

## EMG분석을 이용한 대퇴직근의 근력추정

(An ENG analysis for estimating the individual capabilities of the rectus femoris muscle)

이 먼 우\*  
이 구 형\*

### ABSTRACT

Isometric muscle strength has become important as it is realized that a large variation in the human exists and is affected by many personal and environmental factors.

Experiments have been performed for estimating the individual capabilities of the quadriceps femoris muscle in man. The surface EMG has been recorded on the belly of the rectus femoris muscle during voluntary isometric continuous exertion at 25%, 50%, 75%, and 100% MVC.

As a muscle force (% MVC) increases, the rectified mean EMG amplitude increases in a non-linear form. The rectified mean EMG amplitude also increases in a non-linear with respect to fatigue progression.

As the muscle force (% MVC) increases, an endurance time of isometric exertion decreases linearly.

Analysis shows that rectified mean EMG amplitude is a consistent and sensitive measure of motor unit recruitments and can be useful in estimating an individual capability of a local muscle.

Further, the result satisfies the sufficient condition that type S motor units are recruited first, while large motor units are recruited progressively as the fatigue develops.

### I. 서 론

골격근(骨格筋, skeletal muscle)이 수축하여 일(또는 운동)을 수행하는 방법은 크게 등력성수축(等力性收縮, isotonic contraction)과 등장성수축(等長性收縮, isometric contraction)의 두가지로 구분될 수 있다(5, 27, 28, 44). 이 중 등장성 수축력은 개인의 근육특성에 따라 변화된다. 따라서 이를 정확하게 파악하

여 적절하게 발휘되도록 한다면, 작업능률 향상이나 상해방지등의 산업분야와 선수의 선발, 훈련등과 같은 체육분야 뿐만 아니라 재활의학(rehabilitation therapy)등의 여러분야에 기여를 할 수 있을 것이라는 인식이 높아지고 있다. [2, 3, 4, 7, 12, 13].

개인근력의 과약은 작업을 수행함에 따라 근육에 발생하는 피로현상(local muscle fatigue)

\* 서울대학교 공과대학 산업공학과

을 이해함으로써 효과적으로 수행될 수 있다.

[ 2 ] 이에 따라 공학적인 측면에서 EMG (Electromyograph)를 이용한 근육피로 현상의 연구가 분석적이고 정량적인 방법으로 시도되어, 근육수축에 따르는 피로현상을 모델화하고 일반화시키려 노력하고 있다 [ 1, 2, 3, 4, 12, 13 ].

최근까지의 연구결과 중에서 상완이두근 (上腕二頭筋, biceps brachii)의 근육피로현상을 설명한 Lee [ 2 ]의 수학적모델 (stochastic model)은, 근육생리학에 기초를 두고 EMG amplitude를 분석하여 근육의 피로율 (fatigue rate)와 근육의 피로회복율 (recovery rate)을 계산하였다. 그리고 이 모델과 실험에 의한 결과가 일치함을 보임으로써 EMG amplitude가 근육의 피로-회복과정을 설명하는데 일관성있고 효과적인 대상임을 증명하였다. 나아가 발휘근력의 변화에 따르는 EMG amplitude의 변화를 분석하여, 작업의 강도와 작업시간에 따라 동원되는 motor unit의 수를 계산하고 근육내의 type S (Slow twitch, fatigue resistant, red muscle fiber)와 type F (Fast twitch, fast fatigue, white muscle fiber) motor unit의 분포상태를 밝혀, 상완이두근에 대한 개인근력의 파악을 가능하게 하였다 [ 2, 3, 4, 14 ],

상완이두근과 비교되는 근육으로 무릎관절 (knee joint)을 신전 (伸展, extension)시키는 대퇴사두근 (大腿四頭筋, quadriceps femoris)이 있다. 대퇴사두근은 굴곡된 무릎관절을 신전시키는 기능을 가지고 있을 뿐만 아니라, 굴곡근들과 상호 길항작용 (antagonism)을 하므로써 무릎을 고정시켜 중력의 적절한 전달과 체중의 지탱을 가능하도록 하여주며, 동시에 몸의 평형을 유지하도록 하는 역할을 한다 [ 8, 28, 43 ]. 따라서 작업수행이나 각종 운동경기 및 일상생활에서 가장 중요한 역할을 하는 근육중의 하나라 할 수 있다.

대퇴사두근의 수축은 발휘하는 힘이 크며, 체중의 지탱과 같은 지속적 등장성수축 (Continuous static exertion)과 보행, 달리기등 휴식이 없는 계속적인 수축을 장시간 수행하기도 한다.

상완이두근의 작업특성이 Lee [ 2 ]의 연구에서 다룬바와 같이 짧은 수축과 긴 휴식시간의 주기적 작업으로 단순화될 수 있다면, 대퇴사두근의 작업은 휴식없는 수축의 연속 또는 지속적인 수축으로 특징지을 수 있다 [ 1 ]. 따라서

주기적 작업의 상완이두근에 적용한 EMG amplitude 분석을 이용하여 지속적 등장성수축을 수행하는 대퇴사두근의 피로현상을 설명하고, 개인의 근력을 정확하게 추정할 수 있다면 이 amplitude 분석법의 일반화와 실용화에 기여할 수 있을 것이다.

대퇴사두근의 근육피로 현상에 대해서는 많은 연구가 이루어지고 있다. 그러나 이들 연구의 대부분은 생리학적 측면에서 근육운동과 이에 따르는 근육내 ATP, CP, glycogen, lactate 등의 변화와 muscle fiber의 분포조사에 치중되어 있다. 연구의 방법에서도 조직검사 (biopsy)가 이용되는데, 조직검사를 실시하는 대상 근육이 외측광근 (vastus lateralis)에 한정되어 있다 [ 6, 9, 18, 19, 23, 24, 25, 26, 30, 32, 39, 40, 41, 42 ].

대퇴사두근이 일을 수행할 때, 즉 굴곡된 무릎관절을 신전시키기 위하여 수축될 때 주동근 (主動筋)은 대퇴직근 (大腿直筋, rectus femoris)으로 알려져 있다 [ 8, 28 ]. 따라서 대퇴사두근에 대한 피로현상의 파악이나 근력추정을 위해서는 대퇴직근에 대한 연구가 반드시 이루어져야 한다. 그러나 종래의 조직검사를 이용한 근육피로의 연구가 대퇴직근에 대해서는 거의 수행되고 있지 않다. 이는 조직검사를 위한 샘플의 추출시 발생하는 근육손상이 심각하기 때문이 아닌가 추측된다. 이러한 내용을 감안할 때, 대퇴직근에 대한 연구를 수행하기 위해서는 근육을 손상시키지 않고 근육전체 (local muscle)에 대하여 측정이 가능한 surface EMG의 이용이 바람직하다고 판단된다 [ 1, 2, 3, 4, 10, 11, 12, 13, 14, 31, 34 ].

