

재활환자 모의보행 패턴분석을 이용한 하지 편측 장애자의 정량적 재활상태 모니터링

문동준¹ · 김주영¹ · 노시철² · 최흥호¹

¹인제대학교 의용공학과, ²한국국제대학교 방사선학과

Quantitative Rehabilitation Extent Monitoring for Unilateral Lower Extremity Disabled Patients using Simulated Gait Pattern Analysis

Dong-Jun Moon¹, Ju-Young Kim¹, Si-Cheol Noh² and Heung-Ho Choi¹

¹Department of Biomedical Engineering, Inje University

²Department of Radiological Science, International University of Korea

(Manuscript received 11 November 2014; revised 10 December 2014; accepted 11 December 2014)

Abstract: In this paper, to quantitatively evaluate the degree of rehabilitation for the disabled of unilateral lower extremity, we compared the EMG pattern of normal and simulated abnormal gait. The EMG signal was measured at a rate of 1 kHz on the quadriceps and biceps femoris, the pressure sensor was attached to the sole in order to distinguish the gait cycle. Integrated EMG (IEMG) was obtained by the gait cycle, and classified four patterns that were the normal gait pattern, amplitude decrease pattern, reversed pattern, and irregular pattern. For comparison of the patterns, a curve fitting was performed using the trigonometric functions. The result of curve fitting, the method using a variable A that corresponds to the amplitude of the regression curve was able to distinguish the reverse pattern and remaining pattern. The coefficient of determination (R^2) representing coincidence of the pattern of the regression curve and EMG was confirmed the biggest value at the normal gait. Therefore, the degree of normal gait can be confirmed using the coefficient of determination. This results show that it is possible to quantitatively confirm the degree of unilateral lower extremity disabled rehabilitation, and it will be contributed to the study of efficient rehabilitation methods by objective analysis.

Key words: Gait analysis, IEMG, Curve fitting, Comparison of EMG pattern, Evaluation of rehabilitation

1. 서 론

정상적인 보행은 양 하지의 역할을 서로 바뀌어가며 안정적으로 보행주기를 반복한다. 이런 정상적인 보행은 질병, 외상 등에 의하여 정확성, 협조성, 속도 등의 다양한 정상 보행 특성이 붕괴된다[1]. 정상적인 보행 여부를 판별하기 위해서는

보행주기가 중요한 요소로 사용되며, 이를 이용하여 보행양상을 관찰함으로써 파행의 심한 정도를 판별할 수 있다[2].

보행주기 확인 및 보행분석을 위해서는 마커를 이용한 형상학적 분석, 지면반력 분석, 족저압 분석 등이 사용되고 있다. 이러한 방법들은 정밀한 보행분석이 가능한 반면에 이를 실현시키기 위한 장비 활용에 있어서는 시간적 및 공간적인 제약이 많이 따른다. 이런 단점을 보완하는 방법으로 센서를 이용한 보행 분석 방법이 효율적인 방법으로 제시되고 있으며, 가속도센서 및 압력센서가 주로 많이 사용되고 있다[3-5]. 또한 근전도를 이용하여 보행의지 및 단계를 감지하거나, 보행 장애를 평가하는 연구가 활발히 진행되고 있다[6-8]. 하지만 대부분의 연구들은 장애 판별 및 정성적인 평가에 그친다. 다양한 보행분석을 위한 연구들은 반복적 실

Corresponding Author : Heung Ho Choi
A-316, Inje University, 197, Inje-ro, Gimhae-si, Gyeongsangnam-Do 621-749, Korea
TEL: +82-55-320-3294, FAX: +82-55-329-3294
E-mail: hhchoi@inje.ac.kr

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

힘이 필요하기 때문에 환자들을 대상으로 연구하는 것은 2차적 합병증이나 부상을 초래할 수 있다. 이런 위험을 막기 위해 많은 연구에서 정상인을 대상으로 가상실험을 진행하였다. 해당 연구들은 가상실험이 환자와 관련된 더 많은 자료 수집을 가능하게 하며, 실제 환자를 통해서 측정할 수 없는 자료를 만들어 개선된 치료를 성취할 수 있다고 제안하였다[9-11].

정상인과는 다른 패턴의 보행을 하는 환자는 재활치료를 통해 정상인에 가까운 보행을 연습하게 되며, 재활이 진행될수록 정상인과 유사한 보행을 하게 된다. 그렇기 때문에 정상인과 비정상인의 보행 패턴 비교는 환자의 재활정도를 평가하는 좋은 방법이 될 수 있다.

