

G-induced Loss of Consciousness(G-LOC) 예측을 위한 신체 부위별 Electromyogram(EMG) 신호 분석

김성호¹⁾ · 김동수²⁾ · 조태환³⁾ · 이용균²⁾ · 최부용^{*,2)}

¹⁾ 공군사관학교 시스템공학과

²⁾ 공군사관학교 기초과학과

³⁾ 공군사관학교 전자통신공학과

Analysis on Electromyogram(EMG) Signals by Body Parts for G-induced Loss of Consciousness(G-LOC) Prediction

Sungho Kim¹⁾ · Dongsoo Kim²⁾ · Taehwan Cho³⁾ · Yongkyun Lee²⁾ · Booyong Choi^{*,2)}

¹⁾ Department of Systems Engineering, Air Force Academy, Republic of Korea

²⁾ Department of Basic Science, Air Force Academy, Republic of Korea

³⁾ Department of Electronics and Communications Engineering, Air Force Academy, Republic of Korea

(Received 5 August 2016 / Revised 11 November 2016 / Accepted 20 January 2017)

ABSTRACT

G-induced Loss of Consciousness(G-LOC) can be predicted by measuring Electromyogram(EMG) signals. Existing studies have mainly focused on specific body parts and lacked of consideration with quantitative EMG indices. The purpose of this study is to analyze the indices of EMG signals by human body parts for monitoring G-LOC condition. The data of seven EMG features such as Root Mean Square(RMS), Integrated Absolute Value(IAV), and Mean Absolute Value(MAV) for reflecting muscle contraction and Slope Sign Changes(SSC), Waveform Length(WL), Zero Crossing(ZC), and Median Frequency(MF) for representing muscle contraction and fatigue was retrieved from high G-training on a human centrifuge simulator. A total of 19 trainees out of 47 trainees of the Korean Air Force fell into G-LOC condition during the training in attaching EMG sensor to three body parts(neck, abdomen, calf). IAV, MAV, WL, and ZC under condition after G-LOC were decreased by 17 %, 17 %, 18 %, and 4 % comparing to those under condition before G-LOC respectively. Also, RMS, IAV, MAV, and WL in neck part under condition after G-LOC were higher than those under condition before G-LOC; while, those in abdomen and calf part lower. This study suggest that measurement of IAV and WL by attaching EMG sensor to calf part may be optimal for predicting G-LOC.

Key Words : G-induced Loss of Consciousness(가속도에 의한 의식 상실), Electromyogram Signals(근전도 신호), Integrated Absolute Value(근수축력 지표), Waveform Length(근수축력 및 근피로도 지표)

* Corresponding author, E-mail: byc8734@hanmail.net

Copyright © The Korea Institute of Military Science and Technology

1. 서론

G-induced Loss of Consciousness(G-LOC)은 중대한 항공기 사고를 유발하는 원인 중 하나이다. G-LOC의 정의는 비행 중 조종사의 +Gz 축 방향으로 가해지는 급가속에 의한 뇌혈류량 감소로 발생하는 의식상실 상태이다^[1]. G-LOC의 발생은 대개 +5 Gz 부근부터 발생하여 시력 변화부터 나타나게 되는데, 주변시력이 흐려지거나 좁혀지는 현상인 Tunnel Vision 또는 일시적 시력 감소 현상인 Greyout이 발생하고 이러한 현상이 더욱 심화되면 안구운동 능력 상실에 따른 완전한 시력 감소 현상인 Blackout이 발생함과 동시에 G-LOC 상태에 빠지게 된다^[2]. 현재 한국 공군에서 운용 중인 FA-50, KF-16C/D, F-15K 등과 같은 전투기는 고기동, 고성능 항공기들로 G-LOC에 의한 사고발생 위험이 매우 높기 때문에, 인명 및 항공기 등의 군 전력 손실을 최소화하기 위해서는 G-LOC 발생을 예방하는 방법에 대한 연구가 필요하다.

조종사들의 G-LOC 발생을 예방하기 위해 Anti-G suit 착용, 조종좌석 각도 조절, Anti-G Straining Maneuver (AGSM) 활용 등의 +Gz 내성 증진 방법과 조종사 힘패턴 분석, 생체신호 분석 등의 G-LOC 상태 모니터링 방법이 강구되고 있다. +Gz 내성 증진 방법으로 Anti-G suit는 +Gz 증가에 따라 하체에 혈류량이 집중되는 것을 방지하기 위해 복부에 압력을 가함으로써 심장으로 순환되는 혈류량을 증가시키는 장비로 +1.5 Gz 정도의 경감효과를 부여할 수 있다^[3]. 조종좌석 각도는 기존보다 13 ~ 18도 정도 증가될 경우 +0.75 Gz 정도의 중력가속도 내성 증진 효과가 있다^[4]. AGSM은 중력가속도 장비를 활용한 조종사 훈련을 통해 +Gz에 대한 내성을 증진시키는 방법으로 주로 L-1 기법이 사용되고 있다^[5]. L-1 기법은 심장과 뇌의 중력거리를 최대한 단축시키는 자세를 취한 상태에서 하체근육 및 하복부에 힘을 주어 심장의 처짐과 혈류 쏠림을 방지하고 성문을 완전히 폐쇄시켜 눈 부위 및 동맥의 압력을 유지하여 폐압을 높여 주는 방법으로 +3.5 Gz 이상의 내성 증진 효과를 얻을 수 있다.

