

젊은여성의 구두굽의 높이와 하퇴근, 대퇴근 및

요추주위근 근전도와의 관계

최 명 애* 김 진 호** 이 은 용**

I. 서 론

1. 연구의 필요성

인간은 계속적으로 자세변화에 따라 중력의 도전을 받고 있으며 강력한 근육수축으로 이에 대처하고 있다. 즉 굴곡관절(flexed joint)에 작용하는 근육의 적극적인 수축에 의해 계속적인 지지를 받고 있다. 직립자세에서 앞쪽이나 뒷쪽으로 몸을 기울이게 할때 불균형을 막기 위해 근육에서 보상활동(compensatory activity)이 일어나고 약간의 체중이동이 있어도 신경을 통해 반사적 자세조정이 이루어지고 있어 그 반응이 극히 미소한 경우 근전도상에서만 보상활동을 알아낼 수 있다.(Carlsoo, 1964)

Joseph과 Nightingale(1952, 1954), Joseph etal(1955) 등이 젊은남성을 대상으로 열중쉬어 자세에서 하퇴근과 대퇴근의 근전도를 기록한 결과 가자미근(soleus muscle)과 비복근(gastrocnemius muscle)은 계속 근전도상의 활동이 있었으나 전경골근(tibialis anterior muscle)과 대퇴전·후근의 전기적 활동이 없었다고 보고했고 Portnoy와 Morin(1956)은 열중쉬어 자세에서 비복근에 지속적인 활동이 있었다고 했다. Basmajian과 Bentzon(1954)은 똑바로 서있을때 가자미근과 비복근의 활동이 전경골근보다 컸다고 발표했으며 Carlsoo(1964)는 똑바로 선자세에서 전경골근의 활동이 없었다고 보고했다.

이상의 자세근 활동에 대한 연구는 주로 젊은남성을 대상으로 똑바로 서있을때 하퇴근과 대퇴근의 활동을 근전도의 가시적 파형을 관찰하여 정성적(qualitative)으로

평가하였을뿐 정량적(quantitative) 자료를 제시하지 못하고 있다. Joseph과 Nightingale(1956), 최(1985)가 젊은여성을 대상으로 굽이 있는 신을 신고 있는 동안 자세근의 활동을 관찰하였다. Joseph과 Nightingale(1956)은 굽이 높은 구두를 신고 있는 동안 굽이 낮은 구두를 신었을 때에 비해 하퇴근과 대퇴근의 전기적 활동에 어떠한 변화가 있는지를 근전도의 가시적 파형으로 분석한 결과 굽높은 구두를 신었을 때 대상자의 대부분에서 장만지근육(calf muscle)과 대퇴광근(vastus muscle)에 전기적 활동이 있었다고 했다. 최(1985)는 맨발로 섰을 때와 굽높은 구두를 신고 섰을때 하퇴근의 근전도상의 활동에 어떠한 차이가 있는가를 근전도의 가시적 파형을 Basmajian 분류방식에 따라 0, ±, +, ++의 4군으로 나누어 관찰한 결과 굽높은 구두를 신고 섰을 때 대부분의 피험자에서 장비골근(peroneus longus muscle)이 적극적으로 참여했다고 보고했다. 그러나 이상의 두 연구 역시 근육의 활동을 정성적으로 평가하였을 뿐 구두굽의 높이에 따른 근육활동의 변화는 관찰하지 않았다.

이상에서 살펴본 바와 같이 자세근활동에 대한 현재까지의 연구가 똑바로 선 자세에서 하퇴근과 대퇴근의 전기적 활동을 정성적으로 관찰하였을 뿐 구두굽의 높이에 따른 자세근의 긴장도를 정량적으로 제시한 연구가 국내 외적으로 거의 없는 실정이다.

2. 연구목적

본 연구의 목적은 구두굽의 높이에 따른 자세근의 긴

* 서울의대 간호학과

** 서울의대 재활의학과

장도를 정량적으로 평가하는 것으로, 구두굽의 높이를 0cm, 3cm, 5cm, 7cm로 구분하여 똑바로 섰을때 전하퇴근의 전경골근, 후하퇴근의 비복근, 대퇴전면의 대퇴직근, 대퇴후면의 대퇴이두근, 요추주위근의 긴장도를 정량적으로 분석하는 것이다.

II. 연구방법

1. 실험대상

건강한 대학교 2, 3학년 여학생 40명을 대상으로 하였으며, 이들의 연령은 평균 20.68세이고 신장은 159.8cm,

2. 실험방법

원판모양의 넓이 50mm²의 meditrace disposable electrode를 각 근육에 부착시켰다. 전극부착부위는 그림 1에서 보는바와 같이 전경골근(tibialis anterior muscle), 비복근 체중은 51.8Kg이었다. 이들의 신발크기는 평균 234.74mm, 우측 하지길이는 평균 34.30cm, 대퇴중간부위 둘레는 45.78cm, 종아리 중간부위 둘레는 36.22cm이었다.(표 1)의 외측두(lateral head of gastrocnemius muscle), 대퇴이두근(biceps femoris muscle), 대퇴직근(rectus femoris muscle), 요추주위근이며 이들 근육에 기록전극과 기준

전극을 2cm간격을 두고 평행하게 부착시켰고 요추주위근에는 기록전극을 제3요추에 해당하는 위치에서 정중선으로부터 약3cm 떨어진 부위에, 기준전극은 제5 요추부위에 부착했다. 접지전극(ground electrode)은 상지완관절 부위에 부착시켰다. 전극부착부위는 알콜스폰지로 충분히 닦고 필요하면 전극용 젤리(jelly)를 더 바르거나 더 좋은 기록을 얻기 위해 기록전극의 위치를 약간 이동시켰다.

