

트레드밀 보행시 여성의 주요 관절 운동에 대한 카오스 분석

Chaos Analysis of Major Joint Motions for Women during Treadmill Walking

김민경¹, ✉손 권², 박정홍¹, 서국웅³, 박영훈³
 Min Kyoung Kim¹, ✉Kwon Son², Jung Hong Park¹, Kuk Woong Seo³ and Young Hoon Park³

1 부산대학교 대학원 기계설계공학과 (Department of Mechanical Design Engineering, Pusan National Univ.)

2 부산대학교 기계기술연구원 (Research Institute of Mechanical Technology, Pusan National Univ.)

3 부산대학교 체육교육과 (Department of Physical, Pusan National Univ.)

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

Manuscript received: 2007.5.23 / Revised: 2008.2.25 / Accepted: 2008.7.16

The purpose of this study was to investigate chaotic characteristics of major joint motions during treadmill walking. Gait experiments were carried out for 20 healthy young women. The subjects were asked to walk on a treadmill at their own natural speeds. The chaos analysis was used to quantify nonlinear motions of eleven major joints of each woman. The joints analyzed included the neck and the right and left shoulders, elbows, hips, knees and ankles. The recorded gait patterns were digitized and then coordinated by motion analysis software. Lyapunov exponent for every joint was calculated to evaluate joint characteristics from a state space created by time series and its embedding dimension. This study shows that differences in joint motion were statistically significant.

Key Words: Chaos (카오스), Lyapunov Exponent (리아프노프 지수), Statistical Analysis (통계학적 분석), Women Gait (여성의 보행), Major Joint Motion (주요 관절 운동)

1. 서론

보행은 양쪽 하지의 유각기(swing phase)와 입각기가 교대로 일어나면서 신체를 다른 지점으로 옮기는 행위이다. 신체를 이동하기 위해서 양쪽 하지를 교대로 굴곡 및 신전시키면 각 관절의 회전 운동이 신체의 병진 운동으로 변화되고, 몸의 평형 상태의 소실과 회복이 교대로 일어난다.

인체는 양쪽 하지 위에 얹힌 고형체가 아니고 근육과 체중심을 움직여가는 각 관절의 운동으로 활동력이 있는 가동관절의 복합체이다. 따라서 신체의 각 부분은 정상적인 보행에서 특정한 패턴을 이루는데 그 고유의 역할을 담당하고 있다. 보행

의 형태는 생활습관이나 의식구조와 같은 문화적 특성이나 골격구조, 체형과 같은 신체적 특성, 성격과 같은 심리적 특성에 의해 결정된다. 따라서 개개인의 보행동작은 다르게 나타난다.¹

보행에 대한 연구는 수 십 년 동안 다양한 방법으로 수행되었다. 보행주기와 관련된 기본적인 연구에서 시작하여, 복잡하고 다양한 측정도구와 방법을 사용하거나, 다양한 수학적 모델링 기법을 개발하면서 꾸준히 발전해 왔다.²⁻⁸ 그러나 보폭 크기를 정규화하거나 변동을 평균하는 것과 같은 선형적 해석법을 사용할 경우 시간에 따라 동적으로 변하는 보행 패턴의 특성을 파악하기 힘들기 때문에 이러한 특성을 파악하기 위해 2000 년 이

