

트레드밀 보행에서 무게중심 이동과 리아프노프 지수 사이의 상관관계

Correlation between the Displacement of Center of Gravity and Lyapunov Exponent during Treadmill Walking

김수한¹, 박정홍², 손권^{2,✉}

Soo Han Kim¹, Jung Hong Park² and Kwon Son^{2,✉}

¹ 부산대학교 기계설계대학원 (School of Mechanical Engineering, Pusan Univ.)

² 부산대학교 기계공학부 (School of Mechanical Engineering, Pusan Univ.)

✉ Corresponding author: kson@pusan.ac.kr, Tel: 051-510-2308

Manuscript received: 2008.10.31 / Revised: 2009.5.26,6.11 / Accepted: 2009.11.26

The purpose of study is to investigate the correlation between the Lyapunov exponent (LE) and the displacement of the center of gravity (DCG) for clarifying walking stability on the treadmill. From fifteen young healthy subjects volunteered, lower extremity joint angles were recorded using a three-dimensional motion capture system with reflective markers. The anteroposterior DCG and the LE were calculated by a commercial software. A linear correlation between LE and DCG ($p < 0.05$) showed that LEs compensated for walking distance on the treadmill walking. However, LEs were found to be independent of self-selected walking speeds by a negligible correlation between LE and the Froude number ($p > 0.05$).

Key Words: Displacement of Center of Gravity (무게중심이동), Lyapunov Exponent (리아프노프 지수), Treadmill Walking (트레드밀 보행), Lower Extremity (하지)

1. 서론

트레드밀 보행에서 보행자가 스스로 편안하다고 느끼는 속도를 선택하고 그 위에서 보행을 할 경우 보행 주기가 일정하다. 그러나 트레드밀에서 보행을 하면서도 넘어지는 경우가 발생한다. 이러한 현상은 아무리 보행자가 최적의 속도를 선택했다 하더라도 사람은 기계와 같이 완전한 주기적인 보행을 하지 못하기 때문에 트레드밀의 보행영역을 벗어나 떨어지게 되는 것이다. 따라서 트레드밀 보행은 리듬감이 있는 자율적인 보행이라기보다는 정해진 등속을 유지하기 위한 보행이다. 즉, 등속으로 움직이는 트레드밀의 구동 벨트 위에서

하지 관절을 이용하여 넘어지지 않기 위해서 전후 방향의 보행영역 범위를 지속적으로 보상하거나 조절하는 보행을 하는 것이다.

또한, 트레드밀은 보행이 가능한 고정 영역이 제한되어 있기 때문에 지면 보행에 비해 공간상의 제약이 따른다. 보행 안정성을 평가할 때 평지 보행에서 무게중심점의 이동을 고려하는 것과 같이 트레드밀 보행에서는 더욱 이 요소가 중요하게 작용한다. 트레드밀은 좌우폭이 좁고 전후방향으로 이동할 수 있는 거리도 제한되어 있어 무게중심점을 재빨리 안전영역 안에 두어야 넘어지지 않는다.

일반적으로 보폭과 하지 관절각의 변동(variability)은 보행의 자연적 산물이고, 개개인에

따라 다른 패턴을 보인다.¹ 그 변동에 따른 편차는 불규칙한 정도와 일치하며 보행 운동의 안정성 여부를 판단하는 기초 자료로 사용되고 있다. 보폭과 같은 보행변수의 변동은 편차와 같이 단순 통계적 계산을 통해 쉽게 얻어지는 값이다.

최근 연구동향을 볼 때 보행을 신경·근골격계에 의해 지배되는 결정론적 과정(deterministic process)으로 해석하고 있다.²⁻⁵ 즉, 실험에서 얻게 되는 관절 각과 같은 데이터가 비선형적 동역학 정보를 포함하고 있기 때문에 이를 분석함으로써 보행의 특성을 파악하고자 하였다.

이러한 비선형 동역학 특성을 반영하면서 결정론적 시스템을 해석하는 방법이 카오스 해석기법이다. 이 카오스 해석기법에서 비선형 시스템이 초기조건에 대해 얼마나 발산하기 쉬운지를 예측하는 지표로 리아프노프 지수(Lyapunov exponent, LE)가 사용된다.²⁻⁵ 보행에서 하지 관절각에 대한 LE를 구하면 지수적으로 발산하는 관절운동의 동적인 변화를 알 수 있게 된다. 따라서 이 지수를 이용하여 트레드밀 보행시 발생하는 순간적인 미세한 신경·근육계의 조절 작용을 동역학적인 운동의 관점에서 이를 정량화하는 인자로 사용할 수 있다.

