



점프유형에 따른 하지의 근 활동 형태연구 (근전도 데이터 표준화 방법을 중심으로) Analysis of Muscle Activities of Lower Extremity in Jumping Pattern

이성철* · 황인승 · 조영재 · 김선정(연세대학교)

Lee, Sung-Cheol* · Hwang, In-Seong · Cho, Young-Jae ·
Kim, Sun-Jung(Yonsei University)

ABSTRACT

S. C. LEE, I. S. HWANG, Y. J. CHO, S. J. KIM. Analysis of Muscle activities of Lower Extremity in Jumping pattern, Korean Journal of Sport Biomechanics, Vol. 15, No. 2, pp. 155-165, 2005. The purpose of this study was to compare the muscle activities of Double Legged Jump (DLJ) and Single Legged Jump (SLJ) by the normalization of muscle activity. Eight college students without the lower extremity injuries were selected as subjects for collecting EMG data of vastus medialis and gastrocnemius. The entire section of motion was established as eccentric and concentric contractions, and each of the contractions was divided into three sections with equal timing intervals, which becomes a total of 6 phases. The EMG data of each phase was integrated and normalized.

The muscle activities of the vastus medialis for both eccentric and concentric contractions were significantly different between DLJ and SLJ($p < .05$). The increase in overall muscle activity of SLJ was 33.6%. Approximately, there was an increase of 25.9% in eccentric contraction and 40% in concentric contraction. Moreover, the data of the muscle activity of gastrocnemius was similar to the data of the muscle activity of vastus medialis. In conclusion, this research suggests muscle activity of a certain motion can be normalized for an analysis of another motion.

KEYWORDS: NORMALIZATION, VALUE TO MEAN IEMG, SINGLE LEG JUMP, DOUBLE LEG JUMP

I. 서론

여러 분야에서 많은 연구자들은 근육 활동 시 근육으로부터 발휘되는 힘을 직접 측정하기 어려우므

로 근전도를 이용하여 근육활동의 자료를 수집하고 있다. 근육의 표면에 전극을 붙여 얻게 되는 근전도는 근육 내에서의 전기적인 변화를 측정하므로써 근육의 활동에 대한 많은 정보를 제공해주고 있다

(Clancy, Morin, & Merletti, 2003; Hansson, Nordander, Asterland, Ohlsson, Stromberg, Skerfving, & Rempel, 2000; Merletti & Conte, 1997). 이렇게 근전도에 의해 얻어진 데이터를 이용하여 근육이 활동하는 정도나 기간 혹은 근육이 발휘하는 힘을 평가하며(Basmajian & DeLuca, 1985), Fourier transformation을 이용한 power spectral density를 통해 근육의 피로 정도를 밝혀내는 방법으로도 이용한다(Ament, Bonga, Hof, & Verkerke, 1993; Duchateau & Hainaut, 1991; Esposito, Malgrati & Veicsteinas, 1996; Roman-Liu, Tokarski & Wojcik, 2004).

그러나 연구 시 얻어진 순수한 근전도 값은 서로 다른 근육 간 비교나 대상자간의 비교가 여러 가지 이유로 허용되지 않기 때문에 얻어진 값을 조율할 필요가 있으며 이러한 과정을 표준화(normalization)라 한다. 지금까지 많은 연구자들은 근전도의 값을 표준화하기 위해 다양한 방법을 사용해 왔다. 그 방법들로는 isometric MVC method, peak dynamic method, mean dynamic method, sub-MVC method, isokinetic MVC method 등이 있다(Bilodeau, Cincera, Arsenault & Gravel, 1997; Bishop, Trimble, Bauer, Kaminski, 2000; Burden, Trew & Baltzopoulos, 2003; Kellis & Baltzopoulos, 1996; Knutson, Soderberg, Ballantyne & Clarke, 1994; Marras, & Davis, 2001; Zakaria, Kramer & Harburn, 1996). 그러나 보편적으로는 isometric MVC method와 peak performance method가 많이 사용되며, 이는 얻어진 근전도 값을 최대 등척성 수축 시 발생하는 최대값과 동적인 동작 시 발생하는 최대값으로 각각 나누어서 표준화하는 방법이다. Knutson, Soderberg, Ballantyne & Clarke(1994)는 하지의 상해 유무에 따른 근전도 분석에 관한 연구에서 isometric MVC method, peak dynamic method와 mean dynamic method를 비교하였고 그 중 isometric MVC 방

법이 가장 적합하다고 주장하였다. Burden, Trew & Baltzopoulos (2003)은 정상 보행 시 4가지 다른 표준화 과정을 거쳐 비교한 결과 개개인의 변이성을 줄이지 않는 한 isokinetic MVC를 채택하여 사용할 필요가 없으며 보행 시 근육활동을 측정하는 데는 isometric MVC 방법을 사용하는 것이 더욱 적절하다고 발표하였다. 또한 앞선 연구들에서 특정 동작의 표준화를 위해 기준이 되는 한 값을 정하여 그 값에 대한 비율로 설명하였고 또한 이러한 과정을 거쳐 대상자 내에서나 대상자 간의 비교 뿐 만 아니라 측정된 값을 달리하여 근전도 값의 신뢰도를 연구하기도 하였다(Knutson, 1994; Burden, 2003; Marras & Davis, 2001; Zakaria, 1996). 이러한 근전도 데이터의 표준화는 대상자 내에서나 대상자 사이에서의 편차를 줄이고 신뢰도를 높이기 위한 노력으로 사용되는 과정이다. Zakaria et al. (1996)은 표준화를 위해 앉은 자세에서 단순히 무릎을 신전시킨 상태에서의 내측광근과 외측광근의 평균 IEMG 값을 기준으로 하여 무릎의 신전뿐만 아니라 발목이 배측굴곡 된 상태에서의 값들의 비율을 조사하였고 내측광근을 기준으로 하여 외측광근의 비율을 계산하였다. 하지만 두 동작에서 얻은 표준화된 IEMG 값이 신뢰도가 부족하다고 하였다. 지금까지 근전도를 이용한 대부분의 연구들은 특정 동작에서 얻어진 평균값이나 최고값 등을 이용하여 표준화를 실시한 후 같은 동작이나 유사한 동작을 분석하였다. 이는 서로 다른 동작을 직접 비교하는데는 한계가 있다. 이에 동일 근육의 서로 다른 동작을 직접 비교하기 위해 기준 동작을 대표되는 값으로 표준화하고 다시 주어진 동작 전체 구간에서 발생하는 근전도 값이 기준이 되어 다른 동작을 비교할 수 있다면 여러 동작 시의 근육활동을 이해하는데 큰 도움이 될 것이다.

