

시계열 분석을 이용한 정상인의 보행 가속도 신호의 모델링

論 文

54D-7-8

Modeling of Normal Gait Acceleration Signal Using a Time Series Analysis Method

林禮澤* · 李景中† · 河殷鎬** · 金翰成***

(Ye-Taek Lim · Kyoung-Joung Lee · Eunho Ha · Han-sung Kim)

Abstract - In this paper, we analyzed normal gait acceleration signal by time series analysis methods. Accelerations were measured during walking using a biaxial accelerometer. Acceleration data were acquired from normal subjects(23 men and one woman) walking on a level corridor of 20m in length with three different walking speeds. Acceleration signals were measured at a sampling frequency of 60Hz from a biaxial accelerometer mounted between L3 and L4 intervertebral area. Each step signal was analyzed using Box-Jenkins method. Most of the differenced normal step signals were modeled to AR(3) and the model didn't show difference for model's orders and coefficients with walking speed. But, the model showed difference with acceleration signal direction - vertical and lateral. The above results suggested the proposed model could be applied to gait analysis.

Key Words : Gait Analysis, Accelerometer, Time Series Analysis, Box-Jenkins Method

1. 서 론

현대사회의 급속한 발전은 다양한 사고와 질병을 발생시켰고, 그 결과의 하나로 보행 장애인이 증가하게 되었으며, 보행 장애인에 대한 효율적이고 체계적인 재활치료가 필요하게 되었다. 재활 치료 시, 환자의 재활치료 전후의 시공간 보행 인자를 측정, 비교 평가하는 것은 재활치료의 성과를 평가하는데 중요한 역할을 한다[1].

보행평가를 위하여 객관적 평가가 가능하고, 휴대와 사용이 편리한 저가의 측정 시스템에 대한 연구가 필요하게 되었는데 이중 소형, 경량의 가속도계를 활용한 보행분석에 최근 관심이 집중되고 있다. Moe-Nilssen 등[2]-[4]은 체중심의 가속도를 측정하여 보행분석에 적용 시 가속도 데이터의 정밀도, 정확성 및 반복성의 우수함을 검증했고, Auvinet 등[5],[6]은 2축 가속도계를 이용하여 보행주기, 좌·우 보행의 대칭성(symmetry)과 규칙성(regularity) 등의 평가인자를 검출하여 정상인의 보행분석 및 평가에 적용을 시도함으로써 보행가속도 신호의 유용성을 보여주었다. 특히, 보행 가속도 신호는 그 형태에 있어서 개인차가 크고, 환자의 상태에 따라 복잡성을 나타내므로, 보다 정확한 보행평가를 위해서는

객관적이고 정량화된 기준의 제시가 필요하다.

신호를 모형화시키는 방법 중의 하나인 시계열 분석을 이용한 모형화 연구는 EEG, ECG 신호분석에 널리 사용되고 있다[7],[8]. 반면, 보행 분석분야에서는 시계열 분석을 이용한 연구가 미진하다. Tsuruoka 등[9],[10]이 자기회귀모형을 이용한 임펄스 응답분석을 통해 보행의 안정성 평가를 시도하였지만, 보행 가속도 신호 자체의 모형화나, 모형화를 통해 얻어진 차수와 각 계수 값들을 통한 신호 분석의 연구는 아직 미비한 실정이다.

이에 본 연구에서는 정상인의 보행 가속도 신호에 대한 시계열 분석을 통해 최적화 모형을 찾고, 추정된 모수들의 분포 구간을 확인해 봄으로써 차후 보행 신호에 대한 새로운 평가 지표로의 활용 가능성을 제시하려 한다.

2. 시계열 분석

시간의 흐름에 따라 변하는 현상을 기록한 데이터를 시계열 데이터(time series data)라고 하며, 관찰된 자료를 분석하는 통계적 분석방법을 시계열 분석이라 한다[11]. 본 논문에서는 '보행 가속도 신호의 수식적 모형화'를 주 목적으로 Box-Jenkins 방법을 이용하여 모형을 식별하였다.

