대한생리학회지 : 제18권 제 1 호

젊은 여성의 발동작과 몇몇 하퇴근 근전도와의 관계

서울대학교 의과대학 생리학교실

최 명 애 · 신 동 훈

=Abstract=

Relationship between Movements of the Foot and Electromyographic Activities of Lower Leg Muscles in Young Women

Myoung Ae Choe and **Dong Hoon Shin**

Department of Physiology, College of Medicine, Seoul National University

As the crippled persons work mostly in a sitting position and would be engaged in a foot-pressing job, it is necessary to assess their degree of participation of important muscles in various modes of foot activities. In this regard, it deems to be urgent to establish the reference standards for healthy persons.

The present study has been undertaken to determine the degree of participation of the M. tibialis anterior, M. gastrocnemius and M. soleus in heel pressing, foot-flat pressing and forefoot pressing motion under varying forces, and in order to compare the electrical activities of three muscles with each other, and to analyze the time sequence between force and appearance or disappearance of EMG recording.

Sixty-three healthy young women ranging from age of 18 to 23 were examined.

The results obtained were as follows:

1. Participation of three muscles in foot movement under varying forces:

A) Both gastrocnemius muscles or left soleus muscle did not contribute to heel pressing motion. Activity of both tibialis anterior muscles was the greatest among three muscles at heel pressing motion and the degree of their activities was proportional to force.

B) Activities of left tibialis anterior muscle and both gastrocnemius muslces were negligible under 3 kg force at foot-flat pressing movement.

Left gastrocnemius muscle did not contribute to foot-flat pressing under 6 or 9 kg force. Although activities of both soleus muscles and both tibialis anterior muscles were small, the degree of their activities increased with force at foot-flat pressing movement.

C) Activities of both tibialis anterior muscles were negligible under 3 kg force at forefoot pressing motion. Activity of both soleus muscles was the greatest among 3 muscles and the degree of their activities increased with force at forefoot pressing motion. Both tibialis anterior muscles participated in forefoot pressing motion with severe exertion.

2. Electrical activities by foot movement under varying forces:

A) Electrical activities were prominent in both tibialis anterior muscles and the level of their activities was linear with force at heel pressing motion. The degree of participation of both soleus muscles was small at heel pressing motion.

B) Electrical activity of tibialis anterior muscle was the greatest among 3 muscles at

foot-flat pressing movement and was followed by that of soleus muscle. Level of electrical activities increased with force in left soleus muscle and right tibialis anterior muscle at foot-flat pressing movement.

C) Electrical activity of both soleus muscles was the greatest among 3 muscles at forefoot pressing movement and that of tibialis anterior muscle was next to soleus muscle. Level of electrical activities was proportional to force in left tibialis anterior muscle, right gastrocnemius muscle and both soleus muscles at forefoot pressing movement.

3. Time between starting signal and initiation of contraction of heel pressing and forefoot pressing motion in 3 muscles was longer than that of foot-flat pressing movement. Time of relaxation in 3 muscles was longer than that of contraction under varying forces. EMG recording appeared before initiation of contraction in both tibialis anterior muscles at heel pressing motion and in both soleus muscles at forefoot pressing movement under varying forces. Time of initiation of contraction was similar in both sides of tibialis anterior muscles under varying forces and time of onset of contraction at foot-flat pressing motion was the shortest.

4. Forefoot pressing movement would be encouraged in paralysis of tibialis anterior muscle, while heel pressing motion would be encouraged in paralysis of triceps surae muscle.

서 론

직립 자세에서 앞쪽이나 뒷쪽으로 몸을 기울이게 할 때에 완전한 불균형(complete imbalance)을 막기 위해 근육에서 보상적인 활동(compensatory activity)이 일어나고, 약간의 체중 이동이 있어도 반사적 자세 조정(reflex postural adjustment)이 신경계통을 통해 반응하고 있으며 그 반응이 극히 미소한 경우 근전도 상으로만 보상적인 활동을 발견할 수 있다(Carlsöö, 1964). 몸을 앞쪽으로 기울이면 비복근(gastrocnemius muscle)의 활동이 증가되고 뒷쪽으로 기울이면 전경골근(tibialis anterior muscle)의 활동이 증가된다(O'Connell, 1958). 두 발을 땅에 딛고 몸 전체를 앞으로 약간 기울일 때 가장 안정감이 있게되며 두발을 땅에 딛고 몸 전체를 뒤로 기울일 때 즉 발 끝으로 서거나 뒷굽이 높은 신을 신은 경우 가장 안정감이 적다는 사실은 잘 알려져 있다.

여성들이 신고 있는 구두 뒷굽의 높이는 5~9 cm 의 범위내에 있다. 뒷굽이 높은 신을 신은 경우 신체의 장축방향과 중력방향 사이에 작은 각도를 형성하여 앞으로 기울이게 되므로 이것을 보상하기 위해 발목관절에 작용하는 근육의 수축을 필요로 한다. 중력중심이 앞쪽으로 이동되므로 비복근(gastrocnemius muscle)과 장비골근(peroneus longus muscle)의 활동을 증가시킨다(Basmajian and Bentzon, 1954)고 했고 장딴지 근육(calf muscle)중 특히 가자미근(soleus muscle)의 활동이 증가되며 몸을 앞, 뒷쪽으로 약 5°정도 움직여도 전 후 하지근육의 반사 활동을 일으킨다고 설명했다(Joseph and Nightingale, 1956). 맨발로 섰을 때와 뒷굽이 높은 구두를 신었을 때 하퇴근육의 근전도상의 활동을 비교한 결과 맨발로 섰을 때 전경골근(tibialis anterior muscle)의 활동이 많았고 뒷굽이 높은 구두를 신은 경우 대부분의 피험자에서 비복근(gastrocnemius muscle)과 장비골근(peroneus longus muscle)이 적극적으로 참여했다고 보고했다(최). 하지근의 기능을 자세와 관련시켜 연구한 보고나(Carlsöö, 1964; Joseph and Nightingale, 1952; Houtz and Fischer, 1961; Okada, 1972; Portnoy and Morin, 1956) 직립 자세에서 하퇴근의 활동과 족궁(arch of the foot)에 대한 근육의 지지를 동시에 고려한 보고도 있으며(Smith, 1954; Basmajian and Bentzon, 1954) 슬관절을 90°굴곡시킨 상태와 서 있는 자세에서 발을 움직이는 동안 하퇴근의 상호작용을 비교한 업적도 발표되었다(O'Connell, 1958).

이와같이 체중을 지지하는 상태에서 하퇴근의 활동에 대한 연구는 활발히 진행되어 왔으나 체중을 배제한 상태, 즉 좌위에서 발의 등작에 따른 하퇴근의 참여도에 대한 연구는 별로 없는 실정이다.

지체부자유자의 경우 자력으로 일상생활을 영위하고 더 나아가서는 사회로 다시 돌아가서 생산적인 일에 종사할 수 있도록 유도하는 것이 바람직하나 사회로

다시 돌아가려면 장애의 정도와 작업능력을 평가할 필요가 있다. 하지장애가 있는 경우 하퇴 근력이 약하여 중력을 감당하고 자세 및 균형을 유지하기 어렵기 때문에 주로 앉아서 상지를 움직이거나 발을 움직이는 작업을 해야 한다. 즉 앉아서 하는 일이 많고 앉은 자세에서 발바닥으로 내리눌러 작업을 할 때에 각종 하퇴근육의 참여도를 점검해 볼 필요성이 있으나 이때에 기준으로 삼을 정상인의 앉은 자세에서의 하퇴 근력에 대한 자료가 거의 없는 실정이다. 성인 여성에서의 기준치를 만들기 위하여 발의 굴곡과 신전운동에서 주동근의 구실을 하는 전경골근, 비복근, 가자미근(백, 1982; Anson, 1966; Anthony and Kolthoff, 1975; Anthony and Thibodeau, 1980; Basmajian, 1980; Bowen, et al., 1941; Crafts, 1979; Gardner, et al., 1975; Gray, 1966; Hollinshead, 1974; Jacob, et al., 1982; Langley, et al., 1958; Luciano, et al., 1978; Millard, et al., 1956; O'Connell, 1958; Williams and Warwick, 1980)을 택하여 이들 근육이 발 뒤축으로 누르는 동작, 발 전체로 누르는 동작, 발 앞으로 누르는 동작에 참여하는가의 여부를 부하를 다르게 하면서 관찰하려고 하였으며 가능하면 근의 전기적 변화로 표시되는(Gottlieb and Agarwal, 1971; Lloyd, 1971; Basmajian, 1979; Eason, 1960; Gottlieb and Lippold, 1954; Bouisset and Maton, 1972) 활동의 양상을 양적으로 서로 비교해 보려고 하였고 근력과 근전도의 발생 및 소실시간 관계를 비교 분석하여 앞으로 하지 부자유 환자 재활지도에 이용할 수 있도록 본 연구를 시행하였다.

