

편마비 환자의 족하수에 운동성 테이핑 적용이 보행능력에 미치는 영향

한림대학교 성심병원 물리치료실, 고려대학교 안산병원 물리치료실¹⁾, 대원과학대학 물리치료과²⁾

정삼희·공세진¹⁾·윤정규²⁾

Influence of Kinesio Taping of Patient with Foot Drop following CVA

Jung Sam-Hee. RPT¹⁾, Kong Se-Jin. RPT¹⁾, Yoon Jung-Gyu. RPT²⁾

Dept. of Physical Therapy, Hallym University Secret Heart Hospital

Dept. of Physical Therapy Korea University Ansan Hospital¹⁾,

Dept. of Physical Therapy, Dae-won Science College²⁾.

- ABSTRACT -

Objective: This study is designed to examine how an application of a kinesio taping to the foot drop of a hemiplegic patient affects the functional recovery of a gait.

Method: The patient was a man with left hemiplegia of about 11 months' duration, a single subject design (ABAB design) was used to investigate the timing difference at a stance phase between an unaffected side and an affected side in the gait ability of the hemiplegic patient by using the kinesio taping. The study was divided into four phase: an initial base-line, an experimental, a second base-line, and second experimental phase.

Result: The timing difference at a stance phase between an unaffected side and an affected side in the gait was decreased in the case of the affected side by following the result of applying the kinesio taping to a lower extremity.

Conclusion: The kinesio taping applied to the foot drop of a hemiplegic patient affects the improvement of the gait ability.

Key Words : Kinesio taping, Foot drop, Gait ability, Timing difference

I. 서론

스포츠 의학의 한 분야로 자리잡고 있는 스포츠 테이핑은 예전의 단순한 고정 개념을 넘어 테이핑 메디신(taping medicine)으로 자리 매김하고 있다. 예전에 단순히 상처 치료 후 거즈를 고정하는데 사용되었던 반창고가 선수의 관절이나 근육의 부상을 예방하고 보호하는데 확대되어 사용되고 있을 뿐만 아니라, 최근에는 운동 수행능력의 향상을 위해 여러 종류의 테이프가 개발, 사용되고 있으며 그에 대한 연구가 활발하다(이성원, 1999).

테이핑이란 약물이 처리되어있지 않는 탄력 또는 비탄력의 접착력이 있는 천 테이프를 근육의 결을 따라 부착하거나 운동점(motor point)에 부착함으로써 근육의 긴장도를 조절하는 방법이다(어강, 1998). 테이핑의 종류로는 크게 탄력 테이핑(elastic taping), 비탄력 테이핑(non-elastic taping)으로 나눌 수 있는데 탄력 테이핑은 운동성 테이핑(kinesio taping)이라 하여 관절을 움직이는 주동근의 작용을 정상화하기 위해 해당 근육 위의 피부에 테이프를 붙이는 것으로서 근육의 긴장도(tension)를 억제 또는 촉진할 수 있다(키네지오 테이핑 협회, 1996).

피부에 테이핑을 한다는 것은 퓨지모터 반사(fusi motor reflex)를 이용하여 테이프가 부착된 피부 밑의 근육이 지속적으로 수축하는 현상을 이용하는 것이다. 피부의 퓨지모터 반사란 여러 가지 형태의 자극 즉, 접촉, 두드림, 진동, 열음 등으로 피부를 자극하였을 때 γ 운동반사(γ -motor reflex)를 통해 그 피부 밑의 근육이 수축하는 것을 말한다(Kottke et al, 1995). 퓨지모터 운동반사에 의한 끊임없는 근 수축은 근육의 긴장도를 조절하여 신체의 밸런스를 갖게 하고