시계열 데이터의 대표적 모형은 ARIMA(p,d,q)로 표현되는 자기회귀누적이동평균 (Auto- Regressive Integrated Moving Average) 모형으로 일반식은 다음의 식 1과 같다.

$$(1 - \phi_1 B - \phi_2 B^2 - \dots - \phi_p B^p)(1 - B)^d \cdot y_t = (1 - \theta_1 B - \theta_2 B^2 - \dots - \theta_q B^q) \cdot a_t \quad (1)$$

y_t 는 시계열 데이터이며 B 는 후진연산자로서 $B^k y_t = y_{t-k}$

* 교신저자, 正會員 : 延世大 保健科學大 醫工學科 教授
移動型 應急醫療情報시스템 開發센터(CEMI)
E-mail : kjlee@drafon.yonsei.ac.kr

* 正會員 : 延世大 保健科學大 醫工學科 碩士課程

** 正會員 : 延世大 文理大 情報統計學科 教授

*** 正會員 : 延世大 保健科學大 醫工學科 教授

接受日字 : 2004年 12月 31日

最終完了 : 2005年 5月 14日

이고, a_t 는 평균이 0, 분산이 σ^2 인 백색잡음과정(white noise process)이다. 따라서, 시계열데이터 $\{y_t\}$ 의 일차 차분된 시계열데이터 $w = (1 - B)y_t$ 는 ARMA(p, q)모형을 따른다. 차수 p, d, q 는 각각 AR 차수, 차분 차수, MA 차수이다. 시계열 모형 수립은 정상성(stationarity)이 만족된 데이터에 대해, Box-Jenkins에 의해 제시된 모형수립 3단계에 따라 표본자기상관함수(ACF, Auto-Correlation Function), 부분 자기상관함수(PACF, Partial Auto-Correlation Function)와 Akaike가 제안한 정보판단기준(AIC, Akaike Information Criterion)값 등을 이용하여 모형을 식별하고, 모형의 모수를 추정하며, 추정된 모형의 적합성 검진을 통해 모형을 확정한다[11]. 그림 1은 Box-Jenkins의 3단계 모형화 과정의 블록도이다.

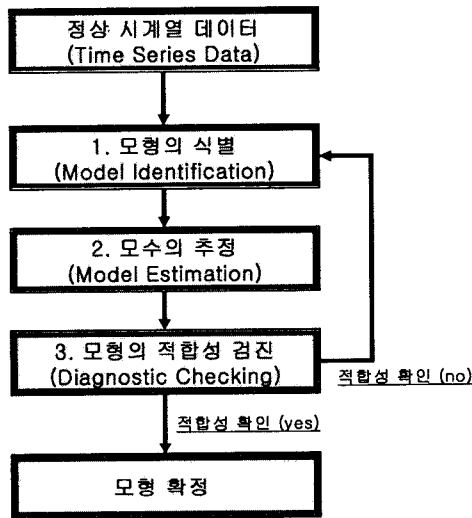


그림 1. Box-Jenkins의 3단계 모형화 과정의 블록도
Fig. 1. Block diagram of Box-Jenkins' modeling method

3. 보행 가속도 측정

(1) 보행 가속도 측정 시스템

본 연구에서 사용한 가속도 측정 시스템[12]은 크게 가속도 센서부와 송신부, 수신부로 나누어진다. 가속도 센서부는 가속도 신호를 측정, 그 값을 아날로그 형태로 출력하는 동작을 수행한다. 입력된 아날로그 신호를 A/D 변환시킨 후 무선 전송하기 위한 마이컴을 포함한 송신부, 그리고 송신된 신호를 수신하고, 획득된 데이터의 처리 및 분석을 위해 PC로 전송하는 수신부로 구성된다. 이때 수신부에서는 PC로의 전송을 위해 시리얼 통신을 사용한다. 그림 2는 보행 가속도 신호를 측정하기 위해 사용된 시스템의 하드웨어 구성도이다.