실 험 방 법

1) 실험대상

건강한 대학교 2,3학년 여학생 63명을 대상으로 하였으며 대상자의 연령은 평균 20.4세이고 신장은 158.7 cm, 체중은 49.8 kg이었다(Table 1).

Table 1. Physical Characteristics of Subjects(63 Female college students)

	M±SD	Range
Age	20.4±0.9	18~ 23
Height(cm)	158.7±4.5	150~170
Weight(kg)	49.8±4.45	39~ 58

M±SD: Mean±Standard deviation

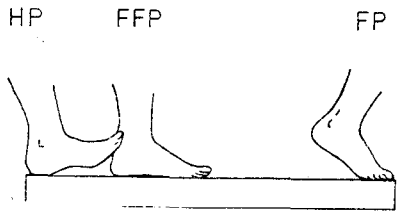

Fig. 1. Motion of the foot.
HP: Heel pressing
FFP: Foot-flat pressing
FP: Forefoot pressing

2) 실험방법

원판(disk)모양의 직경 4 mm의 은판 표면전극(silver surface electrode)을 2 cm 간격을 두고 각 근육에 부착시키고 기준전극(reference electrode)을 기록전극(recording electrode)과 평행하게 부착시켰다. 발동작은 발뒤축으로 누르는 동작(heel pressing), 발 전체로 누르는 동작(foot-flat pressing), 발 앞으로 누르는 동작(forefoot pressing)등이며(Fig. 1) 앉은 자세에서 발판에 발을 올려놓고 정해진 힘(3, 6, 9 kg)을 주면서 세가지 동작을 좌·우측에서 실시하게 하였다. 기록하기 전에 발동작을 피험자에게 시범을 보이었고 몇차례 연습하여 동작을 익히게 하였다.

사용한 기계는 4 channel physiograph(model MK-2V, Narco biosystem)로 1 st channel에 High gain coupler(type 7180), 2nd channel에 Integrator coupler(type 7303), 3 rd channel에 Transducer coupler(type 7173)을 연결하였다.

기계의 표준화는 근전도 기록의 경우 500 μv의 입력이 1.5 cm의 진폭으로 나타나게 하였고 Integrator EMG는 100 μv.s의 입력이 1 cm의 진폭으로 나타나게 하였으며 근력곡선(force curve)은 3 kg이 6 mm의 크기로 기록되게 하였다.

근전도 기록 : 근전도용 Preamplifier(high gain coupler)로서 전기적 변화를 증폭한 후 Physiograph상에 5 mm/sec의 속도로 기록하였다.

Integrated EMG의 기록 : 근전도 반응을 기록함에 있어서 근활동의 변화를 수량화시키기 위해 Integrated EMG를 기록하였다. 근전도용 Preamplifier(1st channel)와 Integrator coupler(2 nd channel)를 연결하여 2초 간격으로 Integrated EMG를 기록하였다.

근력(force)의 기록 : 세가지 발동작을 하면서 힘이 3, 6, 9 kg이 되도록 발판을 누르게 했고 3 rd channel

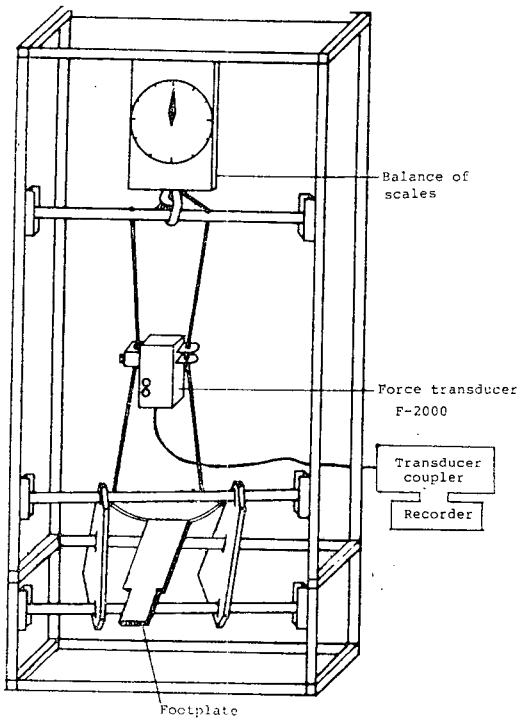

Fig. 2. Scheme of Experimental Equipment.

에 기록하였다. 정해진 근력크기보다 더 크거나 작게 기록되면 다시 동작을 하게 하였다. 근력 변환기(force transducer)가 변환시킬 수 있는 최대의 힘이 2 kg이나 실제 힘을 내게 한 것은 2 kg이상(3, 6, 9 kg)이므로 변환기에 전달되는 힘을 약화시키되 3 kg, 6 kg, 9 kg의 힘을 주었을 때 거의 직선적인 관계로 기록되도록 하였다(Fig. 2).

전극 부착 부위는 Fig. 3에서 보는 바와같이 전경골근(tibialis anterior muscle), 비복근의 외측두(lateral head of gastrocnemius muscle), 가자미근의 내측두(medial head of soleus muscle)에 각각 한 쌍의 기록전극을 근섬유와 평행하게 부착시켰고 기준전극은 이 전극과 평행하게 아랫쪽으로 부착시켰다. 기준전극은 Ground에 연결시켰고 두 기록전극간의 전압차를 기록하였다. 부착부위는 알콜 스폰지로 충분히 닦고 전극용 Jelly를 묻혀 한 쌍의 전극 사이의 간격을 2 cm로 하여 접착 테이프로 고정시켰다. 필요하면 더 좋은 기록을 얻기 위해 기록전극의 위치를 약간 이동시켰다.

3) 분석방법

(1) 전기적 활동(electrical activity) : 힘주기 시작할

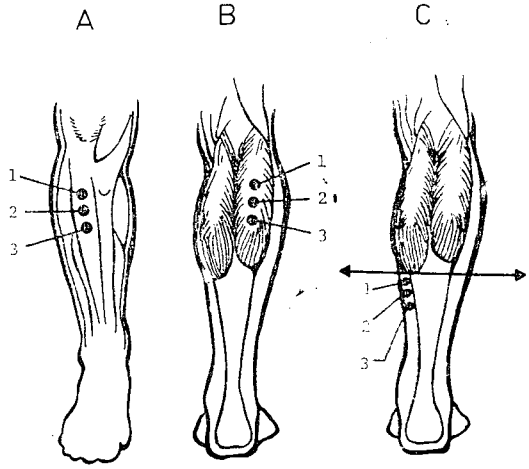

Fig. 3. Location of Electrodes.
A. Tibialis anterior muscle
B. Lateral head of gastrocnemius muscle
C. Medial head of soleus muscle
1.2. Recording electrodes
3. Reference electrode

때부터 근수축이 95%이완될 때까지의 전압변동에 해당하는 Integrated EMG기록을 잘라서 무게를 재고 시간으로 나누어 평균 높이를 측정함으로써 전기적 활동의 정도를 상호 비교할 수 있었다(Fig. 4).

(2) 근력곡선(force curve)과 근전도 기록의 시간관계 : 근력과 근전도 기록의 시간 간격을 Fig. 4에서 보는 바와같이 t_1, t_2, t_3, t_4로 구분하였다.

t_1; 동작시작 신호로부터 근력이 기록상에 나타날 때까지의 시간 간격*

t_2; 동작시작 신호로 부터 근전도 기록이 나타날 때까지의 시간 간격

t_3; 힘빼기 시작부터 95%이완될 때까지의 시간 간격

t_4; 힘빼기 시작부터 근전도 기록이 안정상태의 기록이 될 때까지의 시간 간격*

* 근전도 기록이 동작시작 신호보다 먼저 나타날 때의 t_2와 힘빼기 시작보다 먼저 끝날때의 t_4는 마이너스(−)값으로 처리하였다.

실 험 성 적

실험대상자 63명중 21명은 우측 근육의 활동만을 측정했고 나머지 42명은 좌·우측 근육의 활동을 측정하였다.

1) 근력을 달리한 상태에서 각 근육의 참여도

(1) 발뒤축으로 누르는 동작(HP) : 3 kg부하시 우측

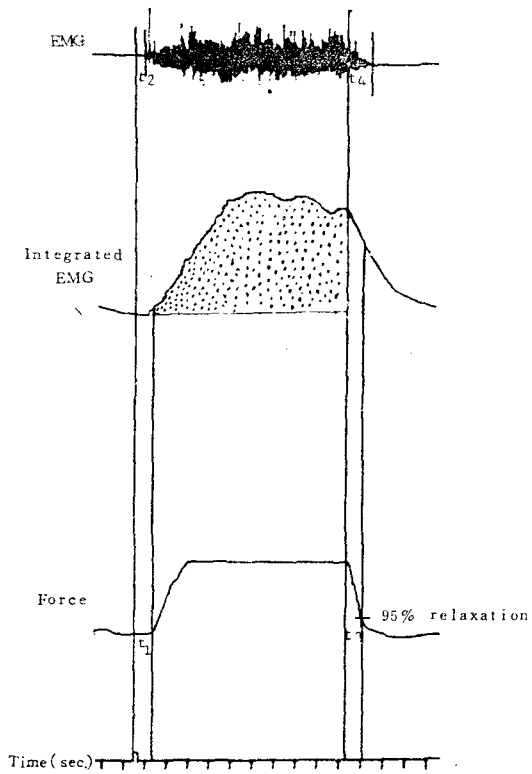

Fig. 4. Time between Force and EMG Recording

t_1: Interval between starting signal and initiation of contraction.

t_2: Time between starting signal and appearance of EMG recording.

t_3: Interval between end of contraction and time of 95% relaxation in the force curve.

t_4: Time between end of contraction and end of EMG recording.

