

무릎관절 각도가 발목 근육의 근전도 활동에 미치는 영향

유경석, 김택연¹⁾

이병암 외과, OPT 운동처방실¹⁾

Abstract

Influence of the Knee Angles on the Electromyographic Activities and Fatigue of the Ankle Muscles in Healthy Subjects

Gyeong-Seok Yu, Taek-Yean Kim¹⁾

Dept. of Physical Therapy, Lee Byung-am Surgery, OPT Exercise Prescription Center¹⁾

The purpose of this study was to investigate the influence of the various knee angles and ground state on the muscular activities and fatigue of the ankle muscles by integrated electromyograms (iEMG) and median frequency of tibialis anterior (TA), peroneus longus (PL), flexor digitorum longus (FDL) and gastrocnemius (GC). Ten healthy male subjects were participated into stable and balance ball sessions at four angles of knee joint. The surface electromyograms (sEMG) were recorded from the TA, PL, FDL and GC on stable and balance ball with full weight bearing at four knee angles of 0°, 15°, 30° and 45°. The time serial data of the surface electromyographic signals were transformed into integrated and frequency serial data by fast fourier transformation. On the stable ground, the iEMG signals of the TA, PL, FDL and GC were significantly higher at 45° and 30° of knee angles than 0° and 15° of knee flexion ($p < 0.05$). On the balance ball, the iEMG of the TA, PL, FDL and GC were significantly higher at 45° and 30° of knee angles than 0° and 15° of knee flexion ($p < 0.05$). The median frequency of the TA, PL, FDL and GC were significantly lower at 45° and 30° of knee angles than 0° and 15° of knee on the stable ground ($p < 0.05$). On the balance ball, also the median frequency of the TA, PL, FDL and GC were significantly lower at 45° and 30° of knee angles than 0° and 15° of knee flexion ($p < 0.05$). The iEMG of the TA, PL, FDL and GC were significantly higher on the balance ball at 0°, 15°, 30° and 45° of knee angles compared with stable ground. The median frequency of the

TA, PL, FDL and GC were significantly lower on the balance ball at 0°, 15°, 30° and 45° of knee angles compared with stable ground. These results indicate that the ground conditions and angles of the knee joint involved to muscular activities and fatigue of ankles muscles, may performed at first on stable ground and then balance ball in order to 0°, 15°, 30° and 45° of knee flexion.

Key Words: Knee Angles; Electromyograms; Ankle Muscles

교신저자 : 김택연(전주 OPT 운동 처방실, 063-241-7784, E-mail: opt62@paran.com)

I. 서 론

1. 연구의 필요성

인류가 두 발로 걷게 됨에 따라 발은 어려운 두 가지 기능 즉, 몸 전체의 무게를 지탱하는 것과 걷고 뛸 때 필요한 복잡한 움직임을 감당하게, 되는 것이며(김승재 등, 1999), 이를 위해서는 힘과 유연성을 필요로 한다. 발에는 26개의 뼈와 31개의 관절, 그리고 20개의 근육이 있다(조상현 등, 1999). 발목-발 복합체의 유연하고 견고한 특징은 체중지지, 다리의 고정과 조절작용, 불규칙한 지면에 발의 조정, 발가락으로 서기, 오르기, 점프에서 몸통 들기, 걷기, 달리기, 점프하여 착지할 때 충격 흡수, 기계 조작, 상지 절단 혹은 근마비 환자의 손 기능 보상 등의 다양한 기능을 제공한다. Michaud (1993)는 평지 보행에서 발목관절은 체중의 4.5배에 해당하는 힘을 받는다고 하였고 하루에 1만에서 1만5천보를 걸으면 이로 인해 639톤에 달하는 압력을 받는다고 볼 수 있다. 이러한 큰 힘을 지지 하면서 지면에 높은 발을 조정하여 체중을 좁은 기저면 내에 유지하기 위하여 무릎관절과 대퇴관절 운동에 대한 보상을 하여야 한다. 특히 발의 유연성, 충격 흡수, 체중 분산 등이 필요할 때 발은 매우 중요한 역할을 한다(Smith 등, 1996). 따라서 본 연구는 안정된 바닥 과 발란스볼 위에서 무릎의 구부림 각도에 따라 체중부하를 받는 발목관절의 주위 근육의 근전도 활동과 근피로 유발에 미치는 영향을 규명하여 발목 손상자의 근력 향상과 재활 훈련에 필요한 기초 자료와 훈련방법을 제시 하는데 그 목적이 있다.

2. 연구의 가설

본 연구의 과제를 규명하기 위해 다음과 같은 연구 가설을 설정하고 실험을 통해 이를 검증하고자 한다.

1) 안정된 바닥과 발란스볼 위에서 한발로 체중부하를 받은 발목관절 주위근육의 적분근전도에 차이가 있을 것이다.

2) 안정된 바닥 위에서 한발로 체중부하를 받은 발목관절 주위근육은 무릎 구부림의 각도(15°, 30°, 45°)에 따라 적분근전도에 차이가 있을 것이다.

3) 발란스볼 위에서 한발로 체중부하를 받은 발목관절 주위근육은 무릎 구부림의 각도(15°, 30°, 45°)에 따라 적분근전도에 차이가 있을 것이다.

4) 안정된 바닥과 발란스볼 위에서 한발로 체중부하를 받은 발목관절 주위근육의 근피로에 차이가 있을 것이다.

5) 안정된 바닥 위에서 한발로 체중부하를 받은 발목관절 주위근육은 무릎 구부림의 각도(15°, 30°, 45°)에 따라 근피로에 차이가 있을 것이다.

