

< 기술논문 >

## 카오스 이론을 적용한 보행분석 연구

박기봉\* · 고재훈\* · 손 권† · 문병영\*\* · 서정탁\*\*\*  
(2005년 5월 2일 접수, 2005년 12월 26일 심사완료)

### Application of the Chaos Theory to Gait Analysis

Ki Bong Park, Jae Hun Ko, Kwon Son, Byung Young Moon and Jeung Tak Suh

**Key Words:** Chaos(카오스), Gait Analysis(보행 분석), Knee Flexion-Extension(무릎 굴곡-신전), Lyapunov Exponent(리아프노프 지수), Time Series(시계열)

#### Abstract

Gait analysis is essential to identify accurate cause and knee condition from patients who display abnormal walking. Traditional linear tools can, however, mask the true structure of motor variability, since biomechanical data from a few strides during the gait have limitation to understanding the system. Therefore, it is necessary to propose a more precise dynamic method. The chaos analysis, a nonlinear technique, focuses on understand how variations in the gait pattern change over time. Eight healthy eight subjects walked on a treadmill for 100 seconds at 60 Hz. Three dimensional walking kinematic data were obtained using two cameras and KWON3D motion analyzer. The largest Lyapunov exponent from the measured knee angular displacement time series was calculated to quantify local stability. This study quantified the variability present in time series generated from gait parameter via chaos analysis. Knee flexion-extension patterns were found to be chaotic. The proposed Lyapunov exponent can be used in rehabilitation and diagnosis of recoverable patients.

#### 1. 서론

인체에서 무릎 관절은 광범위한 굴곡 신전 운동과 함께 안정성이 요구되는 최대 관절 가운데 하나이다. 큰 관절 하중으로 인해 인대 손상,半月판 파열, 변형성 무릎 관절증이나 만성관절 류마티스 등의 질환이 무릎 관절에 발생하기 쉽다. 또한 교통사고나 스포츠에 의한 외상으로 무릎 관절의 운동을 제어하고 있는 인대의 파열 손상이 발생하기도 한다.<sup>(1)</sup> 무릎 관절에 질환이 발생

한 경우 치료와 재활이 중요한 문제가 된다.

치료에 있어서 무릎 관절의 변형이 큰 경우에는 인공 삽입물을 사용하여 관절을 치환하고 재건하는 인공 관절 치환술을 널리 시행하고 있다.<sup>(2)</sup> 그러나 인공 무릎 관절 전치환술의 결과는 검사자의 주관에 개입될 수 있는 이학적 검사, 단순방사선 사진에서의 하지 정렬상태, 환자의 주관적 동통의 호전 정도 등으로 평가하여 왔다.<sup>(3)</sup> 인공 무릎 관절 전치환술의 결과를 판단할 때 주관적인 의견을 배제하고 정량적인 무릎 상태를 분석하기 위해 보행분석을 수행한다.

보행은 인간의 신경계와 근골격계 등이 총괄적으로 사용되는 복잡한 과정이다. 하지 한편이 입각기의 안정된 상태를 유지하는 동안에 다른 하지는 몸을 앞으로 움직이게 하는 연속적이고 반복적인 동작을 한다.<sup>(4)</sup> 또한 일정한 방향으로 필

---

† 책임저자, 회원, 부산대학교 기계공학부  
E-mail : kson@pusan.ac.kr  
TEL : (051)510-2308 FAX : (051)512-9835

\* 회원, 부산대학교 기계설계공학과  
\*\* 회원, 부산대학교 동남권부품소재 산학협력혁신사업단  
\*\*\* 부산대학교 의과대학 정형외과

---

요한 속도를 유지하면서 신체를 단계적으로 움직이는 고도로 협응된 교대 운동이다. 보행의 형태는 그 사회의 생활습관이나 의식구조와 같은 문화적 특성이나 골격구조, 체형과 같은 신체적 특성, 성격과 같은 심리적 특성에 의해 결정되므로 개개인의 보행동작은 다르게 나타난다.<sup>(5)</sup>

지금까지 보행에 관해서는 다양한 연구들이 계속되어 왔다. 보행주기와 관련된 기본적인 기술 연구에서 시작하여, 복잡하고 다양한 측정 도구와 방법을 사용하거나, 다양한 수학적 모델링 기법을 사용한 최근의 연구까지 독특한 영역을 구축하며 꾸준히 발전해 왔다.<sup>(6)</sup> 보행분석은 병적인 보행을 나타내는 환자에게서 정확한 원인과 이상 부위를 찾아내어 객관화 및 수치화하여 비교, 평가하는데 필수적이다. 뿐만 아니라 정상적인 보행분석 데이터를 수집하고 정상 성인의 보행패턴을 객관화하는 것이 필요하다.