Integrated EMG area was marked with dots.

전경골근이 79.4%, 좌측 전경골근이 59.5% 참여했으며 좌측 비복근은 참여하지 않았고

6 kg 부하시 우측 전경골근이 83.9%, 좌측 전경골근이 66.7% 참여했고 좌 · 우측 비복근은 참여하지 않았다.

9 kg 부하시 우측 전경골근이 88.9%, 좌측 전경골근이 66.7% 참여하였고 좌 · 우측 비복근은 참여하지 않았다.

이상을 요약하면 Table 2와 Fig. 5의 HP에서 보는 바와같이 3, 6, 9 kg 부하에서 좌 · 우측 비복근이나 좌측 가자미근의 참여가 없었고 우측 가자미근은 3, 6, 9 kg 부하에서 각각 4.8%, 4.9%, 6.5%정도로 소수에서 참여함을 보이었으며 부하 증가에 따라 참여도가 증가하는 경향이 있었다. 3, 6, 9 kg 부하에서 좌 · 우측 전경골근의 참여도가 60%이상이었고 우측이 좌측에 비해 참여정도가 더 컸다. 또한 좌 · 우측 모두 부하가 커짐에 따라 참여정도가 증가하였다.

(2) 발 전체로 누르는 동작(FFP) : 3 kg 부하시 전경골근이 1.6%로 극히 소수에서 참여했고 좌측 전경골근과 좌 · 우측 비복근이 참여하지 않았으며 좌 · 우측 가자미근은 각각 2.4%, 4.8%가 참여하였다.

6 kg 부하시 좌 · 우측 전경골근은 7.1%, 6.3%가 참여하였고 우측 비복근은 3.2% 참여하였으며 좌측 비복근은 참여하지 않았고 우측 가자미근은 16.1%, 좌측 가자미근은 7.1% 참여하였다.

9 kg 부하시 좌 · 우측 전경골근은 각각 9.5%, 12.7%에서 참여하였고 우측 비복근은 1.6%로 미약하게 참여하였으나 좌측 비복근은 참여하지 않았으며 좌 · 우측 가자미근은 각각 16.7%, 21.3%의 참여도를 보이었다.

3 kg 부하시 좌측 전경골근과 좌 · 우측 비복근, 6, 9 kg 부하시 좌측 비복근이 참여하지 않았음을 알 수 있고 3 kg 부하시 우측 전경골근이 1.6%, 좌 · 우측 가자미근이 각각 2.4%, 4.8%로 참여정도가 적었고 좌 · 우측 전경골근, 좌 · 우측 가자미근에서 부하 증가에 따라 참여도가 증가하였다. Table 2와 Fig. 5의 FFP에 발 전체로 누르는 동작을 할때의 각 근육의 참여도를 나타내었다.

(3) 발 앞으로 누르는 동작(FP) : 3 kg 부하시 좌 · 우측 전경골근이 참여하지 않았고 좌 · 우측 비복근이 각각 17.1%, 12.7% 참여하였고 좌 · 우측 가자미근은 각각 38.1% 54.8%에서 작용하였다.

6 kg 부하시 좌 · 우측 전경골근이 동일하게 4.8%, 좌 · 우측 비복근이 각각 21.4%, 22.95%, 좌 · 우측 가자미근이 각각 47.6%, 60.5%에서 작용하였다.

9 kg 부하시 좌 · 우측 전경골근이 각각 7.3%, 19.4%, 좌 · 우측 비복근이 각각 23.8%, 30.2%, 좌 · 우측 가자미근이 각각 50%, 72.1%정도로 참여하였다.

3 kg 부하시 좌 · 우측 전경골근의 작용이 없었고 3, 6, 9 kg 부하에서 모두 좌 · 우측 가자미근이 좌 · 우측 비복근에 비해 참여도가 컸고 좌 · 우측 가자미근이나 비복근은 부하 증가에 따라 참여도가 증가하였다(Table 2와 Fig. 5의 FP에 발 앞으로 누를 때의 여러 근육의 참여도를 나타내었다.

Table 2. Frequency* of Electrically Responded Subjects

Force (kg)	PH			FFP			FP		
	TA	GC	S	TA	GC	S	TA	GC	S
R — 3	50/63 (79.4)	0/63 (0)	3/63 (4.8)	1/63 (1.6)	0/63 (0)	3/63 (4.8)	0/61 (0)	8/63 (12.7)	34/62 (54.8)
L —	25/42 (59.5)	0/42 (0)	0/42 (0)	0/42 (0)	0/42 (0)	1/42 (2.4)	0/42 (0)	7/41 (17.1)	16/42 (38.1)
R — 6	52/62 (83.9)	0/61 (0)	3/61 (4.9)	4/63 (6.3)	2/63 (3.2)	10/62 (16.1)	3/63 (4.8)	14/61 (22.95)	38/63 (60.3)
L —	28/42 (66.7)	0/42 (0)	0/42 (0)	3/42 (7.1)	0/42 (0)	3/42 (7.1)	2/42 (4.8)	9/42 (21.4)	20/42 (47.6)
R — 9	56/63 (88.9)	0/63 (0)	4/62 (6.5)	8/63 (12.7)	1/63 (1.6)	13/61 (21.3)	12/62 (19.4)	19/63 (30.2)	44/61 (72.1)
L —	28/42 (66.7)	0/42 (0)	0/42 (0)	4/42 (9.5)	0/42 (0)	7/42 (16.7)	3/41 (7.3)	10/42 (23.8)	21/42 (50)

* Electrically responded subjects/total No. of subjects. ( ): %

HP: Heel pressing　　TA: Tibialis anterior muscle　　R.: Right

FFP: Foot-flat pressing　　GC: Gastrocnemius muscle　　L.: Left

FP: Forefoot pressing　　S: Soleus muscle

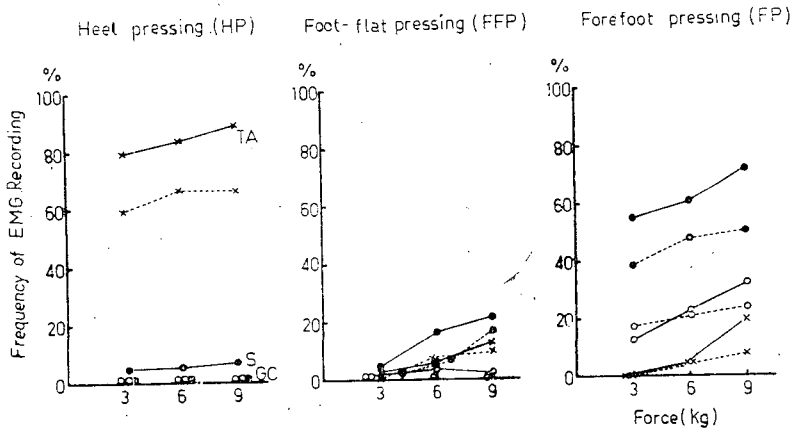

Fig. 5. Frequency of EMG Appearance under Varying Loads. Frequency of EMG recording was the highest in tibialis anterior muscle at heel pressing motion, soleus muscle was recorded electrically more than half of subjects at forefoot pressing motion and frequency of EMG recording was the lowest in 3 muscles at foot-flat pressing movement. Frequency of EMG recording was depended on load and type of movement for 3 muscles.

	Right (R)	Left (L)
M. Tibialis anterior	(TA) ×—×	×···×
M. Gastrocnemius	(GC) ○—○	○···○
M. Soleus	(S) ●—●	●···●

부하 증가에 따라 우측 근육의 발동작에 대한 참여도를 보면 발뒤축으로 누르는 동작(HP)의 경우 3, 6, 9 kg 부하에서 전경골근의 참여도가 컸고 발 전체로 누르는 동작(FFP)에서는 모든 부하에서 세근육의 참여도가 저조하였으며 발 앞으로 누르는 동작(FP)에서는 모든 부하에서 가자미근이 주로 작용하였다(Table 3).

