

韓國 軍事運營分析 學會誌
第 8 刊 第 1 號, 1982, 6

上腕二頭筋과 大腿四頭筋의 等長性 收縮에 대한 EMG Amplitude의 比較·分析

(A Comparison of EMG Amplitude between the Biceps Brachii and the Quadriceps Femoris Muscles in Static Exertions)

李 九 煙 *
李 晃 雨 *

Abstract

Experiments have been performed for estimating the individual muscle capabilities of the biceps brachii and the quadriceps femoris muscle. The surface EMG has been recorded on the bellies of the biceps brachii and the quadriceps femoris muscle during isometric contractions at 50%, 75%, and 100% MVC.

The rectified EMG amplitudes of the maximum voluntary contraction (MVC) were in the range of 2.8~3.0 mV and 6.9~7.2 mV the biceps brachii and the quadriceps femoris, respectively.

In the biceps brachii, Type S motor units were recruited in the range of 41~49% MVC; and Type F motor units were recruited in the range of 51~59% MVC.

In the quadriceps femoris, Type S, Type SF, and Type F motor units were recruited in the ranges of 31~38%, 33~48%, and 21~29% MVC respectively.

1. 서 론

개인에 대한 근육 (Local muscle)의 등장 성수축력 (等長性收縮力, isometric strength)을 정확하게 파악하기 위한 연구는 근래에 와서 그 중요성이 점차 높게 인식되어지고 있다. 등장성수축력은 강한 육체적 활동이 요구되는 작업을 안전하게 수행할 수 있는 개인의 한계력 파악에 좋은 지침이 되며, 개인의 근육

특성과 주위의 여건등에 따라 다양하게 변화되 기 때문이다.[7, 27, 29, 49] 따라서 이를 정 확하게 파악하여 적절하게 발휘되도록 한다면 선수의 선발, 훈련등과 같은 체육분야와 작업 능률 향상이나 상해 방지등의 산업분야, 근육의 부상이나 이상을 치료하는 재활의학분야 뿐만 아니라 인간근육의 한계성능 파악을 통하여 국방등의 여러분야에 많은 기여를 할 수 있을 것이다.[12, 13, 14, 49]

* 서울工大 產業工學科

근력을 이용하는 작업의 설계는 근육에 발생되는 피로현상 (Local muscle fatigue)을 이해함으로써 효과적으로 수행될 수 있다. 이에 대하여 공학적인 측면에서 EMG (Electromyograph)를 이용한 근육피로현상의 연구가 분석적이고 정량적인 방법으로 시도되어, 근육수축에 따르는 피로현상을 계량화하고 수학적 모형화시키는 방향으로 진행되고 있다.[1, 10, 11, 12, 13, 14, 16, 34, 35, 36] EMG 연구는 특히 개인의 근육특성을 규명하는데 가장 신뢰할 수 있는 방법으로, 근육신경계의 이상유무에서부터 개인의 현재근력과 발휘 가능한 근력까지 추정하는 것이 가능하여 그 이용가치가 높다.

[16, 31, 37, 41, 42, 43, 50, 54]

근육은 그 구성세포의 종류와 형태에 따라 기본구조와 수축성질이 결정되며, 이를 기준으로 골격근(骨骼筋, Skeletal muscle), 평활근(平滑筋, Smooth muscle) 및 심근(心筋, Cardiac muscle) 등으로 분류된다. [29, 51, 52]

이 세 가지 종류의 근육은 신체운동이나 작업 등과 직접적인 관계를 가지고 있는 근육은 골격근이다.[3, 29]

골격근은 체중의 40~50%를 점유하고 있으며, 이 골격근의 근육 (Muscle)은 근섬유 (Muscle fiber) 라 불리우는 근육세포들의 집합체로 구성된다. 개개의 근섬유는 직경이 10~100 μ 의 원통형으로 그 길이는 근육의 길이와 같다.[3, 51, 52] 이를 근섬유는 수축속도 (ATP의 생산속도)와 ATP의 생산능력을 기준으로 하여 크게 다음의 세 가지 종류로 분류된다.[2, 8, 9, 28, 33, 34]

제 I종 근섬유 (Type S muscle fiber)는 ATP의 생산이 Oxidative phosphorylation에 의하여 이루어지며, ATP의 분해속도가 느리므로 수축속도 (Speed of Contraction)도 느린다. 모세혈관에 둘러싸여 있어 산소와 영양물질등이 혈액에 의하여 신속하게 공급되므로 피로가 쉽게 발생되지 않는다. Myoglobin을 많이 포함하고 있어 붉은색을 나타내며, 근섬유의 직경이 작아 큰 힘은 발휘하지 못하나

힘을 장시간 지속시킬 수 있다.[28, 47, 52] 이러한 특성에 따라 Slow-twitch, high-oxidative, fatigue-resistant, red muscle이라고도 불리운다.[17, 32, 34, 52]

제 II종 근섬유 (Type F muscle fiber)는 ATP를 빠른 속도로 분해하며 동시에 anaerobic glycolysis에 의한 빠른 ATP 합성을 할 수 있다. 그러나 근육내에 저장된 한정된 양의 Glycogen이 활발한 ATP 분해 능력에 의하여 급격히 소모되므로 피로가 빨리 발생한다.[32, 52] 근섬유는 흰색을 나타내며 직경이 크고 수축속도가 빠르다. 큰 힘을 발휘할 수 있으나 이 힘을 오래 지속시키기는 못한다. Fast-twitch, high-glycolysis, fast-fatigue, white muscle이라고도 불리운다.[20, 27, 32, 39, 52]

제 III종 근섬유 (Type SF muscle fiber)는 제 I종 근섬유와 제 II종 근섬유의 중간성질을 가지는 근섬유로 Oxidative phosphorylation에 의하여 ATP 합성이 이루어진다.

[52] ATP의 분해속도가 빠르며 근섬유는 붉은색을 나타낸다. 근섬유의 직경, 수축속도, 피로발생정도등이 제 I종 근섬유와 제 II종 근섬유의 중간값을 가지며, 큰 힘을 발휘하면서도 피로가 쉽게 발생되지 않는다. Fast-twitch, high-oxidative, fatigue-resistant, red muscle이라고도 불리운다.[34, 39, 52]

Motor unit은 하나의 motor neuron에 여러 개의 근섬유가 접합되어 구성된다. 따라서 motor neuron에 신경자극이 도달하면 여기에 연결되어 있는 모든 근섬유가 동시에 수축된다. 하나의 motor unit은 한가지 종류의 근섬유만을 포함하고 있다.[46] 따라서 motor unit의 종류도 앞에서 분류된 근섬유의 종류와 같은 세 가지로 분류된다.[38, 39, 41, 42, 43]

하나의 motor neuron에 연결된 근섬유의 수는 개인과 근육의 종류에 따라 다양하게 변화한다. 예를 들어 다리근육에서는 하나의 motor neuron에 대한 근섬유의 비율이 1:120 이상이지만 활동이 세밀한 동안근(動眼筋)에서는 1:3 또는 1:6 정도로 되어 있다.[1, 51, 52] 골격근은 수십 또는 수백개의 motor unit으

로 구성되어 있는데 이들 motor unit 은 근육이 수행하는 작업의 강도(強度)나 작업방법에 따라 필요한 수 만큼이 동원(recruitment)되거나, 시차를 두고 일부분씩 차례로 동원되므로 근육의 수축력을 여러가지로 조절할 수 있다.[3, 5, 22, 34, 53, 54]

인체가 포함하고 있는 골격근 중 가장 사용빈도가 높고 또 중요하게 작용하는 근육으로 상완이두근(上腕二頭筋, biceps brachii)과 대퇴사두근(大腿四頭筋, quadriceps femoris)이 있다.

상완이두근은 주관절(elbow joint)의 굴곡(flexion)과 요척관절(radioulnar joint)의 회외(supination)를 담당하며 팔을 사용하는 인간의 활동이나 작업에 중요하게 작용하는 근육이다.[4, 15, 51] 일상생활 중 물건을 들어올리거나 운반과 같이 팔의 근력이 요구되는 작업에서, 팔은 일반적으로 짧은 시간동안 힘을 발휘하여 작업을 수행하고 이어서 작업시간보다 긴 휴식시간을 가진다. 그리고 이 작업-휴식을 반복적으로 계속함으로써 주어진 일을 수행한다. 따라서 상완이두근은 짧은 수축과 긴 휴식시간을 갖는 주기적작업(frequent work-rest cycle)에 알맞게 구성되어 있다고 볼 수 있다.[19, 34]

대퇴사두근은 네 개의 근육이 함께 작용하여 굴곡된 무릎관절(knee joint)을 신전(extension)시키는 기능을 가지며 이들 중 대퇴직근(rectus femoris)은 대퇴의 굴곡에도 참여한다. 또 대퇴사두근은 다리를 움직이는 다른 굴곡근들과 상호 길항작용(拮抗作用, antagonism)을 하여 무릎을 고정시켜 줌으로써 인체에 가해지는 중력의 저절한 전달과 체중의 지탱을 가능하도록 하여 주며 동시에 평형을 유지하도록 하는 역할을 한다.[4, 15, 30, 51] 따라서 작업수행이나 각종 운동경기 및 일상생활 등 신체의 이동이 수반되는 제반 활동에 가장 중요한 역할을 하는 근육중의 하나라 할 수 있다.

