

근전도 신호의 고차함수분석법을 이용한 정량적 재활정도 평가에 관한 연구

A Study on the Quantitative Rehabilitation Extent Evaluation Method Using High-Order Function Waveform Analysis of EMG Signal

문동준*, 김주영, 노시철, 최홍호

D. J. Moon, J. Y. Kim, S. C. Noh, H. H. Choi

요 약

본 연구에서는 재활정도를 정량적으로 표현하기 위하여 정상 보행과 모의 비정상 보행 시 보행주기에 따른 근전도 패턴에 고차 곡선 맞춤을 적용하여 분석하였다. 보행 근전도 패턴에 적합한 다항식을 생성하였으며, 그 변수를 군집분석 하여 5개의 그룹으로 분류하였다. 정상패턴을 포함한 그룹을 기준으로 거리가 가까운 그룹을 나열하여 각 변수의 분포를 확인하였다. 진폭감소 패턴, 불규칙 패턴, 역상 패턴 순으로 정상 패턴에 유사하였으며, 분류된 그룹의 분포는 중첩되는 범위가 작아 변수 값을 이용한 그룹 분류가 가능하였다. 분류된 재활정도를 정량적으로 나타내기 위하여 각 계수항의 표준편차를 패턴별로 비교하였고, 정상에 가까울수록 큰 값을 가지는 것을 확인하였다. 역상 패턴의 경우는 편차 값은 크지만 부호가 음의 값을 가지므로 가장 작았다. 본 연구의 결과인 정량적인 재활정도의 표현은 보다 효율적인 재활방법 연구에 기여할 것으로 예상된다.

ABSTRACT

In this study, in order to quantitatively confirm walking rehabilitation degree, we analyzed EMG pattern simulated abnormal gait and normal gait by applying a curve fitting. We calculated the suitable high-order function for EMG signal, and classified them into 5 groups by using cluster analysis. Depending on the distance from normal pattern group, we listed the pattern group and then the distribution of each variables were confirmed. The amplitude-decreased pattern was the most similar to the normal pattern, but the reversed pattern showed the lowest similarity. Due to the smaller overlapping range, the distribution of the groups were possible to classify using the value of variable. The standard deviation of each term coefficient was compared to indicate the quantitative rehabilitation extent, and the higher value was confirmed as the pattern is close to the normal pattern. Consequently, the representation of quantitative rehabilitation extent is expected to contribute to the more effective rehabilitation method study.

Keyword : Quantitative rehabilitation evaluation, EMG, High-Order function waveform analysis

접 수 일 : 2014.11.21

심사완료일 : 2014.11.24

게재확정일 : 2014.11.27

* 문동준 : 인제대학교 의용공학과 석사과정

mdj06@bse.inje.ac.kr (주저자)

김주영 : 인제대학교 의용공학과 박사과정

kjy96@bse.inje.ac.kr (공동저자)

노시철 : 한국국제대학교 방사선학과 교수

nscblue@iuk.ac.kr (공동저자)

최홍호 : 인제대학교 의용공학과 교수

hhchoi@inje.ac.kr (교신저자)

※ “본 연구는 미래창조과학부 및 정보통신산업진흥원의 IT융합고급인력과정지원사업의 연구결과로 수행되었음”(N IPA-2014-H0401-14-1003)

1. 서론

보행주기는 보행검사를 위한 중요한 요소로써, 보행양상을 관찰하여 파행의 심한 정도를 판별한다 [1]. 이러한 보행주기는 몸을 지탱하기 위해 발이 지면에 닿아있는 입각기와 앞으로 나아가기 위해 발을 뺀 유각기로 나누어진다[2]. 정상인의 경우 보행주기는 규칙적으로 반복되며 균형잡힌 안정적인 보행을 한다. 하지만 사고나 질병에 의해 정상적인 보행에 지장이 생긴 경우, 불규칙하거나 정상인과는 다른 비율의 보행주기를 가진다[3]. 비정상적인 보행을 치료하기 위해서 물리치료사나 의사의 주관적 판단에 의해서 재활치료가 이루어지고 있으며, 이런 주관적 판단에 의한 재활치료는 재활정도를 정량적으로 표현하기 어렵다. 사전연구를 통하여 정상 보행과 모의 비정상 보행에서 보행주기에 따른 IEMG (Integral Electromyogram)와 IAV (Integral Absolute Value)의 변화를 관찰하였으며, 정상보행과 모의 비정상 보행의 패턴을 확인하였다 [4]. 정상보행에서는 입각기일 때의 IEMG 값이 유각기일 때 보다 더 큰 것으로 나타났으며, 모의 비정상 보행의 근전도 패턴은 정상 보행과 달리 다양한 형태의 패턴을 나타냈다. 패턴은 총 4종류로, 정상보행 패턴, 입각기의 IEMG값이 유각기 보다 크지만 진폭감소 패턴, 유각기가 입각기보다 큰 값을 가져는 역상 패턴, 특정한 경향을 찾아볼 수 없는 불규칙 패턴으로 분류하였다[5]. 비정상적인 보행을 하는 환자들은 재활치료를 진행하며 점차 정상인과 같은 규칙적인 보행패턴으로 변화할 것이며, 변화하는 보행패턴의 비교는 얼마나 재활이 진행되었는지 확인할 수 있는 평가의 척도가 될 것이다.

