

생체신호를 이용한 덤벨 사이드 레터럴 레이즈 시 주동근과 협력근의 협응 관계 및 근피로 분석

김종민^{1†} · 송창현^{2‡} · 최준원² · 김한성^{1*}

¹연세대학교 의공학부, ²연세대학교 의공학과

Analysis of the Coordination Relationship and Muscle Fatigue of Agonist and Synergist During Dumbbell Side Lateral Raise Using Biosignals

Jong min Kim^{1†}, Chang hyun Song^{2‡}, Jun won Choi² and Han Sung Kim^{1*}

¹Department of Biomedical Engineering, Yonsei University College of Software and Digital Healthcare Convergence, Yonsei University, Korea

²Department of Biomedical Engineering, Yonsei University, Korea

(Manuscript received 15 June 2023 ; revised 27 June 2023 ; accepted 28 June 2023)

218

Abstract: This study aimed to analyze the coordination of muscle and muscle fatigue between biceps, lateral deltoid, and anterior deltoid during dumbbell side lateral raise using bio-signal. One male subject performed dumbbell side lateral raise with 3% of 1RM dumbbell at the rate of 30bpm until failure (8 minutes). While performing, ECG were recorded to observe the participant's performance. EMG were recorded from biceps, lateral deltoid, and anterior deltoid for observing coordination and fatigue. ECG were analyzed in time and frequency domain to observe Heart rate, normLF, normHF. Changes in heart rate, normLF, and normHF indicate that the sympathetic nervous system is activated, while changes in median frequency (MDF) indicate the occurrence of muscle fatigue. Moreover, the coordination relationship of muscle changed. The correlation of MDF between each muscles indicated that lateral deltoid is associated with biceps and anterior deltoid. These results showed that our study can contribute to improving understanding of muscle fatigue and muscle coordination relationships.

Key words: Muscle fatigue, Muscle coordination, Median frequency, Electromyography

1. 서 론

근피로는 신체활동에 필요한 만큼의 근력을 발휘하지 못하는 상태로 알려져 있다[1]. 근피로의 발생은 반복적 근 수축 활동으로 인해 근육의 최대 힘 용량이 감소하는 것이다[2,3].

근피로는 근육의 물리적 기능 저하에 더해 부상을 유발하고, 심리적 피로까지 동반하여 작업실패로 이어질 수 있다[4]. 작업실패로 이어지면 근육 부상의 위험이 존재하며 스포츠 분야에서 근피로는 선수의 근육 부상 위험과도 밀접한 관련이 있다[5].

근피로의 원인으로 가장 널리 인정받는 두 가지 생리학적 가설은 대사산물 축적론(accumulation hypothesis)과 대사물질 소모론(exhaustion hypothesis)이다[6]. 대사산물 축적론은 운동의 결과로 체내 생성되는 대사산물이 근육에 축적되어 근수축을 방해한다는 가설이며, 대사물질 소모론은 운동에 필요한 대사물질이 고갈되어 근수축이 원활하게 일어나지 못한다는 가설이다[6]. 이 밖에 여러 가설들이 존재하나, 근피로의 명확한 생리학적 원인은 밝혀지지 않았다[7].

[†]Contributed equally to this work.

*Corresponding Author: Han Sung Kim
1, Yeonsedae-gil, Heungeop-myeon, Wonju-si, Gangwon-do, Republic of Korea
Tel: +82-33-760-2913
E-mail: hanskim@yonsei.ac.kr

본 연구(결과물)는 2023년도 부강H&C의 재원으로 수행된 중소기업기술정보진흥원 - 중소기업기술개발 지원사업 - 창업성장기술개발 사업의 결과입니다.

