



다운증후군 아동들의 보행 비대칭성 연구 Gait Asymmetry in Children with Down Syndrome

임비오*(서울대학교), 한동기(백석 대학교), 서정석(서울대학교),
은선덕(서울대학교), 권영후(텍사스여대)

Lim, Bee-Oh*(Seoul National University) · Han, Dong-Ki(Baekseok University) · Seo, Jung-Suk(Seoul National University) · Eun, Seon-Deok(Seoul National University) · Kwon, Young-Hoo(Texas Woman's University)

ABSTRACT

B. O. LIM, D. K. HAN, J. S. SEO, S. D. EUN, Y. H. KWON, Gait Asymmetry in Children with Down Syndrome. Korean Journal of Sport Biomechanics, Vol. 16, No. 2, pp. 145-151, 2006. A large interindividual variability and some abnormally kinematic patterns at the lower extremity were the main features of the gait in children with Down syndrome. The purposes of this study were to investigate the gait asymmetry and biomechanical difference between dominant leg and non dominant leg in children with Down syndrome. Seven boys with Down Syndrome(age: 12.0 ± 0.9 yrs, weight: 34.4 ± 8.4 kg, leg length: 68.7 ± 5.0 cm) participated in this study. A 10.0 m x 1.3 m walkway with a firm dark surface was built and used for data collection. Three-dimensional motion analyses were performed to obtain the joint angles and range of motions. The vertical ground reaction forces(%BW) and impulses(%BW · s) were measured by two force plates embedded in the walkway. Asymmetry indices between the legs were computed for all variables. After decision the dominant leg and the non dominant leg with max hip abduction angle, paired samples t-test was employed for selected kinematic and ground reaction force variables to analyze the differences between the dominant leg and the non dominant leg. The max hip abduction angle during the swing phase showed most asymmetry, while the knee flexion angle at initial contact showed most symmetry in walking and running. The dominant leg showed more excessive abduction of hip in the swing phase and more flat-footed contact than the non dominant leg. Vertical peak force in running showed more larger than those of in walking, however, vertical impulse showed more small than walking due to decrease of support time. In conclusion, the foot of dominant leg contact more carefully than those of non dominant leg. And also, there are no significant difference between the dominant leg and the non dominant leg in kinematic variables and ground reaction force due to large interindividual variability.

KEYWORDS: DOWN SYNDROME, GAIT, ASYMMETRY, DOMINANT LEG

I. 서론

다운증후군은 주로 21번째 염색체가 3개가 되는 염색체(trisomy) 이상에 의해 발생하는데, 약 700명 중에 1명꼴로 나타난다. 전체 인구에서 정신지체자가 차지하는 비율은 약 3.5%이며(Carmeli et al, 2002), 정신지체인의 약 4~6%가 다운증후군 환자이다(Patton et al, 1990). 다운증후군 환자는 정신지체, 발달장애, 심장이상, 시각장애, 호흡기질환, 불임, 백혈병 등의 장애를 가지고 태어날 확률이 높다. 이러한 문제들 중에서도 운동 능력, 특히 보행과 관련된 문제점이 가장 일반적이며 중요하다(Hayes & Batshaw, 1993). 다운증후군 아동들의 약 80% 이상이 보행 장애를 가지는데, 발바닥을 지면에 평행하게 착지하거나, 다리를 전방으로 스윙할 때 과도하게 회전하고, 보행주기 대부분에서 엉덩관절과 무릎관절이 지나치게 굽혀지는 등의 특징을 보인다(Parker & Bronks, 1980; Parker et al, 1986).

다운증후군 아동들의 보행 패턴에서 나타나는 두드러진 특징으로 개인간 편차가 크다는 것을 들 수 있다(Parker & Bronks, 1980; Parker et al, 1986). 이러한 편차의 원인은 유전 인자가 운동 형질을 바꾸어, 이상 보행의 원인이 되는 근육의 저긴장성(hypotonia), 인대 이완, 근육 약화 및 정형외과적 이상이 나타나기 때문이다. 이와 같은 편차는 개인간 뿐만 아니라 개인 내에서도 나타난다고 보고 되었다(Matteo, 2002).