따라서 본 연구에서는 정상보행과 비정상보행을 정량적으로 분석하기 위하여, 측정되는 근전도 신호의 패턴을 고차 함수로 표현한 후 각 차수항의 계수를 비교하였다. 또한 각 차수항의 계수에 대하여 군집분석을 수행하여 근전도 신호를 이용한 보행 패턴을 정확하게 결정하는 평가방법을 제안하였다.

2. 본론

2.1 재료 및 방법

본 연구에서는 재활정도 평가를 위하여 근전도 신호의 활성정도를 측정하였다. 각 피험자를 대상으로 정상보행과 재활환자의 모의보행을 실시하였으며, 우측 무릎을 브레이스로 구속한 비정상 보행을

재활환자의 모의 보행으로 설정하였다. 정상 보행과 모의 보행 모두 걸음의 형태(보폭, 걸음 속도, 걸음 유형 등)에 상관없이 6개의 보행주기(약 10 m)에 대한 근전도 신호를 측정하였다. 보행 시 주로 사용되는 근육인 대퇴사두근과 대퇴이두근에 Ag/AgCl 전극을 각각 부착한 뒤, iDAQ400 모델(Physiolab Inc., Korea)과 디지털오실로스코프 Wave-runner 6100 모델을 이용하여 근전도 신호를 획득하였다. 연속적으로 측정되는 보행에 따른 근전도 신호 중 입각기와 유각기에서 발생하는 각각의 신호를 구분하기 위하여 두 개의 압력센서를 종골(calcaneus)과 제1중족지 관절(1st Metatarsophalangeal Joint)에 부착하였다.

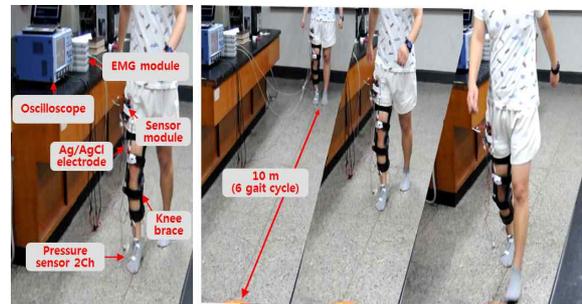


그림 1. 실험 셋업 및 방법

피험자는 보행에 지장을 주는 근·골격계 질환이 없는 20대 남성 다섯 명을 대상으로 선정하였다. 평균 신장과 몸무게는 173.2 ± 2.59 cm, 66.8 ± 10.16 kg 이었으며, 측정의 오차를 줄이기 위하여 실험 전 근육에 무리가 되는 활동은 금지하였다. 또한 5~10 분간 예비보행 후 곧바로 실험을 수행하였으며, 정상보행과 비정상 보행에 대하여 각 5회 반복하여 측정하였다. 그림 1은 재활환자의 모의 보행을 위한 실험 셋업을 보여주고 있다.

2.2 고차함수 분석법

정상 보행과 모의 비정상 보행의 근전도 패턴을 비교하기 위하여 다항 고차함수를 이용한 커브피팅법을 이용하였다. 보행 이외의 요인에 의하여 발생하는 오차를 방지하기 위하여 본 연구에서는 측정된 6개의 보행정보 중 첫 번째와 마지막 번째의 신호는 분석에서 제외하였다. 커브피팅은 주어진 데이터에 가장 적합한 함수의 변수를 찾는 것으로 다양한 분야에서 사용되며, 특정 패턴을 수식으로 표현하여 정량적인 분석이 가능하다. 이에 본 연구에서는 보행주기에 따른 IEMG 패턴을 비교하기 위하여

식 (1)과 같은 $2n-1$ 차 고차함수로 커브피팅을 수행하였으며(n : 보행주기 개수), 4개의 보행주기 데이터에 7차 고차함수식을 적용하여 계수항을 비교하였다. 총 8개의 변수를 분석하였으며, 정상보행과 비정상 보행에 대하여 특징별로 분류하여 비교하였다.

$$f(x) = A_1x^7 + A_2x^6 + A_3x^5 + A_4x^4 + A_5x^3 + A_6x^2 + A_7x + A_8 \quad \text{식(1)}$$