근피로가 발생하면 근 수축 속도의 저하로 근전도 (Electromyography; EMG)신호의 주파수 대역이 감소해 중앙주파수가 감소한다[8,9]. 또한, 근피로가 발생하면 신경근계의 보상작용으로 근육의 협응 관계가 변화하는데, 이는 근피로의 영향을 지연시켜 신체 활동의 정확성을 유지한다 알려져 있다[10]. 또한 신경근계의 보상작용은 피로해진 근육을 효율적으로 사용하도록 한다. 하지만, 보상작용으로 변화된 협응 관계는 잘못된 자세를 유도해 부상을 초래할 수 있다[11]. 근피로에 따른 협응 관계를 분석함으로써 특정한 동작을 반복할 때 발생하는 부상을 예방할 수 있으며, 보상작용으로 근육이 효율적으로 쓰이는 방법을 관찰할 수 있을 것으로 예상된다. 하지만, 일반적으로 근피로 유발에 따른 연구는 힘의 감소, 근 수축 속도의 감소에 집중되지만, 근피로에 따른 근 협응 관계에 대한 연구는 적다[12].

스쿼트 동작 시 하지 근육의 근피로를 관찰한 연구에서 스쿼트 동작의 반복으로 인해 하지 근육의 근전도신호 주파수 대역이 낮아졌다고 보고한 바 있다[13]. 또한, 근피로에 따른 하지 근육의 협응 관계에 대한 연구는 점프 동작을 반복 수행할 때 무릎관절 편근에 대한 의존이 점차 높아졌다고 보고하였다[14]. 상지 근육의 경우, 근피로 유발을 위해 6 kg의 중량을 2분 동안 들고 있을 때 전완근(Forearm muscle)의 근전도신호의 중앙주파수 저하로 근피로를 관찰한 바 있다[15]. 하지만, 상지 근육에 대한 근피로 연구는 주로 힘의 감소에 초점을 맞추고 있으며, 근피로에 따른 근육의 협응 관계에 대한 연구가 필요하다[12].

성인 남성 1명을 대상으로 근 협응 관계를 분석한 선행연구에서는 3 lb(1.36 kg) 중량의 덤벨을 이용해 덤벨 로우 동작을 실패지점까지 약 15분 동안 425회 반복하였다[11]. 실험 결과에 따르면 약 200회 반복 후에 중부 승모근(Middle Trapezius)의 근피로에 대한 보상작용으로 측면삼각근(Lateral Deltoid)의 활성화가 관찰되었다. 이후 추가적으로 40~50회 반복 후에는 측면삼각근의 근피로에 대한 보상작용으로 중부 승모근의 활성화가 관찰되었다. 이를 통해 해당 연구는 성인 남성 1명을 대상으로 실패지점까지의 반복적인 동작 수행에 따라 발생하는 근 협응 관계를 보고하였다.

본 연구에서는 덤벨 사이드 레터럴 레이즈(Dumbbell Side Lateral Raise)를 수행할 시 주동근으로 작용하는 측면삼각근, 협력근의 전면삼각근(Anterior Deltoid)과 함께 팔굽관절 굽힘근(Elbow Flexor)인 이두근(Biceps Brachii)의 근전도신호를 측정하였다[16]. 팔굽관절 굽힘근은 팔을 들어올리는 동작에 따른 삼각근의 근피로에 대한 보상작용으로 팔을 굽혀 삼각근에 가해지는 부하를 감소시키는 작용을 한다 알려져 있다[17]. 근전도와 동시에 심전도(Electrocardiogram; ECG)를 통해 수행자의 운동수행 정도를 평가하고자 측정했다.

따라서 본 연구는 덤벨 사이드 레터럴 레이즈 수행 시 시

간에 따른 세 근육의 근피로 유발을 확인하고, 협응 관계를 알 수 있다는 가설을 세우고, 이를 검증하고자 진행되었다.

II. 연구 방법

1. 실험 참가자

본 연구에는 실험 진행을 위한 운동 및 인지능력이 충분한 20대 남성 1명이(나이: 24 years, 키: 178 cm, 몸무게: 83 kg) 참여하였다. 실험 참가자를 선정함에 있어 근 골격계에 기왕 병력이 있는 자, 움직임이 자유롭지 않은 자, 인지 장애와 같은 연구 동의를 하는데 있어 제한적인 능력을 가진 자, 급성질환을 가진 자, 심장에 장애가 있는 자, 심전계 등의 장치의료용 전자기기를 사용하는 자, 기타 의사치료를 받고 있거나 몸의 이상을 느끼는 자는 제외하였다.