6) 발란스볼 위에서 한발로 체중부하를 받은 발목관절 주위근육은 무릎 구부림의 각도(15°, 30°, 45°)에 따라 근피로에 차이가 있을 것이다.

II. 연구 방법

1. 연구 대상

본 연구는 발목 근육 기능에 영향을 미칠 수 있는 과거 발목 손상이나 신경계 및 근골격계 손상의 병력이 없는 I 시의 W대학 대학생 10명을 대상으로 하였다. 실험을 실시하기 전에 실험 과정에 대하여 충분한 설명을 한 후 동의서를

작성한 다음 실험에 참여하도록 하였다. 지원자 중 현재 요통과하지의 통증이 없는 자, 발의 관절 가동 범위가 정상 범위에 속하는 자, 발목 근육의 축진이 가능한 자, 공을 찰 때 우선적으로 사용되는 발을 우성 발로 하여 오른쪽 발이 우성인 자, 최근 6개월 이내 하지 근력 강화 운동을 실시하지 않은 자로 제한하였다. 대상자의 신체적 특징은 표 1과 같다.

표 1. 연구 대상자의 일반적 특성 (N=10)

Subjects	Age(yrs)	Height(cm)	Weight(kg)
Male(n=10)	26.81±3.22	175.31±3.33	66.88±6.97

2. 연구 도구

본 연구에서 근전도는 MP 100 system(Biopac Systems, Inc., USA)을 사용하였다. 표면근전도 신호는 EMG100B(Biopac Systems, Inc., USA)를 사용하여 수집하였고, 적분근전도와 중앙주파수는 MP 100 AcqKnowledge(MP 100 Workstation ver 3.7.3, Biopac Systems, Inc., USA)를 사용하여 분석하였다. 전극은 일회용 자가접착성 은-염화은 표면 전극(EL 503, Biopac Systems, Inc., USA)을 사용하였다. 관절각도기는 plastic 12" goniometer(CM-6160B, Devine Medical Intl. Inc., USA)를 사용하였으며, 발란스 볼은 직경 33 cm의 Dynair Ball Cushion (Togu Gebr. Obermaier OHG, Germany)을 사용하였다.

3. 연구 절차

1) 표면 근전도 측정 준비

연구 대상자는 신발을 벗고 편안한 반바지를 착용 한 후 오른쪽 다리의 전극 부착 부위를 면도한 후 사포로 가볍게 문지른 다음 알코올로 닦았다. 기록전극은 각각 전경골근, 장비골근, 장지골근, 비복근의 운동점에 부착하고 기준전극은 기록전극과 30 mm 거리를 두고 근섬유 주행과 평행하게 부착하였으며 접지전극은 동측 발등 중앙 부위에 부착하였다. 전극과 근전도계를 연결하는 전선을 잘 정리하여 움직일 때 잡음

(motion artifact)이 생기지 않도록 하였다. 근전도계와 연결된 컴퓨터상에서 각각의 전선과 연결된 근육에 해당하는 채널을 지정하여 근전도 신호를 관찰하였고, 근전도 잡음(noise)이 발생되고 있는지의 여부를 조사하고 근전도 잡음이 발생하는 경우 원인을 제거하였다. 모든 관절 가동 범위와 전극부착은 측정자 간의 오차를 최소화하기 위하여 동일한 실험자가 실시하였으며 측정 시 실내온도는 22±1℃를 유지하였다.

2) 표면 근전도 신호 수집

(1) 안정된 바닥에서의 발목관절 주위 근육의 근전도 신호 수집

기립자세에서 발의 중립은 체중지지 선이 엉덩이뼈의 위 앞 엉덩이뼈가시와 종아리를 지나고 첫 번째 발가락을 지나도록 하여 (Olerud and Berg, 1984) 안정된 바닥에 한발로 선 자세를 취하였다. 다른 발은 체중 부하 쪽 발 종아리에 발을 붙이고 팔은 지지 봉을 잡고 몸의 균형을 유지하게 하였다. 무릎관절을 0°, 15° 굴곡, 30° 굴곡, 45° 굴곡 자세로 각각 10초 동안 유지하면서, 근전도 신호를 수집하였다. 각각의 운동 사이에 근육 피로의 가능성을 최소화하기 위하여 5분씩 휴식시간을 주었다(Laprade 등, 1998). 관절각도는 피검자가 기립한 자세에서 각도계의 축을 외측 경골과를 기준으로 고정팔은 대퇴의 중앙선, 운동팔은 외과를 향한 선을 따라 배치하여 측정하였다.

(2) 발란스볼 위에서의 발목관절 주위 근육의 근전도 신호 수집

기립자세에서 발의 중립은 체중지지선이 엉덩이뼈의 위 앞 엉덩이뼈가시와 종아리를 지나고 첫 번째 발가락을 지나도록 하여(Olerud 등, 1984) 발란스볼 위에서 한발로 선 자세를 취하게 하였다. 다른 발은 체중 부하 쪽 발 종아리에 발을 붙이고 팔은 지지 봉을 잡고 몸의 균형을 유지하게 하였다. 무릎관절을 0°, 15° 굴곡, 30° 굴곡, 45° 굴곡 자세로 각각 10초 동안 유지하면서 근전도 신호를 수집하였다. 각각의 운동 사이에 근육 피로의 가능성을 최소화하기 위하여 5분씩 휴식시간을 주었다. 관절각도는 피검자가 기립한 자세에서 각도계의 축을 외측 경골과를

기준으로 고정팔은 대퇴의 중앙선, 운동팔은 외과를 향한 선을 따라 배치하여 측정하였다.

