

< 논문 >

보행시 젊은 남성에게 대한 상·하체 주요 관절 운동의 카오스 분석

박정홍* · 손 권† · 김광훈**

(2007년 3월 16일 접수, 2007년 6월 29일 심사완료)

Chaos Analysis of Major Joint Motions for Young Males During Walking

Jung Hong Park, Kwon Son and Kwang Hoon Kim

Key Words: Nonlinear Dynamics(비선형 동역학), Correlation Dimension(상관차원), Largest Lyapunov Exponent(최대 리아프노프 지수), Joint Motion(관절 운동)

Abstract

Quantifying dynamic stability is important to assessment of falling risk or functional recovery for leg injured people. Human locomotion is complex and known to exhibit nonlinear dynamical behaviors. The purpose of this study is to quantify major joints of the body using chaos analysis during walking. Time series of the chaotic signals show how gait patterns change over time. The gait experiments were carried out for ten young males walking on a motorized treadmill. Joint motions were captured using eight video cameras, and then three dimensional kinematics of the neck and the upper and lower extremities were computed by KWON 3D motion analysis software. The correlation dimension and the largest Lyapunov exponent were calculated from the time series to quantify stabilities of the joints. This study presents a data set of nonlinear dynamic characteristics for eleven joints engaged in normal level walking.

1. 서론

보행은 사람의 가장 일반적인 동작으로 상지와 하지 관절이 협력하여 일어나는 복합적인 운동이다. 인체의 보행은 주기적인 것 같으나 실상은 순간마다 변하기 때문에 비선형 동역학 성질을 가진다.⁽¹⁾ 노인이나 신경계의 질병이 있는 환자는 보행중에도 신경 전달과 운동 체계의 기능 약화로 낙상과 같은 사고가 빈번하게 일어난다.⁽¹⁻³⁾

보행은 그 자체의 복잡성 때문에 과거에는 주로 보행 주기와 관련된 기초적인 연구가 수행되었다. 보폭의 변동 추이나 보폭의 길이, 무게 중심점의 이동 패턴을 이용하여 정상 보행과 비정상 보행을 구분하고자 하였다.⁽³⁾ 그러나 보폭의 크기와 그 변동량에 대한 평균이나 표준 편차와 같은 선형적인 분석 방법을 이용하여 보행 안정성을 판별할 경우 상반된 결과가 도출되었다.

그것은 보행 속도가 느려지면 안정성은 높아지거나 보폭 변동량은 오히려 더 커지는 것이다. Dingwell과 Cavanagh⁽³⁾는 이를 말초신경장애 환자를 대상으로 한 실험으로 증명했다. 환자는 쉽게 넘어질 것을 우려하여 보행 속도를 늦추어 안정성을 높였지만 이때 보폭 변동량은 매우 커졌다. 이것은 선형적인 통계 분석법을 이용하여 보행의

† 책임저자, 회원, 부산대학교 기계공학부
E-mail : kson@pusan.ac.kr
TEL : (051)510-3066 FAX : (051)512-9835
* 부산대학교 기계기술연구소
** 부산대학교 기계설계대학원

안정성을 단순히 보폭의 변동량의 크고 작음에 따라서 판별하고자 할 때 발생하는 오류였다.

Dingwell과 Cusumano⁽¹⁾는 이러한 오류가 보폭 변동량을 안정성과 같은 개념으로 인식하고 문제를 해결하고자 한 결과라고 지적하였다. 그들은 동적인 안정성을 판별하기 위해 국부적 동역학 안정성(local dynamical stability)이라는 개념을 정의하였다. 국부적 동역학 안정성을 계산하는 방법은 일정한 시간동안 얻은 운동 자료를 바탕으로 시계열(time series) 데이터를 만들고 이를 분석하는 것이다. 시계열 데이터를 이용한 카오스 분석은 시간에 따른 과거의 자료를 바탕으로 앞으로 일어날 상황을 예측하는 분야에 다양하게 사용되고 있다.⁽⁴⁻⁶⁾

보행의 카오스 해석은 주로 하체의 굴곡각을 중심으로 연구되었다. Stergiou 등⁽⁷⁾은 무릎의 인대 손상이 보행에 미치는 영향을 평가하였다. Dingwell 등⁽⁸⁾과 Dingwell과 Cusumano⁽¹⁾는 트레드밀과 지면 보행의 차이점, 말초신경 장애환자의 보행특성을 분석하였다. 그리고 Buzzi 등⁽⁹⁾은 나이에 따른 하체 관절의 안정성을 카오스 해석법을 이용하여 평가하였다.