연세대학교 미래캠퍼스 생명윤리심의위원회에서 본 실험 과정에 대해 승인받았다(1041849-202301-BM-006-02). 참가자에게 실험 과정 중 운동으로 인해 근육통, 현기증, 근육의 물리적 기능 저하 등의 근피로 증상이 느껴질 수 있음을 안내하였으며, 자발적으로 실험 참여에 동의하였다.

2. 실험 설계

본 연구에서 실험 참가자는 이두근과 측면삼각근, 전면삼각근의 협응 관계 및 근피로 분석을 위한 운동으로 덤벨 사이드 레터럴 레이즈(Dumbbell Side Lateral Raise)를 수행하였다. 실험 참가자는 부상 방지를 위해 실험 전 20분 동안의 적응 및 휴식 시간을 가졌다.

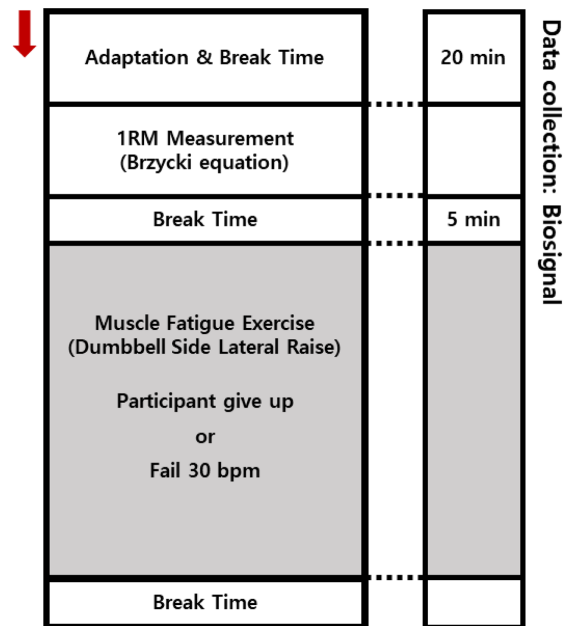


그림 1. 실험 과정
Fig. 1. Experiment design

실험 참가자는 1회 최대 반복(1 Repetition Measurement; 1RM) 평가를 실시하였다. 이후, 5분의 휴식을 부여하였으며 덤벨 사이드 레터럴 레이즈를 수행하였다. 동작 수행 중 이두근과 측면삼각근, 전면삼각근의 근전도(Electromyogram; EMG)신호를 측정하였으며 심전도(Electrocardiogram; ECG) 신호도 함께 측정하였다.

실험 종료 후, 실험 참가자는 근육통, 현기증 등과 같은 근 피로 증상의 완화와 특이사항 확인을 위해 별도로 준비된 공간에서 충분한 휴식을 취하였다.

3. 1회 최대 반복

실험 참가자는 덤벨 사이드 레터럴 레이즈의 1RM 평가를 실시하였다. 해당 과정을 통해 1회 최대 반복 가능한 무게를 측정한다. 본 연구에서는 높은 중량을 다루는 과정에서 발생할 수 있는 부상을 방지하고자 직접 측정 방식이 아닌 간접 추정방식으로 진행하였다. 기존 연구를 통해 높은 추정 정확도가 입증된 Brzycki equation을 사용하였으며 식 (1)과 같이 특정 중량(Weight Lifted)으로 운동을 수행하여 동작을 반복한 횟수(reps)를 측정한 후, 이를 공식에 대입하는 방식으로 진행하였다[18].

$$Predicted\ 1RM = \frac{Weight\ Lifted}{1.0278 - 0.0278 * reps} \quad (1)$$

4. 근피로 유발 운동

본 실험에서는 근피로 유발을 위한 운동으로 덤벨 사이드 레터럴 레이즈를 수행하였다(그림 2). 해당 운동의 기준 자세는 허리를 핀 채 서서 덤벨을 대퇴사두근(Quadriceps femoris) 옆으로 잡은 다음 상완골(Humerus)이 30도 굴곡, 팔꿈치가 5도 굴곡된 상태를 유지하여 상완이 수평이 될 때까지 어깨 관절을 외전(abduction)시켜 수행하는 것이다[19]. 덤벨 사이드 레터럴 레이즈 무게는 1RM중량의 3%로 설정하였으며[11],