3) 표면 근전도 신호 처리

EMG 100B를 사용하여 수집된 근전도 아날로그 신호는 MP100 시스템으로 보내 디지털 신호로 바꾼 다음 개인용 PC에서 Acqknowledge 소프트웨어를 이용하여 필터링과 기타 신호처리를 하였다. 근전도 신호는 이득값 2000, 표본추출율 1000/s, 대역필터(bandpass filter)를 1.0-5000 Hz로 하였으며, 60 Hz 노치 필터(notch filter)를 사용하였다. 표면 근전도 신호 중에서 최초 2초와 최종 2초는 운동단위가 동원되는 과정에서 불안정할 수 있으므로 신호처리에서 제외하고, 가운데 6초의 신호만 분석하였다. 개인용 PC에 저장된 근전도 신호를 꺼내 Hamming window를 사용하여 8초의 근전도 신호를 Fast Fourier Transformation(FFT)하여 주파수 스펙트럼을 얻은 후 평균 주파수와 중앙주파수를 구하였으며, 적분 근전도는 8초의 신호에서 1초 구간마다 절대 값 처리 후 적분 값을 구하였다.

4. 자료 분석 및 통계처리

안정된 바닥과 발란스볼 위에서 한발로 체중부하를 받을 때 무릎 구부림의 각도에 따른 발목관절 주위근육의 적분근전도 차이를 비교하기 위해 일원분산분석(one way ANOVA)을 하였으며, 유의한 차이가 나타날 경우 Duncan 다중순위검정으로 사후검정 하였다. 안정된 바닥과 발란스볼 위에서의 발목관절 주위근육의 적분근전도 차이를 비교하기 위해 짝 비교 t-검정하였다. 안정된 바닥과 발란스볼 위에서 한발로 체중부하를 받을 때 무릎 구부림의 각도에 따른 발목관절 주위근육의 중앙주파수 차이를 비교하기 위해 일원분산분석을 하였으며, 유의한 차이가 나타날 경우 Duncan 다중순위검정으로 사후검정 하였다. 안정된 바닥과 발란스볼 위에서의 발목관절 주위근육의 중앙주파수 차이를 비교하기 위해 짝 비교 t-검정을 하였다. 모든 통계분석은 SPSS WIN 10.0 프로그램을 이용하여 처리하였으며 유의수준은 0.05로 설정하였다.

III. 연구 결과

본 연구는 건강한 남자 대학생 10명을 대상으로 안정된 바닥과 발란스볼 위에서 무릎 구부림의 각도를 0°, 15°, 30°, 45°로 변화시켜 발목근육인 전경골근(tibialis anterior, TA), 장비골근(peroneus longus, PL), 장지골근(flexor digitorum longus, FDL) 및 비복근(gastrocnemius, GC)의 근육활동을 근전도로 측정된 결과는 다음과 같다.

1. 안정된 바닥 위에서 무릎의 각도에 따른 발목 관절 주위근육의 적분근전도

안정된 바닥 위에서 무릎의 각도를 0°, 15°, 30°, 45°로 변화시키면서 한발로 체중부하를 받을 때 전경골근, 장비골근, 장지골근 및 비복근의 적분근전도 신호량은 표 2와 같이 나타났으며, 일원분산 분석한 결과 전경골근(p<0.001), 장비골근(p<0.05), 장지골근(p<0.01) 및 비복근(p<0.001)의 적분근전도는 각도에 따라 유의한 차이를 보였다(표 3).

표 2. 안정된 바닥 위에서 한발로 체중부하를 받을 때의 적분근전도 신호량

	0°	15°	30°	45°
	Mean ±SD	Mean ±SD	Mean ±SD	Mean ±SD
TA	33.71±4.52	38.46±4.33	41.27±4.98	47.74±4.76
PL	15.5±3.64	16.44±2.90	17.45±3.40	19.07±2.85
FDL	17.49±3.28	18.76±2.89	19.64±2.84	21.85±2.60
GC	22.20±2.75	26.09±2.90	29.11±2.54	32.49±2.98

이를 Duncan 다중순위검정으로 사후 검정한 결과 전경골근은 0°에서의 적분근전도 신호량이 유의하게 낮았고 15°와 30°에서의 적분근전도 신호량은 0°보다 유의하게 높고 45°보다 유의하게 낮았으며, 45°에서 적분근전도 신호량이 유의하게 높게 나타났다 (p<0.05). 장비골근과 장지골근은 0°에서의 적분근전도 신호량이 유의하게 낮았고 15°와 30°에서의 적분근전도 신호량은 0°보다 유의하게 높고 45°보다 유의하게 낮았으며, 45°에서 적분근전도 신호량이 유의하게 높게 나타났다(p<0.05). 비복근의 경우 0°에서의 적분

근전도 신호량이 유의하게 낮았고 15°와 30°에서의 적분근전도 신호량은 0°보다 유의하게 높고 45°보다 유의하게 낮았으며, 45°에서 적분근전도 신호량이 유의하게 높게 나타났다(p<0.05).