본 연구는 EMG를 이용한 근육연구 결과로도 대퇴사두근 중 주동근인 대퇴직근에 대하여 피로현상의 파악방법과 개인근력을 추정하는 내용을 다루고 있다.

## II. 실험

피실험자 선정 및 훈련 피실험자는 근육 및 신경계통의 질환 경력이 없는 세명의 건강한 남자 지원자가 선정되었다 (표 1. 참조).

선정된 피실험자가 실제의 실험을 수행하기 위해서는 지속적 등장성수축에 대한 훈련이 필요하였다. 훈련은 피실험자 개인의 25%, 50%, 75% 및 100% MVC의 등장성수축을

표 1. 피실험자 인체측정 내용

피 실험 자		A	B	C
측정내용				
연 령 (세)		23	18	33
신 장 (cm)		168	171	172
체 중 (kg)		68	73	75
대퇴부의 길이 (cm)		40	41	43
대퇴부의 둘레				
수 측 시 (cm)		55	53	54
이 완 시 (cm)		54	52	53
최 대 근 력 (kg)		110	116	135
비 고		대학 4 년	유도경력 2 년	유도경력 15 년

하여 근육의 피로현상이 발생될 때까지 계속하는 작업이 반복적으로 실시되었다. 그리고 이때 기록되는 rectified EMG signal 과 발휘근력의 변화정도를 피실험자에게 보여주면서 문제점들을 지적·교정시키고, 다음의 세가지 결과, 즉

1. 최대근력 (MVC)이 더 이상 증가하지 않으며, 이 최대근력을 발휘할 때 기록되는 rectified EMG amplitude가 일관성 있게 나타나고,

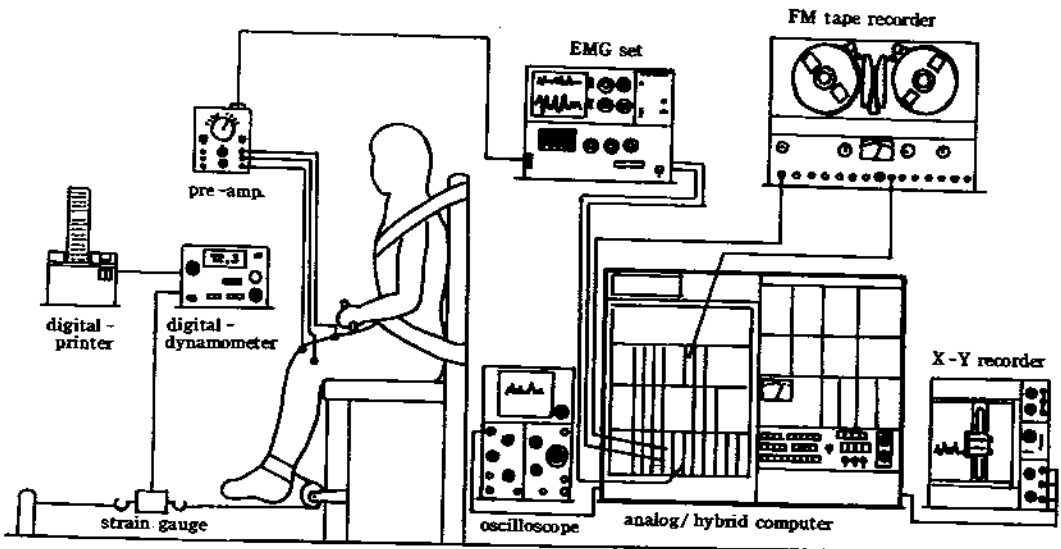
2. 각각의 % MVC에 대한 근수축지속시간

(endurance time)이 일정한 값에 수렴하며,

3. 0.5초 간격으로 기록되는 발휘근력에 대한 표준편차가 정하여진 근력 (% MVC)의 5% 이하가 되었을 때 까지 훈련을 계속하였다.

세명의 피실험자가 위의 세가지 조건을 모두 만족시키는 데는 약 3주일의 훈련기간이 소요되었다. 그리고 피실험자의 건강상태, 근육의 피로상태, 또 심리적 변동등에 대한 실험조건을 유지하기 위하여 실험의 진행은 5개월 이상이 소요되었다.

실험기기 EMG 기기는 NIHON KOHDEN사



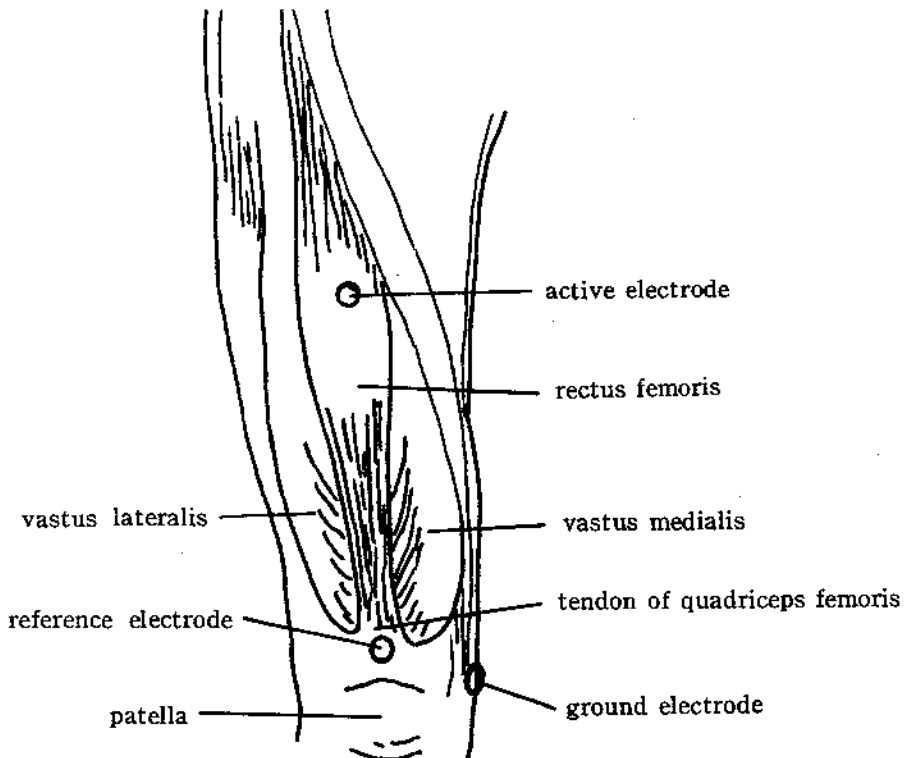
〈그림 1〉 대퇴사두근의 지속적 등장성수축 실험수행도

의 MM-22A가 사용되었다. 이 기기의 입력 impedance는  $5\text{ M}\Omega$ 이며 amplifier의 증폭율은 60dB까지 가능하다. 기기 본체에 main-amplifier, CRT monitor, sound monitor, 35 mm X-ray film 또는 oscillographic paper용 recorder가 함께 장착되어 있으며, 별도의 pre-amplifier에는 calibrator가 내장되어 있다. 대퇴직근이 지속적 등장성수축을 수행할 수 있도록 하기 위한 측정용 의자와 이에 부착되는 부착장치들은 목재와 도르레, 와이어, 벨트등을 이용하여 자체제작하였다. Analog/hybrid computer는 ADAC 480A가 이용되었으며, 여기에 oscilloscope와 X-Y recorder가 연결되어 신호의 관찰과 기록에 사용되었다. Force monitor로는 TKK-1269 digital dynamometer를 사용하였고, 발휘된 근력을 기록하기 위하여 같은 회사제품의 digital printer가 함께 연결되었다. EMG main-amplifier에서 증폭되고 analog/hybrid computer에서 처리된 EMG signal을 기록·보관하고 분석에 사용하기 위하여 TEAC R-260 data recorder가 사용되었다.(그림 1 참조).

