

표면근전도 신호의 정상성 검사를 위한 Run-검증과 RA-검증의 정확도 분석

An Accuracy Analysis of Run-test and RA(Reverse Arrangement)-test for Assessing Surface EMG Signal Stationarity

이 진*
(Jin Lee)

Abstract - Most of the statistical signal analysis processed in the time domain and the frequency domain are based on the assumption that the signal is weakly stationary(wide sense stationary). Therefore, it is necessary to know whether the surface EMG signals processed in the statistical basis satisfy the condition of weak stationarity. The purpose of this study is to analyze the accuracy of the Run-test, modified Run-test, RA(reverse arrangement)-test, and modified RA-test for assessing surface EMG signal stationarity. Six stationary and three non-stationary signals were simulated by using sine wave, AR(autoregressive) modeling, and real surface EMG. The simulated signals were tested for stationarity using nine different methods of Run-test and RA-test. The results showed that the modified Run-test method2 (mRT2) classified exactly the surface EMG signals by stationarity with 100% accuracy. This finding indicates that the mRT2 may be the best way for assessing stationarity in surface EMG signals.

Key Words : Signal stationarity, Non-parametric test, Surface EMG

1. 서 론

근 신경계(neuro-muscular system)의 작용에 의해 발생되는 운동단위 활동전위(MUAP: motor unit action potential)들을 피부에 표면전극(surface electrode)을 부착하여 취득하는 표면근전도(SEMG:surface electromyogram)는 비결정적(non-deterministic)인 임의신호(random signal)의 형태로 기록된다. 그러므로 표면근전도 신호에 적용되는 많은 유용한 신호 분석기법들은 통계적 임의과정(stochastic random process)[1] 이론을 바탕으로 신호 정상성(stationarity)을 기본으로 하여 유도되었다. 특히 근전도 신호의 1,2차 모멘트(moment, 예를 들면 평균, 분산, 전력 spectrum 등)를 추정하는 통계적 신호처리 기법들은 다양한 연구들에서 실제로 근 신경계에 대한 유용한 생리학적 정보를 제시할 수 있는 방법으로 사용되어져 오고 있다.

유한개로 관찰된 표면근전도 신호를 대상으로 시 평면(time domain) 혹은 주파수평면(frequency domain)에서 이러한 통계적 신호처리 기법들을 이용하여 얻어지는 1, 2차 모멘트 추정 값들에 대하여 실제 참 값의 의미를 부여하기 위해서는 넓은 의미의 신호 정상성(WSS:wide sense stationarity)[1]의 성립이 최소한의 요건이며, 만약 비정상(non-stationary) 신호를 대상으로 이러한 통계적 추정기법을 적용한다면 추정 값들의 분산(variance)이 추정 값 자체

보다 더 커져서 그 값의 신뢰성과 일관성을 보장할 수 없게 될 것이다.

임의신호의 정상성 검증을 위해서는 중심극한정리(central limit theorem)[1]에 근거하여 측정값 모집단의 분포를 정규분포(normal Gaussian distribution)로 가정하는 조건으로, 그 측정값들로부터 추출한 통계 값들을 이용하여 이 분포의 확률적 특성이 시간에 따라 변하지 않음을 검증하는 모수적(parametric) 방법과, 확률분포함수를 바탕으로 하는 통계 값 자체를 사용하지 않고 그 부호나 순위를 사용하여 측정 신호의 시간에 따라 변하는 통계적 경향(trend)을 검사하는 비모수적(non-parametric) 방법이 있다[1,2].

지금까지 이러한 통계적 신호처리 기법을 적용한 대 다수의 연구들에서는 신호의 정상성을 검증하기보다는 단순한 WSS 가정(assumption)을 바탕으로 수행되었으며, 몇몇 연구자들에 의해서만이 뇌파(EEG:electroencephalogram) 신호[3-5], 발트 해(baltic sea)에서 수중음파탐지기 신호[6], 소아의 호흡신호[7], 기계적근전도(MMG:Mechanomyogram) 신호[8]와 근전도 신호[9-12]들을 대상으로 정상성 검증을 위한 연구가 시도되었다. 왜냐하면 모수적 정상성 검증[5,6]은 이론적으로 복잡한 방법이 요구되고 측정값(측정신호의 진폭)의 분포가 정규분포에서 벗어날 경우 오류의 가능성이 존재하며, 비모수적 검증[3,4,7-12]은 이론적으로 비교적 간단하나 대상 신호에 적용하는 절차적 방법이 다양하여 검증 결과가 일관적으로 나타나지 않는다는 문제가 있었기 때문이다.