보행에서 하체의 역할이 지대하지만 상체 역시 동적 안정성에 영향을 미치는 중요 인자이다. 이 때문에 Dingwell 등⁽⁸⁾과 Buzzi 등⁽⁹⁾은 하체의 관절각과 더불어 상체 중심의 운동을 측정하였다. 그러나 이들은 상체 중앙에 센서를 부착하여 상체 중심의 움직임만을 해석하였을 뿐 더욱 큰 운동범위를 가지는 팔의 움직임에 대해서는 연구하지 않았다. 또한 아직까지 보행시 상체 운동 관절의 비선형성에 대해 정량적으로 발표한 결과를 찾을 수 없었다.

따라서 본 연구의 목적은 보행시 목을 비롯한 상체의 주요 관절인 어깨와 팔꿈치에 대해 비선형성을 정량적으로 분석하는 것이다. 카오스 해석법에서 사용되는 상관차원과 최대 리아프노프 지수를 계산하여 보행시 상체 관절의 안정성이 어떻게 나타나는지를 알아보았다. 그리고 상체 운동을 하체 관절인 발목, 무릎, 고관절에 대한 값들과 비교하였다. 본 연구는 젊은 남성의 정상적인 보행분석 데이터를 제시하며, 각 관절의 운동 각에 대한 비선형 정보를 제공한다.

2. 보행 실험

2.1 실험 대상

보행 실험은 성인 10명(평균 나이 24세, 키

175.3cm, 몸무게 73.7 kg)을 대상으로 하였다 (Table 1). 피실험자는 모두 무릎 관절에 이상이 나 질병으로 치료를 받은 경험이 없는 사람이었다.

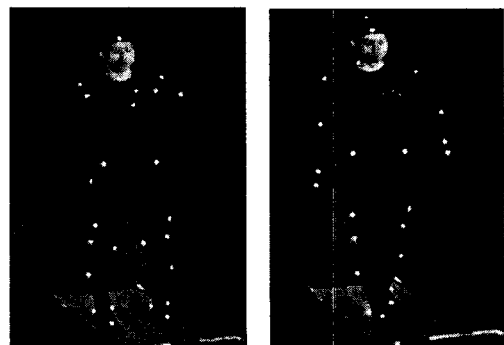
2.2 보행 측정

보행 측정에는 모두 8대의 비디오 카메라(Sony DCR-VX2100, Japan)를 사용하였고 영상 샘플링 주기는 60 frame/sec였다. 3차원 공간자를 사용하여 3차원상의 실제 거리를 카메라에서 획득한 영상 픽셀과의 상관관계를 구했다. 트레드밀은 협소한 장소에서 규칙적이고 반복적인 보행 운동을 재현해 줄 수 있는 보조 장치로 사용하였다.

시간에 따른 운동 변화에 대하여 카오스 해석

Table 1 Personal information

Subject	Age (years)	Height (cm)	Weight (kg)	Walking speed (m/s)
M1	20	176	62	1.25
M2	25	177	100	0.97
M3	32	185	85	1.25
M4	27	173	83	0.97
M5	25	170	75	0.83
M6	20	169	61	0.83
M7	19	173	65	0.97
M8	20	175	68	1.25
M9	29	171	70	0.97
M10	23	184	68	1.11
Avg.	24	175.3	73.7	1.04



(a) Stance

(b) Walking

Fig. 1 Stance measurement and gait experiment

을 하기 위해서 우선 최소한의 시계열 데이터를 만들어야 한다. 이전 연구를 통하여 적절한 시계열 데이터는 약 84초동안 5000개 이상이면 충분하므로 본 실험에는 약 90초동안 5343개의 영상 자료를 획득하였다.^(10,11) 카메라에서 얻어진 영상 자료로부터 각 마커의 3차원 좌표와 관절의 운동 각은 상용 프로그램인 Kwon3D(Visol, Korea)를 사용하여 계산하였다.

