

일정 부하 수축 시 수집한 표면근전도 신호에서 검출한 15개 특성 변수들의 노화에 따른 차이

論 文

57-9-29

Age-related Difference of the 15 Characteristic Variables in Surface EMG Signals Generated Under Constant Load Contraction

李 眞^{*} · 柳 仁 奎^{**} · 金 世 東^{***}
(Jin Lee · In Gyu Yoo · Se-Dong Kim)

Abstract - The objective of this study is to compare age-related differences of 15 characteristic variables estimated from SEMG signals, which were obtained from the old group(62 subjects) and young group(72 subjects). The SEMG signals were recorded from biceps brachii muscle under sustained isometric elbow flexion contraction with constant load(4kg dumbbell) during 30 seconds. Ten time domain (ARV, RMS, MSA, MTA, ZC, MSF, MTF, MSD, MTD, MSS) and five frequency domain(MNF, MDF, f_{max} , p_{max} , p_{to}) variables were extracted from the SEMG signals and then statistically analyzed, respectively. The findings of the analysis indicate significant age-related differences in the SEMG signal during constant load contraction.

Key words : Aging, surface EMG, Constant load muscle contraction

1. 서 론

우리 몸의 움직임과 지탱을 담당하는 근신경계(neuro-muscular system)는 노화(aging)에 따라 그 생리적 특성이 변화하며[1], 이러한 노화에 따른 근신경계의 변화 기전을 밝히기 위하여 근전도(EMG:electromyogram) 신호해석을 적용한 연구들이 계속 시도되어 오고 있다.

2002년 Merletti와 그의 동료들은[2] 일정 시간 %최대자수축(%MVC: maximum voluntary contraction)을 유지하며 노인과 젊은이들로 부터 수집한 표면근전도(SEMG:surface EMG) 신호를 분석하여 두 그룹 사이의 서로 다른 진폭증가의 비율을 보고하였으며, 1999년 ERIM과 그의 동료들은[3] 침 근전도(needle EMG) 신호를 분석하여 노인과 젊은이 사이의 운동단위 활동전위(MUAP: motor unit action potential) 발화율(firing rate) 차이를 보고하였고, 2007년 Yassierli와 그의 동료들[4]은 지속적인 일정 %MVC 수축 시의 표면근전도 신호를 분석하여 노화에 따른 근 피로도(muscle fatigability) 차이를 보고하였다.

또한 위와 같은 노인과 젊은이들 근전도 신호의 특성 차이는 노화에 따라서 다음과 같은 근신경계의 생리적 변화가 발생하여 나타나는 현상 때문일 것이라고 설명되어 지고 있다. 즉 피부 피하 층(subcutaneous layer)의 두께와 전도도(conductivity)의 변화[2,5], 근육의 감소와 근 섬유 길이의

수축[6], 운동단위와 type II 근섬유[1] 수의 감소[2-3] 등의 생리적 특성 변화가 노화에 따라 나타나 근육의 수축 활동 패턴에 영향을 미치는 것으로 보고되고 있다.

그러나 한편으로는 지금까지 근전도 신호 해석을 통하여 노화에 따라 변하는 근육의 활동을 설명하려는 많은 연구들에서는 실험에 참여한 피검자의 수, 근육 수축 방법, 해석에 적용된 근전도 특성 변수(characteristic variable)와 알고리즘(algorithm) 등의 조건이 달라짐에 따라 서로 상충되는 결과가 보고되고 있는 실정이다[2,4,15]. 그러므로 노화가 근신경계에 미치는 생리적 변화를 정량적으로 나타낼 수 있는 근전도 신호처리 변수의 표준화에 관한 연구가 여전히 요구되고 있다.

본 연구에서는 60대 이상 노인 62명으로 이루어진 그룹과 20대로 구성된 72명의 그룹, 총 134명의 피검자로부터 수집한 표면근전도 신호를 대상으로 시간 영역(time domain), 주파수 영역(frequency domain), 간섭패턴(interference pattern) 변수들의 해석을 각각 시도하여 노화에 따라 달라지는 표면근전도 변수들의 특성에 관한 정량적 기초 정보를 제공하였다. 이를 위하여 피검자 각각의 이두박근(biceps brachii muscle)을 30초간 일정부하 등척성 수축(constant load isometric contraction)의 동일한 근육수축 조건을 유지시키며 표면근전도 신호를 수집하였으며, 수집한 노인, 젊은이 두 그룹의 표면근전도 신호에서 15개의 특성변수들을 각각 추출하여 노화에 따른 각 변수의 차이를 통계적으로 분석하였다.

* 교신저자, 正會員 : 강원대학교 삼척캠퍼스 제어계측공학과 교수

E-mail : jlee3206@yahoo.co.kr

** 準 會 員 : 연세대학교 재활학과 석사과정

*** 正 會 員 : 두원공과대학 전기과 교수

接受日字 : 2008年 7月 1日

最終完了 : 2008年 8月 4日

2. SEMG 신호 분석

2.1 15 SEMG 특성 변수

본 연구에서 분석을 시도한 15개의 SEMG 특성 변수들의

간략한 정의를 시간 영역(time domain)과 주파수 영역(frequency domain)에서 각각 다음에 나타내었다. 이 변수들은 근전도 신호 해석에 현재 널리 사용되고 있는 관례적인 신호처리 기법들과[7-9] 최근의 간섭패턴(interference pattern) 신호처리 기법인 Turn과[10] Spike[11] 해석법들을 모두 포함하고 있다.