군집분석이란 여러 대상들이 소유하는 특성을 토대로 유사한 대상들끼리 그룹핑 하는 다변량 통계 기법을 말한다. 군집 추출방식으로는 ward법을 사용하였으며, 이 방법은 식 (2)의 수식에서 나타내듯이 편차의 제곱을 합하여 군집간의 거리를 구하여 최단거리를 기준으로 군집화를 진행한다. 최단거리를 기준으로 군집하기 때문에 유사도가 높은 데이터끼리 군집을 형성하며, 군집간의 거리 비교를 통하여 군집들 간의 유사도 역시 확인 가능하다. 형성된 군집은 덴드로그램으로 나타내었으며, 군집별 변수의 분포도를 그려 군집분석결과를 확인하였다.

$$\sum_{i=1}^n (X_i - \bar{X})^2 \quad \text{식(2)}$$

3. 결과 및 고찰

정상 보행의 IEMG 변화는 보행주기에 따라 일정한 진폭패턴을 보였으나, 비정상 모의보행의 경우 3 종류의 패턴으로 구분되었다(진폭감소, 역상, 불규칙 패턴). 생성된 회귀곡선은 모든 IEMG 데이터를 포함하므로 패턴 간의 결정계수는 비교하지 않았다. 그림 2는 정상 보행과 모의 비정상 보행에서 보행주기에 따른 IEMG 값에 고차함수로 커브피팅한 결과 그래프를 보여주고 있다.

그림 3은 커브피팅 함수의 변수 값 분포도를 보행패턴 별로 나타내었다. 변수 $A_1 \sim A_7$ 의 정상 보행 패턴, 진폭감소 패턴, 불규칙 패턴은 비슷한 분포대를 가지며, 겹치는 부분이 많아 세 패턴을 구분하기 위한 역치값을 결정할 수 없었다. 역상패턴은 세 패턴과 반대의 부호를 나타냈기 때문에 확연한 분포 차이를 나타내었다. 마지막 변수인 A_8 은 패턴에 상관없이 다 같은 부호를 가지고 있으며, 불규칙 패턴과 역상 패턴이 좀 더 넓은 분포를 보였다. 패턴 분포 결과를 바탕으로는 역상 패턴을 제외한 다른 패턴의 분류가 어려우며, 정상 보행 패턴과 비교가 어려울 것으로 생각된다.

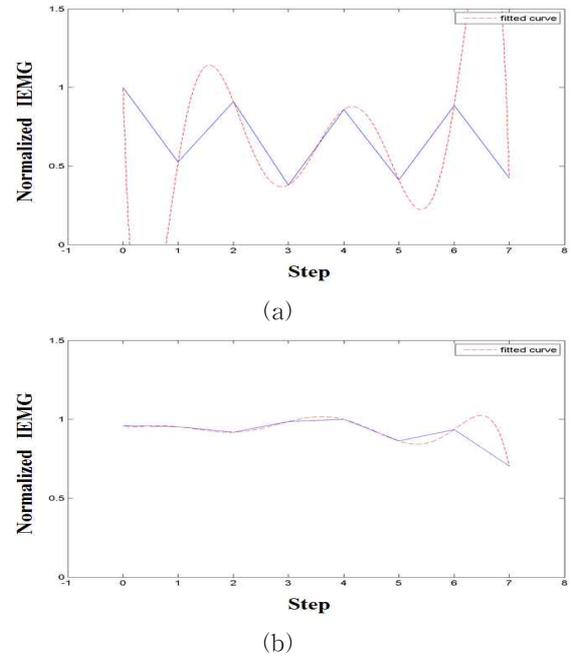
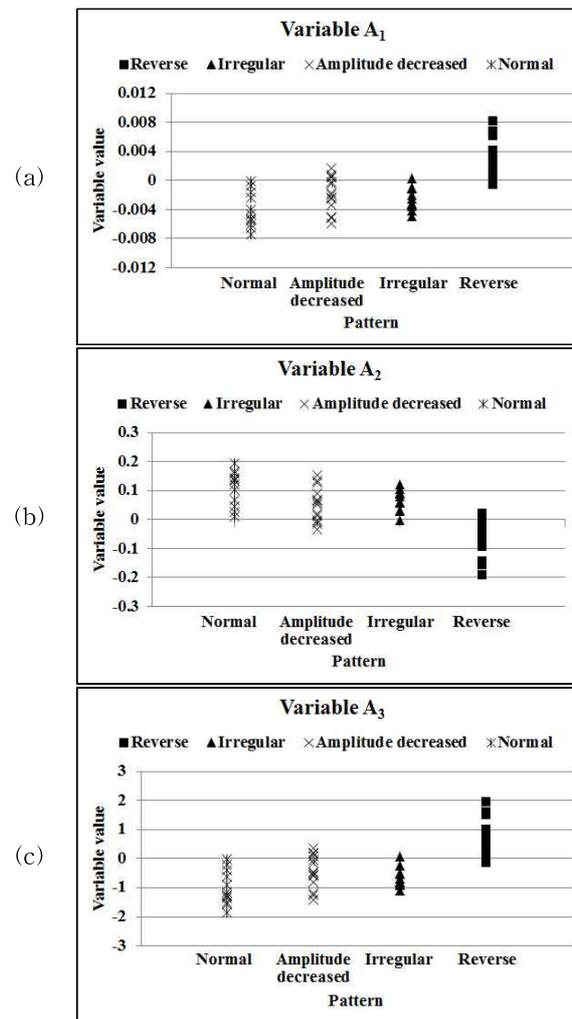