상체와 하체의 운동을 기록하기 위해 Fig. 1과 같이 인체 특징점에 반사 마커를 부착하였다. Fig. 1(a)와 같은 선 자세에서 37개의 마커를 부착하여 어깨, 팔꿈치, 고관절, 무릎, 발목의 관절 중심을 계산하였다. 그 후 Fig. 1(b)와 같이 관절 중심을 찾기 위해 부착한 마커를 제거하고 실험자는 각자가 느끼는 안정한 속도로 보행하였다. 전체 피실험자의 평균 보행 속도는 1.04 m/s였다. 가장 안정한 보행속도는 사람마다 다르며 기존의 연구를 통하여 보행에서 평균 속도를 기준으로 $\pm 20\%$ 범위내에서의 변화는 안정성에 영향을 미치지 않는 것이 증명되었다.⁽⁷⁾ 이를 근거로 각각의 실험자가 안정하다고 느끼는 속도에서 수행하였다.

3. 시계열 분석

Fig. 2는 보행 실험 후 영상처리 과정을 거친 뒤 Kwon3D 프로그램을 이용하여 보행자의 상체와 하지 각 관절을 직선 막대로 연결한 그림이다. 각 관절의 시상면(sagittal plane)상에서 일어나는 굴곡/신전 각을 이용하여 시계열을 구성하였다. 굴곡/신전 각을 선택한 이유는 보행시 가장 큰 운동 범위를 가지고 있기 때문이다. 관상면(frontal plane)이나 횡단면(transverse plane)에서 일어나는 내외회(internal-external rotation)나 내외반(varus-valgus), 내외전(adduction-abduction) 등의 운동은 굴곡/신전에 비하여 운동 범위가 작다. 더욱이 사람마다 발생하는 차이가 커서 표준편차가 매우 큰 데이터를 얻을 우려가 있다. 따라서 시계열을 구성하기 위한 운동은 시상면상의 굴곡/신전각을 대상으로 하였다.⁽⁷⁻¹¹⁾

Fig. 3은 실험으로부터 얻어진 각 관절각의 시계열 데이터를 나타낸 것이다. 카오스 해석을 위해 시계열을 구성한 후, 지연시간과 임베딩 차원을 구하였다. 그리고 시계열을 지연시간과 임베

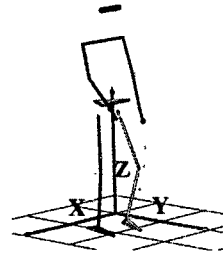


Fig. 2 Stick figure for a subject

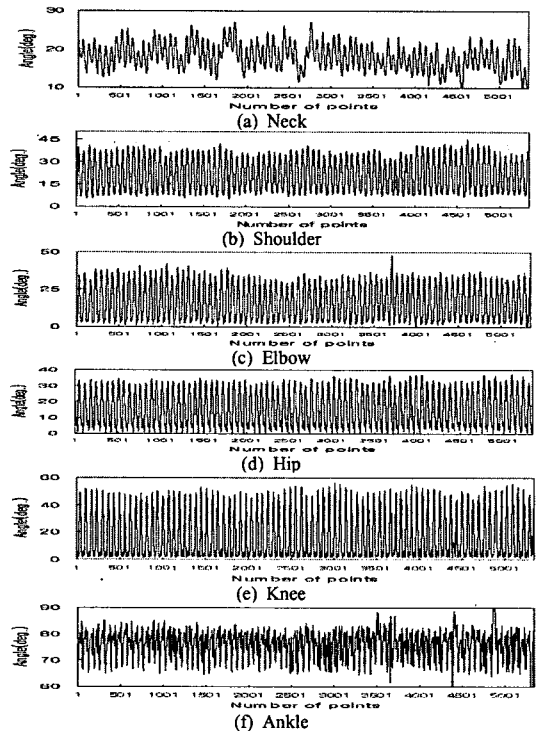


Fig. 3 Time series of angles at six joints for subject M1

딩 차원을 이용하여 그려지는 끌개로부터 시계열 데이터의 발산 정도와 형태를 수학적으로 계산하였다.