후 카오스 이론을 적용한 해석 기법이 사용되고 있다.^{3,4,7-10}

결정론적 비선형 동역학 시스템을 다루는 카오스 이론은 푸앙카레에 의해 처음 제안되었다. Stergiou 등⁷ 전방십자인대 손상이 발생한 무릎의 상태를 보행분석을 통한 리아프노프 지수로 무릎의 안정성을 평가하였다. Dingwell 등⁸과 Dingwell과 Cusumano⁹는 트레드밀과 지면 보행의 차이점, 말초신경장애환자의 보행특성을 비선형 시계열 분석방법으로 분석하였다. Buzzi 등¹⁰은 나이에 따른 무릎의 안정성을 평가하였다. 보행시 굴곡각을 이용한 시계열(time series)에 대한 비선형 동역학 이론이 국외에서 활발히 연구되고 있으나, 대부분의 연구가 무릎의 비선형 운동에 국한되어 있다. 보행은 하지의 관절에 의해 주로 이루어지고 하지 관절은 고관절, 무릎 그리고 발목으로 구성되어 있다. 따라서 하지에 있는 각각의 관절이 개인의 보행 특성을 파악하는 중요자료가 된다. 또한 상지는 보행을 직접적으로 일으키지 않지만 보다 자연스러운 보행 패턴을 만들어 낼 수 있기 때문에 상지 관절의 운동 패턴을 이해하는 것도 보행 분석에 도움이 된다.

따라서 본 연구에서는 카오스 분석을 보행과 관련된 11 개의 주요 관절 운동에 적용하고자 하였다. 특히 실험 대상을 젊은 여성으로 선정하였다. 대부분의 비선형적 동역학 운동 특성을 해석할 때 남성과 여성의 보행을 구분하지 않았으나, 본 연구자들은 성별을 구별하여 남성과 여성에 대하여 각각의 연구결과를 도출하고자 하였다. 남성에 대한 연구는 Park 등¹¹의 연구 결과를 통해 관절 특성을 자료화하였으며, 여성에 대한 연구 결과는 본 연구에서 해석하여 자료화하고자 하였다.

연구순서는 트레드밀 보행에 대한 자료를 추출한 후, 각 관절의 굴곡-신전 운동을 바탕으로 시계열의 구성한다. 이로부터 지연시간과 임베딩 차원 선정하여 끌개(attractor)를 얻은 후, 리아프노프 지수를 계산하여 관절의 카오스 성질을 확인하고 정량적으로 규명하였다. 리아프노프 지수는 인접한 궤적 위에 서로 가까이 위치한 두 점이 시간의 경과에 따라 얼마나 멀어져 가는지를 정량화한 척도다. 리아프노프 지수의 통계학적인 분석을 통해 관절 사이에 어떠한 유사성이 있는지를 살펴보았다.

2. 실험 대상 및 방법

보행 실험은 정상 여성 20 명(나이 22.5±3.2 세, 키 160.6±5.1 cm, 몸무게 52.7±4.7 kg)을 대상으로 실시하였다. 참여한 피실험자는 모두 관절의 변형이나 질환이 없고 과거에 수술을 받은 이력이 없는 사람이었다. 각각의 피실험자에게 평소와 같이 자연스럽게 걸도록 했다. 가장 안정된 보행 속도는 사람마다 다르기 때문에 피실험자가 안정하다고 느끼는 속도에서 실험을 수행하였다.

보행시 신체의 주요 관절 굴곡각 자료를 얻기 위하여 3 차원 운동 측정 장치를 사용하였다. 실험 장치는 영상획득장치(DCR-VX2100) 8 대, 3 차원 공간자, 트레이드밀(KEYTEC AC9, Taiwan), Kwon3D (Visol Co., Korea) 동작분석 프로그램으로 구성하였다. 상체와 하지의 운동을 기록하기 위해 Fig. 1 과 같이 24 개의 반사 마커를 피부 표면에 부착하였다. 보행 실험시 데이터 측정 간격은 초당 60 프레임으로 설정하여 8 대의 영상 장치를 이용하여 100 초 동안 획득하였다. 사전에 기록해 놓은 3 차원 공간자를 기준으로 Kwon3D 소프트웨어를 사용하여 직접 선형 변환 기법으로 반사 마커의 3 차원 좌표 데이터를 획득하고 인체 굴곡 각을 얻어냈다.

굴곡 각은 Fig. 2 와 같이 두 분절에서 각각의 벡터에 의해 계산되는 사이 각으로 정의된다. 정의된 관절은 목(θ_1), 좌우 어깨(θ_2), 좌우 팔꿈치(θ_3), 좌우 고관절(θ_4), 좌우 무릎(θ_5), 좌우 발목(θ_6)이다.