대퇴사두근은 발휘하는 힘이 크며 체중의 지탱과 같이 등장성수축 상태를 장시간 지속시키

거나, 보행·달리기등 휴식이 없는 계속적인 수축을 오랜시간동안 수행하기도 한다.[1]

상완이두근과 대퇴사두근은 인체의 활동에 중요한 역할을 하면서 서로 작업특성이 다른 수축(exertion)을 수행하기 때문에 각각의 근육특성을 파악·비교한다는 것은 의의가 클 것이라 사료된다.

본 연구는 상완이두근과 대퇴사두근의 근력을 비교하기 위하여 이들 근육의 작업특성에 해당되는 수축-휴식의 주기적작업(frequent work-rest cycle)과 지속적 등장성수축(continuous static exertion) 실험을 각각 수행하고, EMG를 분석·비교하였다.

II. 실험

피실험자 선정 및 훈련

피실험자는 근육 및 신경계통의 질환경력이 없는 다섯명의 건강한 남자지원자가 선정되었다. 이들 다섯명의 피실험자들 중 두명은 상완이두근에 대한 실험을 수행하고, 세명은 대퇴사두근에 대한 실험을 수행하도록 하였다.

〈표 1 참조〉

선정된 피실험자가 실제의 실험을 수행하기 위해서는 근육수축에 대한 훈련이 필요하였다.

수축-휴식을 주기적으로 반복 수행하는 상완이두근에 대한 훈련은, 피실험자 개인의 50%, 75% 및 100% MVC에 해당되는 근력을 일정시간동안 등장성수축(isometric exertion)시키고 휴식한 후 다시 수축시키는 주기적 작업을 근육에 피로가 발생되어 더 이상 수행하지 못할 때까지 계속하였다. 그리고 이 때 기록되는 rectified EMG signal과 발휘근력의 변화를 피실험자에게 보여주면서 문제점들을 지적·교정시키고 다음의 조건이 모두 만족될 때까지 계속 훈련하도록 하였다.

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

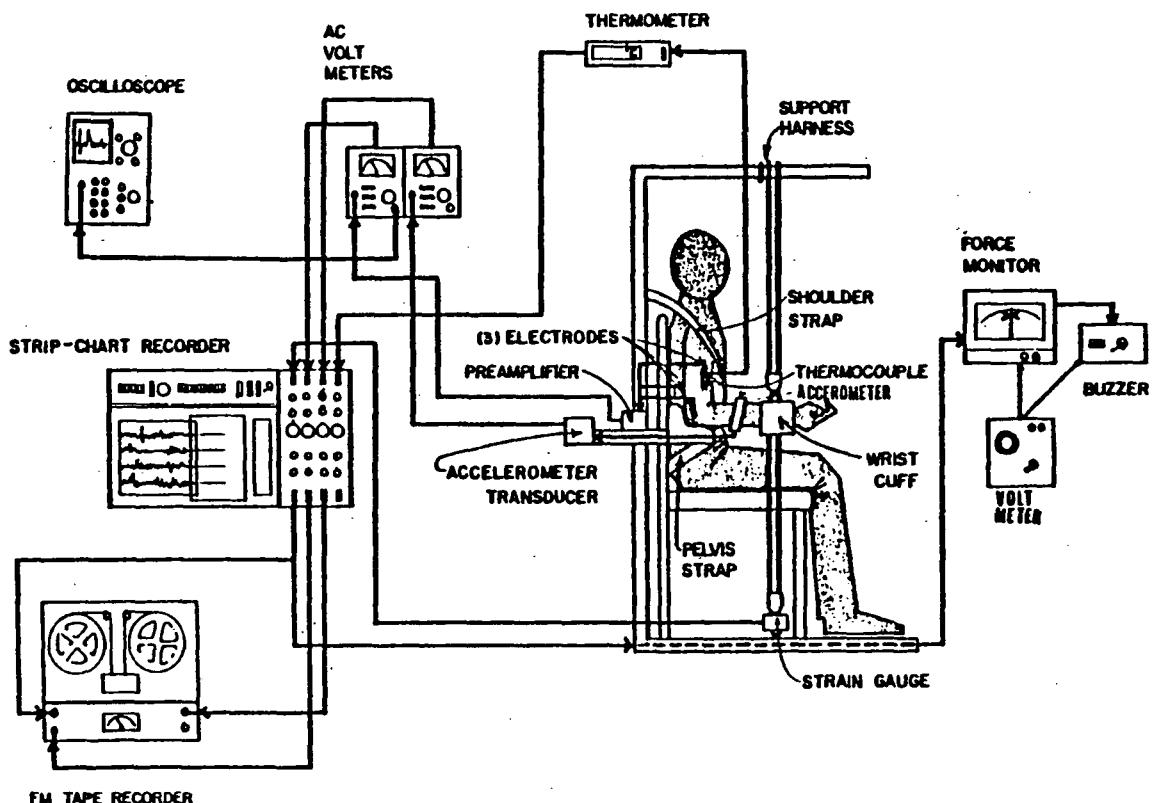


그림 1. 상완이두근의 실험수행도

측정용의자에 앉은 피실험자의 팔목에는 가죽띠 (wrist-cuff) 를 걸어 상완이두근이 수축함에 따라 이 띠를 수직상방으로 끌어올리도록 하고, 이 띠에 연결된 줄의 아래에 strain gauge 를 연결하였다.

EMG 용 amplifier 로는 Heath-Schlumberger AC voltmeter 를 preamplifier 와 함께 연결 사용하였으며, electrode 는 Beckman silver-silver-chloride surface electrode 를 사용하였다. 실험결과 출력되는 EMG signal, 발휘근력, tremor 등을 기록하기 위하여 4-channel strip chart recorder (Beckman) 와 FM tape recorder (Hewlett-Packard) 가 이용되었다. 이 밖에 tremor 와 근수축시의 가속도를 측정하기 위한 accelerometer (Bolt Berneck & Newman) 와 근육의 온도를 측정하기 위한 thermocouple 등이 함께 이용되었다.

대퇴사두근의 지속적 등장성수축 실험을 위한 실험기기의 구성은 그림 2와 같다. 이 측정용의자에도 피실험자의 몸통을 고정시키기 위하여 벨트가 부착되었으며, 이와함께 손잡이가 설치되었다. 의자의 아래부분에는 도르레를 부착하여, 의자에 앉은 피실험자가 대퇴사두근을 수축시켜 무릎관절을 신전시키면 발목에 연결된 줄이 도르레를 통하여 힘의 작용방향을 strain gauge 가 동작될 수 있는 방향으로 전환시키도록 하였다.

EMG 기기는 NIHON KOHDEN 사의 MM-22A 가 사용되었으며 electrode 는 silver-silver-chloride surface electrode 를 사용하였다. Force monitor 로는 TKK digital dynamometer 가 연결되었고, EMG signal 의 rectification 과 smoothing 을 위하여 A DAC-480 A analog/hybrid computer 가 이용되었다.

표 1. 피실험자 인체측정 내용

피실험자 측정 내용	A *	B *	C +	D +	E +
연령 (세)	21	20	23	18	33
신장 (cm)	182	189	168	171	172
체중 (kg)	84	77	68	73	75
상완부의 길이 (cm)	31	35	-	-	-
상완부의 둘레					
수축시 (cm)	35	33	-	-	-
이완시 (cm)	33	30	-	-	-
대퇴부의 길이 (cm)	-	-	40	41	43
대퇴부의 둘레					
수축시 (cm)	-	-	55	53	54
이완시 (cm)	-	-	54	52	53
최대근력 (kg)	38	31	110	116	135

* ; 미국인

+ ; 한국인

2. 근육에 피로가 발생하였을 때 피실험자 자신이 느끼는 근육의 고통정도가 일관성이 있으며,

3. 근육에 피로가 발생될 때까지의 근수축 시간의 합이 일정한 값에 수렴할 때. [34]

대퇴사두근에 대한 훈련은 피실험자 개인의 25%, 50%, 75% 및 100% MVC에서의 등장성수축을 근육에 피로가 발생될 때까지 지속시키는 작업을 반복하여 실시하였다. 이 때에도 기록되는 rectified EMG signal과 발휘근력의 변화정도를 피실험자에게 보여주면서 다음의 세 가지 결과, 즉

1. 최대근력이 더 이상 증가하지 않으며, 이 최대근력 발휘시 기록되는 rectified EMG amplitude 가 일정하고,

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 될 때 까지 훈련을 계속하였다.[1]

피실험자들에 대한 이러한 훈련은 상완이두

근에서 8주, 대퇴사두근에서 3주가 소요되었다. 그리고 피실험자의 건강상태, 근육의 피로상태 또 심리적 변동등에 대한 실험조건을 유지하기 위하여 실험의 진행은 8개월 이상이 소요되었다.