2.1.1 시간 영역 변수

- 정류된 신호의 평균값 : ARV(average rectified value)

$$= \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N |x_i|, x_i: \text{근전도 신호 sample} \dots\dots\dots (1)$$

N : 분석구간 내의 전체 sample 수

- 근전도 신호의 실효치 : RMS(root mean square) value

$$= \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N x_i^2} \dots\dots\dots (2)$$

- Turn 진폭의 평균값 : MTA(mean turn amplitude)

$$= \sum_{i=1}^{NT} \frac{TA_i}{NT}, TA_i: \text{turn amplitude} \dots\dots\dots (3)$$

NT : number of turn

- Spike 진폭의 평균값 : MSA(mean spike amplitude)

$$= \sum_{i=1}^{NS} \frac{SA_i}{NS}, SA_i: \text{spike amplitude} \dots\dots\dots (4)$$

NS : Number of spike

- 분석구간 내에 존재하는 turn의 수: MTF(mean turn frequency)

$$= \frac{NT}{T_{WD}}, T_{WD}: \text{분석시간} \dots\dots\dots (5)$$

- 분석구간 내에 존재하는 spike의 수 : MSF(mean spike frequency)

$$= \frac{NS}{T_{WD}} \dots\dots\dots (6)$$

- 분석구간 내에 존재하는 영점교차의 수 : ZC(zero crossing)

$$= \frac{N_{zc}}{T_{WD}}, N_{zc}: \text{number of zero crossing} \dots\dots\dots (7)$$

- Turn 지속시간의 평균값 : MTD(mean turn duration)

$$= \sum_{i=1}^{NT} \frac{TD_i}{NT}, TD_i: \text{turn duration} \dots\dots\dots (8)$$

- Spike 지속시간의 평균값 : MSD(mean spike duration)

$$= \sum_{i=1}^{NS} \frac{SD_i}{NS}, SD_i: \text{spike duration} \dots\dots\dots (9)$$

- Spike 기울기의 평균값 : MSS(mean spike slope)

$$= \sum_{i=1}^{NS} \frac{SS_i}{NS}, SS_i: \text{spike slope} \dots\dots\dots (10)$$

2.1.2 주파수 영역 변수

- 전력 spectrum의 중간 주파수 : MDF(median frequency)

$$= \sum_{i=1}^{f_{med}} p_i = \sum_{i=f_{med}}^M p_i = \frac{1}{2} \sum_{i=1}^M p_i, M: \text{highest harmonic} \dots\dots\dots (11)$$

P_i : 근전도 신호의 power spectrum,

f_{med} : median frequency

- 전력 spectrum의 평균 주파수 : MNF(mean frequency)

$$= f_{mean} = \sum_{i=1}^M f_i p_i / \sum_{i=1}^M p_i \dots\dots\dots (12)$$

- 최대 전력 spectrum에서의 주파수 : f_{max} (frequency at maximum power)

- 전력 spectrum의 전체 면적 : P_{to} (total power)

- 전력 spectrum의 최대 값 : P_{max} (maximum power)

2.2 통계 분석

젊은이 72명, 노인 62명그룹에서 추정된 각 변수의 통계적 특성을 다음의 방법을 사용하여 분석하였다. 먼저 두 그룹에서 추정된 각 변수 평균 차이의 유의성을 독립 t-검정 ($p < 0.05$)을 통해 검증하였다. 또한 95% 신뢰구간(confidence interval), 표준 오차(standard error), 변화계수(coefficient of variation), 백분위 범위(percentile range) 등의 기술통계 값을 각각 계산하여 15개 특성 변수로 추정된 데이터의 통계적 특성을 검토하였다. 마지막으로 15개 변수 사이의 통계적 상관성을 Spearman 상관 분석법(correlation analysis)을 이용하여 검증하였으며, 이러한 통계분석은 SPSS 12.0 소프트웨어를 사용하여 프로그래밍 하였다[12].

3. 데이터 수집 실험

3.1 대상자

60대 이상 노인 62명과 20대의 젊은이 72명, 총 134명의 피검자를 대상으로 근전도 신호를 수집하였다. 노인 피검자는 강원도 원주시에 위치한 노인 복지관 및 경로당을 방문하여 실험 참여를 요청 하였으며, 젊은이 들은 우리 대학의 학생들을 대상으로 하였다. 모든 피검자는 알려진 질환이 없는 정상인으로 오른 우세 손 이었고, 자발적으로 실험에 참가해 주었다. 남성 노인 피검자의 실험 참여가 저조하여 젊은이의 경우도 유사한 비율로 구성하였으며, 표 1에 노인과 젊은이 그룹 피검자에 관한 정보를 여성, 남성, 전체로 나누어 각각 나타내었다.