표 3. 안정된 바닥 위에서 한발로 체중부하를 받을 때의 적분근전도 신호량의 일원분산분석결과

	SS	df	MS	F	p
TA	1134.004	3	378.001	14.087	.000
PL	74.955	3	324.985	2.418	.040
FDL	111.375	3	37.125	4.379	.009
GC	633.280	3	211.093	26.987	.000

2. 발란스볼 위에서 무릎의 각도에 따른 발목 관절 주위근육의 적분근전도

발란스볼 위에서 무릎의 각도를 0°, 15°, 30°, 45°로 변화 시키면서 한발로 체중부하를 받을 때 전경골근, 장비골근, 장지골근 및 비복근의 적분근전도 신호량은 표 4에 나타난바와 같다. 이를 일원분산 분석한 결과 전경골근(p<0.001), 장비골근(p<0.01), 장지골근(p<0.05) 및 비복근(p<0.001)의 적분근전도는 각도에 따라 유의한 차이를 보였다(표 5).

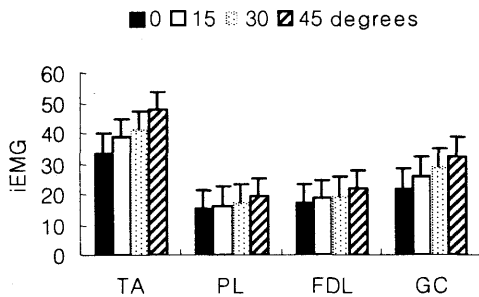


그림 2. 안정된 바닥 위에서 한발로 체중부하를 받을 때의 적분근전도(iEMG) 비교

이를 Duncan 다중순위검정으로 사후 검정한 결과 전경골근은 0°에서의 적분근전도 신호량이 유의하게 낮았고 15°와 30°에서의 적분근전도 신호량은 0°보다 유의하게 높고 45°보다 유의하게 낮았으며, 45°에서 적분근전도 신호량이 유의하

게 높게 나타났다(p<0.05). 장비골근과 장지골근은 0°에서의 적분근전도 신호량이 유의하게 낮았고 15°와 30°에서의 적분근전도 신호량은 0°보다 유의하게 높고 45°보다 유의하게 낮았으며, 45°에서 적분근전도 신호량이 유의하게 높게 나타났다(p<0.05). 비복근의 경우 0°에서의 적분근전도 신호량이 유의하게 낮았고 15°와 30°에서의 적분근전도 신호량은 0°보다 유의하게 높고 45°보다 유의하게 낮았으며, 45°에서 적분근전도 신호량이 유의하게 높게 나타났다(p<0.05).

표 4. 발란스볼 위에서 한발로 체중부하를 받을 때의 적분근전도 신호량

	0°	15°	30°	45°
	Mean ±SD	Mean ±SD	Mean ±SD	Mean ±SD
TA	48.49±4.72	51.40±4.77	57.29±5.64	63.38±5.27
PL	18.55±2.63	19.14±2.27	19.27±2.10	22.32±2.59
FDL	22.62±2.96	22.75±2.51	23.33±2.07	26.55±2.41
GC	35.01±3.72	38.82±2.93	42.64±3.56	46.43±3.49

표 5. 발란스볼 위에서 한발로 체중부하를 받을 때의 적분근전도 신호량의 일원분산분석 결과

	SS	df	MS	F	p
TA	1438.272	3	479.424	15.255	.000
PL	94.955	3	31.652	6.678	.001
FDL	112.964	3	37.655	5.985	.002
GC	797.245	3	265.748	21.795	.000

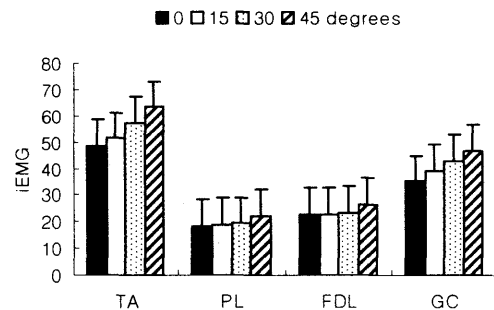


그림 3. 발란스볼 위에서 한발로 체중부하를 받을 때의 적분근전도 신호량 비교

3. 안정된 바닥 위에서 무릎의 각도에 따른 발

목 관절 주위근육의 중앙주파수

안정된 바닥 위에서 무릎의 각도를 0°, 15°, 30°, 45°로 변화시키면서 한발로 체중부하를 받을 때 전경골근, 장비골근, 장지골근 및 비복근의 중앙주파수는 표 6과 같았으며, 일원분산 분석한 결과 전경골근 ($p < 0.001$), 장비골근($p < 0.05$), 장지골근($p < 0.01$) 및 비복근($p < 0.001$)의 중앙주파수는 각도에 따라 유의한 차이를 보였다(표 7).

표 6. 안정된 바닥 위에서 한발로 체중부하를 받을 때의 중앙주파수(단위: Hz)

	0°	15°	30°	45°
	Mean ±SD	Mean ±SD	Mean ±SD	Mean ±SD
TA	137.25±6.05	132.32±4.46	130.21±4.92	123.33±3.78
PL	125.60±2.98	121.33±1.98	120.27±2.99	114.23±2.15
FDL	127.84±4.50	123.78±3.09	107.74±3.44	102.30±3.36
GC	131.83±5.64	124.54±4.47	122.54±5.68	115.94±5.27

표 7. 안정된 바닥 위에서 한발로 체중부하를 받을 때의 중앙주파수의 일원분산분석 결과

	SS	df	MS	F	p
TA	1099.455	3	366.484	15.428	.000
PL	726.333	3	242.111	36.818	.000
FDL	506.006	3	168.669	16.112	.000
GC	1333.313	3	211.093	15.890	.000

이를 Duncan 다중순위검정으로 사후 검정한 결과 전경골근과 장비골근 및 비복근에서는 0°에서의 중앙주파수가 유의하게 높았고 15°와 30°에서의 중앙주파수는 0°보다 유의하게 낮고 45°보다 유의하게 높았으며, 45°에서 중앙주파수가 유의하게 낮게 나타났다($p < 0.05$). 장지골근은 0°에서의 중앙주파수는 15°와 30° 및 45°보다 유의하게 높았으며, 15°에서는 30° 및 45°보다, 30°에서는 45°보다 유의하게 높았으며, 45°에서 중앙주파수가 유의하게 낮게 나타났다($p < 0.05$).