따라서 본 연구에서는 근전도 신호를 이용하여 하지 편측 장애자의 재활정도를 정량적으로 분석하기 위한 방법으로 압력센서를 이용하여 보행주기를 구분하고, 보행주기에 따라 정상인의 정상보행과 하지 편측 장애자를 위한 정상인의 모의 비정상 보행의 근전도 패턴을 확인하고 분석하였다. 또한 두 패턴을 비교하기 위하여 커브피팅 방법을 사용하여 확인하였으며, 이를 이용한 정량적인 재활정도의 평가 방법을 제안하고자 하였다.

II. 본 론

1. 보행주기에 따른 근전도 신호 분석

(1) 보행주기

보행주기는 그림 1과 같이 입각기(stance)와 유각기(swing)로 나눌 수 있으며, 일정하게 계속 반복된다. 입각기는 보행을 하기 위해 발을 땅에 지지하는 기간이며, 발뒤꿈치가 땅에 닿는 순간(Heel strike, HS)부터 지면에서 발을 들어 올리며 엄지발가락만 지면에 닿아있는 순간(Toe off, TO)까지를 말한다. 유각기는 신체가 앞으로 나아가기 위하여 발이 공중에 떠있는 시간을 말하며, 입각기가 끝나는 순간부터 다시 발뒤꿈치가 땅에 닿을 때까지를 말한다. 사람은 개인적으로 조금씩 다른 보행속도를 가지지만 보행주기의 비

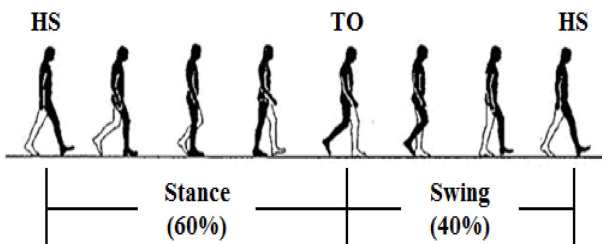


그림 1. 보행주기의 구분.
Fig. 1. Classification of gait cycle.

율은 유사하며, 정상보행 시 입각기 60%, 유각기 40%의 비율을 가진다[1].

(2) 근전도 신호 분석

시간에 따른 근전도 신호를 분석하기 위하여 IEMG (Integrated EMG)를 사용하였다. IEMG는 근전도 진폭과 근 발휘능력에 관계가 있으며, 식 (1)과 같이 일정한 시간 동안 EMG의 진폭을 모두 합하여 계산한다.

$$IEMG = \sum_{i=1}^N |X_{(i)}| \quad (1)$$

수식에서 N은 데이터의 길이, $X_{(i)}$ 는 근전도 신호의 진폭을 나타내며, 본 논문에서는 N에 입각기와 유각기의 길이를 각각 대입하여 IEMG의 값을 계산하였다. 근전도 신호의 크기는 세포조직의 형태, 지방의 두께, 생리적 변화, 온도, 습도 등에 따라 매우 쉽게 달라진다. 이러한 이유로 실험대상자에 따라 측정되는 근전도 신호의 크기는 달라지며, 대상자 간 신호의 크기 비교는 의미가 없다. 따라서 측정된 근전도 신호의 최대값을 기준으로 측정신호의 비율을 계산하는 크기 표준화를 수행하였다.

(3) 근전도 패턴 비교

커브피팅 방법은 주어진 데이터에 가장 적합한 함수의 변수를 찾는 것으로, 데이터를 수식으로 표현하거나 다음 데이터를 유추하는데 유용하게 사용된다. 따라서 본 연구에서도 보행주기에 따른 근전도 패턴을 수식으로 표현하기 위해 커브피팅 방법을 사용하였으며, 패턴별 분류 및 정량적 비교를 하고자 하였다. 커브피팅에 사용된 함수는 삼각함수를 이용하였으며, 식(2)과 같이 회귀곡선 식으로 나타내었다.

