

앉은 자세로 행하는 작업에서 측정된 근전도의 정량적 해석

손 권

=Abstract=

A Quantitative Analysis of Electromyography Obtained from Subjects Performing Seated Tasks

Kwon Son

This paper describes a quantitative analysis of electromyography(EMG) measured from seven subjects performing four seated dynamic tasks. EMG signals were monitored using 15 surface electrodes which were placed on selected trunk and lower extremity muscles of the right side of the body. Each EMG signal was then processed through rectification, integration, and filtering. Based on the maximum level of the processed EMG, it was found that the trunk and ankle muscles play an important role on the postural control during the seated tasks.

1. 서 론

앉은 자세는 인간의 가장 기본적인 자세의 하나이며, 앉은 자세에서 손으로 물체를 들거나 움직이는 동작은 일상생활이나 작업현장에서 빈번히 행해지는 중요한 동작이다. 그러나, 걷는 자세에 대한 연구(gait study)[1-4]에 비해 상대적으로 앉은 자세에 대한 연구는 미흡한 실정이다. 특히, 앉

은 자세에서 활동할 때 신체의 균형 유지를 위해 몸통과 하지 근육이 담당하는 역할에 대해서는 거의 알려진 바가 없다.

앉은 자세에 관해 현재까지 수행된 연구의 대부분은 신체의 움직임이 없는 정적인 경우나 판성의 영향이 무시되는 준정적(quasi-static)인 경우를 다루었다. Grieco[5]는 여러 직업에 종사하는 사람들을 대상으로 앉아서 작업하는 시간을 조사하였으며, Bendix[6]는 안락한 자세를 위한 의자의 설계에 관한 연구를 수행하였다. Nachemson과 Morris[7]는 추간압력(intradiscal pressure)을 측정하여 팔걸이나 등받침이 있는 의자가 요추하중을 상당히 감소시킨다는 사실을 밝혔으며, Andersson[8]

(접수 : 1992년 1월 15일)
부산대학교 공과대학 기계공학과
Dept. of Mechanical Engineering,
College of Engineering, Pusan National University

등은 요추 주위의 근육에 대한 생체역학 모델을 개발하여 이를 통해 추정된 근육하중이 측정된 근전도(electromyography, EMG)와 비례관계가 성립한다고 발표하였다. 앉은 자세에서 신체의 동적인 활동을 다룬 소수의 연구 중에는 작업 수행 중 측정된 팔의 움직임과 반발력 사이에 정량적인 관계가 성립함을 밝힌 연구[9]와 생체역학 모델을 통해 하지에 작용하는 관절 하중을 계산한 연구[10]가 행하여졌으나, 안정된 자세를 유지하는데 따른 몸통과 하지 근육의 활동에 대해서 발표된 연구는 거의 없다.

본 논문에서는 근육에서 측정된 근전도의 정량적인 해석 방법을 제시하였다. 그리고 제시된 방법을 이용하여 앉은 자세에서 손으로 물체를 들거나 움직이는 동작을 수행할 때 몸통과 하지의 주요 근육이 어떠한 활동을 하는지를 살펴보았다. 실험을 통하여 7명의 건강한 남성 실험대상자로 하여금 앉은 자세에서 손으로 물체를 움직이는 4가지 작업을 수행토록 하였고, 몸통과 하지의 주요 근육 중에서 15개의 근육을 선정하여 실험대상자로부터 측정된 근전도를 해석하였다.

2. 실험 및 자료 처리

본 실험은 1987년 5월에서 9월까지 미국 미시간 대학교의 생체역학 실험실에서 앉은 자세에 대한 연구를 수행하기 위하여 행하여졌다. 여러가지 목적을 위하여 행하여진 실험에서 근전도(EMG) 이외에 신체의 운동과 반발력도 함께 측정되었지만 [10], 본 논문에서는 앉은 자세에서 수행한 작업과 근전도의 측정에 대해서만 기술하였다.

2.1 실험대상자

당시 미시간대학에 재학중인 남자 대학원생 지

원자가 실험에 참여하였으며, 실험대상자들의 나이, 신장, 몸무게는 각각 23세에서 32세, 170cm에서 186cm, 66.7kg에서 79.5kg사이의 범위에 들었다(표 1 참조). 모든 대상자들은 당시 외과적으로 건강하였으며, 실험이 수행되기 전에 실험과 관련된 자세와 작업에 대해 충분한 설명을 들어 신체적 무리없이 실험에 임하였다.