4. 발란스볼 위에서 무릎의 각도에 따른 발목 관절 주위근육의 중앙주파수

발란스볼 위에서 무릎의 각도를 0°, 15°, 30°, 45°로 변화 시키면서 한발로 체중부하를 받을 때 전경골근, 장비골근, 장지골근 및 비복근의 중앙주파수는 표 8과 같았으며, 일원분산 분석한 결과 전경골근 ($p < 0.001$), 장비골근($p < 0.05$), 장지골근 ($p < 0.01$) 및 비복근($p < 0.001$)의 중앙주파수는 각도에 따라 유의한 차이를 보였다(표 9).

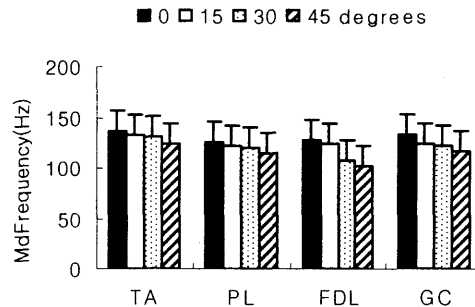


그림 4. 안정된 바닥 위에서 한발로 체중부하를 받을 때의 중앙주파수(MdFrequency) 비교.

표 8. 발란스볼 위에서 한발로 체중부하를 받을 때의 중앙주파수(단위: Hz)

	0°	15°	30°	45°
	Mean ±SD	Mean ±SD	Mean ±SD	Mean ±SD
TA	129.82±5.35	125.51±3.43	123.34±4.76	116.99±3.69
PL	120.74±2.78	117.48±5.41	112.47±4.14	102.80±3.39
FDL	121.74±2.17	109.03±2.52	104.98±2.50	100.54±2.28
GC	120.27±5.37	114.47±3.95	112.83±4.64	109.24±3.88

표 9. 발란스볼 위에서 한발로 체중부하를 받을 때의 중앙주파수의 일원분산분석 결과

	SS	df	MS	F	p
TA	942.468	3	314.156	16.385	.000
PL	221.483	3	67.813	38.739	.000
FDL	275.283	3	91.7619	16.053	.000
GC	96.969	3	23.232	11.465	.000

이를 Duncan 다중순위검정으로 사후 검정한 결과 전경골근과 장비골근 및 비복근에서는 0°에서의 중앙주파수가 유의하게 높았고 15°와 30°에서의 중앙주파수는 0°보다 유의하게 낮고 45°보다 유의하게 높았으며, 45°에서 중앙주파수가

유의하게 낮게 나타났다($p < 0.05$). 장지골근은 0°에서의 중앙주파수는 15°와 30° 및 45°보다 유의하게 높았으며, 15°에서는 30° 및 45°보다, 30°에서는 45°보다 유의하게 높았으며, 45°에서 중앙주파수가 유의하게 낮게 나타났다 ($p < 0.05$).

5. 안정된 바닥과 발란스볼 위에서 무릎의 각도에 따른 발목관절 주위근육의 적분근전도 차이

안정된 바닥과 발란스볼 위에서 한발로 체중부하를 받은 발목 관절 주위 각각의 근육에 무릎 구부림 각도의 변화에 따라 적분근전도 신호량의 차이를 알아보기 위해 안정된 바닥과 발란스볼 위에서 무릎의 각도를 변화시키면서 한발로 체중부하를 받을 때 적분근전도를 t-검정한 결과는 표 10과 같다. 0°, 15°, 30°, 45°에서 전경골근($p < 0.001$), 장비골근($p < 0.05$), 장지골근($p < 0.05$) 및 비복근($p < 0.001$) 모두 발란스볼 위에서 적분근전도 신호가 유의하게 높게 나타났다.

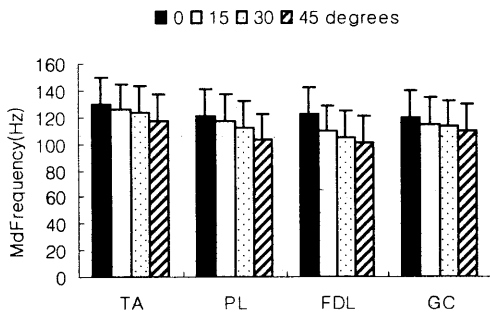


그림 5. 발란스볼 위에서 한발로 체중부하를 받을 때의 중앙주파수(MdFrequency) 비교

6. 안정된 바닥과 발란스볼 위에서 무릎의 각도에 따른 발목관절 주위근육의 중앙주파수 차이

안정된 바닥과 발란스볼 위에서 한발로 체중부하를 받은 발목 관절 주위 각각의 근육에 무릎 구부림 각도의 변화에 따라 중앙주파수의 차이를 알아보기 위해 안정된 바닥과 발란스볼 위에서 무릎의 각도를 변화시키면서 한발로 체중부하를 받을 때 중앙주파수를 t-검정한 결과는 표 11과 같다. 0°, 15°, 30°, 45°에서 전경골근($p < 0.001$), 장비골근($p < 0.05$), 장지골근($p < 0.05$) 및

비복근($p < 0.001$) 모두 불안정한 바닥위에서 중앙주파수가 유의하게 낮게 나타났다.