비대칭(asymmetry) 보행은 일반적으로 이상 보행을 의미한다. 보행의 비대칭 정도는 임상적으로 중요한 진단 기준이 되며, 재활 후 보행 평가나 인공 하지 디자인에도 중요한 기준이 된다(Heydar et al, 2000). 이상 보행에서 가장 두드러지게 비대칭을 보이는 경우는 하지절단자의 보행이다. 보족을 착용한 하지는 정상 하지에 비해서 지지시간이 짧고, 작은 지면반력을 보인다(Skinner & Effeney, 1985). Devita et al.(1991)은 무릎의 앞십자인대를 다친 환자들이 브레이스를 착용할 경우 근 모멘트가 영향을 받음을 보고 하였다. 31명의 편마비(hemiplegic) 환자들을 대상으로 한 보행연구에서 비대칭이 발견되었다(Griffin et al, 1995). 편마비 환자들은 건강한 사람들에 비해서 보행 속도가 느리고, 좌

우로 신체를 더 많이 흔들면서 보행한다(Titianova & Tarkka, 1995). 또, 비대칭 보행은 하지의 길이가 다르므로 인해 발생하기도 한다(Kaufman et al, 1996).

다운증후군 아동들의 이상 보행을 평가하기 위해서는 비대칭 보행에 대한 연구가 필요한데, 아직 보고된 바 없다. 본 연구의 목적은 다운증후군 아동들의 보행 중에 나타나는 비대칭성을 규명하는 것이다.

II. 연구방법

1. 연구대상

본 연구의 대상자는 삼염색체 다운증후군을 가진 남자 아동 7명이다(나이: 12.0 ± 0.93 세, 체중: 34.4 ± 8.4 kg, 다리 길이: 68.7 ± 5.0 cm).

2. 실험방법

1) 실험 도구 및 분석 장비

본 연구의 종속변인을 측정하는데 사용된 실험 도구 및 분석 장비는 <표 1>과 같다.

<표 1> 실험 도구 및 분석 장비

구분	품명	모델명	수량	제조국
영상 분석	비디오 카메라	Panasonic D-5100	2대	일본
	"	Panasonic AG-456	2대	"
	"	Sony TRV-940	2대	"
	녹화기	Panasonic AG-5700	2대	"
지면 반력 분석	동조 시스템 소프트웨어	Visol VSAD -usb101 KWON3D 3.0	1대	한국 한국
	지면 반력기 소프트웨어	AMII ORG-6 KWONGRF 2.0	2대	미국 한국

2) 실험 절차

본 연구의 실험 절차는 실험도구의 설치, 반사 마커의 부착, 보행(걷기 및 달리기)의 순서로 진행하였다.

(1) 실험도구 설치

- ① 보행로 설치 - 단단한 나무로 10.0m × 1.3m 크기의 보행로를 제작하여 설치하였다. 빛에 반사가 되지 않게 처리하였다.
- ② 영상분석 장비 - 보행로를 기준으로 좌·우로 2대씩 4대, 전·후 1대씩 2대로 총 6대의 카메라를 설치하였다. 각 카메라의 촬영속도는 초당 30 프레임, 노출시간은 1/1000초로 조절하였다.
- ③ 지면 반력 장비 - 보행로의 중간(5m) 지점에, 지면반력(AMTI ORG-6)기 2대를 설치하였으며, 초당 1000Hz로 샘플링 하였다.

(2) 마커 부착

인체의 운동학적 변인을 산출하기 위해 반사 마커를 좌·우 상전장골극(Anterior Superior Iliac Spine, ASIS), 상후장골극(Posterior Superior Iliac Spine, PSIS), 좌·우 대퇴 중앙지점(mid thigh), 좌·우 외측상과(Lateral Condyle), 좌·우 내측상과(Medial Condyle), 좌·우 하퇴 중앙지점(mid shank), 좌·우 외과(Lateral Malleolus), 좌·우 내과(Medial Malleolus), 좌·우 뒤꿈치(Heel), 좌·우 앞꿈치(Toe)에 부착하였다.