2.2 동적 작업

그림 1에 도시된 4가지의 작업이 각 실험대상자에 의해 수행되었다. 작업 1은 질량이 2kg인 물체를 두손으로 들고 1초의 주기로 물체를 앞뒤 방향으로 자연스럽게 연속적으로 움직이는 작업, 작업 2는 1kg의 물체를 오른손으로 들고 작업 1과 같이 움직이는 작업, 작업 3은 1kg의 물체를 오른손으로 들고 0.25초 동안 오무린 자세를 취하다가, 0.5초 동안에 물체를 몸 바깥쪽으로 자연스럽게 움직인 다음, 0.25초 동안 팔을편 자세를 취하는 작업, 그리고 작업 4는 작업 3과 정반대로 1kg의 물체를 오른손으로 들고 0.5초 동안에 몸 안쪽으로 자연스럽게 움직이는 작업으로 정의하였다.

실험을 위해 등받이가 없는 나무 의자를 제작하였고, 앉은 사람의 신장에 따라 의자의 높이를 조

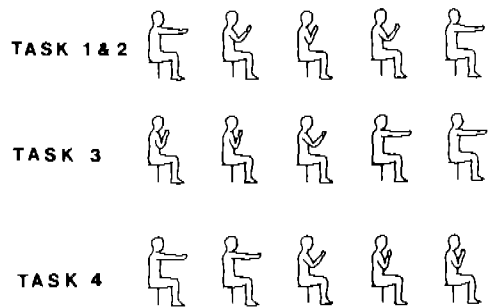


그림 1 작업의 종류

Fig. 1 Types of weight-moving task

표 1 실험대상자의 인적 자료

Table 1 Subject personal data

	Subject							Mean	S.D.
	1	2	3	4	5	6	7		
Age(year)	32	27	23	32	25	30	26	27.9	3.5
Srature(cm)	186	179	184	175	183	175	170	178.8	5.8
Weight(kgf)	70.2	79.4	77.5	79.5	74.6	66.7	70.7	74.1	5.0

절할 수 있도록 하였다. 실험대상자가 전방을 바라보고, 몸통을 곧게 편 상태로 의자에 앉았을 때, 하지의 각 부분 사이의 각도는 90°가 되도록 앉은 자세를 표준화하였다. 표준자세로 앉은 실험대상자의 손에 물체를 들게 하고, 대상자의 가슴 앞쪽에서 팔을 완전히 오무린 위치와 완전히 편 위치 사이에서 물체를 어깨 높이로 동일 수직면상에서 움직이도록 하였다. 실험대상자가 그림 1의 4가지 작업을 정해진 시간에 맞춰 수행할 수 있도록 대상자의 전방에 1초의 주기로 지침이 왕복운동을 하면서 소리를 내는 박자기(metronome)를 설치하여 작업의 수행속도를 규제하였다.

2.3 근전도의 측정과 처리

몸통(요추부)과 하지의 근육 중에서 기능적으로 중요하고 동시에 표피에서 용이하게 신호를 얻을 수 있는 15개의 근육을 선정한 후, 신체의 오른쪽 근육으로부터 근전도를 측정하였다. 근전도의 측정 에 포함된 근육은 다열근(multifidus, MUL), 복직근(rectus abdominis, RAB), 중외사근(medial external oblique, MEO), 대퇴근막장근(tensor fasciae latae, TFL), 대둔근(gluteus maximus, GMA), 장내전근(adductor longus, ADD), 대퇴직근(rectus femoris, RFM), 장대퇴이두근(biceps femoris longus, BFL), 반건양근(semi-tendinosus, STN), 봉궁근(sartorius, SAR), 단대퇴이두근(biceps femoris short head, BFS), 외비복근(gastrocnemius lateralis, GAL), 가재미근(soleus, SOL), 장비골근(peroneus longus, PER), 전경골근(tibialis anterior, TAN) 등이었다.

근전도의 측정에는 직경이 10mm인 두 개의 은판(두 중심 사이의 간격은 20mm)으로 제작된 양극형 표면전극(surface electrode)을 사용하였다. 표면전극이 부착될 각근육 위의 위치는 해부학책 [11]을 참조로 하여 결정하였으며, 전극의 두 중심을 연결한 선이 근육결과 평행하도록 주위를 기울였다. 실험대상자에게 두 발을 평행하게 위치하도록 한 후, 발 안쪽면 사이의 간격을 20cm로 유지한 채로 서 있게 하여 15개의 표면전극을 부착시켰으며, 신체에 부착된 모든 전극의 작동상태를 오실로스코프로 확인하였다. 이러한 방식으로 7명의

실험대상자에서 표면전극을 부착시킨 위치의 평균과 표준편차는 표 2와 같다.