그림 2. 덤벨 사이드 레터럴 레이즈 동작 부분동작(좌: 이완, 우: 수축)
Fig. 2. Partial motion of Dumbbell side lateral raise(L: relaxation, R: contraction)

실험 참가자는 해당 무게로 운동을 실패 지점까지 1세트 수행한다. 덤벨 사이드 레터럴 레이즈는 팔의 움직임에 따라 이완과 수축, 2개의 부분동작으로 구분되며 실험 참가자에게 부분동작별 1초를 부여하였다. 즉, 2초내에 이완과 수축 동작을 모두 수행하도록 속도 조건을 부여하였다. 이를 위해 30 bpm의 메트로놈을 이용하였으며, 피험자가 포기 의사를 표현하거나 속도 조건을 만족하지 못할 때 실험을 종료하였다[20].

5. 생체신호

본 연구에서는 운동수행에 따른 생체신호 변화를 관찰하기 위해, 다중 생체신호 측정 장비(biosignalsplux Professional; biosignalsplux, Portugal)를 사용하여 생체신호를 1000 Hz의 Sampling rate로 측정하였다(그림 3a). 측정을 위해, 가로 50 mm, 세로 25 mm의 일회용 Ag/AgCl 습식 전극(일회용 심전도전극, 바이오프로테크, Korea)을 사용하였다. 전극의 부착 위치는 biosignalsplux에서 제공하는 사용자 지침에 따랐다(그림 3b).

측정한 생체신호를 노이즈 제거 후, 시간 및 주파수 영역에서 분석하기 위해 전처리과정을 진행하였다(그림 3c). 근전도신호는 10~400 Hz의 4차 대역 통과 필터(Band Pass Filter; BPF)를 통해 필터링하였다[21,22]. 주파수 영역에서의 전력 스펙트럼(Power Spectrum) 분석을 위해 고속 푸리에 변환

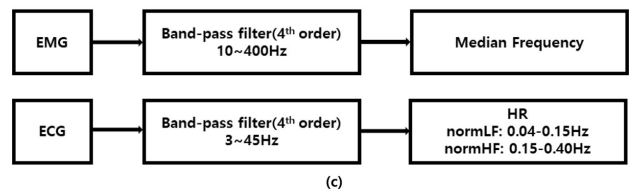
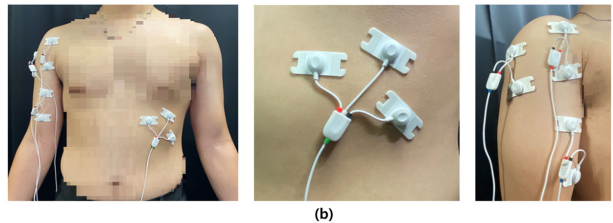
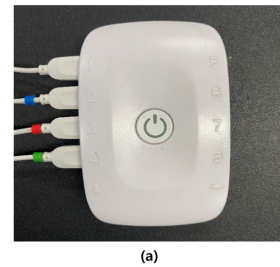


그림 3. (a) 다중 생체신호 측정 장비 (b)전극 부착 위치 (c) 생체신호(근전도신호, 심전도신호) 전처리 과정
Fig. 3. (a) Biosignals measurement equipment (b) Electrode attachment location (c) Pre-processing for bio signal

(Fast Fourier Transform)을 이용하였다. 주파수 영역에서 운동시간에 따른 중앙주파수(Median Frequency)를 분석하였다[23].