본 연구에서는 일차적으로 이러한 동역학적 정보를 담고 있는 LE와 트레드밀 보행에서 중요한 무게중심의 이동이 서로 연관성이 있다고 가정하고 이를 통계적인 방법으로 확인하고자 하였다. 그리고 개인마다 서로 다른 보행 속도를 가지게 되는데 이에 따른 LE의 상관성도 함께 분석하여 트레드밀 보행이라는 특수한 상황에서의 파라미터 값의 의미를 규명해 보고자 하였다.

2. 보행실험

보행실험에 참가한 15 명의 젊고 건강한 피실험자(남성 13 명, 여성 2 명: 24.9±4.1 세, 175.6±6.4 cm, 70.5±12.1 kg, 1.0±0.1 m/s)는 관절 변형이나 질환이 없었던 사람을 대상으로 하였다. 보행 속도는 개인에 따라 편안하다고 느끼는 속도에 차이가 있으므로 실험 이전에 모든 피실험자들은 자신이 안정된다고 생각되는 속도를 직접 설정하여 트레드밀에서 5분간 사전 보행을 하도록 하였다.^{2,3}

각 피실험자의 하지 관절의 굴곡각을 얻기 위해서 트레드밀(KEYTEC® AC9, Taiwan) 위에서의 보행 중 자세의 안정성과 보행 컨트롤적인 면을 고

려하여 실험 시작 최초의 90 초의 자료는 잘라내고 그 후 90 초간의 자료를 측정하였다(Fig. 1). 보행 속도는 사람의 하지 길이에 따라 달라질 수 있으므로 이를 정규화하기 위해서 프라우드 수(Froude number, FN)를 사용하였다.^{6,7} 무차원 수인 FN은 V^2/GL 로 정의되며, 여기서 V는 보행속도(m/s), G는 중력가속도, L은 바닥으로부터 대퇴부 대전자(greater trochanter)까지의 높이를 측정한 값이다.

3 차원 운동 기록을 위하여 일반적으로 사용하는 광학식 측정장치를 이용하였다. 본 연구에서는 8대의 비디오 카메라(DCR-VX2100, Sony, Japan), 3차원 공간자(폭: 1 m, 높이: 2 m), 그리고 기록될 이미지들을 동조시키기 위한 동기화 LED를 사용하였다. 그리고 관절각 계산을 위해 표식(marker)을 제작하여 사용하였다. 표식은 반사 필름을 지름 10 mm의 반구형 물체에 입혀 제작하였고 인체 주요 특징점에 부착하였다. 주요 특징점은 상전장골극(anterior superior iliac spine), 상후장골극(posterior superior iliac spine), 대전자(greater trochanter), 외측대퇴(lateral thigh), 내-외측상과(medial-lateral femoral epicondyle), 외측 정강이(lateral shank), 내-외과(medial-lateral malleolus), 발가락(toe), 발뒤꿈치(heel) 등의 선택된 관절부(Fig. 2)에 부착하였다. 촬영된 90 초의 이미지들은 카메라에서 PC로 옮긴 후, 초당 30 프레임으로 저장된 영상을 Kwon3D 소프트웨어(Version 3.1, Visol Corp., Korea)를 사용하여 초당 60 프레임으로 디인터레이싱(deinterlacing)하여 각 마커들을 3 차원 좌표와 신체관절의 굴곡각으로 변환하였다. 여기서 초당 30 프레임으로 촬영된 이미지를 초당 60 프레임으로 디인터레이싱하는 기법은 일반 소프트웨어에서 화질을 개선하기 위해 보편적으로 사용하는 1/60 초의 시차를 가지는 두 필드 중 하나를 버리고 빈 줄을 채우거나 30 프레임의 이웃하는 프레임을 평균하는 알고리즘을 이용하지 않았다. 대신 마커의 시공간적 움직임을 포착하기 위해 1/60 초의 시차를 가지는 두 필드를 분리하여 모두 보존하고 각 필드의 빈 줄을 채우는 사용자 정의 알고리즘을 이용하여 1/60 초의 시차를 가지는 이미지를 60 프레임으로 분리해냄으로써 실제 표식 움직임을 초당 60 프레임으로 처리하였다.⁸ 따라서 실험 영상의 샘플링 수는 60Hz가 된다.

