

sEMG 분석을 이용한 높이 들어올리기 자세에서의 신체적 작업부하의 정량적 평가방법 개발

이영진¹ · 지영준²

¹울산대학교 의용생체공학 협동과정, ²울산대학교 공과대학 전기공학부

Evaluation Method of Physical Workload in Overhead Lifting Posture Using Surface EMG Analysis

Youngjin Lee¹ and Youngjoon Chee²

¹Interdisciplinary program of Biomedical Engineering, University of Ulsan, Ulsan, Korea

²School of Electrical Engineering University of Ulsan, Ulsan, Korea

(Received September 15, 2011. Accepted October 17, 2011)

Abstract: For human factor engineering and wearable robot design, the quantitative assessment of physical workload is needed. Through measuring the surface EMG (sEMG) and analysis, the physical workload in overhead lifting posture is presented in quantitative manner. By normalizing sEMG activities with maximal voluntary contraction (MVC), the inter-subject variability is reduced. In all muscles, %MVC increased as the weight of lifting object increases. In anterior deltoid muscle, the %MVC was 3-4 times higher than the other muscles which imply that this muscle performs the major role in the overhead lifting posture. In fatigue analysis, %MVC and the mean frequency in muscle of anterior deltoid changed markedly when compared with other muscles. Through the suggested procedures and analysis, the physical workload for a specific posture can be represented in quantitative way but the clinical meaning for the value should be investigated further.

Key words: Electromyography, workload, frequency, wearable robot

328

1. 서 론

생산 현장에 로봇과 자동화 설비가 보급됨에 따라 과도한 신체적 작업부하를 요구하는 작업이 줄어들고 있다. 조선, 건설과 같이 공정의 정형화와 자동화가 힘든 현장에서는 산업용 로봇의 접근이 어려워 여전히 작업자의 신체적 작업에 의존하는 경우가 많아 근골격계 질환 발병 가능성이 높은 편이다[1]. 특히 무거운 중량을 들어 올려 유지한 상태에서 작업을 진행하게 되면 특정 근육에 피로도를 증가시켜 관련 질

환 발병과 사고의 가능성이 높아지고 작업 효율은 떨어진다.

이러한 문제점을 보완하기 위해 공간 제약이 적은 웨어러블 로봇(Wearable Robot)을 적용하여 근골격계 질환과 사고의 예방에 도움이 된다. 더 나아가 한 손으로 물체를 들고 다른 한 손으로 나사 돌리거나 용접 작업 등 다른 작업을 한다면 작업 효율성도 높일 수 있다. 웨어러블 로봇을 설계하기 위해서는 다양한 작업을 수행하는 데에 따른 작업자의 신체적 작업부하(Physical Workload)의 정량화가 필요하다. 다양한 작업 자세에 따라 사용되는 근육의 종류와 사용량이 달라지는데, 이러한 특성은 웨어러블 로봇 설계에 있어서도 주요한 파라미터로 사용될 수 있다. 또한 특정 작업에 대해 웨어러블 로봇을 적용하였을 때의 효과를 객관적으로 평가하자면 결국 작업자의 작업부하를 정량화 해야 한다. 일반적인 작업 설계와 같은 인간공학(Ergonomics) 측면에서도 객관적인 작업부하

Corresponding Author : 지영준
울산광역시 남구 대학로 102 울산대학교 공과대학 전기공학부 의공학전공 사무실
TEL: +82-52-259-1305 / FAX: +82-52-259-1306
E-mail: yjchee@ulsan.ac.kr
본 연구는 현대중공업에서 지원하는 울산대학교 전기공학부 일류화 사업 연구비의 지원을 받아 수행되었음.

정량화(Objective assessment of physical workload)에 대한 요구가 있어왔다[2-3].

신체적 작업부하를 객관적으로 평가하기 위한 방법으로는 설문응답형, 생체역학적 방법, 생리화학적 방법이 알려져 있다. 설문응답형 방법에는 Borg scale 방법이 대표적이다. 한 측정자의 여러 가지 작업에 대한 평가에는 용이하지만, 피험자에 따라 평가 기준이 다르므로 여러 측정자의 데이터를 비교하는 데에 어려움이 있다[2,4-5]. 생체역학적인 방법으로는 크게 영상분석과 표면 근전도(surface electromyogram, sEMG)를 이용하는 방법이 있다. 영상분석은 동작 분석에 많이 사용되며 관절의 위치, 동작의 크기, 가속도 등을 정확하게 기술하는 것이 가능하지만 고가의 장비와 지표를 부착하고 제한된 공간에서 촬영을 해야 하기 때문에 산업 현장에서 사용하는 데에 어려움이 있다[2]. sEMG를 사용하는 방법은 근육 수축 활성화 정도, 피로 정도를 측정 가능하며 근육의 작업부하, 피로도를 평가하는 방법으로 유용하다[2,6-8]. 하지만 피로도 분석시 근육의 종류와 주변 환경에 따라 신호 안정성과 재현성 낮아 질 수 있기 때문에 주의가 필요하다 [2,9]. 생리화학적 평가방법은 측정자의 심박수, 산소소모량, 이산화탄소 배출량 같은 생리화학적 요소를 측정하여 평가하는 방법이다[6,10-12]. 많은 경우에 이러한 방법 중에 두 가지 이상을 병행 측정하여 분석의 정확도를 높이기도 한다.

