

## 발목관절 각도와 등척성 수축방향이 반대측 근육 피로도에 미치는 영향

윤두식  
건강보험공단 일산병원 재활센터  
김택훈, 신현석, 노정석  
한서대학교 물리치료학과

### Abstract

#### The Effects of the Angle of Ankle Joints and Direction of Isometric Contraction on Fatigue in the Contralateral Muscle

Doo-sik Yoon, M.Sc., P.T.  
Rehabilitation Center, NHIC Ilsan Hospital  
Tack-hoon Kim, Ph.D., P.T.  
Heon-seock Cynn, M.A., P.T.  
Jung-suk Roh, M.Sc., P.T.  
Dept. of Physical Therapy, Hanseo University

The purpose of this study was to evaluate the effect of concurrent and reciprocal isometric contraction and angle of ankle joint on fatigue of concentrically contracting contralateral dorsiflexor and plantar flexor. Seventeen able-bodied subjects participated in the study. Concurrent and reciprocal isometric contraction were performed under three different ankle joint angles (dorsiflexion, neutral position, plantar flexion). During concurrent or reciprocal isometric contraction, fatigue of concentrically contracting contralateral tibialis anterior, gastrocnemius, and soleus was investigated and compared. There was no interaction between different ankle joint angles and direction of isometric contraction ( $p < .05$ ). No significant differences were found among three different ankle joint angles ( $p < .05$ ). Contralateral muscle fatigability was lower in reciprocal isometric contraction than that in concurrent isometric contraction ( $p < .05$ ). Therefore, the findings of this study suggest that reciprocal isometric contraction is more beneficial than concurrent isometric contraction inducing less fatigability during contralateral concentric contraction.

**Key Words:** Concurrent isometric contraction; Muscle fatigue; Reciprocal isometric contraction.

### I. 서론

신체의 특정 근육을 수축하여 운동을 실시할 때, 신체의 균형을 유지하기 위해 다른 근육도 수축하게 되는 연합운동(associated movement)이 나타나게 된다 (Devine 등, 1981; Hellenbrandt 등, 1947). 이러한 연합운동은 개인 내에서는 일정한 형태로 나타나지만 개인

간의 연합운동 형태는 다양하다(Devine 등, 1981; Hellenbrandt와 Waterland, 1962). 운동 시 근방추에서 발생된 구심성 흥분은 교차 신전-굴곡 반사(crossed extension-flexion reflex)에 의해 척수를 가로질러 반대쪽 길항근의 흥분을 촉진시키고 상동 근육을 억제시키므로 양측 사지가 반대되는 동작을 취할 경우 상지나 하지의 근긴장도를 증가시키게 된다(Kannus 등, 1992;

Kottke, 1990; Lagasse, 1974). 따라서 한쪽 하지의 근력 검사 시 신경인성 기전에 의해 반대쪽 하지의 영향을 받아 근력 측정값이 변한다(Howard 등, 1985). 그리고 양쪽 하지를 반대되는 자세로 유지하면서 운동하지 않는 반대쪽 다리를 고정하여 위치 변동을 제한하는 방법으로 무릎관절 등속성 운동 시의 검사 및 훈련조건을 표준화하여 양측 결손 현상에 의한 측정부의 근력감소가 나타나지 않도록 할 수 있다. 양쪽 사지가 반대되는 동작을 유도하면 교차 신전-굴곡 반사에 의해 더 큰 근력을 발휘할 수 있고 반대쪽 하지의 등척성 수축을 유도함으로써 부가적인 운동 효과를 얻을 수 있어 바람직하다(강성웅 등, 1995; Kang 등, 1997).

상지나 하지의 운동 시 양측의 상지동작이나 하지동작은 각 근육의 근력 양상에 영향을 줄 수가 있다(Enoka, 1988). 등속성 무릎관절 운동측정 시에도 운동하는 하지의 반대쪽 하지를 고정했을 때와 고정하지 않았을 때의 최대우력의 측정값이 달라진다(강성웅 등, 1995). 양쪽의 상동근육이 동시에 수축할 때의 최대 자발 수축력은 한쪽씩 수축한 후에 양쪽의 근력을 합한 값보다 감소하게 된다. 이것은 신경학적 기전의 하나로 같은 동작을 하는 근육이 동시에 수축하면 근력이 감소하는 양측 결손(bilateral deficit) 현상에 의한다(Archontides와 Fazey, 1993; Dietmar 등, 1999; Howard, 1987; Howard와 Enoka, 1987).

이러한 현상이 발생하는 정도는 각 근육군의 운동 상태 및 숙련 정도에 따라 차이가 난다. 실제로 상지는 일상동작에서 물건 들기나 옮기기와 같이 양측의 상동 근육을 동시에 수축시키는 동작이 흔히 일어나므로 양측이 반대 방향으로 움직이는 동작이나 같은 방향으로 움직이는 동작의 빈도 차이가 거의 없다. 팔꿈치 펴기(Elbow extensors)를 이용한 Vandervoort 등(1987)의 연구에서도 펴기의 동시 수축시의 근력과 양쪽을 편측 수축시켰을 때의 근력을 합한 값의 차이가 없어 상지에서는 양측 결손 현상에 의한 근력감소가 관찰되지 않았다고 하였다. 그러나 하지는 수직 점프와 같은 경우를 제외하면 일상생활의 대부분이 보행과 같이 양측이 반대 방향으로 움직이는 동작을 취하게 된다. 그러므로 양측 결손 현상에 의한 근력감소는 하지에서 더 크게 나타난다. 즉, 양측 결손의 정도는 각 근육의 습관적인 동작 형태에 따라 다르게 나타날 수 있으며, 지속적인 훈련과정을 통해 변화될 수 있는 가변성을 지니고 있다(Enoka, 1988; Howard, 1987; Rube 등, 1980; Secher,

1975; Vandervoort 등, 1987).