보행 가속도 데이터는 그림 2와 같이 2축 가속도계를 이용하여 체중심에서 상하방향(Vertical)과, 좌우방향(Lateral)의 값이 획득되며, RF 모듈을 통하여 무선으로 수신부에 전달된다. 수신부에서는 데이터를 받은 후 분석을 위한 PC로 전송한다.

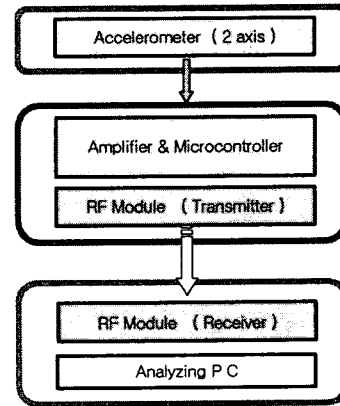


그림 2. 가속도 측정 시스템의 하드웨어 구성도
Fig. 2. Block diagram of the accelerometer system

(2) 보행 가속도 측정

보행 가속도 신호의 획득을 위해 휴대용 보행측정 시스템을 사용하여 장애물이 없는 평지 복도에서 실험을 실시했다. 총 거리 30m 구간을 피검자가 보행하고, 이때 걸음의 안정화 과정을 고려하여, 시작과 끝의 5m구간을 제외시킨 중앙 20m의 신호만 획득하였다. 실험 시, 복장에는 제약을 두지 않았으며, 신발은 피검자 개인 운동화를 착용하도록 했다. 보행속도는 느린 걸음(분속수: 86), 보통 걸음(분속수: 106), 빠른 걸음(분속수: 126)등 세 종류의 속도로 다르게 보행하였으며, 각각 5회씩 반복하여 측정하였다. 보행 속도는 디지털 메트로놈을 통해 동기화 되었고, 실험 전에 피검자는 각 분속수에 맞게 충분한 학습을 하였다.

정상인 24명의 건강한 성인(남자 23명, 여자 1명)으로부터 보행 가속도 신호를 획득하였다. 실험 대상의 평균 연령은 24.5 ± 3.0 세, 신장은 173.4 ± 5.8 cm, 체중은 71.9 ± 12.5 kg의 분포를 나타냈다.

보행 가속도 데이터는 피검자의 등 중앙 요추 3번과 4번 사이의 위치에 스판 재질의 제작된 허리밴드로 고정된 가속도 센서부[12]를 통해 획득되었다. 이 위치는 체중심에 가깝고 기립 시 지면과 수직이므로 표면 부착 장비를 통해 체중심의 움직임을 측정할 때 가장 적당하다[2],[5]. 획득한 보행 가속도 신호는 가속도 센서부와 함께 허리밴드에 고정된 송신부를 통하여 각 축 당 60Hz의 샘플링율로 A/D 되어 수신부로 전송하였다. 수신부에서는 수신된 보행 가속도 신호를 PC로 전송한 후 분석하였다.

4. 데이터 모형화

(1) 데이터 그룹의 구성

신호의 모형화를 위해서는 모형화 될 데이터의 구간설정이 필요하다. 본 논문에서는 뒤꿈치 접지기를 기준으로 나누어지는 보(step)구간으로, 데이터 그룹을 구성하였다. 신호의 보별 구간 설정을 위해, 수직방향 가속도 신호의 극점을 검출하고, 극점을 기준으로 각 발의 뒤꿈치 접지기를 구분하였다. Villanueva 등[13]은 보행 가속도 신호의 피크점이 뒤꿈치 접지기와 서로 동기화되는 현상을 밝혔고, Auvinet 등

[5]은 보행 가속도 신호의 특징점들이 각 보행 단계와 서로 높은 상관성이 있으며 특히 체중심의 수직방향 가속도 데이터의 극점은 각 뒤꿈치의 접지기와 큰 상관성이 있음을 보여주었다. 이와같은 연구결과들을 토대로 모형화를 위한 데이터의 구간을 설정할 수 있다.

그림 3은 실제 보행과 동일 순간에 획득된 가속도 신호의 모형이다. 극점 P1~P4는 뒤꿈치 접지기를 나타내고, 이와 동기화 된 좌우방향의 데이터를 통해 왼발, 오른발의 보별 데이터를 구분 할 수 있다.