표 2 표면전극의 부착 위치(cm)

Table 2 Surface electrode placements in cm

Muscle	Vertical position (from floor)		Lateral position (from midline)	
	Mean	S.D.	Mean	S.D.
	MUL	111.6	5.1	3.6
RAB	109.0	4.9	3.5	0.4
MEO	108.1	4.4	11.4	1.3
TFL	94.9	5.5	20.5	2.0
GMA	91.6	7.3	14.9	2.0
ADD	68.0	4.4	7.4	1.1
RFM	65.0	2.9	14.6	0.9
BFL	74.5	4.4	11.2	1.5
STN	87.9	5.4	9.1	1.7
SAR	58.1	5.7	15.5	1.8
BFS	24.6	3.4	14.4	1.8
GAL	37.5	1.5	16.5	1.3
SOL	34.9	2.3	8.3	2.1
PER		2.3	20.6	0.6
TAN		2.4	18.5	

해석에 사용될 근전도를 얻기 위한 주실험에 앞서, 실험대상자로 하여금 앉은 자세에서 각 작업을 3번씩 반복하여 수행토록 하였다. 이러한 예비실험에서 표면전극을 통해 얻어지는 근전도 신호의 최대값을 바탕으로 15개 전극에 해당하는 채널의 이득이 전자회로를 통해 자동적으로 조절되게 하였다. 선정된 이득값으로 측정된 [μ V]단위의 근전도 신호는 그림 2와 같이 예비증폭기를 통해 300배로 증폭되고, 다시 대역폭이 10에서 2000Hz인 주증폭기로 [V]단위까지 증폭된 후, 마이크로 컴퓨터(PDP 11/23⁺)를 이용하여 900Hz의 자료추출율(sampling rate)로 3초 동안의 자료를 취득하여 저장하였으며, 만약의 경우를 대비하여 14채널 FM 레코더(Kyowa RTP-610AL)도 함께 사용하였다.

앉은 자세에서 작업 수행과 관련된 근전도의 정량적 해석을 위하여 측정 결과와 비교할 수 있는 기준 자료를 얻기 위하여, isometric 실험을 행하여 실험대상자가 표준화한 앉은 자세에서 자발적으로 힘을 다하여 몸통, 고관절, 무릎, 발목 등을 굽히거나 펴도록 시도할 때 측정된 근전도의 최대값을 구하였다. 이와 함께 근전도의 최저값을 구하기 위하여 실험대상자의 편안히 엎드린 자세에서도 근전도를 측정하였다.

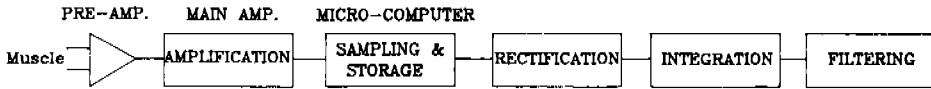


그림 2 근전도의 측정과 처리
Fig. 2 Measurement and processing of EMG

근육에서 900Hz의 자료추출율로 측정된 근전도를 처리하기 위하여 두 가지 다른 방법을 사용하였다. 실험대상자에 의해 동적 작업이 수행될 때에는 근전도의 경우는 그림 2와 같이 3초 동안의 측정 신호를 정류한 후, 정류된 신호를 적분하고, 적분한 신호를 절단주파수가 6Hz인 Butterworth저주파통과필터(low-pass filter, LPF)로 처리하였다. 필터를 통해 저리된 신호는 양 끝단에서 상당한 왜곡이 발생하므로 3초 동안에 측정된 자료중 중앙의 1초에 해당하는 자료만을 이용하여 작업수행에 요구되는 최대 및 최소값을 계산하였다. 한편, 표준화한 앉은 자세에서 실험대상자가 신체를 거의 움직이지 않고 행한 isometric 근력 실험과 편안히 엎드린 자세로부터 취득한 근전도의 경우는 1초 동안의 신호를 정류한 후, 적분하여 처리된 신호로부터 평균을 구하였다.

3. 결과 및 고찰

3.1 상체의 운동

측정된 상체의 운동 자료를 바탕으로 4가지 동적 작업의 수행 결과를 살펴보았다. 상체의 움직임 중 물체를 든 손의 수평위치의 변화가 가장 크게 나타나므로 이를 4가지 작업(실험대상자 1)에 대해서 도시하면 그림 3과 같다. 본 연구에서 다른 작업에서는 하체의 움직임이 거의 없었으므로 편의상 수평위치의 원점을 세번째 요추(third lumbar spine)로 설정하였다. 그림 3에서 알 수 있듯이 작업 1과 2에서 손의 수평위치는 거의 cosine파형과 같은 형태로 변화하며, 작업 3에서는 손이 0.3초 부근에서 몸바깥쪽으로 이동하기 시작하여 0.8초 부근에서 완전히 뻗은 위치에 도달하며, 작업 4에서는 손이 0.3초 부근에서 몸안쪽으로 이동하기 시