실험절차 실험수행에 앞서 실험기기의 정밀한 조정작업(calibration)이 수행되었다.

Force monitor로 사용되는 digital dynamometer의 조정은 strain gauge에 5kg의 추를 연결시켜 이 무게가 digital값으로 정확하게 표시되도록 조정다이얼을 고정시켰다. 다음에 6kg, 8kg, 10kg의 추를 각각 연결시켜 이들의 무게가 정확하게 표시되는지 확인하였다.

EMG amplifier의 조정은 pre-amplifier에 함께 장치되어 있는 calibrator(전압발생기)를 이용하였으며 이와함께 analog/hybrid computer, oscilloscope, X-Y recorder들의 조정이 이루어졌다. EMG 기기에 부착된 calibrator는  $10\ \mu\text{V}$ 에서 10mV까지의 톱니파를 10 Hz로 발진시켜 pre-amplifier에 입력시킨다. Pre-amplifier에서 일차증폭된 전압은 EMG 기기내의 main amplifier에서 이차로 증폭된다. 조정작업은 calibrator에서 발진되는 전압을 peak-to-peak 1mv로 하고 amplifier에 의한 증폭율을 200배로 하여 증폭된 신호를 analog/hybrid computer에 입력시켰다. Analog/hybrid computer에서는 universal operational



〈그림 2〉 대퇴사두근의 구조와 electrode의 위치

amplifier를 이용하여 완파정류 (full wave rectification)시킨 뒤 [45] oscilloscope와 X-Y recorder로 출력시켜 관찰 기록하는데, 이때 oscilloscope와 X-Y recorder의 gain을 조정하여 세로축의 1 cm가 1 mV를 나타내도록 하였다.

EMG amplifier의 high cut filter는 300 Hz 이상에 대하여 작용되도록 하며, CRT monitor의 time signal 표시는 100 msec, 신호의 sweep speed는 5 cm/sec로 고정시켰다.

이들 기기의 조정작업은 실험수행 전에 매번 실시하게 되며 이 때 소요되는 시간이 기기들의 warming up 시간을 합하여 30분 이상이 되므로, 실험실에 도착한 피실험자에게는 이 기기 조정작업전에 electrode를 부착시키고 aging이 되도록 하였다.

Electrode는 부착위치에 따라 active, reference 및 ground electrode의 세가지로 분류된

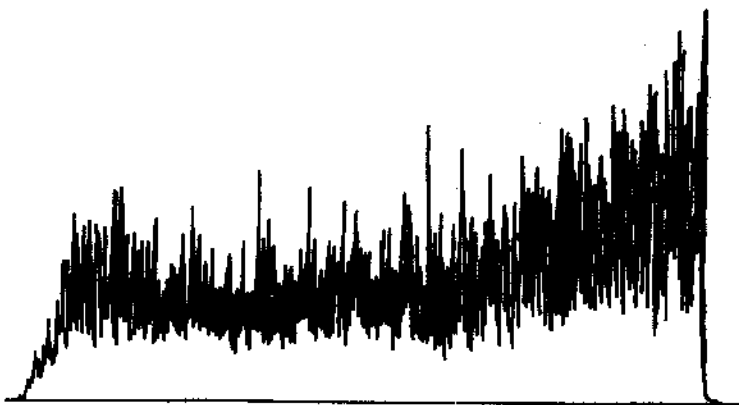
다. Active electrode는 근육의 수축시에 발생되는 myoelectric signal을 검출하기 위하여 대퇴직근 (rectus femoris)의 중심부 (belly)에 부착하며, reference electrode는 대퇴사두근건의 슬개골 (patella)가까운 부분에, ground electrode는 lateral epicondyle 부위에 각각 부착시켰다 [1, 16, 43] (그림 2 참조).

Electrode가 부착되는 부분의 피부는 의료용 알코올로 깨끗이 닦아내고 건조시킨 다음, 직경 8 mm silver-to-silver surface electrode의 홈에 paste를 채우고 피부에 부착시켜 접촉테이프 electrode가 움직이지 않게 압착시켰다 [15].

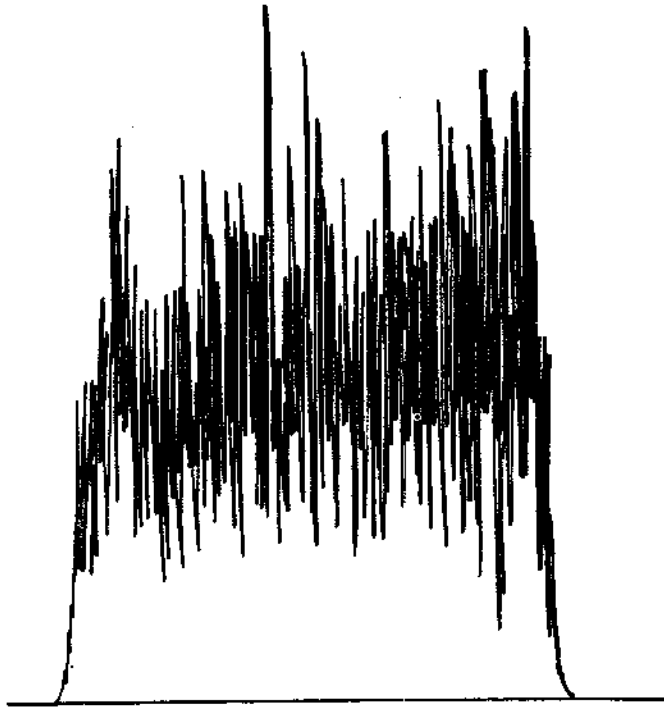
30분간의 aging이 끝난 후 피실험자가 휴식을 취하는 상태에서 oscilloscope에 나타나는 신호를 관찰하며 noise가 발생되고 있는지의 여부를 조사하여, noise가 발생하는 경우 이의 원인을 제거하였다. 다음 active와 reference el-



<그림 3. a> Rectified EMG signal (25% MVC)



<그림 3. b> Rectified EMG signal (50% MVC)



