

외측 웨지 인솔 적용에 의한 하지절단자의 보행 향상 Gait improvement in lower limb amputees by lateral wedge insole

*#장윤희¹, 배태수¹, 김신기¹, 문무성¹

*#Y. H. Chang (yhchang@korec.re.kr)¹, T.S. Bae¹, S. G. Kim¹, M.S. Mun¹

¹ 재활공학연구소

Key words : asymmetric gait, lateral wedge insole, lower limb amputees

1. 서론

의지를 착용하고 보행하는 편측 하지절단자의 대부분은 환측보다는 건측에 더 의존적인 보행을 하게 된다. 이는 절단으로 인한 환부 근육의 약화, 감각 되먹임(sensory feedback)의 결여, 의지측의 불안정성(instability), 소켓 내부 단단부의 국소 통증 등이 복합적인 원인으로 작용하여, 보행 시 환측의 체중부하는 감소하고 상대적으로 건측의 체중부하가 증가하게 된다.¹ 양하지의 비대칭적인 체중부하는 파행(limping) 및 비정상적인 보행으로 이어지며, 의지측보다 건측의 입각기 시간 증가, 한걸음길이 감소, 수직지면반발력 증가, 고관절 및 무릎관절 모멘트 증가 등의 보행 특성으로 나타난다. 하지절단자들의 건측 의존도가 높은 보행 특성은 건측 하지관절에 과도한 무리를 주게 되며, 이는 퇴행성 무릎관절염과 같은 이차적인 장애를 유발하고 있다. 편측(unilateral) 장애로 인한 반대측의 과도한 사용은 하지절단자뿐만 아니라 뇌졸중 등으로 인한 편마비 환자에게서도 나타나고 있으며, 이를 개선하기 위한 재활 치료들이 이루어지고 있다. Laufer 등(2000)의 연구에서 편마비 환자의 대칭성 증진을 위해 건측하지의 신발을 높여주는 방법으로 환측으로의 체중이동을 유도한 결과 환측 체중이동 증가와 함께 신체의 좌우 대칭성이 향상되었고 보행속도도 증가되었다고 하였다.² 또한 Rodriguez 와 Aruin(2002)의 연구에서는 경미한 편마비 환자의 건측 신발에 외측 웨지 인솔을 적용하여 환측으로 체중부하를 증가시킨 결과 기립시 대칭성이 향상되었다고 하였다.³ 그러나 기존 연구들은 편마비 환자들의 대칭성 향상을 위한 재활적 치료 연구들이 주를 이루고 있으며, 하지절단자들의 대칭성 개선을 위한 재활적 측면의 연구들은 매우 미흡한 실정이다. 편측 하지절단자들의 비대칭적인 보행특성은 절단 이외의 다른 이차적인 장애를 유발하게 되므로, 이를 예방하기 위한 재활적 치료는 무엇보다 중요하다. 따라서 본 연구는 편측 하지절단자들의 건측 신발에 외측 웨지 인솔을 적용하여 보행 시 좌우 대칭성 및 보행 요인의 변화를 알아보고자 한다.

2. 연구방법

2.1 실험대상

본 연구에서는 편측 대퇴 및 하지절단자 9 명을 대상으로 실험하였다(Table 1). 대상자 선정 기준은 1)절단 후 최소 2년이 경과한 자, 2)사고로 인한 절단자, 3)의지의 정렬상태가 적합한 자, 4)보행 시 중대한 파행을 하지 않는 자, 5)지팡이나 보조도구 없이 독립보행이 가능한 자로 하였다. 이들 대상자 중 보행에 지장을 줄 수 있는 절단 외의 근골격계 질환이 있는 자는 연구에서 제외하였다. 연구 대상자에게 본 연구의 목적과 방법을 설명하고 연구동의서에 서명한 후 실험에 임하였다.

2.2 보행분석

보행분석을 위해 4 개의 힘측정판(forceplate, 600mm×900mm, Kistler, UK), 적외선 카메라 8 대(Eagle4, Motion Analysis, USA), 10mm 반사마커, CCD 카메라 2 대, 데이터 처리장치, PC 등으로 구성되어 있는 3 차원 동작분석기(Motion Analysis, USA)를 사용하였다. 실험대상자들은 평상시 본인이 착용하던 의지와 신발을 착용하였으며, 실험 전

Table 1 General characteristics of subjects (n=9)

| Lower limb Amputees | |
|-----------------------------|----------------------------|
| Age (yrs) | 44.33 ± 12.10 ^a |
| Height (cm) | 167.22 ± 7.28 |
| Weight (kg) | 68.47 ± 13.01 |
| BMI (kg/m ²) | 26.09 ± 4.96 |
| Prosthesis use (yrs) | 12.78 ± 9.13 |
| AKA/BKA (number of persons) | 4/5 |