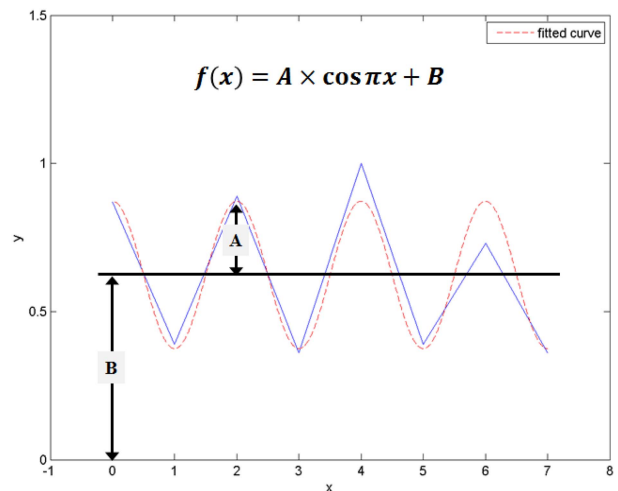


그림 2. 회귀곡선 식의 변수.
Fig. 2. Variable of regression curve.

$$f(x) = A \times \cos(\pi x) + B \quad (2)$$

회귀곡선은 변수 A, B에 의해 변화하며, 그림 2와 같이 나타낼 수 있다. 변수 A는 생성된 회귀곡선의 진폭을 나타내고, 변수 B는 오프셋 위치를 결정한다. 결정계수(R²)는 회귀곡선과 근전도 데이터의 일치 정도를 나타내며, 결정계수가 높을수록 보행주기에 따른 편차가 일정한 안정적인 보행을 수행하였음을 나타낸다.

2. 실험방법

근전도 신호를 획득하기 위하여 근·골격계 질환이 없어 정상보행이 가능한 20대 남성 20 명을 대상으로 실험하였으며, 평균 나이, 몸무게, 신장은 24 ± 2.05 세, 66.71 ± 5.2 kg, 171 ± 2.05 cm 이었다. 실험 전에 근육에 피로를 주는 무리한 활동은 금지하였으며, 5~10분간 예비보행을 실시하여 근전도 측정 오차를 최소화하였다. 보행속도는 개인이 편안하게 느끼는 속도를 선택하여 자연스러운 보행이 가능하도록 하였다. 각 피험자는 정상보행과 모의 비정상보행을 모두 실시하였으며, 약 10 m의 거리를 보행하였다. 정상보행은 다리에 아무런 제약을 하지 않았으며, 모의 비정상보행은 그림 3과 같이 브레이스를 이용하여 무릎의 움직임을 제한하였다. 시상면 기준의 슬관절 각도를 45°로 고정하여 정상적인 보행이 불가능 하도록 하였다.

보행 시에는 대퇴사두근(quadriceps), 대퇴이두근(biceps femoris), 대둔근(gluteus maximus), 전경골근(anterior tibial), 비복근(gastrocnemius) 등의 근육이 사용되는데, 그중 가장 많이 사용되는 근육인 대퇴사두근과 대퇴이두근을 근전도 측정 대상 근육으로 선택하였다. 습식전극인 Ag/AgCl 전극을 해당 근육에 부착하였으며, iDAQ400 (Physiolab Inc.)을 이용하여 1 kHz 샘플링으로 근전도 신호를 획득하였다.

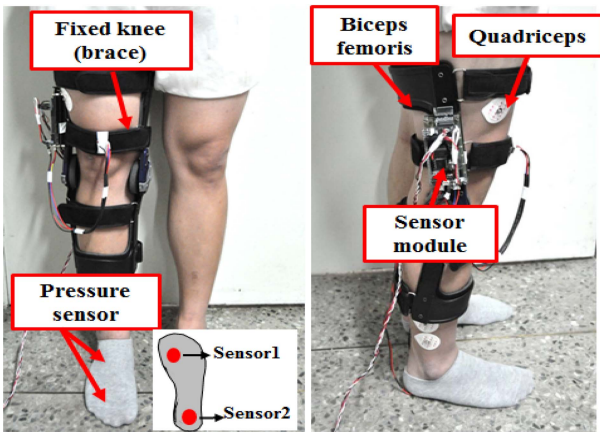


그림 3. 센서 및 전극 부착 위치.
Fig. 3. Sensor and electrode mounting position.

측정된 근전도 신호의 보행 주기를 구분하기 위하여 압력 센서(FSR-402, Interlink electronics)를 사용하였고, 근전도 측정 전극과 동일한 다리에 부착하였다. 압력센서는 기본적으로 높은 저항을 가지고 있으며, 가해지는 압력이 클수록 저항 값이 급격히 감소한다. 발바닥에 그림 3과 같이 부착하였으며, 발바닥이 지면에 닿으면 최대전압이 출력된다.