그런데 Bilodeau와 동료들[11]은 일정자의수축(constant voluntary isometric contraction) 시 기록된 표면근전도 신호의 진폭분포가 비가우시안(non-Gaussian) 분포에 가까움

* Corresponding Author : Dept. of Control & Instrumentation Engineering, Kangwon National Univ., Samcheok, Korea.

E-mail : jlee@kangwon.ac.kr

Received : November 14, 2013; Accepted : December 20, 2013

을 보고하였으며, 그 이전에도 생리적신호(biological signal)들의 정상성 검사를 위해서는 비모수적 검증방법의 적용이 효과적임이 보고된바있었다[3,4,9]. 이러한 연구들을 바탕으로 대표적 비모수적 검증법인 Run-검증(Run test)[9,12]과 RA-검증(Reverse Arrangement test)[10-12]을 적용하여 표면근전도 신호의 정상성 검증을 위한 연구들이 시도되었으나, 이들은 세 가지의 특정한 적용방법에 국한된 연구 결과들이었으며 앞에서 지적한대로 서로 다른 적용방법에 기인하여 정상, 비정상 검증의 결과가 상이하게 보고되었다.

본 연구는 이러한 문제점을 해결하기 위하여 Run-검증과 RA-검증의 모든 적용방법을 검토하여 표면근전도 신호의 정상성 검사에 최적인 비모수적검증 방법을 알아내고자 시도하였다. 이를 위하여 정상, 비정상성을 만족시키는 모의 신호를 실제 표면근전도 신호들을 포함하여 발생시키고, 이 신호들을 대상으로 아홉 가지 다른 적용방법의 Run-검증과 RA-검증들을 실시하여 검증결과와 정확도(accuracy)를 분석, 제시하였다.

2. 정상성 검증

2.1 신호 정상성

시간 t_1 에서 측정된 임의신호 X_{t_1} 의 통계적 분석에서 중요한 가정 중의 하나는 이 확률변수의 성질이 시간에 따라 변하지 않는다는 정상성이며, 절대 정상성(strict sense stationarity)의 정의는 식(1)로 나타낼 수 있다.

$$F(X_{t_1}, X_{t_2}, \dots, X_{t_n}) = F(X_{t_1+k}, X_{t_2+k}, \dots, X_{t_n+k}) \quad (1)$$

위식은 확률변수 X_t 의 $n(n=1,2,3\dots)$ 차 결합 확률분포 함수, $F(\cdot)$ 가 시간 이동에 대해 동일함을 나타낸다. 이와 같은 절대정상성은 앞의 정의대로 확률분포함수에 의해서 결정되기 때문에 그 조건의 만족여부를 보이는 것은 쉽지 않다. 그러므로 많은 경우의 임의신호 분석에서는 다음 식(2)에 나타낸 1,2차 모멘트만으로 정의되는 넓은 의미의 정상성(WSS)을 만족하는 확률과정을 정상적 신호로 간주 한다.

$$E[X_t] = \bar{X} = constant \quad (2)$$

$$E[X_t X_{t+\tau}] = R_{XX}(\tau)$$

여기서 E 은 통계적 기댓값(expectation), R_{XX} 은 자기상관함수(autocorrelation) 연산자를 각각 나타내며, 위식은 확률변수의 평균이 모든 시점에서 상수이며 자기상관함수가 시간에 의존하지 않고 단지 시차에 의해서 결정되는 두 가지가 WSS 임의신호의 조건임을 나타낸다.

2.2 정상성 검증법

Run-검증과 RA-검증법은 신호의 비정상에 기인하여 발생 하는, 정규분포에서 벗어나는 평균, 분산 등의 변화 추세를 비모수적 방법으로 검사하여 임의신호의 정상성을 검증

할 수 있는 방법이다. 그러나 대상 신호의 성질에 따라 검증의 정확도가 달라질 수 있기 때문에 측정신호에 적절한 검증방법의 적용이 필요하다[1,2].