표 3 팔을 뻗은 자세(F)와 오무린 자세(E)에서 상체의 위치

Table 3 Intersubject extreme position data of of Task 1 (two-handed cyclic task) and standard deviations of position data of the four seated tasks. F and E denote the fully flexed and fully extended arm positions, respectively

		Hand Strock (cm)	Upper arm angle (deg.)		lower arm angel (deg.)		Trunk angle (deg.)	
			F	F	F	F	F	F
Task 1	Subject 1	57.0	-57.8	-15.4	72.9	15.0	83.0	87.0
	Subject 2	53.8	-73.1	- 7.7	59.2	10.8	84.0	86.1
	Subject 3	48.1	-65.7	-10.0	50.5	8.5	72.9	77.7
	Subject 4	48.0	-60.5	-28.2	67.5	15.8	93.5	95.9
	Subject 5	50.1	-53.1	-13.8	74.6	15.7	90.6	92.1
	Subject 6	50.2	-96.3	-13.2	36.8	1.9	83.9	90.4
	Subject 7	33.8	-34.9	-22.4	69.0	19.2	94.4	97.4
	Mean	48.7	-63.1	-15.8	61.5	12.4	86.0	89.5
	S.D.	7.3	19.9	7.2	13.7	5.8	7.5	6.7
Task 2	Mean	49.4	-64.5	-14.5	60.4	11.4	85.2	87.1
	S.D.	9.4	19.2	5.9	12.9	6.1	3.7	4.0
Task 3	Mean	54.7	-53.2	-3.8	68.9	10.7	84.6	85.7
	S.D.	8.3	9.7	7.9	16.1	3.5	3.6	5.5
Task 4	Mean	55.0	-57.2	-4.6	68.5	8.2	88.2	89.0
	S.D.	4.9	12.1	8.2	12.3	5.4	3.7	3.4

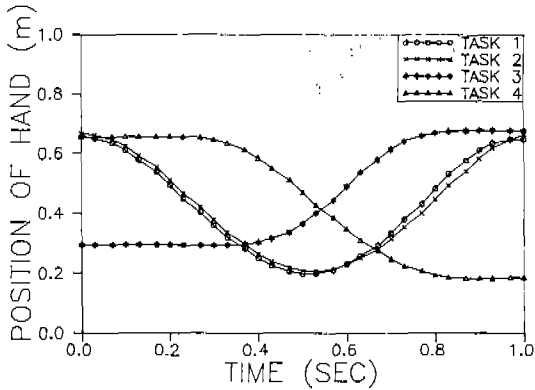


그림 3 실험대상자 1에 의해 행해지는 작업에서 물체를 든 손의 수평위치 궤적
 Fig. 3 Anterior-posterior trajectory of hand with a weight during a single cycle of each task by subject 1

작하여 0.8초 부근에서 완전히 오무린 위치에 도달 하였다.

오른쪽 상완(upper arm), 오른쪽 전완(lower arm), 몸통(trunk)과 같은 상체 요소의 움직임도 수평위치로 기술할 수 있지만, 신체 요소는 관절로 연결되어 있기 때문에 상체 요소의 운동 범위를 수평축과 이루는 각도로 나타내면 표 3과 같다. 표에서 상완, 전완, 몸통의 각도는 각각 견관절(shoulder joint)에 대하여 상완이 수평축과 이루는 각도, 주관절(elbow joint)에 대하여 전완이 이루는 각도, 세번째 요추관절에 대하여 첫번째 경추(first cervical spine)가 이루는 각도로 정의하였으며, 참고로 손이 움직인 거리도 함께 기재하였다.

표 3에 의하면 손의 행정과 상체의 각도에서 실험대상자 사이에 상당한 차이가 발생하였다. 작업 1을 수행하는 경우, 대상자 7은 손을 수평방향으로 34cm밖에 움직이지 않았으나 대상자 1은 57cm나 움직였으며, 팔을 오무린 자세에서 상완, 전완, 몸통의 각도도 각각 -96° (대상자 6)에서 -35° (대상자 7), 37° (대상자 6)에서 75° (대상자 5), 73° (대상자 3)에서 94° (대상자 7) 사이의 값을 보였다. 이러한 결과는 간단한 동작으로 구성된 동적 작업인 경우에도 여러 사람을 통해 일관성있게 수행되도록 규제하는 것이 매우 어렵다는 것을 시사한다. 쉽게 예상할 수 있듯이 팔을 한 쪽 방향으로만 움

직이는 작업 3과 4의 경우에 비해 부드럽게 반복적으로 움직이는 작업 1과 2에서 손의 행정이 작았다. 상지(upper extremity) 각도의 표준편차는 작업의 종류에 관계없이 팔을 뻗는 자세에서 작게 나타나, 팔을 뻗는 자세는 팔을 오무리는 자세에 비해 상대적으로 쉽게 표준화될 수 있다고 사료된다.