근육활동의 강도를 평가하는 방법으로 근전도학 특히 정량적 근전도치 측정방법은 힘이나 운동강도 측정에 비해 비교적 객관적인 방법으로 알려져 있으므로(Basmajian and DeLuca, 1985 ; Bouisset and Marton, 1972 ; Devris, 1966 ; Milner-Brown and Stein, 1975 ; Pauly, 1966) TECA42 EMG system의 활동전압분석기(Action Potential Analyzer-APA6 MK II)를 이용하여 각 근육의 전기적 활동의 가시적 파형을 관찰하고 내장된 Analog digital converter에 의해 나타나는 활동전압 진폭의 총화(total amplitude), 빈도(frequency), 평균전위(mean amplitude)를 기록했다. 100 μ V의 입력이 1cm의 진폭으로 나타내게 표준화 시킨후 100mm/sec 속도로 4초동안 기록하였다. 활동전압 진폭의 총화는 4초동안 기록된 활동전압 개개의 진폭의 절대값을 합한 것이고 빈도는 4초동안 기록된 활동전압 파형의 싸이클(cycle)수이며 평균전위는 활동전압 진폭의 총화를 빈도로 나눈 값이다.

Table 1. Physical Characteristics of Subjects

	M \pm SD	Range
Age (year)	20.68 \pm 1.47	18-24
Height (cm)	159.81 \pm 4.40	154-168
Weight (kg)	51.77 \pm 4.45	42-60
Size of shoes (mm)	234.74 \pm 5.98	222.5-245
Length of right leg (cm)	34.30 \pm 1.90	31-38.4
Circumference of mid-thigh (cm)	45.78 \pm 3.86	36-54
Circumference of mid-calf (cm)	36.22 \pm 2.79	32.4-45

M \pm SD: Mean \pm standard deviation (n=40)

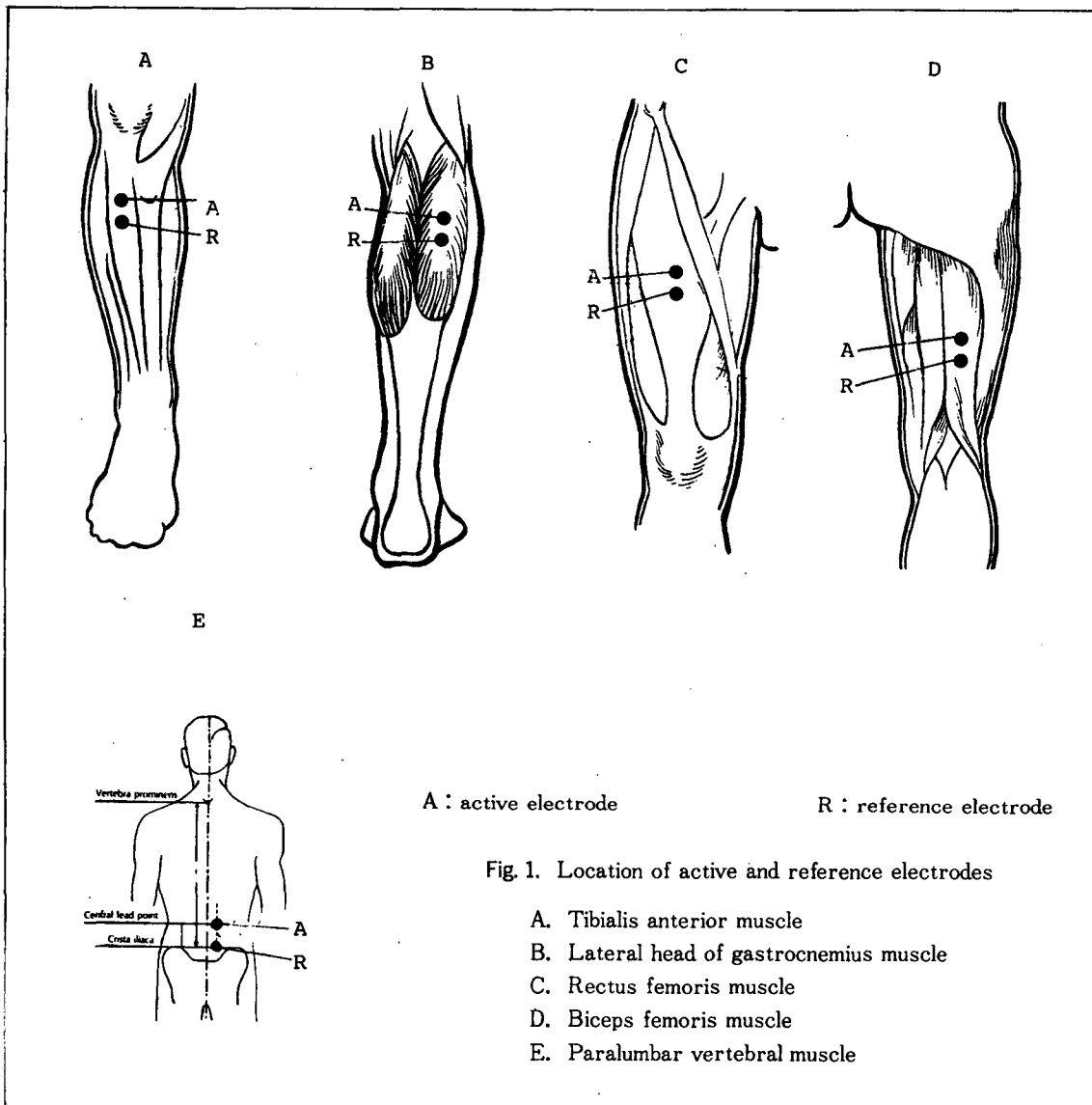


Fig. 1. Location of active and reference electrodes

- A. Tibialis anterior muscle
- B. Lateral head of gastrocnemius muscle
- C. Rectus femoris muscle
- D. Biceps femoris muscle
- E. Paralumbar vertebral muscle

구두굽의 높이는 3cm, 5cm, 7cm 높이의 발판을 이용하여 변화시켰고 이들의 경사각은 각각 6°, 11°, 17° 이었다. 맨 발로 바닥에 서거나 3cm, 5cm, 7cm 높이의 발판 위에 똑바로 선지 20초가 되어 근전도상 안정상태로 돌아왔으므로, 20초 후에 기록하였고 똑바로 선 자세는 편안하게 균형을 잡고선 자세로 양발을 8cm 정도 벌리고 양쪽발에 체중 부하를 동일하게 했으며 양손은 등뒤에서 느슨하게 잡도록 했다.