심전도신호는 3~45 Hz의 4차 대역 통과필터(Band Pass Filter)와 80 ms의 이동 윈도우 적분(Moving Window Integration)을 통해 전처리하였으며, 시간 영역에서 심박수(Heart Rate; HR)를 분석하였다[24,25]. 주파수 영역의 분석은 고속 푸리에 변환(Fast Fourier Transform)을 이용하여 0.04~0.15 Hz 저주파 전력 성분(Low Frequency Power; normLF)과 0.15~0.40 Hz 고주파 전력 성분(High Frequency Power; normHF)을 검출하였다. 식 (2)와 (3)을 통해 저주파 비율과 고주파 비율을 분석하였다[26].

$$normLF = \frac{LF}{LF+HF} \tag{2}$$

$$normHF = \frac{HF}{LF+HF} \tag{3}$$

6. 분석 방법

피험자의 운동수행에 따른 심전도신호의 변화를 관찰하였다. HR, normLF, normHF의 변화를 시간대별로 나누어 관찰하였다. 또한, 단일 세트 내에서 발생하는 세 근육의 근피로를 평가하기 위해 중앙주파수를 매 반복 동작 수행시마다 검출하였다. 피험자가 1명임에 따라 전체 데이터를 절반으로 나누어 신뢰구간 95%에서 독립표본 t검정을 실시하였고, 중앙주파수의 전후비교를 진행하였다. 근육간 중앙주파수의 상관성 분석을 수행하기 위해 15초마다 1개의 중앙주파수를 추출하였고, 각 근육별 32개의 중앙주파수 샘플이 상관관계 분석에 사용되었다. 이는 Gpower 프로그램을 통해 Priori 분석으로 산출된 총 표본크기 84개 보다 많은 96개로 본 연구에서 사용한 표본 크기는 충분할 것으로 예상된다[27]. 신뢰구간 95%에서 세 근육의 모든 중앙주파수 값에 대한 상관분석(Pearson correlation analysis)을 진행하였다. 모든 통계분석은 SPSS 26(IBM, USA)를 통해 진행되었다.

III. 연구 결과

1. 시간에 따른 심전도신호 변화

실험 참가자는 제한된 속도조건 내에서 총 8분 동안 240회 동작을 수행하였다. 피험자의 운동수행 정도를 평가하기 위해 HR, normLF, normHF를 관찰하였다(그림 4). 심전도신호는 2분 간격으로 나타냈으며, 평균을 분석하였다. 덤벨 사이드 레터럴 레이즈를 수행함에 따라 시작 지점 대비 종료 시점에서 HR은 10.9% 증가, normLF는 83% 증가, normHF는 65% 감소하였다.

2. 근육 별 근전도신호 중앙주파수 변화

덤벨 사이드 레터럴 레이즈 수행 시 단일 세트 내 발생하는 근육간 협응관계를 파악하고자 운동수행 시 시간경과에 따른 근전도신호의 중앙주파수 변화를 관찰하였다(그림 5). 시간에 따라 이두근, 전면삼각근 그리고 측면삼각근의 중앙주파수는 전체적으로 감소하는 경향이 나타났으며, 4분에서 5분을 기점으로 근육간 중앙주파수 변화 거동이 상이하게 나타났다. 운동에 따라 실험 시작 대비 종료 시점의 전후비교 결과, 세

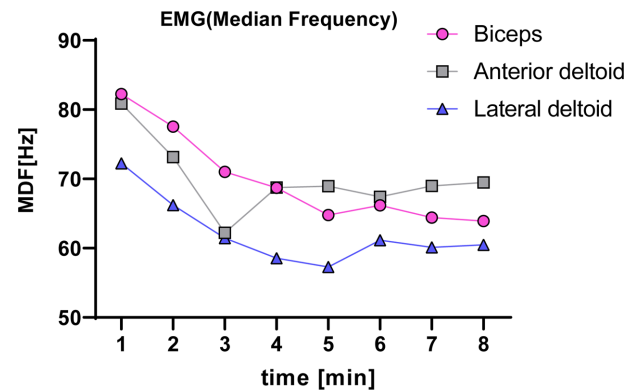


그림 5. 시간에 따른 각 근육 별 근전도신호 중앙주파수 변화
Fig. 5. Changes in the median frequency of the EMG signal for each muscle over time