각 관절 및 체절에 정의된 벡터와 내적을 이용한 시간의 함수로 재구성하였다. 고관절의 중심은

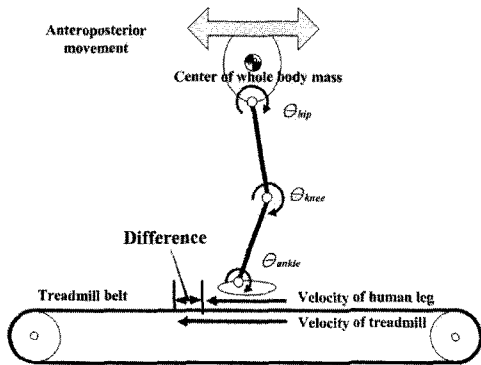


Fig. 1 A graphical representation of treadmill walking conditions

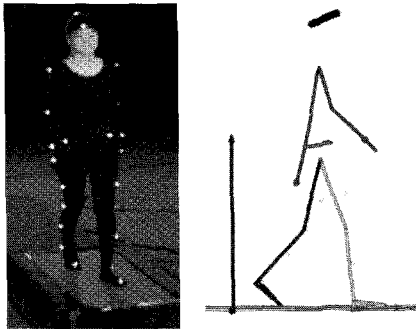


Fig. 2 Gait experiment and corresponding human link model

상전장골극과 대퇴상부의 마커를 Tytkowski 와 Andriacchi 법으로 산출하였으며,⁸ 무릎과 발목의 관절중심은 내측과 외측에 부착시킨 2 개의 표면 표식들을 이용하여 계산하였다. 이 자료들로 6 개 관절에 대한 굴곡각을 얻어 내었고, 이는 카오스 지수인 LE를 구하기 위한 데이터로 사용되었다.

굴곡각을 필터링하면 관절 운동의 중요한 정보를 잃어버려 고유한 특성들을 왜곡시킬 수 있다고 보고된 바가 있어 신호를 그대로 사용하였다.⁹

그리고 본 연구의 실험 장치는 동일 조건에서 여러 사람을 대상으로 사용되었기에 측정된 굴곡각들은 모든 관절에 비슷한 수준의 측정 잡음을 가진다고 가정하였다.

3. 무게중심 이동

보행 중 무게중심의 실험은 양 발이 교대로 발이 지면에 닿는 폭 안에 위치한다. 그리고 한쪽이 입각기가 되면 발을 딛고 있는 쪽으로 무게중심이

편중되다가 다시 반대 발이 입각기가 되면 반대 발쪽으로 무게중심이 이동한다. 그래서 제자리를 걷게 될 경우 무게중심은 양발 사이에서 조금씩 좌우로 편향된 위치에 있게 된다. 트레드밀 보행에서 바닥이 등속으로 움직이고 사람도 정확하게 이 속도에 맞추어 걷게 된다면 아주 이상적으로 제자리를 걷게 되는데 이때 무게중심의 궤적은 좌우 방향으로만 일어난다.

그러나, 실제로는 사람이 정확히 등속 보행을 하지 않으므로 트레드밀 상에서 무게중심의 위치가 좌우뿐 아니라 전후방향으로도 많은 움직임이 발생한다. Fig. 3은 사람의 무게중심(center of gravity, CG)의 이동을 나타내며, 그림과 같이 전후(x 방향) 방향뿐 아니라 좌우방향(y 방향)으로 궤적이 발생하는 것을 볼 수 있다. 본 연구에서는 좌우방향의 CG 이동은 제자리 걸음에서 무게중심을 잡기 위해 자연히 발생하는 것이기 때문에 전후방향의 이동만을 고려하였다. 즉, 전후방향 CG의 이동량은 피실험자가 보행을 조절하면서 발생하기 때문에 신경·근골격계의 제어로 인한 결과로 볼 수 있다. 따라서 이를 독립 변수로 선택하였다. 그리고 CG의 계산은 Kwon3D 내부에서 Chandler 등의 인체 분절의 질량 비율을 이용하여 계산하였다.⁸ CG의 이동량(displacement of CG, DCG)은 총 5분간의 실험자료 중에서 90 초 이후부터의 자료를 해석하기 위해 충분한 시계열 자료인 5400 개¹⁰의 미소변위를 가지는 90 초 동안 적분하였다. 대표적으로 최대(4.44 m), 최소(2.57 m), 평균값(3.38 m)을 가지는 피실험자의 DCG를 Fig. 4에 나타내었다.