한편, G-LOC 상태 모니터링 방법으로 조종사 힘패턴 분석은 조종간, 러더 페달 등에 가해지는 힘의 변화 패턴을 모니터링하여 G-LOC을 탐지하고, 경고 신호를 부여하는 방법^[6]으로, 비침습적이나 주변환경 영향에 따른 정확성 저하와 같은 단점을 가지고 있다. 생체신호 분석은 다양한 센서를 사용하여 조종사

의 Electroencephalogram(EEG), Electromyogram(EMG), Electrocardiogram(ECG), 시력변화 추적, 산소의 흡입 및 방출량 비율 등을 모니터링하여 조종사의 의식상실 여부를 판단하고, 경고신호를 제공해주는 방법^[7]으로, 정확성이 높으나 침습적이고 조종석과 같은 환경에서 생체신호 획득이 어렵다는 단점이 있다. 특히, EMG 생체신호 분석은 근육의 긴장 정도를 전기적 신호로 변화시켜 측정되는데, 수면다원검사의 근긴장도 분석^[8], 마취유도 시 근이완제 영향 파악^[9] 등과 같이 인간의 의식 수준을 정량적으로 분석하는 데 널리 활용되고 있으며 조종석 환경, 조종사 임무여건 등을 고려하였을 때 비교적 접근성이 용이하여 조종사의 G-LOC 상태 모니터링 방법으로 적절한 것으로 판단된다.

G-LOC 상태 모니터링을 위한 EMG 변화를 연구한 사례는 국내외에서도 있었으나, 이는 근수축력 및 근피로도 등을 정량적으로 반영할 수 있는 EMG 지표 활용이 부족하였고 단순히 G-LOC과 EMG의 연관성 유무를 이해하는 정도에 그쳤다^[10,11]. 또한, 기존 연구들은 특정 신체 부위만을 활용하여 EMG 신호를 측정하여 다양한 신체 부위에 따른 EMG 신호 변화에 대한 고려가 미흡하였다^[12,13]. 따라서, EMG 신호를 활용하여 효과적으로 G-LOC 상태를 모니터링하기 위해서는 최적 EMG 신호 추출이 가능한 신체 부위와 객관적인 EMG 지표 선정에 대한 연구가 중요하다.

본 연구는 효과적인 G-LOC 예측을 위하여 신체 부위와 G-LOC 상태에 따른 정량적 EMG 신호의 발생 경향을 분석하고, 최적 신체 부위 및 EMG 지표를 선정하고자 한다. 신체 부위(목, 복부, 종아리)와 G-LOC 발생 전/후에 따른 7가지 EMG 지표 데이터는 실험참여자가 EMG 센서를 부착 후 실제 비행환경과 유사한 중력가속도 장비를 활용하여 훈련을 수행함으로써 획득되었다. 최적 신체 부위 및 EMG 지표는 획득된 데이터를 통계 분석하여 유의한 영향을 미치는 요인들을 파악하고, 조종사 임무 특성을 종합적으로 고려하여 선정되었다.

2. 연구방법

2.1 실험 참여자

신체 부위와 G-LOC 발생 상태에 따른 EMG 신호 측정 실험은 EMG 센서의 부착 위치에 따라 총 3차에 걸쳐 수행되었다. 실험에는 항공생리 훈련 초급과정에

입과한 학생 조종사, 항공생리 훈련 고급과정에 입과한 기성 조종사, 항공생리 체험 군의관, 사관생도, 그리고 기타 조종 특기자들이 참여하였다. 각 실험별 인원은 1차에서 17명, 2차에서 18명, 그리고 3차에서 12명으로 총 47명이었으며, 이 중 G-LOC이 발생한 인원은 1차에서 6명, 2차에서 8명, 그리고 3차에서 5명으로 총 19명이 실험 중 의식상실을 경험하여 각 신체 부위별 G-LOC 전/후의 EMG 생체신호 데이터를 획득할 수 있었다.

2.2 실험 장비

본 연구에서 사용한 중력가속도 장비는 Fig. 1과 같이 미국 ETC사의 신형 중력가속도 장비인 Authentic Tactical Flight Simulation(ATFS)-400이었다. ATFS-400은 현재 공군 항공우주의학훈련센터에서 운용하고 있는 장비로 조종사들의 항공생리 훈련 과정에 활용되고 있으며, KF-16C/D, F-15K 등의 실제 전투기 조종석 환경과 유사한 형태로 제작되어 있다. 한편, 본 연구에서 사용한 EMG 측정 장비는 ATFS-400와 시스템이 연동되어 있는 생체신호 측정 장비인 미국 Bio-pac사의 MP-150을 활용하였으며, 근육에 부착하는 센서는 미국 3M사의 젤 타입 습식센서(형태: 원형, 재질: Ag/AgCl, 크기: 지름 1.75인치)를 사용하였다. 또한, 본 연구에서 활용된 EMG 센서 케이블은 Fig. 2와 같이 조종환경의 영향을 최소화할 수 있도록 생체신호 증폭을 위한 앰프를 생체신호 측정 장비 본체에 병합하고 GND wire를 추가하여 신규 제작되었다. 본 연구의 EMG 센서 부착 부위는 L-1 기법 수행 자세 및 방법을 고려하여 근육 수축이 지속 발생할 것으로 판단되

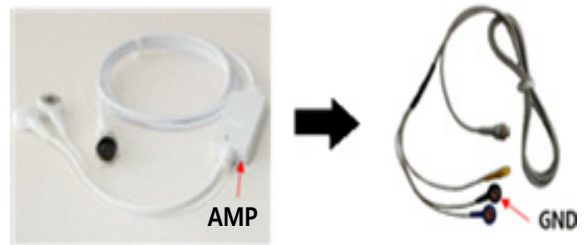


Fig. 2. Enhanced EMG sensor



Fig. 3. EMG sensor attachment location

는 목, 복부, 그리고 종아리로 선정되었고, 세부적으로는 Fig. 3과 같이 1차 실험에서는 목의 상부 세모근(Upper Trapezius)에, 2차 실험에서는 복부의 복직근(Rectus Abdominal)에, 그리고 3차 실험에서는 종아리의 측면 비복근(Lateral Gastrocnemius)에 각각 부착되었다.