본 연구에서는 체표면 근전도(surface EMG, sEMG)의 측정 및 분석을 이용하여 웨어러블 로봇 설계와 적용 전후의 효과 분석, 기타 작업 설계에 적용 가능한 신체적 작업부하의 정량적 평가방법을 개발하여 제안한다. sEMG 측정치를 최대 자발적 수축(Maximal Voluntary Contraction, MVC)으로 나눈 값인 %MVC로 표현하여 신체적 작업부하를 정량화 하는 방법이 알려져 있다[14-15]. 또한 근육의 피로도가 증가함에 따라 sEMG의 중간 주파수와 평균 주파수가 감소하는 것으로 보고되고 있다[14,17,18]. 이러한 파라미터를 활용하여 산업현장에서 가장 흔한 힘든 자세인 무거운

물체를 높이 들어올린 상태에서 일정 시간 동안 자세를 유지하는 상황에서 신체적 작업부하를 정량적으로 표현할 수 있는 가능성을 보고자 한다. 특히 높이 들어올린 자세에서 오랜 시간을 지속하는 경우와 같이 시간 항목이 고려된 작업부하를 정량화 하기 위하여 %MVC와 중간 주파수의 변화를 기술기로 정량화하여 평가할 수 있을지에 대한 가능성을 확인하고자 한다. 근육의 작업부하를 정량적으로 평가하는 방법을 다른 자세에 대해서도 적용 가능하도록 하여 웨어러블 로봇의 개발, 작업 설계의 기초 데이터로의 활용을 하고자 한다.

II. 연구 방법

1. 연구 대상

(1) 분석 대상 자세와 근육의 선정

웨어러블 로봇을 개발하여 적용하려는 조선히를 방문하여 웨어러블 로봇의 투입이 예상되는 작업을 세 가지 선정하였다. 작업자의 의견을 바탕으로 작업이 필요한 자세를 선정하였다. 무거운 물체나 공구를 높이 들어올린 상태에서 용접, 볼트 조임과 같은 작업이 진행되는 경우가 많았다. 이 자세를 무거운 중량을 높이 들어올리기 자세(overhead lifting posture)로 명명하고 이 자세에 대해 신체적 작업부하 정량화 방법을 적용해 보았다. 대상 자세는 어깨, 팔꿈치로 무거운 것을 들고 수 초에서 수 분 동안 물체를 쳐다보는 작업으로 그림 1(a)에 표현하였다. 본 자세를 취하는 데에 있어서 분석 대상 근육을 선정해야 하는데, 예비 실험을 통해 하체 근육에서의 근전도는 변화가 크기 않아 그림1(b)와 같이 상체의 다섯 가지 근육을 선정하여 실험을 진행하였다. 피실험자는 그림 1(a)과 같이 다리를 어깨 너비로 벌리고 서서, 물체를 두 손으로 잡고 어깨 각도에 따라 팔꿈치의 각도를 조절하여 들어올리는 자세를 취한다. 분석 대상으로 선정된 근육은 그림 1(b)에 표현한 바와 같이 승모근(Upper Trapezius), 삼각근(Anterior Deltoid), 상완삼두근(Triceps Brachii), 상완이두근(Biceps Brachii), 척추기립근(Erector Spinae)으로 다섯 가지이다.

(2) 측정환경과 실험 프로토콜

본 연구를 위하여 건강한 남자 6명이 실험에 참가하였다. 피실험자의 평균 연령, 신장, 체중은 27.6(± 8.6)세, 174.6(± 3.4)cm, 69.3(± 2.9)kg 이었다. 피실험자들에게 연구목적과 실험방법과 순서에 대해 충분한 설명을 하였으며 근골격계 및 순환계관련 질환이 없음을 확인하였다.

5개의 근육의 표면에 일회용 은-염화은(Ag-AgCl) 전극(3M, Red Dot, Canada)을 부착하여 생체신호 증폭기에 연결하고 무선 근전도 측정 장치(BioRadio150, Cleveland

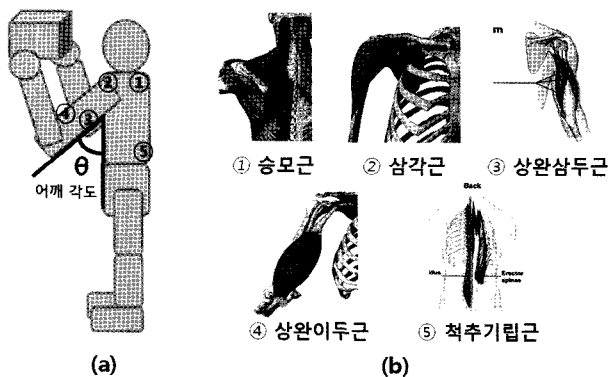


그림 1. (a) 머리위로 들어올리기 자세 (b) sEMG 측정 근육 5가지
Fig. 1. The overhead lifting posture and five muscles which are used in this study

Medical Devices, USA)를 이용하여 측정된 신호를 PC로 전달하여 저장하였다. 3~200 Hz를 통과대역으로 갖는 필터를 통과한 신호를 초당 960 Hz로 샘플링을 하였다.