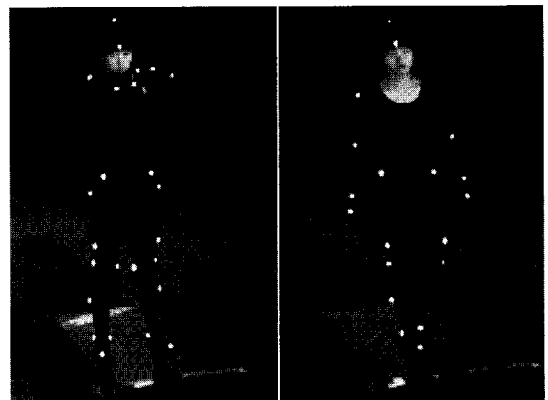


Fig. 1 Marker positions of the body

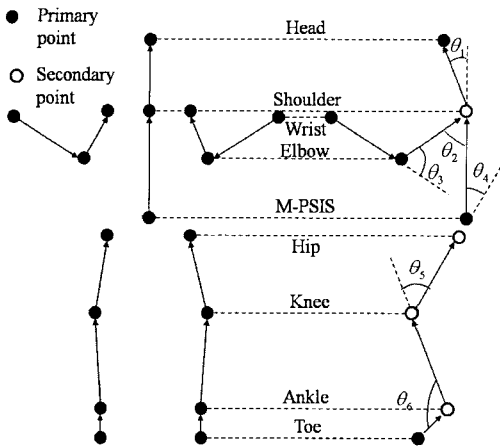


Fig. 2 Definition of eleven joint angles from the attached markers

3. 카오스 분석

3.1. 시계열의 구성

본 연구에서는 3 차원 운동측정을 통해 얻은 보행자의 영상 자료를 처리하여 11 개 관절에 대한 굴곡각의 시계열을 얻었다. 관절의 중요한 운동정보가 손실되지 않도록 측정에서 얻은 본래 자료를 바탕으로 시계열을 구성하였다. 비선형 해석을 위해 5000 개 이상의 시계열 자료를 마련하고, 이로부터 지연시간과 임베딩 차원을 구한 후, 끌개를 구성하여 리아프노프 지수를 계산한다.

3.2 지연시간과 임베딩 차원의 결정

최적의 지연시간을 결정하기 위하여 AMI (Average Mutual Information) 방법¹²을 이용하였다.

$$I_{x(t),x(t+T)} = \sum P(x(t), x(t+T)) \log_2 \left[\frac{P(x(t), x(t+T))}{P(x(t))P(x(t+T))} \right] \quad (1)$$

여기서 T 는 지연시간, $x(t)$ 는 원래 자료, $x(t+T)$ 는 시간지연 자료, 그리고 $P(x(t))$ 는 $x(t)$ 의 확률분포함수이다. 지연시간 T 를 반복해서 순차적으로 넣어 시계열 자료를 만든 후, 첫 번째로 최소 값이 발생하는 시점을 지연시간으로 결정하였다.

본 연구에서는 FNN(False Nearest Neighbor) 알고리즘¹³을 이용하여 최소 임베딩 차원을 결정하였다. 즉 시계열의 차원을 계속 증가시키면서

Table 1 Embedding dimensions

Subject	Upper extremity				Lower extremity						
	Neck	Shoulder		Elbow		Hip		Knee		Ankle	
		L	R	L	R	L	R	L	R	L	R
Mean	8.8	4.0	5.6	6.5	5.8	5.0	5.2	5.2	5.7	9.0	8.6

FNN 의 비율을 조사하여 그 값이 최초로 0 이 되는 차원을 선정하였다. 피실험자에 따라 각 관절의 임베딩 차원이 다르게 나타났다. 모든 피실험자에 대해 각 관절에서 계산된 임베딩 차원의 평균값을 구하면 Table 1 과 같다.