통계적 오차를 최대한 줄이기 위해 동일한 내용의 검사를 20초 간격으로 각각 3회 시행하여 이의 평균치를 유의한 자료로 정했고 모든 성격은 paired t-test를 시행

하여 통계적 유의성을 검정하였다.

III. 결 과

구두굽이 높을수록 각 근육의 전기적 활동의 가시적 파형과 활동전압진폭의 총화, 빈도, 평균전위 등이 커짐을 관찰할 수 있었다.

1. 그림 2, 3, 4, 5, 6에 구두굽의 높이에 따른 우측전경골근, 우측비복근, 우측대퇴직근, 우측대퇴이두근, 우측요추주위근의 정량적 근전도의 예를 보이고 있다.

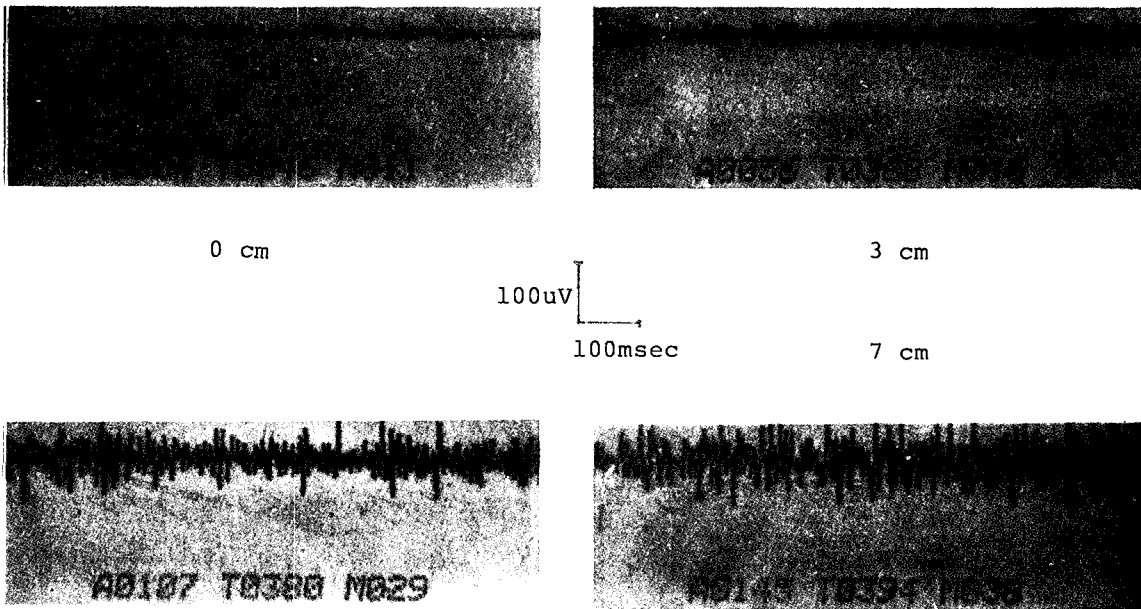


Fig. 2. Examples of quantitative EMG of right tibialis anterior according to the heights of heel

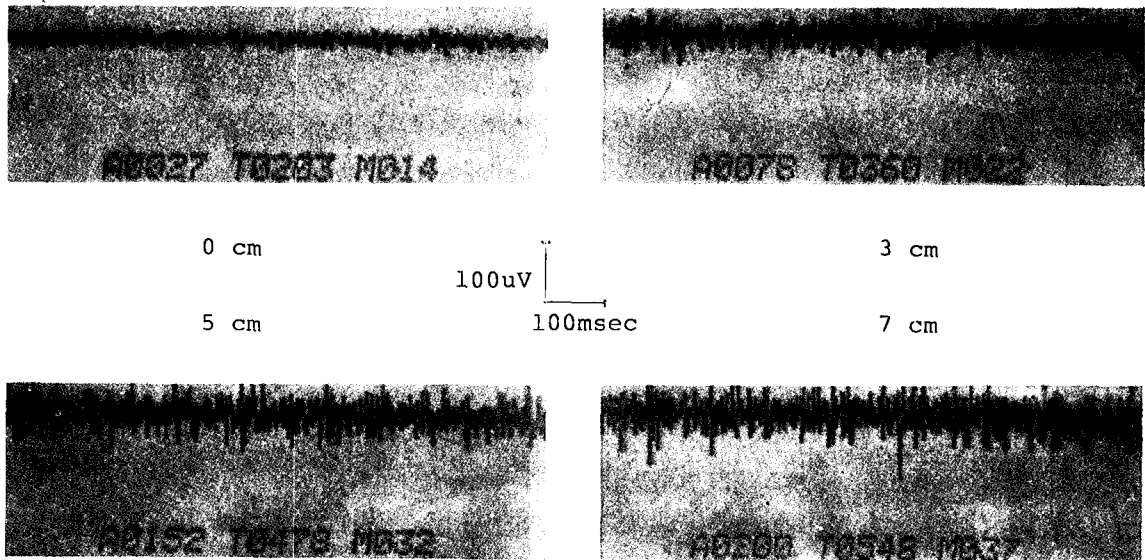


Fig. 3. Examples of quantitative EMG of right lateral head of gastrocnemius according to the heights of heel