2) 동작에 따른 전기적 활동

(1) 발뒤축으로 누르는 동작(HP) : 근전도에 나타난 평균 전압은 3 kg 부하시 좌·우측 전경골근이 각각 107±16.07 μv·t, 148±15.90 μv·t 이었고 우측 가자미근이 74±28.35 μv·t 이었으며

Table 3. Degree of Participation of 3 Muscles in Foot Movement

Force (kg)	HP			FFP			FP		
	TA	GC	S	TA	GC	S	TA	GC	S
3	**	—	—	—	—	—	—	—	—
6	***	—	—	—	—	—	—	*	**
9	***	—	—	—	—	*	*	*	**

Frequency
0~10 : —
11~20 : *
21~50 : **
Over 51 : ***

HP: Heel pressing
FFP: Foot-flat pressing
FP: Forefoot pressing

TA: Rgiht tibialis anterior muscle
GC: Right gastrocnemius muscle
S: Right soleus muscle

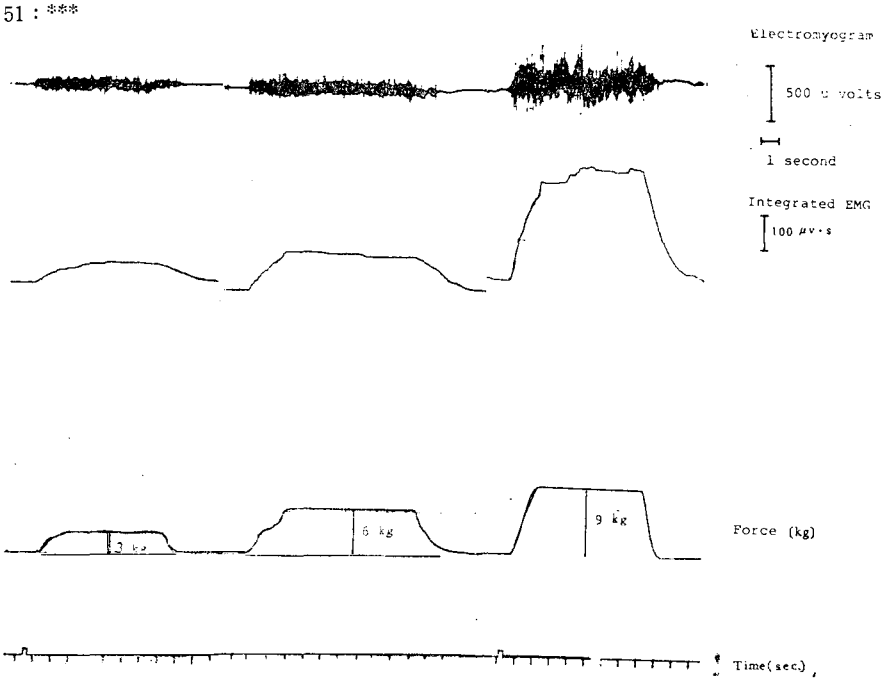

Fig. 6. Electromyogram, integrated EMG of right tibialis anterior muscle during heel pressing by force.

6 kg 부하시 좌·우측 전경골근은 각각 133±20.26 μv·t, 191±24.14 μv·t 이었고 우측 가자미근은 39±19.0 μv·t의 전압을 나타내었다.

9 kg 부하시 좌·우측 전경골근에서 각각 154±20.80 μv·t, 203±25.01 μv·t 로 기록되었고 우측 가자미근이 89±71.95 μv·t 이었다.

좌·우측 전경골근이 근력 증가에 따라 전압이 증가되었고(Fig. 6) 우측이 좌측에 비해 3, 6, 9 kg 부하에서 모두 전기적 활동이 큰 것이 Fig. 7(HP)에 나타나 있다. 3, 6, 9 kg 부하 모두에서 우측 전경골근이 우측 가자미근에 비해 현저하게 전압변동이 컸으며 우측 가자미근은 6 kg 부하때 3 kg 부하 때보다 전압이 오히려 낮게 기록되었다. 발뒤축으로 누르는 동작(HP)에서 비복근은 전혀 참여하지 않았고 전경골근, 가자미근의 순으로 참여정도가 큼을 알 수 있다.

(2) **발 전체로 누르는 동작**(FFP) : 3 kg 부하시 우측 가자미근의 전기적 활동이 133±66.80 μv·t 이었고 6 kg 부하시 좌·우측 전경골근이 각각 179±118.36 μv·t, 82±43.77 μv·t, 좌·우측 가자미근이 87±27.94 μv·t, 46±13.04 μv·t 이었으며 우측 비복근이 31±9.34 μv·t 이었다.

9 kg 부하시 좌·우측 전경골근이 각각 94±36.02 μv·t, 102±31.35 μv·t, 좌·우측 가자미근이 각각 129±44.26 μv·t, 75±17.82 μv·t 이었다.

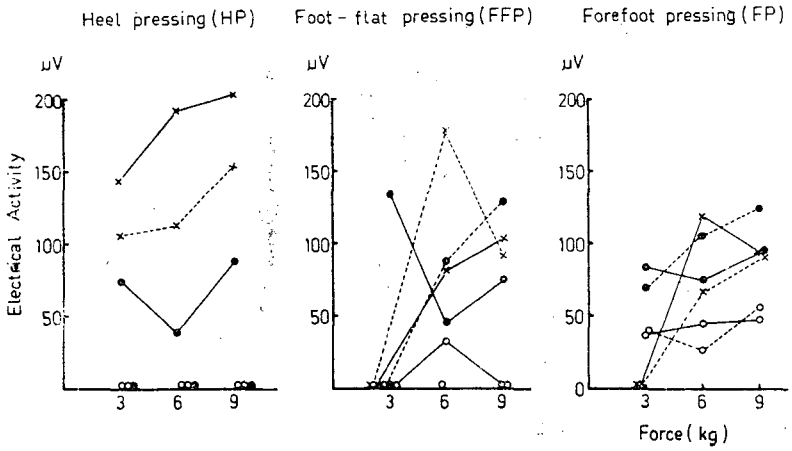

Fig. 7. Electrical Activities by Foot Movement. Peak EMG activity occurred in tibialis anterior muscle at heel pressing motion and EMG activity was prominent in soleus muscle at forefoot pressing movement. As the force of muscle contraction increased, the level of EMG activity concomitantly increased.

	Right(R)	Left(L)
M. Tibialis anterior	(TA) ×—×	×···×
M. Gastrocnemius	(GC) ○—○	○···○
M. Soleus	(S) ●—●	●···●

우측 전경골근은 부하중가에 따라 전압이 크게 기록되었고 좌측 전경골근은 부하 증가에 따라 전압이 감소하였으며 우측 가자미근은 3 kg 부하에서 현저하게 높은 전압을 보이었고 좌·우측 가자미근은 6 kg에서 9 kg으로 부하가 커짐에 따라 전압이 증대하였고 우측 전경골근이 6, 9 kg 부하에서 우측 가자미근에 비해 적극적으로 참여함을 나타내었다. 우측 전경골근, 우측 가자미근의 순으로 발 전체로 누르는 동작에 참여하였고 좌측에서는 참여도 순서가 일정하지 않았으며 비복근은 참여하지 않았다. Fig. 7의 FFP에 발 전체로 누르는 동작에서의 각 근육 근전도의 전압을 나타내었다.

(3) **발 앞으로 누르는 동작**(FP) : 3 kg 부하시 좌·우측 비복근이 각각 38±15.03 μv·t, 37±10.60μv·t, 좌·우측 가자미근이 각각 69±14.22 μv·t, 84±12.58 μv·t이었다.

6 kg 부하시 좌·우측 전경골근이 67±53.14 μv·t, 119±74.61 μv·t, 좌·우측 비복근이 26±6.97 μv·t, 43±8.22 μv·t, 좌·우측 가자미근이 106±22.08 μv·t, 75±10.40 μv·t 이었으며

9 kg 부하시 좌·우측 전경골근에서 각각 91±47.03 μv·t, 93±25.00 μv·t, 좌·우측 비복근이 50±15.13 μv·t, 47±6.75 μv·t, 좌·우측 가자미근이 125±26.14 μv·t, 95±13.31 μv·t 로 나타났다.

3, 6, 9 kg 부하에서 좌·우측 가자미근이 비복근에 비해 전압이 컸고 6 kg 부하에서 우측 전경골근이 우측 가자미근에 비해 전압이 크게 나타났으며 6, 9 kg 부하에서 좌·우측 전경골근이 좌·우측 비복근에 비해 적극적으로 참여함을 보이었다.

부하가 커짐에 따라 우측 비복근과 좌·우측 가자미근에서 기록된 전압이 동시에 증가하였고 우측 전경골근은 6 kg 부하에서 9 kg 부하에 비해 전압이 크게 나타났다. 가자미근, 전경골근, 비복근의 순으로 발앞으로 누르는 동작에 참여하였다는 것을 알 수 있고(Fig. 7(FP)에 이 관계가 도시되었다.

3) 근력과 근전도의 발생 및 소실시간 관계

근력과 근전도의 발생 및 소실시간 관계를 Table 4에 총괄하였다.

