

석사학위논문

반복적인 손목 및 손가락 작업에서의
수작업 부하 평가

권 오 채 (權 五 彩)

산업공학과 (인간공학 전공)

포항공과대학교 대학원

1999

반복적인 손목 및 손가락 작업에서의
수작업 부하 평가

Evaluation of the manual workload
in repetitive wrist and finger motions

Evaluation of the manual workload in repetitive wrist and finger motions

by

OChae Kwon

Department of Industrial Engineering

(Human Factors and Ergonomics Program)

Pohang University of Science and Technology

A thesis submitted to the faculty of Pohang University of Science and Technology in partial fulfillment of the requirements for the degree of Master of Science in the Department of Industrial Engineering (Human Factors and Ergonomics Program)

Pohang, Korea

December 24, 1998

Approved by

MyungHwan Yun, Major Advisor

반복적인 손목 및 손가락 작업에서의 수작업 부하 평가

권 오 채

위 논문은 포항공과대학교 대학원 석사 학위논문으로 학
위논문 심사위원회를 통과하였음을 인정합니다.

1998 년 12 월 24 일

학위논문심사 위원회 위원장 윤 명 환 (인)

위 원 정 민 근 (인)

위 원 정 의 승 (인)

이 력 서

성 명 : 권 오 채

생년월일 : 1971 년 11 월 6 일

출 생 지 : 경상북도

본 적 : 경북 영천시 화산면 암기리 399 번지

주 소 : 경북 경주시 동천동 907~3 번지

학 력

1990 – 1997 성균관대학교 공과대학 산업공학과 (공학사)

1997 – 1999 포항공과대학교 산업공학과 (공학석사)

학회 활동

권오채, 류태범, 윤명환, “수공구 사용시 손목관절 각변위 및 전완 EMG 평가”,
대한인간공학회 '98 추계학술대회 논문집, pp. 62-65, 1998.

권오채, 류태범, 윤명환, “2 차원 동적 모델을 이용한 키보드 기울기와 타이핑
속도의 인체역학적 평가”, 대한산업공학회 '98 추계학술대회 논문집, pp. 123-
127, 1998.

윤명환, 권오채, 한수미, 박재희, 이경태, “3-D glove 를 이용한 손동작의 분석시
스템 개발”, 대한인간공학회 '97 추계학술대회 논문집, pp. 393-397, 1997.

MIE
9723M01

권오채, OChae Kwon, Evaluation of the manual workload in repetitive wrist and finger motions, 반복적인 손목 및 손가락 작업에서의 수작업 부하 평가, Department of Industrial Engineering (Human Factors and Ergonomics Program), 1999, pp. 87, Advisor : MyungHwan Yun, Text in Korean.

ABSTRACT

Repetitive movements of the hand and wrist in industrial tasks are known to be an important risk factor associated with CTDs. In particular, highly repetitive movements are associated with a greater risk of incurring an injury, than for less repetitive motions. Since high frequency motions are generally considered to be more hazardous, it was expected that the frequency-weighted function should be a high pass filter, counting high frequency motions more heavily than the low frequency motions. If an appropriately scaled filter network could be derived so its frequency characteristics represent the characteristics of human response to physical stress, the filtered biomechanical data would be proportional to those frequency characteristics. While, repetitiveness could be expressed as frequency, number of cycles per unit time.

The purpose of this study was to evaluate the manual workload in repetitive wrist and finger motions. To evaluate the manual workload, angle displacement of the joint, EMG of the muscle and subjective rating were studied. This study was divided into experiments of the wrist motions and finger motions. The task in experiment of the wrist motions was a screw-driving task by wrist motions. In experiment of the finger motions, a keyboard typing task by finger motions was performed. All joint angles were measured by an angle-measuring glove(CyberGlove™, Virtual Technologies, Inc.) with 18 sensors that monitor the motions of the hand and fingers. EMG was recorded from FCU muscle and FDS muscle respectively using a Polygraph system(NEC San-ei instruments, Ltd.). And, subjective rating was reported after performing each task using modified Borg's CR-10 rating scale. In experiments, repetition rates of 0.5, 1, 2 motions per second were used with each task.

As a result, the manual workload increased with increasing repetitiveness. In data processing, peak spectral magnitude and frequency components corresponded closely with joint angular displacement amplitudes and repetition rates. Results of the correlation analysis showed that it was high correlation between objective measurement(EMG and filtered angle data) and subjective measurement(subjective rating).

목 차

I. 서론	1
1.1 연구의 배경 및 필요성	1
1.2 연구의 목적	4
1.3 논문의 구성	4
II. 이론적 배경	5
2.1 Filtering(여파)과 Butterworth filter	5
2.2 Frequency-weighted filter	8
2.3 EMG 관련 연구	9
2.4 EMG 신호처리(EMG signal processing)	11
2.5 주관적 평가(Subjective Rating) 방식	12
III. 연구 방법	14
3.1 실험 구성	14
3.2 피실험자	14
3.3 실험 기기	15
3.3.1 각도 측정 시스템(CyberGlove™ system)	15
3.3.2 EMG 측정 시스템(Polygraph system)	20
3.4 실험 배치	21
3.4.1 손목운동 적용실험	21
3.4.2 손가락운동 적용실험	21
3.5 실험 방법	22
3.5.1 손목운동 적용실험	22
3.5.2 손가락운동 적용실험	24
3.6 데이터 처리	25
3.6.1 각도 데이터 처리	25
3.6.2 EMG 데이터 처리	28
3.6.3 유의성 검증 및 상관관계 분석	30

IV. 연구 결과.....	32
4.1 손목운동 적용실험.....	32
4.1.1 관절각도 데이터 처리결과.....	32
4.1.2 EMG 데이터 처리결과.....	38
4.1.3 주관적 평가(Subjective rating) 결과.....	41
4.1.4 관절각도, EMG 및 주관적 평가의 유의성 검증.....	42
4.1.5 관절각도, EMG 및 주관적 평가의 상관관계 분석.....	43
4.2 손가락운동 적용실험.....	45
4.2.1 관절각도 데이터 처리결과.....	45
4.2.2 EMG 데이터 처리결과.....	49
4.2.3 주관적 평가(Subjective rating) 결과.....	50
4.2.4 관절각도, EMG 및 주관적 평가의 유의성 검증.....	53
4.2.5 관절각도, EMG 및 주관적 평가의 상관관계 분석.....	54
V. 토 의.....	57
5.1 관절각도 분석결과.....	57
5.2 EMG 분석결과.....	60
5.3 주관적 평가(Subjective Rating) 분석결과.....	62
5.4 관절각도, EMG 및 주관적 평가의 상관관계 분석결과.....	63
VI. 결론 및 추후 연구과제.....	66
참고 문헌.....	70
부 록.....	76
A. 손의 근육(Muscles of hand) 구조.....	76
B. 전완의 근육(Muscles of forearm) 구조.....	78
C. 푸리에 변환(Fourier Transform).....	81
D. 비순환 차분 방정식(Non-recursive difference equation).....	82
E. Calibration file 예시.....	84

표 목 차

표 3.1 피실험자의 인체특성자료.....	15
표 3.2 피실험자별 실험 순서.....	24
표 3.3 Coefficients for the frequency-weighted FIR filter (Lin & Radwin, 1997).....	27
표 4.1 손목운동 적용실험 결과의 유의성 검증.....	42
표 4.2 손목운동 적용실험 결과간 상관관계 분석결과.....	44
표 4.3 손가락운동 적용실험 결과의 유의성 검증.....	54
표 4.4 손가락운동 적용실험 결과간 상관관계 분석결과.....	56

그림 목 차

그림 2. 1 Frequency 와 RMS 의 관계 (Radwin et al., 1994).....	10
그림 2. 2 Frequency 및 amplitude 와 RMS 의 관계 (Radwin et al., 1994).....	10
그림 2. 3 Modified Borg's CR-10 rating scale (Borg, 1990).....	13
그림 3. 1 CyberGlove™ 시스템의 구성.....	18
그림 3. 2 CyberGlove™의 센서 위치 (Kessler et al., 1995).....	18
그림 3. 3 실험에 사용된 프로그램의 실행 화면.....	19
그림 3. 4 Polhemus Fastrak™.....	19
그림 3. 5 손 크기 좌표(Hand geometry coordinate).....	19
그림 3. 6 Polygraph 시스템의 구성.....	21
그림 3. 7 장비배치 및 손목운동 적용실험 작업수행장면.....	22
그림 3. 8 손가락운동 적용실험 작업수행장면.....	22
그림 3. 9 실험에 사용된 Screwdriver.....	24
그림 3. 10 Flowchart of joint angle data processing.....	27
그림 3. 11 Flowchart of EMG signal processing.....	32
그림 4. 1 손목운동 적용실험 F/E Raw Data Plot (예: 피실험자 6).....	35
그림 4. 2 손목운동 적용실험 R/U Raw data Plot (예: 피실험자 6).....	35
그림 4. 3 손목운동 적용실험 각도 데이터 피실험자별 결과 (예: 피실험자 6).....	36
그림 4. 4 손목운동 적용실험 차단주파수(cutoff frequency)별 filtered(II) RMS 결과 (예: 피실험자 6).....	36
그림 4. 5 Butterworth filter 의 차단주파수(cutoff frequency)별 주파수 특성.....	37
그림 4. 6 손목운동 적용실험 각도 데이터 RMS 결과.....	37
그림 4. 7 손목운동 적용실험 EMG 데이터 처리과정 (예: 피실험자 4).....	39
그림 4. 8 손목운동 적용실험 EMG 데이터 피실험자별 결과 (예: 피실험자 4).....	40
그림 4. 9 손목운동 적용실험 EMG 데이터 결과.....	40
그림 4. 10 손목운동 적용실험 주관적 평가(Subjective rating) 결과.....	41
그림 4. 11 손목운동 적용실험 결과간 증가율 비교.....	44
그림 4. 12 손가락운동 적용실험 Raw Data Plot (예: 피실험자 2 – Index MCP).....	47
그림 4. 13 손가락운동 적용실험 Raw Data Plot (예: 피실험자 2 – Index PIP).....	47
그림 4. 14 손가락운동 적용실험 각도 데이터 피실험자별 결과 (예: 피실험자 2).....	48

그림 4. 15 손가락운동 적용실험 차단주파수(cutoff frequency)별 filtered(II) RMS 결과 (예: 피실험자 2).....	48
그림 4. 16 손가락운동 적용실험 각도 데이터 RMS 결과.....	49
그림 4. 17 손가락운동 적용실험 EMG 데이터 처리과정 (예: 피실험자 5).....	51
그림 4. 18 손가락운동 적용실험 EMG 데이터 피실험자별 결과 (예: 피실험자 5).....	52
그림 4. 19 손가락운동 적용실험 EMG 데이터 결과	52
그림 4. 20 손가락운동 적용실험 주관적 평가(Subjective rating) 결과	53
그림 4. 21 손가락운동 적용실험 결과간 증가율 비교	55
그림 A. 1 Flexor Digitorum Superficialis (FDS) muscle (Netter, 1987)	78
그림 B. 1 Muscles of forearm (Netter, 1987).....	80
그림 B. 2 Flexor Carpi Ulnaris(FCU) muscle (Netter, 1987)	81
그림 D. 1 Block-diagram of non-recursive difference equation (Jackson, 1991).....	84

I. 서론

본 장에서는 반복성의 영향에 따른 수작업 부하 평가를 위한 연구의 배경 및 필요성을 비롯하여 연구의 목적, 논문의 구성 등에 대하여 서술하였다.

1.1 연구의 배경 및 필요성

최근 여러 산업분야에서 자동화가 급격히 증가하고 있음에도 불구하고, 과학이 고도로 발달된 나라에서도 산업현장이나 일상생활에서의 수작업은 널리 행해지고 있는 실정이다. 미국의 경우, 전체 작업자의 약 90%가 수공구를 이용한 수작업에 의존하고 있으며(Yun,1994), 최근 Robotics 나 VR Technology 분야에서도 수작업에 관련된 부분이 70%가 넘는 것으로 알려져 있다. 이러한 수작업을 주로 수행하는 산업현장에서의 주요한 관심사는 매년 발생하는 높은 비율의 손과 관련한 상해를 줄이는 것이다. 실제로 스웨덴 통계에 따르면 직업성 상해에서 손가락, 손, 손목이 포함된 사고가 32%에 달한다고 한다(Mital & Kilbom, 1992).

이러한 직업성 상해 중 누적외상병(Cumulative trauma disorders, CTDs)은 신체의 반복적인 동작이나 과도한 움직임으로 인한 신체 연질 조직(soft tissue)의 질병이며, Carpal tunnel syndrome(CTS)은 손과 손목부위에 발생하는 가장 일반적인 누적외상병이다.

누적외상병을 비롯한 손목과 관련된 산업재해의 대부분은 동작 시 과도한 힘의 사용이나 extreme 한 관절의 움직임 그리고, 동일한 동작의 잦은 반복 등에 그 원인이 있다(Cannon et al., 1981; Chatterjee, 1987; Putz-Anderson, 1988). 특히, 반자동화나 자동화된 산업 현장에서의 수없이 반복되는 작업으로 인한 직업성 상해가 심각하다(Moore et al, 1991). 이렇듯 상지의 누적외상병(CTDs)은 신체의 반복적인 움직임(movement)과 유지되는 자세(posture)와 깊은 관련이 있다.

이러한 누적외상병을 방지하기 위한 최선의 방법은 작업(task), 공구(tool),

작업장(workplace)과 관련된 위험 요인(risk factor)을 최소화하는 것이다 (Armstrong, 1986). 이에 작업과 관련한 가장 큰 위험 요인(risk factor)인 반복성에 대한 연구는 필수적이라 할 수 있다.

반복적인 동작(motion)은 현대 산업에서 수작업(manual work)의 주기적인 성질(cyclical nature)로부터 주로 발생하는데, 반복성(repetitiveness)이라는 것은 종종 빈도수(frequency)나 특정한 동작이 임의의 작업기간에 일어나는 단위 시간당 주기의 수와 관련이 있다(Armstrong et al., 1982; Silverstein et al., 1986). 따라서, 반복되는 작업에서 관절의 각도는 주기적으로 반복되며, 또 오랜 시간동안 지속된다. 이러한 작업에서 자세변화의 크기나 작업주기동안 반복하는 빈도수(frequency)는 동작의 동적 패턴을 형성한다(Radwin & Lin, 1993). 예를 들어, 손목의 중심위치(neutral position)에서 힘을 발생시키는 수공구의 반복적인 사용은 특히, deviation 이 ulnar 방향으로 일어날 때 생산성(productivity)과 grip strength 의 손실(loss) 뿐만 아니라 다양한 문제점들(illnesses)이 발생한다(Hägg et al., 1997). 이는 손목의 해부학적 구조(anatomical structure)의 고려와 작업자세에 대한 연구 결과에서도 고찰될 수 있다(Leamon & Dempsey, 1995).

뿐만 아니라 전완 근육의 exertion 과 extreme 한 손목 자세를 가지는 수작업은 전완과 손목의 질병과 관련이 있다(Armstrong et al, 1982; Silverstein et al., 1986; Silverstein et al., 1987; Loslever & Ranaivosoa, 1993; Marras & Schoenmarklin, 1993; Moore & Garg, 1994; Schoenmarklin et al., 1994). 전완 EMG 로 측정된 반복적인 힘의 exertion 뿐만 아니라 extreme 한 손목 자세와 손목 각속도 · 각가속도 등도 위험요소로 인식되어져 왔다.

하지만, 반복적인 동작과 자세 스트레스를 평가하는 적절한 방법이 없을 뿐만 아니라, 작업장에서 이러한 스트레스를 측정하고 정량화 할 때 필수적인 실용적인 측정기술과 분석방법도 부족하다. 또한 물리적 스트레스 평가를 위하여 인체역학적 데이터 분석을 사용하는 주요 한계점 중의 하나는 수작업동안 수행된 복잡한 작업에 대한 많은 양의 데이터를 관리하는 것과 관련한 엄청난 제경비이다(Radwin et al., 1994).

많은 분석 방법들이 상지를 포함한 수작업의 반복성을 평가하는데 사용되어졌다(Armstrong et al., 1979; Keyserling, 1986; Radwin & Lin, 1993; Radwin et al., 1994; Lin & Radwin, 1997). Radwin & Lin(1993)은 스펙트럼 분석(spectral analysis)을 이용하여 반복적으로 행해지는 수작업을 정량화하는 효과적인 방법을 제안하였다. 그는 스펙트럼 분석(spectral analysis)을 반복적인 손목동작과 자세 스트레스를 특성화하는 유용한 분석 방법이라 소개하였다. 그리고, Radwin et al.(1994)은 frequency-weighted filter 를 설계하여 반복적인 수작업의 인체역학적인 스트레스를 정량적으로 평가하였다. 이 연구에서는 반복적인 수작업과 관련된 물리적 스트레스를 정량적으로 평가함에 있어 많은 양의 인체역학적 데이터를 하나의 metric 으로 감소시켰다. 그 후 Lin & Radwin(1997)은 반복적인 동작의 인체역학적 스트레스를 정량화하는 single metric 을 구현하는 데에 exertion force 까지 고려한 연구도 수행하였다.

하지만, 이들 연구에서의 몇 가지 한계와 문제점을 생각해 볼 수 있다. 먼저 이들 연구는 power grip 에서 중심위치(neutral position)로부터의 손목 굴전 동작에 한정되었다. 따라서, 다른 grip 자세나 기타 손목 동작에서의 작업은 전혀 고려되지 않았다. 또한, 일반 수작업이 손목만으로 이루어지지 않는다는 점을 감안하면 손의 다른 관절들에 대한 고려 또한 필수적이라 할 수 있다. 다음으로 이들 연구에서 사용된 frequency-weighted filter 는 설계 모수(parameter)로 피실험자의 주관적 불편도를 사용하였다. 주관적 불편도가 주관적인 척도라는 점을 감안할 때 정량적인 척도를 설계함에 있어 부족함이 있다. 따라서, 객관적인 척도(EMG 등)에 의한 검증작업이 이루어져야 할 것이다. 마지막으로 frequency-weighted filter 설계방법의 난점을 고려하여 보다 간단한 filter 구현을 통해 상호간의 비교·분석하는 작업도 수행되어야 할 과제이다.

1.2 연구의 목적

본 연구의 목적을 요약하면 다음과 같이 네 가지로 나눌 수 있다.

첫째, 반복성을 고려한 수작업의 부하를 평가함에 있어 손목의 굴전/신전 각도 뿐만이 아니라 손가락 여러 관절의 굴전/신전 각도나 손목의 요골/척골 편향 각도의 변위까지 고려해야 하는 실제 수작업을 측정·분석한다.

둘째, 반복성을 고려한 각변위의 크기를 평가하기 위하여 기존에 설계된 frequency-weighted filter(Radwin et al., 1994)와 일반적으로 많이 사용되는 Butterworth filter 의 filtering 효과를 비교·분석한다.

셋째, 반복성을 고려한 수작업의 평가에 사용된 각변위 크기를 객관적인 척도(EMG)와 주관적인 척도(주관적 평가)를 이용하여 비교·검증한다.

넷째, 반복성을 고려한 수작업의 부하를 평가하기 위하여 사용된 여러 가지 척도(measurement)들의 유의성을 검증하고, 상호간의 상관관계를 분석한다.

1.3 논문의 구성

본 논문은 전체 6 장으로 구성되어 있다. 1 장에서는 연구의 배경 및 필요성과 연구의 목적에 대해 서술하였으며, 2 장에서는 본 연구와 관련된 기존 연구들과 이론들을 살펴보았다. 3 장에서는 실험 구성, 피실험자, 실험 배치, 실험 방법 그리고, 측정된 데이터의 처리방법에 대해 상세히 설명하였다. 4 장에서는 3 장에서 설명한 실험방법에 의거하여 측정된 실험 데이터의 처리 과정과 결과를 중심으로 기술하였으며, 5 장에서는 실험 결과에 대한 해석 및 분석을 바탕으로 기존연구의 결과와 비교하여 토의하였다. 마지막 6 장에서는 본 연구의 결론과 추후 수행되어야 할 연구 과제들에 대한 내용을 언급하였다.

II. 이론적 배경

본 장에서는 Filtering(여파)과 Butterworth filter, Frequency-weighted filter (Radwin & Lin, 1994), EMG 관련 연구, EMG 신호 처리(signal processing) 그리고, 주관적 평가(Subjective Rating) 방식 등 본 연구와 관련된 기존 연구들과 이론들을 기술하였다.

2.1 Filtering(여파)과 Butterworth filter

필터는 신호의 불필요한 주파수성분을 제거하는 장치로서 신호처리시스템을 구성하는 많은 장치에서 중요한 역할을 한다. 필터를 여파기라고도 하며 필터가 불필요한 주파수성분을 제거하는 작용을 필터링(filtering, 여파)이라 한다 (이종각, 1986).

어떤 신호처리 시스템에서도 가장 기본적인 동작 중 하나가 필터링이다. 필터라는 용어는 때때로 분석 중인 기존시스템을 설명하기 위해서 채택되는 경우가 있지만 이 용어는 구체적인 목표를 가지고 설계된 특수 시스템이나 서브시스템을 필터라고 한다. 가끔 필터의 사용목적은 크기응답 $|H(j\omega)|$ 와 위상응답 $\angle H(j\omega)$ 의 의미로서 주파수 영역에서 구체화된다. 특히 가장 공통적인 필터 형태는 신호와 잡음의 주파수 스펙트럼 분석에 의한 주파수 선택 필터들이다 (Jackson, 1991; Winter, 1990).

필터를 주파수의 특성에 따라 분류하면 저역통과필터(low pass filter), 고역통과필터(high pass filter), 대역통과필터(band pass filter) 및 대역저지필터(band stop filter)의 넷으로 나누어진다. 통과대역(pass band)에서는 dB 손 $A(\omega)$ 는 0이며 저지대역(stop band)에서는 $A(\omega)=\infty$ 이다. 이상적인 저역통과필터(low pass filter)의 ω_c 보다 낮은 주파수에서는 1이 되고 ω_c 보다 클 때에는 0이 되며, 통과대역과 저지대역의 경계 주파수 ω_c , ω_{c1} , ω_{c2} 등을 차단주파수(cutoff frequency)라 하며, 차단주파수(cutoff frequency) ω_c 라는 것은 $|H(j\omega)|$ 가 3[dB]로 되는 주파수를

말한다(Jackson, 1991; 이종각, 1986). 그러나 실지의 필터에서는 이와 같은 이상적인 특성은 실현될 수 없으며 근사적인 특성만이 실현 가능하다. 그리고, 근사화(approximation)의 방법에 따라 필터는 버터워드 필터(Butterworth filter), 체비체프 필터(Tschebyscheff filter), 타원 필터(elliptic filter), 베셀 필터(Bessel filter) 등의 네 종류로 구분된다(이종각, 1986).

필터링 후에도 주파수 잡음이 확실히 감소는 되었지만, 완전히 제거되지는 않는다. 그리고, 신호는 특히, 신호와 잡음이 겹치는 부분에서 다소 감폭(attenuation) 되어진다. 이 결과는 다소의 신호왜곡을 뜻한다. 따라서 절충점은 차단주파수(cutoff frequency, f_c)의 선정에 달려 있다. 만일 f_c 가 너무 높으면, 신호왜곡이 적게 일어나긴 하지만 훨씬 많은 잡음이 통과할 수가 있고, 반면에 f_c 가 너무 낮으면 잡음은 감소하지만 신호왜곡이 증가한다(Winter, 1990).

필터 중 애널로그 필터는 연속신호 $x(t)$ 를 직접 여과하기 위한 것으로 그 설계기술이 고도로 발달하고 있다(이종각, 1986). 디지털 필터는 $x(t)$ 를 표본화하여 얻은 이산신호 $x(nT)$ 를 여과하기 위한 것이다. 디지털 필터의 설계는 대부분 이에 대응하는 애널로그 필터의 전달함수 $H_A(j\omega)$ 가 알려져 있다는 전제하에 디지털 필터의 주파수응답 $H_D(e^{j\omega T})$ 를 이것에 근사화(approximation)하는 방법이 채택되고 있으며, 이러한 디지털 필터링에 대한 이론들도 많이 정립되어있다(Rader & Gold, 1967).

Winter(1990)는 Kinematic data processing 에 low pass digital filtering 을 수행하는데 Butterworth filter 를 사용하였다. 이 방법은 쉽게 수행될 수 있으며, 시간영역에서 raw 데이터를 처리(process)하는 Butterworth filter 를 위한 순환 디지털 필터의 형식은 다음과 같다.

$$X^1(nT) = a_0X(nT) + a_1X(nT-T) + a_2X(nT-2T) + b_1X^1(nT-T) + b_2X^1(nT-2T) \quad (2.1)$$

Where, X^1 = filtered output coordinates

X = unfiltered coordinate data

nT = n^{th} sample

$$\begin{aligned}
(nT-T) &= (n-1)^{\text{th}} \text{ sample} \\
(nT-2T) &= (n-2)^{\text{th}} \text{ sample} \\
a_0, \dots, b_2, \dots &= \text{filter coefficients}
\end{aligned}$$

이러한 필터 계수는 필터의 타입과 차수, 표본 주파수(sampling frequency), 차단 주파수(cutoff frequency)등에 의존하는 상수이다. 필터의 차수는 cutoff 의 sharpness 를 결정한다. 차수가 높을수록 cutoff 가 sharp 해지고, 계수 값이 커진다. 최종 설계된 순환 방정식에서 모든 계수의 합은 1 이다.