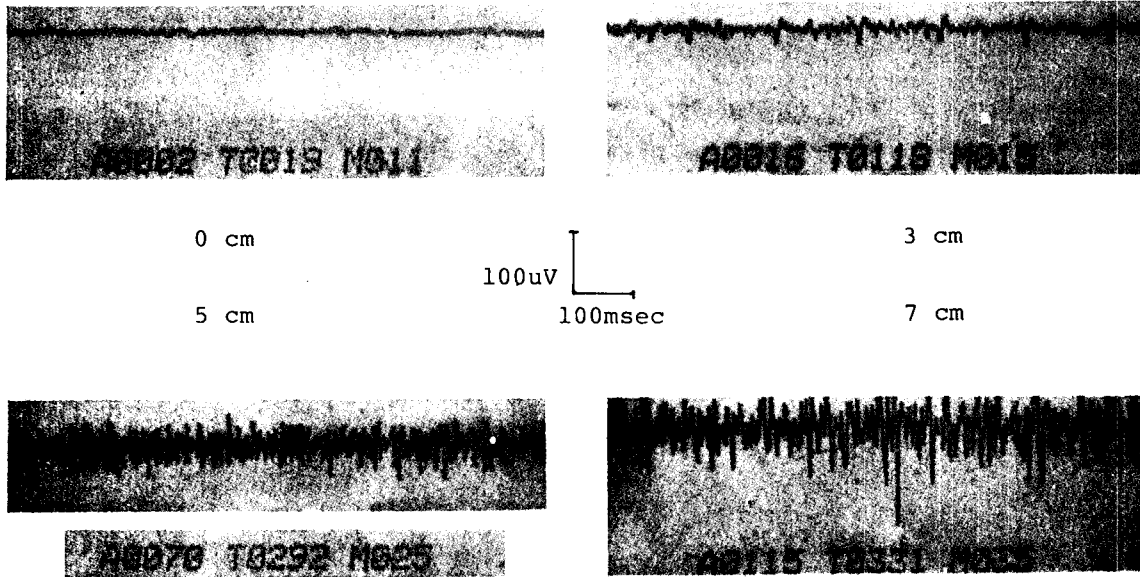


Fig. 4. Examples of quantitative EMG of right rectus femoris according to the heights of heel

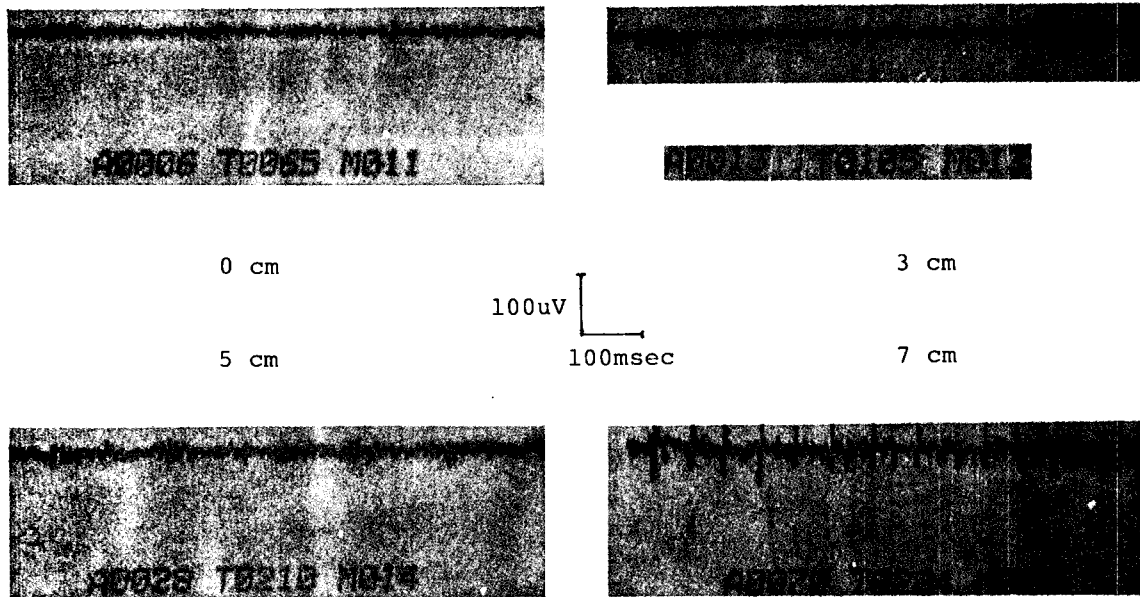


Fig. 5. Examples of quantitative EMG of right biceps femoris according to the heights of heel