3.3 끌개의 구성

끌개(attractor)는 시계열 집합을 최소 임베딩 차원의 상태공간에서 도시한 것이다. 시스템의 비선형 특성이 시계열 자체에서 명확히 드러나지 않는 경우에 끌개를 분석하여 시스템의 정보를 얻을 수 있다. 최소 임베딩 차원을 고려하여 구성된 시계열 집합의 식은 다음과 같다.

$$y(t) = [x(t), x(t+T), \dots, x(t+(d_e-1)T)] \quad (2)$$

여기서 $x(t)$ 는 1 차원 굴곡각의 시계열, $y(t)$ 는 시계열 집합, T 는 지연시간, 그리고 d_e 는 임베딩 차원을 나타낸다. 이와 같이 구성된 끌개는 한정된 상태공간에서 서로 겹치지 않는 궤적으로 나타나 시스템이 지닌 비선형성을 기하학적으로 드러낸다.

3.4 리아프노프 지수의 계산 및 통계분석

시계열로부터 끌개를 구성하여 동역학적 비선형 특성을 구한다. 본 연구에서는 다음과 같은 Wolf 의 알고리즘을 사용하여 리아프노프 지수를 구하였다.¹⁴

$$\lambda = \lim_{n \rightarrow \infty} \frac{1}{nt} \sum_{i=1}^n \ln \frac{d_i(t)}{d_i(0)} \quad (3)$$

여기서 λ 는 최대 리아프노프 지수, t 는 시간 간격, n 은 총 시간 간격의 수, d_i 는 기준 궤적에서 가장 근접한 궤도의 거리를 의미한다. Stergiou 등⁷에 따르면 랜덤신호는 리아프노프지수가 0.469 이면 신호의 예측이 불가능하며 그 궤적이 발산하게

Table 2 Lyapunov exponents for eleven joints

ID	Neck	Shoulder		Elbow		Hip		Knee		Ankle	
		Left	Right	Left	Right	Left	Right	Left	Right	Left	Right
1	0.091	0.097	0.090	0.102	0.130	0.103	0.098	0.109	0.119	0.140	0.135
2	0.098	0.093	0.110	0.102	0.122	0.125	0.094	0.093	0.119	0.140	0.132
3	0.131	0.095	0.117	0.195	0.133	0.121	0.112	0.113	0.102	0.129	0.112
4	0.128	0.107	0.100	0.123	0.107	0.098	0.085	0.106	0.086	0.174	0.111
5	0.120	0.106	0.089	0.121	0.101	0.106	0.112	0.125	0.137	0.182	0.168
6	0.095	0.126	0.122	0.108	0.111	0.090	0.095	0.103	0.126	0.148	0.179
7	0.155	0.126	0.103	0.150	0.106	0.109	0.126	0.135	0.132	0.163	0.165
8	0.130	0.090	0.081	0.105	0.098	0.090	0.072	0.080	0.085	0.103	0.124
9	0.089	0.077	0.068	0.156	0.158	0.112	0.114	0.118	0.125	0.120	0.132
10	0.129	0.105	0.100	0.149	0.160	0.114	0.120	0.112	0.117	0.150	0.170
11	0.146	0.094	0.102	0.151	0.123	0.099	0.091	0.088	0.103	0.121	0.096
12	0.104	0.087	0.095	0.118	0.111	0.102	0.099	0.113	0.130	0.166	0.171
13	0.134	0.090	0.114	0.163	0.141	0.121	0.140	0.128	0.150	0.165	0.142
14	0.121	0.062	0.060	0.158	0.100	0.089	0.072	0.074	0.085	0.099	0.133
15	0.121	0.061	0.059	0.121	0.126	0.079	0.090	0.096	0.099	0.140	0.099
16	0.153	0.101	0.113	0.120	0.145	0.098	0.098	0.102	0.119	0.155	0.132
17	0.132	0.092	0.075	0.110	0.126	0.105	0.114	0.141	0.139	0.178	0.156
18	0.145	0.108	0.104	0.114	0.141	0.119	0.126	0.137	0.135	0.166	0.174
19	0.139	0.091	0.099	0.167	0.214	0.106	0.124	0.124	0.148	0.154	0.175
20	0.106	0.106	0.115	0.130	0.112	0.103	0.105	0.107	0.091	0.158	0.163
Mean	0.123	0.096	0.096	0.133	0.128	0.104	0.104	0.110	0.117	0.148	0.143
SD	0.020	0.017	0.019	0.026	0.027	0.012	0.018	0.018	0.021	0.024	0.027