2.2.1 Run-검증

N 개의 관측 확률변수(측정신호), $x_i (i=1,2,3,\dots,N)$,를 확률적으로 상호 배타적인(mutually exclusive) 2개의 그룹으로 분류(주로 +/- 부호로 표시)하여 같은 부호가 연속되는 경우를 Run으로 정의하면, Run의 총수(r), +/-로 분류된 측정값의 총수(각각 N_1/N_2)를 이용하여 다음 식(3)으로 정의되는 검증확률을 이용하여 대상 신호의 정상성(WSS)을 검사할 수 있다[1,2].

$$Z_r = \frac{r+h-(2N_1N_2/N)-1}{\sqrt{[2N_1N_2(2N_1N_2-N)]/[N^2(N-1)]}} \quad (3)$$

$$\begin{cases} h=0.5, & \text{if } [(2N_1N_2/N)+1] > r \\ h=-0.5, & \text{그외} \end{cases}$$

위식의 검증확률이, $|Z_r| < Z_{1-\alpha/2}$ (유의 수준 $\alpha=0.05$ 일 때, $Z_{1-\alpha/2} = 1.96$) 범위로 나타나면, x_i 는 정상성을 만족한다.

본 연구에서는 이와 같은 Run-검증법에서 측정신호 샘플(sample) 들을 +/- 그룹으로 분류하는 방법에 따라 다음과 같이 검증명을 설정하였다.

- ① RT1: 평균값을 기준으로 크다(+)/작다(-).
- ② RT2: 연속적인 측정값이 커지면(run-up:+)/작아지면(run-down:-).

2.2.2 수정된(modified) Run-검증

측정신호 샘플 값 자체를 확률적 상호 배타적인 그룹으로 분류하지 않고 측정신호의 임의 구간에서 구한 통계적 대푯값을 이용하여 정상성을 검증하는 방법이다. 즉 전체 대상 신호를 임의의 소 구간으로 나눈 다음, 각 구간에서 평균, 제곱평균(평균=0 일 경우 분산)등과 같은 통계 값을 구한 후, 이 값들을 새로운 확률변수로 취급하여 +/- 그룹으로 분류한 다음, 식(3)의 검증확률을 이용하여 검사하는 방법이다(여기서 전체 관측변수의 수, N 의 값은 계산한 통계 값의 총 수)[1,2].

본 연구에서는 이러한 수정된 Run-검증법도 대상 신호의 소 구간에서 구한 통계 값과, 이 값들을 +/- 그룹으로 분류하는 방법에 따라 다음과 같이 검증명을 설정하였다.

- ① mRT1: 평균값을 구한 후, 이 값들의 중간값(median)을 기준으로 크다(+)/작다(-).
- ② mRT2: 제곱평균값을 구한 후, 이 값들의 중간값을 기준으로 크다(+)/작다(-).
- ③ mRT3: 평균값을 이용한 run-up(+)/run-down(-).
- ④ mRT4: 제곱평균값을 이용한 run-up(+)/run-down(-).

2.2.3 RA(reverse arrangement)-검증

N 개의 관측 확률변수, $x_i (i=1,2,3,\dots,N)$ 로부터, $x_i > x_j$, ($i < j$)를 만족시키는 수를 RA값으로 정의한 후, 모든 관측

변수에 대해 차례로 계산한 RA값들을 모두 더한 전체 RA 값, A 의 확률분포를 식(4)로 정의되는 검증확률을 이용하여 검사하는 방법이다[1].

$$Z_A = \frac{A - [N(N-1)/4]}{\sqrt{(2N^3 + 3N^2 - 5N)/72}} \quad (4)$$

Run-검증과 마찬가지로 위식의 검증확률이, $|Z_A| < Z_{1-\alpha/2}$ (유의 수준 $\alpha=0.05$ 일 때, $Z_{1-\alpha/2} = 1.96$) 범위로 나타나면, x_i 는 정상성을 만족한다. 본 연구에서는 서로 다른 RA-검증 방법들의 구별을 위하여 이 방법을 ① RAT1 으로 명명하였다.

2.2.4 수정된(modified) RA-검증

측정값 자체의 RA값을 계산하지 않고 측정신호의 임의 구간에서 구한 통계적 대푯값들의 RA값을 이용하여 측정신호의 정상성을 검증하는 방법이다. 즉 앞에서 제시한 mRun-검증과 동일한 절차로, 전체 대상 신호를 임의의 소구간으로 나눈 다음, 각 구간에서 평균, 제곱평균 등의 통계값을 구한 후, 이 값들을 새로운 확률변수로 취급하여 전체 RA값, A 를 계산한 다음, 식(4)의 검증확률을 이용하여 검사하는 방법이다[1]. 이러한 mRA-검증법도 이용하는 통계 값에 따라 다음과 같이 검증명을 설정하였다.