발뒤축으로 누르는 동작(HP)과 발 앞으로 누르는 동작(FP)에서 세 근육이 모두 3, 6, 9 kg 부하에서 t_1이 0.5초 전후이었고 발 전체로 누르는 동작에서는 어느 근육에서나 모든 부하에서 0.3~0.4초 사이라는 짧은 값을 보였다.

t_1과 t_2의 관계를 발뒤축으로 누르는 동작(HP)에서 보면 Table 4, Fig. 8에서와 같이 좌·우측 전경골근의 경우 3, 6, 9 kg 부하에서 모두 t_2가 t_1에 비해 짧았

Table 4. Time between Force and EMG Recording

		t_1			t_2			t_3			t_4		
		TA	GC	S	TA	GC	S	TA	GC	S	TA	GC	S
HP	3R	*0.56±0.43	0.57±0.38	0.56±0.37	0.08±0.43	—	0.27±0.12	0.83±0.49	0.896±0.45	0.83±0.33	0.31±1.10	—	0.1±0.85
	L	0.56±0.34	0.65±0.38	0.55±0.48	0 ±0.63	—	—	0.80±0.39	0.92 ±0.38	0.78±0.32	0.19±0.63	—	—
	6R	0.495±0.33	0.61±0.49	0.53±0.33	0.15±0.52	0.07±0.31	0.57±0.47	1.06±0.48	1.13 ±0.44	1.04±0.45	0.65±1.09	1.78±1.81	0.23±0.40
	L	0.64±0.398	0.51±0.35	0.52±0.31	0.25±0.38	—	—	1.10±0.69	1.097±0.55	1.02±0.42	0.36±0.53	—	—
	9R	0.47±0.26	0.499±0.34	0.54±0.35	0.14±0.395	—	0.51±0.31	1.10±0.56	1.16±0.498	1.16±0.53	0.68±1.05	—	0.10±0.17
	L	0.42±0.296	0.48±0.28	0.51±0.34	0.26±0.47	—	—	1.19±0.49	1.18±0.39	1.15±0.47	0.42±0.39	—	—
FFP	3R	0.397±0.32	0.29±0.19	0.30±0.25	—	—	0.03±0.25	0.90±0.50	0.96±0.74	0.82±0.36	—	—	1.13±2.19
	L	0.35±0.23	0.38±0.29	0.34±0.23	—	—	—	0.79±0.33	0.91±0.49	0.86±0.47	—	—	—
	6R	0.37±0.44	0.29±0.30	0.38±0.27	0.91±0.91	—	0.31±0.29	1.11±0.56	1.11±0.42	1.03±0.38	0.15±1.24	—	0.27±0.59
	L	0.34±0.27	0.39±0.36	0.35±0.33	0.43±0.38	—	0.64±0.72	1.23±1.21	1.09±0.42	1.09±0.52	0.63±0.78	—	0.34±0.25
	9R	0.29±0.19	0.31±0.33	0.31±0.21	1.99±1.31	—	0.40±0.27	1.15±0.43	1.18±0.48	1.24±0.56	0.10±1.75	—	0.48±0.58
	L	0.28±0.22	0.35±0.23	0.295±0.29	1.16±0.57	—	0.50±0.40	1.23±0.51	1.21±0.43	1.11±0.37	0.21±0.18	—	0.03±0.21
FP	3R	0.60±1.01	0.44±0.43	0.57±0.51	0.27±0.67	0.29±0.59	0.05±0.64	0.82±0.41	0.87±0.36	0.76±0.34	—	0 ±1.01	0.54±0.84
	L	0.48±0.31	0.498±0.32	0.47±0.36	—	0.18±0.54	0.10±0.46	0.998±0.52	0.82±0.38	0.75±0.34	—	0.56±0.74	0.16±0.53
	6R	0.46±0.34	0.38±0.25	0.48±0.30	1.2±1.26	0.40±1.38	—	1.03±0.40	1.05±0.49	1.09±0.18	1.06±0.99	0.76±1.47	0.46±0.42
	L	0.41±0.25	0.42±0.23	0.39±0.27	0.60±0.56	0.21±0.197	0.12±0.81	1.12±0.56	1.01±0.42	0.98±0.43	0.25±0.07	0.20±0.15	0.40±0.29
	9R	0.40±0.48	0.31±0.23	0.40±0.22	1.44±1.14	0.44±0.959	0.15±1.43	1.16±0.49	1.13±0.51	1.07±0.39	0.01±1.56	0.46±0.90	0.52±0.54
	L	0.32±0.26	0.33±0.25	0.40±0.33	1.93±1.63	0.23±0.30	0.13±0.31	1.193±0.55	1.13±0.51	1.19±0.56	0.50±0.93	0.52±0.76	0.39±0.61

t_1: Interval between starting signal and initiation of contraction. *M±SD sec.

t_2: Time between starting signal and appearance of EMG recording.

t_3: Interval between end of contraction and time of 95% relaxation in the force curve.

t_4: Time between end of contraction and end of EMG recording.

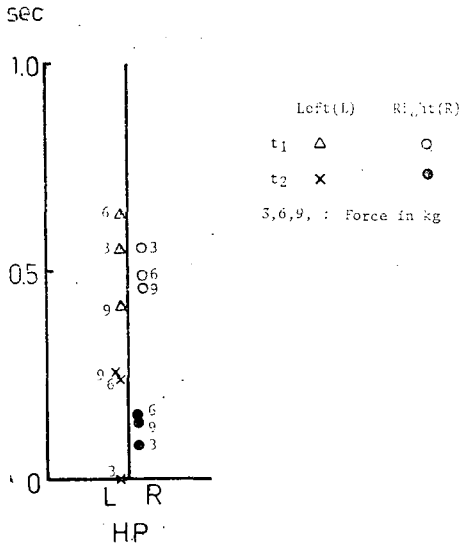

Fig. 8. Relationship between time of appearance of EMG recording and time of onset of contraction in tibialis anterior muscle at heel pressing motion.
EMG recording appeared before initiation of contraction in both tibialis anterior muscles at heel pressing motion.

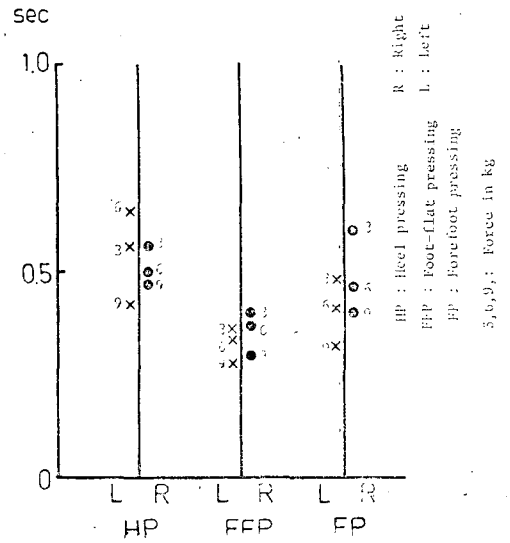

Fig. 9. Time between starting signal and initiation of contraction in tibialis anterior muscle by foot movement.
Time elapsed was the shortest at foot-flat pressing motion.

다. 즉 이 근육에 전기적 변화가 있은 후에 근력이 나타난 것이다. 발 앞으로 누르는 동작의 경우(FP)를 Table 4에서 보면 좌·우측 가자미근에서 3, 6, 9 kg 부하시 모두 t_2가 나타나는 시간이 t_1에 비해 빨랐다. 발 전체로 누르는 동작(FFP)이나 발 앞으로 누르는 동작(FP)에서 3 kg 부하시 전경골근의 참여가 없었고 6, 9 kg 부하에서는 t_2가 t_1보다 길어서 이 근육에 전기적 활동이 나타나기 전에 이미 근력이 생겼으므로 다른 근육의 수축이 앞선다고 보겠다. t_3, t_4의 관계를 보면 발뒤축으로 누르는 동작(HP)에서 전경골근, 발 앞으로 누르는 동작(FP)에서 가자미근의 경우 t_3가 t_4보다 더 길어 전기적 활동이 멈춘 후에도 근력이 잔존함을 보였다. 비복근은 발뒤축으로 누르는 동작(HP)이나 발 전체로 누르는 동작(FFP)에서 참여가 없었고 발 앞으로 누르는 동작(FP)에서 참여했으며 이때 대체로 힘을 줄 때는 t_1이 t_2보다 길었고 힘을 뺄 때는 t_3가 t_4보다 길었다. t_1과 t_3의 관계를 보면 세 동작에서 세 근육이 모두 근력이 소실되는 시간이 6, 9 kg 부하에서 1초이상인 것이 대부분으로 동작 시작 신호로 부터 힘주기 시작할때의 시간 간격에 비해 길게 나타났다. 전경골근의 3, 6, 9 kg 부하에서 동작 시작 신호로 부터 힘주기 시작할 때까지의 시간을 Fig. 9에서 보면 모든 동작에서 좌·우측이 비슷하게 나타났고 발 전체로 누르는 동작(FFP)에서 가장 짧았다.