^amean ± SD

의지의 정렬상태를 의지제작기사를 통해 재확인하였다. 보행분석을 위한 마커 셋팅은 Helen Hayes marker set 을 사용하여 해부학적 위치에 총 19 개의 마커를 부착하고 정적 검사(static pose)를 시행하였고, 내측 4 개의 마커를 제거한 후 동적 검사(dynamic pose)를 실시하였다. 외측 웨지 인솔은 3mm 두께의 필라이트 재질(Ottobock, Germany)을 사용하였으며 환자의 신발에 맞추어 제단한 후 사용하였다. 피검자는 먼저 신발에 외측 웨지 인솔을 적용하지 않은 상태에서 보행을 확인 하였고, 그 다음 3mm 높이의 외측 웨지 인솔을 신발 내부 외측에 삽입한 후 보행 분석을 실시하였다(fig 1). 보행 속도는 평상시 일반적인 보행 상태를 평가하기 위해 본인이 선택한 보행속도(SSWS, self selected walking speed)로 실시하였으며, 실험 전 실험실 환경에 적응하기 위하여 피검자는 10 분 정도 보행적응 연습을 하였다. 또한 매번 실험할 때 마다 변하는 보행의 특성을 감안하여 5 회 실험한 후 그들에 대한 평균값을 사용하였다.

2.3 분석방법

분석방법은 통계프로그램(SPSS ver. 12.0, SPSS Inc., USA)을 사용하였고, 측정값들의 정규분포여부를 알아보기 위하여 Kolmogorov-Smirnov 검정을 실시하였다. 실험군 내에서 외측 웨지 인솔 적용 유무의 차이를 비교하기 위해 대응표본 t-검정(paired t-test)을 실시하였다. 통계적 유의수준은 α=.05 로 하였다.

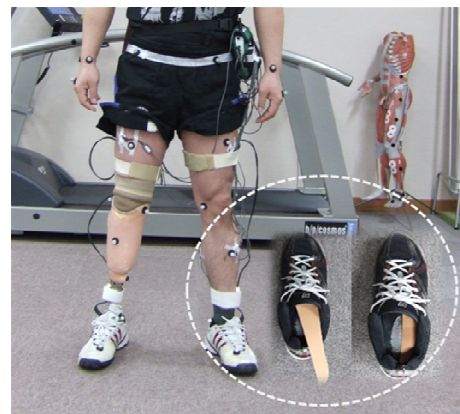


fig 1. Anatomical marker position and lateral wedge insole inserted into the shoe.

3. 결과 및 고찰

3.1 한걸음길이 비율(step length ratio)

한걸음길이 비율은 우측의 한걸음길이를 좌측의 한걸음길이를 나눈 비율로 정상인에 경우 1에 가까운 값을 나타내며 1에 가까울수록 대칭적인 보행을 하였다 할 수 있다. 실험 결과 인솔 적용 후 보행속도나 보폭(step width)의 유의한 차이는 없었으나, 한걸음길이 비율의 유의한 감소($p<.05$)로 인해 인솔 적용 후 보다 대칭적인 보행이 됨을 알 수 있다(table 2).

3.2 운동형상학적 변수(kinematic parameter)

관상면에서 측정된 고관절, 무릎관절, 발목관절의 각도는 table 2와 같다. 인솔 적용 전 하지절단자의 의지측과 건측의 고관절과 무릎관절의 내전각에는 차이가 없었으나 발목관절의 내반각은 의지측보다 건측에서 유의하게 증가해 있었다($p<.001$). 인솔 적용 후 무릎관절 각도에는 변화가 없었으나, 건측 하지의 고관절 내전각이 증가하였고($p<.001$), 발목관절의 내반각은 유의하게 감소하였다($p<.001$).

3.3 운동역학적 변수(kinetic parameter)

인솔 적용 전 하지절단자는 의지측보다 건측의 고관절 외전 모멘트($p<.05$) 및 무릎관절 외전 모멘트($p<.001$)가 유의하게 증가해 있었다. 인솔 적용 후 건측 고관절과 무릎 및 발목관절의 외전(외반) 모멘트 peak 값이 감소하였지만, 통계적으로 유의하지는 않았다. 인솔 적용 후 전반적인 양하지 모멘트 값은 감소하였지만, 무릎관절 외전 모멘트는 여전히 양하지 간 유의한 차이를 보였고, 유의수준은 감소함을 알 수 있었다($p<.01$).

3.4 COM의 변위(displacement of the COM)

보행 시 신체중심의 좌우동요를 평가하기 위해 BOS(Base of Support)의 중심점으로부터 COM(Center of Mass)의 중심점이 Y축 방향에서 이동한 거리를 측정하였다. 분석 결과 하지절단자는 보행 시 신체의 중심점이 의지측보다 건측으로 편향됨을 알 수 있었으며($p<.001$), 인솔 적용 후 COM 좌우 이동이 유의하게 감소함을 알 수 있었다.