- ① mRAT1: 평균값을 구한 후, 이 값들을 나열하여 A 값 계산.
- ② mRAT2: 제곱평균값을 구한 후, 이 값들을 나열하여 A 값 계산.

3. 실험 방법

제시한 Run-검증과 RA-검증법들의 정량적 정확도를 비교, 평가하기 위해서는 먼저, 정상, 비정상성을 만족하는 신호들이 필요하며, 이 신호들은 각기 다른 통계적 진폭 변화의 추세를 포함하고 있는 것이 바람직하다. 본 연구에서는 지금까지 선행 연구자들의 연구 결과를 검토하여 표면근전도 신호를 포함하는 합리적인 검증 대상 신호를 각각 구성하였다. 또한 표면근전도 신호의 정상성이 만족될 수 있는 최대 기록시간 1초[10,13]를 바탕으로 1초간의 검증신호 구간을, 각 검증법에서 통계적 대푯값을 구하는 소구간은 32[ms][9-12]로 각각 설정하고 대상 신호들의 정상성 검증을 실시하였다. 신호 생성 및 검증을 위한 모든 알고리즘(algorithm)은 Matlab 소프트웨어(software)를 이용하여 프로그래밍(programming) 하였다.

3.1 정상신호

Run-검증과 RA-검증의 정확도에 영향을 미치는 주요 요인으로 알려진 신호 속의 진동빈도(number of cycle)와 잡음(noise)[12]에 대한 영향을 평가하기 위하여 다음 4개의 정현파를 각각 생성하였다.

- ① 50[Hz] sine 신호(peak-to-peak 진폭, $amp_{pp} = \pm 1$ [AU]:

arbitray unit])

- ② 50[Hz] sine+90[Hz] sine 신호(각각 $amp_{pp} = \pm 1$ [AU])
- ③ 50[Hz] sine($amp_{pp} = \pm 1$ [AU])+백색잡음(WGN : white Gaussian noise, $amp_{pp} = \pm 0.2$ [AU]) 신호
- ④ 50[Hz] sine($amp_{pp} = \pm 1$ [AU])+백색잡음($amp_{pp} = \pm 0.8$ [AU]) 신호

위 대상 신호에서 ①,② 신호는 주파수 변화에 따른 서로 다른 진폭변동 추세, ③,④ 신호는 부가잡음에 따라서 다른 진폭변동 추세의 통계적 특성을 각각 나타낼 수 있도록 구성하였으며, 부가잡음의 정도는 신호 진폭변동의 통계적 특성이 유지될 수 있도록 잡음의 진폭이 신호의 진폭을 초과하지 않는 범위 내에서 설정하였다.

다음으로 정상 자기회귀모델(AR:autoregressive model)로 표면근전도 신호를 근사화한 기존 연구[13]를 참조하여 2개의 모의 정상 표면근전도 신호를 다음 자기회귀 방정식을 이용하여 각각 발생시켰다.

- ⑤ $emg1(n) = 0.875emg1(n-1) - 0.37emg1(n-2) + e(n)$
- ⑥ $emg2(n) = 1.164emg2(n-1) - 0.57emg2(n-2) + e(n)$

위 자기회귀 방정식에서 $e(n)$ 은 백색잡음을 나타낸다. 이와 같은 방법으로 샘플링(sampling) 주파수 2[kHz]로 생성한 1초 간의 정상신호들을 그림 1에 각각 나타내었다.

3.2 비정상신호

신호가 가지고 있는 비정상성의 원인에 따라 비정상신호를 3가지 형태로 구분한 Bendat과 Piersol[1]의 정의에 따라서, 2개의 비정상신호는 실제 이두박근(biceps brachii muscle)에서 취득한 표면근전도 신호(20% 최대자이수축[MVC: maximum voluntary contraction], 표본화 2048[Hz])를 변형하고, 1개는 정현파 칩(chirp) 신호로 다음과 같이 각각 생성하였다.

- ① 주파수가 30[Hz]에서 100[Hz]로 선형적으로 증가하는 정현파 chirp 신호(주파수가 변하는 비정상신호)
- ② 실제 SEMG+시변평균 신호(평균이 변하는 비정상 신호)
- ③ 실제 SEMG+시변제곱평균 신호(제곱평균이 변하는 비정상신호)

그림 2에 이와 같이 발생시킨 1초 동안의 비정상신호들을 각각 나타내었다.