보행분석에 대한 기존의 방식은 관절의 최대 굴곡각도, 보행의 주기 등을 비교하여 판별하는 방법으로 무릎의 상태에 따른 신뢰할 만한 결과를 얻을 수 없다.<sup>(7)</sup> 이 문제를 해결하기 위하여 최근 비선형 동역학 이론을 적용한 보행 분석 방법이 사용되고 있다.

비선형 동역학 이론에 관한 많은 연구와 발전이 있었고 보행시 무릎 굴곡각을 이용한 시계열(time series)에 대한 새로운 연구 방법이 국내외에서 활발히 연구되고 있다. Stergiou 등<sup>(8)</sup>은 전십자인대 손상이 발생한 무릎의 상태를 보행분석을 통한 리아프노프 지수로 무릎의 안정성을 평가하였다. Dingwell 등<sup>(9,10)</sup>은 트레드밀과 지면 보행의 차이점, 말초신경장애환자의 보행특성을 비선형 시계열 분석방법으로 분석하였다. Buzzi 등<sup>(11)</sup>은 비선형 동역학 이론을 이용하여 나이에 따른 무릎의 안정성을 평가하였다. 비선형 동역학 이론을 적용한 보행 분석에 대한 해외의 활발한 연구에도 불구하고 국내에서는 비선형 동역학 분석을 심전도, 호흡, 혈압, 뇌파 등 생체 신호에만 적용하는 데 그치고 있다.

따라서 본 연구의 목적은 무릎의 상태에 대한 무릎 관절 굴곡각도 시계열을 분석하여 카오스-비선형 지수의 하나이고 해당 계의 카오스 정도를 표현하는 최대 리아프노프 지수(largest lyapunov exponent)를 사용하여 수치 평가하고자 한다. 그리고 재활진단 시스템 개발시 정상인의 범위를 제

시하고자 한다.

## 2. 실험 대상 및 방법

### 2.1 실험 대상

연구 대상은 현재 무릎 관절 변형이나 질환이 없고 일상생활을 하고 있는 정상 성인남성 8명으로 하였다. 실험 대상자의 평균 연령은 28.7(±2.5)세, 체중은 평균 75.4(±4.4)kg, 신장은 평균 175.1(±8.3)cm이다.

### 2.2 실험 방법

보행 실험은 정상인에 대한 정상 보행과 비정상 보행을 실시하였다. 정상인의 비정상 보행은 자신의 무릎에 통증을 느낀다고 가정하고 의도적으로 절뚝거리며 걷도록 했다. 하지요소의 위치와 무릎굴곡각에 관한 자료는 3개의 표식을 이용하여 3차원 운동측정장치로부터 얻을 수 있다. 3차원 운동장치는 공간자(calibration frame)와 2대의 영상획득장치(DCR-VX2100)로 구성되어 있다. 표식은 Fig. 1과 같이 오른쪽 하지의 대전자(greater trochanter), 외측상과(lateral femoral epicondyle), 외과(lateral malleolus)의 피부 표면에 부착하였다. 영상획득장치를 이용하여 표식의 움직임을 촬영하였다. 표식의 부착은 동일인에 의하여 이루어졌으며 트레드밀 주위의 좌표 기준이 되는 공간자와 표식의 부착위치를 Fig. 2에 나타내었다.

보행실험은 트레드밀에서 행하였으며 직접선형변환(Direct Linear Transformation)기법을 적용한 프로그램인 KWON3D Motion Analyzer를 사용 표식의 위치와 3차원 무릎굴곡각을 계산하였다.