4. 리아프노프 지수

카오스 해석기법에 의해 리아프노프 지수를 계산하는 구체적인 순서와 방법은 참고문헌¹⁰⁻¹²에 나타나 있다. 여기에서는 각 단계별로 간략한 방법을 기술하였다.

시간에 따라 움직인 관절각 데이터로부터 동역학적인 의미있는 정보를 추출하기 위해 시계열 벡터를 구성하였다. 그리고 AMI (average mutual information)법을 이용하여 가장 의미있는 상태공간 정보를 추출할 수 있는 최적의 지연시간이 결정되었다.^{13,14} 계산된 지연시간을 이용하여 시스템의 동역학적 특성을 공간상에 그리기 위하여 최적의 매립차원(embedding dimension)을 결정하였다. 이를 위해 거짓이웃법(FNN, false nearest neighbor)을 사용

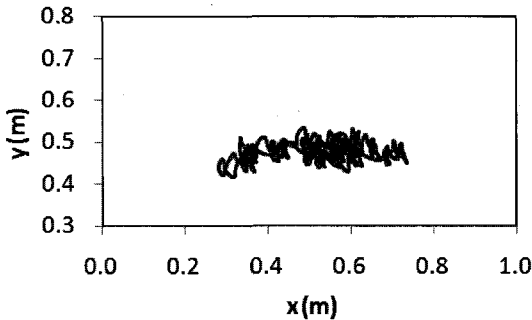
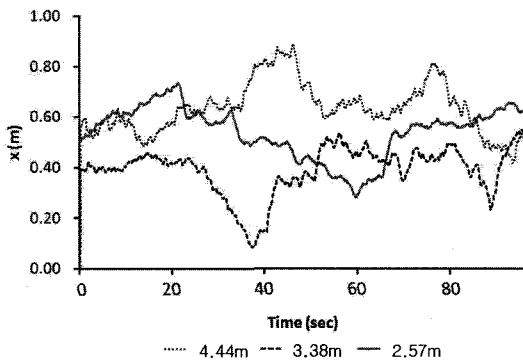
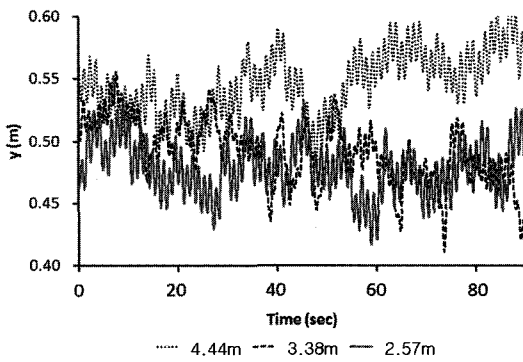


Fig. 3 Trajectories of CG on the treadmill for 90 seconds



(a) Anteroposterior direction



(b) Mediolateral direction

Fig. 4 Displacements of CG during treadmill walking

하였다.^{15,16}

부적절한 매립차원을 선택하면 이웃 궤도들을 잘못 인식하여 시스템의 고유한 카오스적 특성을 왜곡할 우려가 있다. 따라서 거짓이웃 궤도들이 발생할 수 있는 확률이 0 이 되도록 차원을 선택하는데, 선행 연구¹⁷를 통해 5 차원으로 결정되었다.

리아프노프 지수 LE 는 매립차원상에 재구축된 시계열 데이터로 형성되는 궤도가 가장 가까운 이

웃 궤도로부터 시간에 따라 지수적으로 얼마나 멀어지는가를 정량화하는 값이다. 그러므로 LE 는 시스템의 민감성을 나타내게 된다. 보행이 완전히 주기적이면 임의의 매립차원상에 구축한 시계열 궤도들이 발산하지 않고 동일한 궤도를 따라 움직이므로 LE 값은 0 이 되며, 주기에 가까운 비선형성을 가지게 되면 양의 값을 가지게 된다.