III. 결과 및 고찰

그림 4는 한주기 동안 압력센서의 출력을 나타내며, 보행하는 동안 주기적으로 반복되었다. 입각기가 시작되는 HS에서 발뒤꿈치의 압력센서는 최대 출력을 보였다. 발바닥으로 지면을 지탱하기 시작하면서 발바닥앞쪽의 압력센서도 최대값을 출력하며, 발을 들어 올리면서 발뒤꿈치의 압력센서의 출력은 다시 최소값으로 변하였다. 유각기가 오기 직전인 TO일 때는 발바닥 앞쪽의 압력센서만 최대 출력값을 가지며, 유각기가 시작되면 모든 압력센서는 최소값을 나타내었다. 압력센서의 출력을 통하여 확인한 HS와 TO를 기준으로 입각기와 유각기를 구분하였으며, 같은 시간대의 근전도 신호를 그림 4에 나타내었다.

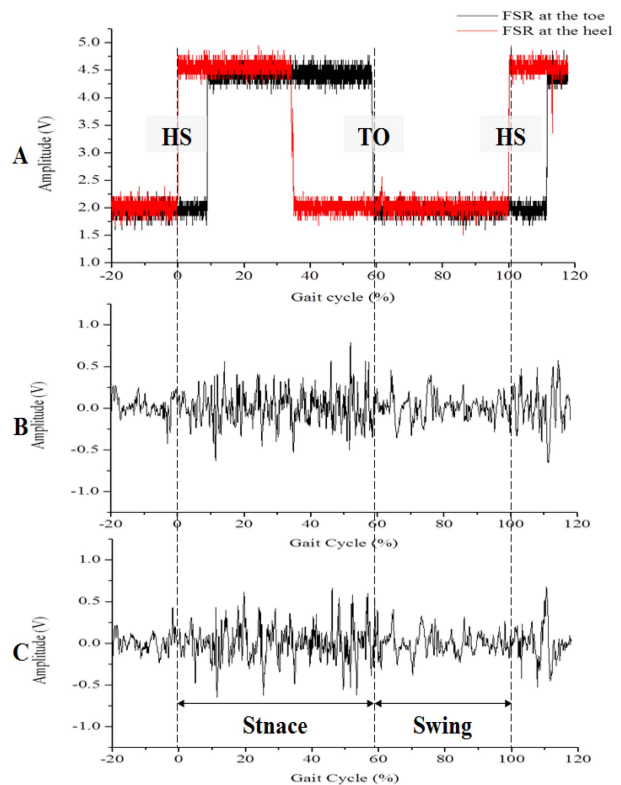


그림 4. 압력센서를 이용한 보행주기 구분 (A: 가속도센서 출력, B: 대퇴사두근 근전도, C: 대퇴이두근 근전도).
Fig. 4. Classification of gait cycle using pressure sensor (A: acceleration sensor output, B: EMG of quadriceps, C: EMG of biceps femoris).

표 1. 보행주기 비율.
Table 1. Gait cycle ratio.

	Normal gait	Simulated abnormal gait
Stance	58.96 ± 3.52%	57.40 ± 2.64%
Swing	41.04 ± 3.52%	42.60 ± 2.64%

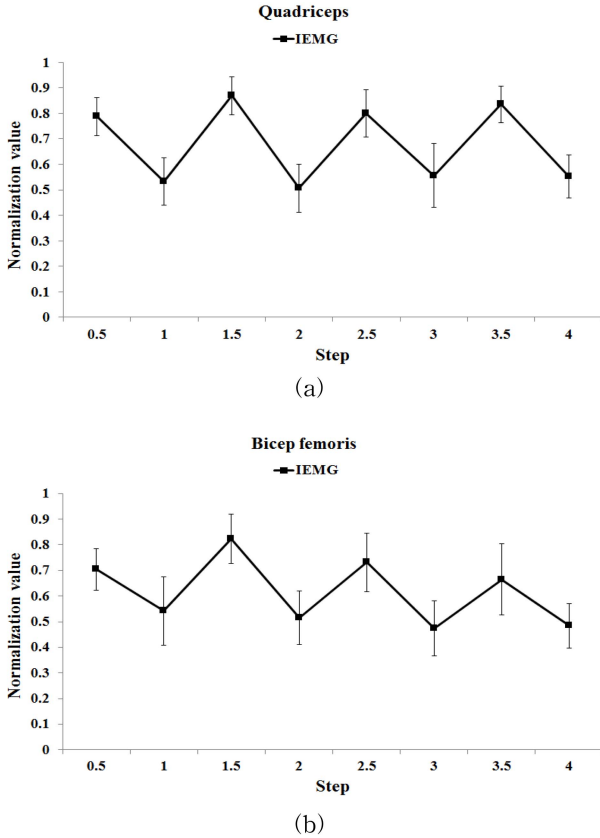


그림 5. 정상 보행 시 보행주기에 따른 IEMG 패턴; (a) 대퇴사두근, (b) 대퇴이두근.
Fig. 5. IEMG pattern according to gait cycle at normal gait; (a) quadriceps, (b) bicep femoris.