Butterworth filter 의 계수를 보다 정확하게 계산하기 위한 방정식은 다음과 같다.

$$\omega_c = \tan\left(\frac{\pi f_c}{f_s}\right) \quad (2.2)$$

$$K_1 = \sqrt{2}\omega_c$$

$$K_2 = \omega_c^2, \quad a_0 = \frac{K_2}{(1 + K_1 + K_2)}, \quad a_1 = 2a_0, \quad a_2 = a_0$$

$$K_3 = \frac{2a_0}{K_2}, \quad b_1 = -2a_0 + K_3$$

$$b_2 = 1 - 2a_0 - K_3, \text{ or, } b_2 = 1 - a_0 - a_1 - a_2 - b_1$$

신호의 감폭(attenuation) 뿐만 아니라 입력에 대한 출력신호의 위상변화(phase shift)가 있는데, 이를 왜곡의 다른 형태인 위상왜곡(phase distortion)이라 한다. 위상왜곡은 크기왜곡(amplitude distortion)에 비해 더 심각할 수가 있다. 이러한 위상왜곡을 감소시키기 위해서는 한번 필터링된 데이터를 시간영역에서의 반대방향으로 다시 한번 필터링을 수행하여야 한다(Winter et al., 1974).

2.2 Frequency-weighted filter

Biomechanical 데이터를 평균값이나 RMS 값으로 나타내는 것은 빈도수 (frequency)에 대한 정보를 잃어버린다는 문제가 있다. 하지만, 적절하게 설계된 필터 network 이 불편도(discomfort)나 부상의 발생율과 같은 물리적 스트레스에 대한 인체 반응(human response)을 나타내는 빈도수(frequency) 특성을 고려할 수만 있다면, 필터링된 biomechanical 데이터는 빈도수(frequency) 특성에 비례할 것이다. 이러한 개념은 그림 2.1 에 diagram 을 사용하여 표현하였다. 이 그림은 동일한 RMS input amplitude 를 가진 sine 곡선이 high pass filter 를 통과하면 빈도수(frequency)가 증가함에 따라 RMS output amplitude 가 증가한다는 관계를 묘사하고 있다(Radwin et al., 1994).

게다가 high pass filter 의 차단 주파수(cut-off frequency)와 기울기(slope)가 동일한 물리적 스트레스 반응을 가지는 빈도수(frequency)와 크기(amplitude)의 다른 여러 가지 조합의 input 에 대해 동일한 output 값을 설계할 수 있다면, output RMS 값은 동일한 물리적 스트레스 수준과 일치할 것이다. 이러한 개념은 그림 2.2 에서 RMS input amplitude 는 감소하지만 빈도수가 증가하는 sine 곡선이 high pass filter 를 통과하면 동일한 RMS output amplitude 를 가지는 관계를 diagram 으로 표현하여 나타내었다(Radwin et al., 1994).

Frequency-weighted filter 는 동일한 수준의 불편도함수에 비례하는 빈도수 (frequency)에 의해 자세신호(postural signal)에 대한 가중치를 주므로, 필터링된 각도 데이터는 동작과 반복성을 고려한 상대적인 불편도를 나타낸다(Lin & Radwin, 1998).

Radwin et al.(1994)은 frequency-weighted filter 설계에 사용된 모수(parameter)를 변위의 크기(amplitude)와 빈도수(frequency)가 다른 반복작업으로부터의 주관적 불편도로 사용하였다. 그 결과, 연속적인 인체역학적 데이터가 필터링되었고 하나의 정량적인 척도로 통합되었다. 이 frequency-weighted filter 는 반복적인 작업의 물리적 스트레스를 평가하였으며, 반복성과 변위를 고려한 하나의

metric 으로 인체역학적 데이터를 감소시켰다. Frequency-weighted filter 에 사용된 비순환 차분 방정식은 부록 D 에서 설명하였다.

2.3 EMG 관련 연구

EMG 방법은 쉽게 이용할 수 있어서 힘과 근육기능의 분석에 많이 사용되는 기술이다. Ralston et al.(1947)이 인체 근육에 대한 최초의 EMG 연구를 수행한 이후, 많은 연구자들이 근육의 힘과 EMG 와의 상관관계를 연구하기 시작하였다. Dempster & Finerty (1947), Inman et al.(1952), Lippold(1952), Bouisset & Goubel(1973) 등 많은 연구자들은 여러 근육의 등척성 수축활동 시 선형관계를 관찰하였으며, Bronks & Brown(1987), Komi & Viitasalo(1976), Clamann & Broecker(1979) 등은 비선형 관계를 발견하였다. 이러한 모순에 관한 이유는 아직도 논쟁의 이슈가 되고있으며, Basmajian & De Luca(1985)는 이러한 이슈와 관련된 연구를 요약하고, 근육의 변화와 수축의 형태를 EMG 신호의 크기로 나타내는 raw 데이터의 정량과의 관련성을 규명하였다. 힘과 EMG 의 크기 관계에 관한 결론을 내리는 것은 어려운 반면, 발휘된 근육의 힘이 증가하면서 단조롭게 EMG 크기가 증가한다고 하는 것은 가능하다.

Close & Kidd(1969)는 엄지, 검지, 중지의 동작과 그에 상응하는 활동 전위 차에 대한 EMG 연구를 수행하였다. 그가 고려한 동작은 중립 위치(neutral position)에서 손목에 의한 extension, flexion, abduction, adduction, grasp 등이었다. Post & Lavine(1967)은 EMG 를 사용하여 손목의 기능적 최적 위치를 보여주려 하였다. 이 연구에서 Flexors 근육으로부터 나오는 전기적 힘(electrical potentials)의 크기를 발견하였다. Long & Brown(1964)과 Long(1970)은 중지 근육의 EMG 운동학을 연구하였다. 그들은 손가락을 조절하는 손가락 근육의 기능을 설명하였다. Forrest & Basmajian(1965)는 손바닥과 손바닥 아래 부분의 복잡한 근육의 행동 패턴을 분석하였다. 그들은 opposition, extension, flexion 등의 등장성 운동 시 이러한 근육들을 테스트하였다.

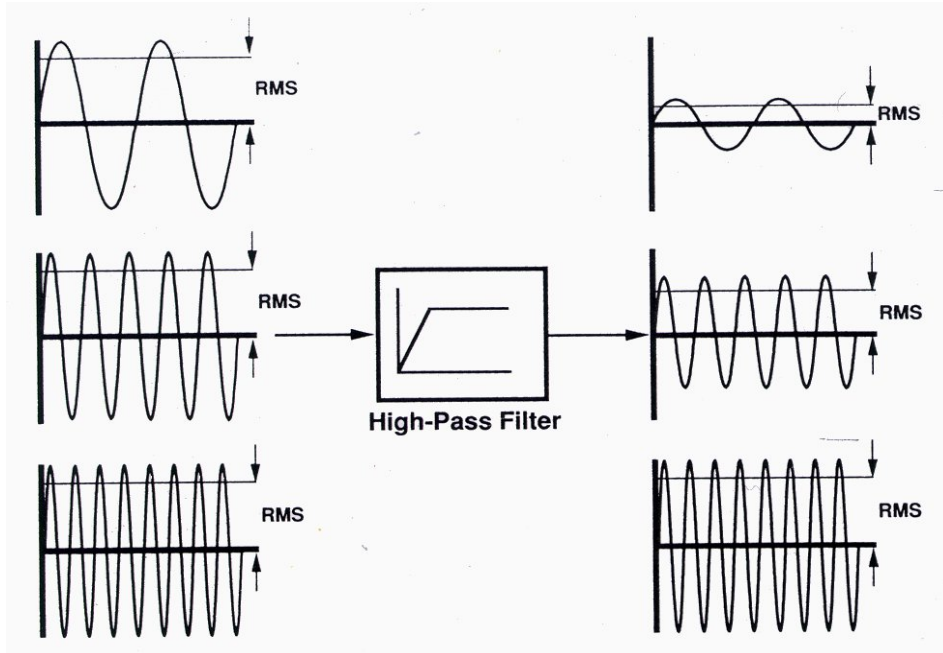


그림 2.1 Frequency 와 RMS 의 관계 (Radwin et al., 1994)

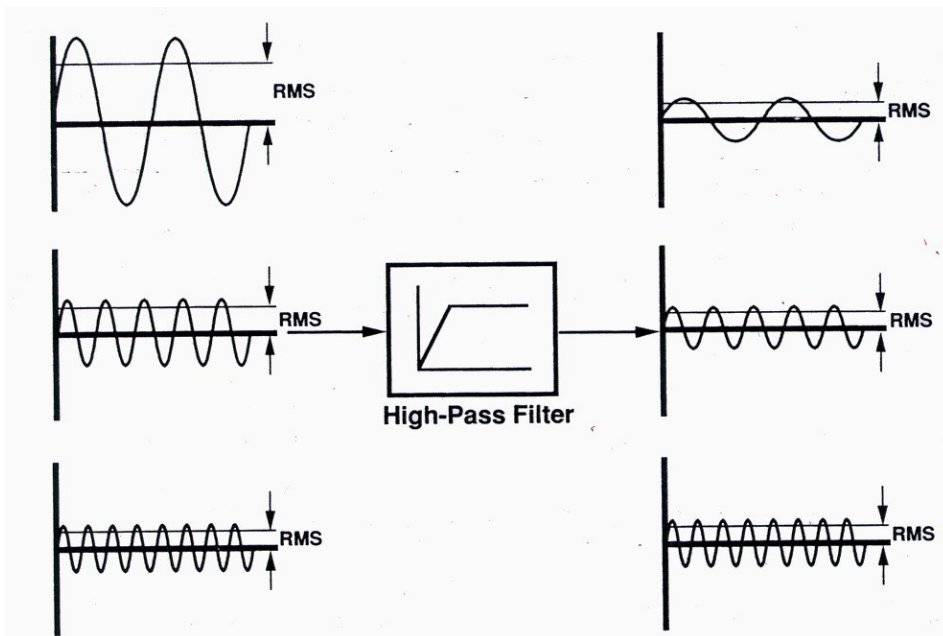


그림 2.2 Frequency 및 amplitude 와 RMS 의 관계 (Radwin et al., 1994)

Chao et al.(1989)는 등척성 수축하에서 손 근육에 가해진 힘의 크기를 정량화 하는데 EMG 기술을 처음으로 사용하였다. 그들은 손에 대한 두 가지 주요 실험-Isolated isometric test 와 pinch/grasp function test-을 수행하였다. 첫번째 실험에서 그들은 neutrally extended position 에서 테스트된 근육의 최대 EMG 신호를 도출하였고 근육 장력과 EMG 의 관계를 성립시켰다. 두번째 연구에서는 Pinch/grasp 동작 동안 힘이 EMG 신호와 동시에 측정되었다. 그들은 장력과 Integration EMG 사이의 다중적 관계에 근거한 힘의 분석 알고리즘을 개발하였다. Pinch/grasp 동작 동안 근육의 힘은 이 알고리즘으로 계산되며 적용된 힘에 대해 normalize 되었다.

수작업과 관련한 기존의 EMG 연구들을 살펴보면, 주로 작업장 배치와 수공구 디자인을 평가하기 위해 사용되어 왔으나(Ayoub & Lopresti, 1971; Freivalds & Eklund, 1993), 최근에는 Hägg et al.(1997)이 전완(forearm) 근육의 부하(load)를 추정하기 위하여 EMG 를 사용하였고, Habes & Grant(1997)는 상지(upper extremity) 근육의 활동을 측정하기 위해 사용하였다.

2.4 EMG 신호처리(EMG signal processing)

EMG 로부터 얻을 수 있는 일반적인 정보는 EMG 와 운동(movement)과의 관계, EMG 와 Force 와의 관계, EMG 와 muscle Fatigue 와의 관계 등 크게 세 가지로 나누어볼 수 있다(DHHS, 1992). 이러한 관계들은 EMG 신호처리(signal processing)를 거쳐 형성되어지기 마련이다.

과거 수십년동안 EMG 신호처리의 가장 선호하는 방법은 Integrated Rectified Signal 을 계산하는 것이었다. 이것은 먼저 EMG 신호를 rectifying 하고 특정한 시간구간에 대해 integrating 한 후 통합된 값의 시계열을 형성하는 것이다. 이보다 발전된 방법이 root-mean-square(RMS)와 average rectified(AVR) value 를 계산하는 것이다. AVR value 는 Integrated Rectified value 와 유사하다(De Luca, 1997).

Root-mean-square(RMS)는 시간과 힘에 의존하는 모수를 수학적으로 표현한 것으로 신호에서의 전기적인 파워를 측정하는 정량적인 값으로 주로 사용되며, 이를 수식으로 표현하면 다음과 같다(Basmajian et al., 1985).

$$RMS\{m(t)\} = \left(\frac{1}{T} \int_t^{t+T} m^2(t) dt \right)^{\frac{1}{2}} \quad (2.3)$$

Integration 은 가장 보편적인 EMG data 감소 절차이며, 주로 linear envelope EMG 에 주로 사용된다. 이 용어는 Inman(1952)이 muscle tension 의 변화에 따른 추이(waveform)를 묘사할 때 처음 사용하였다. 이는 곡선 아래 영역을 계산하는 수리적인 과정으로 이를 위해 먼저 full-wave rectification 이 선행되어야 한다. Integrated electromyogram(IEMG)은 total muscle activity 를 나타내며, amplitude, duration, frequency 의 함수이기도 하다 (Kumar & Mital, 1996). 이를 수식으로 표현하면

$$I\{|m(t)|\} = \int_0^t |m(t)| dt \quad (2.4)$$

이러한 EMG 신호의 적절한 처리과정(processing)은 각 근육의 활동을 인식하고 또 근육의 장력(muscle tension)을 예측하는 모델링을 가능하게 한다 (Kumar & Mital, 1996).

2.5 주관적 평가(Subjective Rating) 방식

주관적 평가(Subjective Rating) 방식은 가장 간편한 측정 방법으로서 피실험자가 작업부하 정도를 잘 구분할 수 있다는 전제하에 측정하는 방법이다.

따라서, 주관적 평가(Subjective Rating)는 정신적인 작업부하를 측정하는 가장 중요하고 일반적인 방법으로, 작업의 작업부하를 가장 정확하게 느끼는 사람은 그 자신이라는 가정에서 출발한다. 이 방식은 자료를 얻기가 쉽고, 측정하려는 작업의 수행을 방해하지 않으며, 장비가 거의 필요하지 않다는 장점이 있

다. 그러나, 측정 결과를 설명하기 위한 이론적 배경이 부족하다는 점(Kantowitz, 1987), 작업부하가 높아지더라도 이에 비례하여 주관적인 작업부하가 변화하지 않는다는 점(Moray, 1982) 등의 단점이 있다.

최근의 연구들을 보면 불편도나 RPE(rating of perceived exertion)를 측정하는 주관적 평가(Subjective Rating) 방식으로 Borg's 10-point category scale(Borg, 1982)을 주로 사용하였으며(Johnson & Childress, 1988; Örtengren et al., 1991; Freivalds & Eklund, 1993; Fleming et al., 1997), Modified Borg's CR-10 rating scale(Borg, 1990)을 사용한 연구도 있었다(Kihlberg et al., 1993).

본 연구에서의 주관적 평가 척도로는 그림 2.3 과 같은 Modified Borg's CR-10 rating scale(Borg, 1990)을 사용하였다.

10	Extremely strong (almost max)
9	
8	
7	Very strong
6	
5	Strong
4	
3	Moderate
2	Weak
1	Very weak
0.5	Extremely weak(just noticeable)
0	Nothing at all

그림 2. 3 Modified Borg's CR-10 rating scale (Borg, 1990)

III. 연구 방법

본 연구는 수작업의 반복성에 대한 영향을 고려하여 손목운동에 의한 수작업과 손가락운동에 의한 수작업의 부하를 평가하기 위한 연구이다. 본 장에서는 연구의 전체적인 실험 구성을 비롯하여 실험에 참여한 피실험자, 사용된 실험 기기, 실험 배치 및 실험 방법 그리고, 실험 결과 데이터의 처리 등 연구의 방법에 대하여 설명하였다.

3.1 실험 구성

본 연구는 크게 손목운동 적용실험과 손가락운동 적용실험 등 두 종류의 실험으로 구성되어 있다. 손목운동 적용실험에서는 손목관절에 의한 운동과 관련된 Screw-driving 작업을 수행하였으며, 손가락운동 적용실험에서는 손가락관절에 의한 운동과 관련된 수작업인 키보드 타이핑 작업을 수행하였다. 단, Screw-driving 작업과 키보드 타이핑 작업에서 모두 오른손에 의한 작업을 수행하였다.

3.2 피실험자

본 연구에 참여한 피실험자는 대학생 및 대학원생 6 명으로 선정하였다. 이들은 손과 팔 등에 관련한 질병이나 상해를 당한 병력이 없고, 오른손을 주로 사용하는 사람들이다. 그리고, 본 실험에 참가한 피실험자들은 키보드의 한 글자판을 완전히 숙지하고 있었으며, Screwdriver 등의 수공구를 사용한 경험을 가지고 있었다.

선정된 피실험자 6 명의 인체특성자료는 표 3.1 과 같다.

표 3.1 피실험자의 인체특성자료

	평균	표준편차	최대	최소
연령(세)	24.17	1.33	22	26
신장(cm)	173.5	5.47	169	181
체중(kg)	62.5	5.67	54	67.5
손길이(cm)	18.37	0.83	17.1	19.6
손바닥길이(cm)	10.52	0.57	9.7	11.2
손목너비(cm)	3.28	0.10	3.1	3.4
손목두께(cm)	5.02	0.15	4.8	5.2

3.3 실험 기기

3.3.1 각도 측정 시스템(CyberGlove™ system)

본 연구에서 손목 및 손가락 관절의 각도를 측정하기 위하여 CyberGlove™(Virtual Technologies, Inc.) 시스템을 이용하였다. CyberGlove™ 시스템의 전체적인 구성은 그림 3.1 과 같다. CyberGlove™ 시스템은 CyberGlove™와 통신 및 데이터 입·출력을 담당하는 CGIU(CyberGlove Interface Unit), 그리고 CyberGlove™ 손목 부위에 부착되어 손목의 공간상 위치와 방향을 3 차원 좌표로 측정하는 Fastrak™으로 구성되어 있다. 이들은 각각 RS232C 케이블을 통해 Host PC 의 Serial port 에 각각 연결되어 있다. Serial port 의 Baud rate 는 모두 최대 설정치인 115200 으로 설정하여 샘플링(Sampling rate)이 최대값을 가지도록 하였다. 이 CyberGlove™(Virtual Technologies, Inc.) 시스템을 구성하는 구성 요소 들은 다음과 같다.

CyberGlove™

본 연구에 사용된 CyberGlove™는 장갑 안쪽에 총 18 개의 센서가 부착되어, 손목 및 손가락 관절의 굴전/신전(Flexion/Extension) 각도 및 외향/내향

(Abduction/Adduction)각도를 측정 할 수 있다. 이를 통해 손목과 손가락의 위치와 운동에 대한 정보를 정확하고 반복적으로 획득할 수 있다. 센서가 휘어짐에 따라 전류에 대한 저항이 변화하게 되며, 이 값을 이용하여 관절 각도를 계산할 수 있다. 장갑에 부착된 센서의 위치는 그림 3.2 와 같으며, Distal interphalangeal(DIP) 관절에 대한 센서는 장착되지 않았다. 즉, DIP 를 제외한 각 손가락 관절 마다 1 개씩의 센서(10 개)와 각 손가락 사이의 4 개의 Abduction/Adduction 센서, 그리고 Thumb crossover, Palm arch, 손목 Flexion/Extension, 손목 deviation 을 측정하는 센서(총 18 개)로 구성되어 있다. 본 연구에서는 엄지를 제외한 4 개 손가락과 손목의 굴전/신전(Flexion/Extension) 각도 및 손목의 요골/척골(Radial/ Ulnar) 편향 각도 등 10 개 센서의 데이터를 이용하였다.

VirtualHand™ software

본 연구에서 CyberGlove™ 센서의 저항 변화 Data 는 Virtual Technologies, Inc.에서 제공하는 VirtualHand™ software library v2.3.8 을 사용하였다. 이를 이용한 프로그램은 손동작의 그래픽을 화면에 출력하며, Calibration panel 의 Gain 과 Offset 을 조정하여 각 관절별로 Calibration 을 수행할 수 있다. 본 연구에 사용된 프로그램의 수행 결과 화면은 그림 3.3 과 같다.

Fastrak™

본 연구에 사용된 Fastrak™(Polhemus, Inc.)은 3 차원 공간상의 위치와 방향을 측정하기 위한 장비(그림 3.4 참조)로서, CyberGlove™의 손목 부위(Wristband)에 부착되어 CyberGlove™의 3 차원 상의 위치(X,Y,Z Cartesian coordinates)와 방향(azimuth, elevation, roll)을 실시간으로 제공한다. Fastrak™은 Receiver, Transmitter, SEU(System Electronics Unit)로 구성되어 있으며, Transmitter 는 SEU 에서 발생된 자기장을 발산하는 장치로서 시스템의 Reference frame 이 된다. Transmitter 에서 발산된 자기장을 감지하는 것이 손목 부위(Wristband)에 부착되는 있는 자기 Receiver 로서, 이것을 통해 공간상의 위치와 방향 좌표를 얻을 수 있다.

Fastrak™도 Host PC 와 RS232C serial port 로 연결되어 있으나, Host PC 에서 제어하는 것이 아니라, Virtual Technologies, Inc.에서 제공하는 소프트웨어를 통해 제어된다.

Fastrak™의 작동은 자기장을 이용하므로, 금속성 물체 및 전자 제품의 영향을 크게 받는다. 따라서, Transmitter 를 최대한 독립 시키기 위하여 나무로 만든 지지대에 고정 시켜, 공중에 떠 있는 효과를 주어 전자 기기 및 금속에 의한 간섭을 최소화하였다. 또한 Baud rate 는 CyberGlove™과 동일하게 115200 으로 설정하였다.

Hand Geometry

사람의 손에 대한 Geometry 정보(그림 3.5 참조)는 VirtualHand™ software 에서 기본적으로 제공하고 있다. CyberGlove™를 이용하는 피실험자의 손의 크기가 평균치를 크게 밀돌거나 아주 큰 경우를 제외하고는 제공된 손의 크기 데이터는 측정 각도에 영향을 미치지 않는다. 측정 각도에 영향을 미치는 것은 피실험자의 손의 크기가 아니라 보정 과정에서 결정되는 Gain 과 Offset 값이다 (Kramer et al., 1995).

부록 E 에 포함되어 있는 보정 파일(Calibration file)에는 전술한 손 크기 좌표에 대한 정보가 포함되어 있다. 따라서 이 값을 변화 시켜주면 피실험자의 손길이 변화에 따른 보정을 수행할 수도 있다. Kessler et al.(1995)에 따르면 피실험자마다의 손가락 길이 정보를 이용한 개별적인 보정이 대표값을 이용한 것보다 더 정확한 결과를 낸다고 보여지나, 그 차이가 그리 크지 않다고 보고있다. 게다가 적절한 보정 과정을 통해 Gain 과 Offset 값을 정확하게 설정하는 것이, 손 크기 좌표를 바꿔 주는 것보다 더 큰 영향을 미치므로(Kramer et al., 1995), 이 값은 그대로 사용하였다. 보정된 측정 각도는 실제 자세와 약 $\pm 5^\circ$ 정도의 오차를 가지는 것으로 추정된다.