실험기기 및 구성

작업특성이 서로 다른 두 종류의 근육에 대한 실험을 수행하기 위하여 두 대의 측정용의자가 제작되었다. 상완이두근의 수축 - 휴식의 주기적 작업을 수행하기 위한 측정용의자와 이에 연결된 측정기기들이 그림 1에 나타나 있다.

측정용의자에는 피실험자의 몸통을 고정시키기 위한 벨트가 상·하에 각각 부착되었으며, 팔꿈치를 고정시키기 위한 elbow rest를 설치하였다. 또 근수축 진행시 팔꿈치의 움직임을 방지하고 고통을 줄이기 위하여 elbow rest에는 스폰지를 부착하였다. 이렇게 하여 팔꿈치의 굴곡각도가 언제나 90°를 유지한 채 상완이두근의 수축을 수행할 수 있도록 하였다.

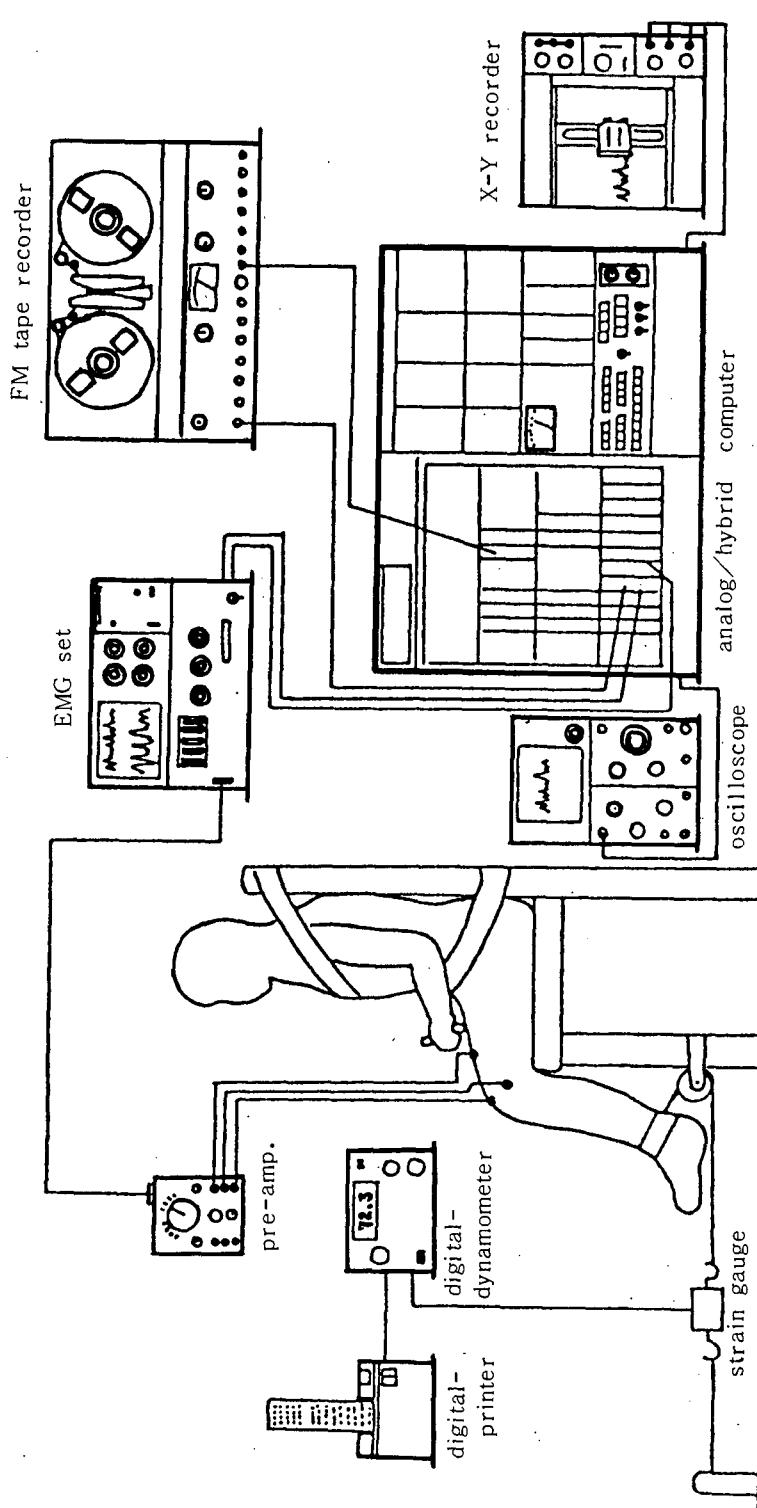


그림 2. 대퇴사두근의 실험수행도

EMG signal을 기록하기 위하여 TEAC R-260 data recorder와 X-Y recorder가 analog/hybrid computer에 연결되었다. 그리고 EMG signal을 관찰하기 위해서 oscilloscope가 함께 이용되었다.

실험절차

실험수행에 앞서 실험기기들의 정밀한 조정작업 (calibration)이 수행되었다. Force monitor의 조정은 strain gauge에 자기 다른 중량을 가지는 추를 여러개 차례로 연결하여 이들 중량이 force monitor에 정확하게 표시되는지 확인하였다.

EMG amplifier와 accelerometer의 조

정은 전압발생기 (calibrator)를 이용하여 일정전압을 preamplifier에 입력시키고 amplifier의 gain을 조정하였다. 다음 이 reference voltage를 oscilloscope로 관찰하며 strip chart recorder, FM tape recorder 및 X-Y recorder 등에 기록하였다. 이와 함께 AC voltmeter와 analog/hybrid computer도 조정되었다.

이들 기기의 조정작업은 실험수행전에 매번 실시하게 되며 이 때의 소요시간은 기기들의 warming up 시간을 합하여 30분 이상이 되므로, 실험실에 도착한 피실험자에게는 이 기기 조정작업 전에 electrode를 부착시키고 aging이 되도록 하였다.

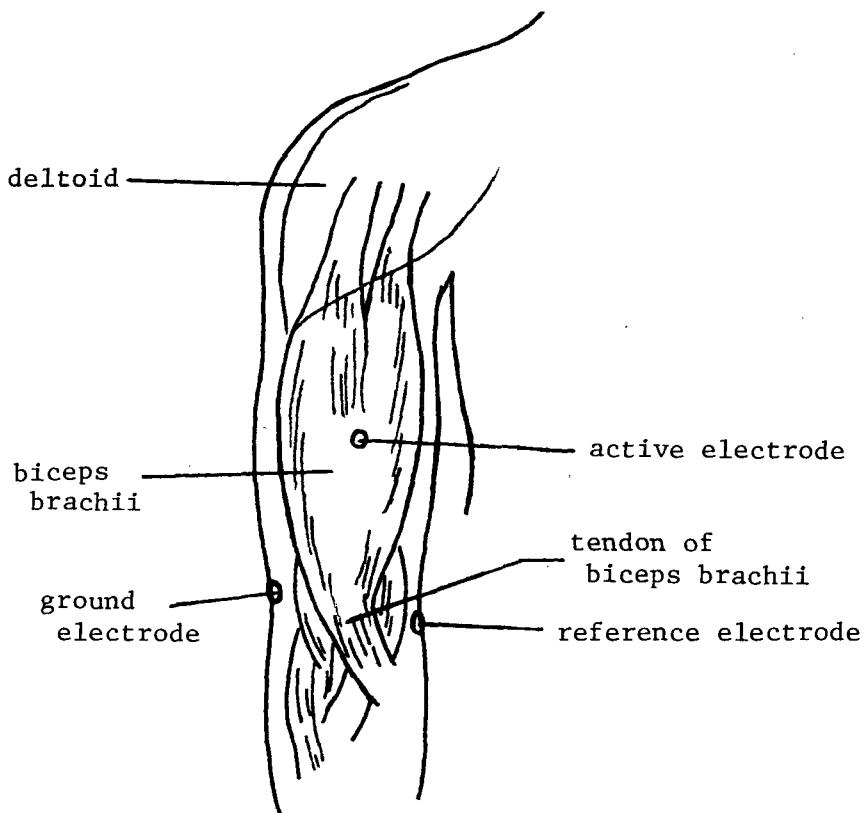


그림 3. 상완이두근과 electrode의 부착위치

상완이두근의 수축 - 휴식의 주기적 작업에 대한 실험 절차는 다음과 같다.

피실험자가 측정 용의자에 앉으면 electrode 와 accelerometer, thermocouple 등을 부착시키는데, [18] electrode 는 부착 위치에 따라 active, reference 및 ground electrode 의 세 가지로 분류된다.[10, 11, 12, 13, 16]

Active electrode 는 근육의 수축시 발생되는 myoelectric signal 을 검출하기 위하여 상완이두근의 중심부(belly)에 부착하며, reference electrode 와 ground electrode 는 medial epicondyle 과, lateral epicondyle 부분에 각각 부착 시켰다.[14, 34, 35, 36].