2.3 실험 설계

본 연구는 실험환경을 실제 비행상황과 유사하도록 구현하기 위해 중력가속도 장비의 +Gz 가속도 증가율을 급가속(+1Gz/sec)을 적용하였으며, 항공생리 훈련 초급과정에 입과한 학생 조종사들은 Anti G-suit를 미착용한 상태에서 +6 Gz 환경 하에서 30초 동안 노출시켰고, 고급과정에 입과한 기성 조종사들은 Anti



Fig. 1. ATFS-400

G-suit를 착용한 상태에서 +9 Gz 환경 하에서 15초 동안 노출시켰다. +Gz가 부여되는 동안 조종사들은 L-1 기법을 수행하도록 하였으며, G 부하 조종석은 좌석의 경사가 없는 F-15 조종석을 적용하여 시행하였다.

2.4 데이터 분석

3차례 실험을 통해 획득된 EMG 생체신호 데이터는 Matlab을 활용하여 근수축력만을 반영하는 지표와 근수축력 및 근피로도를 모두 반영하는 지표로 나누어 분석되었다. 근수축력만을 반영하는 지표는 Root Mean Square(RMS), Integrated Absolute Value(IAV), 그리고 Mean Absolute Value(MAV)의 3가지가 사용되었다. RMS는 EMG 신호 진폭의 변동성을 나타내는 척도이고, IAV 및 MAV는 EMG 신호 진폭 절대값의 합 및 합의 평균을 나타내는 척도이다. 한편, 근수축력 및 근피로도를 모두 반영하는 지표는 Slope Sign Changes (SSC), Waveform Length(WL), Zero Crossing(ZC), 그리고 Median Frequency(MF)의 4가지가 활용되었다. SSC는 세 가지 연속된 EMG 신호에서 양의 기울기 및 음의 기울기 변화 횟수를 나타내고, WL은 시간에 따른 EMG 신호 파형의 누적 길이를 나타내는 척도이다. ZC는 EMG 신호 진폭 값이 Y축의 0값을 지나는 횟수를 나타내고, MF는 EMG 신호의 power spectrum을 동일 power로 이분하는 주파수 값을 나타내는 척도이다. 각 지표의 수학적 공식은 다음과 같다^[14-17].

$$RMS = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{n=1}^N x_n^2} \tag{1}$$

$$IAV = \sum_{n=1}^N |x_n| \tag{2}$$

$$MAV = \frac{1}{N} \sum_{n=1}^N |x_n| \tag{3}$$

$$SSC = \sum_{n=2}^{N-1} [f\{(x_n - x_{n-1}) \times (x_n - x_{n+1})\}]; \tag{4}$$

$$f(x) = \begin{cases} 1, & \text{if } x \geq threshold \\ 0, & \text{otherwise} \end{cases}$$

$$WL = \sum_{n=1}^{N-1} |x_{n+1} - x_n| \tag{5}$$

$$ZC = \sum_{n=1}^{N-1} [sgn(x_n \times x_{n+1}) \cap |x_n - x_{n+1}| \geq threshold]; \tag{6}$$

$$sgn(x) = \begin{cases} 1, & \text{if } x \geq threshold \\ 0, & \text{otherwise} \end{cases}$$

$$MF = \sum_{j=1}^{MF} P_j = \sum_{j=MF}^M P_j = \frac{1}{2} \sum_{j=1}^M P_j \tag{7}$$

본 연구의 7가지 EMG feature 값들은 Fig. 4와 같이 time window의 크기와 time window 끼리 겹치는 크기를 설정하여 분석하였다. 각 feature의 time window 크기는 1초이며, 겹쳐지는 time window의 크기는 0.5초이다. 특히, G-LOC에 빠진 경우에는 +5 Gz 이상에서 EMG 데이터로부터 G-LOC 시점 3초 전/후로 정상 구간(normal phase)과 경고 구간(alarm phase)으로 나누어 G-LOC 전/후 신체 부위별 EMG 변화 특이성을 찾고자 하였다(Fig. 5). EMG 데이터는 실험참여자별 feature 값의 크기차를 보정하기 위해 중간값(median)으로 개별 데이터를 나눈 비율값으로 정규화(normalization)시켰다.