3.2 근전도 신호와 근육의 역할

대표적인 근전도 신호(실험대상자 1에 의해 수행된 한 사이클의 작업 1)의 예를 제시하기 위하여 시간에 따른 15개 신호의 양상을 도시하면 그림 4와 같다. 그림의 오른쪽에 기재된 근육명 다음의 괄호내의 숫자는 수직축의 확대율을 나타내어, 예로 MUL의 경우는 0에서 $8\mu V$ 까지, RAB의 경우는 0에서 $20\mu V$ 까지 근전도의 크기를 표시할 수

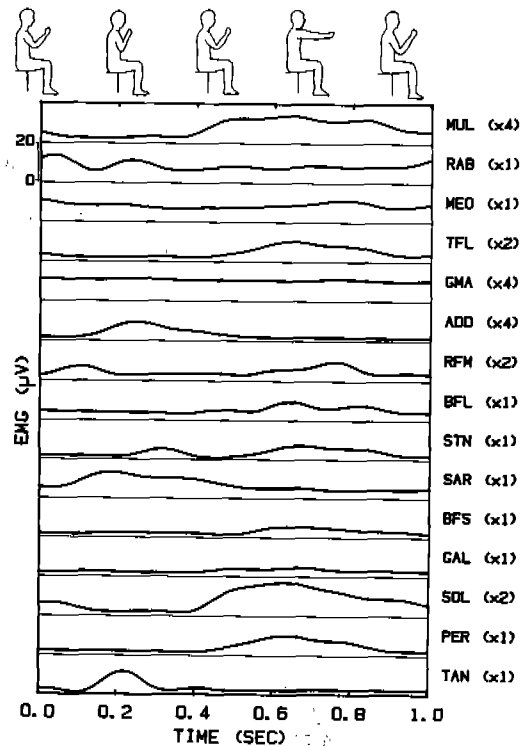


그림 4 실험대상자 1에 의해 작업 1이 수행된 경우의 근전도 신호
 Fig. 4 Time history of processed EMG for a task cycle in Task 1 by subject 1

있도록 하였다. 그림 4에 의하면 실험대상자 1에 의해 작업 1이 수행될 때, 근전도의 최대값이 30 μ V 이상에 도달하는 활동적인 근육은 MUL, GMA, ADD, SOL등이며, 최대값이 10 μ V에도 못 미쳐 상대적으로 비활동적인 근육은 BFL, STN, BFS, GAL등이다. 또한, TFL, RFM, SOL, PER 등과 같은 근육은 MUL 처럼 근전도의 최대값이 발생하는 시점이 실험대상자가 팔을 완전히 뻗는 순간 부근인 반면에, RAB, ADD, SAR, TAN등과 같은 근육은 거의 정반대의 양상을 보여, 자세에 따라 근육의 주요 활동 시점과 역할이 서로 다름을 알 수 있다.

앉은 자세에서 4가지 작업을 수행하는데 요구되

는 근육의 역할을 알아보기 위하여, 그림 4와 같이 처리된 자료를 바탕으로 근전도의 최대값과 최소값을 구하면 표 4와 같다. 표에 기재된 최대 및 최소값은 7명의 실험대상자로부터 얻은 근전도의 평균(표준편차)이며, 이를 비교하기 위한 기준으로 isometric실험의 결과도 함께 기재하였다. 표 4에서 등, 복부, 발목에 위치한 근육인 MUL, RAB, GAL, SOL, TAN에서 측정된 근전도의 수치는 isometric 실험에서 얻은 최대값의 51, 78, 54, 66, 25%에 달해, 다른 근육에 비해 상대적으로 높았다. 이러한 근육에서 측정된 높은 EMG값은 작업 수행시 작용하는 몸통의 신전모멘트(extension moment)와 발목의 저축굴곡모멘트(plantarflexion moment)가 다

표 4 모든 실험대상자로부터 측정하여 처리된 근전도를 바탕으로 계산된 최대값과 최소값의 평균 및 표준편차

Table 4 Mean(standard deviation) of the extreme EMG levels in μ V for four tasks and isometric strength from seven subjects