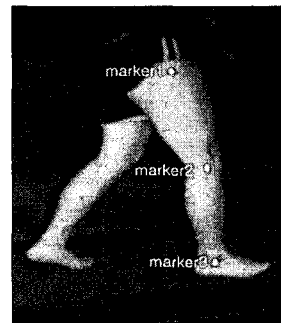


Fig. 1 Marker positions of the right leg

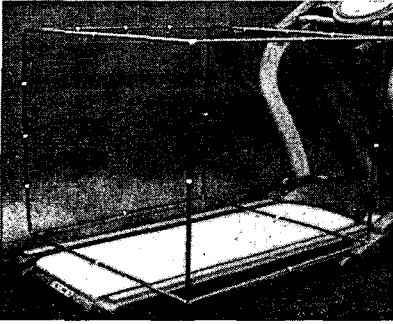


Fig. 2 Calibration frame

본 연구에서는 시상면(sagittal plane)의 무릎 굴곡 각 시계열을 사용하여 보행분석을 수행하였다. 카오스 이론을 이용한 보행분석법은 해석시 충분한 시계열의 수가 있어야 하기에 공간상의 제약이 없는 트레드밀에서 실험을 행하였다. 비선형 분석방법에서 측정오차는 부정확한 결과를 도출할 수 있기 때문에<sup>(12)</sup> 오차를 최소화하기 위하여 2차원 자료 대신에 3차원 자료를 측정하였다. 보행 실험시 데이터 측정 간격을 60 frame/sec로 설정하여 안정된 보행을 100초 동안 기록하였다. 정상보행 평균속도는 1.08(0.064) m/s, 비정상보행 속도는 0.83(0.074) m/s로 나타났다.

### 3. 카오스 해석법을 이용한 보행 분석

본 연구에서는 시상면의 무릎 굴곡각 시계열을 이용한다. 수정을 가하지 않은 무릎 굴곡각 시계열은 비선형 측정법을 이용하여 해석되었다. 데이터에 수정을 가하지 않는 이유는 시스템 고유의 중요한 정보가 제거되거나 시스템 고유의 변이성에 대한 잘못된 해석시점을 가질 수 있기 때문이다.<sup>(13)</sup> 그리고 각 시계열의 수는 6000개로 구성되어 있으며, 이 수치는 본 연구에서 수행하는 비선형 해석법을 위한 충분한 수이다.<sup>(14)</sup>

#### 3.1 보행 분석 과정

3차원 운동측정 장치로부터 나온 무릎 굴곡각 시계열은 MATLAB을 이용하여 보행을 분석하였다. 카오스 해석을 위하여 시계열은 다음의 몇 단계의 작업을 거쳐야 한다. 1) 리아프노프 지수를 구하기 위해서는 상태공간을 만들어야 한다. 상태공간은 동역학계에서 한 점을 정의하기 위한

벡터공간을 말하며, 이를 만들기 위해서는 시계열의 지연시간과 임베딩차원을 구해야 한다. 2) 지연시간과 임베딩차원을 이용하여 끌개(attractor)를 구한 뒤 3) 리아프노프 지수로 수치화하는 단계를 거쳐 무릎의 상태를 나타낸다.

#### 3.2 최적 지연 시간의 설정

지연 시간의 결정은 임베딩차원에 있어 끌개를 특성 짓는데 매우 중요한 역할을 한다.<sup>(15)</sup> 지연시간이 너무 작다면 상태공간에 표시된 동역학계의 추가적인 정보를 담을 수 없으며, 지연시간이 너무 큰 경우에는 동역학계의 정보는 잃어버리거나 무작위의 결과가 나올 수 있기 때문이다.

최적 지연 시간을 구하는 방법은 다음과 같은 AMI(average mutual information) 알고리즘<sup>(16)</sup>을 이용한다.

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

여기서 T는 지연시간, x(t)는 원래 데이터, x(t+T)는 시간지연 데이터, 그리고 P(x(t))는 x(t)의 확률분포함수이다. AMI를 구하는 방법은 다양한 지연시간을 넣어 반복적으로 계산한 다음, 최초로 최소값이 발생하는 점에서 지연시간을 결정하는 것이다. AMI의 값이 첫 번째 최소가 되는 시간이 원래 시계열과 시간 지연된 시계열을 가장 무관하게 만들어 독립좌표를 구성하게 만든다.