표 1 피검자 나이, 키, 몸무게의 평균±표준편차

Table 1 Mean and ±standard deviation of age, height and weight of the subjects.

	young group			old group		
	men (7명)	women (65명)	total (72명)	men (9명)	women (53명)	total (62명)
나이	25.43±3.69	22.28±2.24	22.58±2.56	73.56±5.63	73.34±6.81	73.37±6.22
키	172.14±6.04	163.03±4.33	163.92±5.23	165.33±8.39	150.87±6.81	152.97±8.67
몸무게	63.86±5.49	53.14±5.43	54.18±6.27	62.44±11.02	58.00±9.04	58.65±9.38

3.2 근육 수축

본 연구에서는 이두박근(biceps brachii muscle)을 대상으로 동일한 부하의 등척성 자의적 수축(constant load isometric voluntary contraction)을 유도하여 표면 근전도 신호를 수집하였다. 모든 피검자에게 동일한 실험 조건을 유지시키기 위하여, 먼저 피검자는 의자에 편안한 자세로 앉아서 오른팔을 책상위에 올려놓도록 하였다. 이때 허리는 곧게 펴고(엉덩이 관절과 허리 각도 90o), 어깨와 팔꿈치의 각도는 35o를 유지시켰으며, 이를 위하여 높이 조절이 가능한 의자와 발판을 사용하였다. 다음으로 이와 같은 일정한 자세에서 4kg 덤벨(dumbbell)을 들어 올리는 팔꿈치 굽힘(elbow flexion) 동작을 실시하였다. 이때 손목은 중립 위치, 팔꿈치 각도는 책상 면으로부터 40°로 자체 제작한 보장구를 사용

하여 고정 시켰다. 피검자는 실제 근전도 수집 실험을 실시하기 전에 실험 동작에 익숙해지도록 충분한 연습을 하여 전체 피검자들이 일정한 근육 수축이 이루어지도록 주의하였다. 이와 같은 일정한 자세의 팔꿈치 굽힘 수축을 30초간 유지 시키며 이두박근의 표면 근전도 신호 수집 실험을 실시하였다.

3.3 표면 근전도(SEMG) 수집

이두박근을 대상으로 피부표면을 알콜 거즈로 닦아내어 표면전극과 피부사이의 접촉저항을 최소화 시킨 후 피부 인터페이스(interface) 테이프(tape)를 사용하여 표면 전극을 부착하였으며, 전극 부착 후 초기 기저선 잡음의 RMS(root mean square)값이 4[μV]이하가 되도록 충분한 안정화 시간을 두고 신호 취득을 실시하였다. 근전도 신호의 취득은 Delsys 사의 Bagnoli-2 EMG system[13]과 Data Translation사의 DT9804 A/D 컨버터를 사용하여, 필터 대역폭 20-450[Hz], 증폭률은 1000배, 표본화 주파수는 1024[Hz]로 각각 설정하여 수집하고 컴퓨터에 저장하였다.

4. 결과 및 토의

전체 134명의 젊은이와 노인으로부터 30초간 일정 부하 수축을 유지시키며 이두박근으로부터 수집한 표면근전도 신호를 대상으로 15개 변수에 대한 두 그룹 간의 정량적 정보를 제공하기 위하여 다음과 같은 분석을 시도하였다. 먼저 창 길이(window length)를 1초로 설정하여 5초~9초 사이