표 10. 한발로 체중부하를 받을 때의 안정된 바닥과 발란스볼 위에서의 적분근전도의 t-검정 결과

	MD	SED	df	t	p
0 degree					
TA	14.78	2.19	20	6.726	.000
PL	2.98	1.21	20	2.477	.022
FDL	5.13	1.33	20	3.849	.001
GC	12.81	1.45	20	8.865	.000
15 degrees					
TA	12.95	2.37	20	5.461	.000
PL	2.70	1.11	20	2.432	.025
FDL	3.98	1.16	20	3.448	.003
GC	12.73	1.24	20	10.250	.000
30 degrees					
TA	16.02	2.48	20	6.460	.000
PL	1.81	0.21	20	1.509	.045
FDL	3.69	1.06	20	3.481	.002
GC	13.53	1.32	20	10.266	.000
45 degrees					
TA	15.65	2.14	20	7.304	.000
PL	3.25	1.16	20	2.795	.011
FDL	4.69	1.07	20	4.397	.000
GC	13.93	1.38	20	10.077	.000

IV. 고 찰

전경골근과 장비골근은 다른 족관절 주위근육과 함께 급격한 내반과 굴곡 모멘트에 대해 역동적으로 방어하는 역할을 한다. Isakov와 Mizrahi(1986)에 의하면 비골근의 반사적 수축이 족부 내반 염좌 방지에 큰 역할을 못한다고 보고했고, 발목관절 외측 인대 손상이 있는 환측의 비골근 반응시간이 건측과 비교해서 통계적으로 차이가 없다고 보고(Nawoczinski 등, 1985) 했으나 편측의 발목관절 불안정성을 보이는 축구 선수들에 있어서 환측의 비골근 수축반응 시간이 지연되고 있다고 보고하여(Konradsen and Raven, 1990) 아직 논란의 여지가 있다.

이에 본 연구에서는 발목관절의 해부학적, 기계적 손상이 없고 기능적 발목관절 불안정성이 없는 정상 성인을 안정된 바닥과 발란스볼 위에

서 무릎을 0°, 15°, 30°, 45° 구부림에 따라 발목 관절 주위 근육인 장경골근, 장비골근, 장지골근, 비복근의 적분근전도 신호량과 중앙주파수를 비교한 결과 안정된 바닥보다 발란스볼 위에서 0° 보다 15°에서, 15°보다 30°에서, 30°보다 45°에서 근전도 신호량이 유의하게 증가하였고, 중앙주파수가 감소하여 근피로도의 유발이 관찰되었다.

표 11. 한발로 체중부하를 받을 때의 안정된 바닥과 발란스볼 위에서의 중앙주파수의 t-검정 결과

	MD	SED	df	t	p
0 degree					
TA	7.42	2.44	20	3.048	.006
PL	4.87	1.23	20	3.962	.001
FDL	6.10	1.51	20	4.048	.001
GC	11.11	2.35	20	4.732	.000
15 degrees					
TA	6.81	1.70	20	4.019	.001
PL	3.85	1.74	20	2.216	.038
FDL	14.75	1.20	20	12.266	.000
GC	10.07	1.79	20	5.5980	.000
30 degrees					
TA	6.87	2.06	20	3.329	.003
PL	7.80	1.54	20	5.069	.000
FDL	2.76	1.28	20	2.150	.044
GC	9.71	2.21	20	4.3906	.000
45 degrees					
TA	6.34	1.59	20	3.977	.001
PL	11.43	1.35	20	8.468	.000
FDL	1.77	1.122	20	1.444	.047
GC	6.70	1.97	20	3.393	.003

발목관절 염좌는 운동선수에게 흔히 발생하는 상해이고 만성 불안정성으로 진행 된다(Garrick, 1982). 이와 같은 만성 발목관절 불안정성은 반복적인 발목관절 부상이 잦은 배구, 축구, 농구 선수 등에게서 자주 나타나고, 불규칙한 지면을 걸을 때, 한발로 축을 잡고 회전할 때, 갑작스런 방향 전환이나 급정지할 때, 점프 후 착지할 때, 주로 일어나며 이로 인해 다른 부상의 위험성이 증가된다(Peter 등, 1991). 이로 인한 발목관절 불안정성은 비골근의 약화와 고유수용감각의 소실을 초래하여 발목관절의 기능능력에 영향을 미친다(Bosien 등, 1995; Lentell, 등, 1990).

Freeman 등(1985)에 의하면 족부 내반 염좌 시 발목관절 주위의 인대와 관절낭에 분포되어 있는 기계적 수용체의 손상을 가져오고 이는 관절의 탈구심성 회로의 손상과 함께 협조운동의 기능장애를 일으켜 기능적 발목관절 불안정성을 야기시킨다고 이론화 하였다. 정상적으로 발목관절의 갑작스러운 위치 변화에 대해 그 주위 조직이 신장되어 고유수용감각이 자극되고 이 자극은 반사적으로 발목관절 주위근육을 수축시키고 발목관절의 안전성을 유지하려고, 한다. 정상성인을 대상으로 발목 원판 운동을 했을 때 전경골근과 후경골근의 수축 개시시간이 지연되는 것을 관찰했고 이는 비골근의 기능이 상대적으로 향상함을 의미한다고 보고했다(Parag 등, 1995).