고 찰

거퇴관절(ankle joint)의 전하퇴근에 속하는 근육은 모두 네개이나 배측굴곡(dorsiflexion)에 주로 관여하는 것은 전경골근이고 후하퇴근에 있는 일곱개의 근육 중 거퇴관절의 척측굴곡(plantar flexion)에 주로 관여하는 것은 비복근, 가자미근이며 나머지는 발목의 관절운동에 보조적으로 작용한다.

전경골근, 비복근, 가자미근의 기시(origin)와 종지(insertion)를 보면 전경골근의 기시는 경골외측과(lateral condyle of tibia)와 경골체외측상부(upper-portion of lateral surface of shaft of tibia)이며 종지는 내측 설상골(undersurface of medial cuneiform bones), 제 1 중족골 기저부(base of first metatarsal bone)이고 비복근의 기시는 대퇴골의 내측과(medial condyle of femur), 외측과(lateral condyle of femur)이며 가자미근의 기시는 비골두후면(posterior aspect of head of fibula)과 경골근선(medial border of tibia)이고 이 두 근육은 합쳐져 종골(calcaneus)후면에 종지한다.

세가지 동작중 발뒤축으로 누르는 동작(HP)에서 좌·우측 전경골근의 참여도가 가장 높았고 전기적 활동도 가장 컸으며 다음이 발 앞으로 누르는 동작(FP)으로 좌·우측 가자미근에서 참여도도 높았고 전기적 활동도 컸다. 발 전체로 누르는 동작(FFP)에서는 세 근육 모두에서 다른 동작에 비해 참여도가 낮았으나 전기적 활동은 전경골근이 높았다. 발뒤축으로 누르는 동작(HP)에서 가자미근의 참여도가 높은 것은 다른 연구자(O'Connell, 1958; Carlsöö, 1961)의 실험결과와도 잘 일치되며 전경골근이 발의 배측 굴곡에서, 가자미근이 발의 척측 굴곡에서 주동근으로 작용한다(백, 1982; Anson, 1966; Anthony and Kolthoff, 1975; Anthony and Thibodeau, 1980; Basmajian, 1980; Bowen, et al., 1941; Crafts, 1979; Gardner, et al., 1975; Gray, 1966; Hollinshead, 1974; Jacob, et al., 1982; Langley, et al., 1958; Luciano, et al., 1978; Millard, et al., 1956; Snell, 1981; Williams and Warwick, 1980)는 사실에 비추어 볼 때 당연한 결과라고 본다.

발뒤축으로 누르는 동작(HP)에서 비복근이 가자미근에 비해 참여도가 낮은 것은 다른 연구자(O'Connell, 1958; Herman and Bragin, 1967; Campbell, et al., 1973)의 보고와도 일치되는 결과이며 본 연구의 실험방법이 앉은 자세에서 동작을 한 것으로 무릎을 90°정도 또는 그 이상 구부리면 비복근의 두(head)가 낮아져 효과적으로 근육을 수축시킬 수 없다(Bowen, et al., 1941)는 사실에 비추어 볼 때 충분히 납득이 되는 결과이다. 발 앞으로 누르는 동작(FP)에서 전경골근이 가벼운 부하에서는 참여하지 않고 무거운 부하에서 적극적으로 작용한 것은 무거운 부하에서 길항근으로서의 작용이 두드러지게 나타난 것으로 보이며 발 앞으로 누르는 동작(FP)을 유지시키기 위해 관절을 안정시키는 작용에 참여한 것으로 생각된다. 발 전체로 누르는 동작(FFP)에서 다른 동작에 비해 세근육의 참여도가 낮은 것으로 보아 이동작에는 발전체를 누르려고 대퇴부 근육이 주로 작용한 것으로 생각된다.

수의적 수축시의 전기적 변동을 원판모양의 표면 전극으로 측정했을 때 많은 운동 단위가 각각 다른 시·공간 형태(spatial and temporal pattern)로 흥분·발사되는 것에 의해 Interference pattern으로 나타낸다. 근육이 발생하는 근력은 운동신경의 흥분·발사빈도와 활동하는 운동단위의 수에 의해 결정된다(Gottlieb and Agarwal, 1971).

상기한 세 가지 동작에 참여한 대부분의 근육이 부하 증가에 따라 전기적 활동이 증가한 것으로 나타났다. 이와같이 근력이 증가함에 따라 근전도 활동이 증가한 결과는 근의 전기적 활동정도가 수의적 수축의 크기와 비례관계를 갖는다는 여러 연구자들(Bergström, 1959; Bigland and Lippold, 1954; Goldberg and Derfler, 1977; Gottlieb and Agarwal, 1971; Liberson, et al., 1962; Lippold, 1952; Lippold, et al., 1957; Milner-Brown, et al., 1973b; Milner-Brown and Stein, 1975; Wilcot and Beenken, 1957)의 실험결과와도 잘 일치되고 있다. 근력이 작은 경우에 전기적 활동이 더 크거나 반대로 근력이 큰 경우에 전기적 활동이 더 작게 기록되는 예가 있어 상반된 결과를 보여주는 일이 간간이 있으나 이는 소수의 예에서 근 활동시에 전극의 위치가 변동되어 전극부착부위와 작용중인 근섬유의 위치적 배열(geometric arrangement)이 달라진다(Basmajian, 1980; Stein, 1979)든가 개체의 해부학적 특징에 연유되는 것(Portnoy and Morin, 1955)이나 근전도가 비교적 큰 근육범위내의 많은 운동단위를 혼합시켜 기록한 것이므로 피부 표면 전도(surface conduction)의 변화, 용적전도(volume conduction), 전극 부착, 근육조직이외의 부위에서 일어나는 생체 전기 신호(bioelectric signal)의 상호작용같은 외부 요인에 의해 영향을 받는 것(Lloyd, 1971)으로 생각된다. 일반적으로 근력이 증가함에 따라 전기적 활동이 증가한 것은 개개 운동단위의 흥분·발사빈도의 증가와 새로운 운동 단위의 동원으로 설명하고 있다(Adrian and Bronk, 1929; Ashworth, et al., 1967; Bigland and Lippold, 1954; Clamann, 1970; Eason, 1960; Gillies, 1972; Gilson and Mills, 1941; Grimby, et al., 1974; Grimby and Hannerz, 1968, 1970, 1974a, b; Henneman, et al., 1965; Olsen, et al., 1968).

Milner-Brown(1972, 1976)등은 수의적 수축시 근력이 증가되는 기전에 관한 연구에서 부하를 증가시키면서 등장성 수축(isometric contraction)을 하는 동안 낮은 부하에서 근력(tension)을 증가시키는 주요 기전이 새로운 운동단위의 동원이고 높은 부하에서는 운동단위의 흥분·발사빈도의 증가라고 했다.

새로운 운동단위가 동원되는 기전을 Eason(1960)은 다음과 같이 가정하고 있다. 즉 수의적 수축력이 증가하면 망상체(reticular formation)의 소통중추(facilitatory center)에서 내려온 긴장성 흥분(tonic discharge)과 추체로(pyramidal tract)에서 내려온 흥분에 덧붙여 피질근원(cortical origin)의 흥분(impulse)을

증가시킨다. 또한 추가되는 신경자극(neural stimulation)으로 말미암아 더 역치가 높은, 즉 흥분성이 낮은 예비운동단위(reserve motor unit)까지 활성화시킨다. 이러한 가정은 피질전기자극이 새로운 운동단위를 동원시키고 작용중인 운동단위의 흥분·발사빈도를 증가시킨다는 실험적 결과(Loofbourrow, 1945)로 뒷받침되고 있다. 또 다른 해석으로 근력이 증가함에 따라 운동단위가 점진적으로 동시화(synchronize)되고 이 결과 평균 근전도(average EMG)가 더욱 급격하게 증가될 것이며(Gottlieb and Agarwal, 1971) 이러한 동시화(synchronization)는 실험적으로도 입증되어 있다(Person and Kudina, 1968).

정상적인 골격근의 수의적 수축은 신체 외부에서 쉽게 측정될 수 있는 두가지 현상을 일으킨다. 첫째, 근력은 근수축시 가장 명백하게 나타나는 결과이고 둘째, 기계적 현상전에 또는 동시에 일어나는 생체 전기신호가 근전도로 기록된다(Gottlieb and Agarwal, 1971). 근력과 근전도의 발생 및 소실시간 관계에서 t_1, t_3는 근력에 관련된 시간 간격이고 t_2, t_4는 전기현상의 발생과 소실시간 간격이다.