<그림 3. c> Rectified EMG signal (75 % MVC)

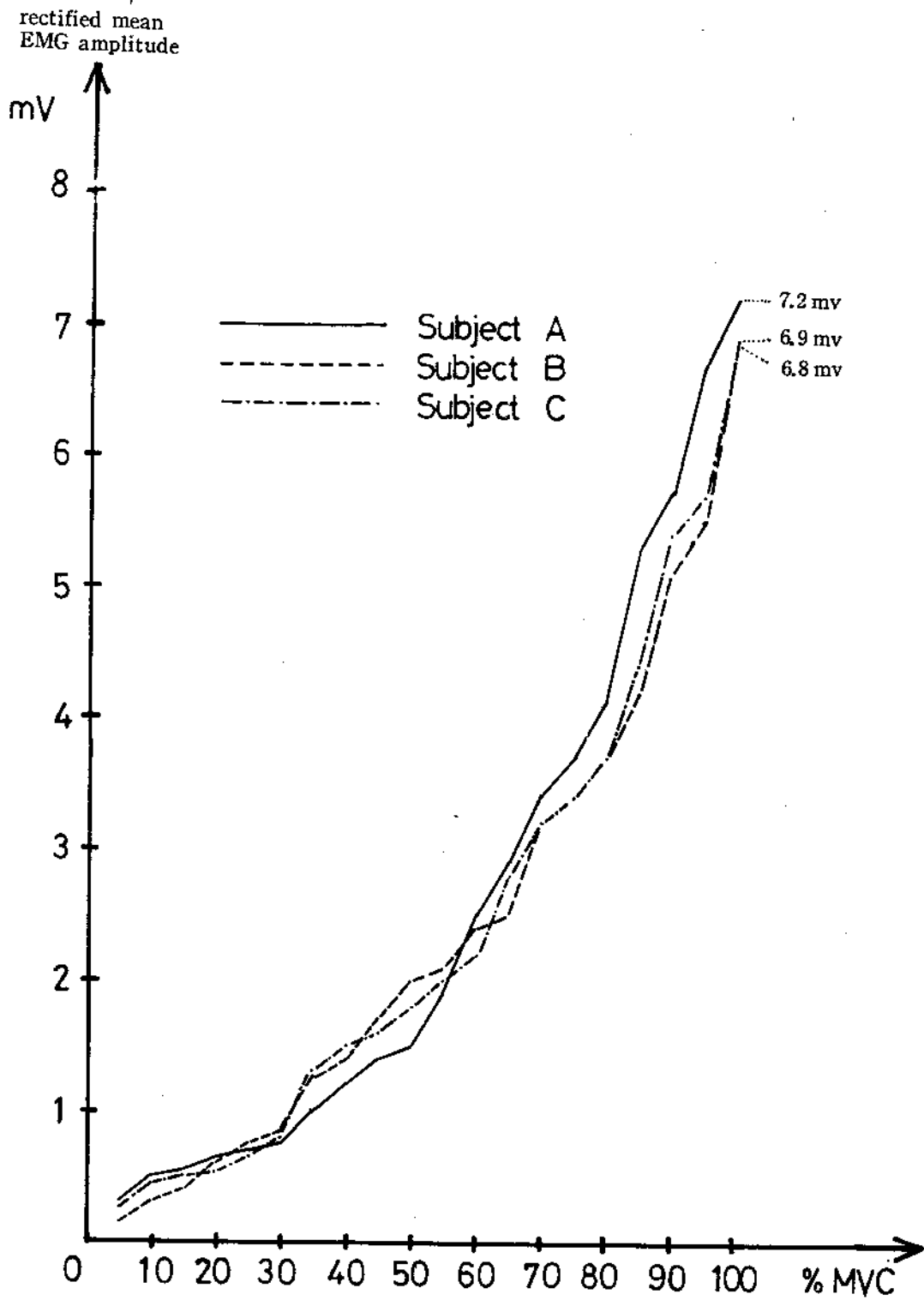


<그림 3. d> Rectified EMG signal (100 % MVC)

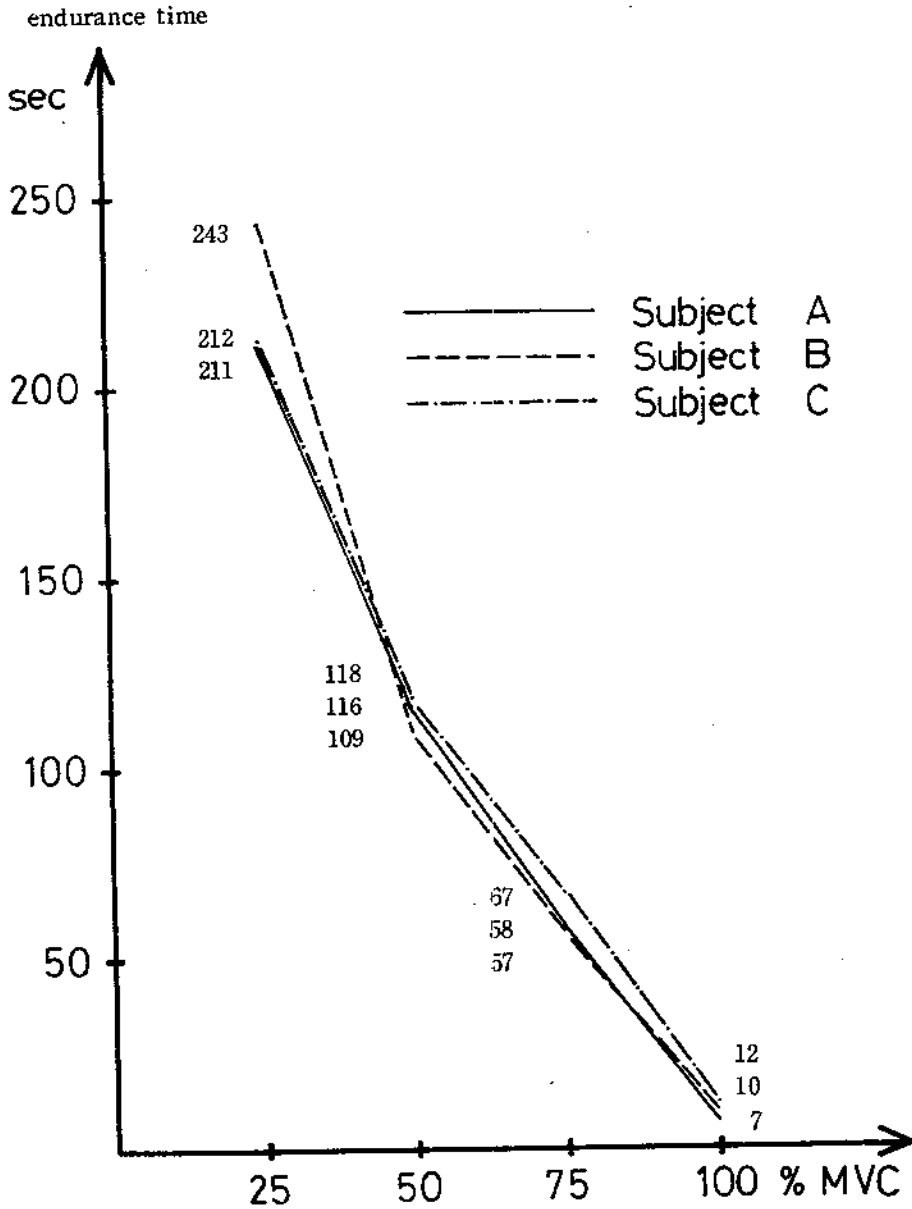
electrode 사이의 저항값을 측정하여 이 값이 100 k  $\Omega$  이하가 되는지 확인하였다 [1, 12].