수의적이며 강한 동작과 혼합되어 주동근, 협력근, 그리고 길항근에 대해 근육간의 밸런스를 유지하여 신체가 이상적인 상태를 갖게 한다. 사람은 일상생활 중에는 물론이고 수면 중에도 끊임 없이 몸을 움직이므로 24시간 지속하여 피부에 부착되어있는 테이핑은 짧은 시간에 강하게 훈련을 하는 기존의 훈련법에 비해 장시간의 부드러운 훈련방법이라고 할 수 있다(이성원, 1999). 또한 테이핑 적용 즉시 고정성과 기능성을 부여받을 수 있어서 시행 목적에 따라 테이핑의 종류와 방법이 달라진다. 테이핑의 목적은 관절 상해 예방, 상해부위 보호 및 치료로 볼 수 있는데, 신체의 정형학적 문제를 바로잡는 운동성 테이핑은 치료 목적으로 이용한 대표적 예라 할 수 있다(스포츠 물리치료학회, 2000). 테이핑의 적용방법은 시행목적과 대상에 따라 달라지며 그 범위는 계속 확대되고 있고, 편마비 등의 중추신경계 환자에 대해서도 테이핑 적용에 관한 논의가 지속되고 있다. 편마비 환자 치료의 최종목표는 독립보행이라 해도 과언이 아닌데 보행은 기능회복의 중요한 부분으로 환자가 독립적 생활을 하는데 있어서 반드시 필요한 요소이기 때문이다(주병규, 1998).

정상보행은 입각기(stance phase)와 유각기(swing phase)를 통하여 상체와 하체가 조화된 움직임을 보이며 대체적으로 일정한 규칙성을 갖게된다. 몸체는 보행주기당 한 번씩 양옆으로 움직이고 이동범위는 총 50mm 정도이다. 고관절은 유각기의 중간위치에서 최대로 굴곡하고 대퇴부는 입각기의 시작까지 굴곡한 상태를 유지한다. 입각기가 끝나기 전에 최대신전에 도달하고 그 후 다시 굴곡하기 시작한다. 슬관절은 발뒤축 접지기(heel strike) 이전에 최대로 신전이 되고 입각기의 초기 동안에는 굴곡 하였다가 중간 입

각기(mid stance)때 다시 신전 한 후 굴곡하기 시작하여 유각기의 초기 동안 정점에 도달한다. 족관절은 발뒤축접지기에 중립위치에서 몇 도의 범위 내에 위치한다. 발꿈치는 약간 내반(varus) 되고 발은 약간 회외전(supination)되어있다. 발꿈치가 지면에 닿은 후에 족관절은 저굴(plantar flexion)하여 발이 지면에 편편하게 닿게 하고 회내전(pronation)한다. 이러한 세부적인 움직임들이 서로 연합하여 정상적인 보행주기를 만들어낸다(Whittle, 1990).

편마비 보행의 특징은 선택적 근육 조절의 저하와 공동 운동(mass movement)패턴으로 인해 보행주기가 비대칭적인 것이다. 즉, 환자는 환측의 불안정성으로 인해 무게중심을 될 수 있는 대로 건측으로 빨리 이동시키고자 하므로 환측의 입각기와 건측의 유각기가 짧아지고 따라서 보폭도 줄어들게 된다. 또한, 환측의 입각기 중에는 침족, 전반슬 등이 관찰되기도 하고 유각기 중에는 족하수나 동적 내반(dynamic varus)등이 관찰되기도 한다(Perry, 1992). 이중 족하수는 보행을 어렵게 만드는 요소 중 하나이며 이를 보완하기 위해서 단하지 보조기(ankle foot orthosis)를 착용시키거나 기능적 전기자극(functional electrical stimulation)을 이용하여 편마비 환자의 보행을 개선하기 위한 노력이 많이 시행되고 있다(장순자 등, 1999; 백남중 등 1997). 그러나 단하지 보조기의 경우 발바닥에서 들어오는 감각정보가 차단되고, 기립자세와 보행 시에는 보다 큰 체중부하가 걸리기 때문에 피부를 강하게 압박할 수 있으며 발뒤꿈치 뒷면의 높이가 충분치 않으면 보행 시에 통증을 호소하는 경우가 있다(이재학 등, 1993). 기능적 전기자극 치료기를 사용하여 마비된 사람의 보행을 적정화하려면 복잡한 제어기가 필요하며, 환자들이