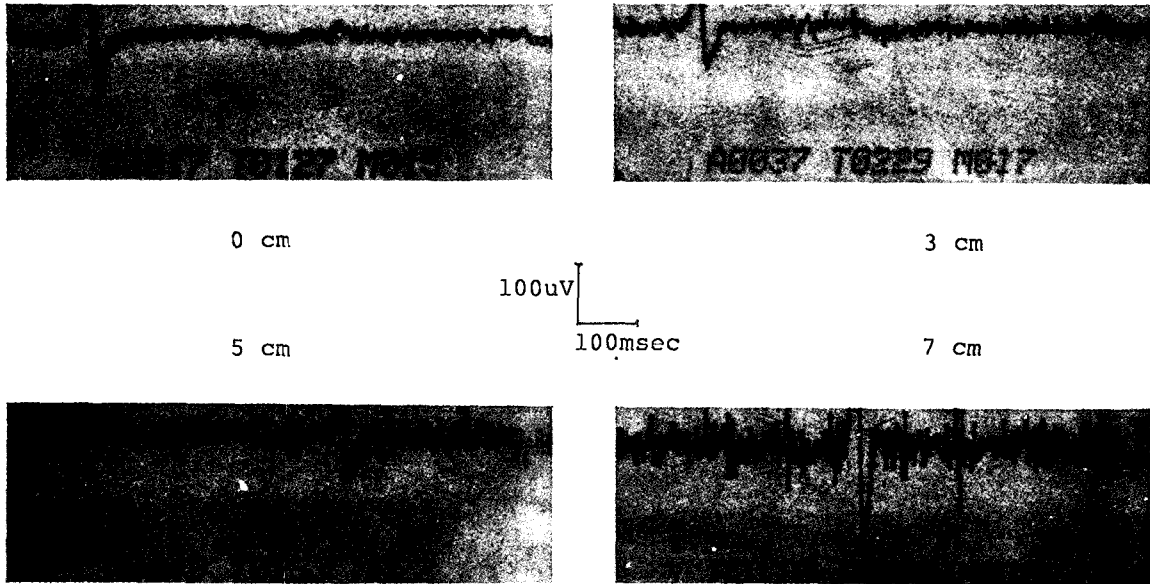


Fig. 6. Examples of quantitative EMG of right paralumbarvertebral muscles according to the heights of heel

2. 구두굽의 높이에 따른 하퇴근, 대퇴근, 요추주위근의 활동전압 진폭의 총화.(그림 7)

구두굽이 0cm, 3cm, 5cm, 7cm일때 전경골근의 활동전압 진폭의 총화는 각각 24.37 μ v, 37.59 μ v, 42.02 μ v, 67.38 μ v 이었고 3, 5, 7cm의 활동전압 진폭의 총화는 0cm의 활동전압 진폭의 총화에 비해 유의하게 증가하였으며(P<0.005) 비복근의 경우는 44.7 μ v, 65.59 μ v, 85.45 μ v, 140.52 μ v 이었고, 3, 5, 7cm의 활동전압 진폭의 총화는 0cm의 활동전압 진폭의 총화에 비해 유의하게 증가하였다.(P<0.005) 대퇴직근의 활동전압 진폭의 총화는 20.12 μ v, 22.58 μ v, 34.09 μ v, 43.24 μ v 이었고 3, 5, 7cm의 활동전압 진폭의 총화는 0cm의 그것에 비해 유의하게 컸고(P<0.005) 대퇴이두근의 활동전압 진폭의 총화는 19.63 μ v, 26.65 μ v, 28.95 μ v, 41.22 μ v 이었고 3, 5, 7cm의 활동전압 진폭의 총화는 0cm의 그것에 비해 각각 유의하게 증가하였으며(P<0.05, P<0.005, P<0.025) 요추주위근의 활동전압 진폭의 총화는 48.50 μ v, 45.73 μ v, 56.94 μ v, 54.42 μ v로 5cm, 7cm의 활동전압 진폭의 총화가 0cm의 그것에 비해 유의하게 증가했다.(P<0.05, P<0.025) 3cm의 활동전압 진폭의 총화가 0cm의 활동전압 진폭의 총화보다 작았고, 7cm의 활동전압 진폭의 총화가 5cm의 그것보다 작았다.

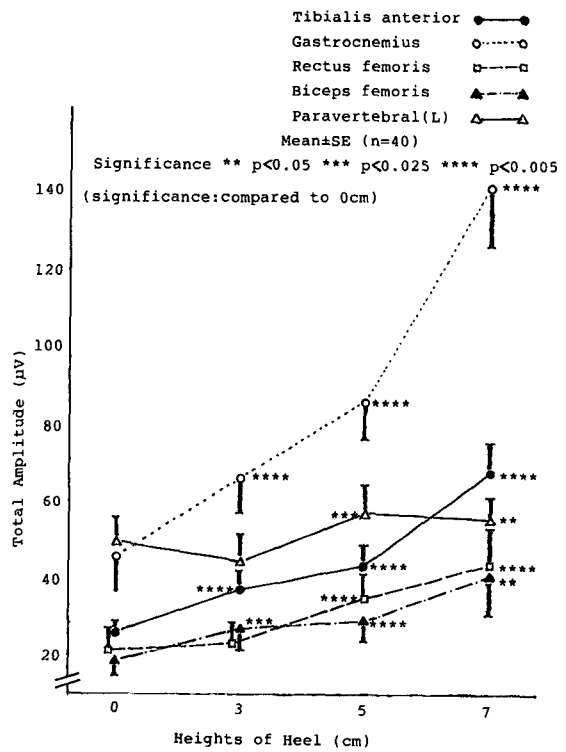


Fig. 7. Total amplitude of quantitative EMG of various postural muscles according to heights of heel

3. 구두굽의 높이에 따른 하퇴근, 대퇴근, 요추주위근의 활동전압 파형의 사이클수 빈도.(그림 8)

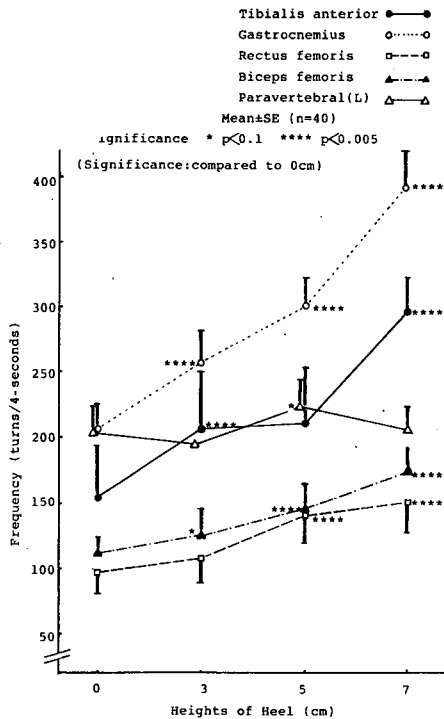


Fig. 8. Frequency of quantitative EMG of various postural muscles according to heights of heel