4. 결과 및 검토

표 1에 6개 정상신호와 3개 비정상신호를 대상으로 본 연구에서 제시한 각 검증방법으로 정상성을 검사한 결과를 종합하여 나타내었다. 표 1에서 각 검증법은 본문에서 제시한 Run-검증과 RA-검증을 사용하였으며, 정상신호1-6은 그림 1에 나타낸 (a)-(f), 비정상신호1-3은 그림 2에 나타낸 (a)-(c)를 각각 가리킨다. 또한 T_{acc} 은 각 검증 방법의 전체

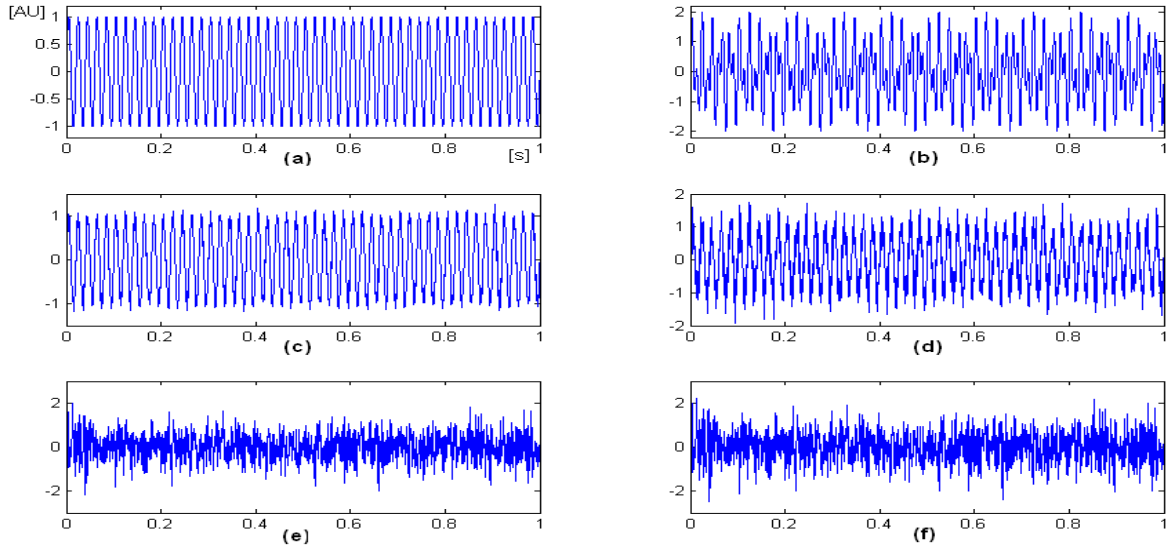


그림 1 정상 신호 (a) 신호1=50[Hz] sine (b) 신호2=50[Hz] sine+90[Hz] sine (c) 신호3=50[Hz] sine+백색잡음(진폭비=1:0.2) (d) 신호4=50[Hz] sine+백색잡음(진폭비=1:0.8) (e) 신호5=자기회귀 모델링 정상 표면근전도1 (f) 신호6=자기회귀 모델링 정상 표면근전도2

Fig. 1 Stationary signals (a) signal 1=50[Hz] sine (b) signal 2=50[Hz] sine+90[Hz] sine (c) signals 3=50[Hz] sine+white noise (amplitude ratio=1:0.2) (d) signal 4 =50[Hz] sine+white noise(amplitude ratio=1:0.8) (e) AR modelling surface EMG 1 (f) AR modelling surface EMG 2

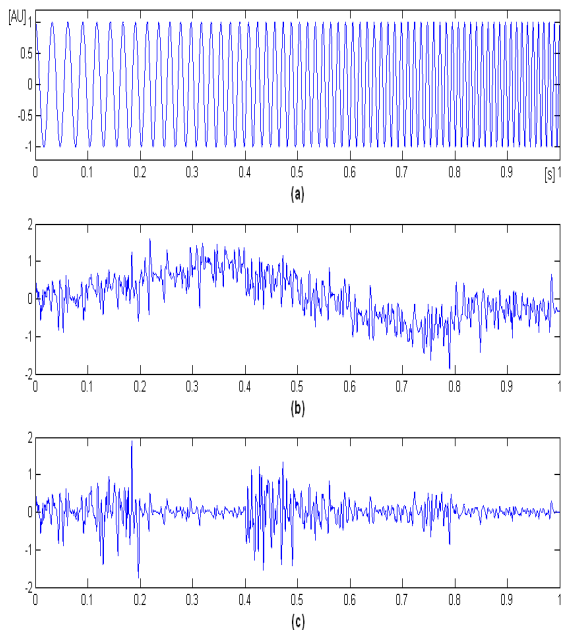


그림 2 비정상 신호 (a) 신호1= 정현 chirp (시변주파수 비 정상) (b) 신호2= 이두박근의 표면근전도1 (시변평균 비정상) (c) 신호3=이두박근의 표면근전도2 (시변 제곱평균 비정상)