(3) 보행 실시

반사 마커를 부착한 후, 연구대상자 별로 보행을 실시하였다. 보행 속도는 평소 걸음걸이와 같이 하도록 하였다. 연구대상자의 보행 순서는 임의로 하였다.

3. 자료 산출 방법

영상으로 촬영된 자료의 분석은 kwon3d 3.0 운동동작 분석 프로그램을, 지면 반력의 분석은 kwongrf 2.0 지면반력 분석 프로그램을 사용하였다. 통계처리는 윈도우용 SPSS 11.5 분석 프로그램을 활용하였다.

1) 자료 분석 범위

걷기 및 달리기의 자료 분석 범위는 보행주기이다. 보행주기는 오른발 발뒤꿈치 착지에서 다음 번 오른발 발뒤꿈치 착지까지이다. 보행주기를 구성하고 있는 지지기와 체공기로 나누어 분석하였다.

2) 관절 중심의 계산

엉덩 관절 중심은 Tylkowsky 방식(Tylkowsky et al, 1982)을 사용하여 계산하였다. 무릎과 발목 관절의 중심은 Midpoint 방식을 사용하여 계산하였다.

3) 비대칭 지수의 계산

비대칭 지수(asymmetry index, AI)는 Robinson 공식(Robinson et al, 1987)을 사용하였다.

$$AI = \frac{(VR - VL)}{0.5(VR + VL)} \times 100 \%$$

VR과 VL은 각각 오른발과 왼발에서 측정된 보행 변인을 의미한다. AI=0일 때 완전 대칭이며, AI 값이 커질수록 비대칭이 커진다.

4) 각도(자세) 변인 계산

(1) 엉덩 관절각

대퇴 벡터와 몸통 벡터 사이의 각도이다.

(2) 무릎 관절각

대퇴 벡터와 하퇴 벡터 사이의 각도이다.

(3) 발목 관절각

하퇴 벡터와 발목에서 발앞꿈치를 연결한 벡터와의 각도이다.

(4) 엉덩 내·외전각

좌·우측(x) 벡터와 대퇴 벡터사이의 각을 90°로 빼 값이다. (+)값은 외전, (-)값은 내전을 의미한다.

4) 통계 처리

체공 중의 최대 엉덩 외전 각도로 주 다리(dominant leg)와 부 다리(non-dominant leg)로 구분한 후 통계 처리하였다.

본 연구의 통계 처리는 SPSS(Version 11.5) 프로그램을 이용하여 대응비교 t-검증(paired samples t-test)을 실시하였으며, 가설 검증을 위한 유의 수준은 α=.05로 설정하였다.

Ⅲ. 결과 및 논의

1. 비대칭 지수

다운증후군 아이들의 비대칭 지수는 <표 2>와 같다.

<표 2>에서 보는 바와 같이 걷기 시 비대칭 지수의 범위는 6.8%(지면접촉순간 무릎 굴곡/신전)에서 128.3%(체공기 동안 최대 엉덩 외전)로 나타났으며, 달리기 시 6.4%(지면접촉순간 무릎 굴곡/신전)에서 163.7%(체공기 동안 최대 엉덩 외전)로 나타났다. 걷기와 달리기 시 최대 엉덩 외전의 비대칭 지수가 가장 높게 나타났으며, 지면접촉 순간시 무릎 굴곡의 비대칭 지수가 가장 낮게 나타났다. 즉, 걷기와 달리기 시 최대 엉덩 외전이 가장 비대칭 하고, 지면접촉 순간시 무릎 굴곡이 가장 대칭적인 것으로 나타났다.

Sutherland et al.(1980)과 Sutherland(1984)는 왼쪽편의 뇌 반구(cerebral hemispheric)가 주(dominance)인 사람들의 90%가 오른발잡이라고 하였다. 왼쪽편의 뇌 반구는 미세한 운동을 정확하게 조절하는 역할을 하며, 오른편의 뇌 반구는 공간 지각 능력, 감정 표현, 운동기능과 관련 있다고 하였다(White, 1972). 본 연구에서 비대칭 지수가 가장 높게 나타난 체공기 동안 엉덩 외전

의 최대 값으로 오른 발과 왼발의 비율을 나눈 결과, 오른발과 왼발이 5대2의 비율로 나타났다.