Muscle	Level	Task				Isometric test	
		1	2	3	4	Maximum	Relaxed
MUL	Max.	46(8)	27(13)	17(11)	16(10)	91(6)	—
	Min.	13(11)	7(7)	8(5)	6(4)	—	3(2)
RAB	Max.	10(4)	8(7)	17(9)	24(17)	31(25)	—
	Min.	3(2)	3(3)	9(4)	10(6)	—	2(1)
MEO	Max.	8(4)	9(2)	11(4)	12(5)	73(32)	—
	Min.	3(3)	4(1)	7(3)	7(4)	—	3(1)
TFL	Max.	15(10)	10(6)	8(5)	7(4)	125(65)	—
	Min.	5(2)	5(3)	5(3)	7(2)	—	5(1)
GMA	Max.	5(2)	6(4)	4(1)	4(1)	52(13)	—
	Min.	2(1)	3(1)	3(1)	5(2)	—	3(1)
ADD	Max.	16(13)	9(3)	7(2)	3(0)	79(36)	—
	Min.	4(2)	4(1)	6(2)	7(1)	—	2(1)
RFM	Max.	8(6)	8(4)	5(2)	5(1)	96(3)	—
	Min.	3(2)	3(2)	3(1)	4(2)	—	3(1)
BFL	Max.	9(6)	7(7)	4(2)	2(1)	138(39)	—
	Min.	3(1)	2(1)	2(1)	3(1)	—	2(1)
STN	Max.	9(5)	3(1)	4(2)	2(1)	153(75)	—
	Min.	4(2)	2(1)	2(1)	6(3)	—	3(2)
SAR	Max.	10(8)	8(3)	9(9)	2(1)	148(44)	—
	Min.	5(5)	2(2)	2(2)	20(18)	—	4(2)
BFS	Max.	17(17)	12(1)	11(8)	10(11)	186(74)	—
	Min.	9(13)	5(7)	6(6)	14(17)	—	2(1)
GAL	Max.	29(20)	31(30)	13(14)	6(5)	57(23)	—
	Min.	12(13)	15(17)	7(5)	17(14)	—	5(2)
SOL	Max.	11(2)	22(15)	20(13)	9(8)	44(16)	—
	Min.	4(3)	7(7)	13(8)	14(17)	—	4(2)
PER	Max.	12(8)	8(8)	16(14)	8(11)	62(39)	—
	Min.	6(5)	4(5)	11(10)	6(6)	—	3(2)
TAN			7(4)	5(3)	3(3)	178(55)	—
			3(2)	3(2)		—	3(1)

른 관절모멘트에 비해 상대적으로 크다고 발표한 연구[10]와 일치한다. 몸통과 발목(저측굴곡) 근육의 활발한 활동은 이 근육들이 앉은 자세에서 동적 작업을 수행할 때 신체의 균형 유지에 중요한 역할을 담당한다는 것을 반영한다.

표 4에 의하면 작업에 따라 주요 활동을 나타내는 근육이 동일하지 않음을 알 수 있다. 작업 1에서는 MUL, TFL, ADD, SOL의 활동이 두드러졌으며 이 근육들에서 측정된 근전도의 최대값은 isometric 실험에서 얻은 최대값의 51, 12, 20, 66%에 각각 달했다. 작업 2에서는 GMA(12%)와 GAL(54%), 작업 3에서는 PER(25%), 그리고 작업 4에서는 RAB(78%), MEO(16%), BFS(11%)등이 상대적으로 큰 활동을 보였다. 근육의 활동은 실험 대상자 사이에서도 상당한 차이를 보여, 근전도의 평균값에 대한 표준편차의 비가 SOL에서 1.4(작업 1), BFS에서 1.2(작업 2), GAL에서 1.1(작업 3), PER에서 1.2(작업 4), MUL에서 0.7과 RAB에서 0.8(isometric 실험)에 달했다.

발목과 몸통에서 주동근(agonist)뿐만 아니라 길항근(antagonist)도 함께 활동을 보이는 Cocontraction 현상이 두드러졌다. 발목의 저측굴곡에 대해 주요 길항근인 TAN에서 측정된 EMG의 크기는 편안히 엎드린 자세에서 측정된 최저 수치와 비교할 때 작업 1에서는 4배까지 달해, 배측굴곡모멘트(dorsi-flexion moment)가 작용하지 않았음[10]에도 불구하고 배측굴곡 근육이 활발히 활동함을 알려준다. 몸통에서도 몸통 굴곡모멘트가 작용하지 않았으나[10], 몸통 굴곡에 대해 주동근인 RAB의 상당한 활동이 나타나는 것은 몸통 신전 근육에 의해 발생되는 내부 모멘트에 대응하여 몸통의 안정된 자세를 유지하기 위함이라고 사료된다.

3.3 근전도 신호의 해석

근전도 신호의 처리 과정에서 절단주파수가 6Hz 인 저주파통과필터(LPF)를 사용하였다. 본질적으로 근전도 신호는 300Hz까지 달하는 대역폭을 지니므로[12], 근전도의 처리에서 1~20Hz 사이에 절단주파수를 설정한 LPF를 사용한다[13-16].