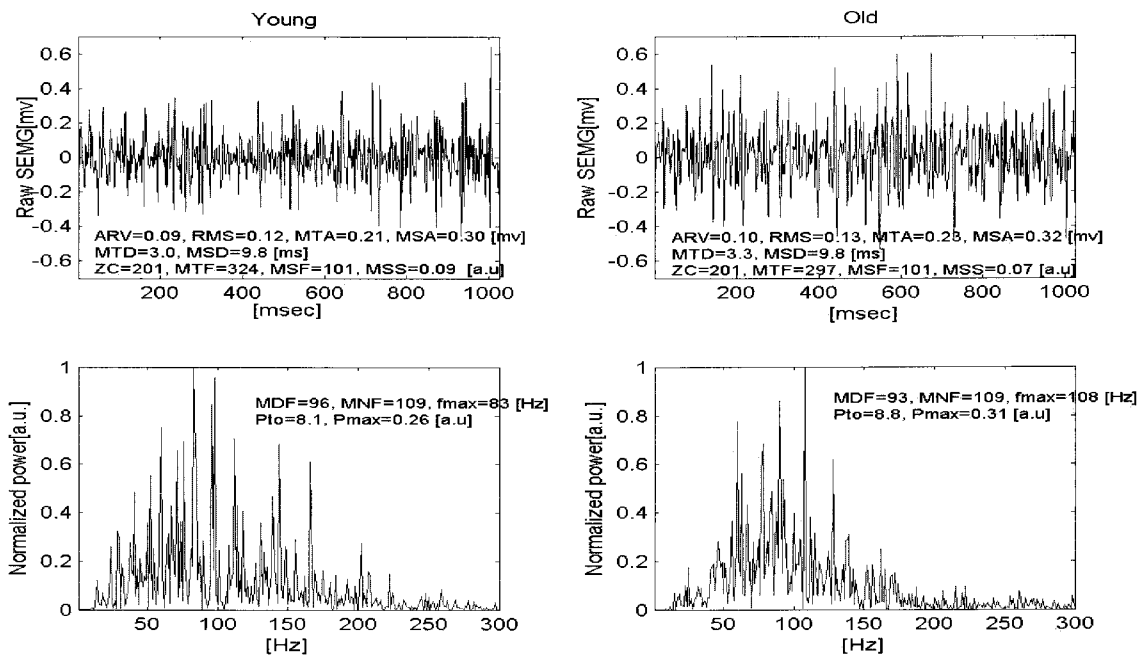


그림 1 샘플 표면근전도 신호와 전력 스펙트럼. (각 그림은 그 신호에서 추정된 특성 변수의 값들을 포함하고 있다. 젊은 이:20살 여, 49kg, 158cm; 노인:81살 여, 65kg, 149cm)

Fig. 1 Samples of the raw SEMG signal and their power spectrums.(Each plot contains the characteristic variables estimated from the waveform. young:20 years old woman, 49kg and 158cm; old:81 years old woman, 65kg and 149cm)

개 분석 데이터블록에서 15개 특성 변수를 시간 영역과 주파수 영역에서 각각 추정하였다. 이와 같이 5초 구간에서 추정된 5개 변수들의 평균값을 피검자 1명에 대한 각 특성 변수의 대푯값으로 사용하여 노인과 젊은이 그룹 간의 차이 분석에 적용하였다.

다음 그림 1에 분석에 이용된 표면근전도 신호와 전력 스펙트럼의 예를 추정된 변수들과 함께 시간 영역, 주파수 영역에서 각각 나타내었다.

그림 1의 위에 칸은 젊은이, 노인 피검자 각각 1명의 샘플 표면근전도 신호를 1초 분석 구간을 선택하여 표시한 것이며, 각각의 신호로부터 추정된 시간 영역 변수 10개의 값과 동시에 나타내었다. 또한 아래 칸에는 위에 나타낸 신호에 FFT(fast Fourier transform) 알고리즘을[16] 적용하여 구한 전력 스펙트럼(power spectrum)을 정규화(normalization)한 것과, 그로부터 추정된 5개의 주파수 변수 값을 동시에 나타낸 것이다.

위 그림으로부터 4kg 덤벨의 부하를 들어 올리는 일정 부하 수축 시에 활성화 되는 이두박근의 표면근전도 신호의 모양과 15개 변수의 특성을 노인과 젊은이의 경우를 비교하여 알아볼 수 있으며, 본 연구에서는 이와 같은 분석을 노인, 젊은이 그룹 전체 134명의 표면근전도 신호에 대하여 각각 실시하여 종합적인 결과를 통해 노화에 따른 근전도 신호의 변화에 대한 정량적 정보를 제시하였다.

다음 표 2에 전체 피검자로부터 추정된 15개 변수의 결과를 각 그룹별로 요약하여 나타내었다.

표 2는 각 피검자로부터 이두박근에서 30초간 일정 부하

수축을 유지하며 취득한 표면근전도 신호를 대상으로 5초~9초 사이의 5개 분석 창의 데이터로부터 15개 변수 각각을 추정된 다음, 전체 134명의 결과를 그룹별로 종합하여 나타낸 것이다. 즉 ARV 변수의 경우, 젊은이 남성 7명의 평균±표준편차가 63.2±25.0[μV]이고, 여성 65명은 91.5±54.7[μV], 여성, 남성을 더한 전체 그룹은 88.8±53.1[μV]임을 각각 나타내는 것이다. 그리고 마지막 줄에는 전체 젊은이 그룹의 ARV 평균값이 전체 노인 그룹의 값보다 50% 크며 (50(y>o)), 여성그룹 사이의 차이와 전체 그룹 사이의 차이가 유의수준 5% 이하로 통계적으로 유의(Sw, St)한 것을 각각 나타낸 것이다. 또한 전체 134명의 데이터로부터 15개 변수를 추정할 때 각 변수의 변화계수(CV: coefficient of variation)가 작은 순서로 CV rank를 마지막에 나타낸 것이며, 이는 서로 다른 피검자의 개인적 특성에 영향을 적게 받는 각 특성 변수의 순위를 의미하는 것이다.

표 2에 나타난 결과를 살펴보면 첫째, 진폭관련 6개 변수 (ARV, RMS, MTA, MSA, Pto, Pmax)들은 모두 젊은이의 경우가 약 50%이상 큰 진폭을 보이는 것으로 나타났다. Merletti와 그의 동료들은[2] %최대자의수축 (MVC:maximal voluntary contraction) 시에 수집한 근전도 신호를 분석하여 노인의 경우 젊은이에 비하여 20~40% 근력 저하가 나타났으며, 이는 노화에 따라 근육이 감소하고, 근 섬유가 짧아지며, 피부 두께의 증가 등의 이유로 발생한 효과라고 보고하였다. 본 연구에서 나타난 일정 부하 수축 시에 노인과 젊은이의 근전도 신호의 진폭 차이는 이와 같은 기존 연구와 부합하는 결과로 볼 수 있다.