Fig. 3(a)는 보행실험시 출력된 무릎 굴곡각 시계열을 나타낸 것이며, Fig. 3(b)는 무릎 굴곡각 AMI의 지연시간에 따른 변화를 나타내었다. 본 연구에서는 보행 패턴에 따라 무릎 시계열 지연시간은 피실험자마다 다르게 나타났다.

#### 3.3 최소 임베딩 차원의 설정

지연 시간의 설정뿐만 아니라 실험 데이터의 최소 임베딩 차원 설정은 정성적이나 정량적 분석 이전에 시스템의 정확한 동역학 분석에 중요한 역할을 한다. 시스템의 임베딩 차원은 시스템을 특성 짓는 미지의 변수 갯수와 관계 있으므로, 시스템의 임베딩 차원보다 작은 차원을 설정하여 분석할 때의 오류를 방지한다. 뿐만 아니라 상관차원 등을 계산할 때 잡음에 의한 차원의 변화를 고려하지 않아, 저차원 카오스의 특성을 잃는 경우의 계산적인 장점이 있다.<sup>(15)</sup>

시스템의 정확한 차원은 잡음에 의해 감추어져 있으므로 최소 임베딩 차원을 결정하는 방법은

FNN(false nearest neighbor) 알고리즘<sup>(17)</sup>을 이용하여 구한다. 시계열의 차원을 계속 증가시키면서 FNN의 비율을 조사했을 때 그 비율이 최초로 0이 되는 점을 최소 임베딩 차원으로 결정할 수 있다. Fig. 3(c)는 FNN 알고리즘을 이용하여 최소 임베딩 차원을 구한 그림이며, 모든 피실험자에 대하여 최소 임베딩 차원은 4가 나왔다.

3.4 끌개 형성 및 리아프노프 지수 계산

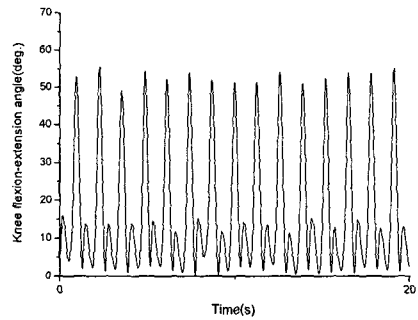
1차원 시계열 데이터와 시간지연 데이터를 이용하여 한계적 기하학적 구조를 상태공간상에 나타낸 것을 끌개라 한다.<sup>(18)</sup>

$$y(t) = \{x(t), x(t+T), \dots, x(t+(d_c-1)T)\} \quad (2)$$

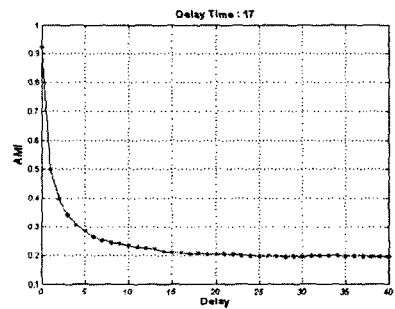
(2)는 임베딩 차원( $d_c$ )을 고려하여 시계열 데이터의 집합을 나타낸 것이다. 여기서  $x(t)$ 는 1차원 무릎 굴곡각 시계열을 나타낸 것으로 Fig. 3(a)와 같이 나타나며, 지연시간과 임베딩 차원을 고려하여  $x(t+T), \dots, x(t+(d_c-1)T)$ 라는 지연시간 데이터를 이용하여 끌개를 구하기 위한 집합을 구성한다. 이를 이용하여 정상보행에 대한 3차원 끌개를 Fig. 3(d)와 같이 나타내었다.

카오스 시스템 분석에 있어서 가장 기본적인 문제는 실험 데이터인 1차원 시계열 데이터로부터 리아프노프 지수를 계산해 내는 것이다. 리아프노프 지수 계산을 위하여 Wolf의 알고리즘<sup>(19)</sup>을 사용하였다. 리아프노프 지수 계산 방법의 기본적인 개념은 끌개와 이웃한 임의의 짧은 거리인  $\epsilon$  내에 존재하는 점들 간의 떨어져 있는 비율을 측정하는 것이다. 시간지연 좌표계에 의해 끌개를 재구성한 후에 Wolf 알고리즘을 근간으로 하여 카오스 신호의 대표적인 특성중의 하나인 초기값 민감 정도를 표현하는 최대 리아프노프 지수를 계산한다.