그림 2. 근전도 패턴의 고차함수 커브피팅곡선 ; (a) 정상 보행, (b) 비정상 보행



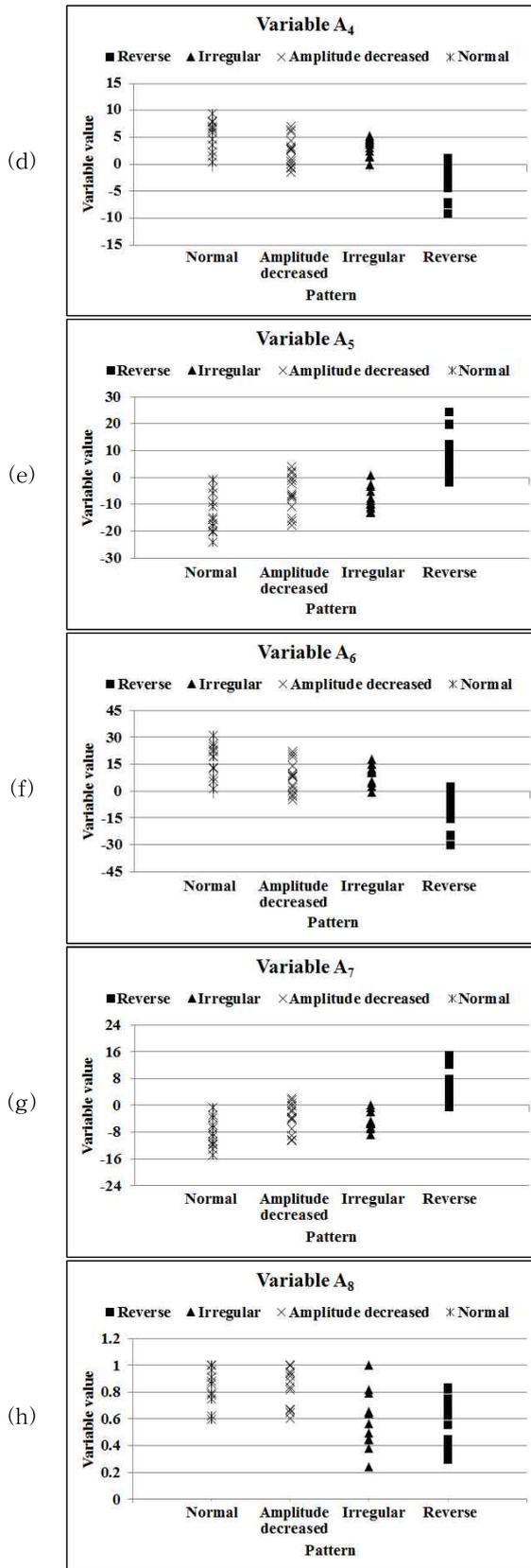


그림 3. 근전도 패턴에 따른 변수 값 분류; (a) 변수 A1, (b) 변수 A2, (c) 변수 A3, (d) 변수 A4, (e) 변수 A5, (f) 변수 A6, (g) 변수 A7, (h) 변수 A8