Electrode 가 부착되는 부분의 피부는 의료용 알코올로 깨끗이 닦아내고 건조시킨 다음, surface electrode 의 홈에 paste 를 가득 채워 해당 부위의 피부에 부착시키고 접착테이프로 electrode 가 움직이지 않도록 압착시켰다. <그림 3 참조> 30 분 정도의 aging 이 끝나면 피실험자가 휴식을 취하는 상태에서 oscilloscope 에 나타나는 EMG signal 을 관찰하며 noise 의 발생 여부를 조사하여, noise 가 발생되는 경우 이의 원인을 제거하였다. 다음 active 와 reference electrode 사이의 저항 값을 측정하여 50 K Ω 이하가 되는지 확인하였다.[13, 34] 조정 작업이 끝나면 피실험자의 몸통과 허리를 벨트로 의자에 고정시켜 팔이 정확한 자세를 취하도록 하여 최대 근력을 측정하였다. 이 때에는 측정 · 기록 기기들을 작동시켜 발휘 근력과 EMG signal 등을 strip chart recorder 와 tape recorder 에 기록하였다. 다음 측정된 최대 근력을 근거로 하여 50 %, 75 % 및 100 % MVC 값이 계산되었으며, 계산된 각각의 %MVC 에 해당되는 근력에 대하여 수축 - 휴식의 주기적 작업을 수행하였다. 이러한 수축 - 휴식의 주기적 작업은 근육에 피로가 발생되어 피실험자가 요구된 %MVC 를 유지하지 못하는 상태가 3 초 이상 지속될 때까지 계속되었으며, 이와 동시에 rectified EMG signal , tremor, 가속도 등도 계속 기록되었다. 근육 피로 발생에 의하여 주기적 근수축 작업이

종료되면 10 분간의 휴식을 주고 다시 최대 근력을 측정하였으며 이 때의 EMG signal 도 함께 기록하였다.[34]

대퇴사두근의 지속적 등장성 수축 실험도 기본 절차는 상완이두근에 대한 실험과 같다. 다만 근육의 작업 특성에 따른 근수축 방법에 차이가 있어 별도의 기기 구성과 절차에 따라 실험이 진행되었다. 대퇴사두근에 대한 active electrode 는 주동근인 대퇴직근(rectus femoris) 의 중심부에 부착하였으며, reference electrode 는 대퇴사두근건의 슬개골(patella) 가까운 부분에, 그리고 ground electrode 는 lateral epicondyle 부위에 각각 부착시켰다.

<그림 4 참조> Electrode 의 부착 방법과 noise 의 제거는 상완이두근에서와 같은 절차로 실시하였으며, aging 이 끝난 후 active 와 reference electrode 사이의 저항값이 100 K Ω 이하가 되는지 확인하였다.[1]

이러한 조정 작업이 모두 끝나면 피실험자를 측정 용의자에 몸통과 허리를 벨트로 고정시키고 무릎관절의 굴곡 각도 130°에서 최대 근력을 측정하였으며 동시에 측정 기기들을 동작시켜 발휘 근력과 rectified EMG signal 을 연속적으로 기록하였다. 다음 피실험자에게 5 분의 휴식 시간을 준 후 측정된 MVC 값을 기초로 50 %, 75 % 및 100 % MVC 값을 계산하고 이들에 대한 지속적 등장성 수축을 수행하였다. 방법은 피실험자가 휴식을 취하고 있는 상태에서 "시작" 이라는 신호와 함께 힘을 서서히 발휘하기 시작하여 5 초 후 정하여진 %MVC 값에 도달하도록 하였다. 그리고 이 근력을 가능한 한 오래 지속시키도록 피실험자에게 요구하여 수축이 지속되는 동안 발휘 근력과 rectified EMG signal 을 digital printer, FM tape recorder 및 X-Y recorder 를 이용하여 연속적으로 기록하였다.

이 지속적 등장성 수축은 근육에 피로가 발생되어 정하여진 %MVC 값을 유지하지 못하고 주어진 값의 95 % 이하로 감소된 후 3 초 이내에 원래의 값으로 회복되지 못할 때까지 계속하도록 하였다.[1] 또 근수축이 지속되는 동

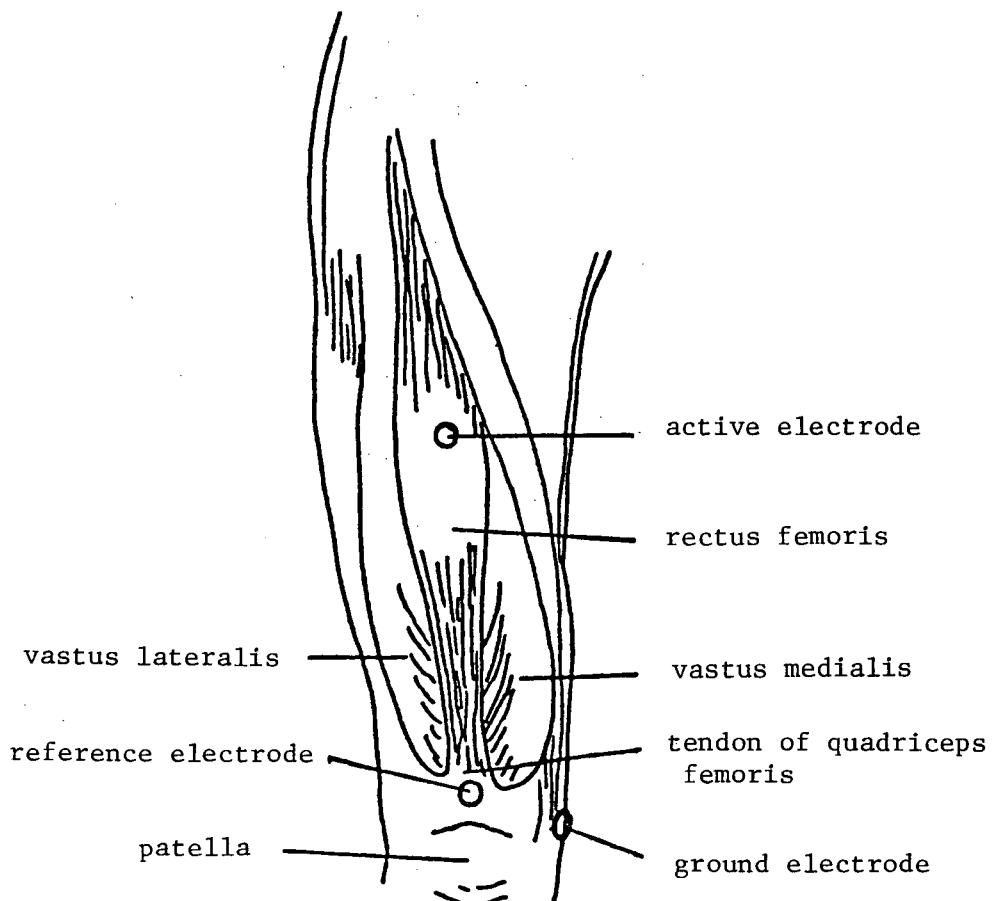


그림 4. 대퇴사두근과 electrode의 부착위치

안 analog/hybrid computer를 이용하여 rectified EMG signal을 연속적으로 적분하였으며 이 결과는 X-Y recorder를 이용하여 기록하였다.

근력이 증가함에 따라 rectified EMG amplitude는 non-linear한 형태로 증가되었다. (그림 5 참조)

근수축 지속시간 (endurance time)

III. 실험결과

발휘근력과 rectified mean EMG amplitude

발휘근력 (%MVC)과 EMG와의 관계를 조사하기 위하여 발휘근력의 변화에 대한 rectified EMG amplitude가 측정되었다. 이 결과 상완이두근과 대퇴사두근 모두에서 발휘

상완이두근에 대한 endurance time은 근육에 피로가 발생될 때까지 수행한 수축-휴식의 주기적 작업 전체시간중 수축시간만의 총 합 (cumulative work time)으로 정의하였으며, 이 endurance time은 %MVC 값이 증가됨에 따라 non-linear한 형태로 급격히 감소되었다. 그러나 등장성수축의 지속시간을 그대로 endurance time으로 정의한 대퇴사두근에 대해서는, %MVC 값이 증가됨에 따라 endur-