본 연구에서는 위와 같은 표준화 방법을 통해 동일 근육의 서로 다른 동작의 직접 비교 가능성에 대한 평가를 수직 점프 동작을 이용하여 알아 볼 것이다. 본 연구에서 실시할 수직 점프는 동작 시 하지의 무릎과 발목 관절에서 굴곡과 신전만 일어

나는 비교적 간단한 동작으로 크게 양발과 한발 수직 점프로 나눌 수 있으며 양발 수직 점프 시 발생하는 근육 활동과 한발 수직점프 시 발생하는 근육 활동 간에는 차이가 나타날 수 있다. 그러나 양발과 한발 수직 점프 시 그 동작은 유형은 유사하기 때문에 양발 점프 시의 근육 활동을 기준으로 한발 점프 시의 근육 활동을 비교하여 설명할 수 있을 것이다. 이에 본 연구의 목적은 양발 점프 시의 근육 활동을 기준으로 하여 한발 수직 점프 시의 근육 활동을 표준화 했을 때 양발 수직 점프와 한발 수직 점프 시의 근육 활동을 서로 비교, 설명이 가능한지 알아보는데 있다.

II. 연구 방법

1. 연구 대상자

본 연구의 대상자는 현재 양측 하지에 특별한 상해나 통증이 없는 건강한 Y대학교 학생 8명을 선정하였다. 그리고 실험 전 대상자들에게 실험 목적과 방법에 대하여 설명하고 실험 참가에 대한 동의를 얻었다. 대상자들의 신체적 특징은 <표-1>과 같다.

표 1. 연구 대상자

| | 나 이(세) | 신 장(cm) | 체 중(kg) |
|-------|--------|---------|---------|
| 대 상 자 | 22±0.8 | 177±2.1 | 77±3.4 |

2. 실험 및 자료 수집

본 연구의 실험은 각 대상자들에게 자신의 발에 맞는 운동화를 신도록 하였고, 양발과 한발로 수직 점프를 수행하게 하였다. 실험 전 대상자들은 정확한 점프 동작을 수행할 수 있도록 충분히 연습시킨 후 각각의 점프를 여섯 번씩 실시하였으며 이때 하지 근육의 활동을 근전도로 측정하였다. 실험 시 대상자들은 양발 점프를 먼저 실시한 후 한발 점프를 실시하도록 하였고 이때 연구자는 대상자들에게 양발 수직 점프 시에는 하지 외의 다른 부위의 협

응을 제한하기 위해 양 손을 엉덩이 위에 편안히 엮도록 하였고 한발 점프 시에는 주로 사용하는 발인 오른쪽발로 수행하게 하였으며 균형을 잘 유지할 수 있도록 양팔을 옆으로 벌리도록 주문하였다. 점프동작의 간격은 근육에 피로가 쌓이지 않도록 1분씩 하였다. 하지 근육의 근전도 측정 시 자료의 노이즈를 최소화하기 위해 면도기와 알코올을 이용하여 대상자들의 측정 부위의 털과 피부의 노폐물을 제거하고 표면전극은 내측광근(Vastus medialis: VM)과 비복근(Gastrocnemius: GCM)의 기시부와 종지부 1/2지점에서 근육이 가장 발달한 곳에 부착하였고 두 전극 사이의 간격은 3cm로 하였다. 접지 전극은 주변 근육의 전기적 신호로 인한 오차를 줄이기 위해 근육이 없는 비골과 경골두에 부착하였다.

표면전극은 Skintact Premier Fs-401(Leonhard Lang GmbH, Austria)을 사용하였고 전극의 지름은 20mm였다. 근전도 측정은 MegaWin System(Mega Electronics Ltd, Finland)의 자체 프로그램인 ME3000P8(Mega Electronics LTD, Finland)을 사용하였고 근전도 신호의 주파수 범위(band width)는 20-500Hz 사이로 설정하였으며, 전극의 공통성분제거비(CMRR)는 110db로 설정하였다. 점프 동작 시 발생한 근육의 전기적 신호는 근육에 부착된 표면 전극을 통하여 Pre-amplifier cable에 의해 증폭 되었으며, 증폭된 신호를 12bit 아날로그/디지털 변환기로 1000Hz의 주파수로 샘플링 하였다.

근전도의 신호처리와 저장은 MegaWin ver. 2.1(Mega Electronics Ltd, Ma. Finland) 소프트웨어를 이용하여 산출하였으며 수집된 근전도 신호에서 점프 동작 구간을 구분하기 위하여 대상자의 점프 동작 시 6mm 디지털 비디오카메라(GR-DVR9500, JVC)를 이용하여 60frames/sec으로 촬영하였다. 촬영된 영상은 Marvel connector box를 지나 Matrox marvel Adapter를 통해 컴퓨터에 저장되고 MegaWin PC Software에 의해 동조하였다. 컴퓨터 화면상에 근전도 신호의 시작점을 나타내는 마커가 표시될 때

특수 제작한 마우스를 이용하여 후레쉬와 함께 터뜨려서 영상 자료와 근전도 신호를 동조하였다.