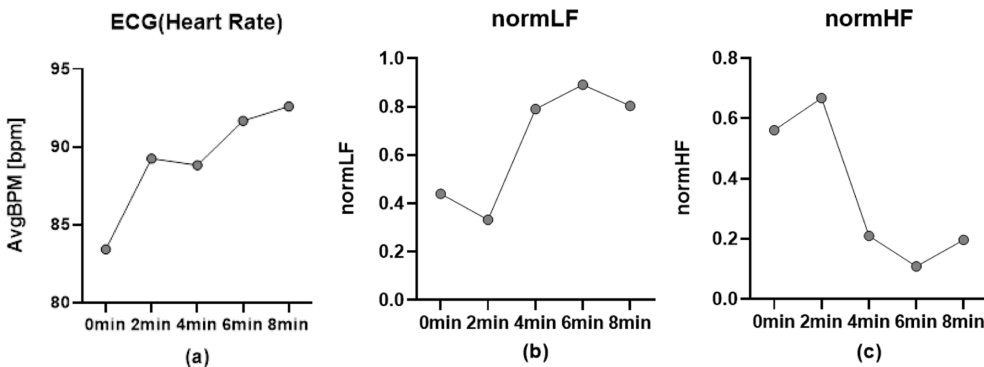


그림 4. 시간에 따른 (a) BPM의 변화 (b) 심전도신호의 normLF 변화 (c) 심전도신호의 normHF 변화
Fig. 4. (a) Change in BPM over time (b) Change in normLF of ECG over time (c) Change in normHF of ECG over time

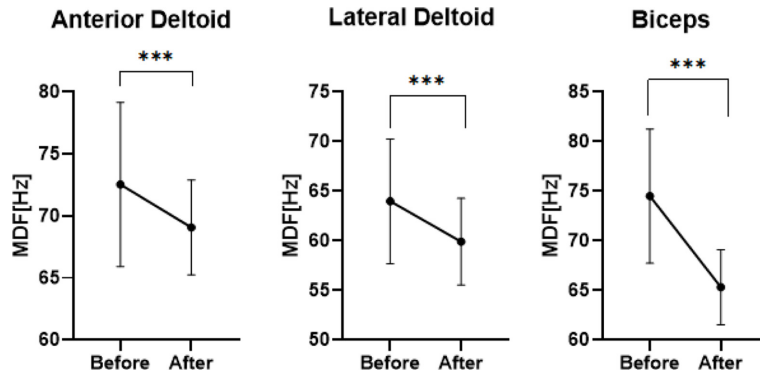


그림 6. 각 근육별 근전도신호 중앙주파수 전후비교
 Fig. 6. Before and after the median frequency of the EMG signal for each muscle

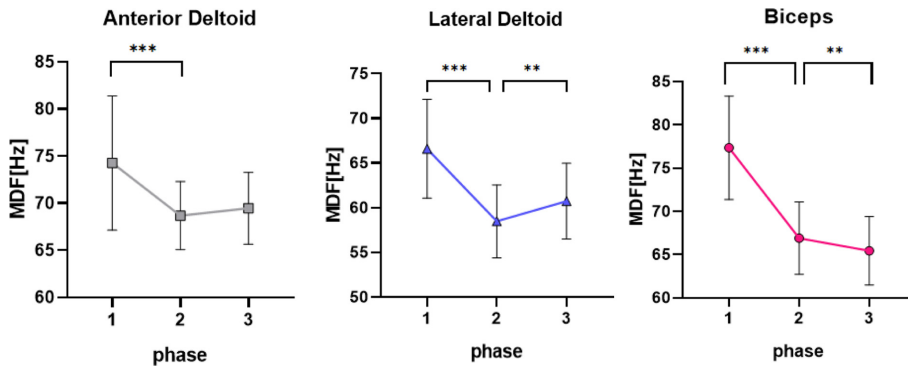


그림 7. Phase 1~3에 대한 각 근육 별 근전도신호 중앙주파수 변화
 Fig. 7. Central frequency variation of the electromyogram signal for each muscle for phases 1 to 3

근육의 중앙주파수는 모두 유의한 감소를 보였으며 감소율이 이두근 -22%, 측면삼각근은 -16%, 전면삼각근은 -14%의 순서로 크게 나타났다(그림 6).