구두굽이 0cm, 3cm, 5cm, 7cm일때 전경골근의 빈도는 162.03, 216.16, 227.79, 299.17이었으며, 3, 5, 7cm의 빈도는 0cm의 빈도에 비해 유의하게 증가했고(P<0.005) 비복근의 빈도는 각각 206.13, 263.76, 301.62, 396.18이었으며 3, 5, 7cm의 빈도는 0cm의 빈도에 비해 유의한 차이를 나타냈다.(P<0.005), 대퇴직근의 빈도는 94.48, 106.62, 144.17, 152.38이었고, 3, 5, 7cm의 빈도는 0cm의 빈도에 비해 유의하게 많았으며(P<0.005), 대퇴이두근의 빈도는 111.29, 128.31, 146.35, 173.35이었고, 3, 5, 7cm의 빈도는 0cm의 빈도에 비해 각각 유의하게 많았다.(P<0.1, P<0.005, P<0.005) 요추주위근의 빈도는 205.27, 195.06, 225.44, 208.72로 3cm의 빈도가 0cm의 빈도보다 작았고, 7cm의 빈도가 5cm의 빈도보다 작았으며 5cm의 빈도는 0cm의 빈도에 비해 유의한 차이가 있었다.(P<0.1)

4. 구두굽의 높이에 따른 하퇴근, 대퇴근, 요추주위근의 평균전위.(그림 9)

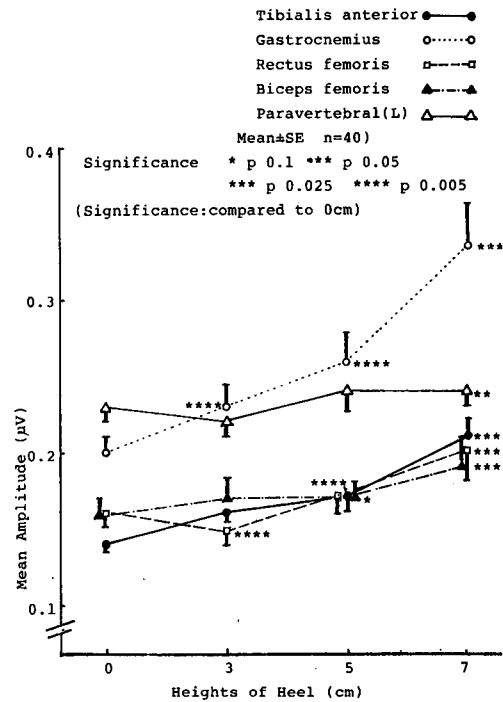


Fig. 9. Mean amplitude of quantitative EMG of various muscles according to heights of heel

구두굽이 0cm, 3cm, 5cm, 7cm일때 전경골근의 평균전위는 각각 0.14µV, 0.16µV, 0.17µV, 0.21µV이었고, 3, 5, 7cm의 평균전위가 0cm의 평균전위에 비해 유의하게 컸으며(P<0.005), 비복근의 평균 전위는 각각 0.20µV, 0.23µV, 0.26µV, 0.34µV이었고, 3, 5, 7cm의 평균전위는 0cm의 평균전위에 비해 유의하게 컸다.(P<0.005), 대퇴직근의 평균전위는 0.16µV, 0.15µV, 0.17µV, 0.20µV이었고 3cm의 평균전위가 0cm에 비해 낮았으며, 7cm의 평균전위는 0cm의 평균전위에 비해 유의하게 컸다. 대퇴이두근의 평균전위는 각각 0.16µV, 0.17µV, 0.17µV, 0.18µV로 3cm와 5cm의 평균전위가 같았고, 5cm, 7cm의 평균전위는 0cm의 평균전위에 비해 유의하게 컸다.(P<0.01), 요추주위근의 평균전위는 각각 0.23µV, 0.22µV, 0.24µV, 0.24µV로 3cm의 평균전위가 0cm에 비해 낮았고, 5cm, 7cm의 평균전위는 동일했다. 7cm의 평균전위는 0cm의 평균전위에 비해 유의하게 컸다.(P<0.05)

IV. 고 찰

서있는 자세를 유지시킴에 있어서 근육작용에 영향을 미치는 것이 중력선이며 중력선은 측두골의 유양돌기(mastoid process)에서 시작되어 수직으로 골반으로 내려오고 여기서 고관절(hip joint)의 뒤를 지나 이선은 슬관절 앞쪽으로 내려오며 또다시 아래로 연속되어 제5중

두꿈의 근위단을 통해 땅으로 전달된다. 중력을 감당해 내는 선은 중력선이 통과하는 각 관절 및 그들을 구성하는 골격에 의해 전달되므로 각 부분의 근육은 여기에 따라 적절한 긴장을 함으로써 자세는 유지되고 있다. 중력선에서 멀어지면 중력선으로 되돌아 오도록 근육활동이 자극해진다.

구두굽이 높을수록 전경골근의 전기적 활동이 커진 것은 구두굽이 높을수록 자세의 불안정성이 커지므로 불안정한 자세를 바로 잡으려고 발목관절의 굴근(flexor)인 전경골근의 긴장도가 커진 것으로 생각된다. 구두굽의 높이에 따른 근긴장도를 관찰하지는 않았으나 최(1985)의 연구결과 굽높은 구두를 신고 있을 때 피검자의 반수에서 전경골근이 참여했다는 보고와 어느 정도 일치되며 Basrajian과 Bentzon(1954)의 연구결과 굽높은 구두를 신고 있을 때 전경골근은 참여하지 않았다는 보고와는 차이를 보이고 있다.