강성웅 등(1995)의 연구에서 운동하는 측의 무릎관절 우력치와 운동하지 않는 측의 root mean square(RMS) 값의 평균치는 폼근(extensors)과 굽힘근(flexors) 모두 같은 방향으로의 동작을 유도할 때보다 반대 방향으로의 동작을 유도할 때에 더 높은 값을 나타내었다. 운동 선수 중에서도 반대 방향으로의 동작을 주로 사용하는 경륜선수가 같은 방향으로의 동작을 주로 사용하는 역도선수보다 양측 결손 현상이 더 크게 나타났다(Enoka, 1988; Howard, 1987).

일반적으로 근피로는 요구되는 근력을 유지하지 못하는 상태를 말한다(Enoka, 1994). 수축을 유지할 수 있는 근력을 생산하는 능력이 감소되는 것은 전형적인 근피로의 증상이다(Caffier 등, 1992; Hagberg, 1981). 근피로를 조절하는 여러 요소들은 기본적으로 중추성 피로와 말초성 피로로 구분된다(Enoka, 1994; Hainaut와 Duchateau, 1989). 중추성 피로는 중추신경계의 운동신경원의 이상으로 신경조절이 감소하여 발생하는 피로이다. 말초성 피로는 전달자극이나 수축성 조직의 이상을 말한다(Thomas 등, 1989).

Henry와 Smith(1961)의 연구에서는 우세측 손만 최대 힘으로 쥐었을 때 보다 양손을 동시에 최대의 힘으로 쥐었을 때의 우세측 손의 쥐는 힘이 3% 정도 적게 나타났다. 이러한 힘의 감소는 손가락 굽힘근, 팔꿈치 관절의 폼근과 굽힘근, 엉덩관절과 무릎관절의 폼근에서의 연구결과들과 일치하였다(Coyle 등, 1981; Howard와 Enoka, 1987; Ohtsuki, 1981, 1983; Rube 등, 1980; Rube와 Secher, 1981; Secher, 1975; Secher 등, 1978; Vandervoort 등, 1984; Vandervoort 등, 1987).

Vandervoort 등(1984)은 무릎관절 폼근의 근력비교에서 양측 무릎관절을 동시에 펴도록 시켰을 때의 근력이 무릎관절을 한쪽씩 따로 펴도록 시켰을 때 측정된 근력의 합보다 적다고 보고하였으며, 이러한 결과는 양측 결손 현상에 의한 것이라고 설명하였다. 이 현상은 상동근육이 동시에 수축하면 근력이 감소한다는 사실을 설명하는데 인용되었으며, 그 후 상·하지 근력과 양측 결손 현상과의 관계에 대한 많은 연구의 결과를 객관적으로 설명하기 위하여 인용되었다.

등척성 운동측의 발목관절 각도를 조절하여 고정된 상태로 양쪽의 발목관절에서 같은 방향으로의 동작을 유도할 때와 반대방향으로의 동작을 유도할 때 구심성 운동측 발목관절의 피로에 차이가 있다면 치료적 운동

시 구심성 수축으로 인한 피로를 유발시키지 않고 지속하여 더 효과적인 운동결과를 이끌어 낼 수 있도록 운동 프로그램을 계획할 수 있을 것이다. 따라서 본 연구에서는 등척성 운동측 발목관절을 3가지 자세로 고정된 상태에서 구심성 운동측과 같은 방향으로 등척성 수축하는 동작과 반대 방향으로 등척성 수축하는 동작시의 구심성 운동측 발목관절 근육의 피로도를 비교하여 차이가 있는지를 알아보고자 한다.

## II. 연구방법

### 1. 연구대상

한서대학교 물리치료학과에 재학 중인 학생 중 연구의 목적을 이해하고 참여하겠다고 동의한 건강한 남성 17명을 대상으로 하였다. 대상의 선정 조건은 다음과 같다(표 1).

- 가. 근골격계나 신경계 병변이 없는 자
- 나. 운동 선수의 경력이 없는 자
- 다. 최근 6개월간 근력강화 훈련을 한 경험이 없는 자
- 라. 공을 찰 때 우측 발을 사용하는 자

### 2. 실험도구

본 연구에서는 근육의 피로도를 측정하기 위해 근전도기를 사용하였다. 측정값을 수집하기 위한 전극은 지름이 1 cm, 전극간의 간격이 2 cm인 이극표면전극(bipolar surface electrode)을 사용하였고, 접지전극(ground electrode)은 지름이 1 cm인 표면전극을 사용하였다. 전극 부착 부위의 이물질 제거를 위해 가는 사포를 사용하였다. 대상자가 발등굽힘과 발바닥굽힘 등척성 운동을 할 때 시간을 일정하게 조절해 주기 위해 메트로놈을 사용하였다. 대상자의 등척성 운동측의 발목관절의 발등굽힘과 발바닥굽힘은 경사대를 만들어 벨트로 고정하였으며, 중간상태는 경사가 없는 발판에 벨트를 사용하여 고정하였다.

### 3. 전극 부착 부위

근전도의 표면전극(surface electrode)과 접지전극(ground electrode)은 구심성 운동측 종아리에 부착하였다. 표면전극 부착부위에서 피부저항을 감소시키기 위해 털을 제거하고, 가는 사포로 3~4회 문질러 피부각질층을 제거한 후 알코올로 닦아주었다. 전극에 소량의

전해질 젤(electrolyte gel)을 발라 부착한 후 종이테이프로 고정하였다. 이 때 이극 표면전극 부착방향은 근섬유의 주행방향과 평행이 되도록 부착하였다.