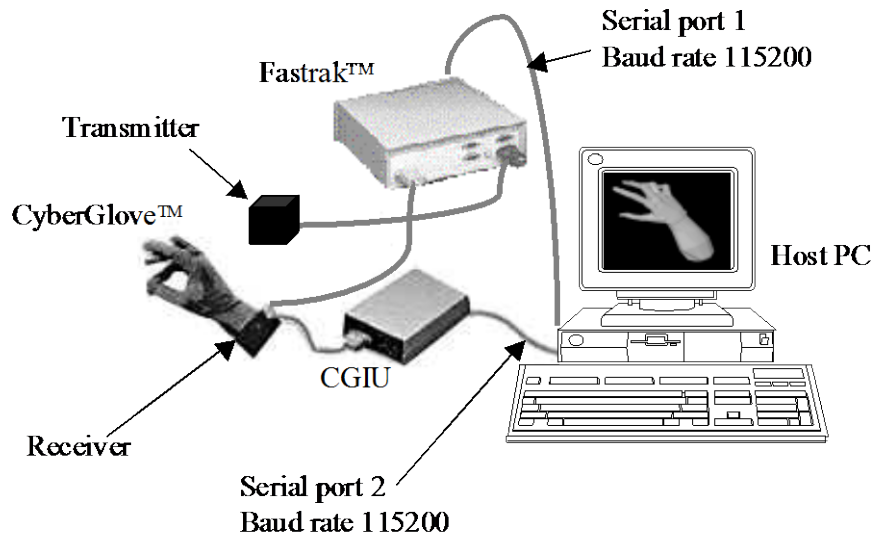


그림 3.1 CyberGlove™ 시스템의 구성

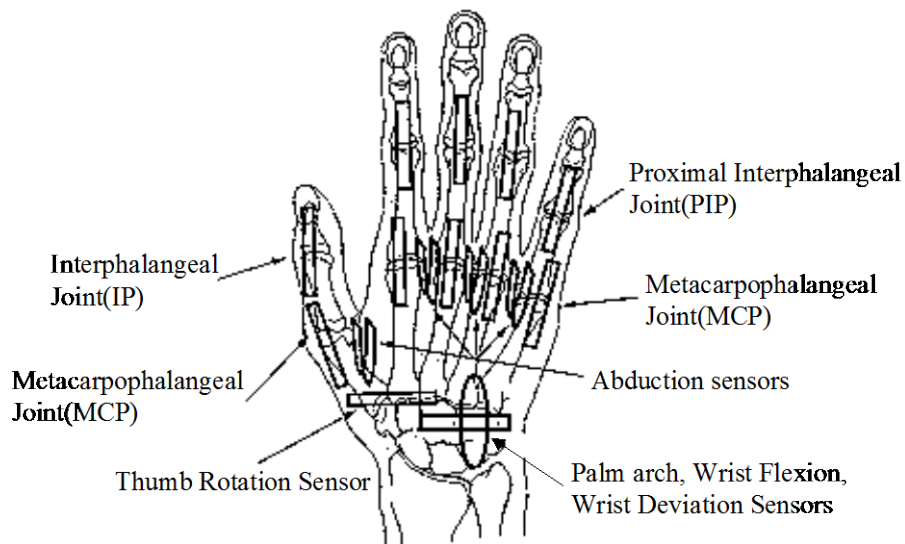


그림 3.2 CyberGlove™의 센서 위치 (Kessler et al., 1995)

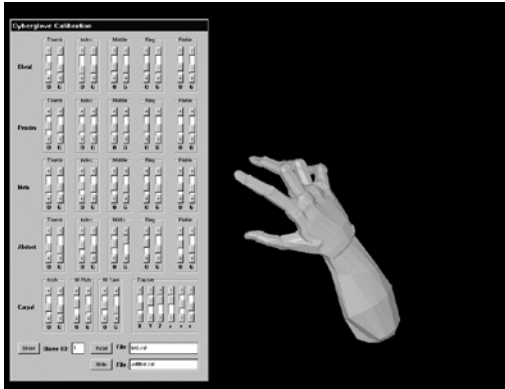


그림 3.3 실험에 사용된 프로그램의 실행 화면



그림 3.4 Polhemus Fastrak™

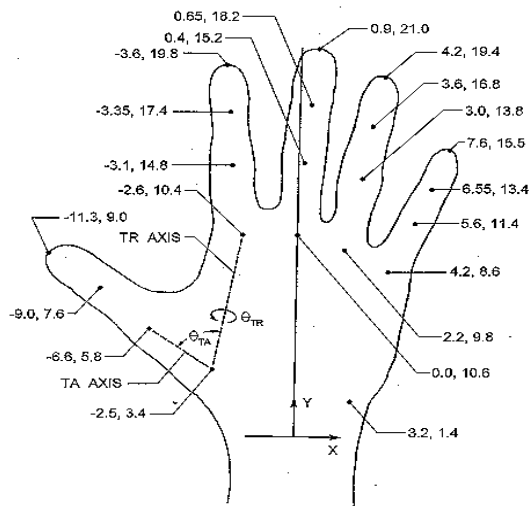


그림 3.5 손 크기 좌표(Hand geometry coordinate)

3.3.2 EMG 측정 시스템(Polygraph system)

본 연구에서는 FCU(flexor carpi ulnaris) 근육과 FDS(flexor digitorum superficialis) 근육의 EMG 를 측정하기 위해 Polygraph system(NEC San-ei instruments, Ltd.)을 사용하였다. Polygraph system 은 크게 세 부분으로 이루어져 있는데, 피실험자의 허리 부위에 채워져 전완(forearm)에 부착되어 있는 표면 전극기(surface electrode)로부터 받은 신호를 무선으로 송출하는 송신기(transmitter), 그 송신기(transmitter)로부터 송출된 신호를 수신하여 주는 수신기(receiver), 그리고 수신된 신호를 증폭시켜주는 증폭기(amplifier) 등이다. 근육의 EMG 를 측정하기 위해 이용되는 표면 전극기(surface electrode)는 San-ei 사의 Ag-AgCl bipolar electrode 로 active, ground, reference 의 3 개를 pair 로 사용하였다.

이때 증폭된 신호는 A/D 변환기(converter)로 보내지게 된다. 본 연구에서 애널로그 신호를 디지털 신호로 바꿔주는 A/D 변환기(converter)로는 MP100WSW(BIOPAC systems, Inc) 시스템이 사용되었다. 이 시스템은 MP100 과 universal interface module(UIM100)이라는 H/W 와 AcqKnowledge® 라는 S/W 로 구성되어 있는데, 데이터를 acquire 하고 분석하며 저장과 retrieval 까지 수행할 수 있다. 특히, 데이터를 쉽게 collection 할 뿐만 아니라 분석을 빠르고 쉽게 수행하며, 데이터를 편집하거나 수학적이고 통계적인 변환도 수행한다.

실제 data acquisition unit 는 MP100 인데, 이 unit 는 들어오는 애널로그 신호를 받아서 PC 로 process 될 수 있도록 디지털 신호로 convert 시켜준다. 이 MP100 은 CPU 뒤쪽에 install 된 ISA card 를 통해 PC 에 연결되어 있으며, UIM100 은 MP100 을 외부장치로 연결하는 부분이다.

MP100WSW 으로 인해 디지털 신호로 바뀐 EMG 신호는 PC 상에서 AcqKnowledge® S/W 를 이용하여 EMG raw 데이터로 측정될 수 있다.

본 연구에서 EMG 측정에 사용된 Polygraph system 의 전체적인 구성은 그림 3.6 과 같다.

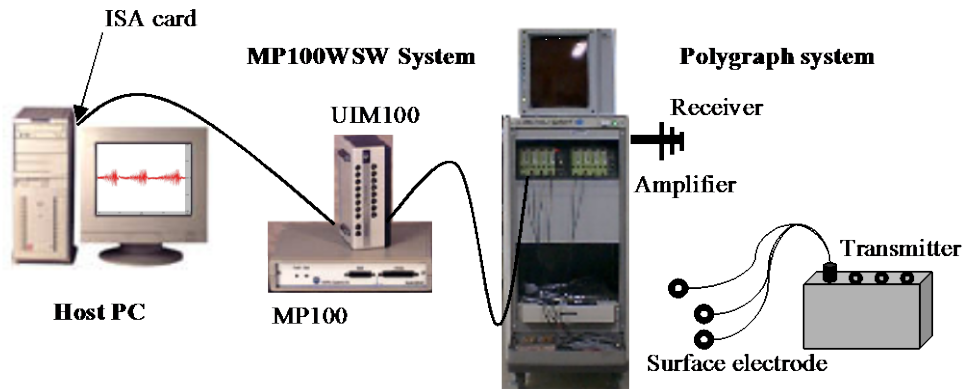


그림 3. 6 Polygraph 시스템의 구성

3.4 실험 배치

3.4.1 손목운동 적용실험

본 연구에서의 실험을 위한 장비 배치는 그림 3.7 (a)와 같다.

손목운동 적용실험의 작업은 피실험자가 작업대 앞에 선 자세에서 Screwdriver 를 잡고 전방 허리 높이의 작업물(바이스에 고정되어 있는 오른나사가 박힌 나무)에 Screw-driving 작업을 수행하는 것이다. 그림 3.7 (b)는 손목운동 적용실험의 작업수행 장면이다.

3.4.2 손가락운동 적용실험

그림 3.8 은 손가락운동 적용실험의 실험장면을 보여주고 있다. 본 실험은 피실험자가 컴퓨터 앞에 앉은 자세에서 키보드를 타이핑하는 작업을 수행하는 것이다.



(a) 장비배치



(b) 손목운동 적용실험 작업수행장면

그림 3.7 장비배치 및 손목운동 적용실험 작업수행장면



그림 3.8 손가락운동 적용실험 작업수행장면

3.5 실험 방법

3.5.1 손목운동 적용실험

전술한 바와 같이 손목운동 적용실험에서는 손목관절에 의한 운동에서 반복성의 영향을 평가하기 위하여 Screw-driving 작업을 수행하였다. 그림 3.9는 본 실험에 사용된 Screwdriver 이다. 피실험자가 작업대 앞에 선 자세에서 Screwdriver 를 잡고 전방 허리 높이의 작업물(바이스에 고정되어 있는 오른나사

가 박힌 나무)에 Screw-driving 작업 중 오른나사를 푸는(Pronation) 작업을 수행하는 것이 본 실험의 방법이다. Screw-driving 작업의 반복성을 고려하기 위하여 반복빈도수를 0.5Hz, 1Hz, 2Hz 로 각각 조절하였으며, 10 초 동안 5 번, 10 번, 20 번의 Screw-driving 작업을 수행하도록 설정하였다. Radwin & Lin(1993)에 따르면 반복성이라는 것은 빈도수(Frequency)나 단위시간당 주기수와 관계가 있으며, Mital(1986)은 작업자세 간에는 extreme 한 자세이거나 오랜 시간 지속되는 작업이 아닌 이상 개개인의 작업부하에 미치는 영향은 거의 없다고 하였다.

손목운동 적용실험의 피실험자별 실험순서는 표 3.2 와 같다.

본 실험에서는 손목관절의 각도 데이터와 Flexor carpi ulnaris(FCU) 근육의 EMG 그리고, 작업부하에 대한 주관적 평가(Subjective Rating)가 측정되었다. 먼저, 손목관절의 각도 데이터는 각도 측정 시스템(Cyberglove™ system)을 이용하여 손목관절의 굴전/신전(Flexion/ Extension) 각도와 요골/척골(Radial/Ulnar) 편향(Deviation) 각도를 측정하였다.

그리고, EMG 데이터는 손목의 굴전/신전(Flexion/Extension)과 요골/척골(Radial/ Ulnar) 편향(Deviation) 운동에 관여하는 근육 중 Flexor carpi ulnaris(FCU) 근육을 선정하였다. FCU 근육의 EMG 데이터는 EMG 측정 시스템(Polygraph system)을 이용하여 각 작업별로 측정하였다. 이때 여러 사람들의 근육의 활동을 평가하기 위하여 피실험자간 또는 조건간의 반복적이고 정량적인 비교가 필요하며, 이를 위해서는 EMG 신호의 normalization 과정이 요구되어진다(Marras, 1990). 따라서, 작업에 앞서 EMG 신호의 normalization 에 필요한 rest EMG 와 maximum EMG 가 각각 3 초간 측정되었다.

Bäckdahl & Carlsöö(1961)에 따르면 손목의 flexion 동안 flexor carpi radialis, ulnaris, and digitorum superficialis 가 동시에 활동을 하지만, 어느 것도 주된 근육은 아니라고 한다.

실험 시 각 작업간에는 대략 1 분간의 휴식을 가졌으며, 이전작업에 대한 피실험자의 주관적 평가(Subjective Rating)를 수행하였다.



그림 3.9 실험에 사용된 Screwdriver

표 3.2 피실험자별 실험 순서

반복 빈도수	부호	피실험자	실험 순서
0.5Hz (1 번/2 초)	A	S1, S4	ABC
1Hz (1 번/1 초)	B	S2, S5	CAB
2Hz (2 번/1 초)	C	S3, S6	BCA

3.5.2 손가락운동 적용실험

손가락운동 적용실험에서는 손가락관절에 의한 운동과 관련된 작업인 키보드 타이핑 작업을 수행하였다. 키보드 타이핑 작업에서도 반복성을 고려하기 위하여 반복속도를 2 초, 1 초, 0.5 초로 조절하여 반복빈도수(Frequency)가 손목운동 적용실험에서와 동일하게 0.5Hz, 1Hz, 2Hz 를 나타낼 수 있도록 하였으며, 피실험자별 실험순서는 표 3.2 에 나타난 손목운동 적용실험의 실험순서와 동일하게 설정하였다.

본 실험에서는 일반적으로 많이 사용되어지는 101-key QWERTY 키보드를 대상으로 하였으며, 키보드 자판의 오른손 키(key)에 해당하는 12 자 중 한 자(character)를 무작위(random)로 선정하여 입력하는 작업을 수행하였다. 수행된 작업의 자(character)수는 반복빈도수에 따라 12 초 동안 6 자, 12 자, 24 자가 각각 사용되었다. 실험 시 손목은 손목 지지대(wrist rest)를 사용하여 고정시켰는데, 이는 손목의 위치를 고정하여 가능한 한 작업이 손가락의 움직임만을 이용하도록 하기 위함이었다.

실험에 사용된 손목 지지대(wrist rest)는 사무환경이 근로자의 신체조건에

최적화되어야만 불편한 자세나 반복되는 무리한 동작을 피할 수 있다는 전제 아래 사용되어진 것으로 입력 시 손목의 위치를 수평으로 유지시킴으로써 손목의 힘을 균형 있게 분산해 손목과 팔의 피로를 덜어준다.

본 실험에서는 각 손가락관절의 각도 데이터와 Flexor digitorum superficialis (FDS) 근육의 EMG 그리고, 작업부하에 대한 주관적 평가(Subjective Rating)가 측정되었다. 먼저, 손가락관절의 각도 데이터는 각도 측정 시스템(Cyberglove™ system)을 이용하여 엄지를 제외한 네 손가락의 MCP 관절과 PIP 관절 그리고, 손목관절의 굴전/신전(Flexion/Extension) 각도를 측정하였다. 이때 타이핑 작업 시의 손가락관절에 대한 순수한 변위를 계산하기 위하여 타이핑 초기자세에서의 관절 각도데이터 측정이 선행되었다.

EMG의 측정은 Flexor digitorum superficialis (FDS) 근육을 사용하였으며, 측정방법은 손목운동 적용실험과 동일하다. 본 실험에 사용된 FDS 근육은 엄지를 제외한 네 손가락의 MCP 관절과 PIP 관절 그리고, 손목관절의 운동에 관여하는 근육으로 본 실험의 각도 측정부위와 관련이 있어 선정하였다. Lake(1957)에 따르면 FDS 근육은 DIP 관절과는 상관없이 PIP 관절이나 MCP 관절의 flexion 작업 시에 주된 활동을 한다고 한다.

실험진행 시 각 작업간에는 대략 1 분간의 휴식을 가지도록 하였으며, 그동안 이전작업에 대한 피실험자의 주관적 평가(Subjective Rating)가 손목운동 적용실험에서와 동일하게 수행되었다.

3.6 데이터 처리

3.6.1 각도 데이터 처리

손목운동 적용실험과 손가락운동 적용실험을 통해 측정된 각도 데이터는 데이터 처리과정을 통해 최종 3 종류의 RMS 값을 도출하게 되는데, 손목운동 적용실험에서의 2 개의 관절 각도 데이터와 손가락운동 적용실험에서의 9 개의 관절각도 데이터는 동일한 처리과정을 거치게 된다.

먼저, 손목운동 적용실험의 경우는 중립 위치(neutral position)로부터의 각 변위를 사용하므로 특별한 보정(calibration) 과정을 필요로 하지 않는다. 하지만, 손가락운동 적용실험의 경우에는 작업을 통해 측정된 관절 각도 데이터가 키보드 타이핑 작업의 준비자세에 해당하는 초기자세에 대한 각변위라는 점을 착안하여 초기자세 데이터에 대한 보정(calibration) 과정을 수행하였다.

다음으로 관절 각도 데이터는 간단한 스펙트럼 분석(spectral analysis)을 위하여 푸리에 변환(Fourier Transform)을 수행하였다. 푸리에 변환(Fourier Transform)에 대한 개념적인 내용은 부록 C 에 기술하였다. 푸리에 변환(Fourier Transform)을 수행한 시계열 데이터는 frequency domain 으로 변환되어진다(Wade et al., 1982; Calzetti et al., 1987; Cleeves & Findley, 1987). Radwin & Lin(1993)에 따르면 스펙트럼 분석(spectral analysis)은 반복적인 작업과 자세 부하를 정량화하기 위한 적절한 방법이다. 본 연구에서는 스펙트럼 분석(spectral analysis)을 위해 2048 point Fast Fourier Transforms(FFT)를 실시하였다.

그 후 raw 데이터 전체 각변위의 크기에 대한 값을 RMS 값으로 나타내는데, 이를 위해 각 관절 각도 데이터들의 RMS 값을 계산한 후 그 값들의 총합으로 전체 RMS 값을 계산하였다.

뿐만 아니라 전장에서 설명한 high pass filter 의 개념을 도입하여 데이터를 두 종류의 방법으로 필터링을 수행하였다. 첫번째는 Lin & Radwin(1997)이 제시한 frequency-weighted filter coefficient 를 사용한 필터링이며, 두번째는 일반적으로 가장 많이 사용하는 Butterworth filter 을 사용한 필터링이다. 표 3.3 은 본 연구에 사용된 frequency-weighted filter coefficient 를 나타낸다. 이러한 두 종류의 필터를 거친 데이터들은 raw 데이터와 동일한 방법으로 전체 RMS 값을 계산하였다.

그림 3.10 은 본 연구에 사용된 관절각도 데이터의 처리과정을 flowchart 로 나타낸 것이다.

☒ 3. 3 Coefficients for the frequency-weighted FIR filter (Lin & Radwin, 1997)

k	b_k	k	b_k	k	b_k	k	b_k	K	b_k
0	0.0012	5	-0.0155	10	-0.0877	15	-0.0742	20	-0.0072
1	0.0009	6	-0.0272	11	-0.0967	16	-0.0582	21	-0.0023
2	0.0000	7	-0.0419	12	0.8987	17	-0.0419	22	-0.0000
3	-0.0023	8	-0.0582	13	-0.0967	18	-0.0272	23	0.0009
4	-0.0072	9	-0.0742	14	-0.0877	19	-0.0155	24	0.0012

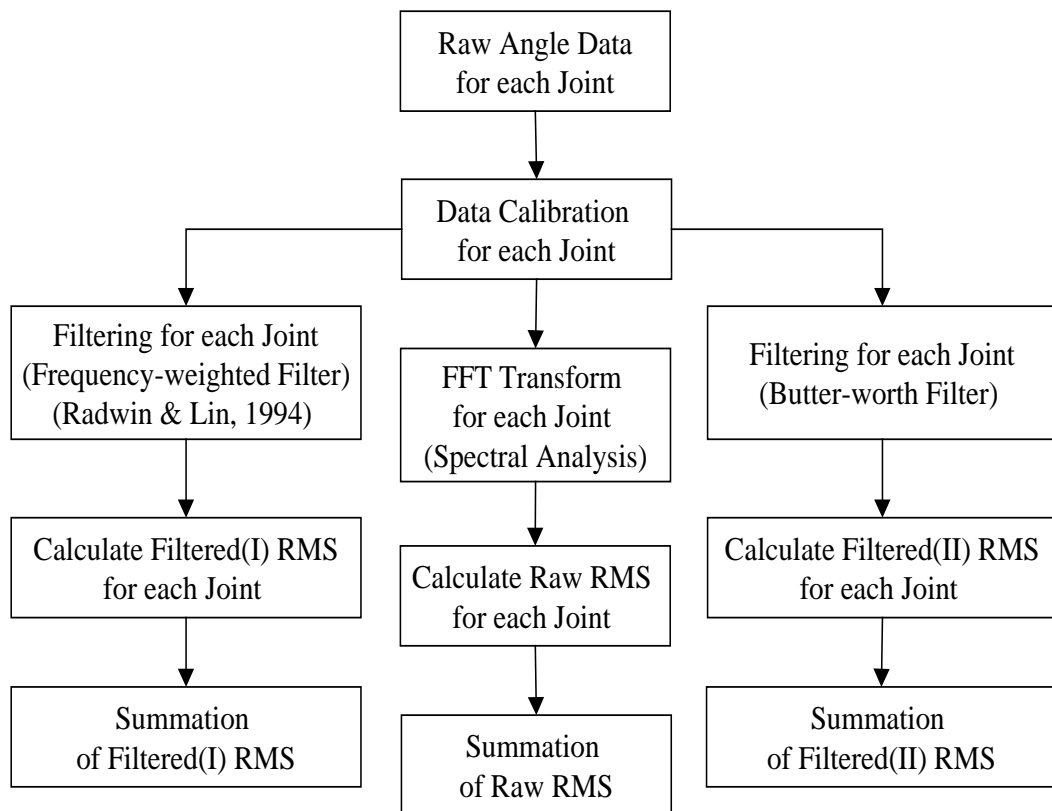


그림 3. 10 Flowchart of joint angle data processing

3.6.2 EMG 데이터 처리

손목운동 적용실험과 손가락운동 적용실험을 통해 측정된 EMG 데이터는 별도의 신호처리(signal processing)과정을 거쳐야 한다.

먼저 일종의 보정(calibration) 과정으로 offset value 를 이동(shift)시키는 과정을 거치게 된다. 측정된 EMG 데이터는 biphas 데이터이라는 가정으로부터 양의 값과 음의 값을 번갈아서 갖게 되어 전체 데이터의 합은 0 이 되어야 하는데, 실험 장치 등의 오류로 인해 데이터가 동일하게 같은 양 만큼 이동하여 나타나는 경우가 있다. 이러한 오류를 제거하기 위한 방법으로 전체 데이터의 평균만큼 데이터를 이동(shift) 시키는 과정이다. 이때 그 기준이 되는 데이터로는 rest EMG 데이터를 사용하였다.

다음으로 offset shift 된 raw EMG 데이터는 여전히 근육내의 전위차 변화를 기록한 것이므로 양 · 음 모두의 값을 가지고 있다. 따라서 full wave rectification 과정을 거쳐 rectify 시켜야 한다. Rectification 은 음의 요소들을 제거(half-wave rectification)하거나 invert(full-wave rectification)하여 수행되며, 후자가 신호의 에너지를 유지할 수 있기 때문에 더 선호되고 있다. 이는 raw EMG 의 음수 값의 변위도 의미를 가지게 된다는 것을 의미한다.

Rectify 된 EMG 데이터는 필터링 과정을 거쳐야 하는데, 이는 raw 데이터에 포함되어 있는 잡음(noise)을 제거하는 작업이다. 본 연구에서는 EMG 데이터의 필터링을 위해 Butterworth low pass filter 를 사용하였으며, 필터링 시에 일어날 수 있는 phase shift 를 방지하기 위해, forward 2nd order filter 와 reverse 2nd order filter 를 합친 형태를 사용하였다. 필터링에 필요한 차단 주파수(cut-off frequency)는 여러 번의 반복 작업을 통해 설정하였다. EMG 신호는 low pass filter 를 거치게 되면 출력 신호가 smooth 되고 delay 되며, 만일 필터의 type 과 차단 주파수(cut-off frequency)가 적절하다면, 결과로 도출된 Linear Envelope profile 은 muscle tension 과 유사할 뿐만 아니라 실제로 많은 연구에서 muscle tension 의 predictor 로 사용되었다(Inman et al., 1952; Calvert & chapman, 1977; Olney

& Winter, 1985; Winter & Yack, 1987). 이러한 Linear envelope 는 amplitude, duration, motor units 의 firing rate 에도 비례한다(DHHS, 1992). 특히, 수공구의 도움으로 발생된 힘은 주로 등척성 근육수축의 결과이며(Mital, 1986), 등척성 수축동안에는 EMG 와 Muscle Tension 의 크기 사이의 관계가 잘 정의되어 있다. 즉, muscle force 와 Linear envelope EMG 사이에는 등척성 수축동안 밀접한 상관관계가 존재한다(Calvert & chapman, 1977; Crosby, 1978; Winter & Yack, 1987).

필터링을 거친 filtered 데이터는 피실험자간 혹은 조건간의 비교를 위하여 normalization 과정을 수행하여야 한다. 본 연구에서 사용한 EMG normalization 은 다음 수식 3.1 을 사용하여 수행되었다. 이 수식에서는 EMG 신호를 normalization 하기 위하여 최대근력을 발휘할 때의 EMG(max EMG)와 외부에서 힘을 가하지 않고 자세를 유지할 때의 EMG(rest EMG) 신호를 측정하여 다음과 같이 사용하였다.

$$Normalized\ EMG(t) = \frac{EMG(t) - EMG_{rest}}{EMG_{max} - EMG_{rest}} \quad (3.1)$$

where, Normalized EMG(t) = normalization value

EMG_{max} = value at maximum condition

EMG_{rest} = value at rest condition

이때, max EMG 와 rest EMG 는 근육으로부터 3 초간 측정된 raw EMG 신호를 rectified EMG 신호로 정량화 시킨 후 3 초 동안의 평균값(mean EMG)을 구하여 선정하였다. 이 값을 사용하여 근육의 상대적인 힘을 서로 비교할 수 있도록 EMG 를 normalization 할 수 있다. 이렇게 EMG 신호를 normalize 하는 이유는 피실험자간의 variability 를 없애고 단순한 척도로 전환하기 위함이다. Normalized 데이터는 또한 작업부하가 없는 상태에서 자세를 유지하기 위하여 근육이 동원되는 영향을 제거하고 근력 발휘 시 순수한 근육의 증감량을 분석하기 위한 분석에 주로 사용되기도 한다. 이러한 Normalization 과정을 거치면 서로 그 진폭

이 다른 EMG 신호를 1.0 이하의 동일한 기준으로 바꾸어 상호 비교가 가능한 신호로 바뀌게 된다.

Normalized 된 EMG 데이터는 최종적으로 전장에서 설명한 Root-mean-square(RMS) 값과 Integration 값을 통해 표현되었다.

본 연구에 사용된 EMG 데이터의 전반적인 신호처리(signal processing)과정을 flowchart 로 나타낸 것이 그림 3.11 이다.