구두굽이 높을수록 비복근의 전기적 활동이 유의하게 커진 것은 굽높은 구두를 신는 것이 중력중심이 앞으로 이동하기 때문에 종아리근(calf muscle)의 활동이 증가하였다는 보고(Joseph and Nightingale, 1956; Basrajian and Bentzon, 1954; Portnoy and Morin, 1956)와 일치하며 굽높은 구두를 신고 있을 때 대부분의 피검자에서 비복근이 적극적으로 참여했다는 최(1985)의 연구결과와도 어느정도 일치하고 있다. 구두굽이 높을수록 신체의 장축방향과 중력방향사이에 형성되는 각도의 크기가 커지므로 이것을 보상하기 위해 발목관절 신근(extensor)의 작용이 커진 것(최명애와 신동훈, 1984)으로 보고 본 연구의 결과가 이치에 맞는 것으로 생각한다. 또한 이 결과는 굽높은 구두를 신는 경우 아킬레스건이 느슨해지도록 날이 저축굴곡(plantar flexion)되고 발목에서 신체가 앞으로 기울어지는 것을 막기 위해 비복근의 활동이 증가한다는 Joseph과 Nightingale(1956)의 주장을 지지해 주고 있다.

3개의 광근(vastus muscle)과 대퇴직근은 기시부는 각각 다르나 저지부가 같아 대퇴사두근이라 하며 이들 근육의 작용이 중력을 감당하고 평형을 유지시키는 것에 비추어 볼 때 구두굽의 높이가 높아지면 중력중심이 앞으로 이동되므로 대퇴직근이 적극적으로 작용한 것이 이해가 되는 결과라고 본다.

Joseph과 Nightingale(1956)이 보고한 굽높은 구두를 신고 있을 때 대부분의 피검자에서 광근(vastus muscle)에 전기적 활동이 있었던 결과와도 어느정도 부합하고 있다. 구두굽이 높을수록 대퇴이두근의 전기적 활동이 커진

것은 중력선이 고관절 앞쪽으로 떨어지므로 hamstring근의 수축정도가 커졌다는 보고(Joseph and Nightingale, 1954; Portnoy and Morin, 1956)와 일치하고 있다. 이러한 결과는 구두굽의 높이가 높을수록 중력선이 고관절 앞쪽으로 떨어지는 정도가 커져 슬관절 인대가 무릎에서 체중을 지지하도록 대퇴이두근의 긴장도가 커진 것으로 설명된다. 대퇴전·후면에 위치 한 근육은 슬관절의 굴근(flexor) 및 신근(extensor)으로 기능적으로 길항적인 작용을 함으로써 무릎을 고정시켜 중력을 감당하고, 중력을 적절하게 전달하여 평형을 유지시키는 것으로 볼 때 구두굽의 높이가 높아질수록 대퇴직근과 대퇴이두근의 긴장도가 커진 것은 이치에 합당한 결과라고 본다.

굽높은 구두를 신고 똑바로 섰을 때 요추주위근의 전기적 활동이 커진 결과는, 똑바로 서있는 동안 허리의 내재성 근육(intrinsic muscle)이 작용하고 때로 간헐적 반사활동이 있다(Allen, 1948; Floyd and Silver, 1951, 1955; Portnoy and Morin, 1956; Joseph, 1960), 중력선이 척추의 앞으로 통과하기 때문에 허리근육(back muscle)에 지속적인 활동이 있다(Asmussen, 1960), 중력이 주로 허리근육에 의해 상쇄된다(Asmussen and Klausen, 1962), 중력(pull of gravity)의 증가는 하부요근의 활동증가로 상쇄된다(Basmajian and De Luca, 1985)는 보고들을 지지하고 있다. 구두굽의 높이가 높을 때 요추주위근의 긴장도가 커진 것은 신체가 앞으로 기울어지는 것을 막기 위해 반사적으로 허리근육의 작용이 커진 것으로 해석된다.

구두굽이 높을수록 하퇴근과 대퇴근의 긴장도가 커진 것은 굽높은 구두를 신고 섰을 때 앞으로 이동된 중력중심을 중력선에 접근시키도록, 즉 무릎과 발목을 고정시켜 중력을 감당하고 불안정한 자세를 바로잡기 위해 이들 근육의 활동이 커진 것으로 볼 수 있고 구두굽이 높을수록 요추주위근의 긴장도가 커진 것은 굽높은 구두를 신고 있을 때 신체가 앞으로 기울어지는 것을 막기 위해 반사적으로 허리근육의 수축정도가 커진 것으로 볼 수 있다. 이러한 결과는 자세근이 자세변화와 체중이동에 반응한다는 Houtz와 Fischer(1961)의 주장과 이러한 결과를 확인한 Okada(1972, 1975)의 연구보고를 지지해 주고 있다.

V. 결 론

건강한 40명의 여자대학생을 대상으로 구두굽의 높이를 0cm, 3cm, 5cm, 7cm로 구분하여 맨발로 바닥에 서거나

3cm, 5cm, 7cm 높이의 경사각이 각각 0°, 6°, 11°, 17°가 되는 발판에 똑바로 서게 했을 때 우측전경골근, 우측비복근, 우측내퇴직근, 우측대퇴이두근, 우측 요추주위근의 정량적 근전도를 기록하였다. 구두굽의 높이에 따른 각 근육의 긴장도를 정량적으로 분석한 결과는 다음과 같다.

1. 구두굽이 높을수록 전경골근의 전기적 활동이 유의하게 증가하였다.
2. 구두굽의 높이에 따라 비복근의 전기적 활동에 유의한 차이가 있었다.
3. 대퇴직근과 대퇴이두근의 전기적 활동이 구두굽의 높이에 따라 유의하게 커졌다.
4. 구두굽이 5cm, 7cm일 때 요추주위근의 긴장도가 커졌다.

이상의 결과로 보아 구두굽 높이가 높을수록 중력중심이 앞쪽으로 이동되고 자세가 불안정해지므로 이것을 보상하기 위해 하퇴근, 대퇴근, 요추주위근의 긴장도가 커진다고 할 수 있겠다.