위의 과정을 통해, 획득된 데이터를 3가지 속도와 방향별 가속도, 그리고 left, right step 별로 구분하여 12가지 그룹으로 분리하였다. 각 데이터에 대한 극점 검출 및 조건별 그룹 분류는 MATLAB 6.5(The Mathworks, USA)를, 시계열 분석 및 모수 추정을 위해서는 Excel 2002(Microsoft, USA)와 SAS 8.0(SAS Institute, USA)을 이용하였다.

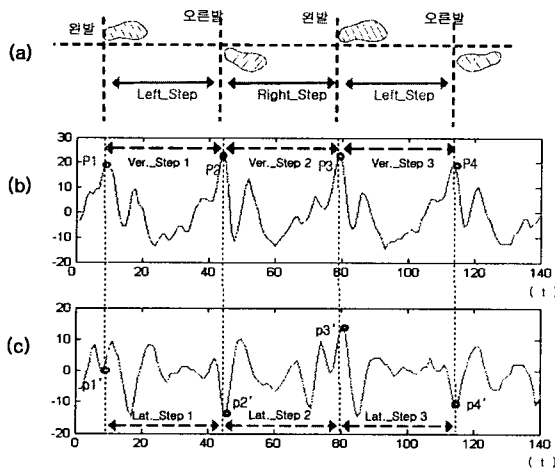


그림 3. 보행 가속도 데이터의 각 보(step)별 구분
 Fig. 3. Step classification of gait acceleration
 (a) left step, right step (b) 상하방향 (c) 좌우방향
 (a) left step, right step (b) Vertical (c) Lateral

(2) 모형의 식별 (Model Identification)

보행 가속도 신호는 시점에 따라 확률적 성질이 변하는 비정상시계열의 형태를 가지고 있다. 따라서, 데이터에 대한 적절한 모형식별 방법을 사용하기 위해서 원래의 데이터 $\{y_t\}$ 에 1차 차분 $w_t = (1 - B) y_t = y_t - y_{t-1}$ 을 하여 정상 시계열로 변환하였다. 그리고, 차분된 데이터에 적합한 모형을 식별하기 위해서 Box-Jenkins가 제안한 자기상관함수(ACF)와 부분자기상관함수(PACF)와 Akaike가 제안한 정보 판단기준(AIC)를 이용하여 ARMA 모형의 차수 p 와 q 를 결정하였다. 1차 차분된 대부분의 보행 가속도 데이터는 ACF가 지수적으로 감소하고, PACF가 시차(lag) 4에서 절단(cut-off)되는 형태를 나타내었다. PACF가 시차 4에서 절단되는 형태라는 것은 시차 3까지의 PACF의 값이 유의적으로 0과 다르나 시차 4부터 유의적으로 0의 값을 가지는 것을 의미한다. 따라서, Box-Jenkins가 제안한 모형식별방법에 따라 1차 차분된 대부분의 보행가속도 신호는 시차 3의 자기회귀모형 AR(3)을 따르는 것으로 알 수 있었고 AIC를 사용하여 AR(3) 모형이 타당함을 확인할 수 있었다. 따라

서, 보행 가속도 데이터 y_t 의 모형은 식 2와 같이 표현할 수 있다.

$$(1 - \phi_1 B - \phi_2 B^2 - \phi_3 B^3)(1 - B)^1 \cdot y_t = a_t \quad (2)$$

이 식에서 B 는 식 1에서와 마찬가지로 후진연산자를 의미한다. 식 2를 ARIMA(3,1,0)라고 표현하기도 한다.

(3) 모수의 추정 (Parameter estimation)

모수의 추정(estimation)단계는 시계열데이터의 자기상관함수, 부분자기상관함수 및 AIC값을 통해 잠정적으로 식별된 모형이 갖는 모수들을 시계열 데이터로부터 추정하는 절차이다. 즉, 식 2에서 모형의 계수 ϕ_1, ϕ_2, ϕ_3 를 추정하는 것이다. 모수 추정법 중 최소제곱추정법은 시계열 분석에서 모수를 추정할 때에 가장 많이 사용되고 있는 방법이다[14]. 따라서, 본 논문에서는 최소제곱 추정법을 사용하여 모수를 추정하였다.