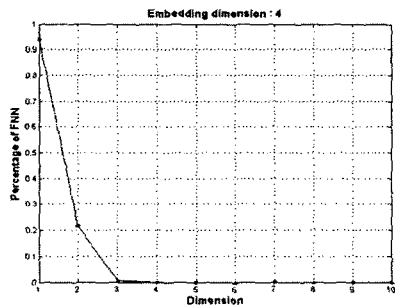
리아프노프 지수를 설명하기 위해서는 카오스계에 대한 설명이 필요하다. 카오스계란 예측 불가능한 결정론적 계를 의미하며 자연계의 많은 현상에서 이러한 특징을 발견할 수 있다. 이러한 카오스계는 초기조건 민감성을 가지고 있는데 이것이 예측 불가능성의 원인이 된다. 이러한 초기조건 민감성의 정도를 반영하는 지표로서 시계열이 투사된 위상 공간의 두 점이 시간의 흐름에 따라 지수 함수적으로 멀어지는 정도를 수치화할 수 있는 지표인 최대 리아프노프 지수가 계의 카오스적 성질을 대표한다. 이 수치가 음수이면 위상공간의 점은 한 점으로 수렴하는 계이고, 0



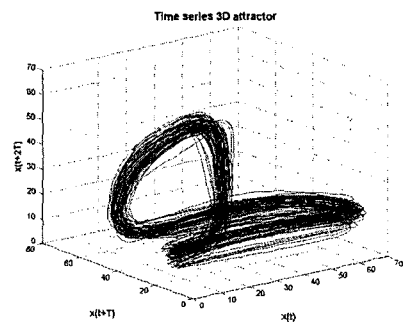
(a) Original time-series data



(b) Change of AMI by delay time



(c) Change of FNN by embedding dimension



(d) Reconstruction of a three dimensional attractor

Fig. 3 Schematic representation of state space

Table 1 Largest lyapunov exponent of each subject

Age (Yr)	Height (cm)	Weight (kg)	Normal gait		Abnormal gait	
			Velocity (m/s)	Lyapunov exponent	Velocity (m/s)	Lyapunov exponent
27	169	66	1.11	0.112 (±0.0058)	0.83	0.144 (±0.0005)
32	181	76	1.11	0.102 (±0.0028)	0.83	0.139 (±0.0362)
28	175	70	1.11	0.101 (±0.0192)	0.83	0.138 (±0.0076)
33	170	82	0.97	0.110 (±0.0025)	0.69	0.163 (±0.0003)
26	174	66	1.11	0.104 (±0.0107)	0.83	0.127 (±0.0036)
27	180	90	1.11	0.108 (±0.0024)	0.97	0.145 (±0.0050)
28	178	75	1.11	0.120 (±0.0030)	0.83	0.157 (±0.0046)
29	174	80	0.97	0.115 (±0.0019)	0.83	0.150 (±0.0173)

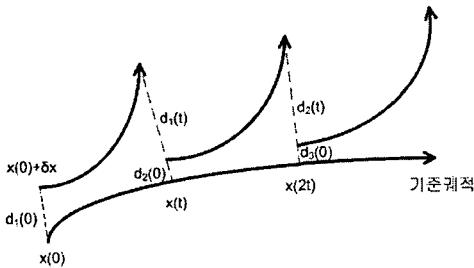


Fig. 4 Relation between reference orbit and actual orbit for lyapunov exponent calculation

이런 항상 똑같은 주기적 궤적을 그리게 되며, 양수이면 인접한 점들이 점차 분리되는 계로서 카오스계가 여기에 속한다. 랜덤 신호는 0.469의 값을 가지며 예측 불가능한 발산하는 경우이며, 0.105에 가까운 수치의 경우에 이 계는 카오스적 성질을 보인다고 말할 수 있다.<sup>(20)</sup>