3.1 끌개의 구성

시계열 데이터로부터 얻어지는 지연시간 및 매립차원(embedding dimension)은 끌개의 특성을 결정짓는데 중요한 역할을 한다.⁽¹⁰⁻¹¹⁾ 본 연구에서는 최적의 지연시간을 결정하기 위하여 AMI(Average Mutual Information) 방법을 이용하였다.^(8,10,12) AMI 방법은 지연시간을 반복적 순차적

으로 넣어 시계열 데이터를 만든 후 첫 번째 최소가 되는 점으로 결정하는 것이다. 매립차원은 FNN(False Nearest Neighbor) 알고리즘을 이용하여 최소 차원을 선정하였다.^(8,13) 시계열 벡터의 차원을 계속 증가시키면서 FNN의 비율이 최초로 0이 되는 점이 최소 매립차원이다.

지연시간과 매립차원을 이용하여 카오스 성질을 나타내는 대표적인 두 지수인 상관차원과 리아프노프 지수를 구하였다. 상관차원과 리아프노프 지수의 계산은 카오스 전문 프로그램인 CDA(Chaos Data Analyzer, Physics Academy Software, Raleigh, U.S.A.)를 사용하였다.

3.2 상관차원 계산

상관차원(correlation dimension)은 임의의 계에 대한 비선형적 특성을 정량화하는 값이다. 차원이 정수이면 주기적인 패턴을 가지는 시스템이며, 소수이면 시스템이 위상공간에서 끌개가 프랙탈 구조를 가지는 카오스적 특징을 보인다. 상관차원을 계산하는 방법은 위상공간에 매립된 끌개의 프랙탈 차원을 구하는 Grassberger-Procaccia 법⁽¹⁴⁾을 이용하였다.

거리 r 을 선택하여 r 내부의 기준점 \vec{y}_i 에 대해 임의의 점 \vec{y}_j 까지의 거리 $|\vec{y}_i - \vec{y}_j|$ 를 계산한다. 위상공간에서 기준점 \vec{y}_j 로부터 미리 결정된 거리 r 내에 있는 데이터 점을 셀 수 있게 된다. 모든 점에 대해 이와 같은 과정을 반복하여 계산하면 다음과 같이 상관적분을 구할 수 있다.⁽⁴⁾

$$C(r) = \lim_{N \rightarrow \infty} \left[\frac{1}{N^2} \sum_{i,j=1, i \neq j}^N H(r - |\vec{y}_i - \vec{y}_j|) \right] \quad (1)$$

여기서 $H(x)$ 는 Heaviside 함수로 $x \leq 0$ 에 대해서 $H(x)=0$ 이며, $x > 0$ 에 대해 $H(x)=1$ 이다.

매립차원이 2차원이라면 반경 r 인 원의 내부 점들의 수는 원의 면적 πr^2 에 비례한다. 매립차원이 3차원이면 반경 r 인 구의 내부 점들의 수는 구의 체적인 $4\pi r^3/3$ 에 비례한다. 일반적으로 임의의 매립차원 D 에서는 거리 r 내부에 있는 점들은 r^D 에 비례하여 나타난다. 스케일링 영역 r 영역에서 식 (1)의 상관적분 $C(r)$ 은 $C(r)=r^D$ 처럼 변한다. 여기서 D 는 $\log(C(r))$ 대 $\log(r)$ 의 기울기에 의해 주어진 끌개의 차원으로 다음과 같이 정의된다.

$$D = \lim_{r \rightarrow 0} \frac{\log C(r)}{\log(r)}$$

3.3 최대 리아프노프 지수 계산

최대 리아프노프 지수(largest Lyapunov exponent)는 위상공간에서 시계열 점의 궤적이 시간에 따라 발산하는 정도를 나타낸 값이다.⁽¹⁴⁾ 즉, 위상공간에서 기준 궤적의 시작점 $x(t_0)$ 에서 $d(t_0)$ 만큼 떨어져 있는 가장 가깝게 이웃한 $x(t_0)+dx$ 에서 시작한다. 시간 간격 t 에 따라 두 점 사이의 거리 d 가 점점 크게 되어 지수적으로 발산할 때 다시 기준 궤적에서 가장 가까운 새로운 데이터 점을 $x(t_1)+dx$ 를 찾는다. 이때 초기 시작 거리 $d(t_0)$ 와 발산된 거리 $d'(t_1)$ 의 비율을 계산한 것이 다음과 같은 최대 리아프노프 지수이다.

$$\lambda = \lim_{n \rightarrow \infty} \frac{1}{nt} \sum_{i=1}^n \log_2 \frac{d'(t_i)}{d(t_{i-1})} \quad (2)$$

여기서 λ 는 최대 리아프노프 지수, t 는 시간 간격, n 은 전체 시간 간격의 수, d 는 두 점의 거리를 의미한다.