된다. 카오스 계의 경우는 0.100 부근의 값을 가지므로 리아프노프 지수를 바탕으로 카오스 성질을 지니고 있는지를 증명해야 한다.

각 관절에 대한 리아프노프 지수가 어떠한 차이가 있는지를 알아보기 위해 일원 분산분석(ANOVA)을 수행하였다. 본 연구에서는 독립변인을 11 개의 관절로, 종속변인을 리아프노프 지수로 놓고 통계학적 차이를 확인하였다. 그러나 일원 분산분석의 결과를 가지고 구체적으로 관절 사이의 차이를 정확하게 밝힐 수 없기 때문에 사후분석에서 Tukey 방법을 사용하였다.

4. 결과 및 고찰

Fig. 3 은 실험에 참여한 피실험자(ID 5)에 대해 11 개 관절의 끝개와 리아프노프 지수를 나타내었다. 그림을 통해 목과 좌우 어깨, 팔꿈치, 고관절, 무릎, 발목에 대한 끝개의 형상이 서로 다르며, 리아프노프 지수도 0.089 에서 0.182 까지의 넓은 범위를 갖고 있음을 알 수 있다.

끝개의 형상이 일정하게 유지되면 비선형성이 작다는 것을 의미한다. Fig. 3 에서 어깨는 다른 관절에 비해 끝개의 형상이 타원에 가깝게 유지되기 때문에 리아프노프 지수가 낮다(좌 106, 우 0.089).

목은 끝개의 형상은 일정하지만 상하로 꺾적이 변동하는 범위가 넓어 어깨보다 지수 값이 높다(0.120). 팔꿈치는 타원의 형상에서 찌그러짐이 발생하여 지수 값이 높다(좌 0.121, 우 0.101). 고관절에서도 형상의 변형이 두드러지게 나타나지만 꺾적의 폭이 상대적으로 좁아 지수 값이 좌측 어깨와 비슷하다(좌 0.106, 우 0.112). 무릎은 양쪽 모두 끝개의 비틀림이 뚜렷하여 다소 높은 지수 값(좌 0.125, 우 0.137)을 갖는다. 발목은 매우 불규칙한 형상을 보여 상당히 큰 지수 값(좌 0.182, 우 0.168)을 갖는다.

Table 2 는 20 명의 여성에 대해 계산한 리아프노프 지수를 나타낸다. 평균값에서 리아프노프 지수가 가장 낮은 관절은 좌우측 어깨(0.096)이며, 다음은 좌우측 고관절 (0.104), 좌측 무릎(0.110) 순으로 나타났다. 그리고 지수가 가장 높게 나온 관절은 발목 좌측(0.148)이며, 팔꿈치 좌측(0.133)과 목(0.123) 순이었다. 발목에서 지수 값이 다른 관절에 비해 높은 이유는 보행할 때 발바닥이 지면과 맞닿으면서 발의 안정성을 확보하기 위해서 발목의 움직임이 불규칙하기 때문인 것으로 추측된다. 그리고 팔꿈치와 목에서 지수 값이 비교적 높은 것은 그들이 보행에서 신체의 균형을 유지하는데 기여하지만 몸통에서 따로 떨어져서 독립적으

로 불규칙한 운동을 하기 때문인 것으로 판단된다. 따라서 관절 운동이 불규칙할수록 비선형성이 증대되어 리아프노프 지수 값이 증가하는 것을 알 수 있었다. 그러나 모든 지수의 값이 카오스 영역에 머물러있다는 점을 확인할 수 있었다.