감각의 저하나 소실로 인해 통증을 느끼지 못하는 경우가 있으므로, 환자가 모르는 사이에 너무 강하게 근육을 자극할 수 있다. Whittle(1990)에 의하면 이는 근육 자체에 손상을 초래하거나 또는 골다공증을 초래할 수도 있고 하지의 다른 구조물에도 손상을 초래할 수 있다고 보고하였다. Lamb(1995)은 자극을 받는 근육은 일반적으로 자율적으로 동작되는 근육보다 피로해지기 쉽다고 하였다.

많은 테이핑의 적용범위에도 불구하고 아직 편마비에 대한 테이핑 적용의 연구가 미흡하여, 이에 본 연구는 운동성 테이프를 이용하여 편마비 환자의 족하수에 대한 적용으로 보행의 기능적 회복에 어떠한 영향을 미치는지 알아보려고 하였다.

II. 연구방법

1. 연구 설계

Single subject design에서 ABAB design으로 운동성 테이핑을 이용하여 편마비 환자의 보행 능력중 건측과 환측하지의 입각기에서의 시간적인 차이를 알아보았다.

2. 연구 대상

본 연구의 대상은 53세 남자 환자로서 1999년 9월 15일 고혈압과 당뇨로 인하여 뇌혈관장애가 발생하여 Lt. hemiplegia를 주소로 가진 환자로서, 현재는 고혈압과 당뇨 모두 안정적인 상태이다. 수동적 관절운동각도의 제한은 없으며 근력은 도수근력검사상 발목관절의 배측 굴곡 poor, 저측 굴곡 poor이다. 경직(spasticity)은 나타나지 않으며, 독립보행은 가능한 상태로, 현재 한림대학교 성심병원 물리치료실에서 외래로 평균 주

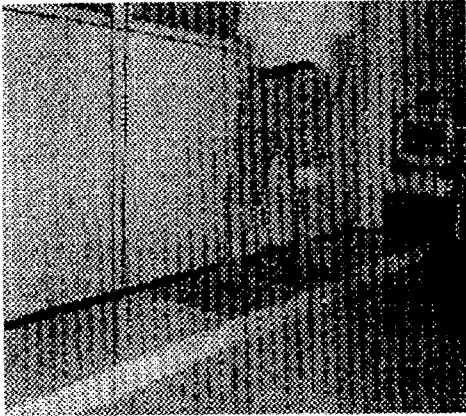


그림 1. 보행 측정 방법

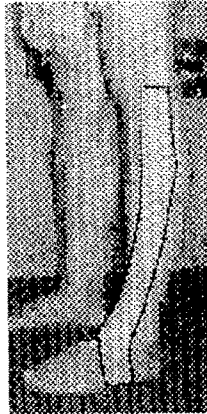


그림 2. 환측 하지에 운동성 테이핑 적용

3회 치료를 받고 있다.

3. 실험 기구

Mess-Plattform-System(ADDON, Germany).

개인용 컴퓨터(Trigem 486 DX2, 삼보)
지름 5cm kinesio tape(Taping Korea).