(4) 모형의 적합성 검진 (Diagnostic Checking)

모형의 적합성 검진이란, 식별된 모형과 추정된 모수가 데이터를 잘 표현해 내고 있는지를 확인하는 단계이다. 모형의 적합성 검진은 주로 잔차(residual)를 이용하여 이루어진다. 잔차를 이용한 검정법으로는 잔차의 분포형태나, 잔차의 자기상관함수와 부분자기상관함수의 형태를 이용하는 방법 등이 사용되어 왔으나, 기존 방법들의 단점을 보완, 발전시킨 형태의 퍼트맨토우(portmanteau) 검정법이 ARMA(p,q) 모형의 적합성 판단에 더욱 유용하게 이용되고 있다[11]. 이에 본 논문에서는 가속도 데이터를 모형화시킨 후 퍼트맨토우 통계값을 기준으로 모형의 적합성을 검진하였다. 모형검진 결과 1차 차분된 가속도 데이터가 AR(3) 모형을 따르고 추정된 모수가 보행가속도 신호자료를 잘 나타내고 있음을 확인할 수 있었다.

5. 결과 및 고찰

(1) 모형의 식별

본 연구에서는 모형화를 위해 총 864개의 보별 데이터를 사용하였다. 1차 차분된 전체 보별 데이터 중 685개의 데이터가 AR(3)모형으로 식별되었다. 나머지 데이터들은 AR(4) 또는 AR(2)모형으로 식별되었고, 일부는 ARMA모형이 적합하지 않는 결과를 보여 주었다. 표 1은 전체 데이터의 각 보행속도(Fast, Normal, Slow)에 대한 AR(3)모형으로의 식별 결과를 보여준다. 표 1로부터 1차 차분된 보 구간별 데이터의 약 80%가 차수가 3인 자기회귀모형(AR model)이 적합함을 알 수 있다. 또한 표 1의 적용률은 AR(3)로 식별된 데이터의 수를 전체 데이터의 수로 나눈 백분율이다.

속도별로 구분된 전체 데이터의 모형식별 결과에 의하면, 빠른속도(Fast)와 보통속도(Normal) 신호는 각각 AR(3) 모형에 대해 89.2%, 83.7 %의 적합성을 보였고, 느린속도(Slow) 보행신호에 대해서는 64.9%가 AR(3)모형으로 식별되었다.

각 보행 속도에 따라 AR(3) 모형에의 적합정도가 조금씩

표 1. 보행 데이터의 각 보행 속도별 AR(3)모형의 적합성 결과

Table 1. The suitability to AR(3) model in each step data for different gait speeds

	Fast	Normal	Slow	Total
전체 데이터 수 (개)	288	288	288	864
AR(3) 식별 데이터 (개)	257	241	187	685
AR(3) 모형 적용률 (%)	89.2	83.7	64.9	79.3

표 2. 각 조건별 추정된 계수의 평균과 표준편차

Table 2. Mean and standard deviation of estimated coefficients

		1 차 계 수 (ϕ_1)		2 차 계 수 (ϕ_2)		3 차 계 수 (ϕ_3)	
		평 균	표준편차	평 균	표준편차	평 균	표준편차
Fast	F_Lat_Left	1.414	0.156	-0.359	0.131	-0.160	0.094
	F_Lat_Right	1.555	0.239	-0.612	0.263	-0.052	0.199
	F_Ver_Left	1.730	0.277	-0.903	0.307	0.052	0.242
	F_Ver_Right	1.749	0.258	-0.879	0.300	0.063	0.242
Normal	N_Lat_Left	1.433	0.164	-0.393	0.159	-0.147	0.100
	N_Lat_Right	1.440	0.158	-0.387	0.154	-0.154	0.107
	N_Ver_Left	1.674	0.194	-0.730	0.228	-0.024	0.173
	N_Ver_Right	1.759	0.240	-0.839	0.296	0.070	0.246
Slow	S_Lat_Left	1.398	0.162	-0.355	0.159	-0.140	0.105
	S_Lat_Right	1.500	0.200	-0.509	0.220	-0.079	0.156
	S_Ver_Left	1.677	0.217	-0.777	0.260	0.031	0.197
	S_Ver_Right	1.653	0.218	-0.754	0.264	0.010	0.194