Fig. 2 Non-stationary signals (a) signal 1=sinusoidal chirp (non-stationary structure of time varying frequency) (b) signal 2=real surface EMG from biceps brachii muscle (non-stationary structure of time varying mean) (c) signal 3=real surface EMG from biceps brachii muscle (non-stationary structure of time varying mean square)

대상 신호에 대한 정확도, E_{acc} 은 표면 근전도 신호들 만에 대한 정확도를 식(5), 식(6)으로 각각 구하여 나타낸 것이다.

$$T_{acc} = (\text{바르게 검증된 신호의 총 수} / \text{대상 신호의 총 수}) \times 100 \quad (5)$$

$$E_{acc} = (\text{바르게 검증된 근전도 신호의 총 수} / \text{대상 근전도 신호의 총 수}) \times 100 \quad (6)$$

위 표에서 첫 번째로 나타난 결과는 1초 동안 기록한 정상신호1의 2000샘플 값을 대상으로 Run-검증법(RT1)을 이용하여 식 (3)으로 구한 검증확률이, $Z_c = -40.2$ 임을 나타낸다. 그러므로 이 결과는, $|Z_c| < Z_{1-\alpha/2}$ (유의 수준 $\alpha=0.05$ 일 때, $Z_{1-\alpha/2} = 1.96$)의 범위를 벗어남으로 비정상신호임을 가리키며, 이는 RT1 방법이 sine 50[Hz]의 정상신호를 비정상신호로 잘못 검증하였음을 나타내는 것으로 해석할 수 있다.

표 1에 나타난 결과를 종합해보면 기본적인 Run-검증법인 RT1, RT2의 경우 모든 대상 신호를 비정상신호로 검증하여 3개의 비정상신호에 대해서만 정확도를 보였다. 수정된 Run-검증법들(mRT1, mRT2, mRT3)은 정현과 혼합 정상신호들(정상신호 1,2,3,4)은 모두 정확한 검증에 실패하였으며, 전체 대상 신호에 대하여는 정확도, 33.3%-55.5%를 보이나 표면근전도 신호(정상신호 5,6, 비정상신호 2,3)에 대하여는 비교적 높은 정확도, 75%-100%를 나타냄을 알 수 있다. 반면에 mRT4, mRAT2 방법들의 경우에는 특히 표면근전도 신호에 대하여 낮은 정확도, 25%를 나타내었다. Run-검증의 결과와는 다소 상반되게, RA-검증법들(RAT1, mRAT1, mRAT2)의 경우에는 전체대상 신호에 대한 정확도가 44.4%-66.6%로 나타나 표면근전도 신호에 대한 정확도

표 1 대상 신호들에 대한 각 검증법의 검증 결과

Table 1 Results from the nine stationarity tests for each signal

검증법	Z-값(정상신호)						Z-값(비정상신호)			T_{acc} (%)	E_{acc} (%)
	1	2	3	4	5	6	1	2	3		
RT1	-40.2*	-36.7*	-40.0*	-34.2*	-20.2*	-19.2*	-38.8*	-39.5*	-33.2*	33.3	50
RT2	-65.3*	-61.1*	-29.1*	-2.23*	-24.5*	-25.6*	-63.8*	-45.3*	-45.4*	33.3	50
mRT1	2.93*	2.93*	2.93*	2.20*	-1.82	-1.10	0.01	-4.38*	1.83	33.3	75
mRT2	-4.37*	-3.65*	-4.38*	-2.92*	0.37	-0.36	-4.75*	-2.16*	-2.13*	55.5	100
mRT3	4.04*	4.04*	4.04*	3.76*	1.31	1.73	2.46*	-0.12	3.90*	44.4	75
mRT4	-4.14*	-2.51*	-1.01	-0.44	2.08*	0.58	-4.63*	-0.86	-0.86	44.4	25
RAT1	-2.42*	-0.05	0.61	1.21	-4.05*	0.67	0.08	23.2*	1.73	55.5	50
mRAT1	-0.39	0.12	-0.02	0.53	-2.87*	0.46	-0.08	3.31*	1.14	66.6	50
mRAT2	-1.31	4.64*	-0.73	0.32	2.19*	0.22	0.90	0.90	0.90	44.4	25

* 신뢰도 95%($p < 0.05$)로 비정상신호 임을 표시한다.