4. 실험 순서

연구 대상자에게 실험 전 보행순서를 측정기구 위에서 시범보인 다음, 측정기구 위에서 연속적으로 보행을 3 회 실시했고 마지막 세번째 보행시 측정을 하였다. 보행은 환측 하지부터 실시하였으며 총 3 걸음(stride)으로 이루어지는데 두번째 걸음에서 측정을 하게 되어있다(그림 1). 하루 1회 측정하며 기초선(A phase)에서는 테이프를 부착하지 않은 상태에서 측정을 하였으며 실험시(B phase)에 환측 하지

에 테이프를 적용한 후 측정을 하였다. 테이프 적용은 전경골근(tibialis anterior muscle)과 장지신근(extensor disitorum longus)의 기시부(origin) 1cm전에서 정지부(insertion) 1cm후 사이의 근육을 따라 부착하며, 테이프 부착시 30% 신장시킨다(유천공 등, 1998)(그림 2). 이어서 다시 실험의 유의성을 높이기 위해 두 번째 기초선(A' phase)과 두 번째 실험시(B' phase)의 측정을 반복하였다.

III. 결과

1. 건측과 환측의 입각기 시간차이

총 22 회의 본 실험은 결과상 편마비 환자의 족하수에 운동성 테이핑을 적용시 표 1과 같이 기초선은 평균 0.384초, 실험시는 평균 0.25초, 두 번째 기초선은 평균 0.35초, 두 번째 실험시는 평균 0.232초의 건측과 환측의 입각기 시간 차이가 있는 것으로 나타났다.

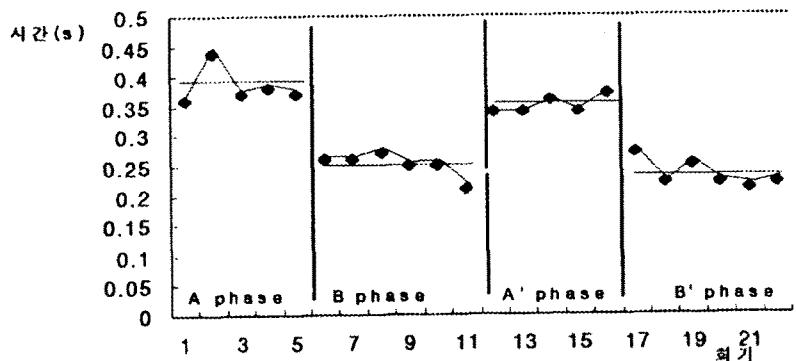


그림 3. 건측과 환측의 입각기 시간차이

* 세로선은 각 phase의 구분선이고, 가로선은 각 phase의 평균값이다.

IV. 고찰

정상 보행을 단지 몇 마디 말로 간단히 설명하기는 어렵지만, Whittle(1990)은 교대로 두 다리를 사용하는 이동의 한 방법이라고 정의하였다. 그러나 뇌졸중 환자의 경우, 근력이나 감각기능의 저하, 경직성 마비의 발생등으로 인하여 정상적인 보행이 어렵게 된다. 김미정등(1994)은 난하지 보조기를 착용한 8명의 뇌졸중 환자들의 보행속도가 난하지 보조기를 착용하지 않았을 때보다 증가됨을 보고하였고, 서정환 등(1990)은 신발교정에 따른 10명의 편마비 환자 보행시 에너지 감소와 보행속도의 향상을 보고 하였다.

편마비 환자의 보행능력을 향상시키기 위한 여러 가지 방법이 있지만, 그 중 운동성 테이핑을 이용하여 편마비 환자 족하수의 배측굴곡을 개선 시킴으로 해서 환측 발의 끌림을 방지하기 위한 회선(circumduction) 보행이 나타나지 않을 것이기 때문에 환측 하지의 유각기 시간이 줄어들 것이고 이것은 곧 건측 하지가 입각기에 머무는 시간을 단축시킬 것이기 때문에 보행능력에서 두 하지의 체중부하를 보다 균형있게 개선할 수 있

을 것이라는 착안에 본 연구를 하였다. 측정 기준을 건측의 입각기 시간의 단축에 두지 않고 환측의 입각기 시간의 차이로 정한 것은 연구 대상자가 매일 같은 속도의 보행을 할 수 없어서 건측의 입각기 시간만으로는 연구의 신뢰성이 떨어지기 때문이다. 환자의 보행속도에 관계없이 건측과 환측의 입각기의 시간차이는 0.1초 이상의 큰 변화 없이 일정하다는 것은 A phase인 1회부터 5회기까지 각각 0.36초, 0.44초, 0.37초, 0.38초, 0.37초로 평균 0.384초인 것을 보면 알 수 있다.