표 2 15개 특성 변수의 평균±표준편차와 두 그룹간의 차이

Table 2 Mean and ±standard deviation, together with difference of the two age groups for the estimated 15 characteristic variables.

	young group			old group			%mean difference; significance; CV rank
	men	women	total	men	women	total	
ARV[μV]	63.2±25.0	91.5±54.7	88.8±53.1	79.5±59.7	38.4±20.9	44.4±32.5	50(y>o); Sw,St; 11
RMS[μV]	82.9±33.4	113.7±63.4	110.7±61.7	107.9±76.7	50.2±27.1	58.6±42.6	47(y>o); Sw,St; 8
MTA[μV]	128.7±49.7	184.2±106.1	178.8±103.1	183.1±129.2	80.9±45.5	95.8±72.6	46(y>o); Sw,St; 9
MSA[μV]	275.5±191.1	326.2±185.1	321.2±185.0	253.0±183.6	114.9±62.4	135.0±100.7	58(y>o); Sw,St; 9
MSD[ms]	30.0±47.0	12.0±2.0	14.0±15.0	11.0±1.0	14.0±16.0	14.0±15.0	0; NS; 13
MTD[ms]	3.7±0.4	3.8±0.6	3.8±0.6	3.7±0.4	3.7±0.5	3.7±0.5	3(y>o); NS; 1
MDF[Hz]	64.57±10.61	69.01±13.65	68.58±13.39	85.09±23.42	68.47±10.46	70.88±14.14	3(y<o); NS; 5
MNF[Hz]	75.46±9.61	79.09±14.45	78.74±14.04	94.04±23.42	79.57±12.72	81.67±15.37	4(y<o); NS; 4
f _{max} [Hz]	48.89±13.03	57.11±14.40	56.31±14.40	73.36±23.57	56.36±11.40	58.83±14.84	4(y<o); NS; 7
P _{to} [mV ²]	4.2±2.8	9.0±10.4	8.5±10.0	8.9±1.5	1.7±2.1	2.7±6.3	68(y>o); Sw,St; 14
P _{max} [mV ²]	0.27±0.18	4.2±3.0	3.9±2.9	0.39±0.68	0.1±0.1	0.13±0.29	97(y>o); Sw,St; 15
ZC[a.u]	150.3±28.8	160.2±33.6	159.3±33.1	164.9±17.8	144.9±36.5	147.8±35.0	7(y>o); Sw,St; 5
MTF[a.u]	255.6±37.1	256.1±40.9	256.0±40.3	257.2±22.1	249.8±38.6	250.8±36.6	2(y>o); NS; 1
MSF[a.u]	79.4±10.2	82.6±14.3	82.3±13.9	86.2±7.8	82.1±13.1	82.7±12.5	0; NS; 3
MSS[a.u]	0.037±0.017	0.054±0.034	0.052±0.033	0.055±0.033	0.024±0.016	0.029±0.022	44(y>o); Sw,St; 12

Sw : 여성그룹의 의미 있는 차이(t-검정, p<0.05); St : 전체그룹의 의미 있는 차이(t-검정, p<0.05)

NS : non-significance; y : young; o : old; CV : coefficient of variation

둘째, 주파수 관련 3개 변수(MDF, MNF, fmax) 모두는 통계적으로 유의하지 않은 차이로 노인의 경우가 약 4% 크게 나타났다. Esposito[5]와 Merletti[2]의 동료들은 노화에 따라 증가하는 피부두께가 표면근전도 신호의 취득 시에 마치 저역통과 필터처럼 동작하여 노인 근전도 신호의 평균주파수가 약간 떨어진다고 보고하였다. 그러나 본 연구의 결과는 이와는 반대로 노인 그룹에서 추정된 주파수 관련 변수가 조금은 높게 나타났다. 이 결과는 근육 수축 조건의 변화(%최대자외수축과 일정부하수축)에 의한 차이일 수도 있겠지만, 노화에 따른 표면근전도 신호의 주파수 변화에 대한 연구 결과에는 여전히 다양한 불일치가 존재할 수 있다는 것을 가리키며, 주파수 변수 추정의 경우에는 대상 그룹의 피검자 수, 근육 부위와 수축력, 전극 부착 위치, 기타 실험 조건 등의 차이에 대한 면밀한 연구가 계속 진행되어야 할 것으로 사료된다.

셋째, 시간 영역에서 간섭패턴(interference pattern) 해석

변수들(ZC, MSF, MTF, MSS) 대부분은 젊은이 그룹의 평균이 조금 큰 값으로 나타났다. 특히 ZC 변수의 경우는 7%, MSS 변수는 44%의 유의한 차이를 각각 나타내었다. 본 연구에서 최초로 시도한 간섭패턴 해석 변수들의 두 그룹 간 차이 결과는 젊은이의 표면근전도 신호가 노인의 경우보다 복잡성(complexity)이 높다는 것을 증명하는 것이다. 즉 노화에 따른 운동단위 활동전위(MUAP: motor unit action potential)의 발화율(firing rate) 감소[3], 운동단위수의 감소[14], 운동단위 참여(recruitment)의 감소[15] 등의 생리적 효과를 반영하여 나타난 결과라 할 수 있다.