차이가 있지만, 신호전체에 대해서는 79.3%가 AR(3) 모형으로 식별됨을 통해, 보행가속도 신호의 보(step)구간 데이터는 1차 차분된 AR(3) 모형이 모형화에 가장 적합함을 알 수 있다.

(2) 모수의 추정

모수의 추정은 식별된 AR(3) 모형의 계수값을 찾는 것으로서 최소조건제곱법을 사용하여 식 2에서의 ϕ_1, ϕ_2, ϕ_3 값을 추정하였다. 추정된 각 계수값들은 잔차 분석(퍼트먼트우 통계값)을 기준으로 그 유의성을 검증하였다.

검증된 각 1, 2, 3차 계수값들은 모형을 구성하는 주요 인자로서, 이 계수값들을 원 데이터의 분류조건—획득한 각 속도별 데이터를 속도별로 구분하고, 2축 가속도 센서를 이용하여 획득한 상하, 좌우 방향의 데이터를 구분하고 보행데이터의 왼발, 오른발을 구분함—에 맞게 분류하고, 각각의 그룹에 대한 평균과 표준편차를 구하였다. 이를 통해, 차분된 보행 가속도신호를 AR(3) 모형에 적용시켰을 경우, 그 계수값이 나타나는 특정 범위—AR(3)모델로 각각의 보행 데이터를 모형화 한 결과 얻어진 모형에서 각각의 계수의 범위가 유사한 범위안에 존재함—을 알 수 있고, 각 조건별 계수들의 평균과 표준편차의 값을 비교함으로써, 조건에 따른 보행신호의 모형간 차이를 확인할 수 있다. 표 2는 각 조건별 추정된 계수의 평균과 표준편차로서 추정된 계수의 평균값을 통해 각 조건별 모형의 계수 값 범위를 확인할 수 있다

정상보행 시 좌우방향(Lateral)으로 측정된 좌보(Left step)와 우보(Right step)의 속도별 데이터 분석결과에 의하면 1차 계수의 평균은 N_Lat_Left의 경우 Normal을 중심으로 Fast와 Slow에 대하여 각각 1.3%, 2.3%, 2차 계수의 경우 8.6%, 9.6%, 3차 계수의 경우 8.8%, 4.7%의 분포를 보인다. 반면 F_Lat_Right의 경우 1차 계수는 Normal을 중심으로 Fast와 Slow에 대하여 각각 7.9%, 4.1%, 2차 계수의 경우 58.1%, 31.5%, 3차 계수의 경우 66.2%, 48.7%의 분포를 보인다. 특히 우측보행의 2차와 3차 계수의 % 변동폭이 크지만 계수의 크기가 1차 계수에 비해 매우 작은 값이므로 보행속도의 영향을 크게 받지 않음을 알 수 있다.

보행 시 상하방향(Vertical)으로 측정된 좌보와 우보의 속도별 데이터는 동일속도 내에서는 계수 값들의 변동이 작다. Fast의 F_Ver_Left와 F_Ver_Right의 계수들의 평균값을 좌측보행을 기준으로 비교하면 1차 계수는 1%, 2차 계수는 2.6%, 3차 계수는 21%의 변동을 보이고 있다. 특히 3차 계수 값은 큰 % 변동폭을 나타내지만 1차계수의 크기에 비해 매우 작으므로 보행속도에 의한 영향을 크게 받지 않음을 알 수 있다. Normal과 Slow의 경우에도 유사한 결과를 도출할 수 있다.