3.6.3 유의성 검증 및 상관관계 분석

여러 가지 측정 방법들의 결과에 대한 독립 변수인 반복속도(Frequency)의 유의성을 검증하기 위하여 일원배치 분산분석을 수행하였다. 이때 유의한 모델에 대해서는 각 수준별로 유의한 차이를 선별하고자 Pair-wise comparison t-test 를 수행하였다.

그리고, 여러 가지 작업부하 측정 방법들의 상관관계를 알아보하고자 상관관계 분석을 수행하였다. 상관 관계란 두 변수간의 상호 선형관계를 갖는 정도를 의미하며, 본 연구에 사용된 상관계수는 일반적으로 자료가 등간 척도나 비율 척도인 경우에 계산되는 Pearson 상관 계수이다. 이 상관관계 계수는 다음과 같이 정의되어진다.

$$\rho_{xy} = \frac{Cov(X,Y)}{\sqrt{Var(X)Var(Y)}} \quad (3.2)$$

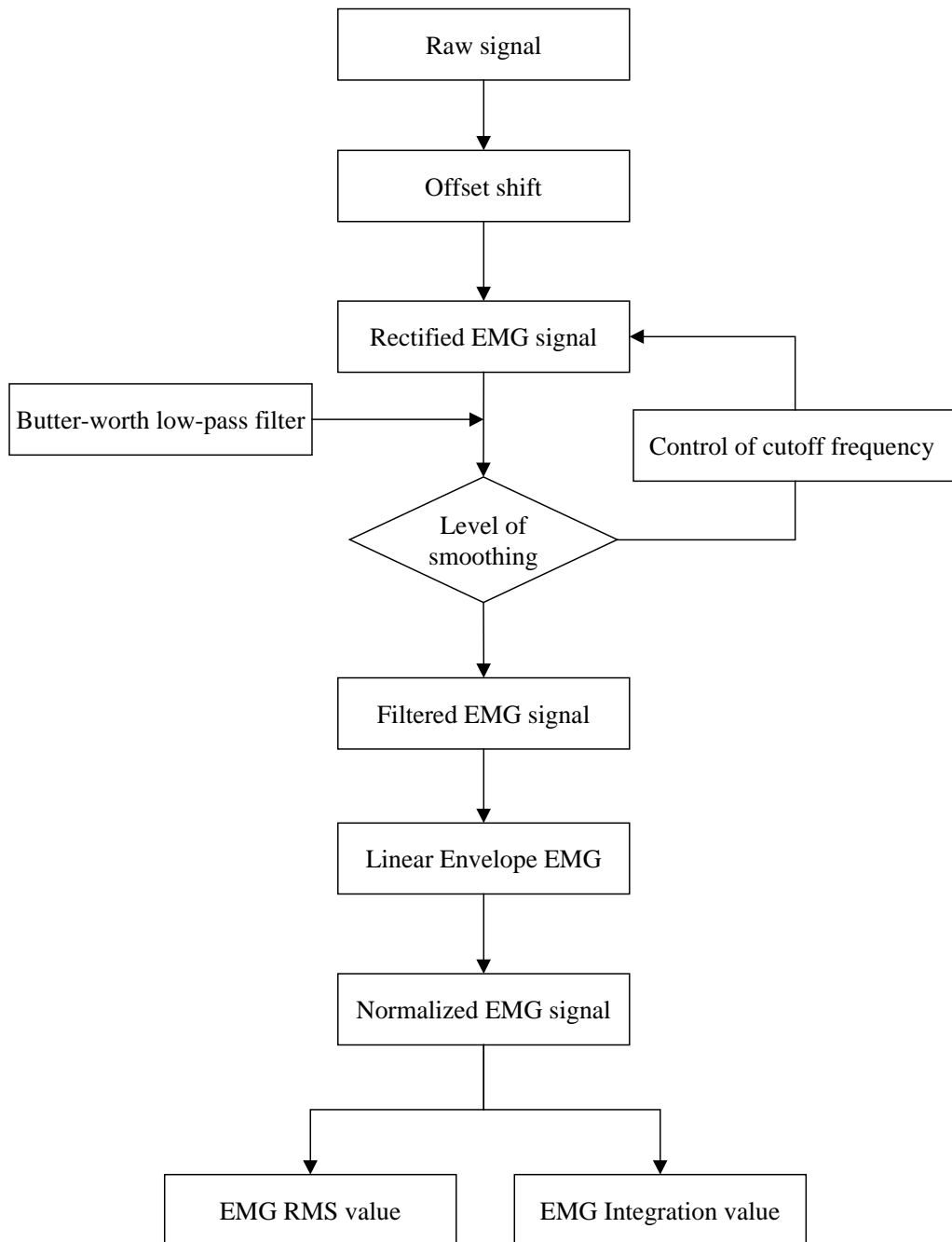


그림 3. 11 Flowchart of EMG signal processing

IV. 연구 결과

본 장에서는 전 장에서 설명한 연구방법에 근거하여 손목운동 적용실험의 Screw-driving 작업과 손가락운동 적용실험의 키보드 타이핑 작업 시의 관절 각도와 EMG 및 주관적 평가(Subjective rating) 데이터에 대한 분석과정 및 처리결과를 실험별로 기술하였다.

4.1 손목운동 적용실험

4.1.1 관절각도 데이터 처리결과

본 절에서는 손목운동 적용실험의 Screw-driving 작업을 통해 측정된 관절각도 데이터를 raw 데이터와 2 종류의 filtered 데이터로 처리한 결과에 대해 설명하였다. 본 실험에서는 2 초(0.5Hz), 1 초(1Hz), 0.5 초(2Hz)등의 반복속도(Frequency)에 따른 3 수준의 측정결과를 3 종류로 데이터로 처리하여 각각의 RMS 값을 산출하였다.

Screw-driving 작업이 손목의 운동에 의한 작업이라는 것을 고려하여 본 실험에서는 손목관절의 굴전/신전(Flexion/Extension) 각도와 요골/척골(Radial/Ulnar) 편향(deviation) 각도가 측정·분석되었다. 각도 데이터는 각 각도별로 데이터 처리과정을 거쳐 각각의 RMS 값을 산출하였으며, 최종 RMS 결과는 2 개 RMS 값의 합으로 결정하였다.

그림 4.1 과 그림 4.2 는 손목운동 적용실험에서의 각도 raw 데이터 처리과정을 나타낸다. 그림 4.1 은 손목관절의 굴전/신전(Flexion/Extension) 각도 raw 데이터와 FFT 변환 결과를 예시하고 있다. 그림 4.1 (a)의 time domain 상에서 데이터는 반복속도(Frequency)에 따라 작업주기와 각변위의 차이를 보여주고 있으며, 그림 4.1 (b)의 frequency domain 상에서 데이터는 반복속도(Frequency)에 따라 작

업 Frequency 에 해당하는 Frequency 에서 높은 크기(amplitude)를 나타내고 있다. 즉, 반복속도(Frequency)가 2 초(0.5Hz)인 작업은 0.5Hz 에서 1 초(1Hz)인 작업은 1Hz 에서 0.5 초(2Hz)인 작업은 2Hz 에서 높은 크기(amplitude)를 보였다. 본 실험에서 수행된 Screw-driving 작업은 동일한 동작의 반복에 의해 수행되는 작업의 특성상 반복속도(Frequency)에 의한 영향을 명확하게 나타내고 있다.

그림 4.2 는 동일한 작업에서 동일한 피실험자의 요골/척골(Radial/Ulnar) 편향(deviation) 각도 raw 데이터와 FFT 변환 결과를 보여주고 있다. 그림 4.2 (a)의 time domain 상에서 데이터는 그림 4.1 (a)의 굴전/신전(Flexion/Extension) 각도 raw 데이터와 유사하게 반복속도(Frequency)에 따라 작업주기와 각변위의 차이를 볼 수 있으나, 그림 4.2 (b)의 frequency domain 상에서 데이터는 그림 4.1 (b)의 굴전/신전(Flexion/Extension) 각도 raw 데이터와는 달리 뚜렷한 특성을 보이지는 않았다. 이는 Screw-driving 작업이 요골/척골(Radial/Ulnar) 편향(deviation)각도에 의한 작업이라기보다는 굴전/신전(Flexion/Extension)각도에 의한 작업이라는 것을 유추할 수 있게 한다.

손목운동 적용실험에서 다른 피실험자들에 대한 실험결과에서도 그림 4.1 및 그림 4.2 와 유사한 결과를 얻을 수 있었다.

이상의 raw 데이터 처리와 더불어 본 연구에서는 두 종류의 필터링된 데이터 처리과정을 수행하였다. 첫번째 필터링은 표 3.3 의 Lin & Radwin(1997)이 제시한 frequency-weighted filter coefficient 를 사용하여 수행되었으며, 두번째 필터링은 일반적으로 가장 많이 사용하는 Butterworth high pass filter 을 사용한 필터링이었다. 본 연구에서는 Butterworth filter 의 차수를 2nd order 로 사용하였으며, 차단 주파수(cutoff frequency)는 1Hz 로 선정하여 사용하였다. 두 종류의 필터를 거친 데이터들은 raw 데이터와 동일한 처리과정을 거쳐 RMS 값을 산출하였다.

손목운동 적용실험의 결과, 필터링된 데이터 RMS 값의 반복속도 (Frequency)에 따른 경향은 피실험자마다 차이가 없었지만 raw 데이터의 경우에는 다양한 경향을 나타내고 있었다.

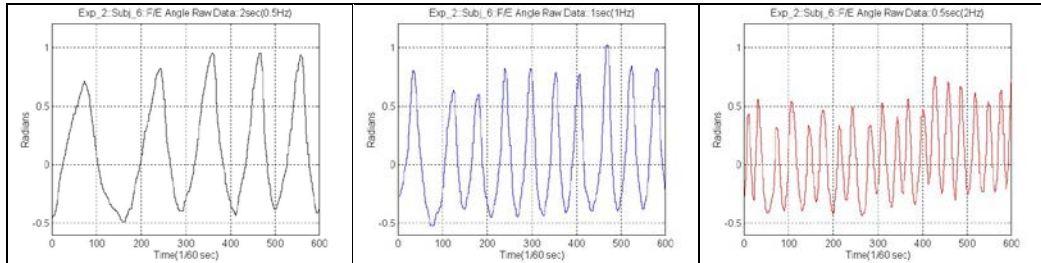
그림 4.3 은 각도 데이터 처리결과를 피실험자별로 나타낸 결과이다. 피실험자 6 의 데이터 처리결과, raw 데이터의 RMS 값은 반복속도(Frequency)가 증가함에 따라 감소되었으나 두 종류의 필터링된 데이터의 RMS 값은 반대로 증가하고 있다.

Butterworth filter 를 이용한 필터링에서 차단 주파수(cutoff frequency)의 영향을 알아보려고 차단 주파수(cutoff frequency)를 1Hz 이외에 0.1Hz, 0.5Hz, 2Hz, 3Hz 등으로 조절하여 필터링을 수행하였다. 이때, 본 연구에서 사용된 반복속도(Frequency)가 2 초(0.5Hz), 1 초(1Hz), 0.5 초(2Hz)라는 점을 감안하여 0.1Hz 와 3Hz 라는 차단 주파수(cutoff frequency)를 사용하였다. 그 결과, 그림 4.4 에 나타난 바와 같이 반복속도(Frequency)에 따른 RMS 값 크기의 변화 경향에는 차이가 없었다. 이는 본 연구에서 사용된 1Hz 라는 차단 주파수(cutoff frequency)의 선정에 문제가 없음을 나타낸다. 단, 차단 주파수(cutoff frequency)가 증가함에 따라 최종 RMS 값이 조금씩 감소하고 있는데, 이는 차단 주파수(cutoff frequency)가 증가함에 따라 필터링 되어지는 값들이 많아짐을 의미한다.

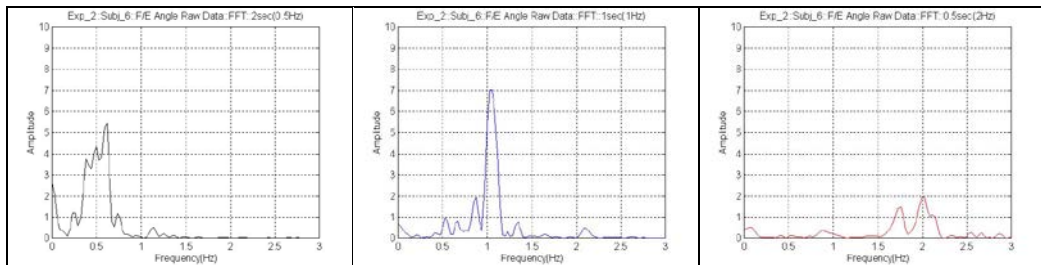
그림 4.5 는 차단 주파수(cutoff frequency)별 필터의 주파수 특성을 나타내고 있다. 이때 주파수축은 정규화 되어졌으며, 1.0 이라는 값은 Nyquist frequency 로서 표본화 주파수(sampling frequency)의 1/2 과 같다. 그리고, 본 연구에서 사용된 차단 주파수(cutoff frequency)의 정규화 되어진 값은 대략 0.0033~0.1 정도에 해당한다. 이는 상대적으로 low frequency 에 해당하며 필터링된 값의 크기를 결정하는 데에 중요한 영향을 주지는 못하였다. 결과적으로 작업 빈도수(frequency)에 비해 표본화 주파수(sampling frequency)가 월등히 크다면, 차단 주파수(cutoff frequency)의 선정에는 큰 어려움이 없을 것이라 판단된다.

그림 4.6 은 손목운동 적용실험의 관절각도 데이터 처리 결과를 피실험자의 평균으로 나타낸 것이다. 본 실험에서의 raw RMS 값은 반복속도(Frequency)가 증가함에 따라 증가하는 filtered RMS 값과는 달리 반복속도(Frequency)에 대한 영향을 받지않고 있다. 이는 raw RMS 값이 반복속도를 고려하지 못한다는 것을 말해주는 결과로 반복성에 대한 작업부하를 평가할 경우에는 필터링 과정

이 필수적으로 수행되어야 한다는 것을 의미하고 있다.

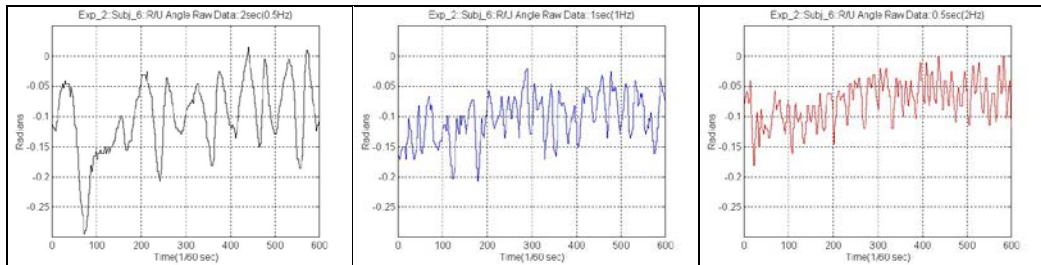


(a) Time Domain (0.5Hz, 1Hz, 2Hz)

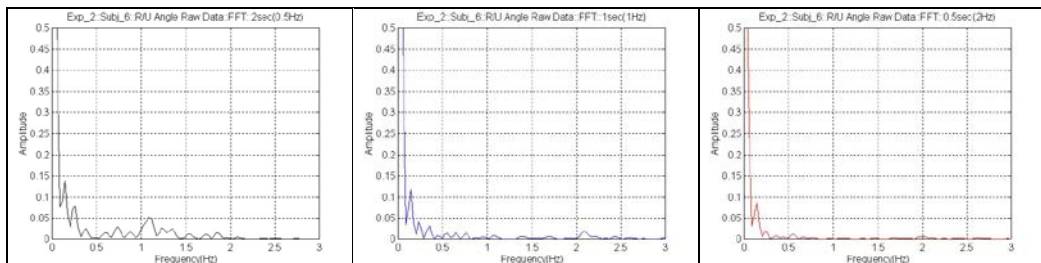


(b) Frequency Domain (0.5Hz, 1Hz, 2Hz)

그림 4.1 손목운동 적용실험 F/E Raw Data Plot (예: 피실험자 6)



(a) Time Domain (0.5Hz, 1Hz, 2Hz)



(b) Frequency Domain (0.5Hz, 1Hz, 2Hz)

그림 4.2 손목운동 적용실험 R/U Raw data Plot (예: 피실험자 6)

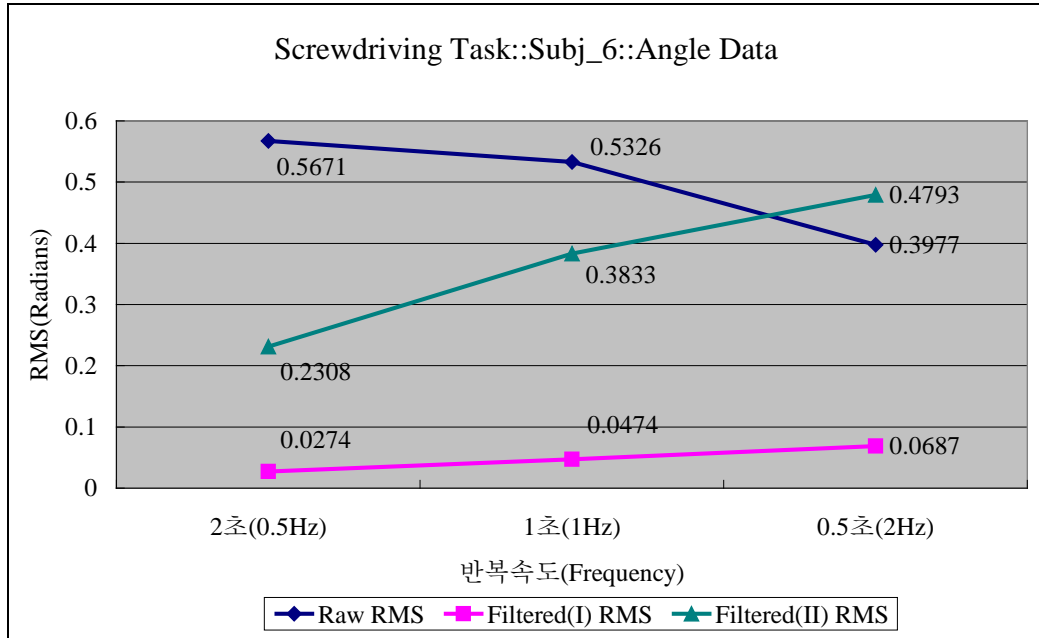


그림 4.3 손목운동 적용실험 각도 데이터 피실험자별 결과 (예: 피실험자 6)

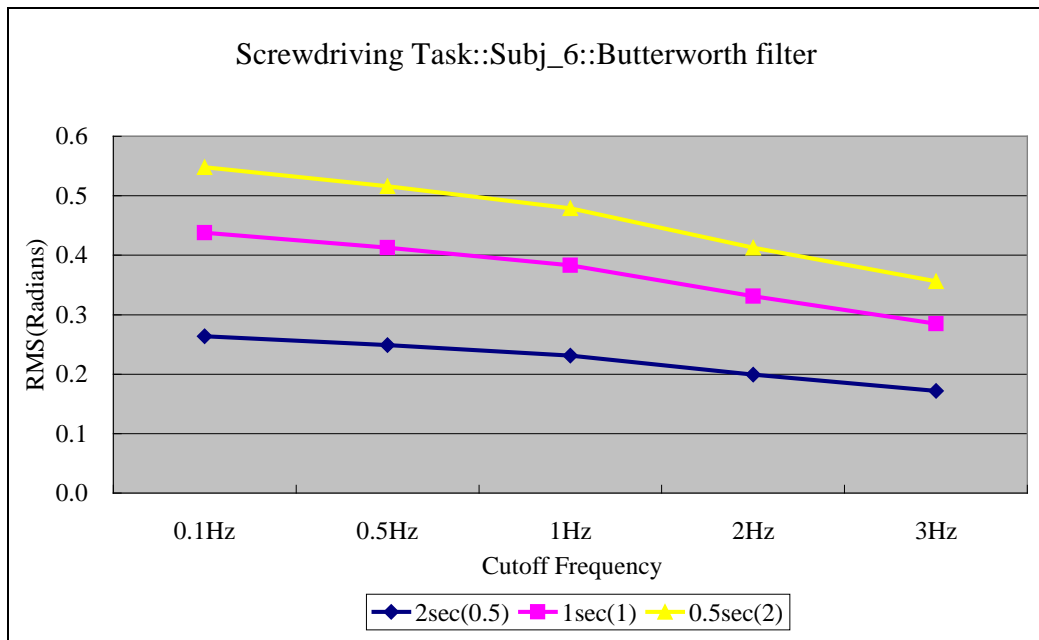


그림 4.4 손목운동 적용실험 차단주파수(cutoff frequency)별 filtered(II) RMS 결과
(예: 피실험자 6)

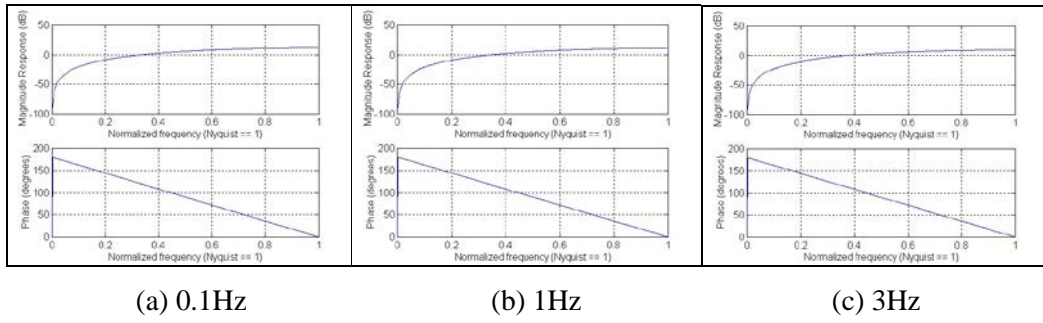


그림 4.5 Butterworth filter 의 차단주파수(cutoff frequency)별 주파수 특성

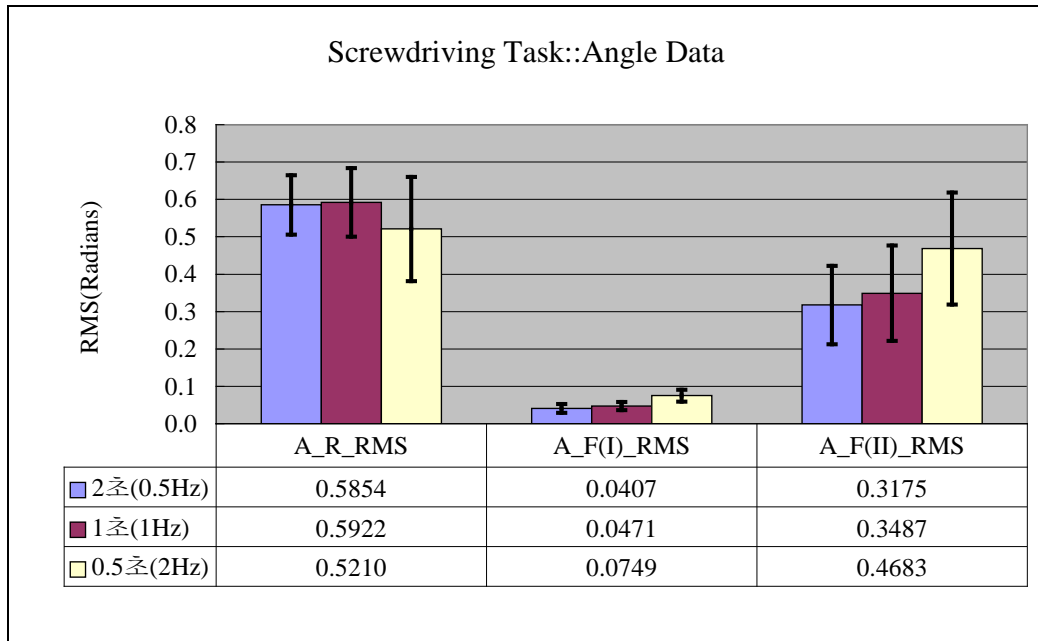


그림 4.6 손목운동 적용실험 각도 데이터 RMS 결과

4.1.2 EMG 데이터 처리결과

본 절에서는 손목운동 적용실험에서 측정된 FCU(flexor carpi ulnaris) 근육의 EMG 데이터에 대한 MATLAB S/W 를 이용한 처리과정과 결과에 대해 서술하였다. 본 실험에서 측정된 EMG raw 데이터는 먼저 rest EMG 의 mean 을 offset value 로 사용하여 shift 시키는 과정을 수행하였다. 그림 4.7 의 (a)는 손목운동 적용실험에서 피실험자 측정데이터의 offset 을 shift 시킨 raw 데이터를 나타내고 있으며, (b)는 (a)의 raw 데이터를 full-wave rectification 시킨 결과이다.