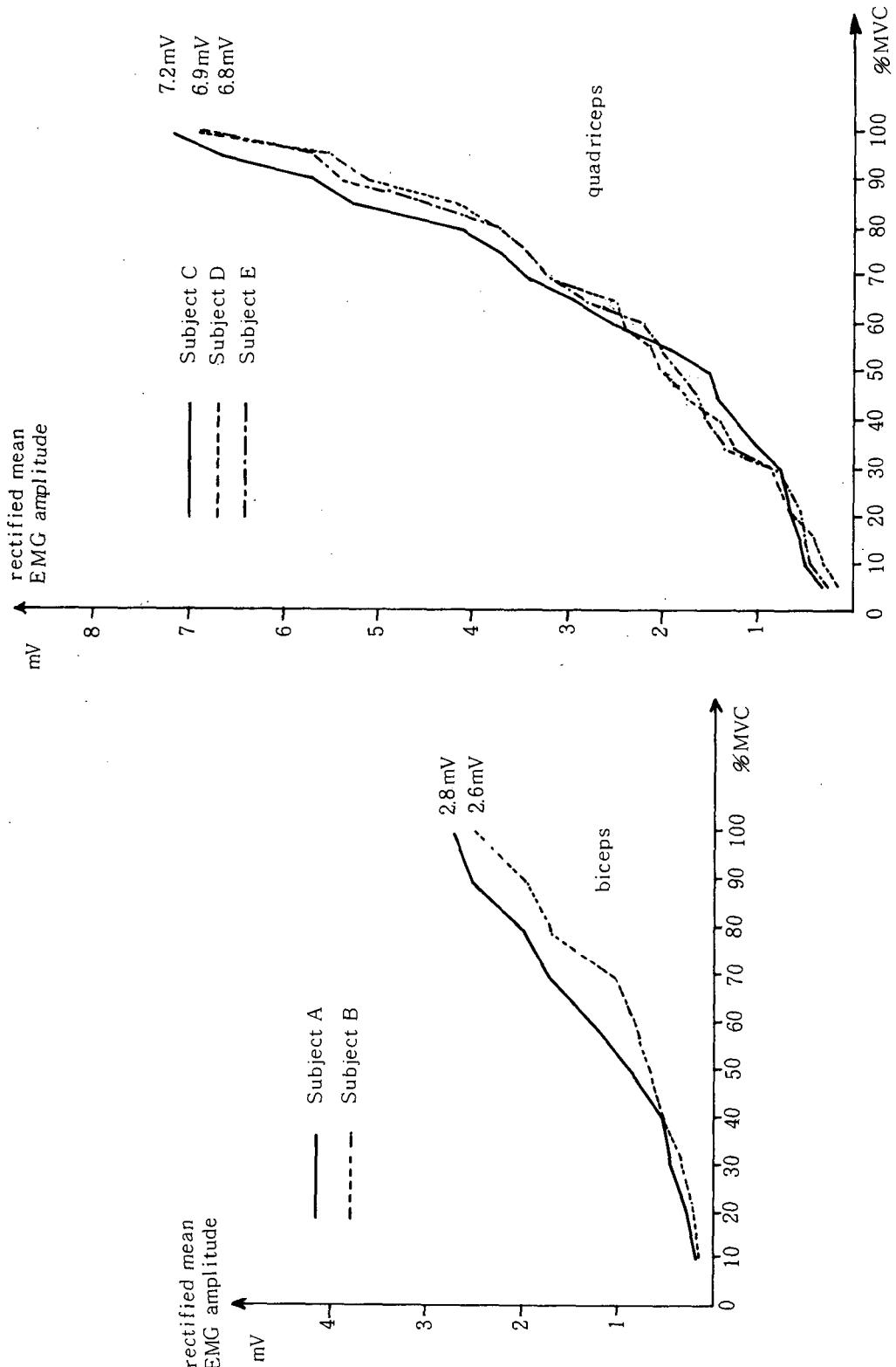


그림 5. 발휘근육과 rectified mean EMG amplitude

ence time이 기울기가 음수인 일차함수 형태로 감소되었다. (그림 6 참조)

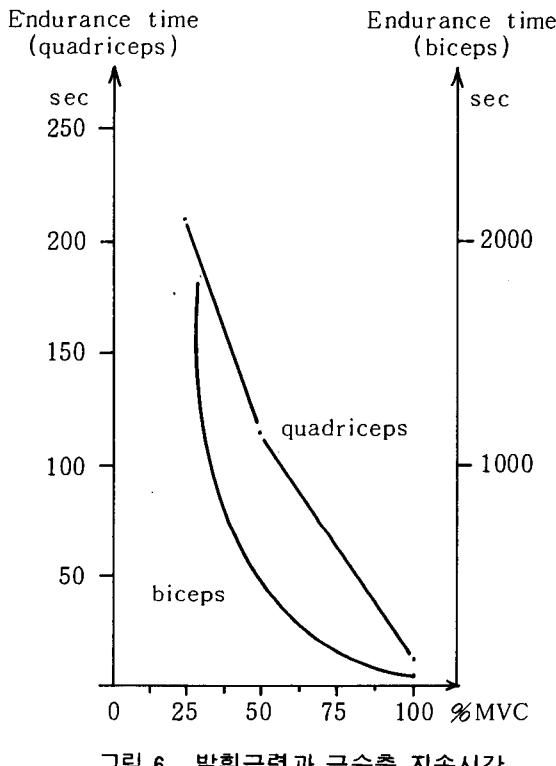


그림 6. 발휘근력과 근수축 지속시간

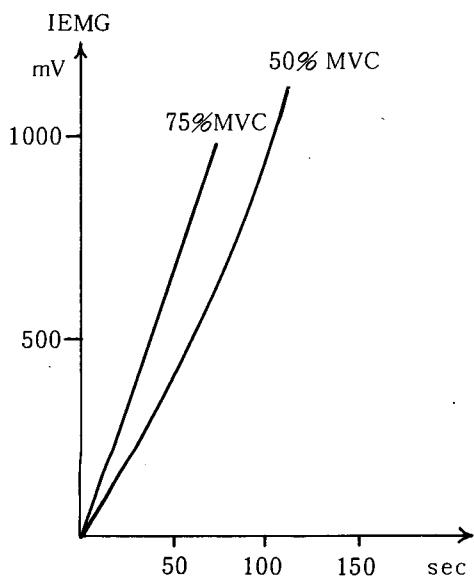


그림 7. IEMG의 변화

Integrated EMG (IEMG)

Rectified EMG signal을 근수축 지속시간동안 연속적으로 적분한 IEMG는 대퇴사두근에 대해서만 측정되었다. IEMG는 rectified EMG signal의 amplitude가 변화되는 데 따라 시간에 대한 증가율이 변화되었으며, 50 % MVC에서는 일차직선에 가까운 quadratic curve 형태로 그리고 75 % MVC에서는 linear한 형태로 증가되었다. (그림 7 참조)

IV. 분석 - 상완이두근과 대퇴사두근의 근육특성 비교

발휘근력과 motor unit의 동원 (recruitment)

발휘근력의 증가에 따르는 motor unit의 동원은 action potential이 작은 motor unit에서부터 보다 큰 action potential을 갖는 motor unit의 순서로 단계적으로 이루어진다는 사실이 알려져 있다. (16, 22, 23, 25, 26, 34, 54) 발휘하는 힘이 작은 경우(40 % MVC 이하) type S motor unit가 우선적으로 동원되며 이 motor unit은 action potential의 값이 작으므로 추가로 동원되는 motor unit에 의한 EMG amplitude의 증가도 작은 비율로 이루어진다. 그러나 발휘근력이 큰 경우(40 % MVC 이상) 큰 action potential 값을 갖는 type F motor unit이 동원되어 EMG amplitude의 증가에 주도적인 역할을 하며 이 때의 증가율은 큰 값을 갖게 된다. (6, 24, 42, 47, 53) 발휘근력이 증가됨에 따라 rectified EMG amplitude가 non-linear한 형태로 증가되는 것은 이와같은 motor unit의 단계적인 동원현상으로 설명될 수 있다.

발휘근력의 강도 변화에 따라 동원되는 motor unit의 종류를 파악하기 위하여 %MVC 값에 대응하여 측정된 상완이두근과 대퇴사두근의 rectified EMG amplitude 각각에 대한