25%-50% 보다 비교적 높게 나타났음을 알 수 있다. 또한 모든 Run-검증법들은 주파수변화에 기인하여 서로 다른 진폭변동 추세를 갖는 신호(정상신호 1,2)들에 대하여 동일한 검증결과를 나타내었으나, RA-검증법들(RAT1, mRAT2)은 이 신호들에 대하여 상반된 결과를 나타내었다. 그러나 부가 잡음에 따른 진폭변동 신호(정상신호 3,4)들에 대하여는 Run-검증법, RA-검증법들 모두 동일한 검증결과를 보였다. 그리고 기본적인 Run-검증이나 RA-검증 보다는 이들의 수정된 검증법들(mRT2, mRAT1)의 정확도가 모든 대상 신호에 대하여 비교적 높게 나타났음을 표 1을 통해 알 수 있다.

기본적인 Run-검증법(RT1, RT2)과 RA-검증법(RAT1)은 측정 신호의 전체 데이터샘플(정현파 혼합신호=2000, 표면근전도=2048 샘플) 값을 자체를 이용하여 정상성을 검사하는 방법으로, Run-검증법의 경우에는 모든 대상 신호에 대하여 다른 방법들과 비교하여 매우 큰 Z-값을 나타내었음을 표 1의 결과에서 볼 수 있으며, 이는 Beck [12]의 연구에서도 동일하게 나타났다. 이러한 결과는 Run-검증의 경우, 데이터 샘플수가 많아지면 검증확률이 비교적 큰 값으로 나타나 대상 신호가 비정상적으로 검증되는 경향이 있는 것으로 생각되며, 이에 대한 면밀한 연구가 필요할 것으로 판단된다.

Run-검증과 RA-검증 모두는 비정상성의 원인으로 대상 신호의 시간에 따라 바뀌는 진폭변화의 경향을 검출하게 고안된 방법이기 때문에 시변주파수 신호에 대한 검증의 정확도는 불분명하다는 사실이 기존연구[7]에서 지적되었다. 표 1의 결과에서는 모든 RA-검증(RAT1, mRAT1, mRAT2)의 정확도는 시변주파수 chirp 신호(비정상 신호1)에 대해 0%로 나타났으나, 대부분의 Run-검증(mRT1 제외)은 이 신호를 비정상신호로 올바르게 검증하였음을 나타내고 있다. 이는 주파수의 변화가 심한 신호의 정상성 검사에는 RA-검증 보다는 Run-검증의 적용이 바람직함을 알 수 있는 결과이다.

대상 신호 속에 포함되어있는 임의잡음이 측정신호의 정상성 검사에 끼치는 영향에 대하여 Beck 등[16]은 잡음의

증가가 검증의 정확도를 저하시킨다고 하였으나, 본 연구의 결과에서는 잡음의 혼합비율이 다른 정상신호 3,4에 대한 모든 방법의 검증결과가 동일하게 나타났다. 이는 Run-검증과 RA-검증 공히 혼합잡음이 정확도에 미치는 영향이 크지 않음을 증명하는 결과라 할 수 있다.

지금까지 표면근전도 신호의 정상성 검사를 시도한 대부분의 연구들[11,12]에서는 수정된 RA-검증법(mRAT2)를 적용하였으며, 특히 최근의 Beck 등[12]은 RT1, RAT1, mRAT2의 방법들만을 이용한 연구결과를 통해서 Run-검증 및 RA-검증 모두가 표면근전도 신호의 정상성 검사에 정확도가 떨어져 부적합함을 제시하였다. 그러나 본 연구의 실험 결과 분석을 통하여, 9개 대상 신호 모두에 대하여 가장 높은 정확도를 보이는 검증법은 수정된 RA-검증법(mRAT1=66.6%)이며, 표면근전도 신호들에 대하여는 수정된 Run-검증법(mRT2=100%)이라는 결과가 밝혀졌다.

5. 결 론

본 연구는 비모수적으로 신호의 정상성을 검증하는 방법인 Run-검증, 수정된 Run-검증, RA-검증, 수정된 RA-검증법들의 정확도를 분석하여 표면근전도 신호에 가장 적합한 검증방법을 제시하고자 시도하였다. 이를 위하여 각기 다른 진폭변화의 통계적 특성을 포함하고 있는 9개의 정상, 비정상 모의신호를 실제 표면근전도 신호를 포함하여 발생시키고, 이 신호들을 대상으로 정상성을 검증하고, 분석한 결과를 제시하였다. 이와 같은 연구를 통하여 밝혀진 주요한 결과는 다음과 같다.