Fig. 4는 최대 리아프노프 지수 계산을 위한 블록 선도를 나타낸 것이다. 첫 번째 데이터 점인  $x(0)$ 과  $d_1(0)$ 만큼 떨어져 있는 가장 가깝게 이웃한  $x(0)+\delta x$ 에서 시작한다. 이 두 점은 시간 간격  $t$ 에 따라, 두 점 사이의 거리  $d_1(t)$ 가 임의의 값인  $\epsilon$ 보다 작은 경우 계속 진행되다가  $\epsilon$ 보다 크게 되는 순간 진행된 첫 번째 데이터 점  $x(t)$ 는 보존하고 새로운 이웃 점  $x(t)+d_2(0)$ 을 찾는다. 이러한 과정으로 궤개를 분석하는데 식 (3)의 Wolf 알고리즘을 이용한다.

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

여기서  $\lambda$ 는 최대 리아프노프 지수,  $t$ 는 시간 간격,  $n$ 은 전체 시간간격 수,  $d_i$ 는 기준 궤적에서 가장 근접한 궤도의 거리를 말한다.

#### 4. 실험 결과

성인 남성에게 정상보행과 비정상보행 각 3회씩 실시하여 최대 리아프노프 지수의 평균값을 Table 1에 나타내었다. 피실험자의 최대 리아프노프 지수는 모두 양의 값을 가졌으며 평균은 0.109로 나타났다. 이 수치는 보행 분석서 무릎 굴곡각이 카오스적 성질을 가지고 있다는 것을 의미한다. Stergiou 등<sup>(8)</sup>에서 지수값이 주기함수는 0.000, 카오스 성질을 갖는 경우에는 0.1, 랜덤함수는 0.468을 갖는다는 연구 결과를 통해 카오스 성질을 확인할 수 있었다.

신장과 몸무게에 따른 결과를 Table 2와 3에 나타내었다. 피실험자의 연령은 모두 20대 후반에서 30대 초반이므로 성별과 연령에 따른 차이는 나타내지 못하였다. Table 4는 보행 패턴에 따라 정상보행 그룹과 비정상 보행 그룹으로 나누어 분류하였다.

Table 2는 몸무게에 따라 세 개의 그룹으로 나누어 리아프노프 지수로 나타내었다. 표에서 정상보행의 경우 보행속도가 1.11, 1.06, 1.04 m/s로 점차 줄어들지만 리아프노프 지수는 0.106, 0.112, 0.109의 값을 나타내 보행속도에 따른 일정한 경향을 보이지 않았다. 지수는 비정상 보행의 경우 몸무게가 늘어남에 따라 점차 커지는 경향을 보였지만 정상 보행의 경우 몸무게에 따른 일정한 경향을 확인할 수 없었다.

Table 3은 키에 따라 네 그룹으로 분류하였다. 표에서 신장의 차이에 의한 리아프노프 지수의 차이는 미비하다는 것을 확인할 수 있었다.

**Table 2** Lyapunov exponent by weight difference

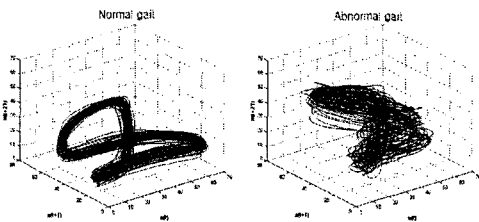
Weight (kg)	Velocity(m/s)		Lyapunov exponent	
	Normal	Abnormal	Normal	Abnormal
61-70	1.11 (±0.000)	0.83 (±0.000)	0.106 (±0.0123)	0.136 (±0.0085)
71-80	1.06 (±0.080)	0.83 (±0.000)	0.112 (±0.0083)	0.149 (±0.0216)
81-90	1.04 (±0.098)	0.83 (±0.196)	0.109 (±0.0026)	0.154 (±0.0101)

**Table 3** Lyapunov exponent by height difference

Height (cm)	Velocity(m/s)		Lyapunov exponent	
	Normal	Abnormal	Normal	Abnormal
166-170	1.04 (±0.098)	0.76 (±0.098)	0.111 (±0.0041)	0.153 (±0.0106)
171-175	1.07 (±0.080)	0.83 (±0.000)	0.107 (±0.0127)	0.138 (±0.0141)
176-180	1.11 (±0.0000)	0.90 (±0.098)	0.114 (±0.0070)	0.151 (±0.0076)
181-185	1.11 (±0.000)	0.83 (±0.000)	0.102 (±0.0028)	0.139 (±0.0362)