3. 근육간 근전도신호 중앙주파수에 대한 협응관계 해석

단일세트 내 나타나는 중앙주파수의 상이한 변화를 관찰하기 위해 세트 전체를 phase 1~3으로 3등분하여 중앙주파수 변화를 평가하였다(그림 7). 이두근의 경우, phase 1부터 3까지 중앙주파수가 유의하게 감소하였다. 전면삼각근은 phase 1 대비 phase 2의 변화율이 -15%로 유의하게 감소하였으나, phase 2 이후 +1% 증가하였다. 측면삼각근의 경우, phase 2까지의 변화율이 -18%로 유의한 감소를 보였으나, phase 2 이후 +3%의 유의한 증가가 나타났다.

측정한 근육 별 중앙주파수간의 상관계수를 분석하였다(그림 7). 이두근과 전면삼각근의 상관계수는 0.778로, 강한 상관관계가 나타났다. 이두근과 측면삼각근의 경우, 상관계수 0.907의 매우 강한 상관관계가 나타났고, 전면삼각근과 측면삼각근의 상관계수는 0.805로, 강한 상관관계를 보였다.

IV. 고찰 및 결론

본 연구의 목적은 운동수행 시 시간에 따른 근피로의 유발을 확인하고, 근육 간의 협응 관계를 확인하는 것이다.

운동 중 측정된 심전도신호를 시간 영역과 주파수 영역에서 분석을 진행하였다. 시간 영역에서 심전도신호를 분석한 결과를 통해, 운동을 진행함에 따라 HR이 증가함을 확인하였다. 시간영역에서 HR의 증가는 교감신경계의 활성화 증가와 밀접한 관련이 있다고 보고된 바 있으며, 본 연구의 결과는 운동을 통해 교감신경계의 활성화가 나타난 것으로 볼 수 있다[28,29]. 심전도신호의 주파수 영역 분석을 통해 normLF와 normHF를 검출하였다. normLF는 교감신경계와 부교감신경계에 의해 조절되며, normHF는 부교감신경계에 의해 조절된다[30,31]. 본 연구에서는 normLF가 증가하고, normHF는 감소하는 추세가 나타났으며 이는 운동을 통해 실험 참가자의 교감신경계 활성화도가 증가하여 나타나는 결과로 보인다 [28,29].