2. 걷기 시 주 다리와 부 다리의 운동학 및 지면반력 변인

다운증후군 아이들이 걸을 때 체공 중의 최대 엉덩 외전 각도로 주 다리(dominant leg)와 부 다리(non-dominant leg)로 구분한 후 신출한 운동학 및 지면반력 변인들의 평균 및 표준편차는 <표 3>과 같다.

<표 3>에서 보는 바와 같이, 운동학적 변인에서 전체적으로 주 다리가 부 다리보다 평균값이 더 크게 나타났으며, 통계적으로는 보행의 체공기 동안 최대 엉덩 외전과 지면접촉순간 발목 저축 굴곡에서 유의한 차이가 나타났다. 즉, 주 다리가 부 다리보다 보행의 체공기 동안 다리를 전방으로 더 과도하게 회전시키고, 엉덩 및 무릎 관절이 더 굽혀진다. 또한 발이 지면에 접촉할 때 주 다리가 부 다리보다 발바닥을 지면에 더 편평하게 접촉하는 것으로 나타났다.

Hamill et al.(1984)은 보행의 대칭(symmetry) 관계를 보고한 후에, 주 다리와 부 다리 사이의 지면반력 변인을 비교한 결과 통계적으로 유의한 차이가 나타나

표 2. 비대칭 지수

단위 : %

	걷기	달리기
최대 엉덩 외전 (체공기)	128.3±50.7	163.7±105.2
엉덩 굴곡/신전 운동범위(체공기)	36.7±10.1	37.5±32.4
무릎 굴곡/신전 운동범위(체공기)	29.9±17.3	19.3±16.5
무릎 굴곡 (지면접촉 순간)	6.8±5.0	6.4±4.2
발목 저축 굴곡 (지면접촉 순간)	11.4±1.6	13.5±4.8
수직 지면반력 (첫 번째 피크)	16.7±16.3	14.5±19.3
수직 지면반력 (두 번째 피크)	20.7±21.2	없음
충격량	25.4±23.6	15.8±19.1

표 3. 걷기 시 주 다리와 부 다리의 운동학 및 지면반력 변인

	주 다리	부 다리
최대 엉덩 외전 (체공기, °)	8.6±0.7	2.8±4.5*
엉덩 굴곡/신전 운동범위(체공기, °)	23.5±12.1	21.5±7.4
무릎 굴곡/신전 운동범위(체공기, °)	48.8±9.3	46.1±10.3
무릎 굴곡 (지면접촉 순간, °)	166.7±13.4	165.1±2.2
발목 저축 굴곡 (지면접촉 순간, °)	103.5±12.1	92.8±11.3*
수직 지면반력 (첫 번째 피크, %BW)	1.13±0.36	1.24±0.16
수직 지면반력 (두 번째 피크, %BW)	0.86±0.22	1.05±0.03
충격량 (%BW · s)	0.41±0.06	0.52±0.05

*p<.05

지 않았다고 보고하였다. 반면에, Herzog et al.(1988)은 62명의 정상 피험자들을 대상으로 지면반력의 최대 수직, 전후, 좌우성분을 비교한 결과 오른발과 왼발에서 차이가 나타났다고 보고하였다.

다운증후군 아이들을 대상으로 한 본 연구에서는 지면반력 변인에서 주 다리와 부 다리 사이의 통계적인 차이는 나타나지 않았다. 주 다리가 부 다리보다 수직 지면반력 및 수직 충격량이 더 적게 나타났으며, 즉, 주 다리가 부 다리보다 지면에 더 조심스럽게 닿는 것으로 나타났다.

3. 달리기 시 주 다리와 부 다리의 운동학 및 지면 반력 변인

다운증후군 아이들이 달릴 때 체공 중의 최대 엉덩 외전 각도로 주 다리(dominant leg)와 부 다리(non-dominant leg)로 구분한 후 산출한 운동학 및 지면반력 변인들의 평균 및 표준편차는 <표 4>와 같다.