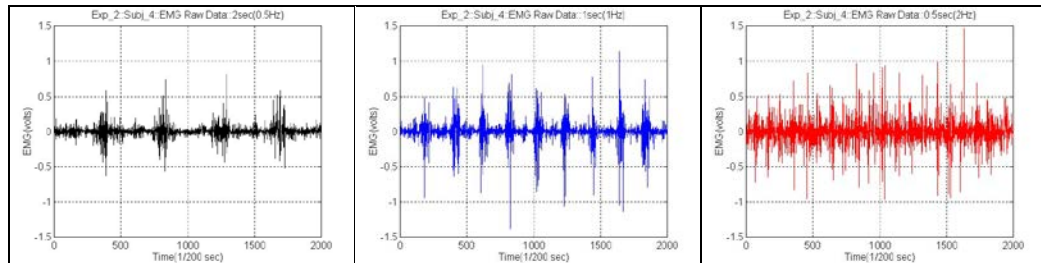
Rectified 데이터는 Butterworth low pass filter 를 사용하여 필터링을 수행하였다. 필터링에 사용된 필터의 차수는 2nd order 였으며, 차단 주파수(cutoff frequency)는 3Hz 로 선정되었다. 이때 3Hz 라는 차단 주파수는 필터링 과정을 여러 번 수행한 후 smoothing 에 가장 적절하다고 판단되는 주파수로 선정된 값이다. Filtered 데이터는 Linear Envelope EMG 라고도 하며 그림 4.7 의 (c)는 이 데이터를 나타낸다. Filtered 데이터는 max EMG 와 rest EMG 를 이용하여 normalization 을 수행하였다. Normalization 에 이용된 max EMG 와 rest EMG 는 rectification 과정을 거친 후 측정된 3 초 동안의 평균값으로 사용되었다. 그림 4.7 의 (d)는 (c)의 데이터를 normalize 한 결과이다. 그림 4.5 의 (c)와 (d)의 결과는 Y 축에 해당하는 단위와 값의 크기가 달라졌을 뿐 형태는 변화가 없었다.

이러한 데이터 처리과정을 끝낸 EMG 데이터는 최종적으로 하나의 값으로 표현하기 위하여 전 장에서 설명한 RMS 값과 Integration 값을 이용하였다.

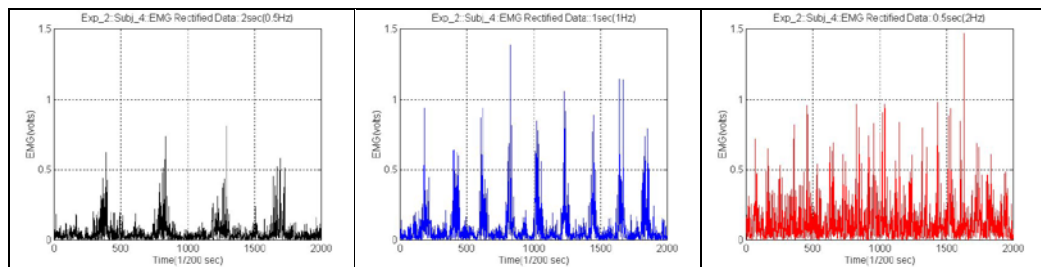
그림 4.8 은 피실험자별 EMG 데이터 처리결과를 나타낸다. 반복속도(Frequency)가 증가함에 따라 EMG 값이 증가하였으며, 이러한 결과는 피실험자 6 명의 모든 데이터에서 동일하게 나타났다.

손목운동 적용실험의 EMG 데이터 결과를 피실험자 평균으로 나타낸 것이 그림 4.9 이다. 모든 피실험자들이 반복속도(Frequency)가 빨라짐에 따라 그

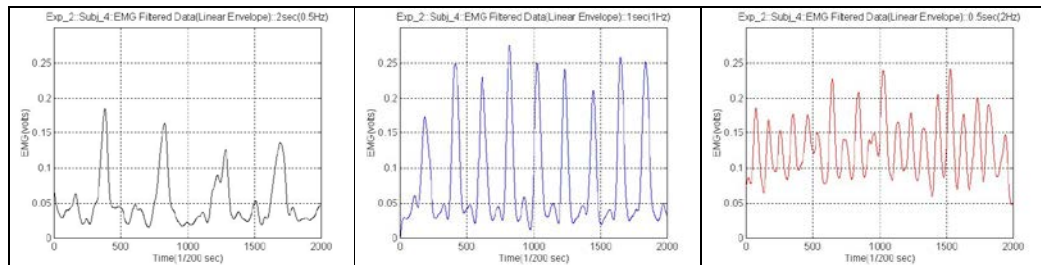
값이 커졌으므로, 이러한 결과를 보이는 것은 당연하다.



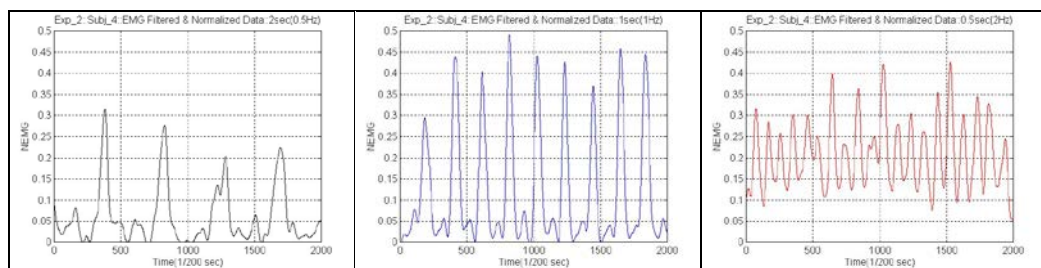
(a) Raw Data (0.5Hz, 1Hz, 2Hz)



(b) Rectified Data (0.5Hz, 1Hz, 2Hz)



(c) Linear Envelope EMG (0.5Hz, 1Hz, 2Hz)



(d) Normalized EMG (0.5Hz, 1Hz, 2Hz)

그림 4.7 손목운동 적용실험 EMG 데이터 처리과정 (예: 피실험자 4)

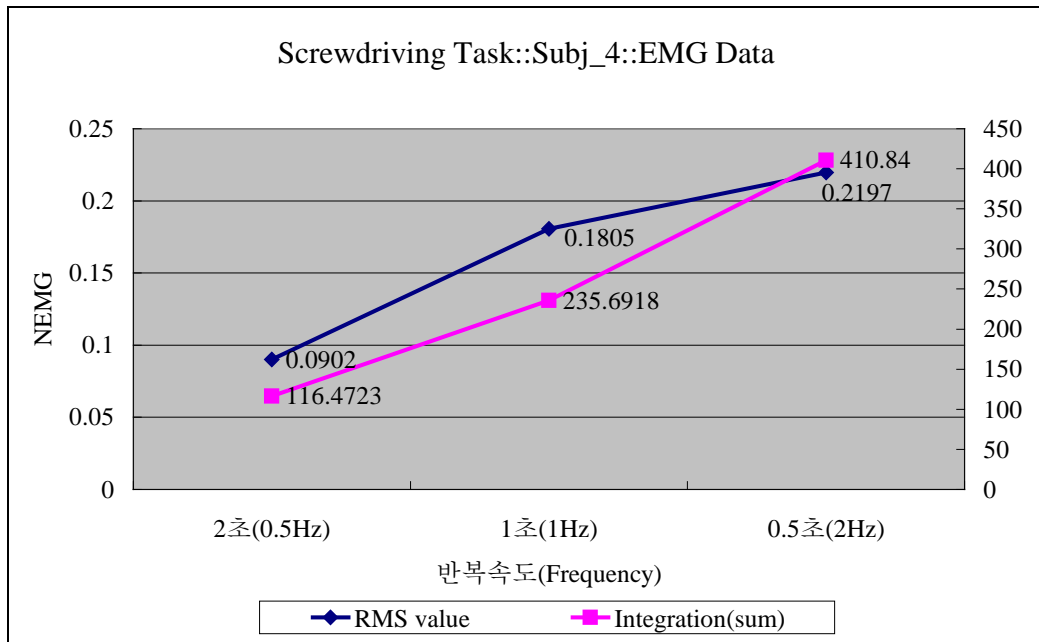


그림 4.8 손목운동 적용실험 EMG 데이터 피실험자별 결과 (예: 피실험자 4)

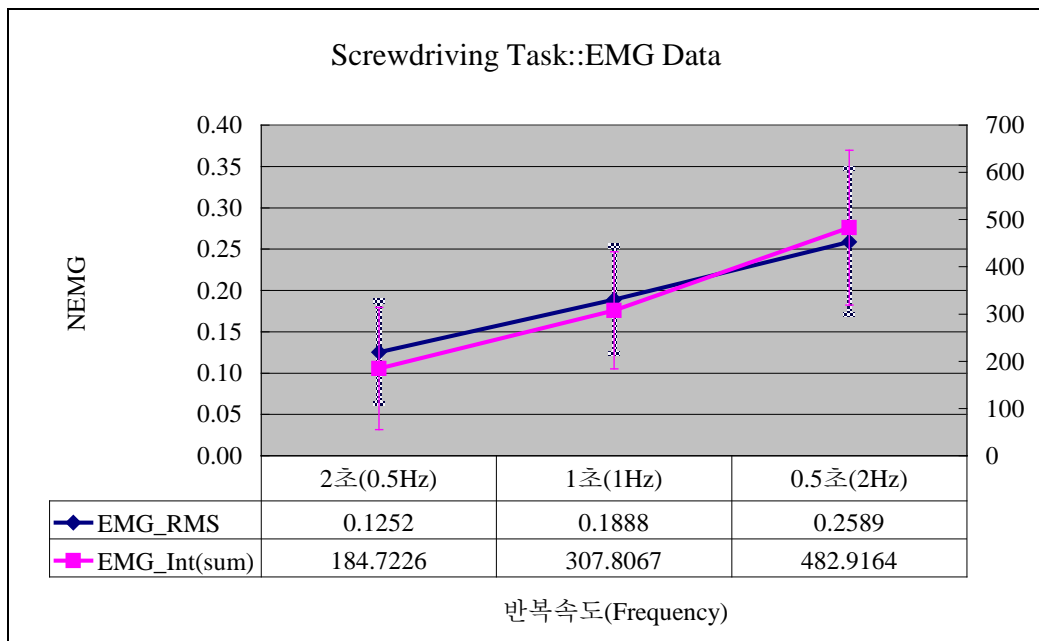


그림 4.9 손목운동 적용실험 EMG 데이터 결과

4.1.3 주관적 평가(Subjective rating) 결과

본 실험을 통해 측정된 주관적 평가(Subjective rating) 데이터는 각도 데이터나 EMG 데이터와는 달리 데이터 처리과정을 필요로 하지 않는다.

그림 4.10 은 손목운동 적용실험에서 측정된 피실험자의 주관적 평가(Subjective rating) 결과를 평균으로 산출하여 제시한 것이다. 주관적 평가(Subjective rating) 결과에서도 전 절의 filtered 각도 데이터 결과나 EMG 데이터 결과와 동일하게 반복속도(Frequency)가 증가함에 따라 그 값이 커졌음을 알 수 있다. 이는 실제로 피실험자가 반복속도(Frequency)가 증가함에 따라 더 큰 작업부하를 느끼고 있다는 것을 의미한다.

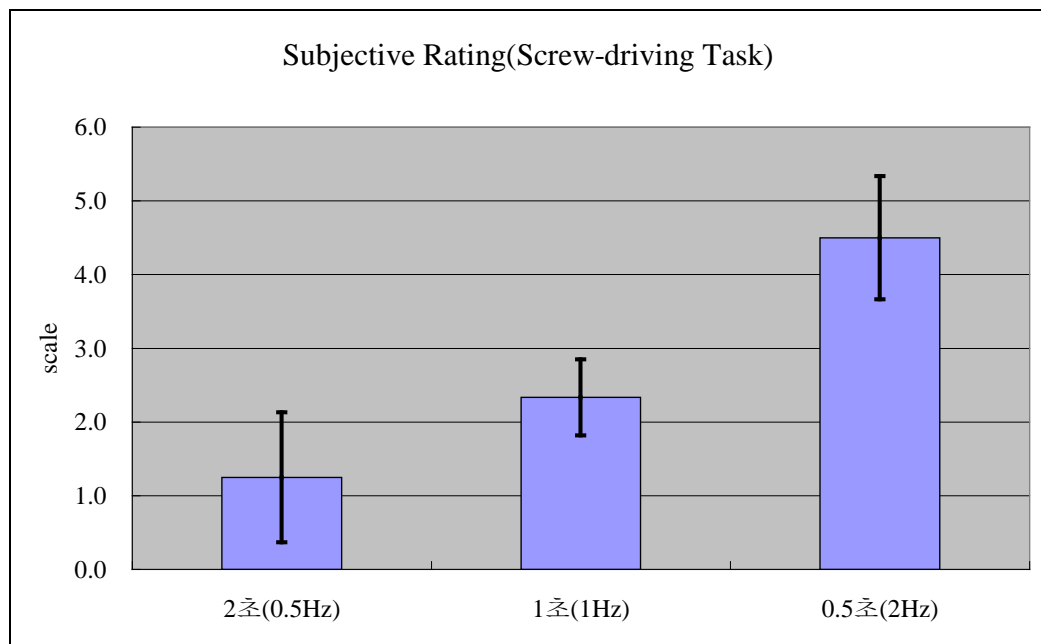


그림 4.10 손목운동 적용실험 주관적 평가(Subjective rating) 결과

4.1.4 관절각도, EMG 및 주관적 평가의 유의성 검증

본 절에서는 손목운동 적용실험에서의 관절각도, EMG, 주관적 평가 (Subjective rating) 결과에 대한 유의성을 검증하였으며, 유의한 결과로 나타낸 척도(measurement)에 대해서는 수준간 t-test 를 수행하였다. 유의성 검증에는 손가락운동 적용실험과 동일하게 결과들이 반복속도(Frequency)에 따라 유의한가를 알아보기 위하여 일원배치 분산분석법(One-way ANOVA)을 사용하였다.

손목운동 적용실험에 대한 여러 결과들의 유의성 검증 결과는 표 4.1 과 같다. 손목운동 적용실험에서는 관절각도의 raw 데이터 RMS 값이 반복속도 (Frequency)에 유의하지 않다는 결과가 나왔다. 관절각도의 raw 데이터를 제외한 나머지 결과들은 모두 반복속도(Frequency)에 대해 유의수준 0.05 에 유의하였다. 또한, pairwise-comparison t-test 결과 수준간 차이에서도 유의수준 0.05 에 모두 유의한 것으로 나타났다. 즉, Screwdriver 를 사용한 수작업에서의 부하를 평가하는 데에는 관절각도의 raw RMS 값으로는 유의한 차이를 찾을 수가 없으며, 필터링 과정을 수행하여야 한다는 결론을 내릴 수가 있다.

표 4.1 손목운동 적용실험 결과의 유의성 검증

Screwdriving	AR RMS	AF(I) RMS	AF(II)RMS	EMG RMS	EMG Int	Sub Rating
유의성검증 (ANOVA)	0.4613	0.0000**	0.0174**	0.0206**	0.0077**	0.0000**

(* : P-value<0.1, **: P-value<0.05)

4.1.5 관절각도, EMG 및 주관적 평가의 상관관계 분석

손목운동 적용실험에서 관절각도, EMG 및 주관적 평가(Subjective rating)를 통해 분석·처리된 6 종류 결과간의 관계를 알아보고자 본 절에서는 반복속도(Frequency)에 따른 증가율과 상관관계 분석을 수행하였다.

손목운동 적용실험에서 여러 결과간의 반복속도(Frequency)에 따른 증가율 비교는 그림 4.11 에 나타나 있다. 관절각도의 raw 데이터를 제외한 기타 결과들은 각기 반복속도(Frequency)에 따라 일정한 증가율을 나타내고 있다. 하지만, 주관적 평가(Subjective rating)의 증가율은 다른 척도(measurement)들의 증가율에 비해 크게 나타났다. 그리고, raw 데이터를 제외한 모든 척도들의 결과에서 2 초(0.5Hz)에서 1 초(1Hz)로 2 배 빨라지는 것과 1 초(1Hz)에서 2 초(0.5Hz)로 2 배 빨라지는 것에 대한 증가율이 거의 일정하게 나타났다. 이는 전자나 후자의 경우 작업부하의 변화량이 유사하다는 것을 의미한다.

표 4.2 는 손목운동 적용실험에 대한 결과간의 상관관계 분석표이다. 상관관계 분석결과, 두 종류의 filtered 데이터 결과 사이에 유의($p=0.0001$)한 상관관계가 있었으며, 상관계수는 0.8867 이었다.

EMG 데이터의 경우 RMS 값과 Integration 값 사이의 상관계수는 0.9874 로 높게 나타났으며, p-value 역시 0.0001 로 유의수준 0.01 에 대하여 유의하게 나타났다.

주관적 평가(Subjective rating)의 결과에서는 관절각도 filtered(I) 데이터 결과와 EMG RMS 값, 그리고 EMG Integration 값에 대해 0.8013, 0.6610, 0.7336 의 상관계수를 각각 나타내었으며, 이때 p-value 는 0.0001, 0.0028, 0.0005 로 유의수준 0.01 에 대하여 모두 유의한 것으로 나타났다.

관절각도 filtered(II) 데이터 결과와 주관적 평가(Subjective rating)의 경우에는 다른 상관관계와는 달리 비록 유의수준 0.01 에서 유의하지는 않았지만, 0.5489 ($p=0.0183$)의 상관관계 계수를 산출하였다.

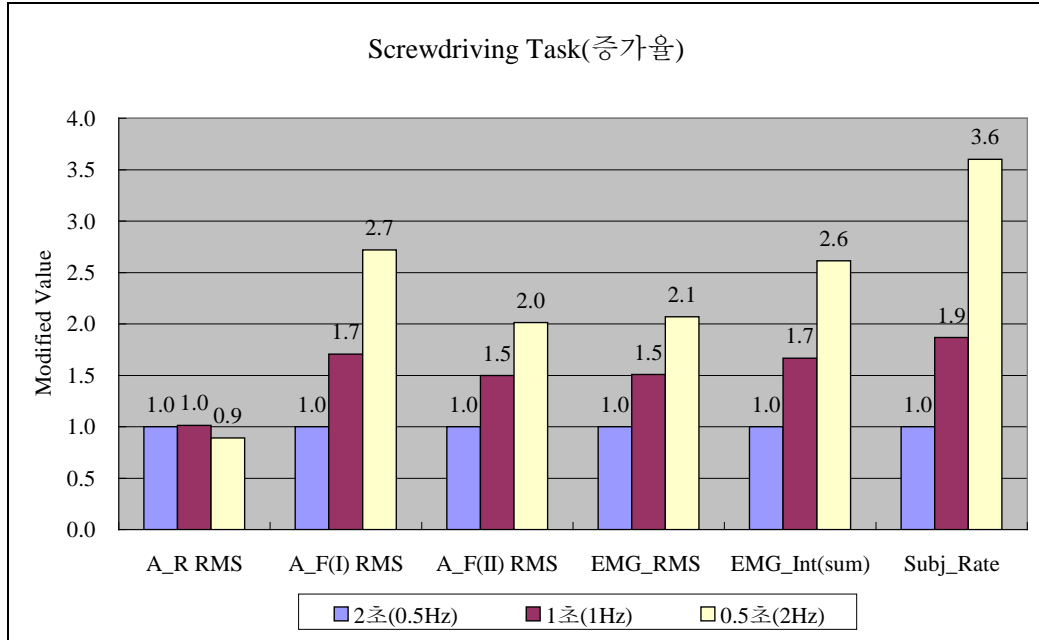


그림 4.11 손목운동 적용실험 결과간 증가율 비교

표 4.2 손목운동 적용실험 결과간 상관관계 분석결과

Screwdriving	AR RMS	AF(I) RMS	AF(II)RMS	EMG RMS	EMG Int	Sub Rating
AR RMS	1 ¹	-0.0525	0.1774	-0.1776	-0.1946	-0.2951
	0 ²	0.8361	0.4813	0.4807	0.439	0.2345
AF(I) RMS	-0.0525	1	0.8867	0.2892	0.3559	0.8013
	0.8361	0	0.0001**	0.2444	0.1472	0.0001**
AF(II) RMS	0.1774	0.8867	1	0.0604	0.0856	0.5489
	0.4813	0.0001**	0	0.8119	0.7357	0.0183*
EMG RMS	-0.1776	0.2892	0.0604	1	0.9874	0.6610
	0.4807	0.2444	0.8119	0	0.0001**	0.0028**
EMG Int	-0.1946	0.3559	0.0856	0.9874	1	0.7336
	0.439	0.1472	0.7357	0.0001**	0	0.0005**
Sub Rating	-0.2951	0.8013	0.5489	0.6610	0.7336	1
	0.2345	0.0001**	0.0183*	0.0028**	0.0005**	0

(¹ : Coefficient, ² : P-value, * : P-value<0.05, ** : P-value<0.01)

4.2 손가락운동 적용실험

4.2.1 관절각도 데이터 처리결과

본 절에서는 손가락운동 적용실험을 통해 측정된 관절각도의 MATLAB S/W 를 이용한 데이터 처리과정과 결과에 대해 서술하였다.

본 실험에서도 손목운동 적용실험에서와 마찬가지로 관절 각도 데이터는 raw 데이터와 2 종류의 filtered 데이터로 처리되었다. 2 초(0.5Hz), 1 초(1Hz), 0.5 초(2Hz)등의 반복속도(Frequency)에 따른 측정결과는 이 세 종류로 데이터로 처리되어 RMS 값을 산출하였다.

손가락운동 적용실험에서는 엄지(thumb)를 제외한 네 손가락(index, middle, ring, pinkie)의 MCP 관절과 PIP 관절 그리고, 손목관절의 굴전/신전(Flexion/Extension) 각도가 각각 데이터 처리과정을 거쳐 관절의 RMS 값을 산출하였다. 작업의 전체 RMS 값은 계산된 9 개 관절 RMS 값의 총합으로 결정되었다. 단, 손가락운동 적용실험의 분석에 사용된 raw 데이터는 손목운동 적용실험의 raw 데이터와는 달리 실제 측정된 데이터에서 초기자세에서 측정된 자세 데이터를 뺀 관절의 순수한 변위 데이터를 나타내고 있다.

그림 4.12 와 그림 4.13 은 본 실험에서 측정된 각도 raw 데이터를 나타낸다. 그림 4.12 는 검지(index) MCP 관절의 굴전/신전(Flexion/Extension)각도 raw 데이터와 FFT 변환 결과를 예시하고 있다. 그림 4.12 (a)의 time domain 상에서 데이터는 반복속도(Frequency)가 증가함에 따른 작업주기와 각변위에 차이를 보여주고 있으며, 그림 4.12 (b)의 frequency domain 상에서 데이터는 작업 Frequency 에 해당하는 Frequency 에서 높은 amplitude 를 나타내고 있음을 보여주고 있다. 단, 반복속도(Frequency)가 0.5 초(2Hz)인 작업은 2Hz 에서 높은 amplitude 를 가져야 하지만 수행되어진 작업의 특성상 다른 결과를 보여주고 있다. 즉, 키보드 타이핑 작업은 하나의 손가락만을 사용하는 작업이 아니므로, 검지(index) MCP 관절만으로는 정확한 반복속도(Frequency)의 차이를 나타낼 수가 없었다.

그림 4.13 은 동일한 작업에서 동일한 피실험자의 검지(index) PIP 관절 각도

의 raw 데이터와 FFT 변환 결과를 보여주고 있다. 그림 4.13의 결과에서도 그림 4.12의 결과와 유사하게 나타났다. 뿐만 아니라, 다른 7개의 관절이나 다른 피실험자들의 측정 및 분석 결과에서도 유사한 결과를 얻을 수 있었다.

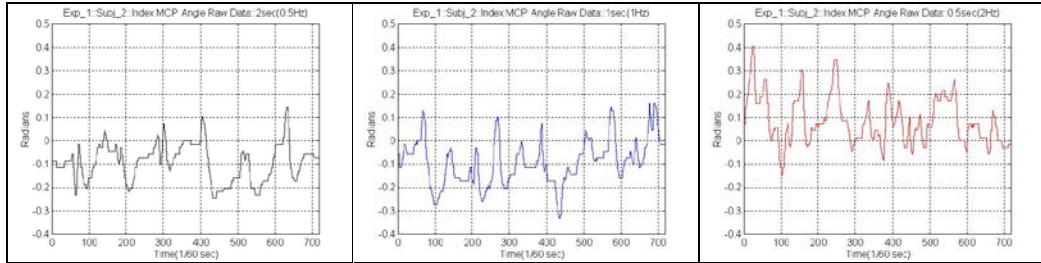
또한, 본 실험에서도 손목운동 적용실험에서와 동일하게 raw 데이터 처리와 더불어 두 종류의 필터링된 데이터 처리과정을 수행하였다. 첫번째 필터링은 표 3.3의 Lin & Radwin(1997)이 제시한 frequency-weighted filter coefficient를 사용하여 수행하였으며, 두번째 필터링은 일반적으로 가장 많이 사용하는 Butterworth high pass filter을 사용한 필터링이었다. 이때 Butterworth filter의 차수는 2nd order를 사용하였으며, 차단 주파수(cutoff frequency)는 1Hz로 선정하였다. 두 종류의 필터를 거친 데이터들은 raw 데이터와 동일한 처리과정을 거쳐 각각의 RMS 값을 산출하였다.

손가락운동 적용실험의 결과, 필터링된 데이터 RMS 값의 경향은 피실험자마다 차이가 없었지만, raw 데이터의 경우에는 다양한 경향을 나타냈다.