무릎관절 종아리뼈의 가쪽관절융기(lateral condyle)와 가쪽복사(lateral malleolus)를 연결한 선의 상부에서 1/3 되는 부위에 앞정강근(tibialis anterior)의 전극을 부착하였고, 다리오금에서 정강뼈의 안쪽관절융기(medial condyle)와 발꿈치뼈(calcanus)를 연결한 선의 상부에서 1/3 되는 부위에 장딴지근 안쪽갈래(gastrocnemius medialis)에 전극을 부착하였다. 가자미근은 다리오금과 발꿈치 사이에서 발꿈치에서 위로 1/3 되는 지점에 발꿈치힘줄(calcaneal tendon)의 가쪽에 부착하였다. 접지전극(ground electrode)은 구심성 운동측 종아리뼈 머리(fibular head)에 부착하였다.

### 4. 근전도 신호의 기록 및 신호처리

앞정강근, 장딴지근, 가자미근에서 근전도가 수집되었다. 근전도 신호의 표본 수집률은 1,024 Hz 이었으며, 잡음을 제거하기 위해 50~450 Hz의 대역 통과 필터(band pass filter)와 60 Hz, 180 Hz, 300 Hz의 대역 여과 필터(band stop filter)를 사용하였다. 2분 동안 근전도 신호를 수집 한 후, 수집된 근전도 신호 중에서 운동 시작 후 30초부터 100초까지의 운동시간의 근전도 신호를 전파정류(full-wave rectification)하였다. 30초부터 100초까지의 구간에서 각 근육의 수축 기간의 근전도 신호를 Fast Fourier Transformation(FFT) 주파수 분석(frequency spectrum)하여 중앙주파수(median frequency)를 결정하였다. 각 구간의 중앙주파수를 회귀분석한 후, 회귀직선의 기울기를 피로도의 척도로 사용하였다.

### 5. 운동방법

대상자는 상체를 곧게 펴고 시선은 정면을 향하며 양팔은 팔짱을 끼도록 하였다. 엉덩관절과 무릎관절을 90° 굽힌 상태로 앉도록 한 후, 구심성 운동측 하지의 앞정강근, 장딴지근, 가자미근에 표면전극을 부착하였다. 등척성 운동측의 발목관절을 완전 발등굽힘, 중간범위(neutral position), 완전 발바닥굽힘의 3가지 자세로 고정시킨 후 각각의 자세에서 다음과 같은 방법으로 운동하여 측정을 실시하였다.

- 가. 등척성 운동측 발목관절을 완전 발등굽힘 상태로

고정시킨 상태에서 구심성 운동측 발목관절에서 2분동안 1초마다 발등굽힘과 발바닥굽힘을 교대로 시행하였다. 구심성 운동측 발목관절이 발등굽힘을 할 때 등척성 운동측 발목관절에서도 발등굽힘 운동을 하고, 구심성 운동측 발목관절에서 발바닥굽힘을 할 때는 등척성 운동측 발목관절에서도 발바닥굽힘 운동을 하여 양쪽에서 같은 방향으로 움직이는 동작을 유도하였다. 휴식을 취한 후 같은 자세에서 구심성 운동측 발목관절이 발등굽힘을 할 때 등척성 운동측 발목관절에서는 발바닥굽힘 운동을 하고, 구심성 운동측 발목관절이 발바닥굽힘을 할 때 등척성 운동측의 발목관절에서는 발등굽힘을 하여 양쪽이 반대방향으로 움직이는 동작을 유도하였다. 같은 방향과 반대 방향으로의 운동 사이에는 5분간의 휴식이 주어졌다.

나. 등척성 운동측의 발목관절을 중간범위로 고정시킨 상태에서 '가'와 같은 방법으로 운동하도록 하였다.

다. 등척성 운동측의 발목관절을 완전 발바닥굽힘으로 고정시킨 상태에서 '가'와 같은 방법으로 운동하도록 하였다.

가, 나, 다 운동 간에는 각각 5분간의 휴식기간이 주어졌다. 발목관절에서 발바닥굽힘과 발등굽힘 시 안쪽번짐(inversion)과 가쪽번짐(eversion)은 같은 비율로 나타난 것으로 가정하였고, 메트로놈의 신호에 따라 발등굽힘, 발바닥굽힘을 시행하였다. 양쪽이 같은 방향으로 움직이는 동작과 양쪽이 반대 방향으로 움직이는 동작의 순서, 등척성 운동측의 발목관절 각도의 적용순서는 무작위로 하였다.

## 6. 분석방법

수집된 자료의 통계 처리는 상용 통계 프로그램인 윈도용 SPSS version 10.0을 사용하였다. 등척성 운동측의 발목관절 각도를 조절하여 고정된 상태로 양쪽의 발목관절에서 같은 방향으로의 동작을 유도할 때와 반대 방향으로의 동작을 유도할 때 구심성 운동측 발목관

절의 피로도를 비교하기 위하여 각각의 근육의 회귀직선의 기울기에 대해 반복측정에 의한 이원분산분석(repeated two-way ANOVA)을 실시하였다. 통계학적 유의성을 검정하기 위해서 유의수준  $\alpha$ 는 .05로 하였다.

## III. 결과

### 1. 연구대상자의 일반적인 특성

연구대상자는 남자 17명으로 연령은 20세 이었으며, 신장은 176 cm, 체중은 67 kg 이었다(표 1).