피실험자에게 다른 정도의 부하를 가하기 위하여 무게를 변화시켜 가며(6 kg, 8 kg, 10 kg)측정을 진행하였다. 한 가지 무게에 대하여 몸통과 상지가 이루는 각도를 그림 1(a)와 같이 60도, 90도, 120도로 변화시켜 가며 분석하여, 같은 중량에 대해 어떤 자세가 작업자에게 더 많은 부담을 주는지 알아 보고자 측정을 진행하였다. 피험자마다의 차이를 보정하기 위하여 각 피험자의 개별 근육에서의 최대 수축시의 EMG를 측정하였다. 또한 일정한 자세를 장시간 유지함에 따라 생기는 근육의 피로도를 정량화 하기 위한 실험으로 8 kg, 상지-어깨 각도 90도의 조건에서 1분간 자세를 유지하도록 주문한 상태에서 측정하였으며, 모든 피험자가 힘들어 하였으나 과제를 끝까지 수행하였다.

(3) 최대 자발적 수축(MVC) 측정과 근육 활성도의 %MVC 표현

수 mV로 측정되는 근전도의 신호의 진폭은 근육 수축의 활성도와 비례 관계를 갖지만 피험자 간의 데이터를 바로 비교하기에는 피험자간 변화율(Inter-subject variability)이 너무 크다. 이를 줄여주기 위한 노력의 일환으로 최대 자발적 수축(Maximal Voluntary Contraction, MVC)시의 근전도 진폭을 측정하여 이에 대한 상대적인 크기로 개별 실험 결과를 표현하여 분석하였다. MVC의 EMG 진폭을 측정하기 위해서 피험자는 최대의 노력을 기울여 해당 근육을 수축하려는 힘을 준 상황에, 운동 기구나 보조자의 도움으로 관절을 움직이지 못하도록(Isometric contraction) 고정된 자세가 필요하다. 본 실험에서는 MVC를 연출하기 위해 각 근육 별로 자세[13]를 취하게 한 후 근전도 측정을 하고, 3 초 구간의 데이터에 대한 RMS(Root Mean Square)를 구하여 사용하였다.

$$M_{RMS} = \sqrt{\frac{\sum x_i^2}{n}} \quad (1)$$

여기서 x_i 는 해당 근육의 측정된 EMG 값(mV)이며 n 은 3초간의 EMG 데이터 개수이다. 이를 3회 반복하여 그 중 최대의 EMG 값을 각 피험자의 해당 근육에 대한 MVC 값으로 결정하였다. 이 값을 기준으로 실험자세를 취한 상태에서 측정된 다섯 가지의 근육에서의 EMG 데이터를 RMS 값으로 변환하여 아래의 식과 같이 %MVC를 구하여 각 근육의 사용량을 정량화 하였다[14-15].

$$\%MVC(\text{muscle, posture}) = \frac{M_{RMS}(\text{POSTURE})}{M_{RMS}(\text{MVC})} \times 100 \quad (2)$$

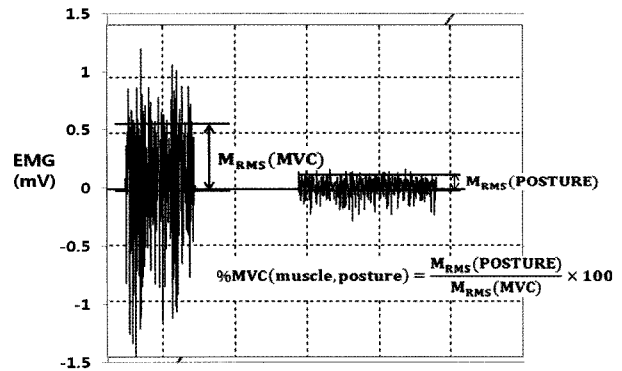


그림 2. 최대근육수축(MVC)를 기준으로 각 근육의 사용량 정량화(%MVC)

Fig. 2. Example of EMG waveform and the meaning of %MVC

예를 들어 승모근은 피실험자가 의자에 앉아 실험보조자가 어깨를 눌러 충분히 눌러주고 피실험자는 눌러주는 힘의 방향 반대로 어깨에 최대한 힘을 주는 자세에서 근전도 측정을 하여 RMS 값을 구하여 승모근(Upper Trapezius, UT)의 MVC 값으로 사용한다. ($UT_{RMS}(\text{MVC})$) 본 실험의 측정 데이터에서 RMS 값을 구하여($M_{RMS}(\text{UT, posture1})$) 식 (2)를 통해 %MVC(UT, posture1) 값을 구한다. 아래의 그림 2에서 이러한 과정을 예제 파형을 바탕으로 표현하였다.

(4) 주파수 분석을 통한 근육 피로도 평가

산업 현장 작업 중에는 특정한 자세를 취하고 일정한 시간 이상을 유지해야 하는 상황이 작업자에게 힘든 작업으로 인식되고 있다. 이러한 등장성 수축(Isometric constant) 상황에서 근육의 피로도 분석을 주파수 분석을 통해 가능한 것으로 알려져 있다[14].

표면 EMG 신호의 파워 스펙트럼에 있어 근육의 피로도에 따라 중간 주파수(Median frequency)와 평균 주파수(Mean frequency)가 감소하는 특징을 갖고 있다. 본 연구에서는 다음의 평균 주파수에 대한 분석을 진행하였다[16].

$$f_{\text{mean}} = \frac{\int_0^{\pi} \omega S_x(e^{j\omega}) d\omega}{\int_0^{\pi} S_x(e^{j\omega}) d\omega} \quad (3)$$

ω 는 주파수, S_x 는 파워 스펙트럼이다. 평균 주파수는 각 주파수와 파워 스펙트럼의 곱을 합하여 전체 파워로 나눈 값이다.