반면 좌우보행과 상하보행의 속도별 데이터는 비교적 큰 차이를 보인다. Normal의 경우 좌보를 기준으로 1차 계수는 N_Lat_Left와 N_Ver_Left의 값은 16.8%, N_Lat_Right와 N_Ver_Right는 22.1%의 변동을 보이고, 동일한 조건을

적용 시 2차 계수는 85.7%, 116.7%, 3차 계수는 83.6%, 54.5%의 변동을 보인다. 이 경우에도 2차, 3차 계수의 큰 % 변동율은 1차 계수의 크기를 고려할 때 큰 문제가 되지 않지만 상하방향과 좌우방향의 각각의 계수를 비교시 큰 차이를 보이고 있다.

상기의 결과들에 의하면 정상보행 시 좌우방향(Lateral)과 상하방향(Vertical) 가속도 데이터의 경우 모형의 계수값이 비교적 큰 차이를 보인 반면, 속도의 가감속 조건이나 좌·우보 조건에 대한 데이터는 큰 차이를 보이지 않았다. 즉 정상보행신호로부터 얻은 모형의 계수들은 보행속도와 좌·우보에 따라 큰 차이가 없는 대신, 체중심에서 좌우방향과 상하방향에서는 큰 차이가 있음을 확인할 수 있다.

상기 분석결과의 핵심은 보행 가속도데이터는 시계열분석 방법을 이용하여 정량적으로 모형화 될 수 있음과 모형의 각 모수들이 보행행태에 따라 다르게 분포한다는 것이다. 이 결과들은 최근 관심이 증대되고 있는 실버세대를 위한 보행모니터링 분석 및 평가시스템의 설계에 응용될 수 있을 뿐 아니라 이를 바탕으로 보행능력에 차이를 보이는 편마비 환자 등의 보행 가속도 신호를 모형화하고, 추정된 계수들을 정상인의 값과 비교, 분석함으로써 보행평가를 위한 새로운 지표로의 활용가능성이 기대된다. 또한, 추정된 계수와 최적 차수값을 신경망 이론이나 퍼지이론, 판별분류법 등에 적용하여 다양한 보행신호의 분류와 이의 임상에서의 활용이 가능하리라 예상된다.

6. 결론

본 논문에서는 정상인의 보행 가속도 신호를 가속도 축 방향(Lateral, Vertical)과 각 보별, 각 보행 속도별로 그룹화하여, 시계열 분석 방법을 통해 각각 모형화하였다. 각각의 데이터 그룹에 대한 시계열 모형을 적용한 결과, 실험에 사용한 전체 보별 가속도 신호의 79.3%가 AR(3) 모형으로 식별됨에 따라, 보행가속도 신호의 보(step)구간 데이터는 1차 차분된 AR(3) 모형이 모형화에 가장 적합함을 알 수 있다.

속도별 그룹, 좌·우보 그룹, 축 방향별 그룹별로 보행신호를 모형화시킨 결과 축방향 모수분석 결과만이 비교적 큰 차이를 보였으며, 이 결과는 보행신호 분석 및 평가에 활용 가능성을 보여주었다.

감사의 글

본 연구는 2004학년도 연세대학교 학술연구비의 지원에 의하여 이루어진 것임

참 고 문 헌

[1] M. Sekine,, Y. Abe, M.Sekimoto, Y. Higashi , T. Fujimoto, T. Tamura, Y. Fukui, "Assessment of gait parameter in hemiplegic patients by accelerometry", Proceedings of the 22nd Annual EMBS International Conference, pp. 1879-1882, 2000.

[2] R. Moe-Nilssen, "A new method for evaluating motor control in gait under real-life environmental conditions. Part 1: The instrument", Clin Biomech, vol. 13, pp. 320-327, 1998.

[3] R. Moe-Nilssen, "A new method for evaluating motor control in gait under real-life environmental conditions. Part 2: Gait analysis", Clin Biomech, vol. 13, pp. 328-335, 1998.

[4] M.Henriksen, H. Lund., R. Moe-Nilssen, H. Bliddal, B. Danneskiold-Samsøe, "Test-retest reliability of trunk accelerometric gait analysis", Gait & Posture, vol. 19, pp. 288-297, 2004.