<표 4>에서 보는 바와 같이, 운동학적 변인에서 전체적으로 주 다리가 부 다리보다 평균값이 더 크게 나타났으나, 통계적으로는 유의한 차이가 나타나지 않았다.

지면반력 변인에서 주 다리가 부 다리보다 수직 지

표 4. 달리기 시 주 다리와 부 다리의 운동학 및 지면반력 변인

	주 다리	부 다리
최대 엉덩 외전 (체공기, °)	17.0±7.0	4.0±6.1
엉덩 굴곡/신전 운동범위(체공기, °)	34.6±9.0	24.6±1.3
무릎 굴곡/신전 운동범위(체공기, °)	52.4±8.5	49.9±7.9
무릎 굴곡 (지면접촉 순간, °)	147.1±4.2	146.8±10.4
발목 저축 굴곡 (지면접촉 순간, °)	87.5±19.8	81.6±7.7
수직 지면반력 (최대 피크, %BW)	1.76±0.16	2.02±0.08
충격량 (%BW · s)	0.29±0.08	0.33±0.05

면반력 및 수직 충격량이 더 적게 나타났으며, 주 다리와 부 다리 사이의 통계적인 차이는 나타나지 않았다.

Sadeghi et al.(2001)은 주 다리는 추진 역할(근 파워 생성)을 하며, 부 다리는 지지와 조절(근 파워 흡수)의 역할을 한다고 하였다. 반면에, Hirasawa(1979)는 주 다리가 보행을 안정화 시키는 기능을 한다고 하였다. 본 연구에서는 주 다리의 수직 지면반력 및 충격량이 부 다리에 비해서 적은 값을 나타낸 것으로 보아, 주 다리가 보행을 안정화 시키는 기능을 했다고 판단된다.

4. 걷기와 달리기 시 나타난 주 다리와 부 다리의 운동학 및 지면반력 변인 비교

<표 3> 및 <표 4>에서 보는 바와 같이, 달리기 시 주 다리와 부 다리의 최대 엉덩 외전 및 엉덩 굴곡/신전 운동범위의 평균 값이 걷기 시보다 더 크게 나타났다. 즉, 달릴 때가 걸을 때보다 보행의 체공기 동안 다리를 전방으로 더 과도하게 회전시키고, 엉덩 및 무릎 관절이 더 굽혀진다. 또한, 달릴 때가 걸을 때보다 지면 접촉 순간 무릎 및 발목을 더 굽히는 것으로 나타났다.

지면반력에서 달릴 때가 걸을 때보다 주 다리와 부 다리의 수직 지면반력은 더 크게 나타났으나, 지지시간(걷기: 주 다리 0.56±0.07초, 부 다리 0.64±0.10초; 달리기: 주 다리 0.29±0.11초, 부 다리 0.29±0.10초)의 감소로 인하여 충격량은 더 작게 나타났다.

IV. 결 론

다운증후군 아이들이 걷거나 달릴 때 나타나는 보행의 비대칭 및 주 다리와 부 다리의 역학적 차이에 대해서 살펴본 결과 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 걷기와 달리기 시 최대 엉덩 외전이 가장 비대칭적이며, 지면접촉 순간시 무릎 굴곡이 가장 대칭적인 것으로 나타났다.
2. 주 다리가 부 다리보다 보행의 체공기 동안 다리를 전방으로 더 과도하게 회전시키고, 발이 지면에 접촉할 때 발바닥을 지면에 더 편평하게 접촉하는 것으로 나타났다.

3. 주 다리가 부 다리보다 지면에 더 조심스럽게 딛는 것으로 나타났다.
4. 달릴 때가 걸을 때보다 주 다리와 부 다리의 수직 지면반력은 더 크게 나타났으나, 지지시간의 감소로 인하여 충격량은 더 작게 나타났다.

이상의 결과를 종합해볼 때, 다운증후군 아이들은 걷고 달릴 때 최대 엉덩 외전이 가장 비대칭 하며, 지면접촉 순간시 무릎 굴곡이 가장 대칭적인 것으로 나타났다. 또한, 걸을 때 최대엉덩외전 및 지면접촉순간 시 발목 저축 굴곡 변인을 제외하고, 개인 간 차이로 인하여 주 다리와 부 다리의 운동학적 변인과 지면반력 변인 사이에 차이가 없는 것으로 나타났다.