표 1. 연구대상자의 일반적인 특성 (N=17)

연령(세)	신장(cm)	체중(kg)
20.88±1.62 <sup>a</sup>	176.29±4.73	67.12±8.95

<sup>a</sup>평균±표준편차

### 2. 등척성 운동측 발목관절의 각도와 수축 방향에 따른 반대측 근육의 피로도 차이 비교

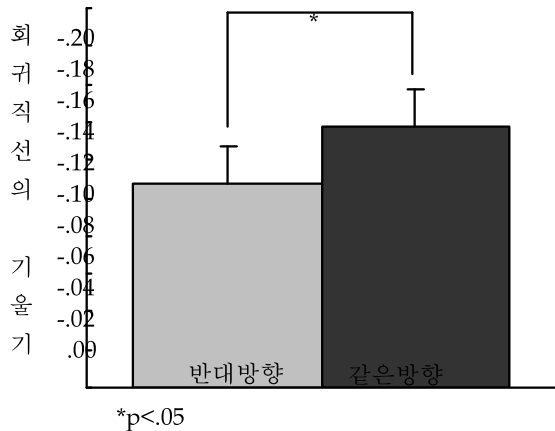
1) 등척성 운동측 발목관절 각도와 수축방향에 따른 반대측 앞정강근의 피로도 차이

등척성 운동측 발목관절의 각도를 다르게 고정된 상태에서 구심성 운동측 발목관절의 운동방향과 같은 방향으로 등척성 수축할 때와 반대방향으로 등척성 수축할 때의 구심성 운동측의 앞정강근의 피로도를 비교하여 보았다.

등척성 운동측 발목관절의 각도와 수축방향 사이에는 상호작용이 없었다( $p>.05$ ). 각도에 따른 반대측 앞정강근 피로도의 차이는 통계학적으로 유의한 차이를 보이지 않았다( $p>.05$ ). 수축방향에 따른 반대측 앞정강근의 피로도는 같은 방향으로 등척성 수축할 때보다 반대방향으로 등척성 수축하는 동작에서 유의하게 감소되었다( $p<.05$ )(표 2)(그림1).

표 2. 등척성 운동측 발목관절 각도와 수축방향에 따른 반대측 앞정강근의 피로도 차이

구분	평방향	자유도	평방평균	F	p
각도	.055	1.714	.032	1.095	.347
수축방향	.607	1.000	.607	40.528	.000
각도×방향	.016	1.530	.010	.624	.508



**그림 1.** 등척성 운동측 발목관절의 수축방향에 따른 반대측 앞정강근 회귀직선의 기울기 비교

2). 등척성 운동측 발목관절 각도와 수축방향에 따른 반대측 장딴지근의 피로도 차이

등척성 운동측 발목관절의 각도를 다르게 고정된 상태에서 구심성 운동측 발목관절의 운동방향과 같은 방향으로 등척성 수축할 때와 반대방향으로 등척성 수축할 때의 구심성 운동측의 장딴지근의 피로도를 비교하여 보았다.

등척성 운동측 발목관절의 각도와 수축방향 사이에는 상호작용이 없었다( $p>.05$ ). 각도에 따른 반대측 장딴지근 피로도의 차이는 통계학적으로 유의한 차이를 보이지 않았다( $p>.05$ ). 수축방향에 따른 반대측 장딴지근 피로도는 같은 방향으로 등척성 수축할 때보다 반대

방향으로 등척성 수축하는 동작에서 유의하게 감소되었다( $p<.05$ )(표 3)(그림 2).

3) 등척성 운동측 발목관절 각도와 수축방향에 따른 반대측 가자미근의 피로도 차이

등척성 운동측 발목관절의 각도를 다르게 고정된 상태에서 구심성 운동측 발목관절의 운동방향과 같은 방향으로 등척성 수축할 때와 반대방향으로 등척성 수축할 때의 구심성 운동측의 가자미근의 피로도를 비교하여 보았다.

등척성 운동측의 발목관절의 각도와 수축방향 사이에는 상호작용이 없었다( $p>.05$ ). 각도에 따른 반대측 가자미근 피로도의 차이는 통계학적으로 유의한 차이를 보이지 않았다( $p>.05$ ). 수축방향에 따른 반대측 가자미근의 피로도는 같은 방향으로 등척성 수축할 때보다 반대방향으로 등척성 수축하는 동작에서 유의하게 감소되었다( $p<.05$ )(표 4)(그림 3).

#### IV. 고찰

본 연구에서는 등척성 운동측 발목관절을 고정된 상태에서 구심성 운동측과 같은 방향으로 등척성 수축하는 동작과 반대방향으로 등척성 수축하는 동작시의 구심성 운동측 발목관절의 각도를 3가지 자세로 고정하여 각도위치에 따른 차이도 있는지 알아보았다.

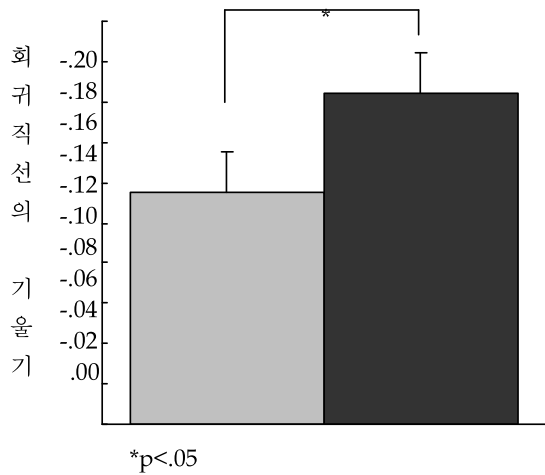
빠른 연속 섬유(fast twitch fiber)가 많은 근육은 느

**표 3.** 등척성 운동측 발목관절 각도와 수축방향에 따른 반대측 장딴지근의 피로도 차이

구분	평방합	자유도	평방평균	F	p
각도	.020	1.946	.010	.503	.607
수축방향	.553	1.000	.553	29.556	.000
각도×방향	.056	1.976	.028	1.736	.202

**표 4.** 등척성 운동측 발목관절 각도와 수축방향에 따른 반대측 가자미근의 피로도 차이

구분	평방합	자유도	평방평균	F	p
각도	.047	1.319	.036	1.476	.255
수축방향	.539	1.000	.539	31.492	.000
각도×방향	.028	1.170	.024	.685	.447