LPF를 사용하는 것 대신에 앙상블평균(ensemble averaging)를 취하여 근전도 신호를 처리할 수도

있었지만, 앙상블평균을 취하면 동적 실험의 운동 자료와 무관한 20Hz이상의 고주파 성분이 근전도

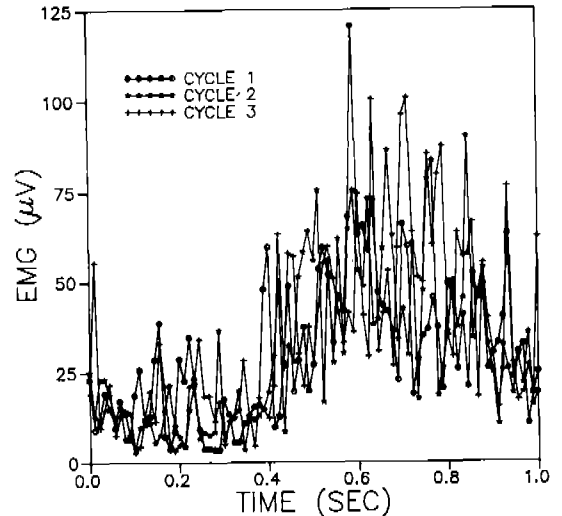


그림 5 세 사이클 동안 다열근에서 측정된 근전도 신호

Fig. 5 Three consecutive cycles of EMG data obtained from MUL of Subject 1 during task 1

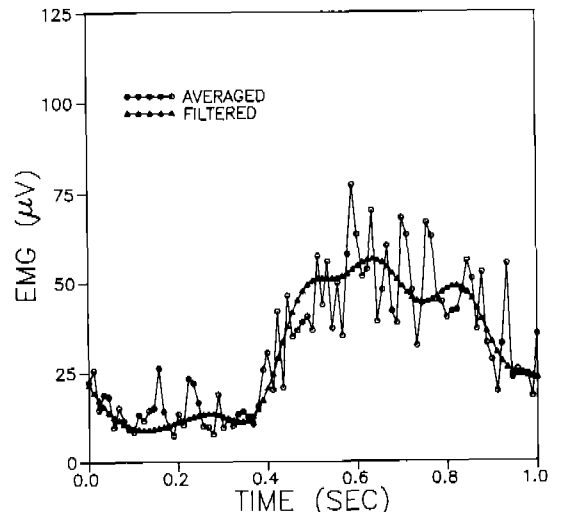


그림 6 필터와 앙상블평균을 사용한 경우의 근전도 신호의 비교

Fig. 6 Comparison between the filtered and ensemble averaged across three consecutive cycles of EMG data shown in Fig. 5

자료에 존재하기 때문에 그 방법을 사용하지 않았다. 일례로 실험대상자 1에 의해 작업 1이 세 사이클 동안 수행될 때 MUL에서 얻은 근전도 신호는 그림 5와 같으며, 이 세 사이클의 신호를 LPF로 처리한 결과와 앙상블평균을 위한 결과를 도시하면 그림 6과 같다. 앙상블평균을 취하는 사이클의 수가 충분히 증가하면 그 결과는 필터를 사용하여 얻은 결과에 접근하리라고 추측된다. 그림 5와 6에서 알 수 있듯이 필터를 사용하여 근전도 신호를 처리할 때 주의해야 할 사항은 필터 처리를 하지 않은 경우에 비해 처리한 근전도의 최대값과 최소값은 반이하로 과소 평가되거나 두배 이상으로 과대 평가된다는 점이다. 따라서, 서로 다른 연구에서 얻은 근전도의 결과를 비교할 때는 근전도의 처리 방법이 반드시 고려되어야 한다.

본 논문에서 제시한 근전도의 해석은 1초 동안에 행해지는 한 사이클에 대한 결과를 기초로 하였다. 그 이유는 같은 사람이라도 높은 반복성을 가지고 동일한 작업을 되풀이하는 것이 쉽지 않고 예상하였으며, 또한 수초 동안에 행해진 자료를 바탕으로 해석하면 한 사이클에서만 발견할 수 있는 특징을 잃어버릴 수 있다는 점을 우려했기 때문이다. 그러나, 동일한 사람에서 얻은 근전도는 대부분의 근육에서 인접한 두사이클 간에 변동이 없음(14개의 근육에서 $p > 0.80$)을 발견하였다. 이러한 사실은 Arsenault등의 연구[3]에서 기술한 '동일한 대상자로부터 측정된 근전도 신호는 동일한 조건에서 높은 반복성을 지니기 때문에 한 대상자로부터 한 사이클의 근전도 자료만을 얻어도 해석에 충분하다'는 추론을 뒷받침하였다.