본 연구에서 LE 계산을 위해 Wolf 알고리즘¹⁷을 사용하였다. LE 값의 계산은 Chaos Data Analyzer (Professional Version, Physics Academy Software, USA)를 이용하여 구하였다. Chaos Data Analyzer 는 비선형 시계열 자료를 분석하기 위한 전문 소프트웨어이다.

5. 결과 및 토의

Table 1 에 15 명 피실험자들에 대한 DCG 의 x 방향 이동량과 FN 값을 나타내었다. Table 2 에는 LE 값의 평균과 표준편차를 나타내었다. 고관절과 무릎의 평균 LE 값은 0.094~0.114 로 발목(0.158~0.174)보다 높은 값을 나타내었다.

본 연구의 주요 관심사인 각 항목(DCG, LE, FN) 사이의 상관관계는 일차적으로 SPSS 를 이용하여 Pearson 상관계수를 구하였고, 변수간 선형 회귀방정식을 마이크로소프트 엑셀에 내장되어 있

Table 1 Results of motion data

Subject	DCG in x(m)	FN
S1	4.01	0.141
S2	4.44	0.090
S3	4.13	0.113
S4	2.88	0.121
S5	2.82	0.133
S6	3.96	0.088
S7	3.25	0.114
S8	3.04	0.118
S9	2.57	0.084
S10	2.80	0.139
S11	2.89	0.116
S12	3.38	0.087
S13	3.12	0.181
S14	4.11	0.189
S15	3.32	0.085
Mean±SD	3.38±0.59	0.120±0.03

Table 2 Results of chaotic data

	Joints					
	Hip		Knee		Ankle	
	Left	Right	Left	Right	Left	Right
LE Mean	0.095	0.094	0.099	0.114	0.174	0.158
LE SD	0.018	0.015	0.018	0.019	0.046	0.047

Table 3 Results of correlation and regression tests

Correlation pairs	Pearson correlation coefficient (p-value)	Linear regression coefficient(r ²)
DCG and LE of the hip	0.277(0.318)	0.075
DCG and LE of the knee	0.734(0.002*)	0.536
DCG and LE of the ankle	0.398(0.142)	0.157
DCG and LE of all three lower extremity joints	0.644(0.010*)	0.413
FN and LE of all three lower extremity joints	-0.195(0.486)	0.038

(*significance level < 0.05)

는 최소제곱법으로 계산하여 그 결과를 Table 3 에 나타내었다. Pearson 상관계수는 무릎 관절의 LE 값 과 DCG 사이에서 0.734(p<0.01)의 높은 값을 나타 냈고, 역시 전체 관절의 LE 값을 합한 값과 DCG 사이의 상관계수도 0.644(p<0.05)로 높게 나타났다. 그리고 선형 회귀계수 결과에서도 이 두 짝에서 각각 0.536, 0.413 으로 가장 높은 값을 나타내었다. 이것은 무릎 관절이 측정된 다른 두 관절보다 전 후방향 위치조절에 중요한 역할을 담당한다는 증 거로 볼 수 있다.

Nelson 등¹⁸은 트레드밀에서의 보행이 정상 보 행보다 상대적으로 더욱 변동이 작다고 보고하였 고 이는 더욱 주기적인 보행을 한다고 할 수 있다. 하지만 사람이 Fig. 1 과 같이 완전한 등속보행을 못하기 때문에 오히려 트레드밀 보행시에 전후방 향 이동을 보상하거나 전후방향 이동량을 최소화 하기 위해 보행을 적응시키는 상황이 발생한다.

이러한 개념에서 본 연구에서 가정한 것과 같 이 전후방향 이동량은 하지 관절의 LE 값과 높은 상관관계를 보였다. 그 중 무릎 관절은 Pearson 상 관계수가 0.734 로 가장 높았다.