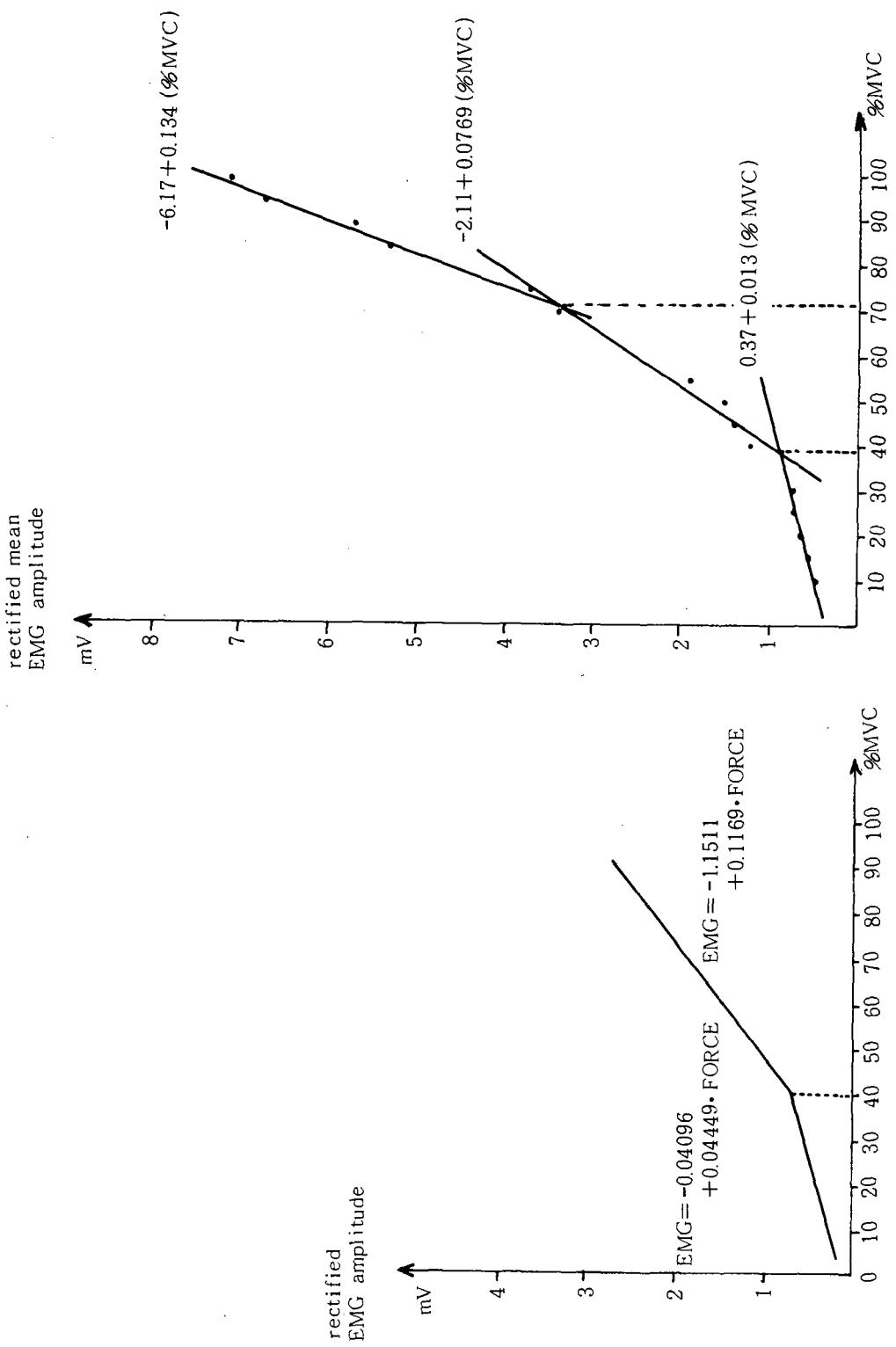


그림 8. '발휘근력에 대한 motor unit 의 동원'

다음의 분석이 수행되었다.

- Rectified mean EMG amplitude 가 급격히 증가되는 부분, 즉 보다 높은 action potential을 갖는 motor unit이 추가로 동원되는 경계부분을 제외하여 구간을 나누고, 이를 구간에서 linear regression을 실시하였다.
- 각각의 구간에서 regression에 이용된 rectified mean EMG amplitude 값들에 대한 pairwise comparison test를 실시하여 유의차(significant difference)를 조사하였다. (44)

이 결과 발휘근력의 강도(%MVC)와 rectified mean EMG amplitude의 관계를 표현하는 식이 얻어졌으며 검정결과 $\alpha = 0.025$ 에서 모두 유의차가 있는 것으로 나타났다. 다음 이들 regression line의 교차점을 계산하여 발휘근력의 범위에 해당되는 종류별 motor unit의 동원상태를 파악하였다. (그림 8, 표 2. 참조)

표 2. 발휘근력의 범위와 종류별 motor unit의 동원

(단위 : %MVC)

		I (S)	III (SF)	II (F)
type of motor unit				
근육	피로			
	실			
상완이두근	A	41	-	59
	B	49	-	51
대퇴사두근	C	38	33	29
	D	34	46	20
	E	31	48	21

근육피로와 motor unit의 동원

근육이 작업을 수행하는 초기에 동원되는 motor unit의 종류와 수는 발휘근력의 강도(%MVC)에 의하여 결정된다. 즉 발휘근력이 작을 때에는 action potential이 작은 값을 갖는 motor unit (type S motor unit)만으로 작업의 수행이 가능하지만, 요구되는 근력이

증가됨에 따라 동원되는 motor unit의 수가 증가되고 또 보다 큰 힘을 발휘할 수 있는 type F motor unit이 추가로 동원된다. [16, 21, 24, 25, 26, 34, 35, 36, 42]

한편 근육이 작업을 계속 수행하는 경우 동원된 motor unit에는 피로가 발생하여 수축력이 감소된다. 이 때 요구되는 근력을 계속 유지하기 위해서는 피로하여진 motor unit을 대신할 새로운 motor unit이 추가로 동원된다. 근육의 피로가 진행됨에 따라 추가로 동원되는 motor unit의 수는 계속 증가하게 되며, 근육이 포함하는 모든 motor unit이 동원되고 동원된 motor unit에 피로가 발생하여 요구되는 힘을 발휘하지 못하게 되었을 때 근육에 피로가 발생되었다고 한다. [21, 25, 34, 40, 48]

근육피로의 진행에 따라 motor unit이 추가로 동원될 때에는 추가동원되는 motor unit에 의한 EMG amplitude의 증가는 동원되는 motor unit의 종류와 수에 따라 그 증가율이 다른 값을 가지게 된다. [24, 27, 45]

상완이두근에 대한 수축-휴식의 주기적 작업에서 work cycle이 증가됨에 따라 rectified EMG amplitude는 그림 9와 같이 변화되었다. 이 결과는 다음과 같이 해석되었다.

- 50%MVC에서의 작업시 work cycle이 증가됨에 따라 rectified EMG amplitude는 증가율이 변화되었다. 이는 작업초기에 낮은 action potential을 가지는 motor unit이 동원되어 점차 그 수가 증가되고 이들 motor unit이 피로하여 진 후 보다 높은 action potential을 갖는 motor unit이 추가로 동원되고 있음을 나타낸다.

- 75%MVC 이상에서는 work cycle이 증가됨에 따라 rectified EMG amplitude가 일정한 증가율로 증가하였으며 이는 근수축 초기부터 모든 종류의 motor unit이 동시에 동원되고 있다고 볼 수 있다. [1, 34, 35, 36]