그림 4는 ward법에 의해 군집을 분포한 덴드로그램을 나타내었으며, 이 결과를 바탕으로 총 5개의 그룹으로 구분하였다. 각 그룹은 한 종류 이상의 보행 근전도 패턴이 섞여 있었으며, 정상 패턴과 역상 패턴은 다른 패턴이 거의 섞이지 않고 그룹을 형성하였다. 정상 보행 패턴과 유사도가 높은 순서로 그룹을 나열하기 위하여 정상 보행 패턴이 많은 그룹 5를 기준으로 거리가 가까운 그룹부터 차례대로 나열하였다. 진폭감소 패턴, 불규칙 패턴, 역상패턴 순으로 정상 패턴과 유사하였으며, 불규칙 패턴이 진폭감소 패턴보다 유사도가 더 높은 경우도 있었다. 불규칙 패턴의 경우 일정 부분이 정상 보행 패턴이지만 역상 패턴과 비슷한 경우가 있어 진폭감소 패턴보다 정상 보행에 더 유사한 경우가 발생하는 것으로 보인다. 분류된 그룹을 정상 보행 패턴과 유사도가 높은 순서대로 분포도를 그려 그림 5와 같이 나타내었으며, 그룹의 순서는 5, 4, 1, 2, 3이었다. A₁~A₇은 각 그룹별로 중첩되는 범위가 적으며, 정상 보행 패턴을 기준으로 그룹들의 단계적인 분별이 가능하였다. 하지만 변수 A₈은 여전히 데이터의 분포 범위가 비슷하고 많은 범위가 중첩되어 있어 그룹을 분별하기 힘들 것으로 생각된다.