앞서 설명한 바와 같이 측정된 1분간의 측정 데이터 중에서 처음(측정 시작 직후 파형이 안정되자 마자), 중간(측정 시작 약 30초 후), 끝(측정 시작 약 50초 후) 각 5초간의 구간을 취한다. 파워 스펙트럼을 구하기 위하여 Welch's method를 사용하였고 폭 512 샘플의 hamming 윈도우를 사용하여, 128개 마다 윈도우를 겹쳐가며(overlap) 분석하였다[14,16-17,18].

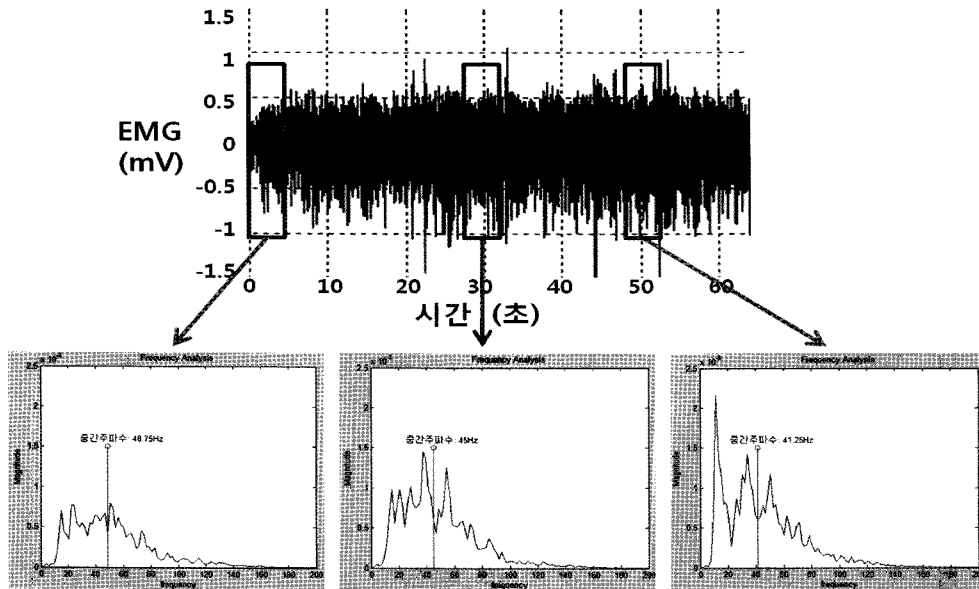


그림 3. 자세 지속 시간 흐름에 따른 주파수 천이현상

Fig. 3. Power spectrum and mean frequency of EMG signal while the subject keeps the specific posture

III. 결 과

1. 근육별 각도 및 중량에 따른 근육 수축 활성도의 %MVC

앞서 설명한 실험 프로토콜에 따라 각 자세별(어깨각도) 중량(6~10 Kg)에 따른 근전도의 %MVC의 값은 표 1과 그림 4에 나타내었다. 표 1과 그림 4를 보면 모든 근육의 근전도는 피험자가 들어올린 중량에 비례함을 볼 수 있다. 특히 삼각근의 %MVC가 타 근육보다 월등하게 높음을 볼 수

있고, 머리위로 들어올리기 자세에서는 삼각근이 주로 사용된다는 것을 알 수 있다. 승모근, 상완삼두근, 상완이두근을 보면 60도 일 때 보다 90, 120도 일 때에 중량이 증가함에 따라 %MVC의 증가 비율이 크게 나타났다. 이는 승모근, 상완삼두근, 상완이두근은 어깨각도 60도 일 때에는 무게의 변화에 영향을 작게 받지만 90도, 120도 일 때에는 무게의 변화에 따라 근육의 사용량에 영향을 크게 받는다는 것을 알 수 있다. 하지만 삼각근은 각도의 변화에 관계없이 중량의

표 1. 근육 별 각도 및 중량에 따른 근육 수축 활성도의 %MVC(표준편차)

Table 1. Mean (s.d.) of %MVC of each muscle according to the weight and the angle of posture

근육	자세	중량			근육	자세	중량		
		6 kg	8 kg	10 kg			6 kg	8 kg	10 kg
승모근	60°	7.0% (3.1%)	8.5% (4.2%)	9.6% (4.0%)	상완 이두근	60°	7.4% (3.9%)	10.5% (5.1%)	12.6% (6.0%)
	90°	9.7% (2.9%)	14.6% (7.8%)	15.1% (7.6%)		90°	9.0% (3.9%)	15.7% (6.5%)	14.8% (5.8%)
	120°	10.3% (6.4%)	15.9% (12.7%)	16.0% (5.1%)		120°	9.0% (4.7%)	15.5% (9.0%)	15.9% (8.0%)
삼각근	60°	22.4% (6.7%)	29.1% (12.7%)	34.5% (20.1%)	척추 기립근	60°	11.3% (4.4%)	13.6% (5.2%)	14.2% (5.4%)
	90°	28.0% (10.8%)	42.7% (14.3%)	50.6% (15.8%)		90°	10.8% (4.7%)	12.7% (3.6%)	13.7% (5.0%)
	120°	34.5% (18.4%)	39.6% (18.0%)	48.4% (23.8%)		120°	9.0% (4.2%)	10.2% (4.8%)	11.1% (5.6%)
상완 삼두근	60°	3.4% (3.1%)	4.2% (3.5%)	5.7% (3.6%)					
	90°	4.6% (3.8%)	8.6% (5.7%)	10.1% (5.7%)					
	120°	4.5% (4.1%)	8.5% (6.1%)	10.5% (7.5%)					