기타로 운동단위 활동전위의 지속시간(duration)과 관련된 변수(MSD, MTD)들은 두 그룹 간에 별 차이를 나타내지 않았다. 또한 15개 변수 각각을 다수의 피검자 신호를 대상으로 추정할 때 추정 값의 산포도(dispersion)를 나타내는 변화계수를 살펴보면, 시간 영역 주파수 관련변수(MSF, MTF)와 주파수 변수(MDF, MNF)들이 진폭 변수들 보다는

표 3 4개 대표 변수의 기술통계 값들
Table 3 Descriptive statistics of 4 characteristic variables

	young group			old group		
	men	women	total	men	women	total
ARV [μV]						
95% CI of the mean	40.1±86.4	78.0±105.1	76.3±101.3	33.6±125.4	32.7±44.2	36.1±52.6
SE of the mean	19.8	40.0	38.1	36.2	15.3	20.4
CV(%)	39.6	59.9	59.9	76.1	54.4	73.2
Interquartile range	30.1	60.27	54.34	16.1	24.0	30.7
25%-75% percentile	53.1±83.2	59.8±120.021.6±21	55.3±109.6	54.6±70.7	23.1±47.1	23.6±54.4
5%-95% percentile	29.8±90.9	0.6	21.0±195.2	36.1±175.2	16.3±78.5	16.4±88.6
MDF [Hz]						
95% CI of the mean	54.8±74.4	65.6±72.4	65.4±71.7	67.1±103.1	65.6±71.4	67.3±74.5
SE of the mean	8.2	10.0	9.8	19.0	9.1	10.6
CV(%)	16.4	19.8	19.5	27.5	15.3	20.0
Interquartile range	10.3	16.6	13.7	30.8	18.8	18.3
25%-75% percentile	59.2±69.5	60.4±77.0	60.3±74.0	68.0±98.8	59.4±78.2	60.9±79.2
5%-95% percentile	49.8±76.5	48.2±93.9	48.4±90.9	64.6±123.0	55.7±84.4	55.8±88.6
MSD [ms]						
95% CI of the mean	13.0±73.0	12.0±13.0	10.4±17.4	10.6±12.3	9.9±18.9	10.2±17.7
SE of the mean	30.3	1.6	4.0	0.7	4.4	4.1
CV(%)	156.7	16.7	102.3	9.1	114.3	107.1
Interquartile range	2.2	2.0	1.9	0.7	2.9	2.6
25%-75% percentile	12.0±14.0	11.0±13.0	11.0±13.0	11.0±12.0	11.0±13.0	11.0±13.0
5%-95% percentile	10.7±99.9	9.2±16.3	9.3±16.5	10.4±13.2	9.5±15.8	9.6±15.4
ZC [a.u]						
95% CI of the mean	123.7±176.7	151.9±168.6	151.5±167.1	151.2±178.5	134.9±155.0	138.9±156.7
SE of the mean	21.9	25.0	25.5	14.0	29.9	28.8
CV(%)	19.2	21.0	20.8	10.8	25.2	21.7
Interquartile range	29.8	32.4	31.4	22.0	53.0	55.0
25%-75% percentile	135.5±165.3	144.6±177.0	144.3±176.6	153.6±175.6	119.4±172.4	120.0±175.0
5%-95% percentile	10.7±99.9	9.2±16.3	103.1±211.3	137.8±185.0	84.3±198.0	85.7±194.3

CI : confidence interval, SE:standard error, CV:coefficient of variation

작은 변화계수를 나타내는 결과를 볼 수 있다. 이는 아마도 주파수 관련 변수가 피검자 개인의 생리적 근육 상태 차이에 의한 영향을 최소화 하며 추정할 수 있는 특성 변수임을 의미하는 것으로 볼 수 있을 것이다.

최종적으로 표 2에 나타난 결과들은 일정 부하 수축 시에 취득한 두 그룹의 이두박근 표면근전도 신호에 대한 15개 특성 변수들의 기준 값들을 제시해 줄 뿐만 아니라, 노화에 따른 두 그룹 사이의 차이를 반영하는 변수들에 대한 정량적 정보도 제공해 주고 있다.

다음으로 표 3에 전체 15개를 대상으로 구한 여러 가지 기술통계 값들을 진폭, 주파수, 지속시간, 간섭패턴 해석 관련 대표 변수 각각 1개씩을 선정하여 나타내었다. 15개 모든 변수의 결과를 검토해 본 결과, 기타 관련 변수들의 특성은 선정한 대표 변수와 유사하게 나타났으며, 이 표를 통해 두 그룹의 표면근전도 신호에서 관련 변수들의 통계적 특성을 보다 면밀히 분석해 볼 수 있다.