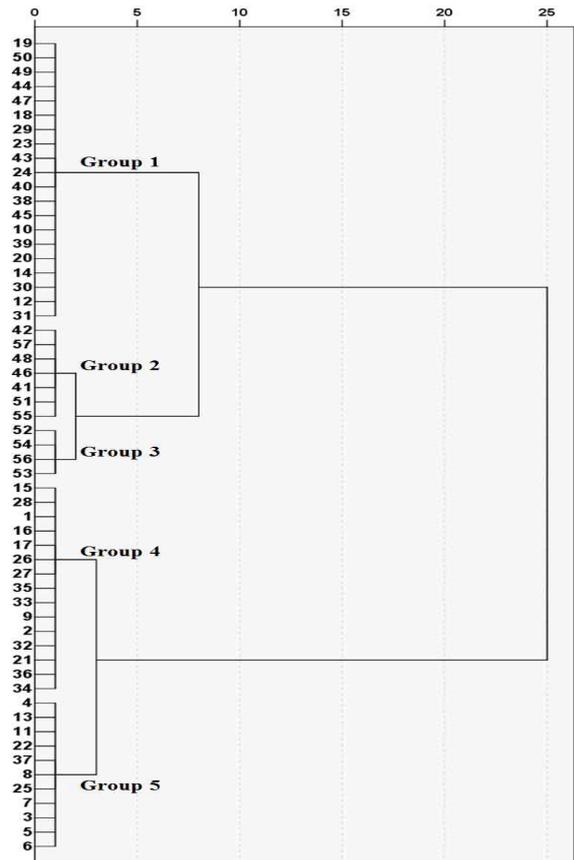


그림 4. Ward 방법을 사용한 덴드로그램

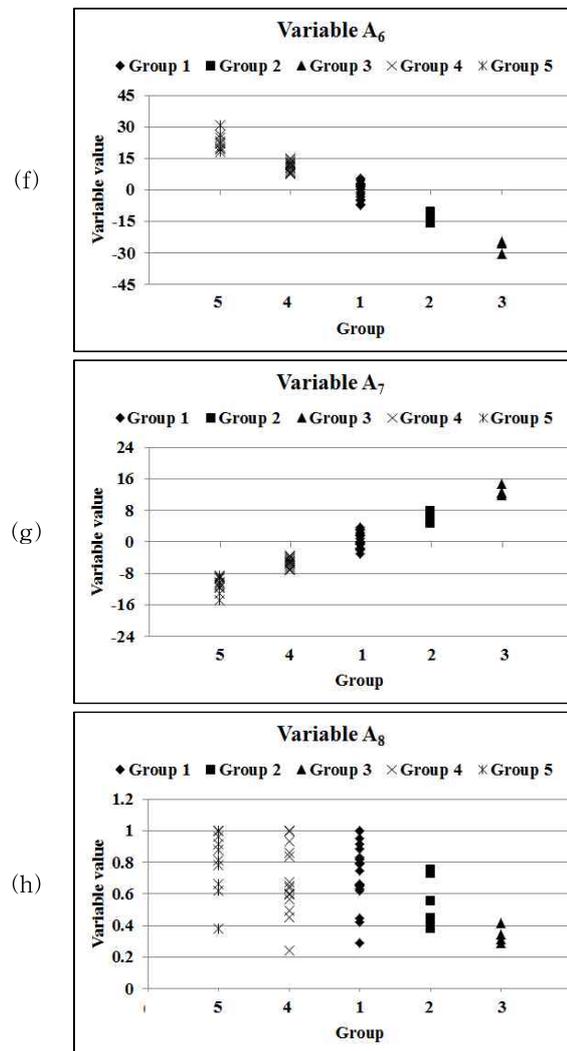
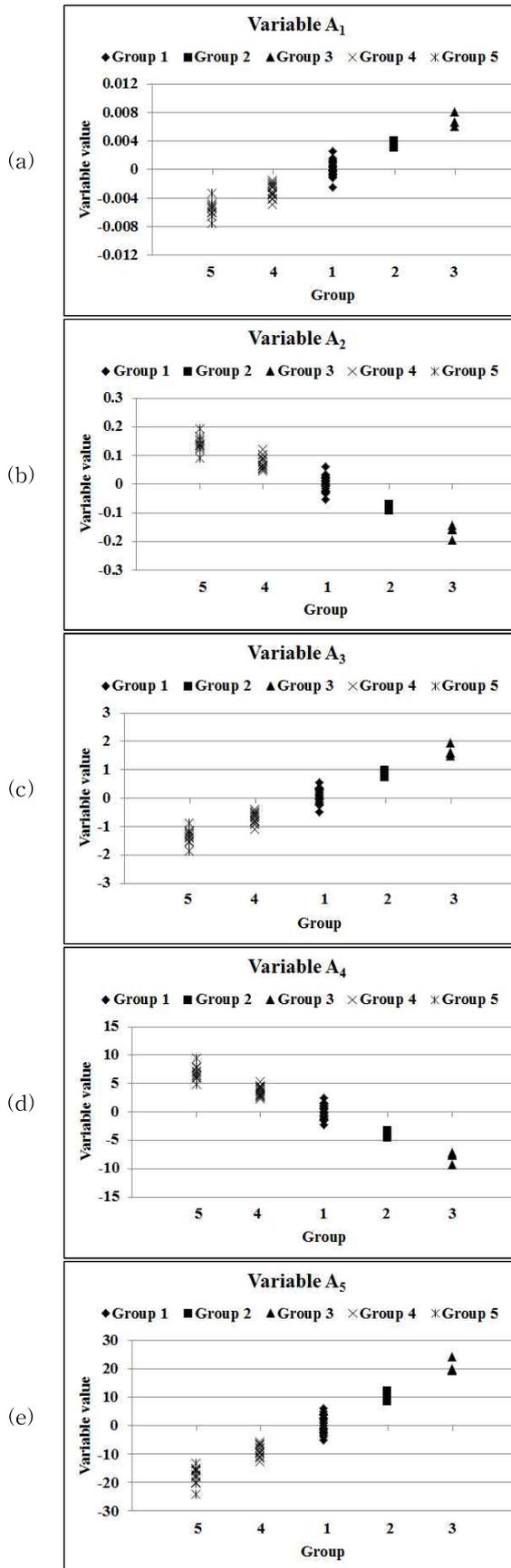


그림 5. 그룹에 따른 변수 값 분류; (a) 변수 A₁, (b) 변수 A₂, (c) 변수 A₃, (d) 변수 A₄, (e) 변수 A₅, (f) 변수 A₆, (g) 변수 A₇, 변수 A₈

군집분석을 통해 정확하게 분류된 단계를 보다 더 정량적으로 표현하기 위하여 본 연구에서는 각 계수항의 크기를 비교하였다. 정상보행의 경우 고차항에서 저차항의 순서로 진동하며 커지는 경향을 보였으며, 최고차항의 부호는 음(-)으로 확인되었다. 비정상 보행 중 진폭감소 패턴과 불규칙 패턴의 전반적인 특징은 정상보행과 유사하지만, 진폭의 변화가 작아지는 특징을 보였다. 역상 패턴은 진폭 변화는 정상과 비슷하게 큰 값을 보였으나, 최고차항의 부호가 양(+)으로 표현되었다. 또한 비정상 보행의 경우 정상보행보다 8개 계수항의 표준편차가 작아지는 특징을 보였다. 표 1과 그림 6은 보행 패턴에 따른 각 계수항의 평균과 변화를 보여주고 있다.

표 1. 보행 주기 유형 별 고차함수식 계수항 비교

	Normal	*AD	Irregular	Reverse
A1	-0.004	-0.003	-0.003	0.003
A2	0.106	0.067	0.067	-0.084
A3	-1.041	-0.654	-0.647	0.813
A4	5.159	3.216	3.116	-3.984
A5	-13.434	-8.311	-7.865	10.275
A6	17.178	10.566	9.686	-13.076
A7	-8.318	-5.097	-4.384	6.418
A8	0.846	0.834	0.594	0.514