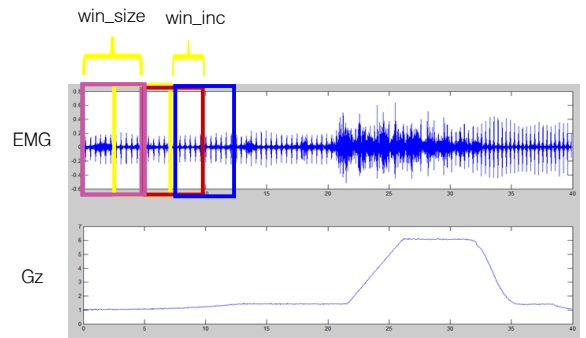


Fig. 4. Size of time window(win_size) & included size of time window(win_inc)

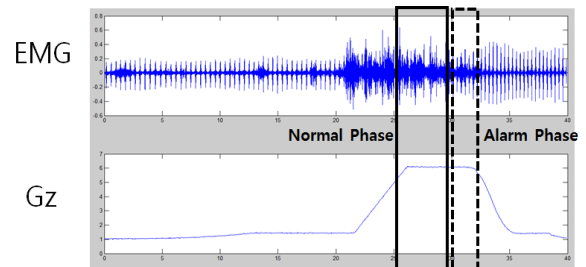


Fig. 5. Normal phase & alarm phase

2.5 통계 분석

통계 분석에는 7가지 EMG feature(RMS, IAV, MAV, SSC, WL, ZC, MF)에 대하여 3가지 신체 부위(목, 복부, 종아리)와 G-LOC의 유/무가 미치는 효과를 파악하기 위해 two-factor mixed-subjects ANOVA(피험자간 요인 : 신체 부위; 피험자내 요인 : G-LOC 상태)가 수행되었다. 신체 부위 효과에 대해서는 유의수준 0.01에서 Duncan 검증을 수행하여 다중 비교를 수행하였으며, 통계 분석에는 SPSS(ver. 21)가 활용되었다.

3. 연구결과

본 연구는 신체 부위별 G-LOC 발생 상태에 따른 정량적 EMG 신호의 특성을 분석하였다. G-LOC에 빠진 대상자 중 신체 부위(목, 복부, 종아리)별 정상 구간과 경고 구간의 EMG 신호 변화를 통계 분석한 결과, 신체 부위의 주 효과는 유의수준 0.01에서 RMS, IAV, MAV, WL에 대하여 유의한 것으로 분석되었고, G-LOC 상태의 주 효과는 유의수준 0.01에서 IAV, MAV, WL, ZC에 대하여 유의한 것으로 나타났다. 한편, 신체 부위와 G-LOC 상태의 교호작용은 RMS, IAV, MAV, WL에 대하여 유의수준 0.01에서 유의한 것으로 확인되었다(Table 1).

Table 1. ANOVA summary table(RMS : Root mean square, IAV : Integrated absolute value, MAV : Mean absolute value, SSC : Slope sign changes, WL : Waveform length, ZC : Zero crossing, MF : Median frequency)

	Body part (B)	G-LOC (G)	B × G
RMS	$F = 10.22^*$	$F = 4.40$	$F = 15.80^*$
IAV	$F = 10.55^*$	$F = 13.22^*$	$F = 16.67^*$
MAV	$F = 10.55^*$	$F = 13.22^*$	$F = 16.67^*$
SSC	$F = 2.03$	$F = 6.61$	$F = 3.70$
WL	$F = 12.05^*$	$F = 10.98^*$	$F = 13.24^*$
ZC	$F = 0.796$	$F = 15.10^*$	$F = 0.15$
MF	$F = 0.19$	$F = 6.62$	$F = 0.72$

* $p < .01$

3.1 신체 부위의 주 효과

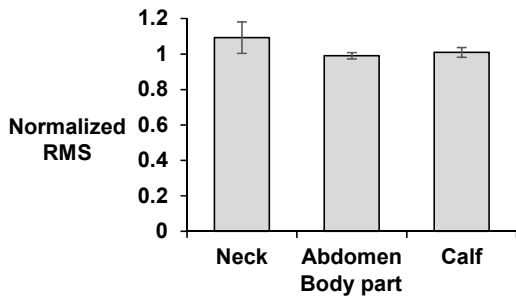
신체 부위의 주 효과는 목, 복부, 그리고 종아리 부위 순으로 갈수록 EMG feature 값이 대체적으로 감소하는 것으로 나타났다(Fig. 6). IAV, MAV, 그리고 WL은 EMG feature 값이 목 부위(IAV & MAV : 1.06 ± 0.07 , WL : 1.09 ± 0.08)가 가장 높고 복부 부위(IAV & MAV : 1.01 ± 0.02 , WL : 0.99 ± 0.02)가 중간이며 종아리 부위(IAV & MAV : 0.99 ± 0.02 , WL : 0.96 ± 0.02)가 가장 낮았으나, RMS는 목 부위(1.09 ± 0.09)가 가장 높고 종아리 부위(1.01 ± 0.03)가 중간이며 복부 부위(0.99 ± 0.02)가 가장 낮은 것으로 나타났다.

3.2 G-LOC 상태의 주 효과

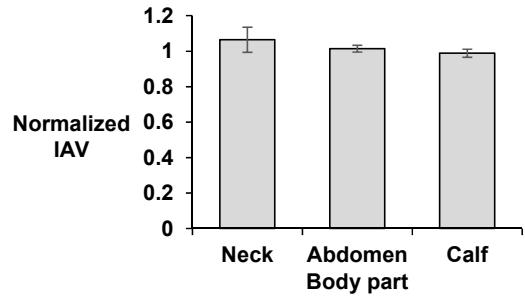
G-LOC 상태의 주 효과는 경고 구간이 정상 구간보다 EMG feature 값이 모두 감소한 것으로 나타났다(Fig. 7). 경고 구간은 정상 구간보다 IAV 및 MAV(정상 구간 : 0.87 ± 0.01 , 경고 구간 : 1.06 ± 0.01)가 17 % 정도 낮고, WL(경고 구간 : 0.86 ± 0.11 , 정상 구간 : 1.04 ± 0.01)이 18 % 정도 낮으며, ZC(경고 구간 : 0.97 ± 0.01 , 정상 구간 : 1.01 ± 0.01)가 4 % 정도 낮은 것으로 나타났다.