4. 결 론

본 논문에서는 시간에 따라 변동하는 근전도를 정량적으로 해석하는 방법을 제시하였다. 앉은 자세에서 손으로 물체를 움직이는 4가지 작업에 대하여 7명의 실험대상자로부터 15개의 근육으로부터 측정된 근전도 자료를 해석한 결과, 4가지 작업의 수행에 공통적으로 다열근, 복직근, 외비복근, 가재미근, 장비굴근은 복직

근, 장내전근, 봉공근, 전경골근과 상반된 활동양상을 보여 기능면에서 서로 상반됨을 실험을 통해 확인할 수 있었다. 작업의 종류에 따라 중요한 활동을 나타내는 근육이 동일하지 않았으며, 실험대상자 사이에서도 근전도 수치의 차이가 상당하여, 신체의 균형을 유지하는 방식이 행하는 작업과 개인에 따라 차이가 남을 알 수 있었다. 근전도의 처리 방식이 달라지면 계산되는 근전도의 최소값과 최대값에서 상당한 차이가 발생할 수 있으므로 다른 연구의 결과와 비교할 때 처리 방식이 반드시 고려되어야 한다고 사료 된다. 제시된 방법을 통해 동일한 대상자로부터 측정된 근전도는 연속된 작업 사이클에서 일관성을 지님을 확인할 수 있었다.

참고문헌

- 1) D. E. Hardt, "Determining muscle forces in the leg during normal human walking—An application and evaluation of optimization methods," ASME J. Biomech. Eng. vol. 100, pp. 72-78, 1978.
- 2) A. G. Patriarco, R. W. Mann, S. R. Simon, and J. m. Mansour, "An evaluation of the approaches of optimization models in the prediction of muscle forces during human gait", J. Biomechanics, Vol. 14(8), pp. 513-525, 1981.
- 3) R. D. Crowninshield and R. A. Brand, "A physiologically based criterion of muscle force prediction in locomotion," J. Biomechanics, Vol. 14(11), pp. 793-801, 1981.
- 4) H. Röhrle, R. Scholten, C. Sigolotto, and W. Sollbach, "Joint forces in the human pelvis—leg skeleton during walking," J. Biomechanics, Vol. 17(6), pp. 409-424, 1984.
- 5) A. Grieco, "The ergonomics society—The society's lecture 1986 (Sitting posture : an old problem and a new one)," Ergonomics, Vol. 29(3), pp. 345-362, 1986.

- 6) T. Bendix, "Seated trunk posture at various seat inclinations, seat heights, and table heights," *Human Factors*, Vol. 26(6), pp. 695-703, 1984.
- 7) A. Nachemson and J. M. Morris, "In vivo measurements of intradiscal pressure," *J. Bone Joint Surg.*, Vol. 46-A, pp. 327-351, 1964.
- 8) G. B. J. Andersson, R. Örtengren, and A. Schultz, "Analysis and measurements of the loads on the lumbar spine during work at a table," *J. Biomechanics*, Vol. 13(6), pp. 513-520, 1980.
- 9) 이 진우, "앉은 자세에서 신체의 운동과 반력의 정량적인 관계에 관한 연구," 부산대학교 석사학위 논문, 1991.
- 10) K. Son, J. A. A. Miller, and A. B. Schultz, "The mechanical role of the trunk and lower extremities in a seated weight-moving task in the sagittal plane," *ASME J. Biomech. Eng.*, Vol. 110, pp. 97-103, 1988.
- 11) J. Sobotta and F. H. J. Figge, *Atlas of Human Anatomy (Vol. 1) : Regions, Bones, Ligaments, Joints and Muscles*, 9th English ed., Hafner Press, N. Y., 1974.
- 12) A. L. Hof and Jw. van den Berg, "EMG to force processing. I. An electrical analogue of the Hill muscle model," *J. Biomechanics*, Vol. 14(11), pp. 747-758, 1981.
- 13) A. B. Arsenault, D. A. Winter, R. G. Marteniuk, and K. C. Hayes, "How many studies are required for the analysis of electromyographic data in gait?" *Scand. J. Rehab. Med.*, Vol. 18, pp. 133-135, 1986.
- 14) A. L. Hof and Jw. van den Berg, "Linearity between the weighted sum of the EMGs of the human triceps surae and total torque," *J. Biomechanics*, Vol. 10(9), pp. 529-539, 1977.
- 15) J. K. Louie, C. Y. Kuo, M. D. Gutierrez, and C. D. Mote, Jr., "Surface EMG and torsion measurements during snow skiing : Laboratory and field tests," *J. Biomechanics*, Vol. 17(10), pp. 713-724, 1984.
- 16) S. J. Olney and D. A. Winter, "Predictions of knee and ankle moments of force in walking from EMG and kinematic data," *J. Biomechanics*, Vol. 18(1), pp. 9-20, 1985.