**Table 4** Lyapunov exponent by gait pattern

Gait pattern	Velocity(m/s)	Lyapunov exponent
Normal	1.08 (±0.064)	0.109 (±0.0093)
Abnormal	0.83 (±0.072)	0.145 (±0.0164)



**Fig. 5** Comparison of attractors

본 연구에서의 실험 대상자가 정상 성인 남성 이므로 비정상 보행의 실험 결과 값을 정확하게 나타낼 수 없으므로 정상보행의 경우에 초점을 맞추었다. 정상 보행에 대하여 ANOVA TEST를 수행한 결과 통계학적으로 몸무게와 키에 따라 리아프노프 지수가 영향을 받지 않는다는 것을

확인할 수 있었다.

Table 4는 보행 형태에 따른 리아프노프 지수를 나타내었다. 정상 보행에서는 0.109의 리아프노프 지수값을 나타내며, 비정상 보행은 0.145의 값을 나타내고 있었다. 본 연구의 결과로 얻어진 결과를 검증하기 위해 이전의 연구 결과를 검토 하면 다음과 같다.

Stergiou 등<sup>(8)</sup>에 의하면 평균적으로 정상무릎에서는 0.108, 전방십자인대가 손상된 무릎에서는 0.118의 리아프노프 지수를 갖는다. Buzzi 등<sup>(9)</sup>의 연구에 의하면 리아프노프 지수가 나이에 따라 달라지는데 젊은 사람의 경우는 0.107, 70세 이상의 노년층은 0.154의 값을 보인다고 발표하였다. 이 두 결과는 보행의 형태가 정상보행인 경우에 비해 불안정 할수록 리아프노프 지수가 증가한다는 본 연구 결과와 일치함을 알 수 있었다. 따라서 본 연구에서는 0.109의 리아프노프 지수는 정상 보행여부를 판별하는 기준이 됨을 알 수 있다.

Fig. 5에 정상보행과 비정상보행의 끌개를 비교 하였다. 정상보행의 경우 일정한 주기를 그리며 다음 궤적이 예측 가능한 것에 비해 비정상 보행의 경우는 일정한 양상은 띠지만 다음 궤적을 예측하기 어렵게 된다.

## 5. 결 론

본 논문은 정상인에 대한 보행실험을 통하여 시간영역에서 시계열 데이터의 혼돈도를 평가하기 위한 목적으로 끌개의 분석 및 최대 리아프노프 지수를 구하였다. 끌개의 재구성성을 위한 임베딩 파라미터를 설정하여 파라미터와 제안된 분석 알고리즘을 통합적으로 구현하기 위한 카오스 분석 시스템을 설계하고, 제안된 시스템을 이용하여 보행 분석을 행하였다. 본 연구를 통해 얻어진 결론은 다음과 같다.

(1) 무릎 굴곡각이 결정론적인 규칙을 지닌 카오스적 성질을 가지고 있음을 확인하였으며, 본 연구에서 제안한 카오스 분석시스템은 다양한 분야의 시스템 분석에 응용될 수 있을 것이다.

(2) 카오스 이론을 적용한 보행 분석 결과값인 리아프노프 지수는 신장과 연령에 대한 통계적 유

의성이 없었으나, 보행의 패턴에 의해서 차이가 있음을 확인하였다. 비정상보행에 비해 정상보행의 경우 지수의 값이 더 작아짐을 확인하였다.

(3) 전십자 인대 재건술을 받은 환자들을 위한 재활 진단 시스템 개발을 개발하기 위하여 정상인의 리아프노프 지수를 제시하였다. 정상인의 리아프노프 지수 평균은 0.109, 표준편차는 0.0093으로 나타났다.