표 1은 정상보행과 모의 비정상보행에서 보행주기의 비율을 나타낸 것이다. 모의 비정상보행의 입각기는 정상보행 보다 짧아졌으며, 이러한 결과는 제한된 하지가 몸을 지탱하기 어렵기 때문이다. 하지만 실제 정상적인 보행이 불가능한 환자를 대상으로 한 실험이 아니라 정상인을 이용한 모의 비정상보행이었기 때문에 보행주기가 큰 차이를 보이지 않았던 것으로 사료된다.

정상보행 시 보행주기에 따른 IEMG값의 변화는 그림 5와 같으며, 입각기가 유각기보다 더 높은 값을 보였다. 또한 보행이 안정적으로 진행되었기 때문에 입각기와 유각기 값의 편차가 평균 0.3 이상으로 일정하게 유지되었다. 모의 비정상 보행의 보행주기에 따른 IEMG 변화는 그림 6에 나타나듯이 3 종류의 패턴으로 확인되었으며, 진폭감소패턴,

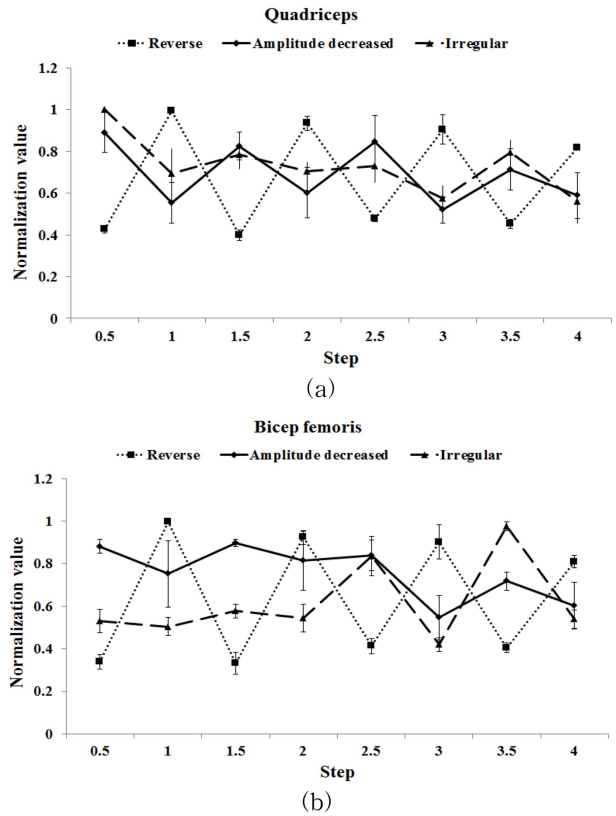


그림 6. 모의 비정상보행 시 보행주기에 따른 IEMG 패턴; (a) 대퇴사두근, (b) 대퇴이두근.
Fig. 6. IEMG pattern according to gait cycle at simulated abnormal gait; (a) quadriceps, (b) bicep femoris.

표 2. 비정상 보행의 패턴 비율.
Table 2. Pattern ratio of abnormal gait.

	Quadriceps	Bicep femoris
Amplitude decreased	46.4%	33.3%
Irregular	30.4%	33.3%
Reverse	23.2%	33.3%

역상패턴, 불규칙패턴으로 분류할 수 있었다. 진폭감소패턴은 입각기가 유각기 보다 큰 IEMG 값을 가지는 형태는 비슷하지만 그 편차가 평균 0.2 이하로 작았으며, 역상패턴은 유각기가 입각기보다 큰 IEMG 값을 가졌고, 불규칙패턴은 특정한 추세를 찾을 수 없었다.

표 2는 비정상 보행에서 측정된 패턴의 비율을 대퇴사두근과 대퇴이두근으로 나누어 나타내었다. 대퇴사두근은 진폭감소패턴이 가장 많이 확인되었고, 그 다음으로 불규칙패턴과 역상 패턴 순이었다. 대퇴이두근은 세 패턴이 모두 같은 비율을 차지하였다. 이 결과로 보아 하지에 가해진 제한에 상관없이 보행을 하는 개인에 따라 패턴이 달라지는 것을 알 수 있다.