또한 발목 원판 훈련이 발목관절 주위근육들을 강화시키며 고유수용감각 능력을 향상시켜 예기치 못한 내반 손상에 대하여 방어할 수 있게 선택적으로 발목관절, 주위근육의 수축 양상을 변화시킬 수 있다고 하였다 (나영무, 등 1999).

발목 원판 훈련은 폐쇄성 궤도 운동을 통해 발목관절 주위근육의 편심성 수축을 제공할 뿐만 아니라 협조 운동과 다축면의 체중 부하운동, 특히 외반 모멘트 부하운동을 함으로써 발목관절 주위의 구심성 자극을 제공하여 자세감각과 고유수용체 감각을 향상시키고 이를 통해 협력근 수축을 촉진하고 길항근의 근육 수축을 느리게 하는 작용을 한다. 이는 상호적 Ia 억제(reciprocal Ia inhibition)개념에 의해 보충되어질 수 있는데 이 상호적 억제는 협력근의 Ia군 촉진과 길항근의 억제로 정의할 수 있다(Rothwell, 1987).

본 연구에서는 근전도 신호량 측정을 표면 기록전극을 이용하였는데 이는 미세 침전극을 이용하는 것보다 장경골근, 장비골근, 장지골근, 비복근의 전기적 활동을 선택적으로 기록되기, 어려운 문제점이 있다. 그리고 근 수축시 서로 다른 운동단위가 동원되는데 근전도를 통하여 여러 운동단위의 활동성을 주어진 시간에 같이 나타내는 동시성에는 많은 제한점이 있다. 그러므로 이러한 여러 가지 근전도 측정상의 어려움으로 본 연구의 수축 개시 시간의 측정값이 그 수

축의 기능을 절대적으로 반영한다고 볼 수 없다. 하지만 말초 신경의 병변이 없는 한 근 수축의 개시 시간이 절대적으로 단축되어 진다는 것은 근육 생리학적 측면에서 관찰되기 어렵고, 장경골근, 장비골근, 장지골근, 비복근의 상대적인 근육수축 시간을 비교하고자 한다면 표면전극을 이용한 근전도 방법이 유용하리라 사료된다. 한편, 측정자세에서는 안정된 바닥과 발란스볼 위에서 한 발로 선 자세를 취하여 무릎 구부림 각도를 0°, 15°, 30°, 45°를 굴곡하여 측정하였다. 그러나 발란스볼 위에서 측정은 피 실험자의 자세의 안전성이 확보 되어야 하므로 충분한 연습이 선행되어야 하며 정확한 통제와 객관화된 자세가 필요 하다고 하겠다.

본 연구 결과 발목관절 손상 환자들과 이로 인한 기능적 발목관절 불안정성을 가진 환자의 근력강화, 지구력, 고유수용성 기능촉진 및 재활운동 등의 하나로 발목 원판 훈련과 같은 발란스볼(불안정한 바닥) 위에서 발목관절 주위근육을 무릎 구부림의 각도에 따라 무릎 구부림 운동을 이끌어 내는 방향으로 변화함으로써 발목관절 손상 재발방지 및 발목관절 주위근육의 기능적 향상에 유용하리라 생각된다. 뿐만 아니라 건강한 사람에게도 발목관절 손상을 방지할 수 있으리라 생각된다.

또한 추후 연구에서는 동일한 부하상태에서 각각의 무릎 구부림 각도와 각각의 발목관절 주위근육들 간의 근전도 비교 분석이 요구 된다.

V. 결 론

본 연구는 I 시의 W대학 대학생 10명을 대상으로 안정된 바닥과 발란스볼 위에서 체중부하를 받는 발목주위 근육(전경골근, 장비골근, 장지골근, 비복근)의 근전도 검사를 통하여 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 안정된 바닥 위에서 무릎의 각도를 변화시키면서 한발로 체중부하를 받을 때 전경골근, 장비골근, 장지골근, 비복근의 적분근전도는 무릎을 30°, 45° 굴곡했을 때, 유의하게 증가하였다.
2. 발란스볼 위에서 무릎의 각도를 변화시키면

서 한발로 체중부하를 받을 때 전경골근, 장비골근, 장지골근, 비복근의 적분근전도는 무릎을 30°, 45°굴곡했을 때 유의하게 증가하였다.

3. 안정된 바닥과 발란스볼 위에서 무릎의 각도를 변화시키면서 한발로 체중부하를 받을 때 전경골근, 장비골근, 장지골근, 비복근이 발란스볼 위에 서서 무릎을 0°, 15°, 30°, 45°굴곡했을 때, 적분근전도 신호가 증가하였다.

4. 안정된 바닥 위에서 무릎의 각도를 변화시키면서 한발로 체중부하를 받을 때 중앙주파수를 일원분산 분석한 결과 전경골근, 장비골근, 장지골근, 비복근은 무릎을 30°, 45° 굴곡했을 때, 유의하게 감소하였다.

5. 발란스볼 위에서 무릎의 각도를 변화시키면서 한발로 체중부하를 받을 때 중앙주파수를 일원분산분석한 결과 전경골근, 장비골근, 장지골근, 비복근은 무릎을 30°, 45° 굴곡했을 때, 유의하게 감소하였다.

6. 기립자세에서 안정된 바닥과 발란스볼 위에서 한발로 체중부하를 받을 때 중앙주파수 값을 t-검정한 결과 전경골근, 장비골근, 장지골근, 비복근이 발란스볼 위에 서서 무릎을 0°, 15°, 30°, 45°굴곡했을 때 중앙주파수 값이 유의하게 감소하여 발란스볼 위에서 근피로가 유발됨을 알 수 있었다.