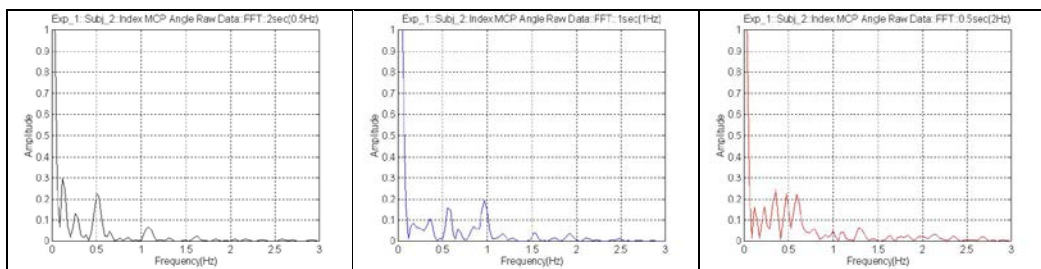
그림 4.14는 각도 데이터 처리결과를 피실험자별로 나타낸 것이다. 피실험자 2의 데이터 처리결과, raw 데이터의 RMS 값은 반복속도(Frequency)가 증가함에 따라 감소되었으나 두 종류의 필터링된 데이터의 RMS 값은 반복속도(Frequency)가 증가함에 따라 증가하고 있다. 다른 피실험자들의 경우에 filtered RMS는 유사한 결과를 보여주었지만, raw 데이터들에서는 다양한 경향을 보여주었다.

본 실험의 Butterworth filter를 이용한 필터링에서 차단주파수(cutoff frequency) 선정에 따른 RMS 결과를 그림 4.15에서 나타내었다. 결과는 손목운동 적용실험에서와 동일하게 나타났다.

본 실험의 피실험자별 실험결과를 평균으로 산출한 결과가 그림 4.16이다. 피실험자의 평균적인 성향을 보면, 키보드 타이핑 작업에서는 raw 데이터 RMS 값과 두 종류의 filtered 데이터 RMS 값이 반복속도(Frequency)에 따라 유사한 성향의 크기변화를 하였다. 이러한 결과는 손목운동 적용실험의 결과와는 다른 결과이다.

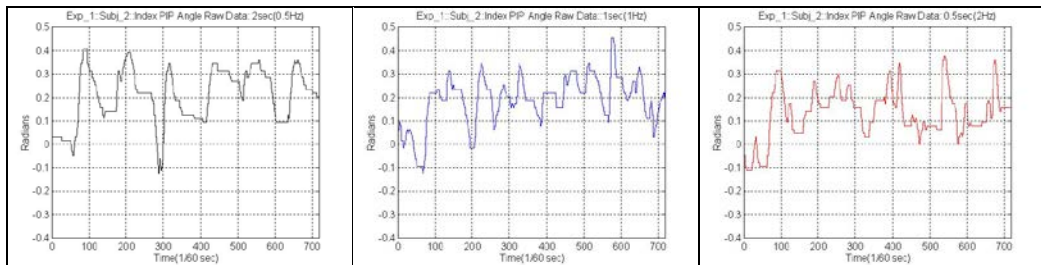


(a) Time Domain (0.5Hz, 1Hz, 2Hz)

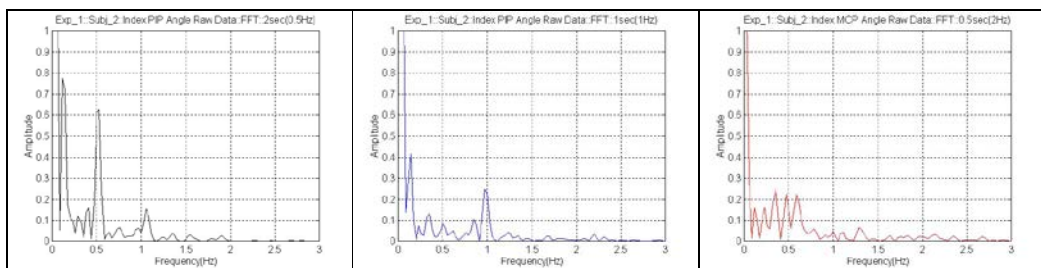


(b) Frequency Domain (0.5Hz, 1Hz, 2Hz)

그림 4. 12 손가락운동 적용실험 Raw Data Plot (예: 피실험자 2 – Index MCP)



(a) Time Domain (0.5Hz, 1Hz, 2Hz)



(b) Frequency Domain (0.5Hz, 1Hz, 2Hz)

그림 4. 13 손가락운동 적용실험 Raw Data Plot (예: 피실험자 2 – Index PIP)

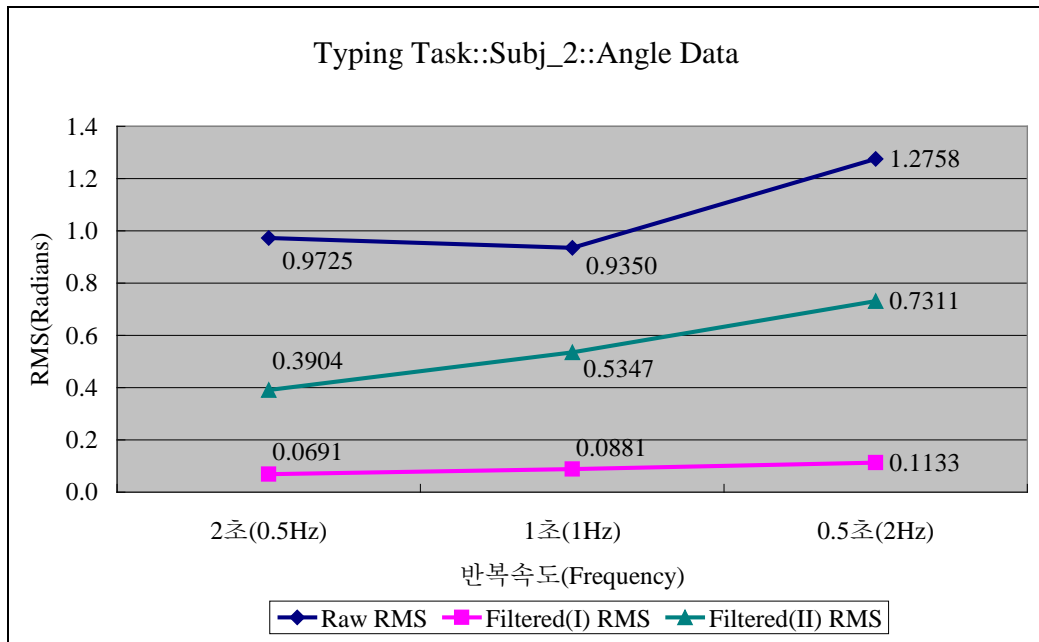


그림 4. 14 손가락운동 적용실험 각도 데이터 피실험자별 결과 (예: 피실험자 2)

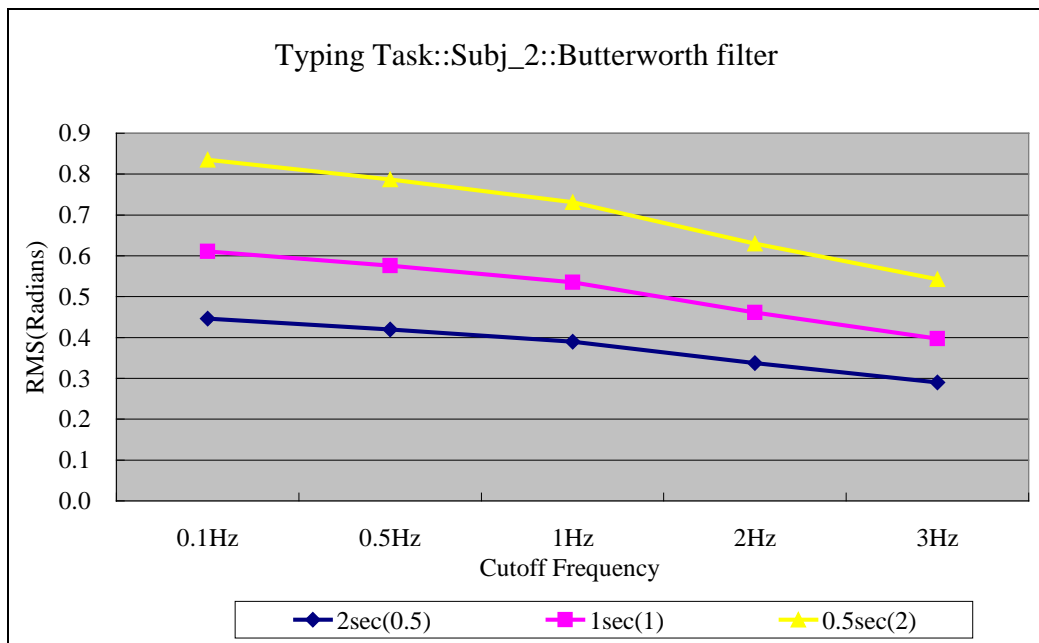


그림 4. 15 손가락운동 적용실험 차단주파수(cutoff frequency)별 filtered(II) RMS 결과 (예: 피실험자 2)

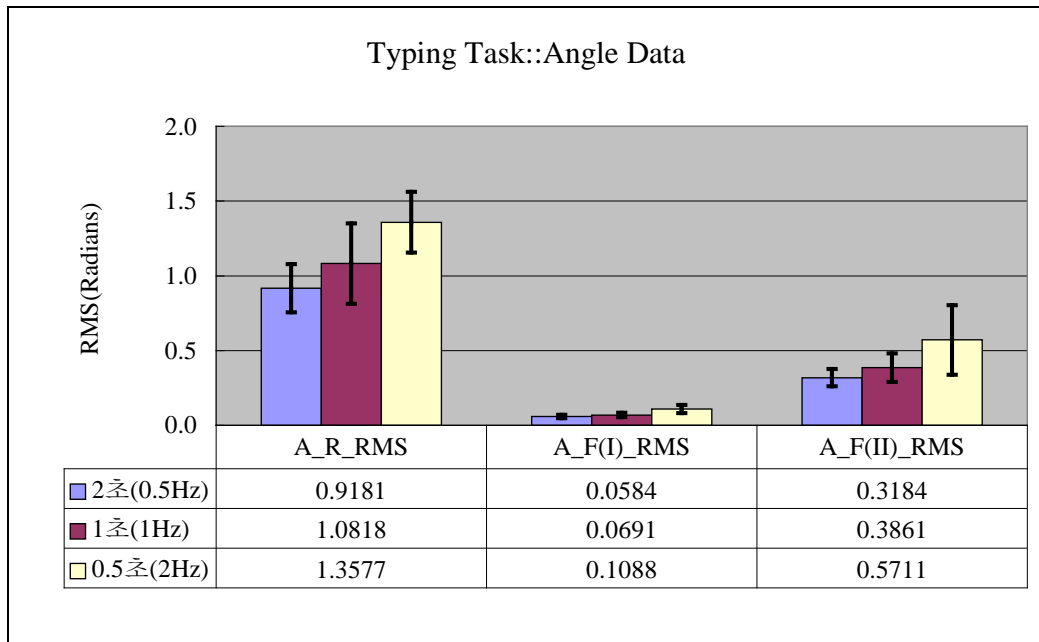


그림 4.16 손가락운동 적용실험 각도 데이터 RMS 결과

4.2.2 EMG 데이터 처리결과

본 절에서는 손가락운동 적용실험에서 측정된 FDS(flexor digitorum superficialis) 근육의 EMG 데이터에 대한 MATLAB S/W 를 이용한 처리과정과 결과에 대해 서술하였다.

먼저, 손가락운동 적용실험을 통해 측정된 데이터는 손목운동 적용실험에서와 동일하게 rest EMG 의 mean 을 offset value 로 사용하여 shift 시키는 과정을 수행하였다. 그림 4.17 의 (a)는 손가락운동 적용실험에서 측정된 피실험자 데이터를 offset value 로 shift 시킨 후의 raw 데이터를 나타내고 있다. 또한 그림 4.17 (b)는 (a)의 raw 데이터에 full wave rectification 과정을 수행한 결과이다.

Rectified 데이터는 Butterworth low pass filter 를 사용하여 필터링을 수행하였다. 필터링에 사용된 필터의 차수는 2nd order 였으며, 차단 주파수(cutoff frequency)는 3Hz 로 선정되었다. Filterd 데이터는 Linear Envelope EMG 라고도

하는데 그림 4.17 의 (c)에 나타낸 결과이다. Filtered 데이터는 max EMG 와 rest EMG 를 이용하여 normalization 을 수행하였다. Normalization 에 이용된 max EMG 와 rest EMG 는 rectification 과정을 거친 후 측정된 3 초 동안의 평균값으로 사용되었다. 그림 4.17 의 (d)는 (c)의 filtered 데이터를 normalize 한 결과이다. 본 실험에서도 Y 축에 해당하는 단위와 값의 크기만 달라졌을 뿐 그 형태에는 변화가 없었다.

이러한 데이터 처리과정을 끝낸 EMG 데이터는 최종적으로 RMS 값과 Integration 값을 이용하여 하나의 값으로 표현되었다.

그림 4.18 은 피실험자별 EMG 데이터 처리결과를 나타낸다. 반복속도(Frequency)가 증가함에 따라 EMG RMS 값 및 Integration 값이 증가하였다.

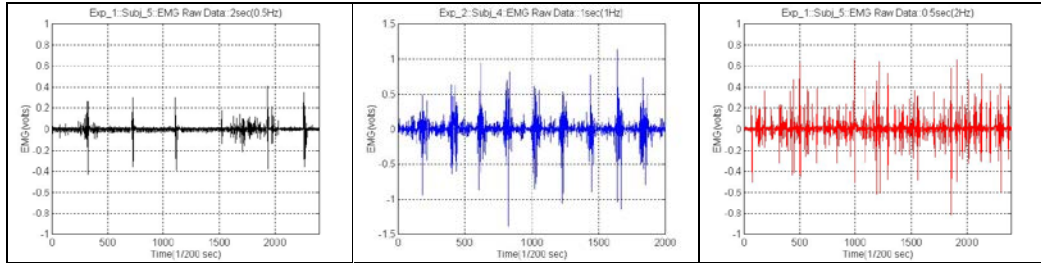
손가락운동 적용실험의 피실험자별 EMG 데이터 처리결과를 평균으로 산출한 것이 그림 4.19 이며, 반복속도(Frequency)가 빨라짐에 따라 값이 커졌다.

4.2.3 주관적 평가(Subjective rating) 결과

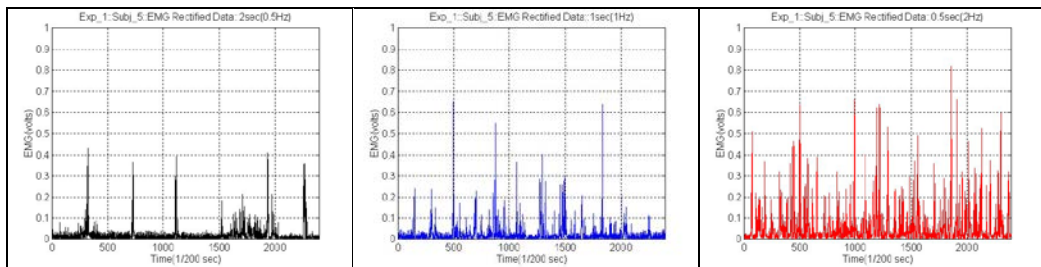
손가락운동 적용실험을 통해 측정된 주관적 평가(Subjective rating) 데이터도 역시 손목운동 적용실험의 주관적 평가(Subjective rating) 데이터와 동일하게 특별한 데이터 처리과정을 필요로 하지 않는다.

그림 4.20 은 손가락운동 적용실험에서 측정된 피실험자의 주관적 평가(Subjective rating) 결과를 평균으로 산출하여 제시한 것이다. 주관적 평가(Subjective rating) 결과에서도 전 절의 filtered 각도 데이터 결과나 EMG 데이터 결과와 동일하게 반복속도(Frequency)가 증가함에 따라 그 값이 커졌음을 알 수 있다.

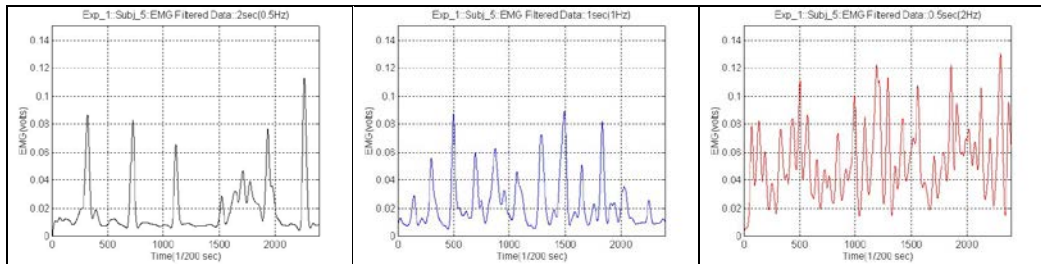
본 실험의 평가결과 중 특이한 점은 반복속도(Frequency)가 2 초(0.5Hz)일 때가 1 초(1Hz)일 때 보다 느끼는 부하가 더 크다고 대답한 피실험자가 있다는 점이다.



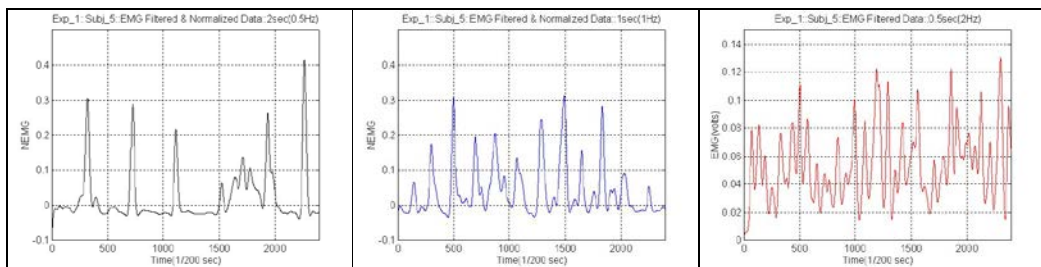
(a) Raw Data (0.5Hz, 1Hz, 2Hz)



(b) Rectified Data (0.5Hz, 1Hz, 2Hz)



(c) Linear Envelope EMG (0.5Hz, 1Hz, 2Hz)



(d) Normalized EMG (0.5Hz, 1Hz, 2Hz)

그림 4.17 손가락운동 적용실험 EMG 데이터 처리과정 (예: 피실험자 5)

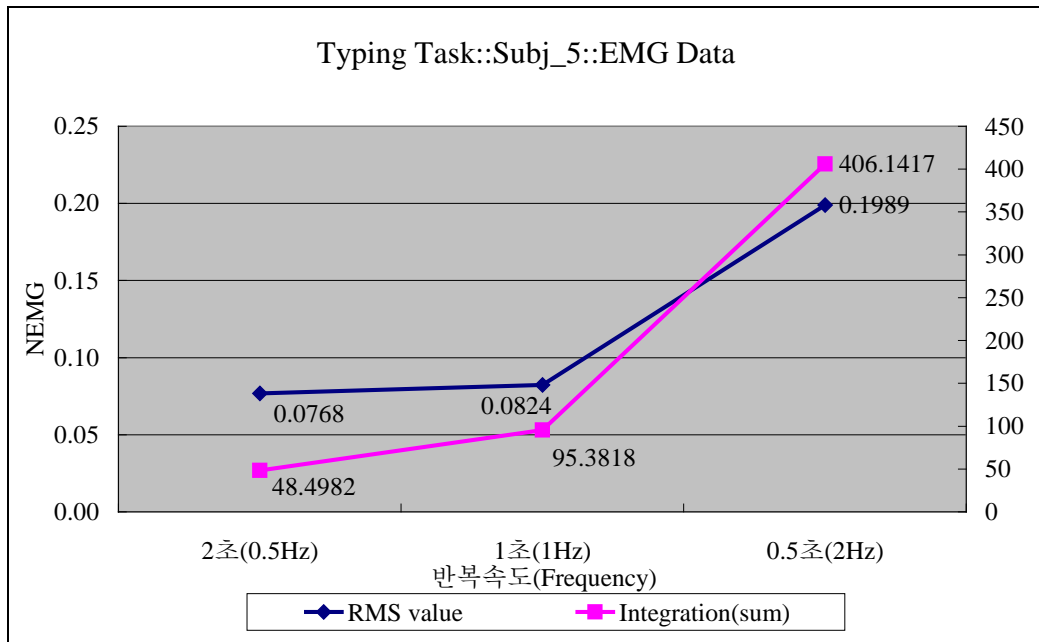


그림 4. 18 손가락운동 적용실험 EMG 데이터 피실험자별 결과 (예: 피실험자 5)

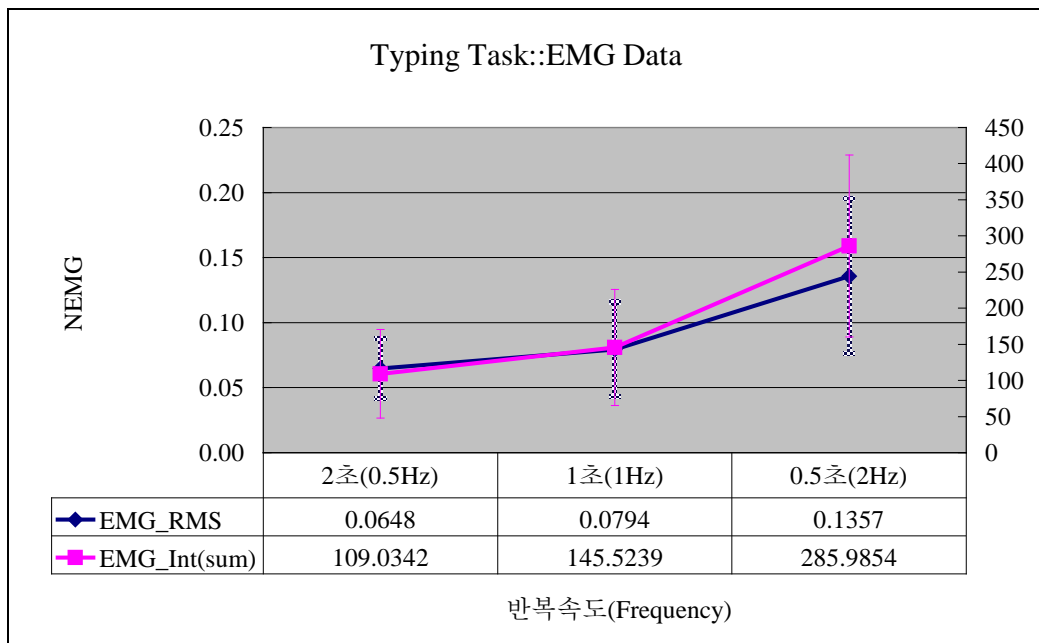


그림 4. 19 손가락운동 적용실험 EMG 데이터 결과

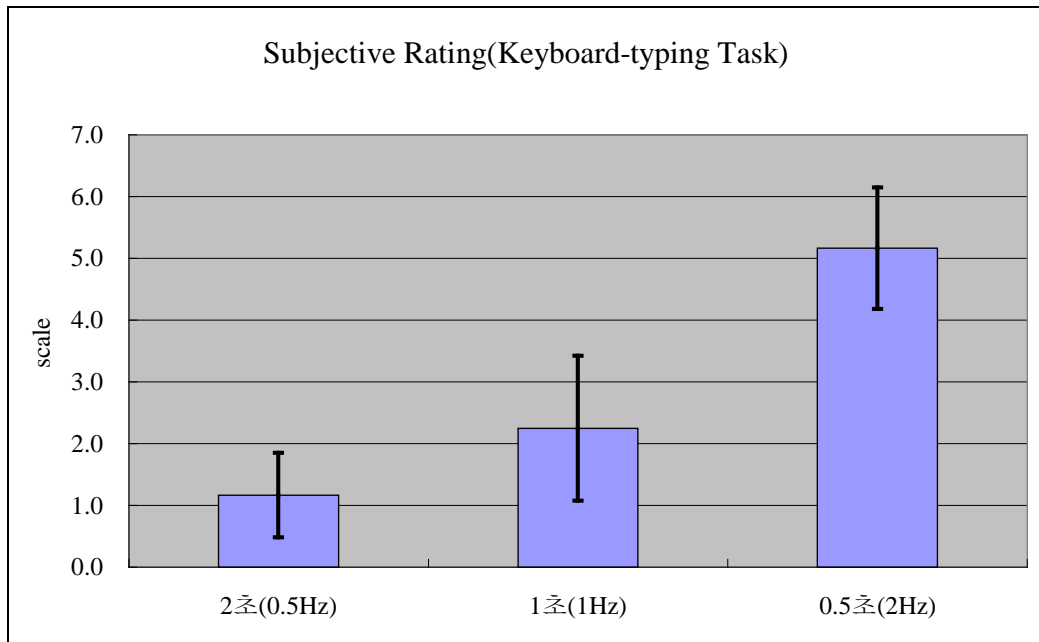


그림 4. 20 손가락운동 적용실험 주관적 평가(Subjective rating) 결과

4.2.4 관절각도, EMG 및 주관적 평가의 유의성 검증

본 절에서는 손가락운동 적용실험의 관절각도, EMG, 주관적 평가(Subjective rating) 결과에 대한 유의성을 검증하고 유의한 결과를 나타낸 척도(measurement)에 대해서는 수준간 t-test 를 수행하였다. 유의성 검증 및 t-test 는 손목운동 적용실험에서와 동일하게 일원배치 분산분석법(One-way ANOVA)과 pairwise comparison t-test 를 수행하였다.