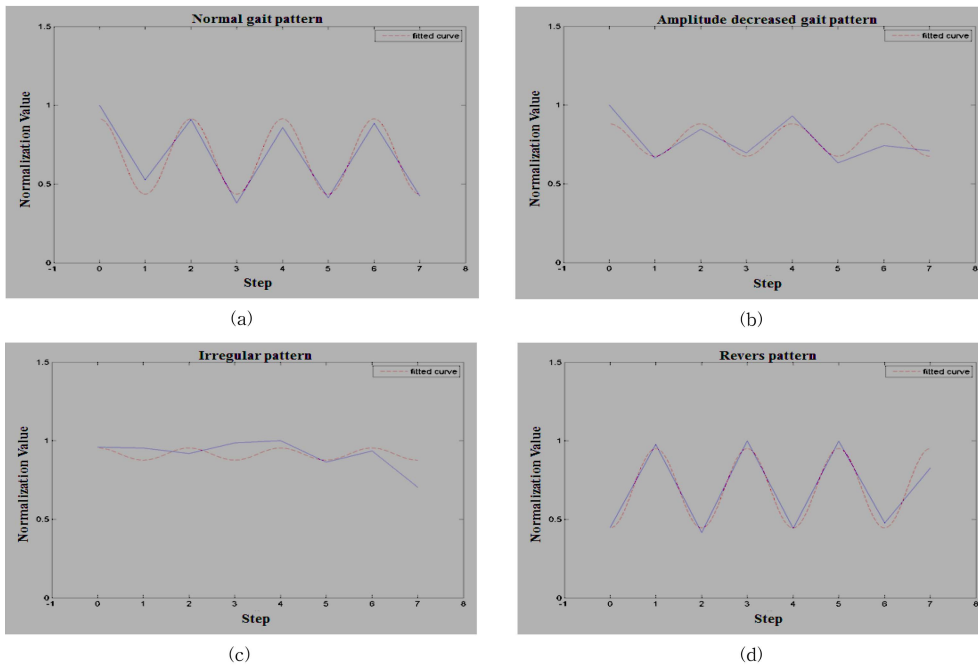


그림 7. 패턴에 따른 커브피팅; (a) 정상패턴, (b) 진폭감소패턴, (c) 불규칙패턴, (d) 역상패턴.

Fig. 7. Curve fitting according to pattern; (a) normal pattern, (b) amplitude decreased pattern, (c) irregular pattern, (d) reverse pattern.

각 보행 근전도 패턴에서 커브피팅에 의한 회귀곡선은 그림 7과 같이 생성되었다. 정상보행패턴의 회귀곡선은 큰 진폭을 가지고 대부분의 데이터가 회귀곡선에 가깝게 위치하고 있다. 진폭감소패턴의 회귀곡선은 정상보행패턴에 비해

진폭이 작고, 회귀곡선과 데이터의 거리가 조금 더 멀다. 불규칙패턴의 경우는 진폭의 크기가 확연히 줄어들고 데이터와 회귀곡선의 일치도 역시 줄어든다. 역상 패턴은 회귀곡선과 데이터 일치도가 높고 진폭이 크지만 생성된 회귀곡선의 상이 정상보행 패턴과 반대이다. 표 3와 4은 변수 A, B와 결정계수(R^2)의 평균값을 패턴별로 나타내었다. 결정계수(R^2)의 값은 정상보행패턴에서 가장 높았으며, 그 다음으로는 진폭감소패턴, 역상패턴, 불규칙패턴 순으로 높은 값을 보였다.

표 3. 패턴에 따른 변수의 평균값(대퇴사두근).

Table 3. Mean value of variable according to the pattern (quadriceps).

	A	B	R^2
Normal	0.212 ± 0.028	0.701 ± 0.036	0.866 ± 0.054
Amplitude decreased	0.181 ± 0.032	0.657 ± 0.054	0.716 ± 0.093
Irregular	0.004 ± 0.049	0.703 ± 0.072	0.211 ± 0.087
Reverse	-0.103 ± 0.049	0.738 ± 0.037	0.423 ± 0.190

표 4. 패턴에 따른 변수의 평균값(대퇴이두근).

Table 4. Mean value of variable according to the pattern (bicep femoris).