표 3에서 ARV의 경우 젊은이 그룹 72명 평균의 95% 신뢰구간은 $76.3 \pm 101.3 [\mu V]$, 노인 그룹 62명 평균의 95% 신뢰구간은 $36.1 \pm 52.6 [\mu V]$ 로 각각 나타나, 동일 부하 수축 시에 젊은이 그룹 표면근전도 신호의 큰 진폭에 대한 통계적 신뢰성을 확인할 수 있다. 또한 백분위(percentile) 수와 범위(range)들을 살펴보면 동일한 수축 시에 서로 다른 피검자의 특성에 따라 달라지는 진폭의 변화가 젊은이 그룹이 (5%-95% percentile= 21.0 ± 195.2) 노인그룹(= 16.4 ± 88.6) 보다 훨씬 더 크게 나타난다는 것을 알 수 있다. 이는 근신경계 시스템(neuro-muscular system)의 활성화에 의해 발생하는 운동단위 활동전위의 진폭 특성이 젊은이들의 경우 개인차가 노인들 보다 크다는 사실을 뒷받침 하는 결과라고 볼 수 있다.

주파수 변수인 MDF 추정 값의 경우에는 두 그룹 모두에서 ARV에 비하여 안정된 통계적 분포와 그에 따라 작은 변화계수 값을 주목할 수 있다. 근전도 신호에서 주파수 특성 변화의 주요 원인은 활동전위의 발화(firing)에 참여하는

운동단위 수와 그 발화율의 변화[3,5]라 알려져 있는데, 두 그룹의 피검자들로부터 4kg 덤벨 부하로 일정한 수축을 유지할 때 이두박근에서 발생하는 표면근전도 신호의 발화 및 참여(recruitment) 특성은 큰 차이를 보이지 않는 것으로 판단할 수 있다. 그러므로 노화에 따른 표면근전도 신호의 주파수 특성 변화에 대한 연구는 차후 보다 다양한 방법을 통하여 면밀한 검토가 계속 진행 되어야 할 것으로 사료된다.

또한 MSD 변수 추정의 변화계수가 두 그룹 모두에서 100%를 초과하여 나타났다. 이는 추정 값의 편차가 평균보다 더 큰 것을 의미하는 결과로, MSD 변수가 피검자 개인 차에 의한 변화를 크게 반영하는 특성을 나타낼 수 있다(전력관련 변수 Pmax, Pto의 경우에도 유사한 특성을 나타내었음). 반면에 시간 영역 간섭패턴 해석 변수에 해당하는 영점교차(ZC)의 경우에는 약 20%대의 변화계수로 두 그룹간의 유의한 차이에 대한 통계적 분포 특성을 보여주고 있다.

다음 표 4에는 15개 변수 서로간의 상관계수를 유의수준 1% 이하의 Spearman 상관 분석법($p < 0.01$)[12] 으로 구한 결과를 나타내었다.

표 4에서 ARV 변수 간의 첫 번째 결과 데이터인 0.52-MSA는 ARV와 MSA 두변수 사이의 상관계수가 유의수준 1% 이하에서 0.52임을 나타내는 것이며, ARV 변수의 경우 RMS 변수와의 상관계수가 가장 크다는 것을 알 수 있다.

표 4의 결과를 통해 1)서로 관련된 특성 변수들 사이의 높은 상관성(예:RMS- MTA=0.98), 2)지속시간과 주파수 관련 변수들 사이의 높은 음의 상관성(예:MSD- MNF=-0.92), 3)주파수영역 변수와 시간 영역 간섭패턴 주파수 변수들과의 높은 상관성(예:MNF-MSF=0.94) 등을 주목 할 수 있다. 결과적으로 표 3에 나타난 각 변수들의 기술통계 값들 및 표 4의 상관관계 분석 결과는 차후 표면근전도 신호의 노화 효과 분석에 효율적인 특성 변수의 선택에 도움을 줄 수 있는 정량적 정보를 제공할 수 있을 것으로 생각된다.

표 4 각 변수들 간의 상관 계수(Spearman 상관 분석, $p < 0.01$)

Table 4 Correlation coefficients by Spearman correlation analysis ($p < 0.01$)

variable	correlation coefficient-between pair variable
ARV	0.52-MSA, 0.82-MSS, 0.93-RMS, 0.91-MTA, 0.91-P _{to} , 0.91-P _{max}
RMS	0.88-MSS, 0.93-RMS, 0.98-MTA, 0.98-P _{to} , 0.96-P _{max}
MTA	0.91-MSS, 0.93-RMS, 0.96-P _{to} , 0.93-P _{max}
MSD	-0.97-ZC, -0.99-MSF, -0.87-MTF, 0.84-MTD, -0.83-MDF, -0.92-MNF, -0.66-f _{max}
MTD	-0.79-ZC, -0.85-MSF, -0.95-MTF, -0.57-MDF, -0.76-MNF
MDF	0.79-ZC, 0.85-MSF, 0.57-MTF, 0.93-MNF, 0.85-f _{max}
MNF	0.87-ZC, 0.94-MSF, 0.74-MTF, 0.77-f _{max}
f _{max} ,	0.64-ZC, 0.68-MSF
P _{to}	0.85-MSS, 0.95-P _{max}
P _{max}	0.80-MSS
ZC	0.97-MSF, 0.88-MTF
MTF	0.87-MSF

5. 결 론

본 연구에서는 일정한 부하(4kg 덤벨)를 들고 팔꿈치 굽힘(elbow flexion) 수축 시에 노인과 젊은이 피검자들의 이두박근에서 수집한 표면근전도 신호를 대상으로 노화에 따라 달라지는 15개 근전도 신호해석 변수들의 특성을 분석하였다. 본 연구를 통해 1) 젊은이 그룹에서 추정된 진폭변수 값이 50% 이상 노인 그룹에서 보다 크게 나타났다. 2) 주파수 변수의 경우 두 그룹간의 통계적 유의미한 차이는 없었다. 3) 영점교차(ZC) 변수의 경우 약 7% 젊은이 그룹에서 높게 나타났다. 4) 젊은이 피검자 그룹에서 진폭 변수의 개인차가 노인그룹에서 보다 크게 나타났다는, 등의 주요한 결과가 밝혀졌다.