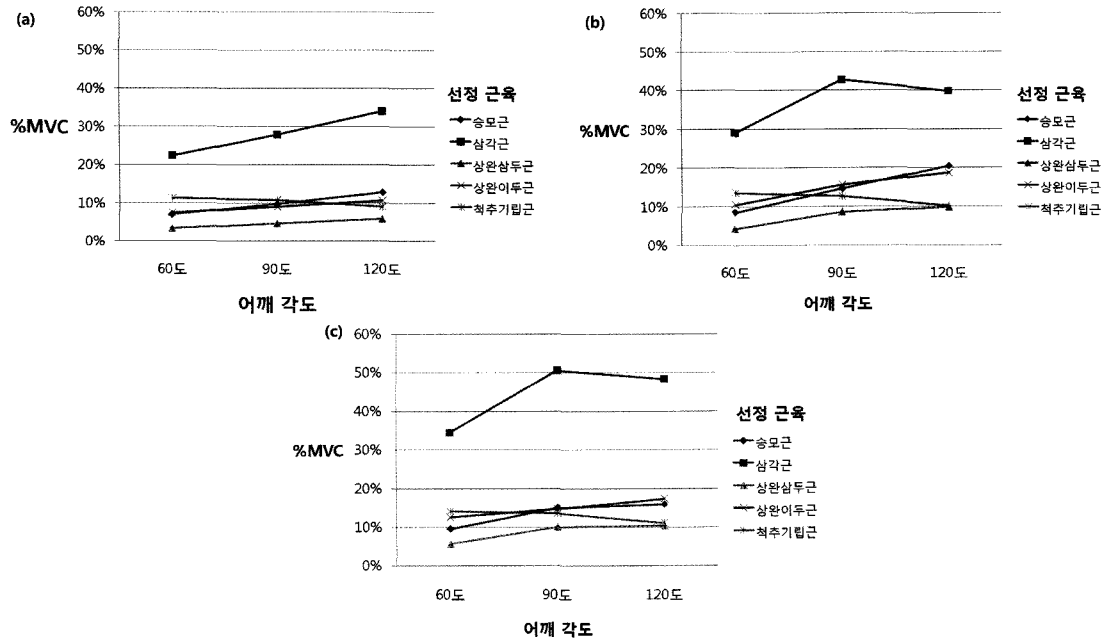


그림 4. 근육별 각도 및 중량에 따른 근육 수축 활성도의 %MVC. 중량 6 kg, (b) 중량 8 kg, (c) 중량 10 kg
 Fig. 4. Mean of %MVC according to the angle in shoulder. (a) 6 Kg, (b) 8 Kg, (c) 10 Kg

332

변화에 %MVC의 증가 비율이 비슷한 결과를 보아 높이 들어올리기의 자세의 어깨각도에 따라 무게 변화에 사용량이 영향을 받는 정도가 비슷하다라는 것을 알 수 있다. 척추기립근은 중량에 비례를 하지만 60도, 90도의 %MVC가 120도의 %MVC보다 크게 나오고 60도, 90도 %MVC의 차이는 크지 않다. 이 결과는 60도, 90도에서는 허리 부분의 자세가 비슷하지만 120도에서는 허리의 자세가 바뀌어 허리 근육에 부담을 줄여 준 것으로 생각된다.

2. %MVC와 주파수 분석을 통한 근육 별 피로도의 정량적 표현
 일정한 자세를 유지하고 있는 동안의 근육의 피로도를 정

량적으로 분석하기 위해 8 kg, 어깨 각도 90도에서 측정한 EMG 분석 결과를 표 2와 그림 5에 나타내었다. 이 결과를 보면 모든 근육은 자세를 유지하는 시간이 흐름에 따라 %MVC가 증가하는 것을 알 수 있다. 표 2의 (a)를 통해 삼각근이 다른 근육들과 비교하여 %MVC가 훨씬 높고 자세를 유지하는 시간이 흐름에 따라 %MVC 증가하는 기울기가 큰 것을 바탕으로 삼각근이 이 자세에서 주로 사용되는 근육이라는 것이 거듭 확인되었다. 표 2의 (b)에서는 각 구간들의 주파수 분석을 통한 평균주파수의 감소함을 볼 수 있다. 이러한 %MVC 증가와 평균주파수 감소를 통해 이 자세에서 피로의 정도와 각 근육의 사용 정도를 알 수 있다. 피로도 실

표 2. 근육 별 피로도의 정량적 평가 (a) 근육 수축 활성도 %MVC와 증가 기울기, (b) 근육 별 평균주파수와 감소 기울기
 Table 2. Result of fatigue experiment in five muscles (a) mean of %MVC and slope of its increasing (% / minute), (b) mean frequency and slope of its decreasing (Hz / minute)