식 (2)의 최대 리아프노프 지수는 조그마한 변동에 대해서 시스템의 동적 거동이 어떻게 변하고 있는가를 나타내므로 시스템의 안정성을 나타내는 지표로 사용하고 있다.^(2,3,7-9) 본 연구에서는 최대 리아프노프 지수를 이용하여 측정된 관절각 신호의 카오스성을 확인하고 그 값의 범위를 살펴보았다. 이미 계산된 최대 리아프노프 지수는 사인함수 일 때 -0.003, 대표적 카오스 성질을 나타내는 로렌츠 끌개는 0.100, 그리고 랜덤 신호는 0.469의 값을 가진다.⁽⁷⁾

4. 결 과

보행시 얻어진 운동 자료를 바탕으로 각 실험자 및 각 관절에 대한 지연시간을 구하였다. 지연시간을 이용하여 목, 어깨, 팔꿈치, 고관절, 무릎, 발목에 대한 시계열 데이터를 3차원 위상공간에 나타낸 것은 Fig. 4와 같다.

Fig. 5는 피실험자 M1에 대한 매립차원 대 FNN 비율을 나타낸 것이다. 각 실험자의 모든 관절에 대하여 Fig. 5와 같이 매립차원이 5차가 되면 FNN 비율이 모두 0으로 떨어짐을 확인할 수 있었다. 따라서 모든 관절에 대한 매립차원은

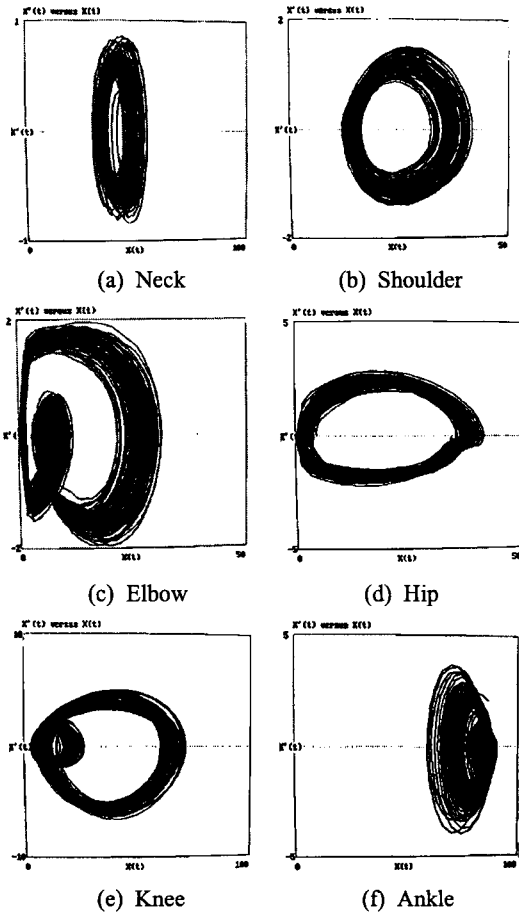


Fig. 4 Phase space plots for six joints(Subject M1, left joints)

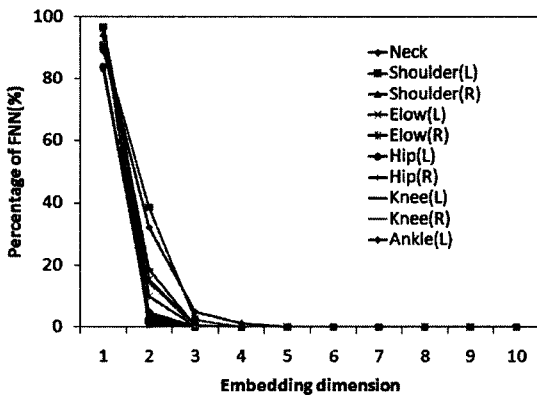


Fig. 5 Results of FNN analysis for determination of appropriate embedding dimensions for the all joints (Subject M1)