[5] B. Auvinet, D. Chaleil, E. Barrey, "Accelerometric gait analysis for use in hospital outpatients", Revue du Rhumatisme, vol. 66, pp. 389-397, 1999.

[6] B. Auvinet, G. Berrut, C. Touzard, L. Moutel, N. Collet, D. Chaleil, B.Barrey, "Reference data for normal subjects obtained with an accelerometric device", Gait & Posture, vol. 16, pp. 124-134, 2002.

[7] S.P. Joseph, M.R.S. Reddy, V. Jagadeesh Kumar, "Automatic detection of PVC's using Autoregressive models", Proceedings of the 19nd Annual International Conference-IEEE/EMBS, pp. 68-71, 1997.

[8] V.A. Maiorescu, M. Serban, A.M. Lazar, "Classification of EEG signals represented by AR models for cognitive tasks - a neural network based method, SCS(Signals, Circuits and Systems) 2003. International Symposium , vol. 2, pp. 441-444, 2003.

[9] M. Tsuruoka, R. Shibasaki, Y. Yasuoka. Y. Tsuruoka, S.Murai, "Analysis of impulse response on walking stability by a synchronized system of two accelerometers", Proceedings of Computer-Based Medical Systems 2001-14th IEEE Symposium, pp. 348-353, 2001.

[10] M. Tsuruoka, R. Shibasaki, Y. Yasuoka, Y.Tsuruoka, S. Murai, "Analysis of impulse response on walking stability using Accelerometers", Proceeding of the 26th Annual International Conference of the IEEE EMBS, pp. 4924-4927, 2004.

[11] 최병선, "단변량 시계열 분석", 世經社, 2001.

[12] 이재영, 이경중, 김영호, 이성호, 박시운, "가속도계를 이용한 편마비 환자의 보행 분석 알고리즘 개발", 대한전자공학회, vol. 41, no. 4, pp. 231-238, 2004.

[13] D. Villanueva, A. Trujillo, E. Fermon, E. Cardiel, Pablo-Ro. Hedz., "Method for monitoring acceleration of the trunk during gait", Proceedings of the Second Joint EMBS/BMES Conference, pp. 1758-1759, 2002.

[14] 신기일, "시계열 분석", 敎友社, 2002

저 자 소 개



임 예 택 (林禮澤)

1979년 2월 8일생. 2003년 연세대학교 의공학
학과 졸업. 현재 동대학원 석사과정, 생체신
호처리, 행태 모니터링, 보행분석 등

Tel : 033-760-2808

Fax : 033-763-1953

E-mail : lim9440@hotmail.com



이 경 중 (李景中)

1958년 9월 17일생. 1981년 연세대학교 전
기공학과 졸업. 1988년 동대학원 전기공학
과 졸업(공학박). 1993년 미국 Case Western
Reserve Univ. 객원 교수. 현재 연세대학교
의공학과 교수. 생체 모델링, 심장 진단 및
모델링, 생체신호처리 등

Tel : 033-760-2433

Fax : 033-763-1953

E-mail : kjlee@dragon.yonsei.ac.kr



하 은 호 (河殷鎬)

1961년 4월 10일생. 1984년 연세대학교 응
용통계학과 졸업. 1992년 Texas A&M
Univ. 통계학과 졸업(통계학박사). 1994년
Texas A&M Univ. Climate System
Research Program 연구원, 현재 연세대학
교 정보통계학과 교수. 시계열분석, 생체신
호의 통계적분석 등

Tel : 033-760-2268

Fax : 033-763-4323

E-mail : statha@dragon.yonsei.ac.kr



김 한 성 (金翰成)

1967년 04월 13일생. 1989년 한양대학교 기
계설계학과 졸업. 1991년 동대학원 기계설
계학과 졸업(공학박). 1999년 UMIST 생체역
학 전공(공학박). 2002년 고등기술연구원 의용
기계센터 책임연구원, 현재 연세대학교 의
공학과 교수, 생체역학, 재활공학, 전산의용
생체공학 등

Tel : 033-760-2342

Fax : 033-763-1953

E-mail : hskim@dragon.yonsei.ac.kr