근육	구 간			기울기 (%/분)	근육	구 간		
	시작 (%MVC)	중간 (%MVC)	끝 (%MVC)			시작(Hz)	중간 (Hz)	끝 (Hz)
승모근	16.8% (7.4%)	17.5% (8.0%)	20.9% (8.0%)	5	승모근	63.6	59.0	54.9
삼각근	35.7% (8.0%)	45.0% (8.0%)	49.3% (8.0%)	17	삼각근	68.5	60.7	55.6
상완삼두근	9.2% (8.0%)	9.4% (8.0%)	10.5% (8.0%)	2	상완삼두근	59.4	52.8	50.7
상완이두근	12.0% (8.0%)	15.0% (8.0%)	18.5% (8.0%)	8	상완이두근	61.0	56.1	54.1
척추기립근	14.3% (8.0%)	14.9% (8.0%)	15.9% (8.0%)	2	척추기립근	46.8	48.0	45.0

(a)

(b)

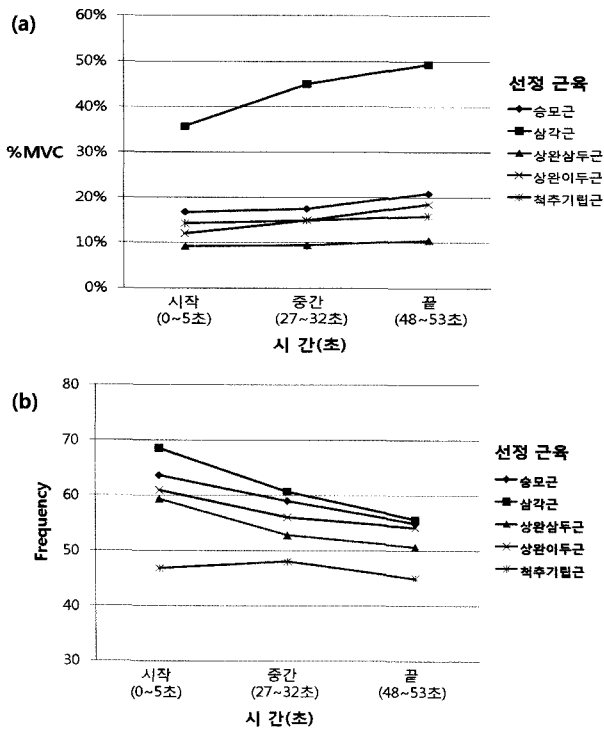


그림 5. 근육 별 자세 유지 시간 동안의 %MVC와 중간 주파수. (a) 각 근육의 자세 유지 시간 동안 %MVC 변화, (b) 각 근육의 자세 유지 시간 동안의 평균주파수 변화

Fig. 5. %MVC and mean frequency in endurance test for fatigue analysis. (a) The change of %MVC for one minute, (b) The change of mean frequency for one minute

힘의 자세 지속 가능 시간은 %MVC 값이 낮은 상태일 때 근육의 사용량이 적을 때 늘어 나게 될 것이다. 이번 실험의 자세가 AD 근육에 가장 부담이 되기 때문에 AD의 사용량에 맞추어 피로도 측정 자세 지속시간을 정할 수 있을 것이다.

표 2(a)에서 자세 지속에 따른 %MVC의 증가율을 시간에 대한 기울기로 표현하였다. 삼각근의 경우 17%/분으로 가장 크게 증가하였고, 상완이두근이 8%/분, 기타 근육은 5%/분 이하로 증가하였다. 자세를 시작할 때의 %MVC값은 삼각근이 35.7%로 압도적으로 높았고 승모근, 척추기립근, 상완이두근이 12.0%~16.8%로 중간 수준이었으나, 동일한 자세를 유지하는 경우 근육의 피로 속도를 표현한다고 할 수 있는 %MVC의 시간에 따른 기울기는 삼각근 이외에 상완이두근이 높은 것으로 관찰되었다. 이는 피험자가 실험을 마치고 주관적으로 피로함을 많이 느끼는 부위와 일치하였다. 동일한 자세를 유지하는 작업의 경우 시간에 따라 %MVC의 증가 기울기가 부위별 피로 속도를 표현하는 정량적 지표가 될 수 있는 가능성을 확인하였다. 반면 표 2(b)에서 보듯이, 평균주파수의 시간에 따른 감소 기울기는 승모근, 상완삼두근, 상완이두근 간의 큰 차이를 보이지 않았다. 피로도에 따른 평균 주파수가 감소하는 현상은, 평균주파수의 속성상 전체 파워가 고려되지 않아 결과 수치만으로는 근육이 피로해지는

속도를 표현하는데 민감도가 다소 떨어지는 결과를 보였다.

IV. 토의 및 결론

본 연구는 조선, 건설과 같이 자동화가 어려운 작업에 웨어러블 로봇을 적용하기 위하여 로봇 설계 파라미터 추출 및 웨어러블 로봇 적용 전후의 작업부하 정량화를 위해 진행되었다. 모든 인간의 움직임에 범용적으로 적용할 수 있는 웨어러블 로봇이 실용화 되기에 앞서 특정 종류의 작업에 적용이 가능한 실용적인 로봇을 설계하려면, 해당 작업을 수행하는 인체의 작업부하 정량화가 선행되어야 하기 때문이다. 관심 대상이 되는 작업 자세와 대상 근육을 선정하고, sEMG 측정 환경에서 최대자발수축(MVC)을 연출하여 피험자간 차이를 최소화 하였다. 부하의 크기(중량)를 변화시켜 가면서 정량화한 값의 비례 관계를 확인하였고, 근육의 피로도에 따라 %MVC가 증가하고 평균주파수가 감소하는 특징을 사용하여 이를 기울기로 표현하여 개별 근육의 피로해 지는 정도를 정량화 해 보았다.