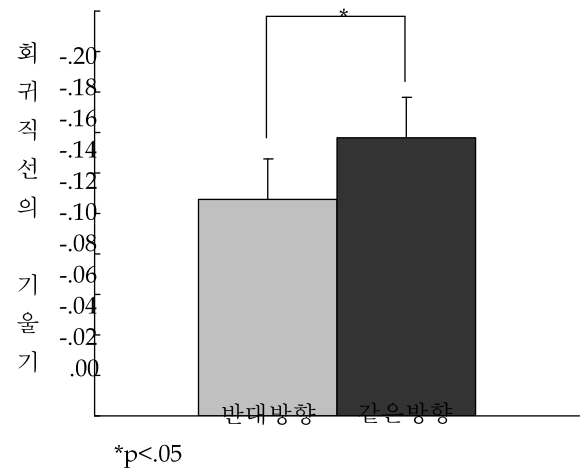


**그림 2.** 등척성 운동측 발목관절의 수축방향에 따른 반대측 장딴지근 반대측 장딴지근 회귀직선의 기울기 비교

린 연속 섬유가 많은 근육에서보다 운동 속도를 빨리 할 때 더 큰 힘을 낼 수 있는 한편 피로가 빨리 나타나게 된다(Coyle 등, 1979). Secher 등(1978)은 연속이 느린 운동단위의 동원이 줄어들 때 양측 결손 현상이 나타나는 것으로 보고한 바 있다. 이것은 교차 신전-굴곡 반사와 같은 척수 반사와 연관이 있으며 양측 상동근육이 동시 수축시 나타나는 빠른 연속 운동단위(fast twitch motor unit)의 활성화의 감소에 의한 것으로 알려져 있다(Enoka, 1988; Vandervoort 등, 1984).

주요한 발목관절 발바닥굽힘근인 종아리세갈래근(triceps surae)은 장딴지근과 가자미근으로 구성되어 있다. 섞인 섬유 구성을 가진 장딴지근은 가자미근보다 빠른 연속 섬유(fast twitch fibers)를 많이 포함한다(Edgerton 등, 1975; Johnson 등, 1973; Shorey와 Cleland, 1988). 빠른 연속 섬유의 비율이 높은 근육에서 더 많이 피로해지기 때문에 이들 두 근육은 다른 피로의 특성이 나타난다(Caffier 등, 1992; Colliander 등, 1988; Fitts, 1994; Nilsson 등, 1977; Ochs 등, 1977).

최대 수의적 발바닥굽힘 운동을 하는 동안 장딴지근에서 보다 가자미근에서 근 활성이 크게 감소하는 것으로 나타났다(Ochs 등, 1977). 두 근육 사이의 부가적인 특성은 가자미근과 달리 장딴지근은 무릎관절을 가로지른다는 것이다. 그러므로, 장딴지의 길이와 장딴지근이 발바닥굽힘 우력에 기여하는 정도는 무릎관절의 각도에 의해 영향을 받는다. 무릎관절이 굽혀졌을 때보다 펴졌



**그림 3.** 등척성 운동측 발목관절의 수축방향에 따른 반대측 가자미근 회귀직선의 기울기 비교

을 때 장딴지근은 더 큰 우력을 발생시킨다(Kawakami 등, 1998; Sale 등, 1982). 그러므로, 피로에 의한 발바닥굽힘 수행의 손상은 다른 무릎관절 위치에 따라 다르게 나타날 것이다. 따라서 본 연구에서는 엉덩관절과 무릎관절의 각도를 90° 굽힘 상태로 하였다.

이전의 연구에서 많은 관절에서의 근육에 대한 연구가 이루어 졌지만 일상생활에서 보행과 같이 양측이 반대로 작용하게 되는 발목관절의 근육에 대한 연구는 수행되지 않았다. 그러므로 본 연구에서는 발목관절에서 양쪽이 같은 방향으로 움직일 때와 반대 방향으로 움직일 때의 피로도의 차이를 비교하였다.

관절의 움직임은 여러 근육들의 수축에 의해 이루어지기 때문에, 피로로 인한 관절 움직임의 손상은 여러 가지 근육의 피로반응에 의해 좌우된다. 또한 근육에 의해 생성되는 힘과 우력에 대한 기여도는 관절의 고정 각도에 의한 생리학적, 구조적 요소에 좌우된다(Kawakami 등, 2000). 따라서 수축방향의 차이에 의한 피로도 뿐만 아니라 하지의 위치에 따라 시간 상호작용이 피로도에 영향을 줄 수 있으므로(강성용 등, 1995; Devine 등, 1981; Lagasse, 1974), 본 연구에서는 발의 각도를 다르게 하여 발목관절 고정 각도의 차이도 비교하여 보았다.

근골격계의 과사용으로 인한 손상은 일반적으로 손상을 일으키는 역치 이하의 힘이 여러 번 반복하여 가해질 때 피로가 겹치면서 발생한다(Elliott, 1990). 최근

동물이나 사람의 피로도에 관한 연구에서 피로로 인해 인대와 근육으로부터 감각-운동계까지 전해지는 정보가 줄어드는 것으로 나타났다(Solomonow 등, 1998). 또한 Ebenbichler 등(2001)은 근육이 피로한 경우 수축의 특성이 변한다고 하였다. 이전의 연구에서 같은 방향으로 움직일 때와 반대방향으로 움직일 때의 우력이나 근력을 측정할 때 양측 상지나 하지가 같은 방향으로 동시에 작용할 때에는 우력이나 근력이 감소하였고, 양쪽이 반대 방향으로 작용할 때에는 우력이나 근력의 증가가 나타났다(강성웅 등, 1995; Kannus 등, 1992; Kottke, 1990; Lagasse, 1974). 하지만 양측성 움직임에서의 근피로를 살펴본 연구는 없었다. 본 연구에서는 근피로를 측정하여 양측성 움직임에서 순간적인 영향이 아닌 장시간 운동이 지속되었을 때 양측성 움직임이 근피로에 어떠한 영향을 미치는지에 대하여 알아보았다.