3.3 신체 부위와 G-LOC 상태의 교호작용 효과

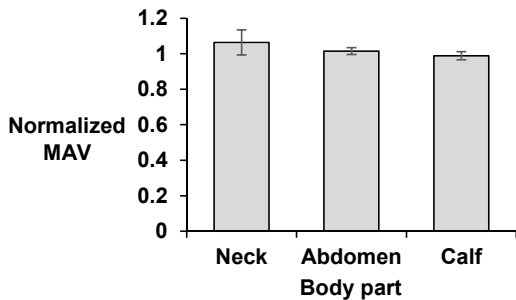
신체 부위와 G-LOC 상태의 교호작용 효과는 목 부위가 복부 및 종아리 부위와 G-LOC 전/후 상태에 따른 EMG feature 값에 대하여 상이한 경향을 나타내는 것으로 확인되었다(Fig. 8). 목 부위에서의 EMG feature 값은 경고 구간(RMS : 1.36 ± 0.33 , IAV & MAV : 1.23 ± 0.26 , WL : 1.25 ± 0.29)이 정상 구간(RMS : 0.99 ± 0.02 , IAV & MAV : 1.01 ± 0.02 , WL : 1.03 ± 0.02)보다 증가한 것으로 나타났다. 반면, 복부 부위에서는 경고 구간(RMS : 0.78 ± 0.04 , IAV & MAV : 0.77 ± 0.04 , WL : 0.73 ± 0.04)이 정상 구간(RMS : 1.05 ± 0.02 , IAV & MAV : 1.08 ± 0.02 , WL : 1.06 ± 0.02)보다 감소하였고, 종아리 부위에서도 경고 구간(RMS : 0.61 ± 0.07 , IAV & MAV : 0.59 ± 0.07 , WL : 0.58 ± 0.07)이 정상 구간(RMS : 1.08 ± 0.03 , IAV & MAV : 1.06 ± 0.02 , WL : 1.03 ± 0.02)보다 감소한 것으로 나타났다.



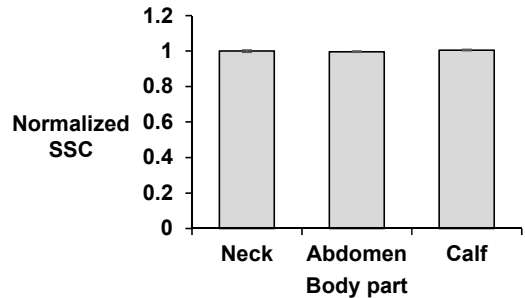
(a) Root mean square(RMS)



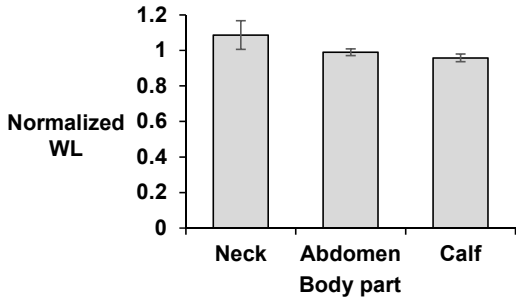
(b) Integrated absolute value(IAV)



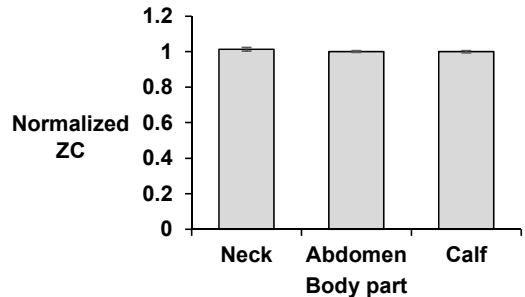
(c) Mean absolute value(MAV)



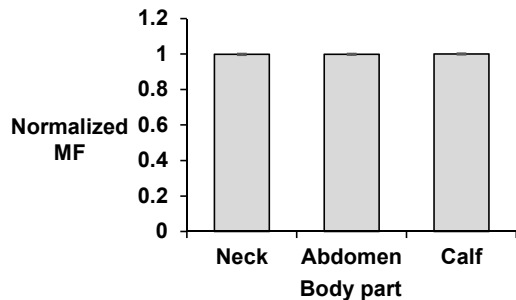
(d) Slope sign changes(SSC)



(e) Waveform length(WL)

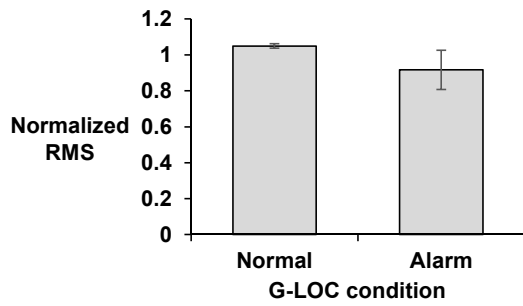


(f) Zero crossing(ZC)

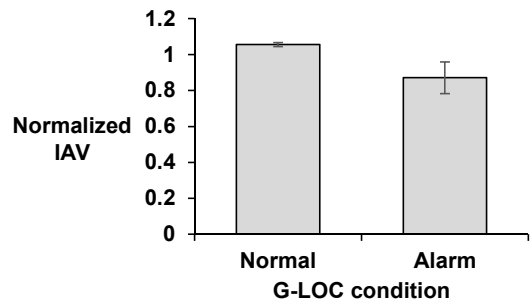


(g) Median frequency(MF)