전체 피실험자에 대한 각 관절의 리아프노프 지수는 변동 범위가 넓어 피실험자 사이에 차이가 상당함을 알 수 있다. 구체적으로 목은 0.089~0.155, 어깨에서 좌측은 0.061~0.126 이고 우측은 0.059~0.122, 팔꿈치에서 좌측은 0.102~0.195 이고 우측은 0.098~0.214, 고관절에서 좌측은 0.079~0.125 이고 우측은 0.072~0.140, 무릎관절에서 좌측은 0.074~0.141 이고 우측은 0.085~0.150, 발목관절에서 좌측은 0.099~0.182 이고 우측은 0.096~0.179의 범위를 가졌다. 그러므로 모든 관절에서 개인에 따라 약 2 배까지 달라질 수 있다는 사실을 발견하였다. 리아프노프 지수 값의 편차가 가장 큰 관절은 팔꿈치와 발목이었고, 가장 작은 관절은 좌측 고관절이었다. 큰 편차를 갖는 관절은 보행할 때 움직임에서 일관성이 결여되고, 작은 편차는 대부분의 피실험자가 비슷한 양상을 보인다는 것을 의미한다. 따라서 편차가 낮은 관절이 정상 보행의 기준이 되어야 이상보행의 판별이 용이하다. 본 연구에서 사용한 리아프노프 지수는 초기 값에 따라 그 결과가 매우 민감한 동역학적 특성을 나타내는 것이기 때문에 편차가 큰 관절들은 사람들마다 동역학적 민감도가 매우 높다고 생각할 수 있다. 그리고 제시된 연구 결과와 같이 지수가 관절과 사람에 따라 2 배 가량 차이가 나는 것은 보행시 운동 패턴이 사람마다 큰 차이가 있음을 말해준다. 반면 지수의 범위가 크기 때문에 정상인의 보행 안정성을 판별하는 기준을 정하기 위해서는 추가적인 연구가 필요하다고 사료된다.

보행은 하지뿐만 아니라 몸통과 목과 팔의 운동이 유기적으로 협력하여 이루어지는 과정이다. 무릎에 대한 리아프노프 지수는 Stergiou 등⁷에서 정상인(남성 8 명, 여성 2 명)이 0.108 의 평균값을 갖는다. 본 연구의 평균값은 좌측이 0.110, 우측이 0.117 로 그들의 결과와 유사한 값을 얻었다. 무릎을 제외한 다른 관절에 대해 리아프노프 지수는 아직까지 보고된 바가 없다. 본 연구는 정상 보행과 관련하여 여러 관절에 대해 지수를 산출하여 추후 보행을 평가하는 기준을 마련했다는 점에서 의의가 크다고 할 수 있다.