Friedman et al(1988)은 보행속도가 환자의 임상상태를 반영하는 하나의 지표로서 퇴원후 주거지의 결정이나 예후에도 연관된다고 보고하였다. 본 연구에서 건측과 환측의 입각기 시간의 차이가 테이핑을 적용하지 않은 A phase와 A' phase에서의 각 평균 속도가 0.384초와 0.35초였고 테이핑을 적용한 B phase와 B' phase는 각각 0.25초와 0.232초로 단축된 결과를 보아 보행의 속도 또한 증가하였음을 알 수 있다.

A phase에서의 그림 4와 B' phase에서의 그림 5를 통해 테이핑을 적용하는 것이 보행시 입각기의 발에 보다 균형있는 체중 지지를 할 수 있

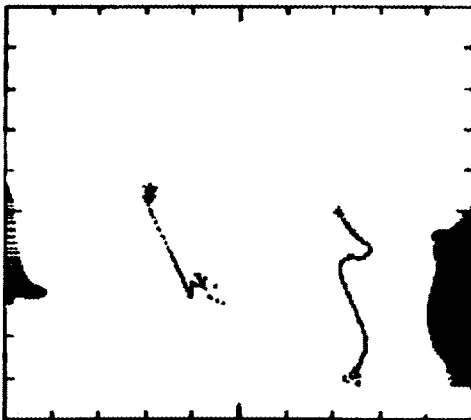


그림 4. 기초선에서의 건측과 환측발의 보행패턴
* 왼쪽 : 환측 오른쪽 : 건측



그림 5. 실험시 건측과 환측의 보행 패턴
* 왼쪽 : 환측 오른쪽 : 건측

음을 알 수 있었다.

위 그림에서 보면 왼쪽 선과 오른쪽 선의 길이는 각각의 환측과 건측 발의 입각기 시간을 나타내는 것이고 선의 방향이 아래에서 위로 외측으로 향한 것은 그 만큼 몸의 무게 중심이 외측으로 편중되었음을 말한다. 또 건측 발의 선에 흔들림이 있는 것은 건측 발이 입각기 상태에 있을 때 즉, 환측 발이 유각기를 진행하는 동안 건측 발의 체중 지지가 불안정적임, 즉 불균형임을 의미한다. 테이핑 적용 전인 그림 4 보다는 적용 후인 그림 5 에서 두 선의 길이의 차가 더욱 대칭적이고 흔들림이 적은 균형적인 상태임을 알 수 있다.

보행능력을 분석하고 평가할 때 보행의 여러 가지 측면을 측정하여 포괄적인 평가(김봉옥, 1994)와 실험이 적용되어야 하기 때문에 건측과 환측의 입각기 시간차이 만으로는 보행능력의 전체를 알아볼 수는 없었다. 이에 향후 진행되어야 할 연구는 운동성 테이핑 뿐 아니라 스파이럴 테이핑과 삼사 테이핑(반응점 테이프)으로 자세 반사에 적용(유천공 등, 1998)하여 편마비 환자의 보행능력을 개선시키려는 연구가 계속되어야 할 것이다. 또한 보행시에 각 근육군에 대하여 테이핑을 적용한 후 보행속도, 보행 평가등 다양한 방면에서의 연구가 필요하다.