위와 같은 결과로 미루어 볼 때 발목근육을 강화할 목적으로 운동 할 때는 안정된 바닥과 발란스볼(불안정한 바닥) 위에서 30°, 45°가 가장 효과 적이고, 고유수용성 기능촉진 및 재활운동을 목적으로 할 때는 먼저 안정된 바닥에서 무릎 구부림의 각도를 0°에서 시작하여 15°, 30°, 45°도 순서로 운동시키며 그 다음 발란스볼(불안정한 바닥) 위에서 무릎 구부림의 각도 역시 0°에서 시작하여 15°, 30°, 45° 순서로 운동을 시키는 것이 바람직하다 할 수 있다.

참 고 문 헌

- 김승재, 박경호, 김용이. 발아치의 기능적 임상적 실용적 연구 관점. 한국운동역학학회지. 1999;9(1):1-16.
- 김태윤. 운동치료학. 영문출판. 2003; 552-585.

- 나영무, 문재호, 성연재, 등. 기능적 족관절 불안정성 환자에서 발목원판 훈련의 효과. 대한스포츠의학회지. 1999;17(2):406-412.
- 조상현. 움직임 해부학. 영문출판. 1999; 235.
- 하권익 역. 스포츠 의학. 최신 의학사. 1994;465-508.
- Balduini FC, Tetzlaff J. Historical perspective on injuries of the ligaments of the ankle. Clin. Sports Med. 1982;1:3-12.
- Balduini FC, Vegso JJ, Torg JS. Management and rehabilitation of ligaments injuries to the ankle. Clin. Sports Med. 1987;4:364-380.
- Bosien WR, Staples OS, Russell W. Residual instability following acute ankle sprains. J. Bone Joint Surg. Am. 1995;34, 1237-1247.
- Day RW, Wildermuth BP. Proprioceptive training in the rehabilitation of lower extremity injuries. Adv. Sports Med. Fitness 1988;1:241-258.
- Diamond JE, Mueller MJ, Delitto A, et al. Reliability of a diabetic foot evaluation. Phys. Ther. 1989;69:797-802.
- Diener HC, Ackermanm H, Dichigans J. Medium and long latency responses to displacements of the ankle joint in patients with spinal and central lesions. Electroencephalogr. Clin. Neurophysiol. 1985;60:407-416.
- Evans GA, Hardcastle, P, Freyo, AD. Acute rupture of the lateral ligament of the ankle. To suture or nat to suture. J. Bone Joint Surg. 1984;66B:209-212.
- Freeman MAR, Dean MRE, Hanham IW. The etiology and prevention of functional instability of the foot J Bone Joint Surg. Br. 1965;47, 678 685.
- Garrick JG. Epidemiologic prospective. Clin. Sports Med. 1982;1:13-18.
- Gould JA, Davis GJ. Orthopedic and Sports Physical Therapy. St. Louis : C.V Mosby. 1985.
- Konradsen L ,and Raven JB. Ankle instability caused by prolonged peroneal reaction time. Acta. Othop. Scand. 1990; 61:388-390.
- Isakov E, Mizrahi J. Is balance impaired by recurrent sprained ankle? Br. Sports Med. 1997;31:65- 67.
- Laprade J, Culhan E, Brouwer B. Comparison of five isometric exercise in the recruitment of the vastus medialis in persons with and without patellofemoral pain syndrome. J. Orthop. Sports Phys. Ther. 1998;27(3):197-204.
- Lentell GL, Katzman LL, Walters MR. The relationship between muscle function and ankle stability. J. Orthop. Sports Phys. Ther. 1990;11, 605 611.
- Michaud TC. Foot orthoses and other form of conservative foot care. Williams & Wilkins. pp.1993;9-11.
- Nawoczenski DA, Owen MG, Ecker ML, et alAltman B., Epler M. Objective evaluation of peroneal esponse to sudden inversion stress. J. Othop. Sports Phys. Ther. 1985;7:107-109.
- Nordin M, Frankel VH. Basic Biomechanics of the Musculoskeletal System. 2nd ed. Philadelphia : Lea & Febiger. 1989.
- Norkin C, Levengie P. Joint Structure and function. 2nd ed Philadelphia : FA Davis. 1992.
- Ohkoshi Y, Yasuda K, Kaneda K, et al. Biomechanical analysis of rehabilitation in the standion position. Am. J. Sports Med. 1991;19(6):605-611.
- Olerud C. and Berg P. The Variation of the Q Angle with Different position of the Foot. Clin. Orthop. 1984; 191:162-165.
- Parag S, Bing Y, Edward RL. Ankle disk training influences reaction times of selected muscles in a simulated ankle sprain. Am. J. Sports Med, 1997;25: 538-543.
- Peter W, Trevvino SG, Renstrom PA. Chronic lateral ankle instability. Foot Ankle. 1991;12(3) : 182-191.

Root ML, Orien WP, Ween JH. Normal and Abnormal Function of the Foot, Vol 2. Los Angeles Biomechanics Corp. 1977.

Rothwell JC. Control of human voluntary movement. Rockville MD. Aspen publishers. and instant center of rotation in the sagittal plane. Am. J. Sports Med. 1987;5, 231-234.

Sheth P, Yu B, Laskowski ER. et al. Ankle disk training influences reaction times of selected muscles in a simulated ankle sprain. Am. J. Sports Med. 1997;25:538-543.

Smith LK, Weiss EL, Lehmkuehler LD. Brunstrom's clinical kinesiology 5th ed. 1996;19(3):162-167.