	A	B	R^2
Normal	0.210 ± 0.028	0.720 ± 0.036	0.884 ± 0.054
Amplitude decreased	0.190 ± 0.032	0.647 ± 0.052	0.713 ± 0.111
Irregular	0.055 ± 0.026	0.714 ± 0.074	0.237 ± 0.119
Reverse	-0.122 ± 0.045	0.741 ± 0.050	0.489 ± 0.162

각 보행 근전도 패턴의 커브피팅 결과를 그림 8과 같이 분포도로 나타내었다. 변수 A값은 보행 근전도 패턴에 따라 조금씩 다른 분포범위를 나타내었지만 중첩되는 부분이 많았다. 역상 패턴의 경우 모든 변수 A가 음수값을 가지기 때문에 다른 패턴들과 확연히 구분되었다. 변수 B는 분포 범위가 거의 비슷하고 많은 부분이 중첩되어 패턴 구분이 불가능하였다. 정상보행의 결정계수 값(R^2)은 0.6 이상에서만 분포하였으며, 대부분이 0.8이상의 값을 나타내었다. 비정상 보행의 근전도 패턴들은 넓은 분포 범위를 가졌으며, 불규칙 패턴은 0.4 이하에 가장 많이 분포하였다.

IV. 결 론

본 연구에서는 정량적인 재활정도를 표현하기 위하여 정상보행과 비정상보행 시 보행주기에 따른 근전도 패턴을 비

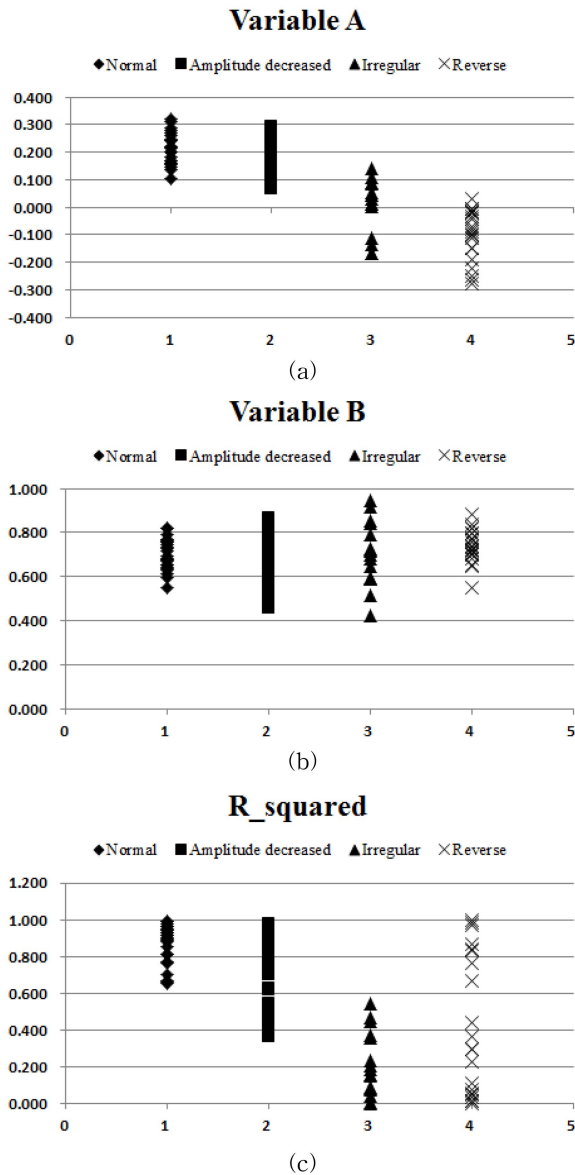


그림 8. 커브피팅 결과 분포도; (a) 변수 A, (b) 변수 B, (c) 결정계수(R-square).

Fig. 8. Distribution cart of curve fitting result; (a) variable A, (b) variable B, (c) coefficient of determination (R-square).

교하였다. 보행주기를 구분하기 위해 발바닥에 압력센서를 부착하였으며, 정상보행과 비정상 보행의 보행주기 비율이 다른 것을 확인 가능하였다. 보행주기에 따라 IEMG를 계산하였으며, 정상보행과 비정상보행 시 각기 다른 패턴을 보였다. 패턴은 총 4 종류로 분류할 수 있었으며, 정상보행에서 얻어진 정상패턴과 비정상보행에서 얻어진 진폭감소패턴, 역상패턴, 불규칙패턴으로 각각 분류하였다. 각 패턴의 커브피팅 결과인 변수 A 값은 패턴에 따라 각기 다른 평균값을 가졌으나, 역상패턴을 제외하고는 값의 분포범위가 비슷하였다. 역상패턴은 정상패턴과 위상이 정반대 이므로, 변수 A는 항상 음의 부호를 나타내었다. 변수 B의 평균값의 차이