3. 자료 분석 방법

본 연구에서는 분석을 위해 점프 동작과 근육의 활동을 크게 두 구간으로 나누었다. 다음의 <그림 1, 2>와 같이 먼저 점프 전 무릎과 발목에서 굴곡이 시작되어 무릎이 최대로 굴곡 될 때까지를 첫 번째 구간으로 설정하였고 이때 내측광근과 비복근에서는 편심성 수축(eccentric contraction)이 발생하게 된다. 점프의 두 번째 구간은 무릎의 최대 굴곡시점부터 무릎과 발목이 다시 신전되어 발이 지면에서 떨어지는 순간까지로 설정하였고 이때 내

측광근과 비복근은 동심성 수축을 하게 된다.

이렇게 설정된 점프 동작 동안의 근육의 편심성과 동심성 수축 두 구간의 발생시간은 일치하지 않으나 각각의 두 구간을 같은 시간 간격으로 다시 세 구간씩 나누어 전체 점프 동작 구간을 총 여섯 개 구간으로 분리하였다. <그림 1>은 편심성 수축 구간으로 제 1구간은 편심성 수축이 시작되는 구간으로 똑바로 서 있는 자세로부터 무릎과 발목에서 굴곡과 배측 굴곡이 시작되는 구간, 제 2구간은 편심성 수축이 진행되는 구간으로 무릎과 발목에서 굴곡과 배측 굴곡이 진행되는 구간, 제 3구간은 편심성 수축이 마무리되어 끝나는 구간으로 무릎과 발목에서 굴곡과 배측 굴곡이 끝나는 구간으로 설정하였고 <그림 2>는 동심성 수축 구간으로 제 4구



1구간

2구간

3구간

그림 1. 편심성 수축 구간



4구간

5구간

6구간

그림 2. 동심성 수축 구간

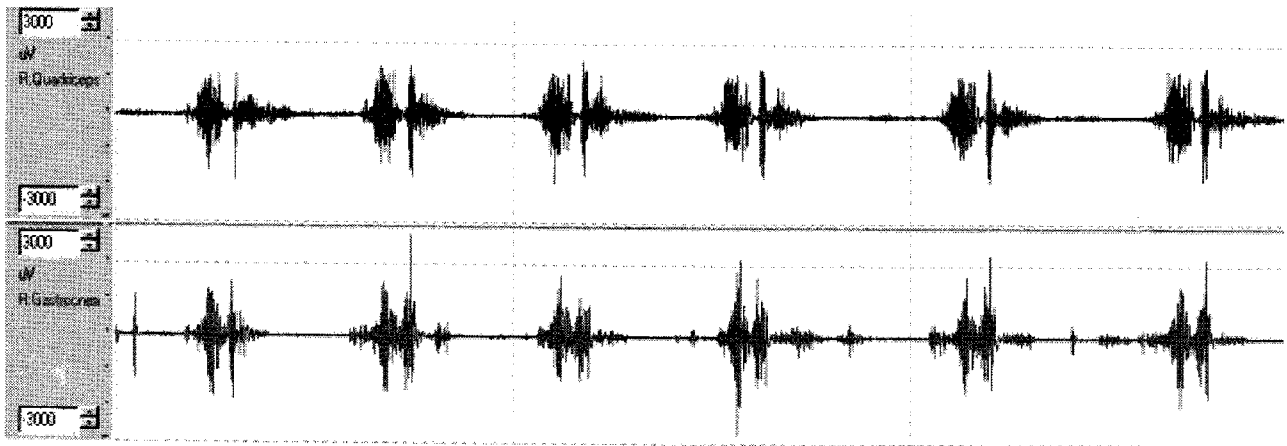


그림 3. 양발 점프 시의 내측광근(위)과 비복근(아래)의 EMG 원자료

간은 동심성 수축이 시작되는 구간으로 무릎과 발목에서 신전과 저축 굴곡이 시작되는 구간, 제 5구간은 동심성 수축이 진행되는 구간으로 무릎과 발목에서 신전과 저축 굴곡이 진행되는 구간, 제 6구간은 동심성 수축의 마무리이며 발이 바닥에서 떨어지기 직전까지의 구간을 의미한다. 그리고 다음 <그림 3>과 같이 여섯 번의 점프 동작 중에서 동작이 잘 이루어 졌다고 판단되어진 동작의 근전도 신호를 선택하여 본 연구의 자료로 삼았다.

또한 선택한 근전도 데이터는 다른 동작들 간의 원만한 근육 활동의 비교를 위하여 표준화 과정을 거쳐야 하는데 본 연구에서는 점프 하는 동안 각대상자의 근육에서 얻어진 근전도 데이터를 두 번의 표준화 과정을 실시하였다. 첫 번째 표준화 과정은 얻어진 근전도 원 데이터를 전파정류(full wave rectification)를 시킨 후, 각 근육의 양발 점프 시 동심성 수축(concentric contraction) 구간에서 얻은 근전도 데이터의 평균값으로 동일 근육의 한

발 점프와 양발 점프 시 각 구간의 근전도 데이터를 나누었다. 그리고 두 번째 표준화 과정은 이렇게 얻은 첫 번째 표준화 된 근전도 데이터를 여섯 구간으로 나누어 적분하여 적분근전도(Integrated Electro-myography)값을 얻을 수 있으며, 다음 식(1)과 같다. 이렇게 하여 얻어진 값은 양발 동작의 동심성 수축 시의 근전도 평균값에 몇 %에 해당되는지 나타낼 수 있다. 적분근전도 값은 주어진 시간 동안 발생한 근 활동의 총량으로, 본 연구에서는 이 값을 value-to-mean IEMG(V/M IEMG)로 정의하였다.