강성웅 등(2003)은 근력차이 비율(strength difference ratio)을 구하여 최대우력의 차이를 서로 다른 각속도에서 비교하였으며, 그 결과 각속도가 증가할수록 근력차이 비율은 작아지는 것으로 나타났다. 따라서 본 연구에서는 메트로놈을 사용하여 구심성 수축의 속도를 일정하게 유지하도록 노력하였다.

본 연구에서 사용한 표면 근전도기는 전극의 부착부위에 민감하기 때문에 위치 선정에 대한 결정이 매우 중요하였다. 연구하고자 하는 근육만의 활성도를 정확히 기록하기 위하여 주변 근육의 활성도가 섞이는 '혼선(cross-talk)'이라고 불리는 현상을 최소화하고자 하였다. 남기석 등(1999)은 이를 위해서는 가장 얇은 층의 근육이면서 횡단면적이 가장 큰 근육으로서 인접한 근육과 겹치는 부분이 최소인 근육을 선택하여야 한다고 하였다. 따라서 본 연구에서 선택된 전극의 부착부위는 Ericson 등(1985)의 연구에서 제시한 전극 부착부위를 이용하였다.

치료를 목적으로 하는 운동에서 운동의 종류, 방법 및 강도를 결정하는데 특정 근육의 국소적 피로도는 매우 중요한 기준이 되지만, 이를 생체에서 객관적으로 평가하기는 매우 어려웠다. 그러므로 등척성 수축 동안의 근전도신호(electromyography signal)를 주파수 평면으로 변환하는 주파수 스펙트럼 분석(frequency spectrum analysis)을 이용하여 근육의 국소적 피로를 전기생리학적으로 설명하려는 연구가 많이 시도되고 있다. 주파수 스펙트럼 분석은 전극에 의한 영향이 상대적으로 적고, 그 변화가 근막 전도속도(conduction ve-

locity)나, 운동단위(motor unit) 전위의 특성과 그 외 여러 가지 생리학적·생화학적 변화와 관계가 깊은 것으로 보고되어 피로도 측정 등의 근육의 기능적 특성에 대한 연구에 빈번하게 사용되고 있다. 수축이 지속되는 동안 중추신경계에서 운동단위의 동시성 활동(firing synchronization) 과정에서 근섬유의 전도속도(muscle fiber conduction velocity)가 감소하여, 근전도 스펙트럼(EMG power spectrum)이 낮은 주파수 대역으로 이동하는 현상이 나타난다. 이를 이용하여 근전도 스펙트럼의 평균주파수(mean frequency), 혹은 중앙주파수(median frequency)의 저주파대로의 이동(shift)은 등척성 수축 시 국소 근피로의 측정에 비침습적(non-invasive)인 방법으로 정확하게 피로를 평가할 수 있다. 그 중에서 중앙주파수 값이 신뢰성과 일관성이 있으며, 원래의 스펙트럼 성질을 잘 반영하여 가장 많이 사용된다(박홍식과 이강목, 1991; 원종임 등, 2001; Ament 등, 1993; Brody 등, 1991; De Luca, 1984).

국소적인 근육의 피로(local muscle fatigue)를 분석할 때 근육의 피로에 따라서 힘의 수준과 활동전위비율(action potential rate)의 변화, 운동단위의 발화율(firing rate)과 동기화(synchronization), 근섬유 동원(recruitment)의 변화로 인한 근전도 주파수 분석에서 중앙주파수의 감소와 근전도 신호 크기가 증가됨을 알 수 있다(De Luca, 1993; Hamill과 Knutzen, 2003). 본 연구에서는 피로도를 관찰하는데 있어서 근전도 중앙주파수 분석을 이용하여 회귀분석을 하여 그 기울기로써 피로도를 나타내었으며 운동시간에 따라 근육의 피로도는 증가하고 중앙주파수는 감소였다. 기울기는 음의 기울기를 가지고, 피로도가 높을수록 음의 기울기는 더 작아졌음을 알 수 있었다.

본 연구에서는 등척성 운동측을 구심성 운동측과 같은 방향으로 등척성 수축하는 동작을 취한 경우와 반대 방향으로 등척성 수축하는 동작을 취한 경우 모든 각도에서 구심성 운동측 근육의 피로도는 등척성 운동측이 구심성 운동측과 같은 방향으로 등척성 수축할 때 보다 반대 방향으로 등척성 수축하는 동작에서 더 적게 나타났다. 이것은 양측다리가 같은 방향으로 움직여 양측이 같은 방향으로 움직이는 동작이 나타날 때 양측 결손 현상에 의해 근력이 약해진다는 이전 연구와도 유사한 결과이다(Enoka, 1988; Vandervoort 등, 1984). 따라서, 양측을 반대방향으로 움직이는 동작을 유도하는 상태로 운동을 진행하면 피로를 덜 느끼면서 더 많은 근지구력

의 증가를 유도해 낼 수 있을 것으로 생각된다. 편마비 환자에 있어서도 양쪽에서 같은 방향으로 움직이는 동작보다 반대 방향으로 움직이는 동작을 유도하는 것이 좀 더 쉽고 효율적인 재활훈련에 도움이 될 것으로 생각된다.

본 연구에서 근육의 길이는 관절이 각도에 의해 달라지므로, 등척성 수축시 관절각도가 구심성 수축하는 쪽 근육의 피로도에 영향을 미치는지를 알아보기 위하여 발목관절의 각도를 다르게 고정하여 비교하였는데 각도에 대한 유의한 차이는 없었다. 따라서, 등척성 수축 시 관절각도는 구심성 수축하는 측 근육의 피로도에 영향을 미치지 않는 것으로 생각된다.

