Science and Medicine*. 2004;3:1-7.
 18. Jay H, Michael RG, Craig RD. Difference in postural control during single-leg stance among healthy individuals with different foot types. *Journal of Athletic Training*. 2002;37(2):129-32.
 19. Runge C, Shupert C, Horak F, et al. Ankle and hip postural strategies defined by joint torques. *Gait and Posture*. 1999;10(2):161-70.
 20. Kim YS. Muscle activation patterns of stair gait hemiparetic patients using surface electromyography. *Korean Society Adapted Physical Activity and Exercise*. 2006;14(1):1-15.
 21. Jeffrey RC. *Cram's Introduction to Surface Electromyography*. Jones and Bartlett Publishers. 1998:371-49.
 22. Podsiadlo D, Richardson S. The timed up & go: a test basic functional mobility for frail elderly person. *Journal of American Geriatrics Society*. 1991;2:142-8.
 23. Wall JC, Ashburn A. Assessment of gait disability in hemiplegics: hemiplegic gait. *Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine*. 1979;11:95-103.
 24. Carr JH, Shepherd RB, Nordholm L, et al. Investigation of a new motor assessment scale for stroke patients. *Physical Therapy*. 1985;65(2):175-80.
 25. Kim WI. The effect of taping exercise on the muscle activation, joint angle and gait velocity with stroke patients. *Korea National University of Transportation*. 2014.
 26. Kim WI, Choi YG, Lee JH, et al. The effect of muscle facilitation using kinesio-taping on walking and balance of stroke patients. *Journal of Korean Physical Therapy*. 2014;26:1831-4.
 27. Tilson JK, Sullivan KJ, Cen SY, et al. Meaningful gait speed improvement during the first 60 days poststroke: minimal clinically important difference. *Physical Therapy*. 2010;90(2):196-208.
 28. Bolgla LA, Uhl TL. Reliability of electromyographic normalization methods for evaluating the hip musculature. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2007;17(1):102-11.
 29. Choi IR, Lee JH. The effect of the application direction of the kinesiology tape on the strength of fatigued quadriceps muscles in athletes. *Research in Sports Medicine*. 2018;1-10.
 30. Choi YK, Nam CW, Lee JH, et al. The effects of taping prior to PNF treatment on lower extremity proprioception of hemiplegic patients. *Journal of Korean Physical Therapy*. 2013;25:1119-22.
 31. Ikai T, Kamikubo T, Takehara I, et al. Dynamic postural control in patients with hemiparesis. *American Journal of Physical Medicine and Rehabilitation*. 2003; 82(6):463-9.

32. Kim EJ, Lee KB. The effects of kinesio taping applying to foot and ankle joints on foot pressure and gait in patients with chronic stroke. *The Journal of Korean Society for Neurotherapy*. 2019;23(2):1-6.
33. Ko MS, Matthew C, Rachel V. Age-related control strategies to execute the first step from standing in older adults. *Journal of Korean Society for Neurotherapy*. 2018;22(1):1-5.
34. Lee JW, Koo HM. Effects of fatigue in the non-paretic plantarflexor on the activities of the lower leg muscles during walking in chronic stroke patients. *Journal of Korean Society of Physical Medicine*. 2019;14(3):127-33.
35. Lee MJ, Kilbreath SL, Refshauge KM. Movement detection at the ankle following stroke is poor. *The Australian Journal of Physiotherapy*. 2005;51:19-24.
36. Mehrholz J, Wagner K, Rutte K, et al. Predictive validity and responsiveness of the functional ambulation category in hemiparetic patients after stroke. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. 2007;88(10):1314-9.
37. Menz HB, Morris ME, Lord SR. Foot and ankle characteristics associated with impaired balance and functional ability in older people. *The Journals of Gerontology Series A: Biological Science and Medical Sciences*. 2005;60(12):1546-52.
38. Song GH. The effect of arm sling on gait in patients with hemiplegia. Busan Catholic University. 2006.
39. Timothy TT, Yam, Peggy PL, et al. Effect of kinesio-taping on y-balance test performance and the associated leg muscle activation patterns in children with developmental coordination disorder: a randomized controlled trial. *Gait and Posture*. 2018;12:25.
40. Yoon JS. The effect of wearing an ankle support on the activity of ankle muscles and standing posture balance for stroke patients. *Exercise science*. 2013;22(1):1-9.
41. Yoon SR, Kim JW, Song DE, Lee BR, Lee JH, Kim YW. Effect of various support surfaces on activation of tibialis anterior, peroneus longus and gastrocnemius muscles during squat performance. *Journal of Mechanical Science and Technology*. 2019;3(2):31-7.