* AD : Amplitude Decreased

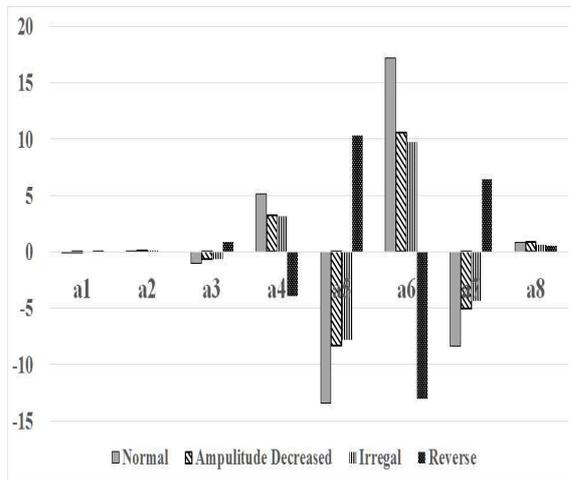


그림 6. 보행 주기 유형 별 고차함수식 계수항 변화 추이

정상 보행의 경우에는 고차함수식의 각 계수항의 값 차이가 상당히 컸으며, 진폭감소 패턴과 역상의 패턴은 그 차이가 점차로 작아짐을 알 수 있었다. 본 연구에서는 각 계수항들의 표준편차를 계산하여 수치화하였고, 최고차항의 부호를 패턴 분류의 판별항으로 선택하여 재활정도를 정량적으로 평가하는데 반영하였다. 이에 따라 역상 패턴의 경우 표준편차가 큰 값을 가지지만 최고차항(7차항)의 부호가 음수이기 때문에 가장 작은 값으로 표현되었다. 그림 7은 본 연구에서 측정된 피험자의 데이터를 보행 패턴별로 구분한 뒤 각각의 편차를 수치화한 결과를 보여주고 있다. 역상의 경우 음의 값을 가지므로 가장 낮은 값으로 표현되었으며, 정상보행과 유사해 질수록 값이 증가하는 것을 확인할 수 있었다. 비록 정상 보행에서의 정량적인 수치화에 대한 연구는 보다 많은 피험자를 대상으로 평가하여 표현되어야 할 것으로 판단되지만, 각 보행 패턴에서의 편차를 정량화하여 정상과 유사해지는 정도를 나타낼 수 있기 때문에 본 연구에서 제안하는 알고리즘은 정상적인 보행에 얼마나 가까워졌는지를 객관적

으로 판단할 수 있는 방법이라고 생각된다.

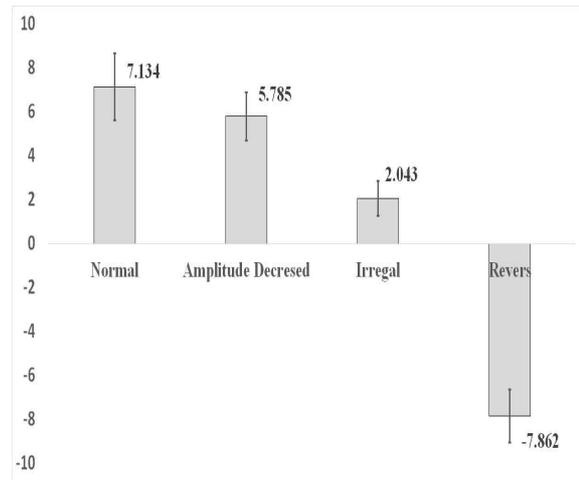


그림 7. 그룹별 변수의 편차값

4. 결론

본 연구에서는 보행주기에 따른 정상 보행과 모의 비정상 보행시의 IEMG 신호에 다항식 함수를 이용하여 커브피팅을 수행하였다. 생성된 다항식은 IEMG 패턴 데이터를 모두 포함하여 모든 보행에서 결정계수 값이 항상 1을 나타내었다. 산출된 각각의 계수들로 정상보행과 비정상 보행의 정도를 정량적으로 분류하기에는 겹치는 부분이 많아 정확도가 매우 떨어졌다. 이를 극복하기 위해 다항식의 변수들을 이용하여 군집분석을 수행하였으며, 결과로써 중복 분류되는 부분이 거의 없어 오차요인을 줄인 총 5개의 그룹으로 분류가 가능하였다. 정상 보행 패턴과의 유사도는 진폭감소 패턴, 불규칙 패턴, 역상 패턴 순으로 높았으며, 그룹 별로 분포도를 그려 변수값에 의한 그룹 판별이 가능한 것을 확인하였다. 따라서 각 그룹별로 정상 보행과의 유사도를 단계적으로 나타낼 수 있었다. 보다 정량적으로 재활정도를 표현하기 위하여 계수항의 크기를 비교해 보았으며, 계수항의 표준편차를 계산하여 패턴별로 비교하였다. 정상에 가까울수록 높은 값을 나타냈으며, 역상패턴의 경우에는 반대 부호를 가지므로 음의 값으로 나타냈다.