근육에 미치는 작업부하의 정량화를 하기 위해서는 먼저 정량화 하고자 하는 자세를 결정하고, 그 자세를 취하거나 유지하기 위해 필요한 근육을 선정하여 EMG 측정 및 분석을 진행한다. 각 근육의 사용량이 피험자간 차이가 크므로 최대 자발적 수축(MVC) 근전도를 측정 하여 피험자간의 차이를 줄이는 데에 사용한다. 각 근육마다 최대 활성화가 될 수 있게 하는 자세에서 근전도를 측정하고 그 근전도 값을 정규화 하기 위해 RMS 값과 같은 진폭의 정보를 표현하는 값으로 변환한다[15]. 이 값을 바탕으로 실험 자세에서 얻은 각 근육의 근전도 중에 안정된 신호를 가진 부분을 선정하여 최대 자발적 수축 값과 같이 RMS로 변환하고 이를 이용하여 %MVC를 구하여 근육의 사용량을 정량화 한다. 실험 자세에 대한 각 근육의 피로도를 알기 위해서는 피로를 느낄 수 있는 충분한 자세 지속 시간을 주어 측정하여야 한다. 무작정 자세 지속 시간을 오래 정하면 피실험자가 자세를 유지할 뿐만 아니라 근전도 신호도 불안정한 신호로 될 수 있기 때문에 각 자세에의 근육 사용량을 고려하여 적절한 지속 시간을 정해야 한다. 피로도는 측정된 근전도 신호를 몇 구간으로 나누어 각 구간별 %MVC, 평균주파수를 구하여 %MVC의 증가량, 주파수의 감소를 기울기로 표현하여 정량화 할 수 있다. 본 연구에서는 이러한 과정을 수행하여 머리 위로 들어올리기 자세에 대해 적용하여 중량에 따른 비례 관계를 확인하였고, 본 자세를 유지하기 위해서 다른 근육 보다 삼각근의 피로속도가 빠르다는 것을 수치적으로 확인하였다.

%MVC 분석을 통해 관절의 각도를 변화해 가며 신체적 작업부하가 가장 작은 자세를 찾는 방식의 활용이 보고되고 있다. 본 연구에서는 자세를 취한 상태에서 주요 근육의 활동 정

도를 정량화하는 시도를 진행하였다. 또한 동일 자세를 유지할 때, 근육 별로 %MVC의 시간에 따른 변화율(기울기)을 구하여 근육의 피로속도를 하나의 수치로 표현해 보았다. 본 실험의 결과로는 높이들어올리기 자세의 유지에 있어서 평균주파수나 중간주파수의 감쇄 보다는 %MVC의 증가율이 민감하게 근육의 피로속도를 표현할 가능성이 있음을 확인하였다.

작업자가 특정 작업이 힘들다고 느끼는 데에는 주관적인 요소가 배제될 수 없는 상황이므로 신체적 작업부하를 정량화하는 데에는 근원적인 한계가 있다[6]. 특히 sEMG를 사용하여 평가하는 작업부하는 근섬유 다발이 수축된 량에 비례하는 것으로 작업자의 심리적 요인이 반영된 작업부하라고 보는 데에는 한계가 있다. 본 연구는 조선업, 건설업과 같이 정형화되지 않은 작업이 많은 산업현장에 웨어러블 로봇을 적용하기 위한 기초 조사 목적으로 시작되었다. 다양한 작업 중에서 어떤 작업에 투입할 웨어러블 로봇을 개발할 것인지에 대한 객관적 선택하기 위하여 동작별, 자세별 작업부하를 정량화하여 비교해 보고자 하는 것이다. 본 연구에서는 한 가지 자세에 대한 적용 결과를 요약하였으나 상기 기술한 방법론을 다양한 작업에 적용하여 동작별, 자세별 비교를 수행할 수 있을 것으로 생각된다.

웨어러블 로봇의 특성상 가능한 작고 인체에 밀착되어 사용상 불편함을 최소화 해야 한다. 산업용으로 사용될 웨어러블 로봇은 인체의 모든 동작에 근력을 증폭하거나 보조하는 범용의 웨어러블 로봇 보다는, 수행할 작업에 필요한 관절과 근육이 최소한의 크기로 각 관절에 사용되는 액추에이터의 용량이 결정되어야 할 것이다. 따라서 높이들어올리기 작업을 수행한다면, 이 동작과 자세 유지를 수행하기 위한 인체의 관절별, 부위별 부하가 정량화되어 설계에 반영되어야 할 것이다. 본 연구에서 삼각근이 특히 인간의 어깨 관절은 자유도가 높아 웨어러블 로봇으로 보조하는 경우 세심한 주의가 필요하다. 본 실험결과에 따르면 높이들어올리기 자세의 경우 삼각근의 역할이 승모근이나 상지의 다른 근육에 비하면 절대적이라 할 수 있다. 따라서 이 자세의 근력을 보조하기 위한 웨어러블 로봇은 삼각근이 만들어 내는 동작과 자세유지에 필요한 로봇의 관절에 사용할 액추에이터의 용량이 기타 관절에서 사용할 액추에이터보다 훨씬 크게 설계되어야 할 것이다.