$$V/M \text{ IEMG} = \int_{t_i}^{t_f} \frac{EMG_{raw}}{EMG_{Concentric(mean)}} dt \quad (1)$$

여기서 분자의 원 자료는 각 구간의 EMG값이며, 분모는 동심성 수축 구간의 근전도 데이터의 평균값이다. 그리고 양발 점프와 한발 점프를 비교하기 위해 양발 점프 시 각 구간의 V/M IEMG 값으로 한발 점프 시의 각 구간의 V/M IEMG 값을

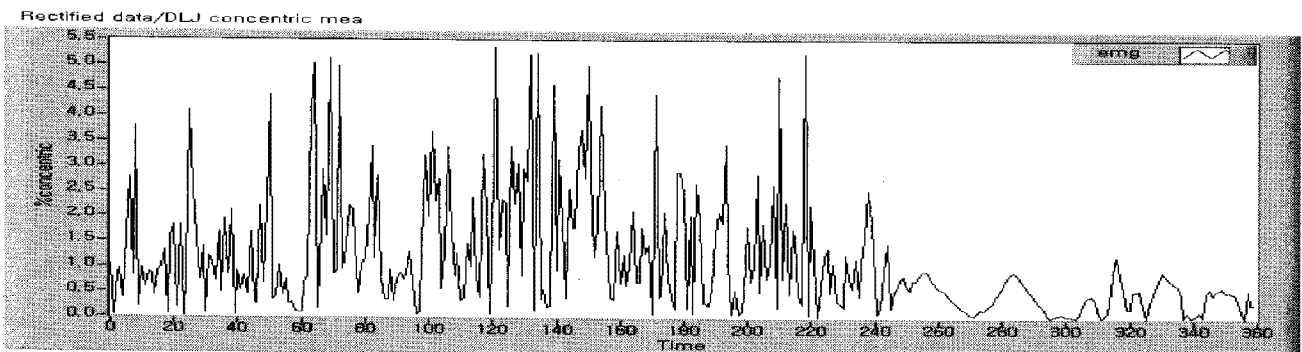


그림 4. EMG 원자료의 전파정류 및 1차 표준화

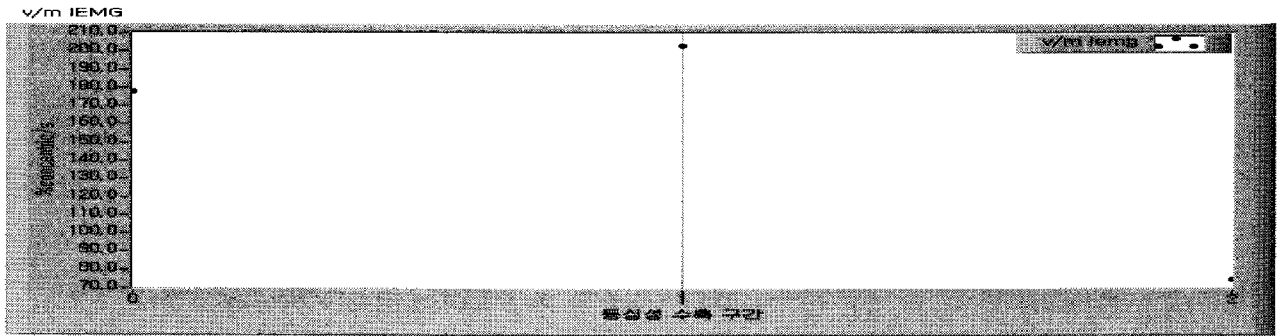


그림 5. EMG 원자료의 2차 표준화

나누었다. 하지만 본 연구에서 사용되는 V/M IEMG 값의 단위는 무의미함으로 그 값은 단지 숫자로서 크기만을 나타내 주고 있다. 표준화 과정은 다음 <그림 4, 5>와 같다.

ME3000P를 이용하여 얻어진 근전도 데이터는 Lab VIEW 6.1을 이용하여 제작된 프로그램을 통하여 위의 모든 과정을 수행하였고, 각각의 점프 동작과 동작 구간에 대해 측정 근육의 근 활동의 차이를 알아보기 위해 SPSS WIN ver 11.0 통계 프로그램을 이용해 유의수준 .05에서 Paired t-test를 실시하였다.

Ⅲ. 연구 결과 및 논의

아래의 <그림 3>과 <표 2>는 양발 점프와 한발 점프 시의 편심성 수축 구간과 동심성 수축 구간에 대한 동작 시간의 t-검정 결과를 보여 주고 있다.

본 연구에서 양발 점프와 한발 점프 비교 시 동심성 수축 구간에서 유의한 차이를 나타냈으며, 전체 동작 시간과 편심성 수축 구간은 유의한 차이가 나타나지 않았다. 양발 점프의 총 소요 시간은 평균 706ms이었으며 한발 점프의 총 소요 시간은 평균 834ms으로 한발 점프의 경우 약 127ms 정도의 시간이 더 소요 되었다. 양발 점프의 편심성 수

축과 동심성 수축 시간은 각각 458ms과 248ms으로 나타났고 한발 점프의 경우는 각각 495ms과 338ms으로 나타났다. 수축 구간을 세 구간으로 나누었을 때, 양발 점프의 편심성 수축 구간인 경우 각 구간이 약 153ms이었고 동심성 수축 구간의 경우 각 구간이 약 83ms이었다. 한발 점프의 경우는 각각 165ms와 113ms으로 나타났다. 결과적으로 한발 점프인 경우 편심성 수축 구간인 제 1,2,3구간에서 구간마다 약 12ms정도 그리고 동심성 수축 구간인 제 4,5,6구간에서 구간마다 약 20ms정도 더 많이 소요된 것으로 나타났다.