지속적 등장성수축을 수행한 대퇴사두근에

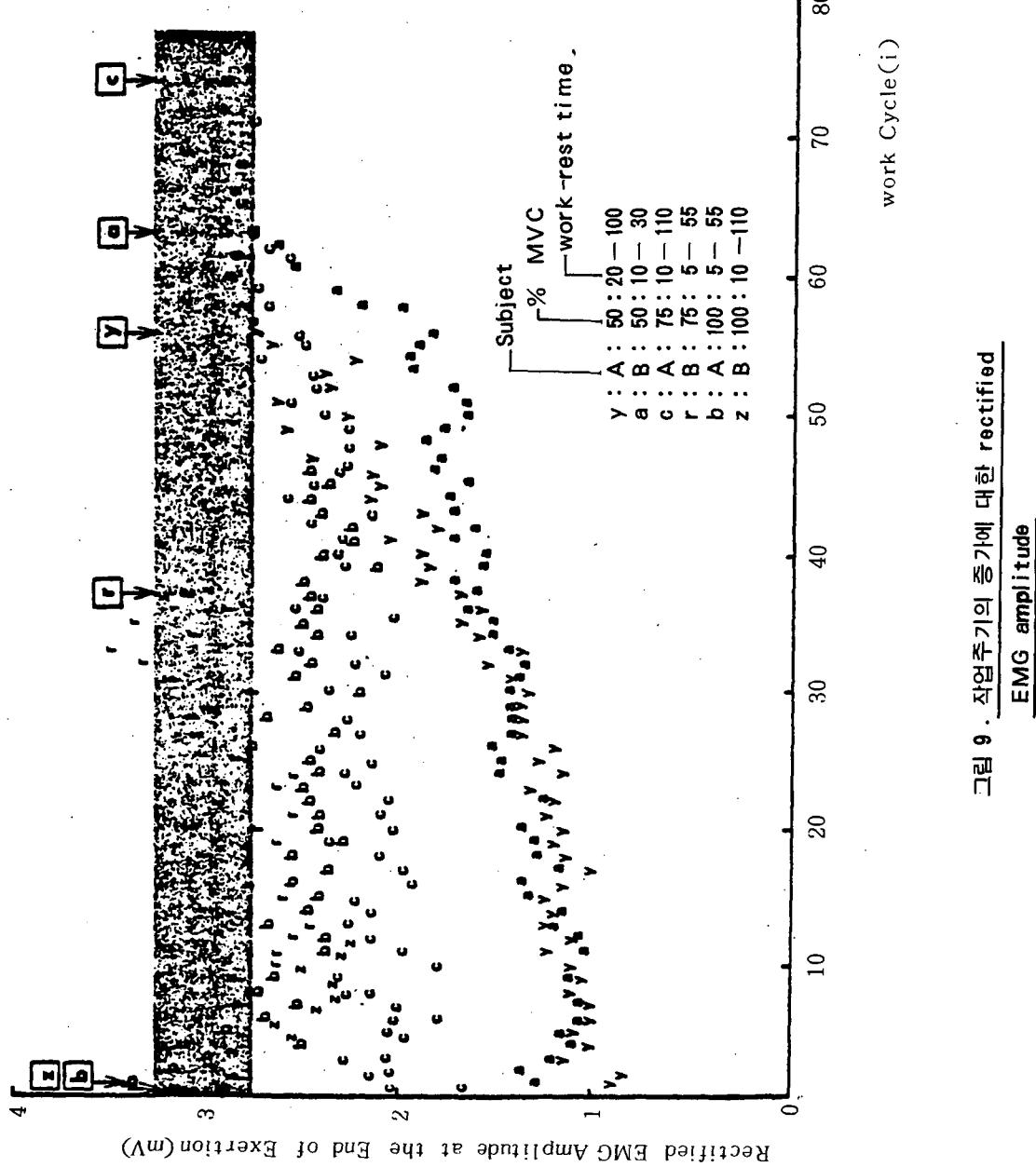


그림 9. 작업주기의 종기에 대한 rectified
EMG amplitude

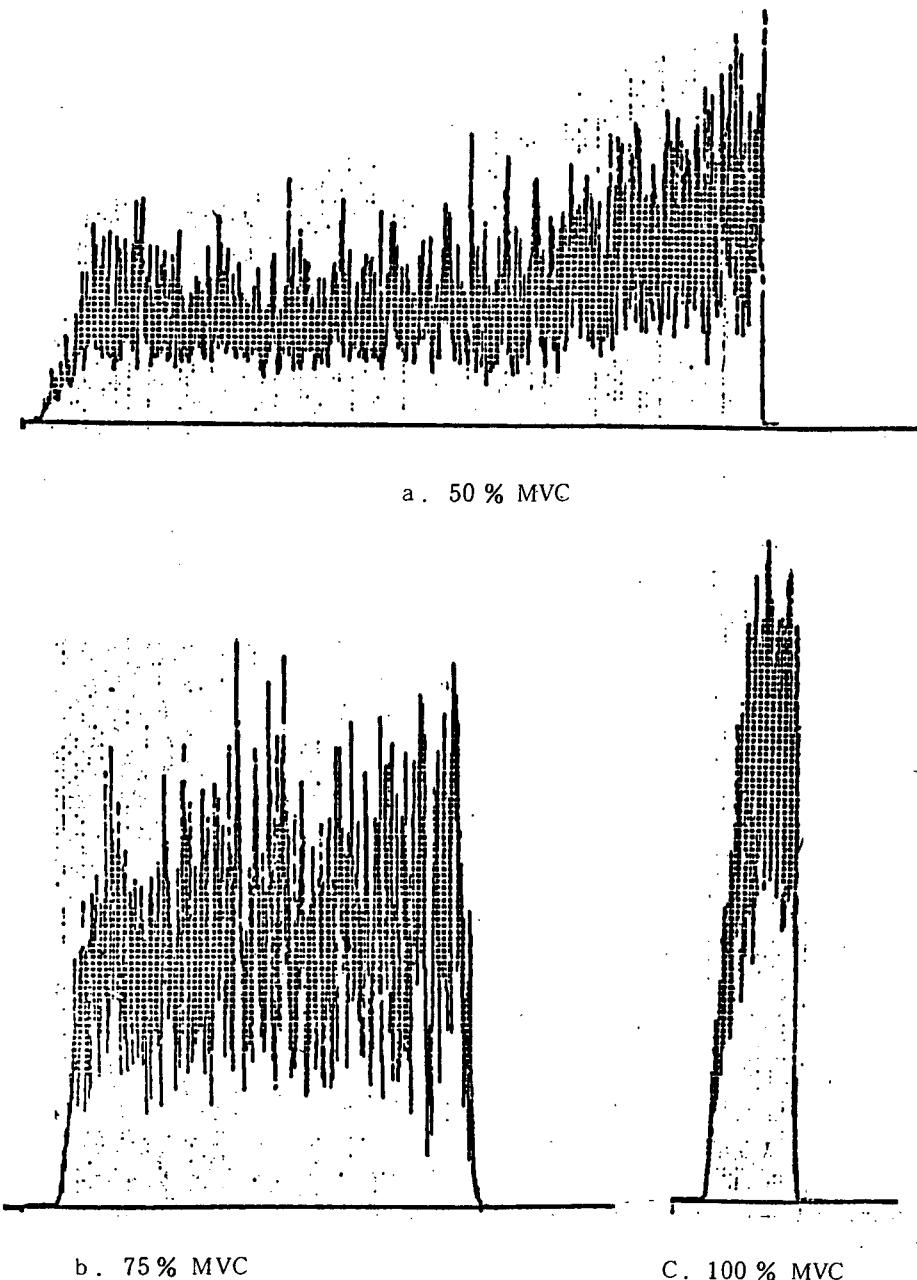


그림 10 . 지속적 등장성 수축시의 rectified
EMG signal

서도 이와 유사한 결과가 얻어졌다. 즉,
1. 50 % MVC에 대한 exertion 시 rectified mean EMG amplitude는 증가율이 변화되었으며 이는 낮은 action potential을 가지는 motor unit이 먼저 동원되고 그 뒤를 이어 높은 action potential의 motor unit이 추가로 동원되고 있음을 보여주었다.
(그림 10.a. 참조)

2. 75 % MVC 이상에서는 rectified EMG amplitude가 일정한 증가율로 계속 증가되어 이 근육이 포함하는 모든 종류의 motor unit이 동시에 동원되었다고 해석되었다.

〈그림 10. b, c. 참조〉

종류별 motor unit의 summated action potential

앞에서 분석된 발휘근력의 강도(%MVC)와 근육피로정도에 따른 rectified EMG amplitude의 변화량과 motor unit이 단계적으로 동원되는 현상을 이용하여 종류별 motor unit이 모두 동원될 때의 summated action potential이 계산되었다. 발휘근력과 근육의 피로상태에 따라 변화된 rectified EMG amplitude의 평균이 표 3에 나타나 있으며 피실험자 개인별로 계산된 summated action potential이 표 4에 정리되어 있다.

표 3. 발휘근력과 근육피로에 대한 rectified EMG amplitude

(단위 : mV)

근육 Condition	% MVC	상완이두근	대퇴사두근
수축초기 (not fatigue)	50	0.8	1.7
	75	1.5	3.5
	100	3.0	7.0
수축말기 (fatigue)	50	1.5	4.0
	75	2.3	4.5
	100	3.0	7.0

표 4. 종류별 motor unit의 summated action potential

(단위 : mV)

type of motor unit 피실험자	I (S)	III(SF)	II (F)
A	0.9	-	2.1
B	0.7	-	1.9
C	1.1	2.3	3.8
D	1.1	2.6	3.2
E	0.9	3.7	2.2

근수축 지속시간

발휘근력의 증가에 대한 근수축 지속시간은 상완이두근과 대퇴사두근 모두에서 감소되었다. 상완이두근에 대한 endurance time의 변화는 다음의 식과 같이 표현되었다.

endurance time

$$= 2935.1 - 36.579 (\% \text{MVC})$$

$$- 0.549 (\% \text{MVC}) (\text{Tr} / \text{Tw})$$

$$- 380.6 (\text{subject})$$

이 식에서 Tw는 수축시간(work period; sec.), Tr은 휴식시간(rest period; sec.)을 나타내고 subject는 피실험자 A인 경우 0, 피실험자 B인 경우 1을 그 값으로 가진다.

대퇴사두근에 대한 endurance time은 linear regression에 의하여 표 5와 같이 표현되었다.

표 5. 발휘근력과 근수축지속시간과의 관계

parameter 피실험자	intercept	slope
C	265.5	-2.680
D	292.5	-3.004
E	264.0	-2.592

이와같이 endurance time은 상완이두근이 negative exponential 함수 형태로 감소하는

데 반하여 대퇴사두근은 일차함수 형태로 감소되었다. 이는 상완이두근에 비하여 대퇴사두근이 중간정도의 발휘근력(50% MVC 내외)에서 근수축(exertion)을 오래 지속시킬 수 있음을 나타낸다.

대퇴사두근은 상완이두근에 비하여 type SF motor unit을 많이 포함하고 있으며, 이 type SF motor unit은 비교적 큰 힘을 발휘하면서도 쉽게 피로가 발생되지 않는다.[1,34,39,52] 그리고 근 수축시 중간정도의 발휘근력(30~80% MVC)에서 이 type SF motor unit이 동원되는 사실등을 종합하면 근수축 지속시간에 대하여 상완이두근과 대퇴사두근이 나타내는 차이가 설명될 수 있다.

V. 결 론

상완이두근과 대퇴사두근의 근육특성을 비교하기 위하여 수행된 실험과 분석을 통하여 다음과 같은 결과들이 얻어졌다.

1. 최대근력(MVC) 발휘시 기록되는 rectified mean EMG amplitude는 상완이두근에서 2.6~3.0 mV, 대퇴사두근에서 6.8~7.2 mV로 나타났다.