이러한 조정작업이 모두 끝나면 피실험자는 측정용 의자에 앉도록 하고, 고정용 벨트로 몸통과 허리를 의자에 고정시킨 후 무릎관절의 굴곡각도 130°에서 최대근력을 1회 측정하였다 [1]. 이 때는 모든 측정 기록기기들을 가동시켜 발휘되는 근력은 dynameter에 연결된 digital printer를 이용하여 500 msec 간격으로 계속 프린트하였다. Electrode에 의하여 검출되는 EMG signal은 analog/hybrid computer에 의하여 rectified signal로 변환된 후 oscilloscope로 관찰되며 동시에 X-Y recorder와 X-ray film recorder 및 FM tape recorder에 의하여 연속적으로 기록되었다(그림 3 참조).

다음 피실험자에게 5분간의 휴식시간을 준 후, 측정된 MVC 값을 기초로 25%, 50% 및 75% MVC를 계산하고, 이들에 대한 지속적 등장성수축을 exertion 사이에 10분씩의 휴식시간을 두고 수행하였다. 방법은 피실험자가

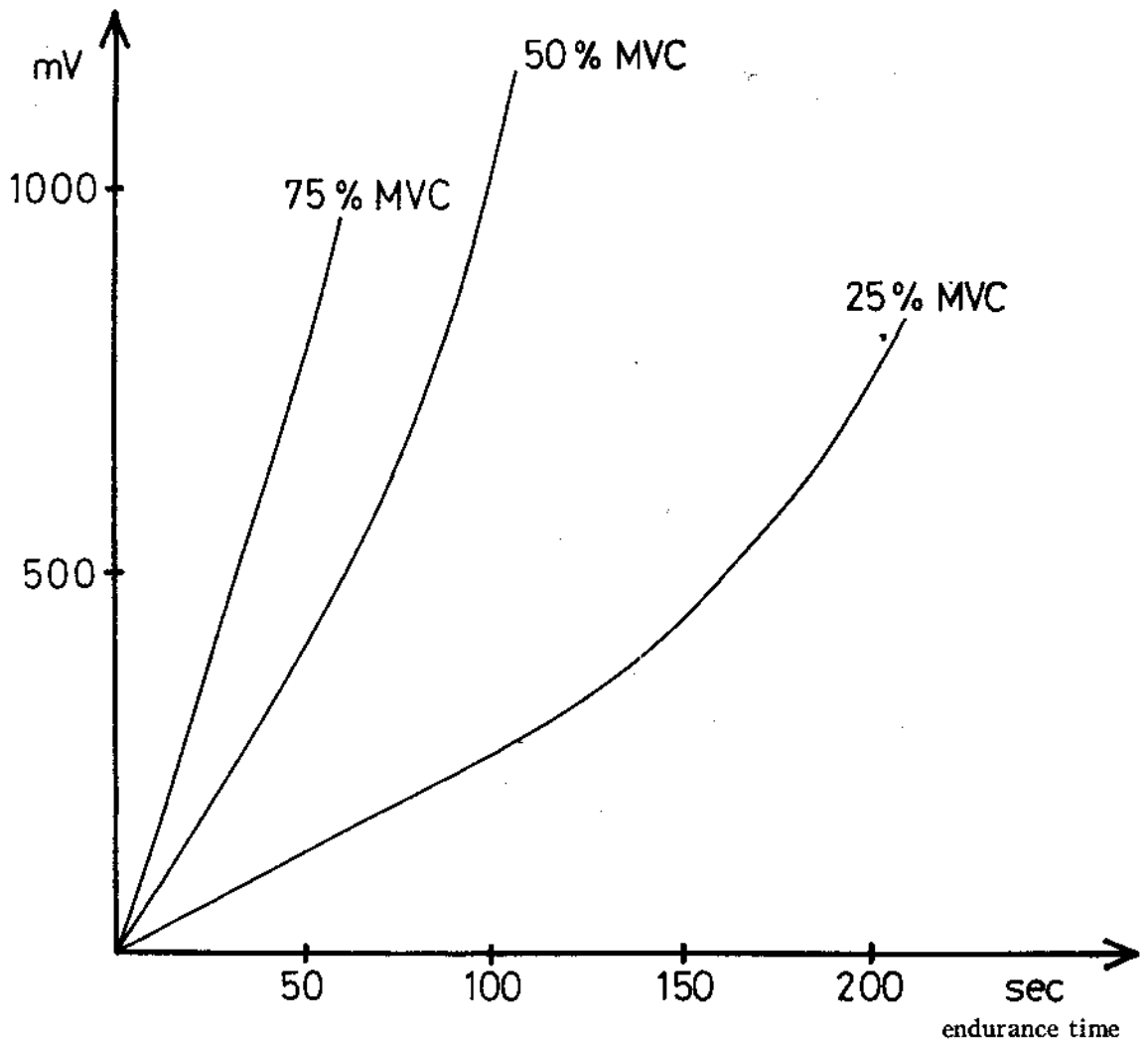


<그림 4> 발취근력에 대한 rectified EMG 의 예



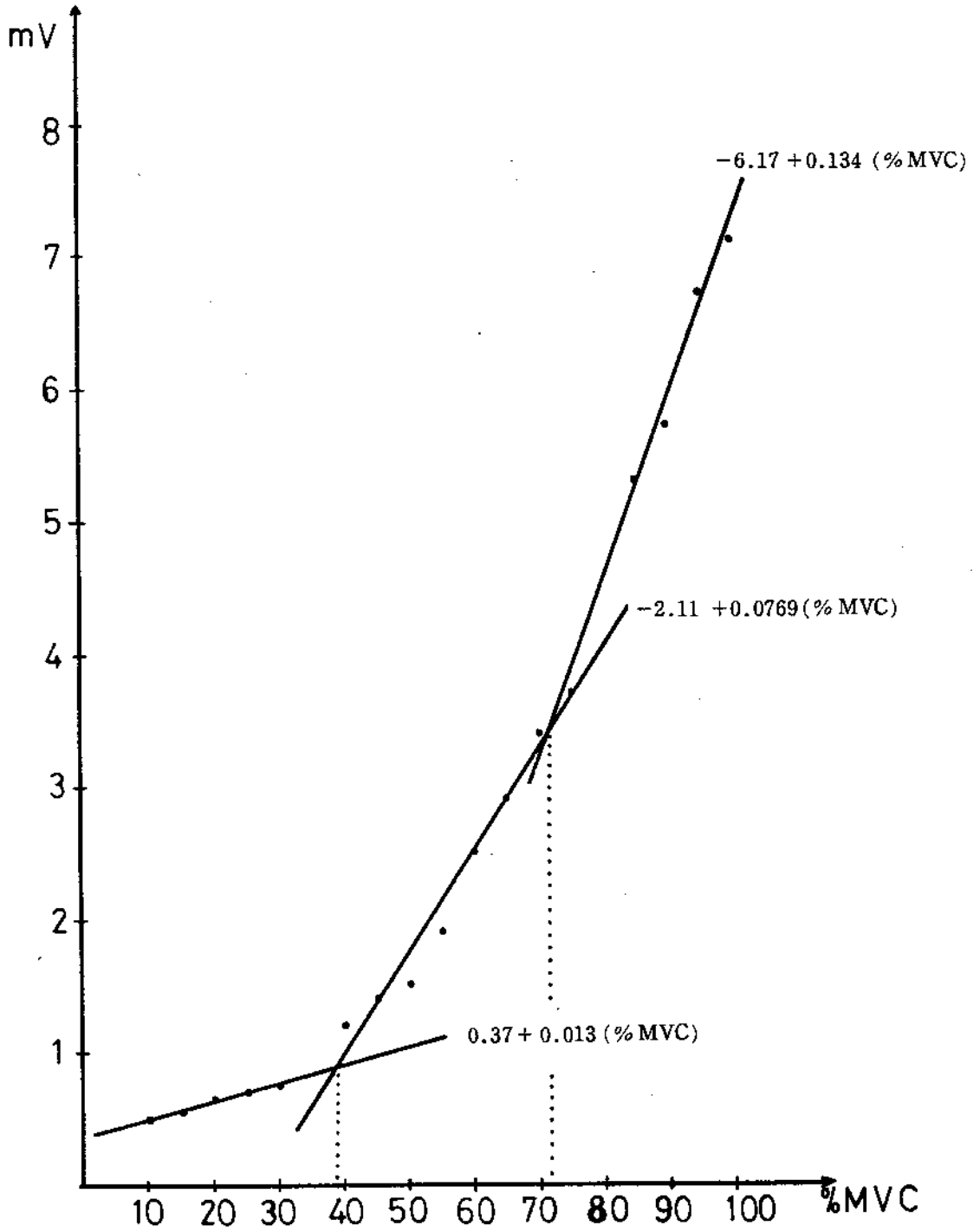
〈그림 5〉 지속적 등장성수축의 지속시간





<그림 6> 등장성수축의 지속에 따르는 IEMG의 증가

rectified mean  
EMG amplitude



<그림 7> 대퇴직근의 개인근력추정 (subject A)

휴식을 취하고 있는 상태에서 “시작” 이라고 신호하면 힘을 서서히 발휘하기 시작하여 5 초 후 정하여진 % MVC 값이 digital dynamometer에 표시되도록 하였다. 이 % MVC의 등장성수축 (isometric exertion)이 지속되는 동안 발휘근력은 digital printer에 기록되며, X-ray film recorder, FM tape recorder 및 X-Y recorder에 rectified EMG signal이 기록되었다 (그림 3 참조).

이 지속적 등장성수축은 근육에 피로가 발생하여 주어진 % MVC 값을 유지하지 못하고, 발휘되는 근력이 정하여진 값의 95%이하로 감소된 후 3초 이내에 원래의 값으로 회복되지 못할 때까지 계속하도록 하였다 [1, 2, 33].

피실험자에 대한 측정은 하루에 25%, 50%, 75% 및 100% MVC의 지속적 등장성수축을 각기 한 번씩만 수행하도록 하였다. 이에 따라 실험순서에 의하여 발생하는 계통오차를 제거하기 위하여 Latin square법을 이용하여 % MVC 별 exertion 순서를 결정하고 한 종류의 실험순서에 대하여 5회 반복실행하였다 [36].