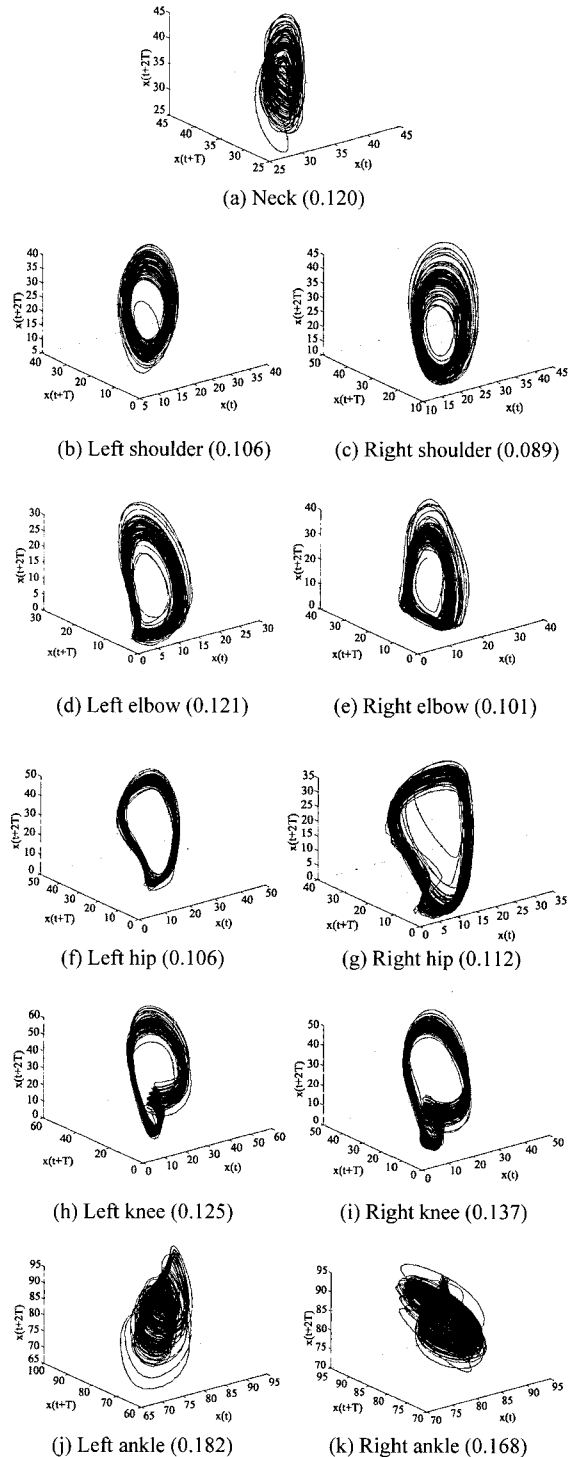


Fig. 3 Shapes of attractors for eleven joints

Table 3 Lyapunov exponent of means statistical results
(○: p<0.05, ◐: P<0.01, ●: P<0.001)

Joint		Neck		Shoulder		Elbow		Hip		Knee		Ankle		
		L	R	L	R	L	R	L	R	L	R	L	R	
Neck				◐	◐								○	
Shoulder	L	◐			●	●							●	●
	R	◐			●	●							●	●
Elbow	L			●	●		◐	◐	○					
	R			●	●		○	○						
Hip	L				◐	○							●	●
	R				◐	○							●	●
Knee	L				○								●	●
	R												◐	◐
Ankle	L	○		●	●			●	●	●	◐			
	R			●	●			●	●	●	◐			

Table 3 은 11 개 관절에 대해 계산된 리아프노프 지수가 통계학적으로 어떠한 관계가 있는지를 나타낸다. 사후분석을 통해 각 쌍의 관절에 대해 구한 유의수준 0.05, 0.01, 0.001 을 표에 기재하였다. 표에서 목의 운동은 통계학적으로 좌우 어깨관절과는 99% 신뢰수준으로, 좌측 발목관절과는 95% 신뢰수준으로 다르다는 것을 보여준다. 좌우 어깨관절의 운동은 목뿐만 아니라, 좌우 팔꿈치와 좌우 발목과도 다르다(99.9% 신뢰수준). 좌우 팔꿈치는 좌우 어깨(99.9% 신뢰수준)뿐만 아니라 고관절과도 차이가 있고, 또한 좌측 무릎(95% 신뢰수준)과도 다르다는 것을 알 수 있다. 우측 무릎은 좌우 발목과만(99% 신뢰수준) 다르다고 판단되었다. 우측 무릎은 발목을 제외한 모든 관절과 카오스 성질이 같다는 것을 의미하므로 다른 관절과 비교하는데 사용할 수 없음을 나타낸다. 좌측 발목은 좌우측 팔꿈치를 제외한 모든 관절과 차이를 보여 관절의 카오스 성질을 식별할 수 있었다. 따라서 발목은 다른 관절과 지수 차이를 식별하는데 용이하게 사용할 수 있다는 것을 시사한다.