이등(1974)의 연구보고에서 기립작업을 하는 여성의 경우 전신이 노곤하다. 다리가 노곤하다라는 신체적 피로의 호소가 많고 이러한 신체적 피로의 호소는 구두굽의 높이와 관련이 있는 것으로 보고 있고, 굽이 높은 구두를 신은 여성에서 요통을 호소하는 빈도가 커지고 있어 임상적으로 문제시되고 있는 상황에서 자세근의 긴장도를 적게하는 구두 즉 굽이 낮은 구두나 단화를 착용하도록 교육시키는 것은 중요한 간호중재로 생각된다. 그러므로 본 연구결과는 이러한 간호중재의 합리적 근거를 이루는 기초자료가 될 수 있겠다.

References

- 최명애, 자세와 하퇴근 근전도와의 관계, 대한간호, 1985, 24(1) : 67-73
- 최명애, 신동훈, 젊은여성의 발동작과 몇몇 하퇴근 근전도와의 관계, 대한생리학회지, 1984, 18(1) : 81-96.
- 이은옥, 한영자, 최명애, 종합병원근무 간호원들의 피로도에 관한 조사연구, 중앙의학, 27(2) : 170-176, 1974.
- Allen, CEL, Muscle action potentials used in the study of dynamic anatomy, Br. J. Phys. Med, 1948, 11 : 66-73.
- Asmussen, E. The weight-carrying function of the human spine, Acta Orthop Scandinav 1960, 29 : 276-290.
- Asmussen, E. and Klausen, K., Form and function of the erect human spine. Clin Orthop, 1962, 25 : 55-63.
- 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., 1954, 98 : 662-666
- Basmajian, J. V. and Deluca, C.J., Muscles alive, 5th ed., Williams and Wilkins, 1985, 260-262 pp.
- Bouisset S. and Marton, B., Quantitative relationship between surface EMG and intramuscular activity in voluntary movement, AM, J. Phys. Med., 1972, 51 : 285-295.
- Carlsoo, S. Influence of frontal and dorsal loads on muscle activity and on the weight distribution in the feet, Acta. Orthop. Scandinav. 1964, 34 : 299-309.
- Dervies, H.A., Quantitative electromyographic investigation of the spasm theory of muscle pain, Am., J. Phys. Med. 1966, 45(3) : 119-134.
- Floyd, W.F. and Silver, PHS, Function of erector spinae in flexion of the trunk, Lancet, Jan, 1951, 20 : 133-138.
- Floyd, W.F., and Silver, PHS, The function of the erector spinae muscles in certain movements and postures in man, J. Physiol., 1955, 129 : 184-203.
- Houtz, S.J. and Fischer, F.J., Function of leg muscles acting on foot as modified by body movements, J. Appl. Physiol., 1961, 16 : 597-605.
- Joseph, J. Man's posture : electromyographic studies, Springfield IL., Charles C. Thomas, 1960.
- Joseph, J., and Nightingale, A., Electromyography of muscles of posture : leg muscles in males, J. Physiol., 1952, 117 : 484-491.
- Joseph, J. and Nightingale, A., Electromyography of posture : thigh muscles in male, J. Physiol., 1954, 126 : 81-85.
- Joseph, J., Nightingale, A. and Williams, P.H., A detailed study of the electric potentials recorded over some postural muscles while relaxed and standing, J. Physiol., 1955, 127 : 617-625.
- Joseph, J. and Nightingale, A., Electromyography of muscles of posture : leg and thigh muscles in women including the effects of high heels, J. Physiol., 1956, 132 : 465-468.
- Milner-Brown H.S., and Stein, R.B., The relation between

- the surface electromyogram and muscular force, *J. Physiol.*, 1975, 246 : 549-569.
- Okada, M., An electromyographic estimation of the relative muscular load in different human postures, *J. Human Ergol.*, 1972, 1 : 75-93.
- Okada, M., Quantitative studies on the bearing of the antigravity muscles in human postures with special reference to electromyographic estimation on the postural muscle load, *J. Fac. SC. Univ. Tokyo, sec.*, 1975, 4 : 471-530.
- Pauly, J. E., An EMG analysis of certain movements and exercise, prt I, some deep muscles in back, *Anat Res.*, 1966, 155 : 223-234.
- Portnoy, H. and Morin, F., Electromyographic study of postural muscles in various positions and movements, *Am. J. Physiol.*, 1956, 186 : 122-126.

Abstracts

Relationship between height of heels and quantitative EMG of lower leg, thigh and paralumbarvertebral muscles in young women.

*Myoung Ae Choe**, *Jin Ho Kim***, *Eun Yong Lee***

The present study has been undertaken to assess the electrical activity of right tibialis anterior, right gastrocnemius, right rectus femoris, right biceps femoris and

right paralumbarvertebral muscles quantitatively by EMC while standing erect on the height of 0cm, 3cm, 5cm and 7cm heels. The inclinations of the heels were 0, 6, 11, 17 degrees, respectively. Forty young women ranging from 18 to 24 of age were examined. Electrical activity of various muscles while standing erect on the height of various heels were compared with that of 0cm heel.

The results obtained were as follows :

1. Electrical activity of the tibialis anterior increased significantly as the height of heels became higher ; which was thought to be due to the effort to counteract the instability standing with high heels.
2. There was a significant increase in electrical activity of the gastrocnemius as the height of heels increased. It might be due to compensatory activity against shifting of the center of gravity forward.
3. There was a significant increase in electrical activity of the rectus femoris and biceps femoris at the height of 3cm, 5cm and 7cm heels ; which seemed to be due to the effort to stabilize the knee joint.
4. Electrical activity of the paralumbarvertebral muscles increased significantly at the height of 5cm and 7cm heels ; which was considered to be due to the effort to prevent forward imbalance.

From These results, it may be concluded that electrical activities of various postural muscles increase significantly while standing erect on the height of 3cm, 5cm and 7cm heels to counteract an instability of their posture and compensate the forward shifting tendency of the center of gravity.

* Department of Nursing, College of Medicine, Seoul National University.

** Department of Rehabilitation Medicine, College of Medicine, Seoul National Universtiy