Table 2 Mean correlation dimensions and largest Lyapunov exponents of eleven joints for ten young male subjects. The values in parentheses are standard deviations

Parameters	Upper body joints					
	Neck	Shoulder		Elbow		
		Left	Right	Left	Right	
Correlation dimension	2.182 (0.197)	2.055 (0.060)	2.100 (0.124)	2.073 (0.105)	2.086 (0.115)	
Largest Lyapunov exponent	0.132 (0.036)	0.083 (0.018)	0.081 (0.011)	0.110 (0.020)	0.112 (0.016)	
Parameters	Lower extremity joints					
	Hip		Knee		Ankle	
	Left	Right	Left	Right	Left	Right
Correlation dimension	1.997 (0.174)	1.987 (0.114)	2.155 (0.172)	2.194 (0.195)	2.308 (0.137)	2.261 (0.143)
Largest Lyapunov exponent	0.099 (0.020)	0.097 (0.013)	0.105 (0.017)	0.117 (0.017)	0.179 (0.045)	0.158 (0.040)

5차로 설정하였고 CDA⁽¹⁶⁾를 이용하여 상관차원과 최대 리아프노프 지수를 계산하였다.

상체와 하지 관절 운동의 상관차원과 최대 리아프노프 지수를 표 2에 나타내었다. 관절의 비선형 특징, 즉 프랙탈 구조를 나타내는 상관차원 값은 상체 중에서 목이 가장 높은 값인 2.182를 나타내었다. 그리고 어깨와 팔꿈치는 비슷한 값을 나타내었다. 동시에 측정된 하지 관절에서는 왼쪽 발목이 가장 높은 값인 2.308로 나타났으며, 오른쪽 고관절이 가장 낮은 값인 1.987이었다. 전체 평균은 2.217, 표준편차는 0.103으로 나타났다.

최대 리아프노프 지수도 상체 관절에서 목이 0.132로 가장 높았다. 그 다음은 팔꿈치, 어깨 관절 순으로 나타났다. 하체의 경우는 가장 높은 곳이 왼쪽 발목으로 0.179이었으며, 다음은 무릎과 고관절의 순서로 나타났다. 목은 가장 작은 운동각을 가질 뿐 아니라 불규칙한 패턴으로 움직여 신호의 복잡성과 초기값에 대한 민감성이 모두 높았다. 발목 역시 지면과 맞닿아 보행의 초기 안정성을 확보하기 위해 신호의 불규칙성이 높게 나타났다.

상체 중 목은 운동각의 범위가 약 4도로 보행 리듬에 큰 영향을 미치지 않는다. 따라서 목을 제외하고 어깨와 팔꿈치에 대한 상지와 고관절,

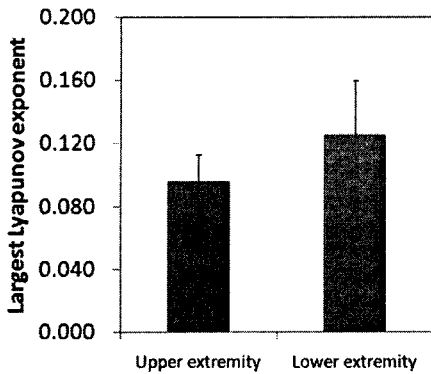


Fig. 6 Mean largest Lyapunov exponent comparison between upper extremity except the neck and lower extremity joints(upper extremity=0.096±0.017, lower extremity=0.126±0.034)

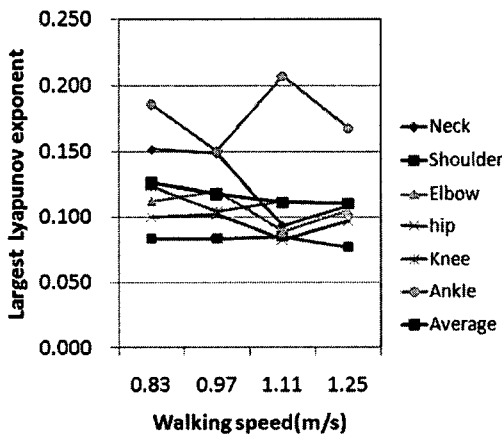


Fig. 7 Largest Lyapunov exponent changes according to walking speed

무릎, 발목에 대한 하지의 최대 리아프노프 지수 평균을 Fig. 6에 나타내었다. 목을 제외한 상지 관절은 하지 관절의 최대 리아프노프 지수에 비해 약 76.7% 값을 갖는 것으로 나타났다. 이는 보행시 상체의 운동이 하지의 운동보다 더욱 규칙성을 띠고 안정함을 의미한다. 반면, 하지 관절들은 동적 균형을 유지하기 위해 순간마다 운동각이 변하여 반복적인 패턴을 유지하지 못하고 불규칙성이 커짐을 알 수 있다.