본 연구에서는 8명의 피실험자에 대해서만 보행분석을 행하였으므로 정확한 검증을 위해서는 더 많은 피실험자에 대한 보행분석이 요구되며 정상인과 환자의 비교도 필요하다. 또한 수학적, 물리학적 고찰을 심화하여, 보다 신뢰성 있는 분석 알고리즘의 개발이 요구되며, 생체 비선형 동역학 시스템의 모델링, 비선형 예측, 그리고 제어 등의 연구로 확대되어야 한다. 본 논문의 성과를 바탕으로 실질적인 임상 실험을 계속 수행하여 재활진단시스템 개발을 위한 연구로 발전시켜야 할 것이다.

## 후 기

본 연구는 한국과학재단 특정기초연구 R01-2002-000-00120-0의 지원에 의해 수행되었습니다.

## 참고문헌

- (1) Moon, B. Y., Son, K., Park, J. H. and Suh, J. T., 2003, "A Method to Describe and Analyze Human Knee Joint Motion," *J. of KSPE*, Vol. 20, No. 10, pp. 233~239.
- (2) Park, K. B., Kim, K. B., Son, K., Suh, J. T. and Moon, B. Y., 2004, "Construction and Measurement of Three-Dimensional Knee Joint Model of Koreans," *Trans. of KSME (A)*, Vol. 28, No. 11, pp. 1664~1671.
- (3) Chung, C. Y., Lee, M. C., Moon, Y. W., Kim, T. G., Lim, S. T. and Seong, S. C., 1997, "Gait Analysis after Total Knee Arthroplasty," *J. of Korean Orthop. Assoc.*, Vol. 32, No. 5, pp. 1290~1301.
- (4) Perry, J., 1992, "Gait Analysis : Normal and pathological function," SLACK Inc, 15~21.
- (5) Sutherland, D. H., Olshen, R. A., Biden, E. N. and Wyatt, M. P., 1988, "The Development of Mature Walking," London, *Mac Keith Press*, pp. 20~35.
- (6) Craik, R. L. and Oatis, C. A., 1995, "Gait Analysis Theory and Application," Mosby-Year Book. Inc, pp. 12~38.
- (7) Hausdorff, J. M., Edelberg, H. K., Mitchell, S. L. and Goldberger, A. L., 1997, "Increased Gait Unsteadiness in Community-Dwelling Elderly Fallers," *J. Arch. Phys. Med. Rehab.*, Vol. 78, No. 3, pp. 278~283.
- (8) 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," *Clin. Biomech.*, Vol. 19, No. 9, pp. 957~963.
- (9) 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," *J. of Biomech.*, Vol. 33, No. 10, pp. 1269~1277.
- (10) 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.
- (11) Buzzi, U. H., Stergiou, N., Kurz, M. J., Hageman, P. A. and Heidel, J., 2004, "Nonlinear Dynamics Indicates Aging Affects Variability during Gait," *Clin. Biomech.*, Vol. 18, No. 5, pp. 435~443.
- (12) Reinschmidt, C., Bogert, A. J., Murphy, N., Lundberg, A. and Nigg, B. M., 1997, "Tibiocalcaneal Motion during Running, Measured with External and Bone Markers," *Clin. Biomech.*, Vol. 12, No. 1, pp. 8~16.
- (13) Rapp, P. E., 1994, "A Guide to Dynamical Analysis," *Integr. Physiol. Behav. Sci.*, Vol. 29, No. 3, pp. 311~327.
- (14) Abraham, N. B., Albano, A. M., Das, B., Guzman, G. D. and YongR, S., 1986, "Calculating the Dimension of Attractors from Small Data Sets," *Phys. Lett. A*, Vol. 114, No. 5, pp. 217~221.
- (15) Baker, G. L. and Gollub, J. P., 1996, "Chaotic Dynamics," *Cambridge University Press, New York*,

- pp. 30~65.
- (16) 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.
- (17) Rhodes, C. and Morari, M., 1997, "The False Nearest Neighbors Algorithm: An Overview," *Computers & Chemical Engineering*, Vol. 21, No. 1, pp. 1149~1154.
- (18) Moon, H. T., 2001, "Chaos and Nonlinear Dynamics," *Seoul National University Press, Seoul*, pp. 4~18.
- (19) 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.
- (20) Lee, I. K., Kang, S. Y. and Ha, C. K., 2000, "The Changes of EEG Nonlinear Parameter in Sleep and Wakefulness States," *J. of Korean Neurological Association*, Vol. 18, No. 1, pp. 50~53.