세 동작에서 세근육이 모두 근력이 소실되는 시간이 6,9 kg 부하에서 1초이상인 것이 대부분으로 동작 시작 신호로부터 힘주기 시작할 때의 시간 간격에 비해 길었으므로 이완되는 과정이 더욱 느림을 알 수 있다. 이와같은 결과는 발의 비트는 힘(foot torque)과 근전도와의 관계를 실험한 결과에서 이완이 수축보다 약간 느렸다는 보고(Gottlieb and Agarwal, 1971)와 부합하고 있다. 세 근육에서 모두 발뒤축으로 누르는 동작과 발 앞으로 누르는 동작에 비해 발 전체로 누르는 동작에서 동작 시작 신호로부터 힘이 나타날 때까지의 시간이 짧았다. 수의적 역동운동(voluntary dynamic movements)에 관한 연구에서 근의전기적 활동이 동작 시작(onset of movement)보다 먼저 나타난다(Maton and Bouisset, 1975)고 하였으므로 발을 움직일 때에 근육의 전기적 활동이 나타나기 전에 근력이 나타난다면 주동근은 그 근육이 아닌 다른 근육이라 할 수 있고 전기적 현상을 기록하고 있는 그 근육은 늦게 참여하는 것이라고 볼 수 있다. 주동근의 일부로 참가한다면 당연히 동작 시작 신호로부터 근력이 기록상에 나타날 때까지의 시간 간격(t_1)이 동작 시작 신호로부터 근전도 기록이 나타날 때까지의 시간(t_2)보다 길어야 한다. 발뒤축으로 누르는 동작(HP)에서 좌·우측 전경골근이 모든 근력에서 근전도 기록이 나타나는 시간이 근력이 나타날 때까지의 시간보다 짧았다. 즉 근력이 나타나기 전에 이미 전경골근의 활동이 시작한 것을 알 수 있으므로 발뒤축으로 누르는 동작(HP)의 주동근 구실을 하고 있음을 짐작하게 한다. 힘빼기 시작한 후에도 상당기간(0.19~0.65초) 활동이 있었다. 발 전체로 누르는 동작(FFP)에서 가벼운 부하에서는 전경골근의 참여가 없었고 무거운 부하에서 근전도 기록이 나타나는 시간(t_2)이 근력이 나타날 때까지의 시간(t_1)보다 긴 것은 발에 근력이 나타난 후에 전경골근이 참여했다는 것을 나타내주고 있어 이 동작에서 전경골근의 역할이 큰 의미가 없음을 보이고 있고 발의 힘이 없어지는 과정에서는 근전도가 안정상태로 될 때까지의 시간(t_4)이 근력이 95% 쇠퇴할 때까지의 시간(t_3)보다 짧아서 전경골근의 활동은 일찍 사라졌다는 것을 보여주고 있다. 발 앞으로 누르는 동작(FP)에서 가자미근의 경우 근력이 나타나기(t_1)전에 전기적 활동이 나타나 있는 것(t_2)은 이 동작에 가자미근이 주동근으로 참여함을 말해 주고 있다.

결 론

건강한 여대생 18세에서 23세까지 63명을 대상으로 발의 굴곡과 신전 운동에 주로 작용하고 있는 전경골근, 비복근, 가자미근등 세개의 근육을 택하여 좌·우측에서 각종 운동에 대한 참여도를 관찰하였다. 좌위에서 발뒤축으로 누르는 동작, 발 전체로 누르는 등작, 발 앞으로 누르는 동작을 시켰다. 부하를 다르게 하면서 동작시켰을 때에 나타나는 전기적 활동도를 양적으로 비교해 보았고 근력과 근전도의 발생 및 소실시간 관계를 측정 분석한 결과 다음의 결론을 얻었다.

1. 근력을 달리한 상태에서 동작에 따른 각 근육의 참여도

1) 발뒤축으로 누르는 동작

부하를 증가시켜가면서 관찰하여도 좌·우측 비복근이나 좌측 가자미근의 참여가 없었고 우측 전경골근은 3, 6, 9 kg 부하에서 79.4%, 83.9%, 88.9%로 참여도가 세 근육중 가장 컸고 부하 증가에 따라 참여도가 증가하는 경향이었다.

2) 발 전체로 누르는 동작

3 kg 부하시 좌측 전경골근, 좌·우측 비복근 6,9 kg 부하에서 좌측 비복근이 참여하지 않았고 대체로 각 근육의 참여 정도가 저조하였으나 부하 증가에 따라 여러 근육의 참여도는 증가하는 경향이었다.

3) 발 앞으로 누르는 동작

3 kg 부하시 좌·우측 전경골근이 다 참여하지 않았고 가자미근은 우측이 3, 6, 9 kg 부하에서 각각 54.8%, 60.3%, 72.1%, 좌측이 38.1%, 47.6%, 50%로 세 근육중 가장 높은 참여도를 나타내었고 부하증가에 따라 참여도도 증가하였다.

2. 동작에 따른 근의 전기적 활동

1) 발뒤축으로 누르는 동작

우측 전경골근이 3, 6, 9 kg 부하에서 각각 148±15.90 $\mu v \cdot t$, 191±24.14 $\mu v \cdot t$, 203±25.01 $\mu v \cdot t$의 평균 전압이 기록되었고 좌측 전경골근은 107±16.07 $\mu v \cdot t$, 133±20.26 $\mu v \cdot t$, 154±20.80 $\mu v \cdot t$의 전압을 나타내어 세 근육중 전압이 가장 컸고 근력 증가에 따라 전기적 활동이 증가됨을 보이었다. 참여 순서는 전경골근, 가자미근의 순이고 비복근은 참여하지 않았다

2) 발 전체로 누르는 동작

세 근육의 전기적 활동에 일정한 경향을 볼 수 없었으나 가자미근, 전경골근 및 비복근 순으로 참여도가 높았다.

3) 발 앞으로 누르는 동작

가자미근에서 우측이 3, 6, 9 kg 부하에서 각각 84±12.58 $\mu v \cdot t$, 75±10.40 $\mu v \cdot t$, 95±13.31 $\mu v \cdot t$, 좌측이 69±14.22 $\mu v \cdot t$, 106±22.08 $\mu v \cdot t$, 125±26.14 $\mu v \cdot t$로 세 근육 중 전기적 활동이 가장 컸고 부하증가에 따라 전기적 활동이 증가했다. 좌·우측 전경골근은 3 kg 부하에서 전기적 활동이 없었고 6, 9 kg 부하에서 전기적 활동이 크게 나타났다. 가자미근, 전경골근, 비복근의 순으로 참여도가 높았다.

3. 근력과 근전도 발생 및 소실시간 관계

발뒤축으로 누르는 동작과 발 앞으로 누르는 동작에서 세 근육이 모두 3, 6, 9 kg 부하에서 근력이 나타나는 시간이 0.5초 전후이었고 발 전체로 누르는 동작에서는 0.3~0.4초이었다. 근력이 소실되는 시간은 세 근육이 모두 6, 9 kg 부하에서 1초이상인 것이 대부분이었으므로 이완시간이 수축시간에 비해 길었다. 발뒤축으로 누르는 동작에서 좌·우측 전경골근이, 발 앞으로 누르는 동작에서 좌·우측 가자미근이 3, 6, 9 kg 부하에서 모두 근전도 기록이 나타나는 시간이 근력이 나타나는 시간보다 빨랐다. 즉 근력곡선이 나타나기 전에 전기적 활동이 나타났다. 발 전체로 누르는 동작에서 전경골근의 경우 부하가 낮을 때 전기적 활동이 없었고 6 kg 부하 이상이면 전기적 활동이 있으나 근력이 나타나는 시간이 근전도 기록이 나타날 때까지의 시간보다 더 빨라서 이 동작에 전경골근의 역할이 큰 의미가 없음을 보이었다. 비복근은 발 앞으로 누르는 동작에 참여하였고 근력이 나타나는 시간이 근전도 기록이 나타나는 시간보다 느렸으며 힘을 뺄 때는 근력이 소실되는 시간이 근전도 기록이 안정상태로 되돌아갈 때까지의 시간보다 더 길게 나타났다. 전경골근의 경우 3, 6, 9 kg 부하에서 세 가지 동작에서 근력이 나타나는 시간이 좌·우측에서 거의 비슷했고 발 전체로 누르는 동작에서 가장 짧았다.

이상과 같이 운동의 유형에 따라서 하퇴근의 참여도가 다르다는 것을 감안하면 하퇴근 마비시 재활을 시도할 때에 운동유형의 선택에 시사를 주는 점이 있다. 예를 들자면 전경골근의 마비시는 발 앞으로 누르는 동작을 시켜야 하고 비복근이나 가자미근 마비시는 발뒤축으로 누르는 동작을 권장하는 점등이다.