본 연구에서 무릎의 굴곡각에 대한 최대 리아프노프 지수는 Ko 등⁽¹⁰⁾이 구한 평균 0.109와

Stergiou 등⁽⁷⁾의 1.108과 유사한 0.111의 값을 얻었다. 무릎 이외의 다른 관절에 대한 굴곡각에 대한 리아프노프 지수는 아직 발표된 바가 없으며 각 관절에 대한 지수 값들을 직접적으로 비교할 수 없었다.

편안한 속도보다 빠른 속도로 걷게 되면 안정성이 증가하고 느린 경우에는 감소한다는 결과가 이전 연구자들에 의해 제시되었다.^(1,5) 본 연구에서도 이러한 경향이 나타나는지를 알아보았다. 실험자가 선택한 보행 속도별(0.83, 0.97, 1.11, 1.25 m/s)로 그룹을 나누고, 최대 리아프노프 지수를 평균한 결과를 Fig. 7에 나타내었다. 보행 속도 변화에 따라서 각 관절별로 볼 때 뚜렷한 경향을 알아볼 수 없었다. 그러나 모든 관절에 대한 평균은 보행 속도가 빠를수록 최대 리아프노프 지수가 감소하는 경향을 나타내었다.

이러한 경향은 보행 속도가 높을수록 무릎 관절의 굴곡각에 대한 최대 리아프노프 지수가 감소함을 보인 Stergiou 등⁽⁷⁾의 연구 결과와 동일한 결과임을 확인할 수 있었다. 또한 무릎 외의 다른 관절의 최대 리아프노프 지수의 평균이 감소하는 것을 통해서 전체 관절이 보행 운동에 직접적으로 연관되어 있음을 알려주는 결과라고 할 수 있다.

본 연구에서는 비선형 해석 도구로 카오스 해석법을 사용하였다. 이는 기존의 보행 패턴 분석에 사용되었던 통계적 선형 기법의 한계를 극복하고 동적 거동을 보다 정확하게 설명하기 때문이다. 카오스 해석은 경제 동향의 예측이나 일기 예보 등에 많은 연구가 있었으나 최근에는 인체의 동역학적 거동과 신경계를 통한 균형 제어 기법 모델링 등에 다양하게 적용됨으로써 그 응용 분야가 점점 확대되고 있는 추세이다. 그 이유는 인체의 운동이 불규칙적으로 보이지만 잡음과 같이 완전 불규칙성을 띠지 않고 결정론적이며 해석 가능한 시스템이기 때문이다. 따라서 생체역학, 특히 운동 해석 분야에서 그 활용성이 매우 높다고 생각된다.

5. 결론

본 연구에서는 최초로 보행시 상체 관절의 운동에 대한 카오스 지수를 구하였다. 젊은 남성의 보행에서 얻어지는 각 관절에 대한 동역학적 비

선형성을 상관차원과 최대 리아프노프 지수로 정량화하였다. 목을 제외한 상지의 최대 리아프노프 지수는 하체의 약 76.7%에 해당하였다. 보행 속도에 따른 지수의 변화를 관찰해 본 결과 실험군 내에는 속도가 증가함에 따라 비선형성이 감소함으로써 보행 안정성이 증가함을 확인할 수 있었다.

보행의 비선형 연구는 의학이나 이족 보행 로봇 등 여러 분야에서 활용될 수 있기 때문에 향후 보행 패턴을 정량화하고 분석할 필요가 있다. 이를 위해서 남성뿐 아니라 여성의 보행 특성, 그리고 노령층의 낙상 예방에 관한 기초 연구를 수행하기 위하여 향후 실험자 수의 확대와 지속적인 연구가 필요할 것으로 사료된다.