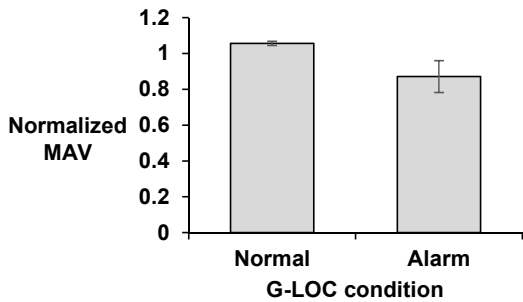
Fig. 6. The value of EMG features by body parts



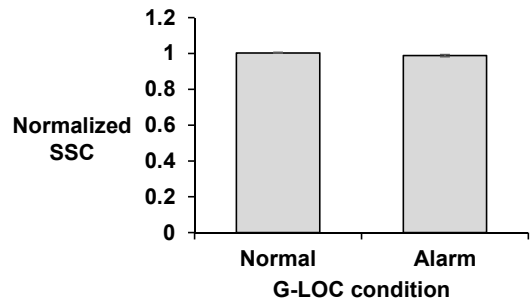
(a) Root mean square(RMS)



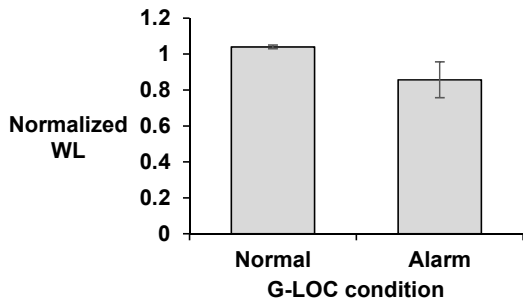
(b) Integrated absolute value(IAV)



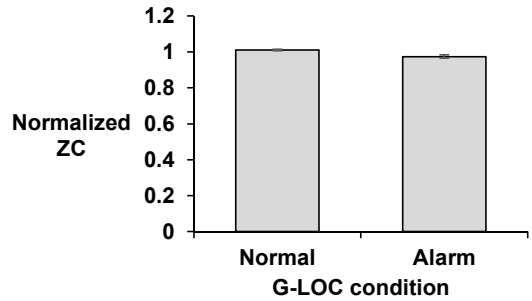
(c) Mean absolute value(MAV)



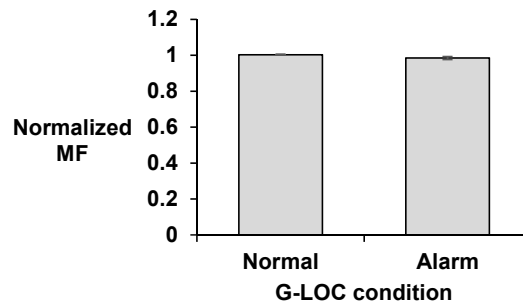
(d) Slope sign changes(SSC)



(e) Waveform length(WL)

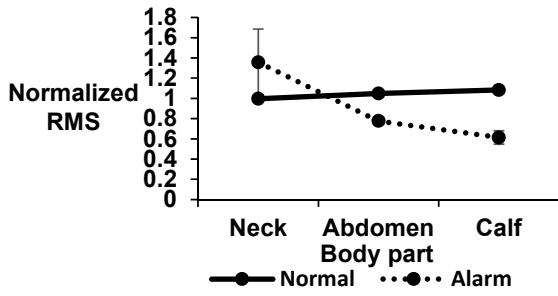


(f) Zero crossing(ZC)

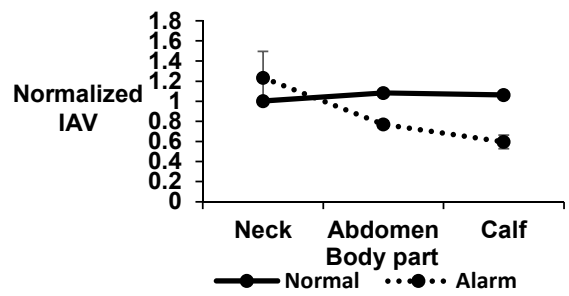


(g) Median frequency(MF)

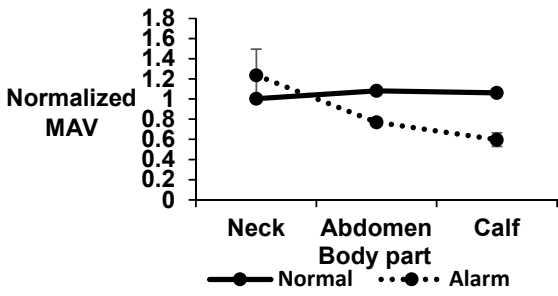
Fig. 7. The value of EMG features by normal phase and alarm phase of G-LOC condition



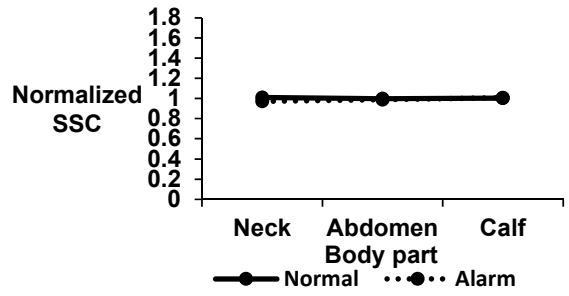
(a) Root mean square(RMS)