본 연구에서는 발목관절의 발등굽힘, 발바닥굽힘 동작을 사용하였고, 발목관절의 축은 사선이므로 안쪽번짐과 기쪽번짐의 비율이 일정하다는 가정 하에 실험을 실시하였지만, 어느 정도 영향을 주었을 수도 있을 것이다. 앞으로의 연구에서는 이 부분의 통제방법도 고려되어야 할 것이다.

그리고 본 연구에서는 정상인의 양측 발목관절에서 같은 방향으로의 움직임과 반대방향으로의 움직임을 통한 시간 상호작용을 알아보았지만, 편마비 환자에서 양측을 같은 방향으로 움직이는 동작과 반대방향으로 움직이는 동작을 유도하는 시간 상호작용에 관한 연구도 시도되어야 한다고 생각된다.

## V. 결론

본 연구는 건강한 20대 남성을 대상으로 등척성 운동측의 발목관절을 3가지 자세로 고정된 상태에서 구심성 운동측과 같은 방향으로 등척성 수축하는 동작과 반대 방향으로 등척성 수축하는 동작 시의 구심성 운동측 발목관절 근육의 피로도를 비교하여 보았다. 그 결과 등척성 운동측의 발목관절 각도와 수축방향 사이에는 상호작용이 없었다( $p>.05$ ). 각도에 따른 반대측 근육의 피로도 차이는 통계학적으로 유의한 차이를 보이지 않았고( $p>.05$ ), 모든 자세에서 구심성 운동측과 같은 방향으로 등척성 수축할 때가 반대 방향으로 등척성 수축할 때 보다 더 많은 근피로를 느끼는 것으로 나타났다( $p<.05$ ). 그러므로, 구심성 수축이 실행될 발목관절 근육의 지구력이 약화되어 있는 경우, 구심성 수축으로 인한 피로도를 적게 느끼면서 효과적으로 운동 프로그

램을 수행하기 위해서는 구심성 수축방향과 반대방향으로 반대측 발목관절의 등척성 수축이 이루어지는 운동이 효과적이라고 할 수 있다.

## 인용문헌

- 강성웅, 김성원, 나영무. 슬관절 등속성 운동검사에서 변형 고정대에 의해 유발되는 시간 상호작용이 근력에 미치는 영향. 대한재활의학회지. 1995;19:455-461.
- 강성웅, 석현, 강연승 등. 관절 등속성 운동검사에서 각 속도에 따른 시간 상호작용. 대한재활의학회지. 2003;27(2):255-259.
- 남기석, 이영희, 이충휘 등. 근전도 스펙트럼 분석을 이용한 만성 요통 환자의 요부근육과 복부근육의 피로도 분석. 한국전문물리치료학회지. 1999;6(2):16-31.
- 박홍식, 이강목. 등척성 수축에 의한 피로와 근육의 전기적 신호변화. 대한재활의학회지. 1991;15(2):212-219.
- 원종임, 조상현, 이충휘 등. 등속성 운동 시 근전도 주파수 분석에서 얻은 피로지수의 특성. 한국전문물리치료학회지. 2001;8(3):11-26.
- Ament W, Bonga GJ, Hof AL, et al. EMG median power frequency in an exhausting exercise. J Electromyogr Kinesiol. 1993;3(4):214-220.
- Archontides C, Fazey JA. Interlimb interaction and constraints in the expression of maximum force: A review, some implications and suggested underlying mechanism. J Sports Sci. 1993;11:145-158.
- Brody LR, Pollock MT, Roy SH, et al. pH-induced effects on median frequency and conduction velocity of the myoelectric signal. J Appl Physiol. 1991;71:1878-1885.
- Caffier G, Rehfeldt H, Kramer H, et al. Fatigue during sustained maximal voluntary contraction of different muscles in humans: Dependence on fiber type and body posture. Eur J Appl Physiol. 1992;64:237-243.
- Colliander EB, Dudley GA, Tesch PA. Skeletal muscle fiber type composition and performance during repeated bouts of maximal concentric contractions. Eur J Appl Physiol. 1988;58:81-86.
- Coyle EF, Costill D, Lesmes G. Leg extension power