REFERENCES

백상호 : 기초 인체 해부학, *3판, 1982*

최명애 : 자세와 근전도 소견, 미발표

Adrian, E.D. and Bronk, D.W.: *The discharge of impulses in motor nerve fiber, J. Physiol., 67:119-151, 1929.*

Anson, B.J.: *Edited by Morris' Human Anatomy, 12th ed., N.Y., McGraw-Hill Book Comp., 1966.*

Anthony, C.P. and Kolthoff: *Textbook of Anatomy and Physiology, 9th ed., Saint Louis, C.V. Mosby., 1975.*

Anthony, C.P. and Thibodeau, G.A.: *Structure and Function of the body, 6th ed., C.V. Mosby Comp., 1980.*

Ashworth, B., Grimby, L. ad Kugelberg, E.: *Comparison of voluntary and reflex activation of motor units: functional organization of motor neurons. J. Neurol. Neurosurg. Pshchiat., 30:91-98, 1967.*

Bsajmian, J.V.: *Muscles 4 th ed., Baltimore, Williams and Wilkins Comp., 1979.*

Basmajian, J.V.: *Grant's Method of Anatomy, 10 th ed., Baltimore, Williams and Wilkins, 1980.*

Basmajian, J.V. and Bentzon, J.W.: *An electromyographic study of certain muscles of the leg and foot in the standing position. Surg, Gynec. and Obst., 98:662-666, 1954.*

Bergström, R.M.: *The relation between the number of impulses and the integrated electric activity in electromyogram. Acta Physiol. Scand., 45: 97-101, 1959.*

Bigland, B. and Lippold, O.C.J.: *Motor unit activity in the voluntary contraction of human muscle. J. Physiol., London, 125:322-335, 1954.*

Bouisset, S. and Maton, B.: *Quantitative relationship between surface EMG and intramuscular electromyographic activity in voluntary movement. 51:285-295, 1972.*

Bowen, P.W., Boughner, R.L. and Rynearson, E.J.: *Applied Anatomy and Kinesiology, 5 th ed., LEA and Febiger, Philadelphia, 1941.*

Campbell, K.M., Biggs, N.L., Blanton, P.L. and Leher, R.P.: *Electromyographic investigation of the relative activity among four components of the triceps surae. Am. J. Phys. Med., 52: 30-41, 1973.*

Carlsöö, S.: *The static muscle load in diffent work positions: an electromyographic study. Ergonomics, 4:193-211, 1961.*

Carlsöö, S.: *Influence of frontal and dorsal loads on muscle activity and on the weight distribution in the feet. Acta Orthop. Scandinav., 34:299-309, 1964.*

Clamann, H.P.: *Activity of single motor units during isometric tension. Neurology, 20:254-260, 1970.*

Crafts, R.C.: *A textbook of Human Anatomy, 2 nd ed., N.Y., John Wiley and Sons, 1979.*

Eason, R.G.: *Electromyographic study of local and generalized muscular impairment. J. Appl. Physiol., 15:479-482, 1960.*

Gardner, E., Gray, D.J. and O'Rahilly, R.: *Anatomy, 4th ed., Philadelphia, W.B. Saunders, 1975.*

Gillies, J.D.: *Motor unit discharge patterns during isometric contraction in man. J. Physiol. (Lond.), 223:36-37, 1972.*

Gilson, A.S. and Mills, W.B.: *Activities of single motor units in man during slight voluntary efforts. Amer. J. Phsiol., 133:658-689, 1941.*

Goldberg, L.J. and Derfler, B.: *Relationship among recruitment order, spike amplitude, and twitch tension of single motor units in human masseter muscle. J. Neurophysiol., 40:879-890, 1977.*

Gottlieb, G.L. and Agarwal, G.C.: *Dynamic relationship between isometric muscle tension and the electromyogram in man. J. Appl. Physiol., 30:345-351, March, 1971.*

Gray Henry: *Anatomy of the human body, 28th ed., Philadelphia, LEA and Febiger, 1966.*

Grimby, L. and Hannerz, J.: *Recruitment order of motor units on voluntary contraction: changes induced by proprioceptive afferent activity. J. Neurol. Neurosurg. Psychiat., 31: 565-573, 1968.*

Grimby, L. and Hannerz, J.: *Differences in recuritment order of motor units in phasic and tonic flexion reflex in "spinal man." J. Neurol. Neurosurg. Psychiat., 33:562-570, 1970.*

Grimby, L. and Hannerz, J.: *Differences in recuritment order and discharge pattern of motor units in the early and late flexion reflex components in man. Acta Physiol. Scandinav, 90:555-564, 1974a.*

Grimby, L. and Hannerz, J.: *Disturbances in the voluntary recuritment order of anterior tibial motor units in bradykinesia of parkinsonism. J. Neurol. Neurosurg. Psychiat., 37:47-54, 1974b.*

Grimby, L., Hannerz, J. and Ranlund, T.: *Disturbances in the voluntary recruitment order of anterior tibial motor units in spastic paraparesis upon fatigue. J. Neurol. Neurosurg. Psychiat., 37:40-46, 1974.*

Henneman, E., Somjen, G. and Carpenter, D.O.: *Excitability and inhibitibility of motoneurons of different sizes. J. Neurophysiol., 28:599-620, 1965.*

Herman, R. and Bragin, S.J.: *Function of gastrocnemius and soleus muscles, J. Am. Phys. Ther. Assoc., 47:105-113, 1967.*

Hollinshead, W.H.: *Textbook of Anatomy, 3rd*

ed., N.Y., Harper and Row · Publishers, 1974.

Houtz, S.J. and Fischer, F.J.: *Function of leg muscles acting on foot as modified by body movements. J. Appl. Physiol., 16:597-605, 1961.*

Jacob, S.W., Francone, C.A. and Lossow, W.J.: *Strcture and function in man, 5th ed., Philadelphia, W.B. Saunders Comp., 1982.*

Joseph, J. and Nightingale, A.: *Electromyography of muscles of posture: leg muscles in males. J. Physiol., 117:484-491, 1952.*

Joseph, J. and Nightingale, A.: *Electromyography of muscles of posture: leg and thigh muscles in women, including the effects of high heels. J. Physiol., 132:465-468, 1956.*

Langley, L.L. Cheraskin, E. and Sleeper, R.: *Dynamic Anatomy and Physiology, N.Y., McGraw-Hill Book Comp., 1958.*

Liberson, W.T., Dondey, M. and AsA, M.M.: *Brief repeated isometric maximal excrcises, Am. J. Phys. Med., 41:3-14, 1962.*

Lippold, O.C.J.: *The relation between integrated action potentials in a human muscle and its isometric tension. J. Physiol., 117:492-499, 1952.*

Lippold, O.C.J., Redfearn, J.W.T. and Vuco, J.: *The rhythmical activity of groups of motor units in the voluntary contraction of muscles. J. Physiol., 137:473-487, 1957.*

Lloyd, A.J.: *Surface electromyography during sustained isometric contraction. J. Appl. Physiol., 30:713-719, 1971.*

Loofbourrow, G.N.: *Electrographic evaluation of mechanical response in mammalian skeletal muscle in different conditions. J. Neurophysiol., 11:153-168, 1948.*

Luciano, D.S., Vander, A.J. and Sherman, J.H.: *Human function and structure, International student edition, McGraw-Hill international Book Comp., 1978.*

Maton, B. and Bouisset, S.: *Motor unit activity and preprogramming of movement in man. Electroenceph. Clin. Neurophsiol., 38:658-660, 1975.*

Millard, N.D., King, B.G. and Showers, M.J.: *Human Anatomy and Physiology, 4th ed., Philadelphia, W.B. Saunders Comp., 1956.*

Milner-Brown, H.S., Stein, R.B. and Yemm, R.: *Mechanisms for increasing force during voluntary contractions. J. Physiol., Lond., 226: 18-19, 1972.*

Milner-Brown, H.S., Stein, R.B. and Yemm, R.: *The contractile properties of human motor units during voluntary isometric contractions. J. Physiol., 228:258-306, 1973b.*

Milner-Brown, H.S. and Stein, R.B.: *The relation between surface electromyogram and muscular force. J. Physiol.(Lond.), 246:549-569, 1975.*

Milner-Brown, H.S. and Brown, W.F.: *New methods of estimating the number of motor units in a muscle. J. Neurol. Neurosurg. Psychiat., 39:258-265, 1976.*

O'Connell, A.L.: *Electromyographic study of certain leg muscles during movements of the free foot and during standing. Am. J. Phys. Med., 37:289-301, 1958.*

Okada, M.: *An Electromyographic estimation of the relative muscular load in different human postures, J. Human Ergol., 1:75-93, 1972.*

Olsen, C.B., Carpenter, D.O. and Henneman, E.: *Orderly recruitment of muscle action potentials: motor unit threshold and EMG amplitude. Arch. Neurol., 19:591-597, 1968.*

Person, R.S. and Kudina, L.P.: *Cross-Correlation of electromyograms showing interference pattern. Eelctroencephalog. Clin., 25:58-68, 1968.*

Portnoy, H. and Morin, F.: *Electromyographic study of postural muscles in various positions and movements. Am. J. Physiol., 186:122-126, 1956.*

Smith, J.W.: *Muscular control of the arches of the foot in standing: an electromyographic assessment. J. Anat., 88:152-163, 1954.*

Snell, R.S.: *Clinical Anatomy, 2nd ed., Boston, Little, Brown and Company, 1981.*

Stein, R.B.: *Nerve and muscle, N.Y. Plenum Press, 1980.*

Wilcot, R.C. and Beenkne, H.G.: *Relation of integrated surface electromyography and muscle tension. Percept. Motor Skills, 7:295-298, 1957.*

Williams, P.L. and Warwick, R.: *Gray's Anatomy 36th ed., Edinburgh, Churchill Livingstone 1980.*