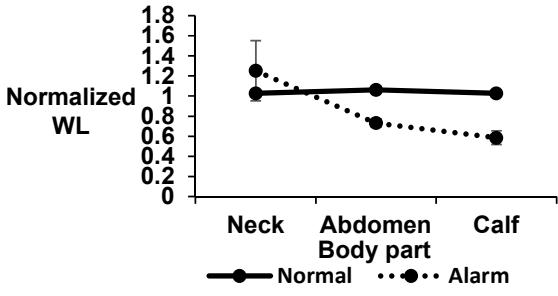
(b) Integrated absolute value(IAV)



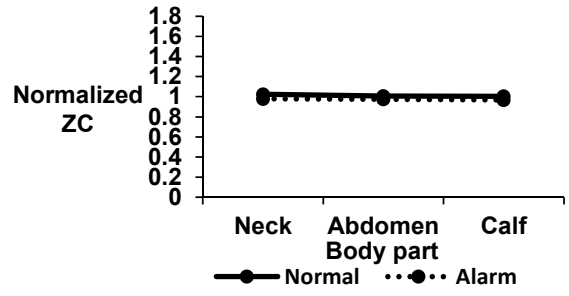
(c) Mean absolute value(MAV)



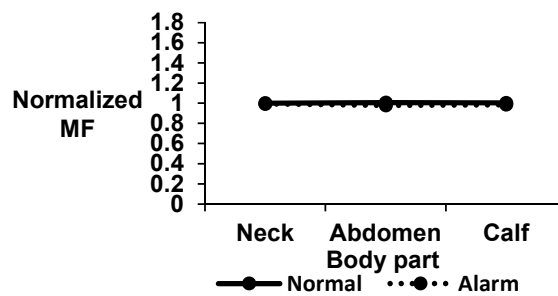
(d) Slope sign changes(SSC)



(e) Waveform length(WL)



(f) Zero crossing(ZC)



(g) Median frequency(MF)

Fig. 8. The value of EMG features by body parts and condition before/after G-LOC

4. 최적 신체 부위 및 EMG 지표 제안

G-LOC 전/후 상태를 효과적으로 감지하기 위해서는 종아리 부위에 EMG 센서를 부착하는 것이 최적인 것으로 파악되었다. 먼저, 목 부위에서는 RMS, IAV, MAV, 그리고 WL이 경고 구간이 정상 구간보다 유의하게 증가한 것으로 나타났는데, 이는 조종사들이 의식 상실에 따른 목 부위 경직현상이 발생한 것으로 판단된다. 따라서, 목 부위는 G-LOC 전/후 상태에 따른 근수축력 저하를 감지하는 것이 부적절하여 제외되었다. 다음으로, 복부 부위에서는 종아리 부위와 유사하게 RMS, IAV, MAV, 그리고 WL가 경고 구간이 정상 구간보다 유의하게 감소한 것으로 나타났으나, 복부 부위의 G-LOC 전/후 EMG feature의 차이(RMS : MD = 0.27, IAV & MAV : MD = 0.31, WL : MD = 0.33)가 종아리 부위(RMS : MD = 0.47, IAV & MAV : MD = 0.47, WL : MD = 0.45)에 비해 낮은 것으로 나타났다. 이는 조종사가 AGSM을 수행하는 과정 중 시간이 지남에 따라 EMG 신호 진폭이 상체 근육보다 하체 근육에서 더욱 감소하는 경향을 보인다는 Cornwall and Krock(1992)의 연구 결과와 일치하는 것으로 파악되었다^[18]. 또한, 조종사의 동작 용이성, 센서의 접근 용이성, 임무 방해 가능성 등을 고려하였을 때, 복부 부위는 종아리 부위에 비해 부적절하다고 판단되어 제외되었다.

한편, G-LOC 예측을 위한 최적 EMG 지표는 근수축력을 반영하는 IAV와 근수축력 및 근피로도를 반영하는 WL인 것으로 파악되었다. Bain et al.(1994) 연구에서는 RMS, MF와 같은 제한된 지표만을 활용하여 +Gz 증가 환경 하에서 EMG 신호의 변화 유무를 파악하고자 하였으나 유의한 차이를 발견하지 못하였는데^[9], 본 연구에서는 신체 부위와 G-LOC 상태의 주 효과 및 교호작용 효과를 통계적으로 분석한 결과, RMS, IAV, MAV, WL, 그리고 ZC 지표가 유의한 것으로 확인되었다. RMS는 G-LOC 상태의 주 효과가 유의하지 않은 것으로 나타나 제외되었고, ZC는 G-LOC 전/후 EMG feature의 차이(4 %)가 IAV & MAV(17 %), WL(18 %)보다 낮은 것으로 나타나 제외되었다. MAV는 IAV와 유사한 지표이나, IAV보다 측정 수치의 절대값이 낮아 EMG 신호의 변화 경향을 직관적으로 파악하기 어려워 제외되었다.

5. 결론

본 연구는 신체 부위와 G-LOC 전/후 상태에 따른 EMG 신호의 변화를 분석하였다. 본 연구는 실험 참여자가 중력가속도 장비에 탑승하여 L-1 기법을 수행하는 동안의 목, 복부, 그리고 종아리에 작용하는 근육의 근수축력 및 근피로도를 EMG 센서를 통해 측정하였다. 이를 위해 +5 Gz 이상에서 EMG 데이터로부터 G-LOC 시점 3초 전후로 정상 구간과 경고구간으로 구분하여 feature 값을 획득하고, 근수축력을 반영하는 3가지 EMG 지표와 근수축력 및 근피로도를 반영하는 4가지 EMG 지표를 활용하여 설정된 time window에 따라 각 신체 부위별 변화 추이를 관찰하였다. 실험 결과, G-LOC 전/후 상태를 효과적으로 감지하기 위해서는 종아리 부위에 EMG 센서를 부착하여 IAV와 WL 지표를 활용하는 것이 최적인 것으로 파악되었다. 추후에는 획득된 EMG 신호 데이터를 활용하여 전투 조종사들의 임무 수행을 지원하는 Wearable Computer에 탑재될 생체신호 모니터링 체계 및 G-LOC 경고를 위한 알고리즘을 개발하는 연구가 필요하다. 또한, 향후에는 조종사 비행속력 정도, Anti-G suit 착용 여부, +Gz 강도 수준 등과 같은 조건 변화에 따른 EMG 특성 차이에 대한 분석이 요구된다.