다음 <표 3>는 양발 점프와 한발 점프 시 얻어진 내측광근의 V/M IEMG 값에 대한 t-검정 결과 1,2,4,5 구간에서 유의한 차이를 보였다.

표에서 (SLJ-DLJ)/DLJ는 한발 점프의 값에서 양발 점프의 값을 뺀 후 양발 점프의 값으로 나눈 것으로 양발 점프에 비해 한발 점프 시 근 활동이 얼마나 증가 혹은 감소했는가를 보여 주는 수치이다. 제 1구간에서는 55.8%, 제 2구간 28.5%, 제 4구간 44.0%, 제 5구간 40.5%씩 한발 점프 시 근 활동이 증가한 것으로 나타났다.

<표 4>는 비복근의 근 활동도 내측광근의 결과와 유사하게 나타났고 V/M IEMG 값이 1,2,4,5 구간에서 유의한 차이를 보이고 있으며 각 구간에

표 2. 점프 유형별 동작 시간의 t 검정

| | 양발점프 | 한발점프 | t |
|----------|-----------|----------|-------|
| 동심성수축 시간 | 248± 76.2 | 338±61.5 | -4.3* |
| 편심성수축 시간 | 458±103.5 | 496±62 | -0.8 |
| 총 동작시간 | 706±157 | 834±105 | -2.3 |

* 동작시간 단위: ms(0.001s)

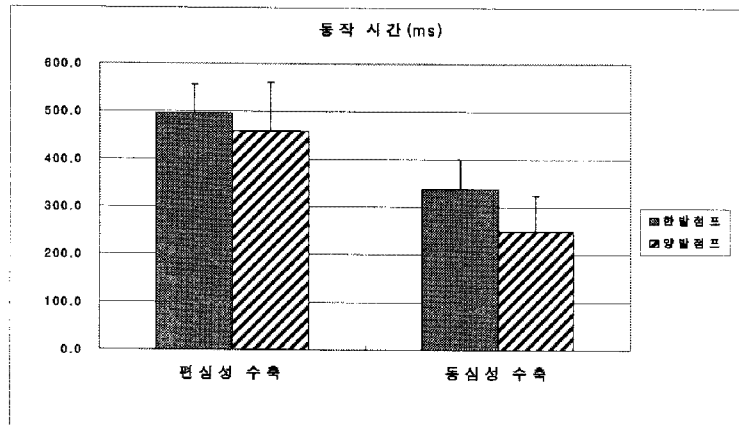


그림 3. 점프 유형별 동작 시간 그래프

서 39.7%, 36.8%, 91.4%, 48.7%씩 양발 점프 시 보다 한발 점프 시 근 활동이 증가하였다.

〈그림 4〉는 〈표 3〉에서 보여 주고 있는 내측광근의 양발 점프 시와 한발 점프 시의 구간별 V/M IEMG 값은 모든 구간에서 한발 점프 시 더욱 큰 값을 갖고 있다는 것을 보여 주고 있다. 이는 두 발로 몸무게를 지탱하고 점프 수행까지 해야 할 것을 한 발로 하기 위해서는 지극히 당연한 결과이다.

또한 이것은 V/M IEMG 값에 큰 영향을 주는 시간 요인에 있어서도 한발 점프인 경우 편심성 수축 구간으로 구성되어 있는 제 1,2,3구간에서 약 12ms 정도 그리고 동심성 수축 구간을 나타내 주고 있는 제 4,5,6구간에서 약 20ms 정도 더 소요 되는 것으로 나타났기 때문에 V/M IEMG 값이 커지는 결과를 가져온 것으로 사료된다. 제 1,2,3구간을 살펴보면 두 점프 동작 모두에서 근 활동이

표 3. 양발, 한발 점프 시 내측광근의 V/M IEMG

| 내측광근 | | 동작 구간 | | | | | |
|---------------|----|-------|-------|-------|-------|-------|-------|
| | | 1구간 | 2구간 | 3구간 | 4구간 | 5구간 | 6구간 |
| 양발점프 | M | 40.5 | 74.8 | 119.9 | 88.5 | 104.6 | 93.3 |
| | SD | 9.4 | 23.1 | 34.5 | 25.2 | 38.1 | 33.2 |
| 한발점프 | M | 63.1 | 96.1 | 135.8 | 127.4 | 147.0 | 126.7 |
| | SD | 19.4 | 5.6 | 19.4 | 30.1 | 40.7 | 79.0 |
| SLJ-DLJ | M | 22.6 | 21.3 | 15.9 | 38.9 | 42.4 | 33.4 |
| | SD | 21.1 | 24.6 | 36.9 | 28.3 | 34.7 | 65.4 |
| t-value | | 3.02* | 2.44* | 1.22 | 3.88* | 3.45* | 1.44 |
| (SLJ-DLJ)/DLJ | | 55.8% | 28.5% | 14.1% | 44.0% | 40.5% | 35.8% |

* : p<.05 DLJ : Double legged jump, SLJ : Single legged jump

표 4. 양발, 한발 점프 시 비복근의 V/M IEMG

| 비복근 | | 동작 구간 | | | | | |
|---------------|----|-------|-------|-------|-------|-------|-------|
| | | 1구간 | 2구간 | 3구간 | 4구간 | 5구간 | 6구간 |
| 양발점프 | M | 34.3 | 36.7 | 58.6 | 53.6 | 105.0 | 99.6 |
| | SD | 11.9 | 10.2 | 16.9 | 20.4 | 29.2 | 31.0 |
| 한발점프 | M | 47.9 | 50.2 | 78.5 | 102.6 | 156.1 | 134.1 |
| | SD | 15.0 | 7.7 | 39.2 | 44.2 | 51.1 | 37.9 |
| SLJ-DLJ | M | 13.6 | 13.4 | 19.9 | 48.9 | 51.0 | 34.5 |
| | SD | 13.7 | 11.1 | 37.8 | 49.2 | 39.0 | 50.6 |
| t-value | | 2.80* | 3.41* | 1.49 | 2.81* | 3.69* | 1.93 |
| (SLJ-DLJ)/DLJ | | 39.7% | 36.8% | 34.0% | 91.4% | 48.7% | 34.6% |