산업 현장에서 작업자가 호소하는 직업부하를 실험실에서 분석하는 데에는 많은 제약이 따르며, 본 연구도 몇 가지 부문에 있어 제한이 있었다. 본 연구에서 구성한 프로토콜은 일정한 자세를 유지하였을 때의 근육부하를 정량화 해 보고자 한 것이었으며, 그 자를 취하기 위한 '동작' 과정은 분석 대상에 포함시키지 못했다. 이는 별도의 주제로 다루어 질 수 있으며, 동작의 분석에 있어서는 EMG를 이용한 분석 보다는 영상기반의 작업부하 분석이 더 효과적일 것으로 생각된다.

다. 두 번째로, MVC를 이용하여 정규화한 %MVC를 분석하여 상당부분 피험자간의 차이를 보정하였으나 완벽할 수는 없다. 다만 결과를 볼 때, 삼각근을 제외한 네 가지 근육 사이의 편차는 크지만, 삼각근의 특징은 확연히 두드러졌다. 셋째, 정량화한 수치를 임상적 의미를 부여하기 위해서는 아직 많은 실험과 연구가 더 진행 되어야 한다. 즉 %MVC 어느 값 이상이 동원되는 일은 작업자에게 근골격계 질환을 유발할 수 있으니 웨어러블 로봇이나 기타 동력을 사용해야 한다는 방식의 가이드 라인이 정해질 수 있다면 가장 좋겠으나, 이러한 수치적 결과를 제시하기 위해서는 충분한 숫자의 피험자를 대상으로 엄격한 통계적 유의성 검증이 진행되어야 한다.

참고문헌

- [1] S.Y. Jung, J.W. Gang and J.W. Koo, "The relationship between grip strength and ground reaction force by change of position when lifting tasks," *Journal of the Ergonomics Society of Korea*, vol. 28, no. 3 pp. 41-47, 2009.
- [2] J.Y. Kim, J.S. Park and Y.J. Cho, "Biomechanical Measuring Techniques for Evaluation of Workload," *Journal of the Ergonomics Society of Korea*, vol. 29, no. 4, pp. 445-453, 2010.
- [3] GM Park, T.B. Ryu and D.H. Kee, "Accuracy Evaluation of MSD-related Risky Work Criterion of Korea Ministry of Labor using Ergonomic Workload Evaluation Methods," *Journal of the Ergonomics Society of Korea*, vol. 25, no. 2, pp. 119-123, 2006.
- [4] M. S. Sanders and E. J. McCormick, *Human factors in engineering and design*, McGraw-Hill, 1993.
- [5] K. H. E. Kroemer, H. J. Kroemer, and K. E. Kroemer-Elbert, *Engineering physiology: Bases of human factors/ergonomics*, Wiley, 1997.
- [6] G. L. Soderberg and National Institute for Occupational Safety and Health, "Selected topics in surface electromyography for use in the occupational setting: expert perspectives," US Dept. of Health and Human Services, Public Health Service, Centers for Disease Control, National Institute for Occupational Safety and Health, 1992.
- [7] T. Oberg, "Muscle fatigue and calibration of EMG measurements," *Journal of Electromyography and Kinesiology*, vol. 5, no. 4, pp. 239-243, 1995.
- [8] N. Strimpakos, G. Georgios, K. Eleni, K. Vasilios, and O. Jacqueline, "Issues in relation to the repeatability of and correlation between EMG and Borg scale assessments of neck muscle fatigue," *Journal of Electromyography and Kinesiology*, vol. 15, no. 5, pp. 452-465, 2005.
- [9] Y.J. Cho, J.Y. Kim, "The Effect of the Signal Stationarity on the EMG Frequency Analysis," *Journal of the Ergonomics Society of Korea*, vol. 29, no. 2, pp. 183-188, 2010.
- [10] P. Astrand, "O. & Rodahl, K.(1986): *Textbook of work physiology: Physiological basis of exercise*,".
- [11] T. R. Waters, V. Putz-Anderson, and A. Garg, "Applications manual for the revised NIOSH lifting equation," DHHS (NIOSH) Publication, pp. 94-110, 1994.

- [12] J.S Park, H.K Kim and J.Y Choi, "Comparison Analysis of Physiological Work Capacity for Different Tasks," *Journal of the Ergonomics society of Korea*, vol. 15, no. 2, 1996.
- [13] P. Konrad, "The ABC of EMG: a practical introduction to kinesiological electromyography," Scottsdale AZ Noraxon USA, 2005, pp.31-32.
- [14] G. Kamen and D. A. Gabriel, *Essentials of electromyography*, Human Kinetics, 2009, pp. 155-163.
- [15] R. Merletti, P. Parker, *Electromyography: Physiology, Engineering, and Noninvasive Applications*, John Wiley & Sons, 2004, pp. 334-364.
- [16] L. Sörnmo and P. Laguna, *Bioelectrical signal processing*, Elsevier, 2005, pp. 337-364.
- [17] N. K. Mamaghani, Y. Shimomura, K. Iwanaga, and T. Katsuura, "Mechanomyogram and electromyogram responses of upper limb during sustained isometric fatigue with varying shoulder and elbow postures," *Journal of Physiological Anthropology and Applied Human Science*, vol. 21, no. 1, pp. 29-43, 2002.
- [18] Gang Li, Hai-feng Chen, Yeong-joon Gil, Wan-qing Wu, Jung-tae Lee, *SEMG-based Upper Trapezius-specific Emotional Assessment System: Design and Implementation*, *J. Biomed. Eng. Res* : 362-372, 20090.