V. 결론

본 연구의 목적은 운동성 테이프를 이용하여 편마비 환자의 족하수에 대한 적용으로 보행의 기능적 회복에 어떠한 영향을 미치는지 알아보는 것으로 실험 대상자에게 기초선 5회, 실험시 6회, 두 번째 기초선 5회, 두 번째 실험시 6회, 총 22회 실험을 실시하여 건측과 환측의 입각기 시간 차이를 알아보았다. 그 결과 건측과 환측의

입각기 평균 시간 차이는 기초선은 0.384초, 실험시는 0.25초, 두 번째 기초선은 0.35초, 두 번째 실험시는 0.232초가 나왔듯이 편마비 환자의 족하수에 운동성 테이핑을 적용한 후의 체중부하가 향상되었다. 이는 보행능력의 향상을 의미한다. 또한 두 기초선과 실험시를 비교해 보면 처음 기초선이 0.384초, 두 번째 기초선이 0.35초로, 그리고 처음 실험시가 0.25초, 두 번째 실험시가 0.232초로 각각 0.034초와 0.018초로 단축되었으므로 운동성 테이핑을 오랜 시간 적용한다면 더욱 향상된 결과를 얻을 수 있을 것으로 예상된다. 하지만 중추 신경계 환자에 대한 테이핑의 적용이 아직 초기단계에 있고 이에 대한 연구도 부족하므로 좀 더 지속적이고 체계적인 연구가 이루어져야만 편마비 환자의 보행에 더욱 도움이 될 수 있는 테이핑 적용이 실행되리라고 본다.

참고 문헌

- 김미정, 이수아, 김상규. 뇌졸중 환자의 보행 속도에 관한 연구. 대한재활의학회지, 18(4); 736~741. 1994.
- 김봉옥. 임상 보행 분석의 방법, 대한재활의학회지, 18(2); 191. 1994.
- 백남중, 이종민, 김창원. 편마비 보행시 단하지 보조기의 보정효과. 대한재활의학회지, 21(4); 658~668. 1997.
- 서정환, 고명환, 김연희. 편마비 환자의 보행시 신발 교정에 따른 에너지 소모의 감소. 대한재활의학회지, 23(1); 17~23. 1999.
- 어강. 근골격계 질환의 테이핑 요법, 우진출판사, 1998.
- 유천공, 이재갑, 김용권. 근골격계 질환의 테이핑, 에이스 의학, 22~51. 1998.

- 유천공, 이재갑, 김용권. 근골격계 질환의 테이핑 요법, PTR의료정보연구소; 30~34, 36. 1998.
- 이성원. 전신밸런스 테이핑이 폐기능, 근력, 순발력, 지구력에 미치는 영향. 국민대학교 스포츠 산업대학원 석사학위 논문. 1999.
- 이재학, 권혜정, 김명훈 등. 보장구의지학. 제 1판. 고문사; 258-259. 1993.
- 장순자, 김범준, 김창원 등. 편마비 환자에서 단하지 보조기 및 기능적 전기자극 적용후 보행 양상 변화. 대한재활의학회지, 23(4): 853~860. 1999.
- 주병규: torque heel을 이용한 편마비측 발의 외회전 교정에 대한 3차원 보행 분석, 대한재활의학회지, 22(5), 1114~1122, 1998.
- 키네시오 테이핑 협회. 키네시오 테이핑, 1996.
- Friedman PJ, Richmone DE, Baskett JJ. A prospective trial of serial gait speed as a measure of rehabilitation in the elderly. Age Aging 17; 227~235. 1988.
- Kottke FJ, Lehmann JF. Krusen's Handbook of physical medicine and rehabilitation. 4th ed. krusen-philadelphia, Saunders. ; 250~251. 1995.
- Lamb A. 2 channel open-loop gait assist electrical orthosis. University of Surrey. MSc project; 1995.
- Perry J. Gait analysis. 1st ed. Thoro-fae, Slack. ; 186~220. 1992.
- Whittle MW. Gait analysis an introduction, Butterworth-Heinemann; 54-74, 205-206. 1990.
- www.freechal.com/ksspt, 스포츠 물리치료 학회 사이트, 2000.