### III. 실험결과

발휘근력과 rectified mean EMG amplitude 세 명의 피실험자 모두가 발휘근력 (% MVC)이 증가함에 따라 rectified mean EMG amplitude는 non-linear한 형태로 증가하였다 (그림 4 참조).

지속적 등장성수축의 지속시간 (endurance time) 본 실험이 수행한 25%, 50%, 75% 및 100% MVC에서의 지속적 등장성수축시 % MVC 값이 증가됨에 따라 근수축지속시간은 반비례하여 감소하였다 (그림 5 참조).

Integrated EMG (IEMG) IEMG는 rectified EMG signal의 amplitude가 변화되는데 따라 시간에 대한 증가율이 변화된다. 본 실험의 결과 25% MVC에 대한 IEMG는 quadratic한 형태로 증가하였다. 그러나 50% MVC에 대해서는 IEMG가 일차직선에 가까운 quadratic curve가 되었으며, 75% MVC에 대해서는 linear한 형태로 증가하였다 (그림 6 참조).

### IV. 분석 - 대퇴직근에 대한 개인근력 추정

발휘근력과 motor unit의 동원 (recruitment) 대퇴직근에 대한 25%, 50%, 75% 및 100% MVC에서의 지속적 등장성수축 실험결과를 분석하여 다음과 같은 사실을 알 수 있었다.

1. 25% MVC에 대한 exertion시 rectified mean EMG amplitude는 3단계로 증가되었다. 이는 수축 초기에는 낮은 action potential을 가지는 motor unit이 동원되다가 이들 motor unit이 모두 피로하여지면 이보다 높은 action potential을 갖는 motor unit이 새로 동원되고 있음을 보여준다. 그리고 이 motor unit의 수축력도 모두 소모되면 다시 더 높은 action potential을 갖는 motor unit이 추가로 동원되었다.

2. 50% MVC의 경우에는 rectified mean EMG amplitude가 2단계로 증가되었으며, 이는 비교적 낮은 action potential을 가지는 두 종류의 motor unit이 초기에 함께 동원되고 그 뒤를 이어 높은 action potential을 가지고 motor unit이 추가로 동원되었다고 해석될 수 있다.

3. 75% MVC에 대해서는 이 근육이 포함하는 모든 종류의 motor unit이 동시에 동원되어 rectified mean EMG amplitude가 linear한 형태로 증가되었다.

발휘되는 근력의 강도변화에 따라 동원되는 motor unit의 종류를 파악하기 위하여 %MVC 값의 5%간격으로 측정된 rectified mean EMG amplitude에 대하여 다음의 분석이 수행되었다.