이와 같이 본 연구에서 밝혀진 결과들은 차후 실제 임상적으로 보다 편리하게 사용할 수 있는 표면근전도 신호 해석을 통한 노화효과 분석에 기준이 될 수 있는 정량적 정보를 제공할 수 있을 것으로 생각된다.

참 고 문 헌

[1] J. V. Basmajian and C. J. De Luca, Muscles alive : Their functions revealed by electromyography., Baltimore, MD, Williams & Wilkins, 1985.

[2] R. Merletti, D. Farina, M. Gazzoni, and M.P. Schieroni, "Effect of age on muscle functions investigated with surface electromyography," Muscle & nerve, vol. 25, 65-76, 2002.

[3] Z. Erim, M.F. Beg, D. Burke, C.J. De Luca, "Effects of aging on motor-unit control properties," J Neurophysiol, vol. 82, 2081-2091, 1999.

[4] Yassierli, M.A. Nussbaum, H. Iridiastadi, L.A. Wojcik, "The influence of age on isometric endurance and fatigue is muscle dependent: a study of shoulder abduction and torso extension," Ergonomics vol. 50(1) 26-45, 2007.

[5] F. Esposito, D. Malgrati, A. Veicsteinas, and C. Orizio, "Time and frequency domain analysis of electromyogram and sound myogram in the elderly," Eur J Appl Physiol, vol. 73, 503-510, 1996.

[6] E. Schulte, D. Farina, R. Merletti, G. Rau, C. Disselhorst-Klug, "Influence of muscle fiber shortening on estimates of conduction velocity and spectral frequencies from surface electromyographic signals," Med Biol Eng comput vol. 42, 477-86, 2004.

[7] R. Merletti and L.R. Lo Conte, "Surface EMG signal processing during isometric contraction," J. Electromyogr. Kinesiol., vol. 7, No. 4, pp. 241-250, 1997.

[8] D. Farina and R. Merletti, "Comparison of algorithms for estimation of EMG variables during voluntary isometric contraction," J. Electromyogr. Kinesiol., vol. 10, pp. 337-349, 2000.

[9] R. Merletti and L.R. Lo Conte, "Advances in processing of surface myoelectric signal processing, Part I and Part II," Med. Biol. Eng. Comput., vol. 33,

362-384, 1995.

[10] 이진, 강원희, 김성환, " T/A 변수를 이용한 표면근전도 간섭패턴의 정량적 해석에 관한 연구 ", 대한전기학회지, 제54D권, 제5호, pp.348-357, 2005.

[11] 이진, 양희원, 정의곤, "일정한 자의 수축 시 표면 근전도 신호에 대한 Spike 변수 해석 ", 대한전기학회지, 제56권, 제4호, pp. 809-816 , 2007.

[12] 김용대, 박진경, SPSS 통계분석, 자유아카데미, 2005.

[13] <http://www.delsys.com>

[14] T.J. Doherty and W.F. Brown, " age-related changes in the twitch contractile properties of human thenar motor units," J Appl Physiol, vol. 82(1), 93-101, 1997.

[15] M. Bilodeau, T.K. Henderson, B.E. Nolte, P.J. Pursley, G.L. Sandfort, "Effect of aging on fatigue characteristics of elbow flexor muscles during sustained submaximal contraction," J Appl Physiol, vol. 91, 2654 - 2664, 2001.

[16] A. Papoulis, Probability, random variables and stochastic processes, Mcgraw-Hill, NY, 1965.

저 자 소 개



이진 (李 眞)

1964년 8월 11일생. 1987년 연세대학교 의용공학과 졸업. 1999년 서울시립대학교 전자공학과 졸업(공학박사). 1997년 3월~1999년 8월 : 한려대학교 의용공학과 전임강사. 1999년 8월~현재 : 삼척대학교, 컴퓨터응용 제어공학과 조교수. 2003년 1월~현재 : Boston Univ. NeuroMuscular Research Center 연구교수
e-mail : jlee3206@yahoo.co.kr



유인규 (柳 仁 奎)

연세대학교 대학원 재활학과
2007년 3월~현재 연세대학교 작업치료학과 석사과정
e-mail : ig0623@empas.com



김세동 (金 世 東)

1956년 3월 3일생, 1981년 한양 대학교 전기공학과, 1986년 동대학원 (석사), 2000년 서울시립대학교 대학원 (공학박사), 1984-1997.2 한국건설기술 연구원 수석연구원, 현재 두원공과 대학 전기과 교수, 건축전기설비 기술사, 관심분야 : 전력설비 및 에너지 진단