- 1) 일반적인 임의신호를 대상으로 하는 정상성 검증의 정확도는 Run-검증이나 RA-검증법보다는 수정된 Run-검증과 RA-검증법이 우수하며, 특히 수정된 RA-검증법, mRAT1의 정확도가 가장 우수하였다.
- 2) 표면근전도 신호를 대상으로 하는 정상성 검증에서는 수정된 Run-검증법, mRT2의 정확도가 가장 우수하였다.

본 연구에서 제시한 방법 및 결과들은 표면근전도 신호뿐만 아니라 기타 임의신호의 정상성 검증을 위하여 유용한 기준으로 사용될 수 있을 것이며, 향후 수정된 Run-검증법, mRT2를 사용하여 많은 수의 실제 표면근전도 신호를 대상으로 정상성 검증의 정확도 평가를 위한 연구가 필요할 것으로 사료된다.

References

[1] J.S. Bendat and A.G. Piersol, Random data: analysis and measurement procedures, 2nd ed., New York: John Wiley & Sons, 1986.

[2] J. Banks and J.S. Carson, Discrete-event system simulation, Prentice hall, Englewood cliffs, New Jersey, 1984.

[3] H. Sugimoto, N. Isuii, A. Iwata, N. Suzumura, "Stationarity and normality test for biomedical data," Computer programs in biomedicine, vol. 7, pp. 293-304, 1977.

[4] S. Blanco, H. Garcia, R.Q. Quiroga, L. Romanelli, O.A.Rosso, " Stationarity of the EEG series ," IEEE Engineering in medicine and biology Magazine, vol. 14, pp. 395-399, 1995.

[5] D.M. Halliday, J.R. Rosenberg, A. Rigas, B.A. Conway, "A periodogram-based test for weak stationarity and consistency between sections in time series," J. of Neuroscience methods, vol. 180, pp. 136-146 2009.

[6] M.J. Levonen, R.K. Lennartsson, L. Persson, "Stationarity analysis of ambient noise in the Baltic sea", IEEE conf.,(NORSIG 2006), pp. 218-221

[7] T. Chau, D. Chau, M. Casas, G. Berall, D. Kenny, "Investigating the stationarity of pediatric aspiration signals", IEEE Trans. Neural system and Rehabilitation Eng., vol. 13, No. 1, pp. 99-105, 2005.

[8] N. Alves and T. Chau, "Stationarity distributions of mechano myogram signals from isometric contractions of extrinsic hand muscles during functional grasping," J. of Electromyograph & Kinesiology,, vol. 18, No. 3, pp. 509-515, 2008.

[9] J. Lee, Y.S. Lee, S.H. Kim, "Real time implementation of time varying nonstationary signal identifier and its application to muscle fatigue monitoring", J. of KOSOMBE, vol. 16, no. 3, pp. 317-324, 1995.

[10] G.F. Inbar and A.E. Noujaim, "On surface EMG spectral characterization and its application to diagnostic classification", IEEE Trans. BME, vol. 31, pp. 597-604, 1984.

[11] M. Bilodeau, M. Cincera, A.B. Arsenault, D. Gravel, "Normality and stationarity of EMG signals of elbow flexor muscles during ramp and step isometric

contractions," J. of Electromyograph & Kinesiology, vol. 7, No. 2, pp. 87-96, 1997.

[12] T.W. Beck, T.J. Housh, J.P. Weir, J.T. Cramer, V. Vardaxis, G.O. Johnson, J.W. Coburn, M.H. Malek, M. Mielke, "An examination of the Runs test, reverse arrangement test for assessing surface EMG signal stationarity," J. of Neuroscience methods, vol. 156, pp. 242-248, 2006.

[13] O. Paiss and G.F. Inbar, "Autoregressive modeling of surface EMG and its spectrum with application to fatigue", IEEE Trans. BME, vol. 34, No. 10, pp. 761-770, 1987.

저 자 소 개



이 진 (李眞)

1987년 연세대학교 의용공학과 학사, 1990년, 1999년 서울시립대학교 전자공학과 석사, 박사, 1999년-현재 강원대학교 삼척캠퍼스 제어계측공학과 교수
주관심분야 : 의용전자, 신호처리