표 4.3 은 손가락운동 적용실험에 대한 여러 가지 척도(measurement)들의 유의성 검증 결과를 나타낸다. 표 4.3 에도 나타나듯이 6 종류의 결과 모두 반복 속도(Frequency)에 대해 유의수준 0.05 에서 유의하다는 결과를 산출하였다. 그렇지만, 관절각도 raw 데이터의 RMS 값에서는 pairwise comparison t-test 결과 2초(0.5Hz)와 1초(1Hz)간의 수준간에는 유의한 차이가 없다는 결과를 도출하였다. 결론적으로 키보드 타이핑 작업에 경우에는 분석에 사용된 6 종류의 결과

값 모두 반복성에 따른 작업부하를 평가하는데 있어 유의하긴 하지만 관절각도의 raw 데이터는 다른 결과들에 비해 정확하게 작업부하의 차이를 나타내지는 못하였다.

표 4.3 손가락운동 적용실험 결과의 유의성 검증

Typing	AR RMS	AF(I)RMS	AF(II)RMS	EMG RMS	EMG Int	Sub Rating
유의성검증 (ANOVA)	0.0099**	0.0011**	0.0276**	0.0268**	0.0120**	0.0000**

(* : P-value<0.1, **: P-value<0.05)

4.2.5 관절각도, EMG 및 주관적 평가의 상관관계 분석

본 절에서는 손가락운동 적용실험의 관절각도, EMG 및 주관적 평가(Subjective rating)를 통해 분석·처리된 6 종류의 결과간의 관계를 알아보고자 반복속도(Frequency)에 따른 증가율과 상관관계 분석을 수행하였다.

그림 4.21 은 손가락운동 적용실험의 여러 결과에 대한 반복속도(Frequency)에 따른 증가율을 나타내고 있다. 주관적 평가(Subjective rating)를 제외한 결과들은 반복속도(Frequency)가 2 배·4 배 빨라짐에 따라 2 배·4 배 증가하지는 않았다. 하지만, 주관적 평가(Subjective rating)의 경우는 거의 2 배·4 배 까지 증가하였다. 이 결과는 손목운동 적용실험에서의 결과와도 일치하는 것으로 주관적 평가(Subjective rating) 값이 다른 척도들의 결과값에 비하여 크게 나타났다.

그러나, 본 실험에서는 6 종류의 모든 결과에서 볼 수 있듯이 반복속도(Frequency)가 2 초(0.5Hz)에서 1 초(1Hz)로 2 배 빨라지는 것에 비해 1 초(1Hz)에서 2 초(0.5Hz)로 2 배 빨라지는 것이 더 큰 증가율을 나타내고 있다. 이는 전자에 비해 후자의 경우 부하의 변화량이 컸다는 것을 의미하고 있다. 또한 이는 손목운동 적용실험에서의 변화량의 차이가 없다는 결과와는 다른 결과를 보

여주었다.

손가락운동 적용실험의 결과들에 대한 상관관계 분석결과가 표 4.4 이다. 상관관계 분석 결과, 관절각도 raw 데이터 결과와 두 종류의 filtered 데이터 결과 상호간의 상관관계가 유의한 것으로 나타났다. 상관계수는 두 종류의 filtered 데이터 결과사이가 0.8814($p=0.0001$)였으며, raw 데이터 결과와는 0.6236($p=0.0099$), 0.6348($p=0.0082$)이었다. EMG 데이터 결과인 RMS 값과 Integration 값간의 관계도 유의($p=0.0001$)하게 나타났으며, 상관계수는 0.9638 이었다. 주관적 평가(Subjective rating)에 대해서는 관절각도 filtered(I) 데이터 결과 ($p=0.0056$)와 EMG RMS 값($p=0.0067$), 그리고 EMG Integration 값($p=0.0034$)에 대해 유의하게 나타났으며, 상관계수는 각각 0.6584, 0.6475, 0.6846 이었다.

관절각도 filtered(II) 데이터 결과와 주관적 평가(Subjective rating)의 경우는 비록 유의수준 0.01 에서는 유의하지 않았지만, 0.5314($p=0.0342$)의 상관관계 계수를 산출하여 비교적 상관관계가 높다는 것을 나타내었다.

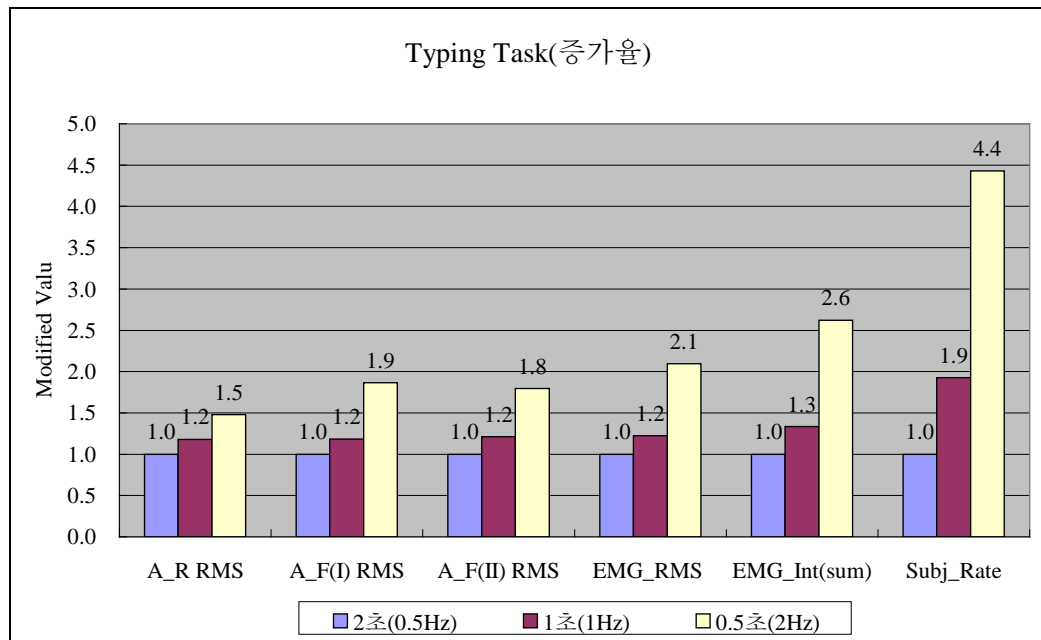


그림 4. 21 손가락운동 적용실험 결과간 증가율 비교

표 4.4 손가락운동 적용실험 결과간 상관관계 분석결과

Typing	AR RMS	AF(I) RMS	AF(II)RMS	EMG RMS	EMG Int	Sub Rating
AR RMS	1 ¹	0.6236	0.6348	0.1813	0.2332	0.2958
	0 ²	0.0099**	0.0082**	0.5016	0.3847	0.2661
AF(I) RMS	0.6236	1	0.8814	0.3370	0.3638	0.6584
	0.0099**	0	0.0001**	0.2018	0.166	0.0056**
AF(II)RMS	0.6348	0.8814	1	0.0178	0.0984	0.5314
	0.0082**	0.0001**	0	0.948	0.717	0.0342*
EMG RMS	0.1813	0.3370	0.0178	1	0.9638	0.6475
	0.5016	0.2018	0.948	0	0.0001**	0.0067**
EMG Int	0.2332	0.3638	0.0984	0.9638	1	0.6846
	0.3847	0.166	0.717	0.0001**	0	0.0034**
Sub Rating	0.2958	0.6584	0.5314	0.6475	0.6846	1
	0.2661	0.0056**	0.0342*	0.0067**	0.0034**	0

(¹ : Coefficient, ² : P-value, * : P-value<0.05, ** : P-value<0.01)

VI. 결론 및 추후 연구과제

본 연구의 목적은 반복적인 손목운동에 의한 작업과 손가락운동에 의한 작업을 평가하는 것이었다. 먼저, 손목운동에 의한 작업에는 Screw-driving 작업을 선정하였으며, 손가락운동에 의한 작업에는 키보드 타이핑 작업이 선정되었다. 이러한 작업들을 평가하기 위하여 사용되어진 척도(measurement)들은 각도 데이터의 raw RMS 값과 두 종류의 filtered RMS 값을 비롯하여 EMG RMS 값과 EMG Integration 값 그리고, 주관적 평가(Subjective Rating)를 통해 측정되어진 값 등이다.

본 연구의 결론을 요약하여 설명하면 다음과 같다.

첫번째로 반복적인 수작업에서는 손목운동에 의한 작업과 손가락운동에 의한 작업에서 모두 반복속도(frequency)가 증가함에 따라 작업부하(workload)도 증가하였다. 이는 본 연구에 사용된 여러 가지 척도(measurement)들에서 나온

공통된 결과이다.

두번째로 관절각도의 raw 데이터에 대한 RMS 값으로는 반복성에 대한 작업부하(workload)를 평가하기에 적절하지 않았으며, high pass filter 를 이용한 두 종류의 필터링을 통하여 작업부하(workload)를 평가하기에 적합하도록 데이터 처리를 수행할 수 있었다.

세번째로 기존에 설계되어진 frequency-weighted filter(Radwin et al., 1994)는 그 결과값이 너무 작아 직관적인 분석이 힘들다는 단점이 있기는 하지만, 주관적 평가와 높은 상관관계를 가지는 등 반복적인 작업을 평가함에 있어 좋은 척도(measurement)였다. 그리고, Butterworth filter 를 이용한 간단한 필터링 방법을 이용한 결과 또한 frequency-weighted filter 를 이용한 필터링의 결과와 높은 상관관계를 보였으며, 반복적인 작업을 평가함에 있어 문제가 없었다. 따라서, 각변위를 이용한 작업부하(workload)를 평가함에 있어 high pass filter 를 이용한 개념적인 필터의 설계만으로도 충분하다는 결론을 내릴 수 있었다. 그리고, Butterworth filter 의 표본화 주파수(sampling frequency)가 평가하고자 하는 작업빈도수(frequency)에 비해 월등히 크다면 차단주파수(cutoff frequency)의 선정에도 문제가 없었다.

네번째로 주관적인 척도로 사용된 주관적 평가(Subjective Rating) 결과는 객관적인 척도로 사용된 EMG 분석결과와 filtered 각도데이터 결과에 비해 과다하게 작업부하(workload)를 평가하는 경향이 있기는 하지만 역시 좋은 척도(measurement)로 판명되었다. 이는 주관적인 척도만으로도 작업부하(workload)를 평가함에 있어 문제가 없다는 것을 의미한다.

마지막으로 반복성을 고려한 수작업의 부하를 평가를 위하여 사용된 객관적인 척도(measurement)들-관절각도 및 EMG 데이터-은 raw 데이터로 사용되어지기 보다는 적절한 처리과정(processing)을 거치게 되었을 때 보다 정확하고 유용한 척도(measurement)로서 사용되어 질 수 있었다.

본 연구에서 수행되어진 이상의 여러 결과들을 이용하여 실제 산업 현장의 수작업 분석이나 기타 수작업 연구에 응용되기 위해서는 다음과 같은 사항

들이 추가로 연구되어야 할 것이라 생각된다.

첫째, 본 연구의 손가락운동 적용실험에서의 키보드 타이핑 작업의 경우 사용된 각 관절은 굴전/신전(Flexion/Extension)의 운동만을 한다고 가정하여 MCP 관절의 내향/외향(Adduction/Abduction) 운동이나 손목관절의 편향(Deviation) 운동에 대해서는 고려하지 않았다. 하지만, 사람의 손가락이 3 차원 운동을 하는 신체라는 점을 감안할 때 MCP 관절의 내향/외향(Adduction/Abduction) 각도나 손목관절의 편향(Deviation) 각도에 대한 고려도 수행되어야 할 것이다. 특히, 최근 키보드 타이핑 작업의 경우에는 키보드의 형태 및 자판 배치상의 여러 가지 문제점으로 인하여 MCP 관절의 외향(Abduction) 각도와 손목관절의 척골 편향(Ulnar Deviation) 각도가 심각한 문제점으로 대두되고 있는 실정이다.

둘째, 본 연구에서는 RMS 값의 연산(합)을 수행할 때 각 관절의 작업부하(workload)에 대한 가중치(weight)를 동일하다는 가정이 사용되었다. 하지만, 실제로 사용된 모든 관절들에 부하 되는 관절 모멘트의 차이를 고려한다면 가중치는 달라질 수밖에 없을 것이다. 따라서, 각 관절의 가중치에 대한 명확한 연구가 반드시 수행되어야 할 것이라 판단된다.

셋째, 각도 데이터를 분석·평가함에 있어 EMG 데이터와 마찬가지로 정규화(normalization) 과정을 수행하여야 할 것이다. EMG 데이터의 정규화(normalization)와 같은 맥락에서 각도 데이터의 정규화(normalization)는 피실험자간 뿐만 아니라 작업간 또는 작업자세간의 보다 정확한 비교를 가능하게 하리라 생각한다. 실제로 피실험자간에는 손목의 굴전/신전(flexion/extension) 각도나 요골/척골(radial/ulnar) 편향(deviation) 각도뿐만 아니라 손가락 관절의 굴전/신전(flexion/extension) 및 내향/외향(adduction/abduction) 각도에 이르기까지 다양한 최대 범위를 가지고 있으며, 동일한 각도의 굴전(flexion) 등에서 느끼는 부하나 불편도에서도 피실험자간 차이가 존재할 것이다.

넷째, 피실험자의 대상을 구분·선정하여 적용하여 볼 필요가 있을 것이다. Snook(1978)는 그의 연구 결과에서 산업현장의 피실험자와 학생 피실험자간

의 산업관련 작업에 대한 인식(perception) 정도에서 유의한 차이가 있다는 것을 지적하였다. 따라서, 산업현장에 종사하는 피실험자를 대상으로 하는 현장 실험을 통하여 주관적 척도와 객관적 척도에 대한 관계를 검증하는 것도 중요할 것이다. 실제 본 연구에서 수행된 키보드 타이핑 작업의 경우는 학생 피실험자들도 주업무 중의 하나이기 는 하나 이 작업을 업으로 하는 타이피스트에 비할 바가 아니며, Screw-driving 작업의 경우에는 두말 할 나위도 없이 많은 차이가 있으리라 생각된다.

다섯째, 수작업의 종합적인 인체역학적 분석을 위해서는 반복성(repetitiveness)에 관한 분석·평가뿐만 아니라, 지속성(duration)과 힘(force)에 대한 평가도 병행되어야 할 것이다. 최근에 Klein & Fernandez(1997)는 pinching 작업에서 손목자세와 pinching force 그리고, 작업 지속성을 주관적 불편도와 EMG를 통해 분석·평가한 결과 지속성 및 pinching force에 대한 요인들이 손목자세와 마찬가지로 유의하다는 결론을 내렸다. 따라서, 여러 가지 다른 수작업에 있어 반복성(repetitiveness)만이 아니라 지속성(duration)과 힘(force)까지 고려한 작업부하(workload)의 평가는 종합적인 인체역학적(biomechanical) 분석을 위해서 필수적으로 수행되어야 할 과제라 생각된다.

이러한 여러 가지 방법론들은 손목과 손가락 관절의 인체역학적(biomechanical)인 측정·분석에 적용될 수 있을 것이며, 궁극적으로는 인간공학 적(ergonomic)인 작업장 디자인과 반복적인 상지의 작업에 대한 평가 방법을 제시할 수 있는 지침(guideline)이 될 수 있을 것이다.

V. 토 의

본 연구에서는 손목운동에 의한 Screw-driving 작업(손목운동 적용실험)과 손가락운동에 의한 키보드 타이핑 작업(손가락운동 적용실험)에서의 반복속도(Frequency)에 따른 작업부하를 평가하기 위하여 다양한 척도(measurement)들을 사용하였다. 본 장에서는 이러한 척도(measurement)들의 결과와 그 결과들의 관계에 대하여 토의하였다.

5.1 관절각도 분석결과

본 연구에서는 손목운동 적용실험과 손가락운동 적용실험을 통하여 측정된 각도 데이터를 사용하여 데이터 처리과정을 거쳐 3 종류의 RMS 값을 도출하였다. 데이터 처리과정은 MATLAB S/W 를 사용하였으며, 푸리에 변환(fourier transform)과 필터링 방법 등을 이용하였다.

데이터 처리과정에서는 하나하나의 관절 데이터가 시계열 데이터라는 점을 감안하여 관절 데이터 각각을 하나의 처리과정으로 수행하여 RMS 값이라는 수리적인 값을 결정한 후, 수행된 작업자체의 전체 RMS 값을 위한 연산(합)을 수행하였다.

먼저, 데이터 처리과정 중 time domain 상에서의 raw 데이터는 반복속도(Frequency)에 따라 작업주기와 각변위에서 차이를 보였다. 피실험자에 따라서 데이터 패턴의 차이를 보이기도 하였는데 특히, 손목운동 적용실험에 비해 많은 관절이 사용되는 손가락운동 적용실험의 경우에는 더 큰 차이를 보였다. 이러한 결과는 키보드 타이핑 작업의 특성에 따른 원인을 배제할 수 없게 하였다. 그 원인으로 키보드 타이핑 작업에서는 측정되는 모든 관절이 동시에 사용되지 않는다는 것이 가장 큰 원인이며, 또한 Screw-driving 작업과는 달리 피실험자마다 그리고 반복속도(Frequency)마다 수행되는 작업이 다르다는 것도 배제할 수 없는 원인이다.

그리고, 손목운동 적용실험의 작업인 Screw-driving 작업의 경우 굴전/신전(Flexion/Extension) 각도의 시계열 데이터에서는 신전 각도가, 요골/척골(Radial/Ulnar) 편향(deviation) 각도의 경우에는 척골 편향 각도가 주를 이루고 있는데, 이는 오른나사를 푸는(pronation) 작업을 수행한 결과라는 점 때문이기도 하지만 척골 편향(ulnar deviation)이 요골 편향(radial deviation)에 비해 높은 빈도로 발생하며 척골 편향 (ulnar deviation)은 수작업의 risk factor 라고 지칭한 Hägg et al.(1997)의 연구결과를 설명해주는 결과이기도 하다.

두번째로, 푸리에 변환(Fourier transform)에 의한 frequency domain 상에서의 raw 데이터는 작업 frequency 에 해당하는 frequency 에서 높은 amplitude 를 나타내었다. 이는 스펙트럼의 magnitude 와 frequency 는 관절 각변위의 amplitude 와 반복율에 근사적으로 일치한다(Radwin & Lin, 1993)는 연구결과를 지지하고 있다. 하지만, time domain 상에서의 raw 데이터와 마찬가지로 손가락운동 적용실험에서 각 작업들의 모든 관절 데이터는 이러한 결과를 명확하게 나타내지 못하였다. 이러한 결과에 대한 원인으로는 반복속도(frequency)가 0.5 초(2Hz)인 경우에 피실험자들은 타이핑에 필요한 관절이외에는 활동을 하지 않으려는 경향이 있다는 것에서 찾을 수 있었다. 반면에 그림 4.21 에서 반복속도(frequency)가 0.5 초(2Hz)인 경우 2 초(0.5Hz)나 1 초(1Hz)때보다 그 결과값들이 많이 커졌다는 것으로부터 역으로 분석해 보면, 많은 힘이 드는 경우-부하가 큰 경우-에는 피험자들이 필요 없는 움직임을 수행하지 않으려고 하는 경향이 있다는 것을 유추해낼 수 있다.

세번째로, 수행된 두 종류의 데이터 필터링 중 첫번째 필터링은 표 3.3 의 Lin & Radwin(1997)이 제시한 frequency-weighted filter 의 coefficient 를 사용하였다. 그 결과, high pass filter 의 기능은 충분히 수행하였지만 RMS 값의 크기가 현저히 작아지기 때문에 그 값에 대해서 분석작업에 의한 검증을 수행하기 전에는 직관적인 결론을 내리는 데에 다소 문제가 있었다.

네번째로, 두 종류의 데이터 필터링 중 두번째 필터링은 Butterworth filter 을 사용한 필터링이었다. 이 필터의 설계를 위한 차분 방정식으로는 비회귀 차분 방정식(non-recursive difference equation)을 사용하였으며, 차단 주파수(cutoff frequency)는 1Hz 로 선정하였다. 이는 Lin & Radwin(1997)이 frequency-weighted filter 를 설계할 때와 동일한 상황을 설정한 것이며, 전 장에서 언급한 바와 같이 표본화 주파수(sampling frequency)가 큰 경우에는 차단 주파수(cutoff frequency)의 선정에 문제가 없었다. 다시 말해, 반복속도(Frequency)가 증가할수록 high frequency 에 해당하는 값들이 증가한다는 것을 의미하며 상대적으로 low frequency 에 해당하는 작업빈도수(frequency)와 관련하여 높은 크기

(amplitude)를 가지는 값들은 필터링된 후에는 많은 영향을 주지 못한다는 것을 나타낸다.

마지막으로, 데이터 처리 후 유의성을 검증해본 결과, 손목운동 적용실험의 raw 데이터를 제외하고는 모든 데이터들이 반복속도(Frequency)에 대해 유의하다는 결과를 산출하였지만, 손가락운동 적용실험의 raw 데이터의 경우도 2 초(0.5Hz)와 1 초(1Hz)의 반복속도(frequency) 수준간에는 유의한 차이가 없다는 결과가 나왔다. Radwin et al.(1994)과 Lin & Radwin(1997, 1998)의 연구에서도 frequency-weighted filter 의 검증 실험을 통하여 raw 데이터는 frequency 에 대해 유의하지 않았지만, filtered 데이터는 frequency 에 대해 유의하다는 결과를 도출하였다.

결론적으로 관절각도의 raw 데이터에 대한 RMS 값으로는 반복성에 대한 작업부하를 평가하기에 적절하지 않았으며, high pass filter 를 이용한 두 종류의 필터링을 통하여 작업부하를 평가하기에 적합하도록 데이터 처리를 수행할 수 있었다.

기존의 연구 결과 중 Marras & Schenmarklin(1993)에 따르면 low-risk job 과 high-risk job 에 종사하는 작업자들 사이의 손목 각도(wrist flexion)를 측정하여 인간공학적으로 평가한 결과 각속도와 각가속도 등 중요한 dynamic measure 에 유의한 차이가 있었으며, 이는 CTDs risk 로 손목 각도(wrist flexion)의 각속도와 각가속도가 유의하다는 의미였다. 또한 Silverstein et al.(1986)은 많이(highly) 반복되는 작업은 적게(less) 반복되는 작업에 비해 부상을 일으킬 위험이 더 크며, 따라서 높은 반복빈도수(high frequency)의 동작이 일반적으로 더 위험하기 때문에 높은 반복빈도수 동작(high frequency motions)을 낮은 반복빈도수 동작(low frequency motions)에 비해 가중치를 두는 high pass filter 를 이용한 필터링은 필수적이라고 하는 연구결과를 발표하였다. 이러한 연구 결과들은 본 연구의 추론과도 일치하고 있다.

하지만, 본 연구에서는 손목운동 적용실험과 손가락운동 적용실험에서 관절각도 데이터 분석의 복잡함을 피하기 위하여 몇 가지 가정을 사용하였다. 먼

저 손가락운동 적용실험의 키보드 타이핑 작업의 경우, 각 관절은 굴전/신전 (Flexion/Extension)의 운동만을 한다고 가정하여 MCP 관절의 내향/외향 (Adduction/Abduction)이나 손목관절의 편향(Deviation) 운동에 대해서는 고려하지 않았다. 그리고, 손목운동 적용실험과 손가락운동 적용실험에서 RMS 값의 연산 (합)을 수행할 때 각 관절의 작업부하에 대한 가중치(weight)는 동일하다고 가정을 하여 분석을 복잡함을 피하였다.

5.2 EMG 분석결과

본 연구의 EMG 측정데이터는 관절각도 데이터와 마찬가지로 MATLAB S/W 를 사용한 데이터 처리과정을 수행하였다.

먼저 EMG raw 데이터를 추출하기 위한 EMG 의 측정은 일반적으로 detection 과 recording 으로 구분되는데, electrode 에 의해 신호를 감지하는 과정을 detection 이라 하며, recording 은 어떤 media(CRT, paper, magnetic tape, etc.)에 기록하는 과정을 일컫는다(Basmajian et al, 1985). 하지만, 본 연구에서는 이러한 구분을 두지않고 측정을 수행하였다.

측정된 EMG 데이터의 처리과정 중에서 여러 가지 제한적인 문제를 해결하는 가장 간단한 방법이 적절한 분석을 수행하기에 앞서 신호를 rectify 하는 것이다. Rectification 의 과정은 신호의 positive deflection 을 rendering 하는 개념으로 음의 값을 제거(half-wave rectification)하거나 invert(full-wave rectification)하여 수행되어진다. 후자가 신호의 에너지를 유지할 수 있기 때문에 더 선호하며 본 연구의 데이터 처리에서도 이를 사용하였다.

그리고, EMG 신호를 detect 하고 record 할 때, 신호의 재생에 영향을 주는 두 가지 issue 가 있는데, 첫번째가 신호와 잡음의 비율이며 두번째가 신호의 왜곡이다(De Luca, 1997). 이를 위해 행해지는 과정이 필터링이라는 과정으로 데이터에 포함되어 있는 잡음(noise)을 제거하는 작업이다. 본 연구에서는 이러한 필터링을 위하여 Winter(1990)가 제시한 Butterworth low pass filter 를 사용하였다.