1. Rectified mean EMG amplitude가 급격히 증가되는 부분, 즉 보다 높은 action potential을 갖는 motor unit이 추가로 동원되는 경계부분을 제외한 세 구간에서 linear regression과 관계되는 검정을 실시하였다 [36].

2. 이 세 구간에서 regression에 이용된 rectified mean EMG amplitude값들에 대한 pairwise comparison test를 실시하여 유의차 (significant difference)를 조사하였다.

이 결과 발휘근력의 강도 (% MVC)와 rectified EMG amplitude의 관계를 표현하는 세 개의 일차식을 얻었으며, 검정의 결과는  $\alpha = 0.025$ 에서 모두 유의차가 있음이 증명되었다 [36]. 다음 regression line의 교차점을 계산하여 발휘근력의 범위에 해당되는 종류별 mo-

표 2. 발휘근력에 대한 종류별 motor unit 의 동원상태

(단위 : % MVC)

type of motor unit		I ( S )	II	I ( F )
subject				
A		0 ~ 38	38 ~ 71	71 ~ 100
B		0 ~ 34	34 ~ 80	80 ~ 100
C		0 ~ 31	31 ~ 79	79 ~ 100

or unit 의 동원상태를 파악하였다 (표 2., 그림 7 참조).

종류별 motor unit 의 summated action potential 근육이 수축하여 비교적 작은 힘 ( 40 % MVC 이하 ) 을 발휘할 때는 주로 type S motor unit 이 동원된다 [ 17, 20, 21, 22, 29, 34, 35, 38 ]. 그러나 exertion 이 계속되어 type S motor unit 의 수축력이 소모되면 요구되는 힘을 발휘하기 위하여 지금까지 동원되지 않고 있던 motor unit 이 추가로 동원된다 [ 2, 3, 4, 14 ].

한편 큰힘 ( 40 % MVC 이상 ) 이 요구되는 경우에는 이 힘을 발휘하기 위하여 type S motor unit 과 이 보다 큰 action potential 을 가지는 motor unit 이 함께 동원된다. 그리고 근육에 피로가 발생됨에 따라 보다 큰 action potential 을 갖는 motor unit 이 차례로 추가동원된다 [ 2, 3, 34 ].

본 실험의 결과 25 % MVC 에 대한 지속적인 등장성수축을 수행할 때 motor unit 의 동원은 이와같은 과정에 따라 type S, type SF, type F motor unit 의 순서로 진행되었다. 또 50 % MVC 에서는 근수축초기에 type S 와 type SF motor unit 이 함께 동원되고, 이들 motor unit 이 피로하여짐에 따라 type F motor unit 이 추가로 동원되었다. 75 % MVC 에 대해서는 근수축 초기부터 세가지 종류의 motor unit 이 동시에 동원되고 있는 것으로 나타났다 [ 46 ].

이렇게 motor unit 이 발휘근력과 근육피로의 정도에 따라 단계적으로 동원되는 현상이 이

용하여, 각 종류별 motor unit 이 모두 동원될 때 발생하는 summated action potential 이 피 실험자 개인에 대하여 표 3 과 같이 계산되었다.

발휘근력과 지속적인 등장성수축 지속시간 실험결과, 발휘근력이 증가함에 따라 근수축지속시간 ( endurance time ) 은 감소되는 것으로 나타났다. 각각의 피실험자에 대한 이 결과를 linear regression 으로 분석한 것이 표 4 와 같다.

표 3. Motor unit 종류별 summated action potential

(단위 : mV)

type of motor unit		I ( S )	II	I ( F )
subject				
A		1.0	1.5	2.7
B		1.0	0.9	2.3
C		0.9	0.8	2.2

### V. 결 론

대퇴직근에 대한 개인근력을 추정하기 위하여 수행한 지속적인 등장성수축의 실험결과와 이의 분석을 통하여, 근육피로현상과 개인근력의 파악에 rectified EMG amplitude 가 일관성있고 신뢰할 수 있는 대상임이 입증되었다. 이와 함께 다음과 같은 결과들이 얻어졌다.

1. 발휘근력 ( % MVC ) 이 증가함에 따라 rectified mean EMG amplitude 는 기울기가

표 4. 발휘근력과 근수축지속시간의 관계

(단위 : sec)

parameter		intercept	slope	correlation acefficient
subject				
A		265.50	- 2.680	- 0.988
B		292.50	- 3.004	- 0.963
C		264.0	- 2.592	- 0.989

점차 증가하는 stepwise-linear 함수 형태로 증가하였다. 이 결과는 대퇴직근이 포함하는 motor unit의 종류가 최소한 세 가지이며 [37] 발휘근력과 근육피로의 정도에 따라 motor unit의 동원이 단계적으로 이루어진다는 사실을 뒷받침하였다.

2. 지속적 등장성수축 수행시 % MVC가 증가됨에 따라 근수축지속시간의 단축은 반비례 함수의 형태로 나타났다. 이 결과는 상완이두근에 대한 연구결과에 비하여 중간정도의 발휘근력 (50% MVC 내외)에 대한 근수축지속시간이 증가되어 있음을 나타낸다. 대퇴사두근은 포함하는 motor unit의 종류중 type SF motor unit의 비율이 비교적 높으며, 이 motor unit은 큰힘을 발휘하면서도 쉽게 피로가 발생되지 않는다 [2, 32, 44]. 그리고 근육의 수축시 중간정도의 발휘근력 (30~80% MVC)에서 type 나 [2, 32, 44]. 그리고 근육의 수축시 중간정도의 발휘근력 (30~80% MVC)에서 type SF motor unit이 동원되는 사실등을 종합하면, 본 실험에 의한 대퇴사두근의 등장성수축 지속시간의 변화가 설명될 수 있다.

3. 대퇴직근이 포함하는 세 가지 종류의 motor unit 각각에 대한 summated action potential은 등장성수축이 진행되는 데 따라 새로운 motor unit이 추가로 동원되는 시점 파악에 참고자료가 되었다.