- and muscle fiber composition. *Med Sci Sports*. 1979;11:12-15.
- Coyle EF, Feiring DC, Rotkis TC, et al. Specificity of power improvements through slow and fast isokinetic training. *J Appl Physiol*. 1981;51:1437-1442.
- De Luca CJ. Myoelectrical manifestations of localized muscular fatigue in humans. *Crit Rev Biomed Eng*. 1984;11(4):251-279.
- De Luca CJ. Use of the surface EMG signal for performance evaluation of back muscle. *Muscle Nerve*. 1993;16:210-216.
- Devine KL, LeVeau BF, Yack HJ. Electromyographic activity recorded from an unexercised muscle during maximal isometric exercise of the contralateral agonists and antagonist. *Phys Ther*. 1981;61(6):898-903.
- Dietmar U, Wolfgang N, Hans-Theo W, et al. Bilateral deficit of voluntary quadriceps muscle activation after unilateral ACL tear. *Med Sci Sports Exerc*. 1999;31:1691-1696.
- Ebenbichler GR, Oddsson LIE, Kollmitzer J, et al. Sensory-motor control of the lower back: Implications for rehabilitation. *Med Sci Sports Exerc*. 2001;33(11):1889-1898.
- Edgerton VR, Smith JL, Simpson DR. Muscle fiber populations of human leg muscles. *Histochem J*. 1975;7:259-266.
- Elliott C. Adolescent overuse sporting injuries: A biomechanical review. Australian Sports Commission Program. 1990;23:1-9.
- Enoka RM. Muscle Strength and its development: New perspectives. *Sports Med*. 1988;6:146-168.
- Enoka RM. *Neuromechanical Basis of Kinesiology*. Champaign, IL: Human Kinetics, 1994.
- Ericson MO, Nisell R, Arberelius UP, et al. Muscular activity during ergometer cycling. *Scand J Rehabil Med*. 1985;17(2):53-61.
- Fitts RH. Cellular mechanism of muscle fatigue. *Physiol Rev*. 1994;74:49-94.
- Hagberg M. Muscular endurance and surface electromyogram in isometric and dynamic exercise. *J Appl Physiol*. 1981;51:1-7.
- Hainaut K, Duchateau J. Muscle fatigue, effects of training and disuse. *Muscle Nerve*. 1989;12:660-669.
- Hamill J, Knutzen KM. *Biomechanical Basis of Human Movement*. 2nd ed. Lippincott Williams & Wilkins, 2003:84-86.
- Hellenbrandt FA, Parrish AM, Houtz SJ. Cross education: The influence of unilateral exercise on the contralateral limb. *Arch Phys Med*. 1947;28:76-85.
- Hellenbrandt FA, Waterland JC. Expansion of motor patterning under exercise stress. *Am J Phys Med*. 1962;41:56-66.
- Henry FM, Smith LE. Simultaneous vs separate bilateral muscular contractions in relation to neural overflow theory and neuromotor specificity. *Res Q*. 1961;32:42-46.
- Howard JD. Central and peripheral factors underlying bilateral inhibition during maximal efforts. Doctoral dissertation, University of Arizona, Tucson, 1987:57-59.
- Howard JD, Enoka RM. Enhancement of maximum force by contralateral-limb stimulation. *J Biomech*. 1987;20:980-981.
- Howard JD, Ritchie MR, Gater DA, et al. Determining factors of strength: Physiological foundations. *J Strength Cond Res*. 1985;7:16-22.
- Johnson MA, Polgar J, Weightman D, et al. Data on the distribution of fibre types in thirty-six human muscles: An autopsy study. *J Neurol Sci*. 1973;18:111-129.
- Kang SW, Na YM, Moon JH, et al. Interlimb interaction and stabilization of contralateral leg in isokinetic knee evaluation. *Arch Phys Med Rehabil*. 1997;78:497-500.
- Kannus P, Alosa D, Cook L, et al. Effect of one-legged exercise on the strength, power and endurance of the contralateral leg: A randomized, controlled study using isometric and concentric training. *Eur J Appl Physiol*. 1992;64:117-126.
- Kawakami Y, Ichinose Y, Fukunaga T. Architectural and functional features of human triceps surae muscles during contraction. *J Appl Physiol*.

- 1998;77:176-181.
- Kawakami Y, Kenji A, Hiroaki K, et al. Fatigue responses of human triceps sura muscle during repetitive maximal isometric contractions. *J Appl Physiol.* 2000;88:1969-1975.
- Kottke FJ. The neurophysiology of motor function. In: Kottke FJ, Lehmann JF, eds. *Krusen's Handbook of Physical Medicine and Rehabilitation.* 4th ed. Philadelphia, Saunders, 1990:234-269.
- Lagasse PP. Muscle strength; Ipsilateral and contralateral effects of superimposed stretch. *Arch Phy Med Rehabil.* 1974;56:201-205.
- Nilsson J, Tesch P, Thorstensson A. Fatigue and EMG of repeated fast voluntary contractions in man. *Acta Physiol Scand.* 1977;101(2):194-198.
- Ochs RM, Smith JL, Edgerton VR. Fatigue characteristics of human gastrocnemius and soleus muscle. *Electromyogr Clin Neurophysiol.* 1977;17:297-306.
- Ohtsuki T. Decrease in grip strength induced by simultaneous bilateral exertion with reference to finger strength. *Ergonomics.* 1981;24:37-48.
- Ohtsuki T. Decrease in human voluntary isometric arm strength induced by simultaneous bilateral exertion. *Behav Brain Res.* 1983;7(2):165-178.
- Rube N, Secher NH. Paradoxical influence of encouragement on muscle fatigue. *Eur J Appl Physiol.* 1981;46:1-7.
- Rube N, Secher NH, Lodberg F. The effect of habituation and training on two and one leg extension strength. *Acta Physiol Scand.* 1980;108:8A.
- Sale D, Quinlan J, Marsh E, et al. Influence of joint position on ankle plantar flexion in humans. *J Appl Physiol.* 1982;52:1636-1642.
- Secher NH. Isometric rowing strength of experienced and inexperienced oarsmen. *Med Sci Sports.* 1975;7:280-283.
- Secher NH, Rorsgaard S, Secher O. Contralateral influence on recruitment of curarized muscle fibers during maximal voluntary extension of the legs. *Acta Physiol Scand.* 1978;103(8):456-462.
- Shorey CD, Cleland KW. Morphometric analysis of frozen transverse sections of human skeletal muscle taken post-mortem. *Acta Anat (Basel).* 1988;131(1):30-34.
- Solomonow M, Zhou BH, Harris M, et al. The ligamento-muscular stabilization system of the spine. *Spine.* 1998;23:2552-2562.
- Thomas CK, Woods JJ, Bigland-Ritchie B. Impulse propagation and muscle activation in long maximal voluntary contractions. *J Appl Physiol.* 1989;67:1835-1842.
- Vandervoort AA, Sale DG, Moroz J. Comparison of motor unit activation during unilateral and bilateral leg extension. *J Appl Physiol.* 1984;56(1):46-51.
- Vandervoort AA, Sale DG, Moroz JR. Strength-velocity relationship and fatigability of unilateral versus bilateral arm extension. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol.* 1987;56(2):201-205.

---

논문접수일 2005년 7월 7일

논문게재승인일 2005년 8월 21일