참 고 문 헌

- Carmeli, E., Kessel, S., Coleman, R., & Ayalon, M. (2002). Effects of a treadmill walking program on muscle strength and balance in elderly people with down syndrom. *Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences & Medical Science*, 57A(2), M106-M110.
- Devita P., Hong, D., & Hamill, J. (1982). Effects of asymmetric load carrying on the biomechanics of walking. *Journal of Biomechanics*, 24(12), 89-125.
- Griffin, M. P., Olney, S. J., & McBride, I. D. (1995). Role of symmetry in gait performance of stroke subjects with hemiplegia. *Gait and Posture*, 3, 132-142.
- Hamill, J., Bates, B. T., & Knutzen, K. M. (1984). Ground reaction forces symmetry during walking and running. *Research Quarterly*, 55, 288-293.
- Hayes, A., & Batshaw, M. L. (1993). Down syndrome. *Pediatric Clinics of North America*, 40, 523-535.
- Herzog, W., Nigg, B. M., & Read, L. J. (1988). Quantifying the effects of spine manipulations on gait using patients with low back pain. *Journal of Manipulative Physiology Therapy*, 11, 151-157.
- Heydar, S., Paul, A., Francois, P., & Hubert L. (2000). Symmetry and limb dominance in able-bodied gait: a review. *Gait and Posture*, 12, 34-45.
- Hirasawa, Y. (1979). An observation on standing ability of Japanese males and females. *Journal of Anthropometry Society Nippon*, 87, 81-92.
- Kaufman, K. R., Miller, L. S., & Sutherland, D. H. (1996). Gait asymmetry in patients with limb-length inequality. *Journal of Pediatric Orthopaedics*, 16, 144-150.
- Matteo, C. (2002). Gait analysis of individuals with down syndrome. *Physical medicine and rehabilitation: State of the Art Reviews*, 16(2), 303-321.
- Parker, A. W., & Bronks, R. (1980). Gait of children with down syndrome. *Archives of Physical and Medical Rehabilitation*, 61, 345-351.
- Parker, A. W., Bronks, R., & Snyder, C. W. (1986). Walking patterns in down syndrome. *Journal of Mental Deficiency Research*, 30, 317-330.
- Patton, J. R., Payne, J. S., & Beirne-Smith, M. (1990). *Mental retardation(3rd ed.)*. Columbus, OH: Merrill.
- Robinson, R. O., Herzog, W., & Nigg, B. M. (1987). Use of force platform variables to quantify the effects of chiropractic manipulation on gait symmetry. *Journal of Manipulative Physiology Therapy*, 10, 172-176.
- Sadeghi, H., Sadeghi, S., Allard, P., Labelle, H., & Duhaime, M. (2001). Lower limb muscle power relationships in bilateral able-bodied gait. *American Journal of Physical Medicine Rehabilitation*, 80, 821-830.
- Skinner, H. B., & Effeney, D. J. (1985). Gait analysis in amputee. *American Journal of Physiololgy Medicine*, 64(2), 82-89.

- Sutherland, D. H., Olshen, R., Cooper, L., & Daniel, D. (1980). The development of mature gait. *American Journal of Bone and Joint Surgery*, 62, 336-353.
- Sutherland, D. H. (1984). *Gait Disorders in Childhood and Adolescence*. Baltimore: Williams and Wilkins, 201.
- Titianova, E. B., & Tarkka, I. M. (1995). Asymmetry in walking performance and postural sway in patients with chronic unilateral cerebral infarction. *Journal of Rehabilitation Research and Development*. 32(3), 236-244.
- Tylkowski, C. M., Simon, S. R., & Mansour, J. M. (1982). *Internal rotation gait in spastic cerebral palsy*. Proceedings of the 10th open scientific meeting of the hip society. 89-125.
- White, M. J. (1972). Hemispheric asymmetries in tachistoscopic information processing. *British Journal of Psychology*, 63(4), 497-508.

투 고 일 : 04월 30일
 심 사 일 : 05월 15일
 심사완료일 : 05월 30일