### 참 고 문 헌

1. 이구형, 1981, EGM의 정량적 분석을 이용한 대퇴사두근의 개인근력 추정에 관한 연구, 석사학위논문, 서울대학교.
2. 이면우 1979 A Stochastic Model of Muscle Fatigue in Frequent Strenuous work Cycles, Ph. D. Dissertation Univ. of Michigan.
3. 이면우, S. M. Pollock, and D. B. Chaffin 1979. A Stochastic Model of Muscle Fatigue in Cyclic Heavy Exertions-Formulation. J. of K. I. L. E. 5(2); 21-26.
4. 이면우, 1980 A Stochastic Model of Muscle Fatigue as a Monitor of Individual Muscle Capability, J. of K. I. L. E. 6 (1): 27-38.
5. 최 현, 1975, 인체생리학, 수문사

6. Ahlborg, B., J. Bergstrom, L-G, Ekelund, and E. Hultman. 1967. Muscle glycogen and muscle electrolytes during prolonged physical exercise. Acta physiol. scand. 70; 129-142.
7. Astrand, P-O., and K. Rodahl. 1970. Textbook of Work Physiology. McGraw-Hill.
8. Barham, J. N., and E. W. Wooten. 1973. Structural Kinesiology Macmillan.
9. Burke, R. E., D. N. Levine, F. E. Zajac, P. Tsairis, and W. K. Engel, 1971. Mammalian motor units: Physiological-histochemical correlation in three types in cat gastrocnemius. Science, 174: 709-712.
10. Chaffin, D. B. 1969. Electromyograph-A method of measuring local muscle fatigue. J. MTM, 14: 29-36.
11. Chaffin, D. B. 1969. Surface electromyograph frequency analysis as a diagnostic tool. J. O. M. 11; 109-115.
12. Chaffin, D. B. 1969. Electromyograph Research for Industrial Application. 1st year reports for Western Electric co. Human Performance Group. Univ. of Michigan.
13. Chaffin, D. B. 1970. Electromyographic and Biomechanics Research for Industrial Application. 2nd year reports for Western Electric co. Human Performance Group. Univ. of Michigan.
14. Chaffin, D. B., M. Lee, and A. Freivalds. 1980. Muscle strength assessment from EMG analysis. Med. Sci. Sports. Exercise, 12 (3); 205-211.
15. Cromwell, L., F. J. Weibell, E. A. Pfeiffer, and L. B. Usselman. 1973. Biomedical Instrumentation and Measurements. Prentice-Hall.
16. Davies, D. V. 1967. Gray's Anatomy. 34th edition. Longmans.
17. De Luca, C. J. 1979. Physiology and mathematics of myoelectric signals. IEEE Transactions on Biomedical Engineering.

- BME-26 (6); 313-325.
18. Edwards, R. H. T., Hill, and D. A. Jones. 1975. Heat production and chemical changes during isometric contractions of the human quadriceps muscle. J. Physiol. 251 : 303-315.
  19. Edwards, R. H. T., L. G. Ekelund, R. C. Harris, C. M. Hesser, E. Hultman, A. Meleher, and O. Wigert. 1973. Cardiorespiratory and, metabolic costs of continuous and intermittent exercise in man. J. Physiol. 234 : 481-497.
  20. Goldberg, S. J., G. Lennerstrand, and C. D. Hull. 1976. Motor unit responses in the lateral rectus muscle of the cat : Intracellular current injection of abducens nucleus neurons. Acta physiol. scand. 96 : 58-63.
  21. Gollnick, P. D., J. Karlsson, K. Piehl, and B. Saltin. 1974. Selective glycogen depletion in skeletal muscle fibers of man following sustained contractions. J. Physiol. 241 : 59-67.
  22. Grimby, L., and J. Hannerz. 1968. Recruitment order of motor units on voluntary contraction ; Changes induced by proprioceptive afferent activity. J. Neurol. Neurostrg. Psychiat. 31 ; 565-573.
  23. Gronert, G. A. 1980. Contracture responses and energy stores in quadriceps muscle from human age 7-32 years. Human Biology. 52(1) ; 43-51.
  24. Karlsson, J., and B. Ollander. 1972. Muscle metabolites with exhaustive static exercise of different duration Acta physiol. scand. 86 ; 309-314.
  25. Karlsson, J., and B. Saltin. 1970. Lactate, APT, and CP in working muscles during exhaustive exercise in man. J. Appl. Physiol. 29(5); 598-602.
  26. Karlsson, J., C. F. Funderburk, B. Esen, and A. R. Lind. 1975. Constituents of human muscle in isometric fatigue J. Appl. Physiol. 38 (2) ; 208-211.
  27. Karpovich, P. V., and W. E. Siinning, 1971. Physiology of Muscular Activity. 7th edition. W. B. Saunders.
  28. Kelley, D. L. 1971. Kinesiology ; Fundamental of Motion Description Prentice-Hall.
  29. Komi, P. V., and J. H. T. Viitasalo. 1976. Signal characteristics of EMG at different levels of muscle tension. Acta physiol. scand. 96 ; 267-276.
  30. Lemon, P. W. R., and J. P. Mullin. 1980. Effect of initial muscle glycogen levels on protein catabolism during exercise. J. Appl. Physiol. 48(4) ; 624-629.
  31. Lloyd, A. J. 1971. Surface electromyography during sustained isometric contractions. J. Appl. Physiol. 30 (5); 713-719.
  32. MacDougall, J. D., G. R. Ward, D. G. Sale, and J. R. Sutton. 1977. Muscle glycogen depletion after high-intensity intermittent exercise. J. Appl. Physiol. 42 (2); 129-132.
  33. Metron, P. A. 1954. Voluntary strength and fatigue J. Physiol. 123 ; 553-564.
  34. Milner-Brown, H. S., and R. B. Stein, 1975. The relation between the surface electromyogram and muscular force. J. Physiol. 246; 549-559.
  35. Milner-Brown, H. S., and W. F. Brown. 1976. New methods of estimating the number of motor units in a muscle. J. Neurol. Neurostrg. Psychiat. 39; 258-265.
  36. Neter, J., and W. Wasserman. 1974. Applied Linear Statistical Models. Richard D. Irwin, inc.
  37. Prince, F. P., R. S. Hikida, and A. C. Hagerman, 1976. Human muscle fiber types in power lifters, distance. Pflugers Archiv. 363 ; 21-24.
  38. Stephens, J. A., and A. Taylor. 1972. Fatigue of maintained voluntary muscle contraction in man. J. Physiol. 220 : 1-18.
  39. Tesch, P. 1980. Muscle fatigue in man with special reference to lactate accum-

- ulation during short term intense exercise. Acta physiol. scand. (suppl.) 480.
40. Tesch, P., Sjodin, and J. Karlsson. 1978. Relationship between lactate accumulation, LDH activity, LDH isozyme and fiber type distribution in human skeletal muscle. Acta physiol. scand. 103 ; 40-46.
41. Tesch, P., and J. Karlsson, 1977. Lactate in fast and slow twitch skeletal muscle fibers of man during isometric contraction. Acta physiol. scand. 99 ; 230 - 236.
42. Thorstensson, A., and J. Karlsson. 1976. Fatiguability and fiber composition of human skeletal muscle. Acta physiol. scand. 98 ; 318-322.
43. Tortora and Anagnostakos. 1978. Principles of Anatomy and Physiology. 2nd edition. Canfield Press.
44. Vander, A. J., J. H. Sherman, and D. S. Luciano. 1975. Human Physiology -The Mechanisms of Body Function 2nd edition. McGraw-Hill.
45. Wait, J. V., Huelsman, and G. A. Korn. 1975. Introduction to Operational Amplifier Theory and Application. McGraw-Hill.
46. Yemm, R. 1977. The orderly recruitment of motor units of the masseter and temporal muscles during voluntary isometric contraction in man. J. Physiol. 265 ; 163-174.