후 기

본 연구는 한국학술진흥재단 2006년 기초연구지원(기초과학 I) 사업(과제번호 D00007)의 지원에 의해 수행되었습니다.

참고문헌

- (1) Dingwell, J. B. and Cusumano, J. P., 2000, "Nonlinear Time Series Analysis of Normal and Pathological Human Walking," *Chaos*, Vol. 10, No. 4, pp. 848~863.
- (2) Dingwell, J. B., and Marin, L. C., 2006, "Kinematic Variability and Local Dynamic Stability of Upper Body Motions When Walking at Different Speeds," *Journal of Biomechanics*, Vol. 39, pp. 444~452.
- (3) Dingwell, J. B., and Cavanagh, P. R., 2001, "Increased Variability of Continuous Overground Walking in Neuropathic Patients is Only Indirectly Related to Sensory Loss," *Gait and Posture*, Vol. 14, pp. 1~10.
- (4) Chung, D., Sim, Y., Yi, S., Shin, J., Kim, S., Kim, C. and Kim, S., 2000, "Nonlinear Dynamic and Chaotic Analysis of Fetal Heart Rate in Fetal Distress," *Korean Journal of Obstetrics and Gynecology*, Vol. 43, No. 6, pp. 1071~1079.
- (5) Choi, B. K., Kim, B. C., and Shin C. W., 2006, "Introduction to Chaos Analysis Method of Time Series Signal: With Priority Given to Oceanic Underwater Ambient Noise Signal," *Ocean and Polar Research*, Vol. 28, No. 4, pp. 459~465.
- (6) Harbourne, R. T., and Stergiou, N., 2003, "Nonlinear Analysis of the Development of Sitting Postural Control," *Developmental Psychobiology*, Vol. 42, pp. 368~677.
- (7) Stergiou, N., Moraiti, C., Giakas, G., Ristanis, S. and Georgoulis, A. D., 2004, "The Effect of the Walking Speed on the Stability of the Anterior Cruciate Ligament Deficient Knee," *Clinical Biomechanics*, Vol. 19, No. 9, pp. 957~963.
- (8) Dingwell, J. B., Cusumano, J. P., Sernad, D. and Cavanagh, P. R., 2000, "Slower Speeds in Patients with Diabetic Neuropathy Lead to Improved Local Dynamic Stability of Continuous Overground Walking," *Journal of Biomechanics*, Vol. 33, No. 10, pp. 1269~1277.
- (9) Buzzi, U. H., Stergiou, N., Kurz, M. J., Hageman, P. A. and Heidel, J., 2004, "Nonlinear Dynamics Indicates Aging Affects Variability During Gait," *Clinical Biomechanics*, Vol. 18, No. 5, pp. 435~443.
- (10) Ko, J. H., Son, K., Moon, B. Y. and Suh, J. T., 2006, "Gait Study on the Normal and ACL Deficient Patients after Ligament Reconstruction Surgery Using Chaos Analysis," *Journal of KSPE*, Vol. 30, No. 4, pp. 435~441.
- (11) Park, K. B., Ko, J. H., Son, K., Moon, B. Y. and Suh, J. T., 2006, "Application of Chaos Theory to Gait Analysis," *Transection of KSME (A)*, Vol. 30, No. 2, pp. 194~201.
- (12) Jeong, J., Gore, J. C. and Peterson, B. S., 2001, "Mutual Information Analysis of the EEG in Patients with Alzheimer's Disease," *Clinical Neurophysiology*, Vol. 114, No. 5, pp. 827~835.
- (13) Rhodes, C. and Morari, M., 1997, "The False Nearest Neighbors Algorithm: An Overview," *Computers & Chemical Engineering*, Vol. 21, No. 1, pp. 1149~1154.
- (14) Grassberger P. and Procaccia I., 1983, "Characterization of Strange Attractors," *Physical Review Letters*, Vol. 50, pp. 346~349.
- (15) Wolf, A., Swift, J. B., Swinney, H. L. and Vastano, J. A., 1985, "Determining Lyapunov Exponents from a Time Series," *Physica D: Nonlinear Phenomena*, Vol. 16, No. 3, pp. 285~317.
- (16) Sprott, J. C., and Rowlands, G., *Chaos Data Analyzer: The Professional Version User's Manual*, Physics Academic Software, Raleigh, North Carolina, pp. 20~23.