* : p<.05, DLJ : Double legged jump, SLJ : Single legged jump

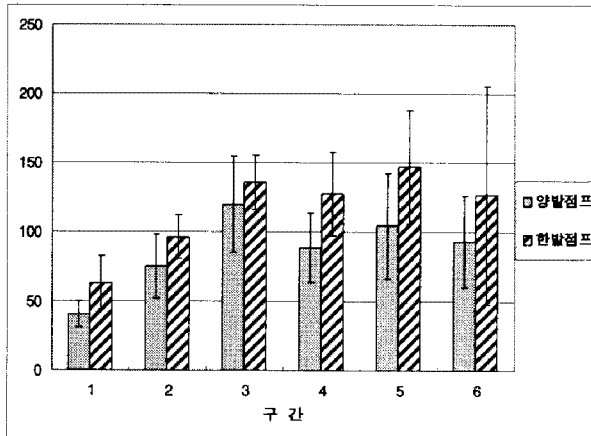


그림 4. 내측광근의 구간별 비교

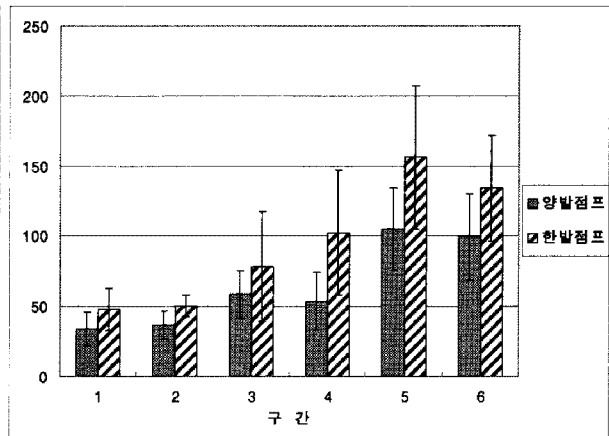


그림 5. 비복근의 구간별 비교

점진적으로 증가하는 모습을 보여 주고 있는데 이는 점프하기 위해 무릎과 발목에서 굴곡과 배측 굴곡이 시작되어 최대가 될 때까지 점진적으로 강한 편심성 수축을 하는 것으로 볼 수 있다. 특히, <표 3>에서 한발 점프 시 제 1구간에서 양발 점프 시보다 근 활동이 약 56%의 가장 큰 증가를 보이고 있는데 이는 한발로 중심을 유지하기 위해 보다 큰 편심성 수축이 일어난 것으로 생각해 볼 수 있으며 이러한 이유로 동작 시간도 양발 점프 때보다 늦어지는 경향이 나타난 것으로 사료된다. 동심성 수축 구간을 살펴보면 제 5구간에서 가장 큰 값이 나타났고 제 6구간에서는 감소하는 경향을 보여 주고 있다. 이러한 결과는 무릎과 발목에서 신전과 저축 굴곡이 진행되는 과정에서 가장 많은 근육 활동이 발생하는 것을 나타내 주는 것이고 점프가 이루어지기 직전에는 오히려 감소하는 경향을 보여 주는

것으로 이는 근육의 길이가 힘과 길이의 관계에서 휴식 길이 이하로 줄어들게 되면 힘이 줄어드는 것과 힘과 속도의 관계에서 속도가 빨라질수록 힘이 줄어드는 것과 연결하여 생각해 볼 수 있다(Winter, 1990). 또한 한발 점프 시 근 활동의 증가율은 약 36%-44%로 비교적 일정한 증가를 보여 주고 있다. <그림 5>은 비복근의 양발 점프 시와 한발 점프 시의 V/M IEMG값을 보여 주고 있다. 많은 부분에서 내측광근과 유사한 결과가 발생하였으나 비복근은 다관절 근육(two-joint muscle)이므로 단관절 근육(one-joint muscle)인 내측광근 과의 다른 점을 찾아 볼 수 있었다.

<표 4>에서 한발 점프의 경우 제 4구간에서는 양발 점프에 비해 가장 큰 91.4%의 증가율이 나타나고 있으며, 제 5구간에서는 제 4구간에 비해 양발 점프의 경우 약 100%, 한발 점프의 경우 약 50%