결과적으로 본 논문에서 제안하는 알고리즘은 재활정도를 정량적으로 표현하는 것이 가능하였다. 더 많은 피험자를 대상으로 실험하여 데이터를 추가한다면 알고리즘의 정확도와 신뢰도를 높일 수 있을 것으로 판단되며, 이는 편측 절단환자 등과 같이 비정상 보행을 하는 환자들의 효율적인 재활방법의 연구에 더 한층 이바지할 수 있을 것으로 예상된다.

참 고 문 헌

[1] S.W. Lee, "Physical Examination of Arthritis", The Korean Journal of Medicine, vol. 83, no. 2, pp.162-173, 2012

[2] J. Perry, M. Burnfield. Gait analysis 2nd ed. SLACK. INC, pp.3-164, 2010

[3] 김유현 외, "효과적인 보행재활훈련을 위한 근피로도 분석방법", 한국재활복지공학회 논문지, 제7권, 제1호, pp.39-43, 2013

[4] 문동준 외 4명, "기울기 센서와 근전도를 이용한 보행패턴 특징 추출에 관한 연구", 한국재활복지공학회 논문지, 제7권, 제2호, pp.75-84, 2013

[5] 문동준 외 5명, "보행재활 정도의 정량적 확인을 위한 근전도 보행 패턴 비교", 한국재활복지공학회 정기학술대회, 제8권, 제2호, pp.344-347, 2014

[6] A.L. Hof, H. Elzinga, W. Grimmius, J.P.K. Halbertsma, "Detection of non-standard EMG profiles in walking", Gait Posture, vol. 21, pp.171-177, 2005

[7] D.C. Kerrigan, R.S. Roth, P.O. Riley, "The modelling of adult spastic paretic stiff-legged gait swing period based on actual kinematic data", Gait & Posture, vol. 7 no. 2, pp.117-124, 1998

[8] F.E. Zajac, R.R. Neptune, S.A. Kautz, "Biomechanics and muscle coordination of human walking: part II: lessons from dynamical simulations and clinical implications.", Gait & Posture, vol. 17, no. 1, pp.1-17, 2003

[9] 유향미, 서재원, 차은중 외 1명, "3축 가속도 센서를 이용한 보행 횟수 검출 알고리즘과 활동 모니터링", 한국콘텐츠학회논문지, 제8권, 제8호, pp.253-260, 2008

[10] 장은혜, 지수영, 이재연 외 2명, "근전도와 저항 센서를 이용한 보행 단계 감지", 한국감성과학회, 제13권, 제1호, pp.207-214, 2010

[11] 이효기, 이경중, 서지현 외 1명, "3축 가속도 신호를 이용한 편마비 환자의 보행 분석에 대한 연구", 대한전자공학회 하계종합학술대회, 제29권, 제1호, pp.869-870, 2006

[12] Y.H. Kim et al, "A Comparative Study on Clinical Balance Score and Quantitative Assessment of Postural Sway Using Force

Platform", J. of Korean Acad. of Rehab. Med., vol. 19, no. 4, pp.782-792, 1995

[13] 이효기 외 6명, "가속도 신호를 이용한 편마비 환자의 보행 평가 알고리즘 설계", 대한전자공학회 하계종합학술대회, pp.1190-1191, 2009

[14] 한영환, "보행인식 시스템 개발". 한국재활복지공학회논문지, 제8권, 제2호, pp.133-138, 2014

[15] E. Ueno, N. Yanagisawa, M. Takami, "Gait disorders in parkinsonism : a study with floor reaction forces and EMG", Advances in neurology, vol. 60, pp.414-418, 1993

[16] E. Isakov, O. Keren and N. Benjuya "Trans-tibial amputee gait: Time-distance parameters and EMG activity", Prosthetics and Orthotics International, vol. 24, pp.216-220, 2000



문 동 준

2013년 2월 인제대학교 의용공학과 졸업 (학사)
2013년 - 현재 인제대학교 의용공학과 석사과정

관심분야 : 생체신호처리, 임베디드 시스템



김 주 영

2002년 2월 인제대학교 의용공학과 졸업 (석사)
2012년 - 현재 인제대학교 의용공학과 박사과정

관심분야 : 생체신호처리, 헬스케어



노 시 철

2002년 2월 인제대학교 의용공학과 졸업 (석사)
2011년 2월 인제대학교 의용공학과 졸업 (박사)
2011년 - 현재 한국국제대학교 방사선학과 조교수

관심분야 : 재활공학, 생체신호처리



최 홍 호

1984년 2월 인하대학교 전자
공학과 졸업
(학사)

1986년 2월 인하대학교 전자
공학 졸업 (석
사)

1991년 8월 인하대학교 전자
공학 졸업 (박
사)

1991년 - 현재 인제대학교 의
용공학과 정교수

관심분야 : 의용초음파, 헬스케어, 재활치료,
생체신호처리