2. 발휘근력에 대한 motor unit의 동원은 상완이두근의 경우 type S motor unit이 41~49% MVC, type F motor unit이 51~59% MVC의 범위에서 이루어졌으며, 대퇴사두근에서는 type S motor unit이 31~38% MVC, type SF motor unit이 33~48% MVC, 그리고 type F motor unit이 21~29% MVC의 범위에서 동원되었다.

3. 근수축 지속시간은 상완이두근에서 negative exponential 함수 형태로 감소하는데 비하여 대퇴사두근에서는 일차함수 형태로 감소되었다. 이는 상완이두근이 주로 type S와 type F motor unit으로 구성되어 있는데 반하여 대퇴사두근은 type S와 type F motor unit 외에 type SF motor unit을 포함하고 있다는 연구결과[14, 27, 33, 34, 49, 50]

를 뒷받침 하였다.

참 고 문 헌

1. 이 구형. 1981. EMG의 정량적 분석을 이용한 대퇴사두근의 개인근력 추정에 관한 연구. 공학석사학위논문. 서울대학교
2. Armstrong, R.B., P. Marum, C.W. Saubert IV, H.J. Seeherman, and C.R. Taylor. 1977. Muscle fiber activity as a function of speed and gait. J. Appl. Physiol. 43(4):672-677.
3. Astrand, P.O., and K. Rodahl. 1970. Textbook of Work Physiology. McGraw-Hill.
4. Barham, J.N., and E.W. Wooten. 1973. Structural Kinesiology. Macmillan.
5. Bigland, B., and O.C.J. Lippold. 1954. Motor unit activity in the voluntary contraction of human muscle. J. Physiol. 125;322-335.
6. Brown, W.F., and H.S. Milner - Brown. 1976. Some electrical properties of motor units and their effects on the methods of estimating motor unit

- numbers. J. Neurol.
Neurosurg. Psychiat. 39;
249-257.
7. Burke, D., N.F. Skuse, and
A.K. Lethlean. 1974.
Isometric contraction of
the abductor digiti minimi
muscle in man. J. Neurol.
Neurosurg. Psychiat. 37;
825-834.
8. 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 gast-
rocnemius. Science, 174;
709-712.
9. Burke, R.E., D.N. Levine,
P. Tsairis, and F.E. Zajac.
1973. Physiological types
and histochemical profiles
in motor units of the cat
gastrocnemius. J. Physiol.
234;723-748.
10. Chaffin, D.B. 1969. Elec-
tromyograph - 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. Elec-
- tromyograph Research for
Industrial Application.
1st year reports for Western
Electric co. Human Perform-
ance Group. Univ. of Michi-
gan. Ann Arbor, 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, Ann Arbor,
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. Davies, D.V. 1967. Gray's
Anatomy. 34th edition.
Longmans.
16. De Luca, C.J. 1979. Physio-
logy and mathematics of
myoelectric signals. IEEE
Transactions on Biomedical
Engineering. BME-26(6);
313-325.
17. Edstrom, L. 1970. Selective
atrophy of red muscle fibers
in the quadriceps in long-
standing knee-joint dysfunc-

- tion injuries to the anterior cruciate ligament. J. Neurol. Sci. 11;551-558.
18. Fox, J.R., J.E. Rondall. 1970. Relationship between forearm tremor and the biceps electromyogram. J. Appl. Physiol. 29(1);103-108.
19. Freivalds, A., M. Lee, and D.B. Chaffin. 1979. Towards a rest allocation scheme for sequential static muscle exertions. Human Factors Society Annual Meeting (Fall). Boston, Massachusetts.
20. Fuglsang - Frederiksen, A., U. Scheel, and F. Buchthal. 1976. Diagnostic yield of analysis of the pattern of electrical activity and of individual motor unit potentials in myopathy. J. Neurol. Neurosurg., Psychiat. 39;742-750.
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. 1977. Firing rate and recruitment order of toe extensor motor units in different modes of voluntary contraction. J. Physiol. 264;865-879.
23. Grimby, L., and J. Hannerz. 1968. Recruitment order of motor units on voluntary contraction; Changes induced by proprioceptive afferent activity. J. Neurol. Neurosurg. Psychiat. 31;565-573.
24. Gydkov, A., and D. Kosarov. 1973. The influence of various factors on the shape of the myopotentials in using monopolar electrodes. Electromyogra. Clin. Neurophysiol. 13;319-343.
25. Hammarberg, Co., and J-o. Kellerth. 1975. Studies of some twitch and fatigue properties of different motor unit types in the ankle muscles of the adult cat. Acta Physiol. scand. 95;231-242.
26. Hannerz, J. 1974. Discharge properties of motor units in relation to recruitment order in voluntary contraction. Acta Physiol. Scand.

- 91;374-384.
27. Hulten, B., A. Thorstensson, B. Sjodin, and J. Karlsson. 1975. Relationship between isometric endurance and fiber types in human leg muscles. Acta. Physiol. scand. 93;135-138.
28. Hultman, E., J. Bergstrom, and N.M. Anderson. 1967. Breakdown and resynthesis of phosphorylcreatine and adenosine triphosphate in connection with muscular work in man. Scand. J. clin. lab. invest. 19;56-66.
29. Karpovich, P.V., and W.E. Sinning. 1971. Physiology of Muscular Activity. 7th edition. W.B. Saunders.
30. Kelley, D.L. 1971. Kinesiology; Fundamental of Motion Description Prentice-Hall.
31. 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.
32. Komi, P.V., and J. Karlsson. 1978. Skeletal muscle fiber types, enzyme activities and physical perform-
- ance in young males and females. Acta Physiol. scand. 103;210-218.
33. Kugelberg, E., and L. Edstrom. 1968. Differential histochemical effects of muscle contractions on phosphorylase and glycogen in various types of fibers; Relation to fatigue. J. Neurol. Neurosurg. Psychiat. 31;415-423.
34. Lee, M. 1979. A Stochastic Model of Muscle Fatigue in Frequent Strenuous Work Cycles. Ph. D. Dissertation Univ. of Michigan.
35. Lee, M., S.M. Pollock, and D.B. Chaffin. 1979. A stochastic model of muscle fatigue in cyclic heavy exertions - Formulation. K.I.I.E. 5(2);21-36.
36. Lee, M. 1980. A stochastic model of muscle fatigue as a monitor of individual muscle capability. K.I.I.E. 6(1);27-38.
37. Lloyd, A.J. 1971. Surface electromyography during sustained isometric contractions. J. Appl. Physiol. 30(5);713-719.
38. McComas, A.J., P.R.W.

- Fawcett, M.J. Campbell, and R.E.P. Sica. 1971. Electro-physiological estimation of the number of motor units within a human muscle. J. Neurol. Neurosurg. Psychiat. 34;121-131.
39. McDonagh, J.C., M.D. Binder, R.M. Reinking, and D.G. Stuart. 1980. Tetrapartite classification of motor units of cat tibialis posterior. J. Neurophysiol. 44(4);696-712.
40. Metron, P.A. 1954. Voluntary strength and fatigue. J. Physiol. 123;553-564.
41. Milner-Brown, H.S., R.B. Stein, and R. Yemm. 1973. The contractile properties of human motor units during voluntary isometric contractions. J. Physiol. 228; 285-306.
42. Milner-Brown, H.S., and R.B. Stein, 1975. The relation between the surface electromyogram and muscular force. J. Physiol. 246; 549-569.
43. Milner-Brown, H.S., and W.F. Brown. 1976. New methods of estimating the number of motor units in a muscle. J. Neurol. Neurosurg. Psychiat. 39;258-265.
44. Neter, J., and W. Wasserman. 1974. Applied Linear Statistical Models. Richard D. Irwin, Inc.
45. Nilsson, J., P. Tesch, and A. Thorstensson, 1977. Fatigue and EMG of repeated fast voluntary contractions in man. Acta Physiol. scand. 101;194-198.
46. Sica, R.E.P., and A.J. McComas. 1971. Fast and slow twitch units in a human muscle. J. Neurol. Neurosurg. Psychiat. 34; 113-120.
47. Stalberg, E., and L. Antoni. 1980. Electrophysiological cross section of the motor unit. J. Neurol. Neurosurg. Psychiat. 43;469-474.
48. Stephens, J.A., and A. Taylor. 1972. Fatigue of maintained voluntary muscle contraction in man. J. Physiol. 220;1-18.
49. Tesch, P., and J. Karlsson, 1978. Isometric strength performance and muscle fiber type distribution in man. Acta Physiol. scand. 103;47-51.

50. Thorstensson, A., and J. Karlsson. 1976. Fatiguability and fiber composition of human skeletal muscle. Acta Physiol. scand. 98;318-322.
51. Tortora and Anagnostakos. 1978. Principles of Anatomy and Physiology. 2nd edition. Canfield Press.
52. Vander, A.J., J.H. Sherman, and D.S. Luciano. 1975. Human Physiology - The Mechanisms of Body Function 2nd edition. McGraw-Hill.
53. 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.
54. Zunica, E.N., and D.G. Simons. 1969. Nonlinear relationship between averaged electromyogram potential and muscle tension in normal subjects. Arch. Phys. Med. Rehabil. 50;613-620.