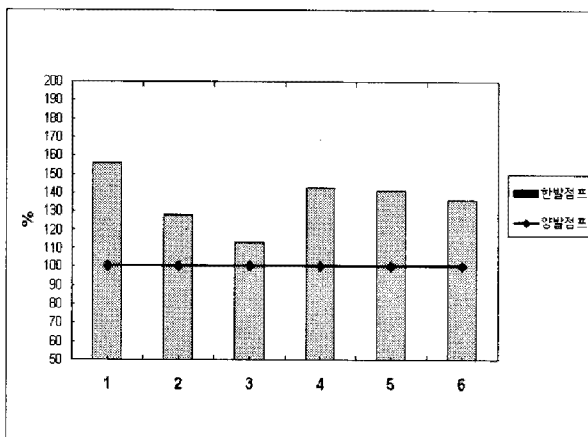


그림 6. 내측광근의 V/M IEMG 값 비교

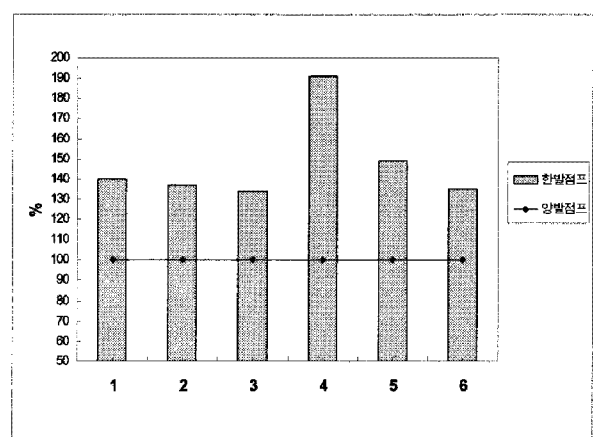


그림 7. 비복근의 V/M IEMG 값 비교

표 5. 양발, 한발 점프 시 내측광근의 수축 유형 비교

| 내측광근 | | 동작 구간 | | | | |
|---------------|----|-------|-------|-------|----------|-----------|
| | | ecc | conc | total | ecc/conc | ecc/total |
| 양발점프 | M | 235.2 | 286.4 | 521.5 | 82% | 45% |
| | SD | 64 | 96.5 | 163.5 | | |
| 한발점프 | M | 296.0 | 401.1 | 696.1 | 74% | 42% |
| | SD | 54.7 | 96.4 | 204.6 | | |
| SLJ-DLJ | M | 60.8 | 114.7 | 175.5 | | |
| | SD | 9.3 | 0.02 | 41.1 | | |
| t-value | | 2.32 | 4.28* | 5.37* | | |
| (SLJ-DLJ)/DLJ | | 25.9% | 40% | 33.6% | | |

* : p<.05, ecc: eccentric, conc: concentric
DLJ : Double legged jump, SLJ : Single legged jump

표 6. 양발, 한발 점프 시 비복근의 수축 유형 비교

| 비복근 | | 동작 구간 | | | | |
|---------------|----|-------|-------|-------|----------|-----------|
| | | ecc | conc | total | ecc/conc | ecc/total |
| 양발점프 | M | 129.6 | 258.2 | 387.8 | 50% | 33% |
| | SD | 38.9 | 80.6 | 119.6 | | |
| 한발점프 | M | 176.5 | 392.8 | 569.3 | 45% | 31% |
| | SD | 61.9 | 133.2 | 195.2 | | |
| SLJ-DLJ | M | 47 | 134.6 | 181.5 | | |
| | SD | 23 | 52.6 | 75.6 | | |
| t-value | | 2.53* | 6.37* | 5.57* | | |
| (SLJ-DLJ)/DLJ | | 36.3% | 52.1% | 46.8% | | |

* : p<.05, DLJ : Double legged jump, SLJ : Single legged jump

정도가 증가하였다.

〈그림 6, 7〉은 〈표 3, 4〉에 나와 있는 수치들 중 양발 점프의 V/M IEMG 값을 모든 구간에서 기준인 100으로 하였을 때 한발 점프 시의 내측광근과 비복근의 새롭게 얻어진 V/M IEMG 값들을 그림으로 보여 주고 있다. 두 근육 모두에서 편심성 수축 구간 중 제 1구간에서 양발 점프에 비해 가장 큰 값을 나타냈으며, 제 2,3구간에서 한발 점프 값의 증가량이 점차 감소하였고 동심성 수축 구간에서도 첫 번째 구간인 제 4구간에서 양발 점프에 비해 가장 큰 값을 갖고 있었으며 제 5, 6구간에서 감소하였다.

다음 〈표 5〉는 내측광근의 편심성 수축 구간과 동심성 수축 구간에서의 근 활동 변화를 나타낸 것으로 제 1,2,3구간들을 더해서 얻어진 편심성 수축 구간에서는 25.9%, 제 4,5,6구간들을 더해서 얻어진 동심성 수축 구간에서는 40% 증가한 것으로

나타났으며 전체 구간을 비교하여도 한발 점프 시 33.6% 증가하였으며 이러한 변화는 모두 유의한 차이를 보였다. 그리고 〈표 6〉은 비복근의 양발, 한발 점프 시 수축유형을 비교한 것으로 편심성 수축 구간, 동심성 수축 구간, 그리고 전체구간에서 각각 36.3%, 52.1%, 46.8%씩 유의한 차이로 증가한 값을 보여 주고 있다. 또한 〈표 4〉의 양발 점프 시의 내측광근의 편심성 수축 구간의 V/M IEMG 값은 동심성 수축 구간의 V/M IEMG 값의 약 82%에 이르렀고 한발 점프 시는 약 74%에 해당 되었다. 비록 한발 점프 시 모든 구간에서 양발 점프에 비해 V/M IEMG 값은 증가하였으나 오히려 동심성 수축 구간의 근육 활동에 대한 편심성 수축 구간의 근육 활동 비율은 양발 점프에 비해 약 8% 정도 감소한 것으로 나타났으며 비복근의 양발 점프와 한발 점프 시의 편심성/동심성 수축은 각각 50%와 45%로 내측광근에 비해 약 30%정

도씩 감소하였다. 즉 편심성 수축 구간 동안의 근육 활동이 활발하지 않다는 것을 보여 주고 있다. 이것은 단관절 근육인 내측광근은 단순히 대퇴의 움직임에만 관련되지만 다관절 근육인 비복근은 하퇴와 대퇴, 발의 움직임에 상호 연관되어 있기 때문으로 사료된다.