후 기

본 연구는 국방과학연구소 민군기술협력진흥원의 지원으로 수행되었으며(12-DU-EB-01), 2014년도 한국군사과학기술학회 종합학술대회에서 발표되었습니다.

References

- [1] B. Choi, D. Kim and M. Kim, "Effectiveness of EMG in Development of G-induced Loss of Consciousness(G-LOC) Warning System," In Proceedings of the International Conference on Biomedical Engineering and Systems, No. 129, pp. 1-4, 2014.
- [2] Jeffrey R. Davis, Robert Johnson, Jan Stepanek and Jannifer A. Fogarty, "Fundamentals of Aerospace Medicine," Lippincott Williams & Wilkins, 2008.

- [3] A. Lance, O. Robert, B. Ulf, I. Wayne and W. Paul, "Evaluation of the Joint Service Mustang Anti-G Suit," AFRL-HE-BR-TR-2005-0081, 2005.
- [4] C. Lee and S. Park, "The Effects of High Sustained +Gz under Different Seat Back Angles," J. of the Ergonomics Society of Korea, Vol. 15, No. 1, pp. 69-78, 1996.
- [5] Y. Kim, "G-induced Loss of Consciousness," Korean J. of Aerospace and Environmental Medicine, Vol. 2, No. 1, pp. 82-91, 1992.
- [6] C. Kim, B. Hwang, I. Kang, S. Jang, K. Kim and M. Park, "Development of Gravity-Induced Loss of Consciousness(GLOC) Monitoring System and Automatic Recovery System," J. of Institute of Control, Robotics and Systems, Vol. 17, No. 7, pp. 704-713, 2011.
- [7] Y. Wu, H. Sun, J. Cammarota and L. Hrebien, "Wavelet Decomposition Method on EEG Analysis of G-LOC Phenomena," In Proceedings of the 19th Annual International Conference of the IEEE, 1997.
- [8] S. Park, D. Shin, H. Park, Y. Lee, D. Shin and K. Park, "Diagnostic Approach with Quantitative Analysis of Polysomnography in REM Sleep Behavior Disorder," J. Korean Sleep Research Society, Vol. 9, pp. 46-51, 2012.
- [9] Y. Shin, S. Kim, S. Ok and S. Kim, "The Influence of a Muschle Relaxant on Bispectral Index During the Propofol Induction of Anesthesia," Korean J. of Anesthesiol, Vol. 54, No. 4, pp. 373-377, 2008.
- [10] B. Bigland and O. Lippold, "The Relation between Force, Velocity and Integrated Electrical Activity in Human Muscles," J. of Physiol, Vol. 123, No. 1, pp. 214-224, 1954.
- [11] HH. Chen, YC. Wu and MD. Kuo, "An Electromyographic Assessment of the Anti-G Straining Maneuver," Aviation, Space and Environmental Medicine, Vol. 75, No. 2, pp. 162-167, 2004.
- [12] K. Netto and A. Burnett, "Neck Muscle Activation and Head Postures in Common High Performance Aerial Combat Maneuvers," Aviation, Space and Environmental Medicine, Vol. 77, No. 10, pp. 1049-1055, 2006.
- [13] J. Lim, J. Seo and K. Chung, "The changes on EMG Before & After G-Loc," J. of Korean Military Medical Association, Vol. 40, No. 1, pp. 66-76, 2009.
- [14] Rangarj M. Rangayyan, "Biomedical Signal Analysis, A Case-Study Approach," WILEY INTER-SCIENCE, 2002.
- [15] R. Merletti, L. Lo Conte, E. Avignone and P. Guglielminotti, "Modeling of Surface Myoelectric Signals-Part I : Modeling Implementation," IEEE Trans. Biomed. Eng., Vol. 46, No. 7, pp. 810-820, 1999a.
- [16] R. Merletti, S. H. Roy, E. Kupa, S. Roatta and A. Granata, "Modeling of Surface Myoelectric Signals-Part II: Modeling-based Signal Interpretation," IEEE Trans. Biomed. Eng., Vol. 46, No. 7, pp. 821-820, 1999b.
- [17] S. Oliverira and M. Conçalves, "EMG Amplitude and Frequency Parameters of Muscular Activity : Effect of Resistance Training based on Electromyographic Fatigue Threshold," J. Electromyogr Kinesiol, Vol. 19, No. 2, pp. 295-303, 2009.
- [18] M. Cornawall and L. Krock, "Electromyographic Acitivity While Performing the Anti-G Straining Maneuver During High Sustained Acceleration," Aviation, Space and Environmental Medicine, Vol. 63, No. 11, pp. 971-975, 1992.
- [19] B. Bain, I. Jacobs and F. Buick, "Electromyographic Indices of Muscle Fatigue During Simulated Air Combat Maneuvering," Aviation, Space and Environmental Medicine, Vol. 65, No. 3, pp. 193-198, 1994.