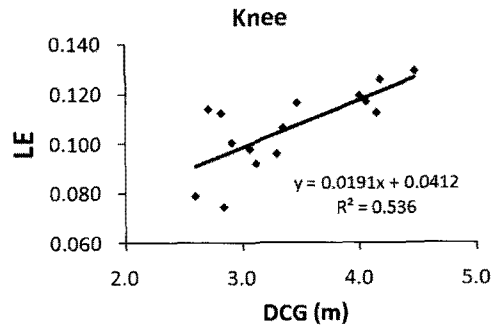


Fig. 5 Linear regression between anteroposterior DCG and LE of the knee

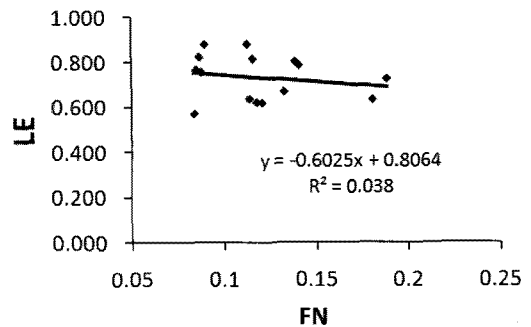
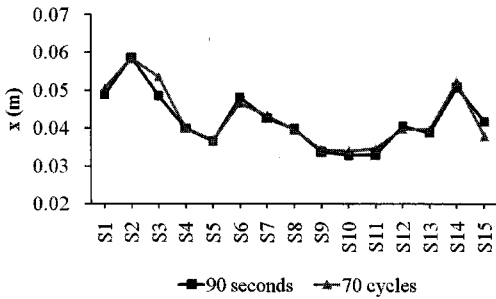


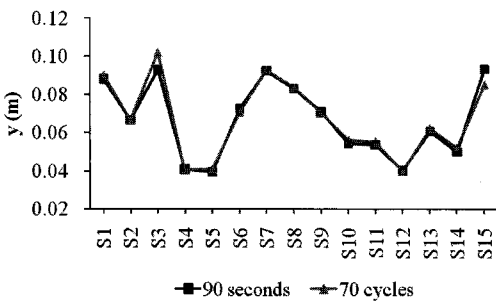
Fig. 6 Linear regression between LE and FN

반면에 보행 속도는 Pearson 상관계수가 -0.195 로 LE 값과의 상관관계가 거의 없음을 알 수 있었 다. Dingwell 등⁴이나 Stergiou 등²⁻³은 보행 속도 가 미치는 LE 값에 미치는 영향을 연구하였고 동 일인을 대상으로 가장 편안한 속도를 기준으로 높 거나 낮은 속도로 보행했을 때 LE 값이 약간 증 가 하는 것이 관찰되었다. 이것은 이들의 연구 결과 를 바탕으로 볼 때 개인별 보행 속도를 평가할 경 우에는 의미가 있을 수 있다. 하지만 본 연구의 결과로 볼 때 다양한 피실험자를 대상으로 일반화 하기는 어렵다고 판단된다. 왜냐하면 일반화한 속 도인 FN 에 대하여 LE 값은 상관성이 매우 낮기 때문이다. 특히 트레드밀 상의 보행 특성을 고려 하면 전후방향의 이동거리가 사람에 따라 다르기 때문에 LE 값의 변화를 예측하기 어렵다. 결과 가운데 DCG-무릎 관절에 대한 짝, 그리고 LE-FN 전 체 값에 대한 짝의 선형 회귀 관계를 Fig. 5 와 Fig. 6 에 나타내었다.

일반적으로 보행연구는 해부학적 요인의 상이 성 때문에 보행사이클 단위로 분석한다.¹⁹ 이에 본



(a) DCG per cycle in x direction



(b) DCG per cycle in y direction

Fig. 7 DCG per cycle during treadmill walking for each subject

연구에서 90 초간을 분석한 값과 보행사이클에 따른 결과를 사이클 단위로 분석하여 비교해 보았다. 각 피실험자에 대해 90 초간 CG 의 이동량을 적분한 것을 해당 보행사이클 수로 나눈 값과 70 사이클 동안의 CG 이동량을 적분한 것을 70 으로 나눈 값을 비교하여 Fig. 7 에 나타내었다. S3 과 S15 의 두 피실험자에서는 각각 8.5%, 11.4%의 오차를 가지고 있었지만, 대부분의 피실험자에서 x 와 y 방향 모두 유사한 패턴을 보여주었다. 따라서 보행 시간을 기준으로 해석한 결과가 사이클을 기준으로 한 결과와 큰 차이가 없음을 확인할 수 있었다.

6. 결론

본 연구에서는 트레드밀 보행의 특성을 고려하여 가장 편안한 보행 속도를 기준으로 개인별 전후이동 거리를 측정하였으며 이것과 보행 카오스 지수인 LE 값 사이의 상관성을 조사하였다. 결론적으로 트레드밀 보행에서 전후이동 거리는 바닥의 이동 속도와 사람의 보행속도와의 불일치량이며, 이것과 보상 작용으로 나타나는 무릎 관절의 카오스

스 운동은 통계학적으로 연관이 있음($p < 0.01$)을 확인하였다.