IV. 결론 및 제언

본 연구에서는 어떤 한 동작의 근육 활동이 다른 동작의 근육 활동에 기준이 되어 표준화 작업이 가능하겠는가라는 문제점이 제기 되었고 이러한 문제점을 해결해 보기 위해 비록 유사한 동작이지만 서로 다른 동작이라 할 수 있는 양발 수직 점프 동작과 한발 수직 점프 동작을 선정하였다. 또한 점프 유형에 따른 비교를 위해 여덟 명을 대상으로 내측광근과 비복근의 근 활동을 측정하여 적용하였다. 양발 점프 동작을 일상적이고 보편적인 동작으로 설정하여 한발 점프 동작 시의 근육 활동을 비교하기 위해 표준화 작업을 시도해 보았다. 이를 위해 우선 양발 점프 동작 시의 동심성 수축 구간의 근전도 데이터의 평균값을 구하여 양발 점프와 한발 점프 시의 근전도 데이터를 나누어 첫 번째 단계의 표준화를 실시하였다. 그리고 표준화된 데이터를 구간별로 적분하여 V/M IEMG 값을 구함으로써 두 번째 단계의 표준화 과정을 수행하였다. 그리고 양발 수직 점프 시의 값을 기준으로 하여 한발 수직 점프 시의 근육 활동을 과연 어떻게 설명해 줄 수 있는지 살펴 본 결론은 다음과 같다.

첫째, 내측광근과 비복근의 V/M IEMG 값이 양발 점프에서 보다 한발 점프 시에 더 크게 나타났다.

둘째, 편심성 수축 구간에서는 양발 점프, 한발 점프 모두 동작이 진행됨에 따라 근육의 활동이 점차 커졌으며, 동심성 수축 구간에서는 동작 마지막 구간에서는 근육 활동이 낮아지는 것으로 나타났다.

셋째, 각 점프 동작 시 동심성 수축보다 편심성 수축 시 근육 활동이 감소하였다.

위의 내용들을 종합하여 볼 때 본 연구의 목적인 양발 점프 동작과 한발 점프 동작의 근육 활동을 표준화 한 후 양발 점프 동작을 기준으로 하여 한발 점프 시의 근육 활동을 비교 하여 설명하는 것이 가능하였다. 그 의미는 어떤 한 동작의 근육 활동이 기준이 되어 다른 동작의 근육 활동을 분석할 수 있는 또 다른 의미의 표준화가 가능하였다는 것이다.

앞으로는 본 연구에서 실행한 표준화 방법을 동일한 대상자가 반복하여 동작을 수행했을 때에 얼마나 높은 신뢰도를 갖는가하는 하는 연구와 유사한 동작들 간의 비교만이 아닌 서로 다른 동작들 간에서의 비교를 하는 연구가 필요할 것이다. 이는 본 연구에서와 같이 점프와 착지 동작은 서로 다른 동작이라도 연결된 동작이므로 점프를 기준 동작으로 하여 착지 동작을 비교 설명 할 수 있을 것으로 기대된다.

참고 문헌

- Ament, W., Bonga, G. J., Hof, A. L., & Verkerke, G. J.(1993). EMG median power frequency in an exhausting exercise. *European journal of applied physiology*, 3, 214-220.
- Basmajian, J.V., & DeLuca, Carlo J.(1985). *Muscles Alive: Their functions revealed by electromyography*. The Williams & Willkins Company, fifth edition. p 26.
- Bilodeau, M., Cincera, M., Arsenault, A. B., & Gravel, D.(1997). Normality and stationarity of EMG signals of elbow flexor muscles during ramp and step isometric contractions. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 7, 87-96.
- Bishop, M. D., Trimble, M. H., Bauer, J. A., & Kaminski, T. A.(2000). Differential control during maximal concentric and eccentric loading revealed by characteristics of the electromyogram. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 10, 399-405.
- Burden, A. M., Trew, M., & Baltropoulos, V.(2003). Normalization of gait EMGs: a re-examination. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 13, 519-532.
- Clancy, E. A., Morin, E. L., & Merletti, R.(2003). Sampling,

- noise-reduction and amplitude estimation issues in surface electromyography. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 12, 1-16.
- Duchateau, J., & Hainaut, K.(1991). Effect of immobilization on electromyogram power spectrum changes during fatigue. *European journal of applied physiology*, 63, 458-462.
- Esposito, F., Malgrati, D., Veicteinas, A.(1996). Time and frequency domain analysis of electrogram and sound myogram in the elderly. *European journal of applied physiology*, 73, 503-510.
- Hansson, G. A., Nordander, C., Asterland, P., Ohlsson, K., Stromberg, U., Skerfving, S., & Rempel, D.(2000). Sensitivity of trapezius electromyography to differences between works tasks - influence of gap definition and normalization methods. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 10, 103-115.
- Kellis, E., & Baltzopoulos, K.(1996). The effects of normalization method on antagonistic activity patterns during eccentric and concentric isokinetic knee extension and flexion. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 6, 235-245.
- Knutson, L. M., Soderberg, G. L., Ballantyne, B. T., & Clarke, W. R.,(1994). A study of various normalization procedures for within day electromyography data. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 4, 47-59.
- Marras, W. S., & Davis, K. G.(2001). A non-MVC normalization technique for the trunk musculature: Part 1. Method development. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 11, 1-9.
- Merletti, R., & Conte, L. R. L.(1997). Surface EMG signal procession during isometric contractions. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 7, 241-150.
- Roman-Liu, D., Tokarski, T., & Wojcik, K.(2004). Quantitative assessment of upper limb muscle fatigue depending on the conditions of repetitive task load. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 14, 671-682..
- Winter, D. A.(1990). *Biomechanics and Motor control of Human Movement*. 2nd edition. Wiley-Interscience Publication, New York: John Wiley & Sons, Inc. p 177-180.
- Zakaria, D., Kramer, J. F., & Harburn, K. L.(1996). Reliability of non-normalized integrated EMG during maximal isometric contractions in females. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 6, 129-135.

투 고 일 : 04월 30일

심 사 일 : 05월 15일

심사완료일 : 05월 24일