는 적었으며, 분포범위 역시 비슷하여 패턴 구분이 불가능하였다. 평균 결정계수(R^2)는 정상패턴이 가장 높게 나왔으며, 그다음으로는 진폭감소패턴, 역상패턴, 불규칙패턴 순으로 높은 값을 나타내었다. 역상패턴의 결정계수는 불규칙패턴의 값보다 크지만 정상패턴과는 완전 반대의 패턴을 가지므로 값에 상관없이 가장 유사하지 않은 패턴으로 분류하였다. 이런 결과로 보아 주기적으로 일정한 보행을 실시할수록 더 높은 결정계수 값을 가지는 것을 확인할 수 있었으며, 이는 역상패턴을 제외하고는 정상보행에 가까울수록 더 높은 값을 가진다는 것을 의미한다. 따라서 결정계수 값의 비교는 정상보행과 얼마나 유사한지 정량적으로 표현해주며, 환자의 재활정도가 얼마나 진행되었는지 나타내는 것이 가능할 것이다. 정량적인 재활정도 평가는 재활에 대한 객관적인 분석이 가능하며, 좀 더 효율적인 재활방법 연구에 기여할 것이다.

Reference

- [1] J. Perry, M. Burnfield. Gait analysis 2nd ed. SLACK. INC, 2010 pp. 3-164.
- [2] S.W. Lee, "Physical Examination of Arthritis", The Korean Journal of Medicine, vol. 83, no. 2, pp. 162-173, 2012.
- [3] Hyang-Mi Yoo, Jae-Won Suh, Eun-Jong Cha, Hyeon-Deok Bae, "Walking Number Detection Algorithm using a 3-Axial Accelerometer Sensor and Activity Monitoring", Journal of the Korea Contents Association, vol. 8, no. 8, pp. 253-260, 2008.
- [4] Eun-Hye Jang, Su-Young Chi, Jae-Yeon Lee, Young-Jo Cho, Byung-Tae Chun, "Gait Phases Detection from EMG and FSR Signals in Walking", Journal of the science of emotion & sensibility, vol. 13, no. 1, pp. 207-214, 2010.
- [5] Hyo-Ki Lee, Kyoung-Joung Lee, Ji-Hyun Seo, Si-Woon Park, "The Study of Gait Analysis for Hemiplegic Patient Using 3-axis Acceleration Signal", IEEK summer conference, 2006, pp. 869-870.
- [6] A.L. Hof, H. Elzinga, W. Grimmius, J.P.K. Halbertsma, "Detection of non-standard EMG profiles in walking", Gait Posture, vol. 21, March, pp. 171-177, 2005.
- [7] 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.
- [8] 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.
- [9] D.C. Kerrigan, D.T. Burke, T.J. Nieto, P.O. Riley, "Can toe-walking contribute to stiff-legged gait?", American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation, vol. 80, no. 1, pp. 33-37, 2001.
- [10] 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.
- [11] T.H. Kim, O.Y. Kwon, C.H. Yi, S.H. Cho, H.C. Kwon, Y.H. Kim, "Compensatory Strategy Observed in the Simulated

- Crouch Gait of Healthy Adults.”, *Journal of the Korean Academy of University Trained Physical Therapists*, vol. 11, no. 1, pp. 53-67, 2004.
- [12] Scott M. Colby, Donald T. Kirkendall, Robert F. Bruzga, “Electromyographic analysis and energy expenditure of harness supported treadmill walking: implications for knee rehabilitation”, *Gait and Posture*, vol. 10, pp. 200-205, 1999.
- [13] Nick D. Panagiotacopoulos et al, “Evaluation of EMG signals from rehabilitated patients with lower back pain using wavelets”, *Journal of Electromyography and Kinesiology*, vol. 8, pp. 269-278, 1998.
- [14] C. Larivie`re et al, “Evaluation of measurement strategies to increase the reliability of EMG indices to assess back muscle fatigue and recovery”, *Journal of Electromyography and Kinesiology*, vol. 12, pp. 91-102, 2002.
- [15] Young-Jin Lee, Young-Joon Chee, “Evaluation Method of Physical Workload in Overhead Lifting Posture Using Surface EMG Analysis”, *Journal of Biomedical Engineering Research*, vol. 32, pp. 328-335, 2011.