4. 결론

본 연구는 하지절단자의 건측 의존도가 높은 보행 특성을 교정하기 위하여 건측 하지에 외측 췌지 인솔을 적용하여 환측으로의 체중이동을 유도하고, 보행 시 COM의 이동변위, 양하지의 각도 및 모멘트의 변화를 알아보았다. 연구결과 외측 췌지 인솔 적용 후 한걸음길이 비율의 대칭성 향상과 건측 발목 내반각의 유의한 감소, 건측 고관절과 무릎 및 발목관절 모멘트 peak 값의 감소, COM 좌우이동의

감소를 보였다. 외측 췌지 인솔의 적용은 하지절단자의 건측 발목의 과도한 발목 내반각을 교정하고, 건측으로의 편향된 COM을 의지측으로 이동시키면서 전체적인 좌우동요를 감소시키는 효과를 가져왔다. 절단으로 인해 건측 편향적인 하지절단자의 보행 특성은 건측에 과도한 무리를 발생하고, 이로 인해 퇴행성 무릎관절염과 같은 이차적인 질병을 유발한다. 보행훈련 등의 재활 과정에서 외측 췌지 인솔을 통한 보행의 교정은 건측 편향성과 하지관절 모멘트, 신체의 좌우 동요를 감소시켜 결과적으로 전반적인 보행의 향상 및 에너지 효율성 증대 등의 효과를 가져오리라 사료된다.

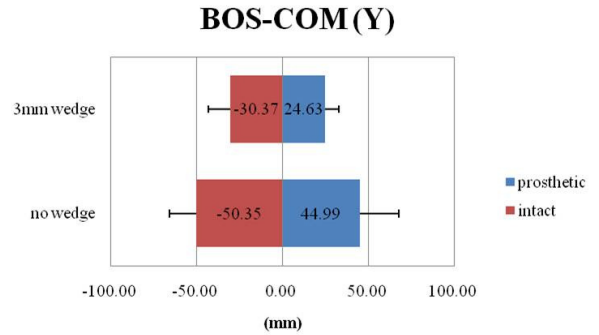


fig 2. Comparison of the COM displacement between no wedge and 3mm lateral wedge insole.

후기

위 논문은 보건복지가족부의 보건의료연구개발사업에 의거한 기금을 지원받아 연구되었습니다. (과제번호 #A091175)

참고문헌

1. Sanderson DJ, Martin PE. Lower extremity kinematic and kinetic adaptations in unilateral below-knee amputees during walking. *Gait Posture*, 6, 126-136, 1997.
2. Laufer, Y., Dickstein, R., Resnik, S., & Marcovitz, E. Weight-bearing shifts of hemiparetic and healthy adults upon stepping on stairs of various heights. *Clinical rehabilitation*, 14(2), 125-129, 2000.
3. Rodriguez, G.M., Aruin, A.S. The effect of shoe wedges and lifts on symmetry of stance and weight bearing in hemiparetic individuals. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 83(4), 478-488, 2002

Table 2. Spatio-temporal, kinematic, kinetic parameters and displacement of the COM

| Dependent variables | no wedge (n=9) | | 3mm lat. wedge (n=9) | | t value | | | |
|--------------------------------|----------------|----------------|----------------------|----------------|-----------|---------|----------|----------|
| | prosthetic(1) | intact(2) | prosthetic(3) | intact(4) | (1)-(2) | (1)-(3) | (2)-(4) | (3)-(4) |
| walking velocity(m/s) | 1.11 ± 0.23 | | 1.12 ± 0.21 | | -1.322 | | | |
| step width(cm) | 14.88 ± 4.23 | | 14.65 ± 3.72 | | 0.750 | | | |
| step length ratio ¹ | 1.15 ± 0.10 | | 1.12 ± 0.08 | | 2.579* | | | |
| hip adduction angle(°) | 2.68 ± 3.55 | 3.21 ± 3.41 | 2.44 ± 3.73 | 3.72 ± 3.45 | -0.510 | 1.724 | -4.216** | -1.194 |
| knee varus angle(°) | 1.59 ± 2.99 | 3.30 ± 1.68 | 1.67 ± 3.05 | 3.02 ± 1.77 | -1.283 | -0.835 | 1.186 | -1.094 |
| ankle inversion angle(°) | 7.98 ± 3.06 | 19.93 ± 4.40 | 8.29 ± 4.20 | 16.58 ± 4.06 | 6.596*** | -0.270 | 4.725** | -3.551** |
| hip abduction moment(Nm/kg) | 0.67 ± 0.12 | 0.80 ± 0.20 | 0.65 ± 0.14 | 0.76 ± 0.20 | -2.445* | 0.739 | 0.995 | -1.944 |
| knee valgus moment(Nm/kg) | 0.33 ± 0.07 | 0.49 ± 0.07 | 0.34 ± 0.08 | 0.44 ± 0.08 | -6.174*** | -0.547 | 1.763 | -3.802** |
| ankle eversion moment(Nm/kg) | 0.05 ± 0.04 | 0.10 ± 0.08 | 0.06 ± 0.05 | 0.07 ± 0.05 | -1.659 | -0.368 | 0.935 | -0.692 |
| Displacement of the COM(mm) | 44.99 ± 22.65 | -50.35 ± 15.44 | 24.63 ± 8.32 | -30.37 ± 12.92 | 7.901*** | 2.912* | -3.574** | 8.572*** |

¹step length of the prosthetic side/step length of the intact side, * p<.05, ** p<.01, *** p<.001