5. 결론

본 논문에서는 보행시 젊은 여성에 대한 주요 관절의 운동 자료를 카오스 분석법을 통해 정량적으로 나타내었다. 통계분석을 통하여 각 관절 사이에 리아프노프 지수 차이를 확인하였다. 보행분

석을 통해 얻어진 결론은 다음과 같다.

(1) 리아프노프 지수가 0.1 부근의 값을 갖는 것을 확인하여 모든 관절 운동이 카오스 성질을 지님을 알 수 있었다.

(2) 리아프노프 지수의 평균이 낮은 관절은 어깨, 고관절, 무릎 순이었고, 높은 관절은 발목, 팔꿈치, 목 순이었다. 이는 관절 운동이 불규칙할수록 리아프노프 지수가 증가한다는 것을 보여준다.

(3) 각 관절에 대한 리아프노프 지수의 편차는 좌측 고관절이 가장 낮았고, 그 다음은 어깨와 무릎이었고, 양측의 팔꿈치와 발목이 가장 높았다. 따라서 편차가 낮은 고관절이나 어깨 또는 무릎의 운동을 기준으로 이상 보행 판별을 하는 것이 타당할 것으로 판단된다.

(4) 각 관절에 따른 리아프노프 지수를 통계적으로 분석하여 관절 사이에 존재하는 유의성 있는 차이를 확인할 수 있었다. 특별히 좌측 발목은 팔꿈치를 제외한 모든 관절과 통계적인 차이를 보여 관절 사이의 카오스 성질을 식별하는데 유용하게 사용될 수 있다.

참고문헌

- Sutherland, D. H., Olshen, R. A., Biden, E. N. and Wyatt, M. P., "The Development of Mature Walking," Mac Keith Press, pp. 20-35, 1988.
- Craik, R. L. and Oatis, C. A., "Gait Analysis Theory and Application," Mosby-Year Book Inc., pp. 12-38, 1995.
- 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.
- Park, K. B., Ko, J. H., Son, K., Moon, B. Y. and Suh, J. T. "Application of the Chaos Theory to Gait Analysis," J. of KSME (A), Vol. 30, No. 2, pp. 194-201, 2006.
- Chung, C. Y., Lee, M. C., Moon, Y. W., Kim, T. G., Lim, S. T. and Seong, S. C., "Gait Analysis after Total Knee Arthroplasty," J. of Korean Orthop. Assoc, Vol. 32, No. 5, pp. 1290-1301, 1997.
- Hausdorff, J. M., Edelberg, H. K., Mitchell, S. L. and

- Goldberger, A. L., "Increased Gait Unsteadiness in Community-dwelling Elderly Fallers," *J. Arch. Phys. Med. Rehab.*, Vol. 78, No. 3, pp. 278-283, 1997.
7. Stergiou, N., Moraiti, C., Giakas, G., Ristanis, 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.
 8. Dingwell, J. B., Cusumano, J. P., Sternad, 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.
 9. 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.
 10. 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.
 11. Park, J. H., Son, K. and Kim, K. H., "Chaos Analysis of Major Joint Motions for Young Males during Walking," *J. of KSME (A)*, Vol. 31, No. 8, pp.889-895, 2007.
 12. Fraser, A. M. and Swinney, H. L., "Independent Coordinates for Strange Attractors from Mutual Information," *Phys. Rev. A*, Vol. 33, No. 2, pp. 1134-1140, 1986.
 13. Kennel, M. B., Brown, R. and Abarbanel, H. D. I., "Determining Embedding Dimension for Phase-space Reconstruction Using a Geometrical Construction," *Phys. Rev. A*, Vol. 45, No. 6, pp. 3403-3411, 1992.
 14. Wolf, A., Swift, J. B., Swinney, H. L. and Vastano, J. A., "Determining Lyapunov Exponents from a Time Series," *Physica D: Nonlinear Phenomena*, Vol. 16, No. 3, pp. 285-317, 1985.