Low pass filtering 은 신호의 크기와 관련된 정보를 뽑아내는 유용한 방법으로서 smoothing 작업을 위한 절차로 잘 알려져 있으며 현재 가장 많이 사용되어지고 있다(Basmajian et al, 1985).

필터링을 거친 EMG 데이터는 피실험자간의 variability 를 없애고 단순한 척도로 전환하기 위하여 정규화(normalization)과정을 수행하였다. 정규화(Normalization)는 정량적인 측정(measure)에 무관하게 어떤 기준에 대해 EMG 신호를 보정(calibrate)하는데 유용한 과정으로 동일한 근육의 다른 활동이나 다른 근육, 다른 날의 활동 그리고, 같거나 다른 활동에서의 피실험자간을 정량적으로 비교할 수 있게 한다(Kumar & Mital, 1996). 이때 사용되어지는 max EMG 와 rest EMG 는 근육으로부터 3 초간 측정된 raw EMG 신호를 rectified EMG 신호로 정량화 시킨 후 각각 3 초 동안의 평균값(mean EMG)을 구하여 선정하였다. 지금까지 max EMG 를 추출하는 프로토콜은 이외에도 다양하게 사용되어졌다. 예를 들어, Ericson et al.(1986)은 5 초 동안의 최대값을 사용하였고, Arsenault et al.(1986)은 3 초 동안의 기록으로부터 가운데 1 초 부분을 선정하여 사용하기도 하였다.

본 연구에서 EMG 데이터처리의 최종결과로 사용한 RMS 값과 Integration 값은 linear envelope EMG 에 주로 사용되며 전기적인 파워를 측정하는 정량적인 값으로 사용되어지고 있다.

본 연구에서 EMG 측정을 위하여 손목운동 적용실험에서는 FCU(flexor carpi ulnaris) 근육을 그리고 손가락운동 적용실험에서는 FDS(flexor digitorum superficialis) 근육을 각각 사용하였다. 사용된 근육과 측정된 부위에 대해서는 부록 A 와 부록 B 에서 손목과 손가락 운동에 관련된 다른 근육들과 더불어 자세히 설명하였다.

측정된 EMG 데이터의 처리 결과, 손목운동 적용실험의 Screw-driving 작업과 손가락운동 적용실험의 키보드 타이핑 작업 모두 반복속도(Frequency)가 증가함에 따라 RMS 값 및 Integration 값이 유의하게 증가함을 보였다.

5.3 주관적 평가(Subjective Rating) 분석결과

본 연구에서는 작업부하에 대한 피실험자들의 주관적 평가(Subjective Rating)를 위하여 Modified Borg's CR-10 rating scale(Borg, 1990)을 사용하였다. 이렇게 측정된 주관적 평가(Subjective Rating) 결과는 관절각도 데이터나 EMG 데이터와는 달리 특별한 처리과정을 거치지 않고, 단지 피실험자의 측정된 주관적 평가(Subjective rating) 결과를 평균으로 산출하여 사용하였다.

주관적 평가의 분석결과, 반복속도(Frequency)에 따라 그 값이 증가하였으며 이는 손목운동 적용실험과 손가락운동 적용실험의 공통된 결과였다. Freivalds & Eklund(1993)에 따르면 주관적 평가(Subjective rating) 방법도 작업자의 스트레스를 측정하는데 유용하다고 하였으므로, 반복속도(Frequency)에 따라 주관적 평가(Subjective rating) 값이 커진다는 것은 그만큼 작업이 힘들어진다는 것을 의미한다.

결론적으로 주관적 평가(Subjective rating) 결과에서도 filtered 각도 데이터 결과나 EMG 결과와 동일하게 반복속도(Frequency)가 증가함에 따라 피실험자가 느끼는 작업부하도 커진다는 것을 증명해주고 있다. 특히, 많은 연구들은 실제로 psychophysical acceptance 가 과다할 때 부상의 위험이 증가한다는 것을 보였다(Snook, 1978; Liles et al., 1984; Herrin et al., 1986).

단, 손가락운동 적용실험의 키보드 타이핑 작업의 경우 반복속도(Frequency)가 2 초(0.5Hz)일 때가 1 초(1Hz)일 때 보다 느끼는 부하가 더 크다고 대답한 피실험자도 있었는데, 이는 자신의 평상시 타이핑 속도에 비해 2 초(0.5Hz)는 너무 느리기 때문에 나타난 결과라고 판단된다.

5.4 관절각도, EMG 및 주관적 평가의 상관관계 분석결과

관절각도, EMG 및 주관적 평가(Subjective rating) 등 여러 결과들의 반복속도(Frequency)에 따른 증가율과 결과들간의 상관관계를 분석한 결과, 손목운동

적용실험과 손가락운동 적용실험에서 유사한 결과가 나왔다.

첫번째로 반복속도(Frequency)에 따른 증가율에 대한 분석결과를 보면, 손목운동 적용실험의 관절각도 raw 데이터 결과를 제외한 모든 결과에서 반복속도(Frequency)가 빨라짐에 따라 그 값이 증가하였다. 이는 반복속도(Frequency)에 따라 작업부하도 커진다는 것을 의미하며, 관절각도의 raw 데이터만으로는 작업부하를 설명하기에 부족하다는 것을 나타내고 있다.

두번째로 주관적 평가(Subjective rating)의 경우를 제외한 대부분의 결과들에서는 반복속도(Frequency)가 2 배 · 4 배 빨라짐에 따라 2 배 · 4 배 증가하지는 않았다. 이는 실제로 2 배 빠른 작업을 수행한다 하여도 2 배에 해당하는 부하를 발생시키지는 않지만, 사람들은 2 배 힘들다라고 느낀다는 것이다. 다시 말해, 사람들은 주관적인 평가에서 객관적인 평가 결과들보다 작업부하를 과다하게 평가하는 경향이 있었다.

세번째로 손목운동 적용실험에서는 2 초(0.5Hz)에서 1 초(1Hz)로 반복속도(Frequency)가 2 배 빨라지는 것과 1 초(1Hz)에서 2 초(0.5Hz)로 2 배 빨라지는 것에 대한 각 척도들의 증가율이 거의 일정한데 반해, 손가락운동 적용실험에서는 반복속도(Frequency)가 2 초(0.5Hz)에서 1 초(1Hz)로 2 배 빨라지는 것에 비해 1 초(1Hz)에서 2 초(0.5Hz)로 2 배 빨라지는 것이 더 큰 증가율을 나타내고 있었다. 이는 본 연구의 실험조건 내에서는 손목운동 적용실험의 작업보다는 손가락운동 적용실험의 작업에서 1 초(1Hz)라는 반복속도(Frequency)가 더 적절하다는 것을 말한다. 실제로 주관적 평가(Subjective rating)에서 손가락운동 적용실험의 1 초(1Hz) 작업에 비해 2 초(0.5Hz) 작업이 더 힘들었다고 대답한 피실험자가 있었다는 것은 이러한 결과를 뒷받침해 주고있다.

네번째로 손목운동 적용실험의 관절각도 raw 데이터를 제외한 관절각도 데이터 사이에는 유의한 상관관계가 있었다. 특히, 두 종류의 filtered 데이터 사이의 상관계수는 손목운동 적용실험과 손가락운동 적용실험이 각각 0.8867 ($p=0.0001$)과 0.8814($p=0.0001$)로 높게 나타났다. 또한, 손목운동 적용실험과 손가락운동 적용실험의 EMG RMS 값과 Integration 값 사이에도 0.9874($p=0.0001$)와

0.9638($p=0.0001$)의 높은 상관계수를 가진 유의한 상관관계를 보였다. 하지만, EMG 의 값들 사이인 경우에는 동일한 데이터를 이용하여 계산된 결과라는 점을 감안하였을 때, 오히려 당연한 결과라고 할 수 있을 것이다. 따라서, 두 종류의 필터링된 데이터 사이에 나타난 높은 상관관계는 상당히 고무적인 결과라 판단된다.

마지막으로 주관적 평가(Subjective rating)에 대한 상관관계에 있어서는 손목운동 적용실험과 손가락운동 적용실험에서 동일하게 관절각도 filtered(I) 데이터 결과와 EMG RMS 값 그리고 EMG Integration 값에 대해 유의하게 나타났다. 관절각도 filtered(I) 데이터 결과와의 상관계수는 손목운동 적용실험의 경우는 0.8013($p=0.0001$)이었으며, 손가락운동 적용실험의 경우 0.6584($p=0.0056$)이었다. 이전 연구들에서 주관적 평가결과와 filtered(I) 데이터 결과와의 상관계수가 Radwin et al.(1994)이 0.75 ($p=0.0011$), Lin & Radwin(1997)이 0.67($p=0.0025$), Lin & Radwin(1998)이 0.873 ($p=0.0063$)의 상관관계를 보인 것과 비교해 본다면, 본 연구에서는 사용된 척도간의 차이나 작업간의 차이에도 불구하고 높은 상관관계를 나타낸 것이라 생각된다.

또한 손목운동 적용실험의 손목작업 상관계수가 높은 것은 필터링된 값이 산업현장에서 행해지는 반복적인 작업과 유사한 간단한 반복적인 손목 굴전/신전(flexion/extension) 작업에서 주관적 평가에 비례한다(Radwin et al., 1994)는 연구 결과를 설명하고 있기도 하다.

주관적 평가(Subjective rating)와 EMG 값들과의 상관계수를 보면 손목운동 적용실험의 경우는 RMS 값과 Integration 값에 대해 각각 0.6610($p=0.0028$), 0.7336 ($p=0.0005$)이었으며, 손가락운동 적용실험의 경우에는 0.6475($p=0.0067$), 0.6846 ($p=0.0034$)이었다. Johnson & Childress(1988)에 따르면 주관적 평가(Subjective rating) 결과가 EMG 결과와 consistent 하지만, 주관적 평가만의 결과는 valid 하지 않으며 physiological measure 에서는 필요하다고 하였다. 반면 EMG 가 항상 주관적 평가(Subjective rating)의 결과를 반영하지는 못한다는 연구결과도 있었다 (Örtengren et al., 1991). 그리고, Kihlberg et al.(1993)는 주관적 평가(Subjective rating)

와 EMG 와의 관계는 매우 복잡하며, 주관적 평가(Subjective rating)는 EMG 를 reaction force 의 indicator 로 덜 유용하게 만든다고 하였다. 하지만, 본 연구의 결과로 미루어 주관적 평가(Subjective rating)는 EMG 와 유의한 상관관계를 가지고 일관성을 보이고 있으며, EMG 와 작업부하를 평가함에 있어 유용한 indicator 로 사용될 있을 것이라 판단된다. 특히, 부하를 많이 느끼게 되는 피로한 상태에서 주관적 평가(Subjective rating)는 EMG 를 포함한 객관적 평가 결과와 높은 상관관계가 있다라고 하는 연구결과도 있었다(Fleming et al., 1997).

관절각도 filtered(II) 데이터 결과와 주관적 평가(Subjective rating)의 경우에는 비록 유의수준 0.01 에서 유의하지는 않았지만, 손목운동 적용실험과 손가락 운동 적용실험에서 0.5489($p=0.0183$)와 0.5314($p=0.0342$)의 비교적 높은 상관관계 계수를 산출하였다. 비록 filtered(I) 데이터에 비해 주관적 평가와의 상관관계가 작긴 하지만 기본적인 관계는 유지하고 있다고 판단된다. 따라서, 복잡한 절차를 거쳐 설계된 frequency-weighted filter 를 이용한 필터링에 비해 Butterworth filter 를 이용한 간단한 필터링이 작업부하를 평가함에 있어 다소 부족한 면이 있긴 하지만, 대략적인 크기나 관계를 도출하는 데에는 유용한 방법이라 판단된다.

참고 문헌

- Armstrong, T.J., "Ergonomics and cumulative trauma disorders", *Hand Clinics*, 2, 553-565, 1986.
- Armstrong, T.J., Chaffin, D.B. and Foulke, J.A., "A methodology for documenting hand positions and forces during manual work", *J. Biomechanics*, 12, 131-133, 1979.
- Armstrong, T.J., Foulke, J.A., Joseph, B.S. and Goldstein, S.A., "Investigation of cumulative trauma disorders in a poultry processing plant", *Am. Ind. Hyg. Assoc. J.*, 43, 103-116, 1982.
- Arsenault, A.B., Winter, D.A. and Marteniuk, R.G., "Is there a normal profile of EMG activity in gate?", *Med. Boil. Engng. Comput.*, 24, 337-343, 1986.
- Ayoub, M.M. and Lopresti, "The determination of an optimum size cylindrical handle by use of electromyography", *Ergonomics*, 14, 509-518, 1971.
- Bäckdahl, M. and Carlsöö, S., "Distribution of activity in muscle acting on the wrist (an electromyographic study)", *Acta Morph Neerl-scand*, 4, 136-144, 1961.
- Basmajian, J.V. and De Luca, C.J., *Muscles Alive*, Fifth edition, Williams & Wilkins, Baltimore, 1985.
- Borg, G., "Psychophysical scaling with applications in physical work and the perception of exertion", *Scand. J. Work Environ. Health*, 16(Suppl 1), 55-58, 1990.
- Borg, G., "Psychophysical bases of perceived exertion", *Med. Sci. Sports and Exercise*, 14, 377-381, 1982.
- Bouisset, S. and Goubel, F., "Integrated electromyographical activity and muscle work", *J. Applied Physiology*, 35, 695-702, 1973.
- Bronks, W.F. and Brown, J.M.M., "IEMG/force relationships in rapidly contracting human hand muscles", *Electromyography in Clinical Neurophysiology*, 27, 509-515, 1987.
- Calvert, T.W. and Chapman, A.E., "Relationship between surface EMG and force transients in muscle: Simulation and experimental results", *Proc. IEEE*, 65, 682-689, 1977.
- Calzetti, S., Baratti, M., Gresty, M. and Findley, L., "Frequency/amplitude characteristics of postural tremor of the hands in a population of patients with bilateral essential tremor:

- implications for the classification and mechanism of essential tremor”, *J. Neurol. Neurosurg. Psychiatry*, 50, 561-567, 1987.
- Cannon, L.J., Bernacki, E.J. and Walter, S.D., “Personal and Occupational Factors Associated with Carpal Tunnel Syndrome”, *J. Occupational Medicine*, 23(4), 255-258, 1981.
- Chao, E.Y.S., An, K.N., Cooney, W.P. and Linscheid, R.L., *Biomechanics of the Hand – a basic Research study*, World Scientific, Singapore, 1989.
- Chatterjee, D.S., “Repetition Strain Injury - A Recent Review”, *J. Occupational Medicine*, 37, 100-105, 1987.
- Clamann, H.P. and Broecker, M.S., "Relation between force and fatiguability of red and pale skeletal muscles in man", *Am. J. Physical Medicine*, 58, 70-85, 1979.
- Cleeves, L. and Findley, L.J., “Variability in amplitude of untreated essential tremor”, *J. Neurol. Neurosurg. Psychiatry*, 50, 704-708, 1987.
- Close, R. and Kidd, C.C., "Synchronous recording of motions and action potentials muscles", *J. Bone and Joint Surgery*, 51(A), 1601-1620, 1969.
- Crosby, P.A., “Use of surface electromyography as a measure of dynamic force in human limb muscles”, *Med. Biol. Engng. Compat.*, 16, 519-524, 1978.
- De Luca, C.J., *Surface Electromyography Detection and Recording*, NeuroMuscular Research Center, Boston University, 1997.
- Dempester, W.T. and Finerty, J.C., “Relative activity of wrist moving muscles in static support of the wrist joint: an electromyographic study”, *Am. J. Physiology*, 150, 596-606, 1947.
- DHHS(U.S. Department of Health and Human Services), *Selected Topics in Surface Electromyography for Use in the Occupational Setting : Expert Perspectives*, CDC(Centers for disease control), NIOSH (National Institute for Occupational Safety and Health), 1992.
- Donnelly, J.E., *Living Anatomy*, Human Kinetics Publishers, Champaign, Illinois, USA, 1982.
- Ericson, M.O., Nisell, R. and Elkolm, J., “Quantified electromyography of lower-limb muscles during level walking”, *Scand. J. Rehabil. Med.*, 18, 159-163, 1986.

- Fleming, S.L., Jansen, C.W. and Hasson, S.M., "Effect of work glove and type of muscle action on grip fatigue", *Ergonomics*, 40(6), 601-612, 1997.
- Forrest, W.J. and Basmajian, J.V., "Functions of the thenar and hypothenar muscles", *J. Bone and Joint Surgery*, 47, 1585-1594, 1965.
- Freivalds, A. and Eklund, J., "Reaction torques and operator stress while using powered nutrunners", *Applied Ergonomics*, 24(3), 158-164, 1993.
- Hägg, G.M., Öster, J. and Byström, S., "Forearm muscular load and wrist angle among automobile assembly line workers in relation to symptoms", *Applied Ergonomics*, 28(1), 41-47, 1997.
- Habes, D.J. and Grant, K.A., "An electromyographic study of maximum torques and upper extremity muscle activity in simulated screwdriving tasks", *International J. Ind. Ergonomics*, 20, 339-346, 1997.
- Herrin, G.D., Jaraiedi, M. and Anderson, C.K., "Prediction of over exertion injuries using biomechanical and psychophysical models", *Am. Ind. Hyg. Assoc. J.*, 47, 322-330, 1995.
- Inman, V.T., Ralston, H.J., Saunders, J.B., Feinstein, B. and Wright, E.W., Jr, "Relation of human electromyogram to muscle tension", *EEG Clin. Neurophysiol.*, 4, 187-194, 1952.
- Jackson, L.B., *Signals, Systems, and Transforms*, Addison-Wesley, 1991.
- Johnson, S.L. and Childress, L.J., "Powered screwdriver design and use: tool, task, and operator effects", *International J. Ind. Ergonomics*, 2, 183-191, 1988.
- Kantowitz, B.H., *Mental workload*, Hancock, P.A.(ed.), Elsevier Science Publishers, North-Holland, 81-121, 1987.
- Kessler, G.D., Hodges, L.F. and Walker, N., "Evaluation of the CyberGlove as a whole-hand input device", *ACM Trans. on Computer-Human Interaction*, 2(4), 263-283, 1995.
- Keyserling, W.M., "A computer-aided system to evaluate postural stress in the workspace", *Am. Ind. Hyg. Assoc. J.*, 47, 641-649, 1986.
- Kihlberg, S., Kjellberg, A. and Lindbeck, L., "Pneumatic tool torque reaction: reaction forces, displacement, muscle activity and discomfort in the hand-arm system", *Applied Ergonomics*, 24(3), 165-173, 1993.
- Klein, M.G. and Fernandez, J.E., "The effects of posture, duration, and force on pinching frequency", *International J. Ind. Ergonomics*, 20, 267-275, 1997.

- Komi, P.V. and Viitasalo, J., "Signal characteristics of EMG at different levels of muscle tension", *Acta Physiology Scandinavia*, 96, 267-276, 1976.
- Kramer, J., Yim, M. and Edwards, L., *CyberGlove® : User's Manual*, Virtual Technologies Inc., Palo Alto, 1998.
- Kramer, J., Yim, M. and Edwards, L., *VirtualHand™ : Software Library Reference Manual*, Virtual Technologies Inc., Palo Alto, 1995.
- Kumar, S. and Mital, A., *Electromyography in Ergonomics*, Taylor & Francis, London, 1996.
- Lake, L.F., "An electromyographic study of finger movement", *Anat. Rec.*, 127, 322-323, 1957.
- Leamon, T.B. and Dempsey, P.G., "The unusual congruence between subjective evaluations and losses associated with inadequate hand tool design", *International J. Ind. Ergonomics*, 16, 23-28, 1995.
- Liles, D.H., Deivanayagam, S., Ayoub, M.M. and Mahajan, P., "A job severity index for the evaluation and control of lifting injury", *Human Factors*, 26, 683-693, 1984.
- Lin, M.L. and Radwin, R.G., "Validation of a frequency-weighted filter continuous biomechanical stress in repetitive wrist flexion task against a load", *Ergonomics*, 41(4), 476-484, 1998.
- Lin, M.L. and Radwin, R.G., "A single metric for quantifying biomechanical stress in repetitive motions and exertions", *Ergonomics*, 40(5), 543-558, 1997.
- Lippold, O.C.J., "The relation between integrated action potentials in a human muscle and its isometric tension", *J. Physiology*, 117, 492-499, 1952.
- Long, C., "Intrinsic-extrinsic muscle control of the hand in power grip and precision handling an EMG study", *J. Bone and Joint Surgery*, 52, 853-867, 1970.
- Long, C. and Brown, M.E., "Electromyographic kinesiology of the hand: muscles moving the long finger", *J. Bone and Joint Surgery*, 46(A), 1683-1706, 1964.
- Loslever, P. and Ranaivosoa, A., "Biomechanical and epidemiological investigation of carpal tunnel syndrome at workplaces with high risk factors", *Ergonomics*, 36, 537-554, 1993.
- Mackenzie, C.L. and Iberall, T., *The Grasping Hand*, North Holland, Amsterdam, 1994.

- Marras, W.S., "Industrial Electromyography(EMG) : Guideline", *International J. Ind. Ergonomics*, 6, 89-93, 1990.
- Marras, W.S. and Schoenmarklin, R.W., "Wrist motion in industry", *Ergonomics*, 36, 341-351, 1993.
- Mital, A., "Effect of body posture and common hand tools on peak torque exertion capabilities", *Applied Ergonomics*, 17(2), 87-96, 1986.
- Mital, A. and Kilbom, A., "Design, selection and use of hand tools to alleviate trauma of the upper extremities: Part II – The scientific basis(knowledge base) for the guide", *International J. Ind. Ergonomics*, 10, 7-21, 1992.
- Moore, A., Wells, R. and Ranney, D., "Quantifying exposure in occupational manual tasks with cumulative trauma disorder potential", *Ergonomics*, 34(12), 1433-1453, 1991.
- Moore, J.S. and Garg, A., "Upper extremity disorders in a pork processing plant: Relationships between job risk factors and morbidity", *Am. Ind. Hyg. Assoc. J.*, 55, 793-815, 1994.
- Moray, N., "Subjective mental workload", *Human Factors*, 24(1), 25-40, 1982.
- Netter, F.H., *Essentials : Atlas of human anatomy*, CIBA, New-Jersey, 1987.
- Örtengren, R., Cederqvist, T., Lindberg, M. and Magnusson, B., "Workload in lower arm and shoulder when using manual and powered screwdrivers at different working heights", *International J. Ind. Ergonomics*, 8, 225-235, 1991.
- Olney, S.J. and Winter, D.A., "Prediction of knee and ankle moments in walking from EMG and kinematic data", *J. Biomechanics*, 18, 9-20, 1985.
- Post, B.S. and Lavine, L.S., "Electromyographic positioning for wrist arthrodesis", *Electromyography*, 7, 163-170, 1967.
- Putz-Anderson, V., *Cumulative Trauma disorders : A Manual for Musculoskeletal Diseases of the Upper Limbs*, Taylor & Francis, New York, 1988.
- Rader, C.M. and Gold, B., "Digital filtering design techniques in the frequency domain", *Proc. IEEE*, 55, 149-171, 1967.
- Radwin, R.G., Lin, M.L. and Yen, T.Y., "Exposure assessment of biomechanical stress in repetitive manual work using frequency-weighted filters", *Ergonomics*, 37(12), 1984-1998, 1994.

- Radwin, R.G. and Lin, M.L., "An analytical method for characterizing repetitive motion and postural stress using spectral analysis", *Ergonomics*, 36(4), 379-389, 1993.
- Schoenmarklin, R.W., Marras, W.S. and Leurgans, S.E., "Industrial wrist motions and incidence of hand/wrist cumulative trauma disorders", *Ergonomics*, 37, 1449-1459, 1994.
- Silverstein, B., Fine, L.J. and Armstrong, T.J., "Occupational factors and carpal tunnel syndrome", *Am. J. Ind. Med.*, 11, 343-358, 1987.
- Silverstein, B., Fine, L.J. and Armstrong, T.J., "Hand wrist cumulative trauma disorders in industry", *Br. J. Ind. Med.*, 43, 779-784, 1986.
- Snook, S.H., "The design of a manual handling task", *Ergonomics*, 21, 963-985, 1978.
- The MATH WORKS Inc., *The Student Edition of MATLAB*, Version 4, User's Guide, Prentice Hall, New Jersey, 1995.
- Yun, M.H., *A hand posture measurement system for the analysis of manual tool handling tasks*, Unpublished Ph. D. Thesis, Department of Industrial and Manufacturing Systems Engineering, Pennsylvania State University, 1994.
- Wade, P., Gresty, M.A. and Findley, L.J., "A normative study of postural tremor of the hand", *Arch. Neurol.*, 39, 358-362, 1982.
- Winter, D.A., *Biomechanics and Motor Control of Human Movement*, Second edition, John Wiley & Sons, New York, 1990.
- Winter, D.A., Sidwell, H.G. and Hobson, D.A., "Measurement and Reduction of Noise in Kinematic of Locomotion", *J. Biomechanics*, 7, 157-159, 1974.
- Winter, D.A. and Yack, H.J., "EMG profiles during normal human walking : stride-to-stride and intersubject variability", *EEG Clin. Neurophysiol.*, 67, 402-411, 1987.
- 이종각, *신호 및 시스템의 기초*, 문운당, 서울, 1986.
- 최월봉, 정진웅, 이희례, 이무삼, 김무강, 강호석, *기본 인체 해부학*, 개정증보판, 탐구당, 서울, 1995.