후 기

본 연구는 부산대학교 자유과제 학술 연구비(2년)의 지원에 의해 수행되었습니다.

참고문헌

1. Sutherland, D. H., Olshen, R. A., Biden, E. N. and Wyatt, M. P., "The development of nature walking," Mac Keith Press, pp. 20-35, 1988.
2. Stergiou, N., Moraiti, C., Giakas, G., Rastanis, S. and Georgoulis, A. D., "The effect of the walking speed on the stability of the anterior cruciate ligament deficient knee," Clin. Biomech., Vol. 19, No. 9, pp. 957-963, 2004.
3. Buzzi, U. H., Stergiou, N., Kurz, M. J., Hageman, P. A. and Heidel, J., "Nonlinear dynamics indicates aging affects variability during gait," Clin. Biomech., Vol. 18, No. 5, pp. 435-443, 2004.
4. Dingwell, J. B., Cusumano, J. P., Sernad, D. and Cavanagh, P. R., "Slower speeds in patients with diabetic neuropathy lead to improved local dynamic stability of continuous overground walking," J. of Biomech., Vol. 33, No. 10, pp. 1269-1277, 2000.
5. Dingwell, J. B. and Cusumano, J. P., "Nonlinear time series analysis of normal and pathological human walking," Chaos, Vol. 10, No. 4, pp. 848-863, 2000.
6. Alexander, R. M., "Stride length and speed for adults, children and fossil hominids," Am. J. Phys. Anthropol., Vol. 63, No. 1, pp. 23-27, 1984.
7. Karen, S. N. and Timothy, D. W., "Froude number corrections in anthropological studies," Am. J. Phys. Anthropol., Vol. 131, No. 1, pp. 27-32, 2006.
8. KWON3D Manual, www.visol.co.kr
9. Rapp, P. E., "A guide to dynamical analysis," Int. Phys. Behav. Sci., Vol. 29, No. 3, pp. 311-327, 1994.
10. Ko, J. H., Son, K., Park, J. H. and Suh, J. T., "Gait study on the normal and ACL deficient patients after ligament reconstruction surgery using chaos analysis method," J. of KSPE, Vol. 23, No. 2, pp. 164-171, 2006.
11. Park, J. H., Son, K. and Kim, K. H., "Chaos analysis

- of major joint motions for young males during walking,” *Trans. of KSME(A)*, Vol. 31, No. 8, pp. 889-895, 2007.
12. Kim, M. K., Son, K., Park, J. H., Seo, K. W. and Park, Y. H., “Chaos analysis of major joint motions for women during walking,” *J. of KSPE*, Vol. 25, No. 10, pp. 130-136, 2008.
 13. Baker, G. L. and Gollub, J. P., *Chaotic Dynamics*, Cambridge University Press, 1996.
 14. Fraser, A. M. and Swinney, M. L., “Independent coordinates for strange attractors from mutual information,” *Phys. Rev.(A)*, Vol. 33, No. 2, pp. 1134-1140, 1986.
 15. Cellucci, C. J., Albano, A. M. and Rapp, P. E., “Comparative study of embedding methods,” *Phys. Rev.(E)*, Vol. 67, No. 6, Paper No. 066210, 2003.
 16. Rhodes, C. and Morari, M., “The false nearest neighbors algorithm: An overview,” *Computer & Chemical Engineering*, Vol. 21, No. 1, pp. 1149-1154, 1997.
 17. Wolf, A., Swift, J. B., Swinney, H. L. and Vastano, J. A., “Determining Lyapunov exponents from a time series,” *Phys. D: Nonlinear Phenomena*, Vol. 16, No. 3, pp. 285-317, 1985.
 18. Nelson, R. C., Dillman, P. L. and Bickett, P., “Biomechanics of overground versus treadmill running,” *Med. Sci. Sports*, Vol. 4, No. 4, pp. 233-240, 1972.
 19. Collett, J., Dawes, H., Howells, K., Elsworth, C., Izadi, H. and Sacklet, C., “Anomalous centre of mass energy fluctuations during treadmill walking in healthy individuals,” *Gait and Posture*, Vol. 26, No. 3, pp. 400-406, 2006.