실험 참가자의 운동에 따른 단일세트 내 세 근육(이두근, 전면삼각근, 측면삼각근)의 중앙주파수 변화 추세를 관찰하

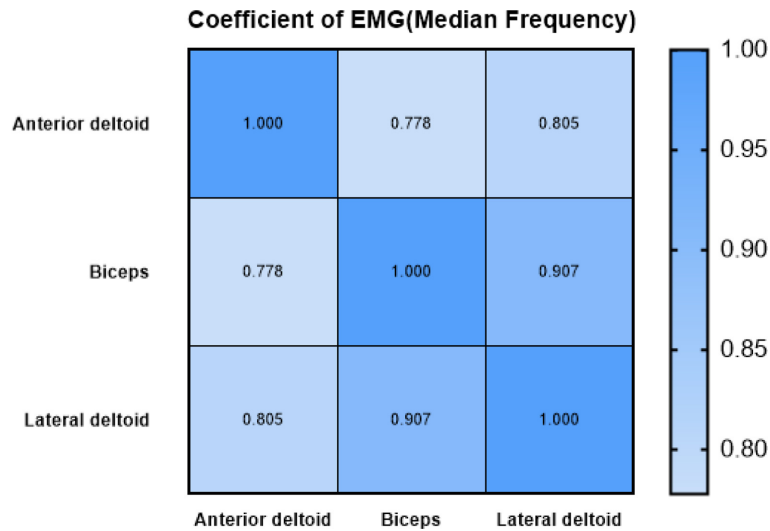


그림 8. 근육간 근전도신호 중앙주파수에 대한 상관계수

Fig. 8. Correlation coefficient of Median Frequency of Inter-Muscular EMG signal

기 위해 근전도신호를 주파수 영역에서 분석한 결과, 각 근육은 운동 시작 시점 대비 종료 시점에서 감소하는 추세가 나타났으며, 전후 비교를 통해 세 근육에서 모두 유의한 감소를 보였다. 운동수행의 결과로 근전도신호의 주파수 대역 감소로 인해 중앙주파수가 감소한다는 이전 연구의 결과와 유사하며, 덤벨 사이드 레터럴 레이즈를 통해 세 근육(이두근, 측면삼각근, 전면삼각근)에 근피로가 발생한 것으로 평가할 수 있다[32]. 하지만, 측면삼각근을 주동근으로 하는 덤벨 사이드 레터럴 레이즈 운동에 대해 중앙주파수의 감소는 이두근, 측면삼각근, 전면삼각근 순으로 크게 나타났다. 측면삼각근의 중앙주파수는 운동 시작 후 5분까지 지속적인 감소 추세를 보였다. 5분 이후로 중앙주파수의 증감경향은 전면삼각근과 측면삼각근이 상이하였고, 이두근과 측면삼각근은 동일하였다. 이는 협응관계에서 비롯된 중앙주파수의 변화 거동이라고 보여진다.

세 근육의 협응관계를 파악하고자 근전도신호 중앙주파수에 대한 상관분석을 실시한 결과 이두근과 측면삼각근($R=0.907$), 측면삼각근과 전면삼각근($R=0.805$), 이두근과 전면삼각근($R=0.778$)의 순서로 상관성을 보였다. 이두근과 측면삼각근은 매우 강한 상관성을 보였다. 두 근육간 강한 상관성은 이두근의 중앙주파수의 지속적인 감소추세를 고려할 때, 측면삼각근의 근피로에 대한 신체의 보상작용으로 이두근에 대한 의존이 강하게 나타난 것으로 보인다[33]. 측면삼각근과 전면삼각근은 높은 상관성을 보였으며, 운동수행 5분 이후에 나타나는 두 근육의 상이한 중앙주파수 변화는 일정 시점 이후에 나타나는 근 협응관계의 결과로 보여진다. 전면삼각근과 이두근은 다소 강한 상관성이 나타났으나, 측면삼각근을 주동근으로 사용하는 덤벨 사이드 레터럴 레이즈 동작을 수행

함에 있어서 두 근육의 상관성이 크게 나타나지 않은 것으로 판단된다.

본 연구는 근피로 분석을 통한 근육의 협응 관계의 분석 가능성을 탐구하고자 진행되었다. 실험 참가자는 반복적인 운동 동작을 장시간 수행하였으며, 이를 위해 선행연구에 근거하여 1RM의 3% 무게로 실험을 진행하였다. 실험 참가자는 1RM 측정 세션에서 15 kg의 무게를 최대 8회 수행하였고, 1RM은 18.62 kg으로 추정되었다. 이에 따라 운동수행 무게로 0.558 kg, 약 558 g가 산출되었으나 덤벨의 무게가 한정적임을 고려하여 500 g으로 실험을 진행하였다. 이는 장시간의 운동 동작 수행간 중앙주파수의 변화 추세를 관찰하기 위한 목적에는 적합한 실험 설정이라고 생각된다. 하지만, 실제 웨이트 트레이닝 방식으로 사용되기에는 적합하지 않다고 생각되며, 이로 인해 운동 동작을 수행하는 데에 발생하는 근피로보다 덤벨을 손에 쥐고 들고 있는 데에 발생하는 근피로가 더 크게 관찰되었을 가능성이 있으며, 이로 인해 중앙주파수의 감소율이 측면삼각근보다 이두근에서 더 크게 나타난 것으로 보인다.

본 연구는 성인 남성 1명, 그리고 단일 운동종목에 한하여 진행되었기에 한계가 존재한다. 사람에게 따라 근피로에 대한 신체의 보상작용이 각자 다른 근육, 다른 시간에 일어날 수 있으며, 이를 위해 다양한 성별 및 연령의 사람, 다양한 운동 종목과 부위에 대한 연구를 통한 통계적 타당성을 확보할 필요성이 있다고 생각한다. 이에 따라, 본 연구는 근피로 분석을 통한 근협응관계 파악의 가능성을 제시한 것에 의의가 있으며, 추후 개인의 근피로 발생 양상, 회복 능력과 같은 넓은 범위의 연구가 수행되기 위해서는 통계적 타당성을 입증할 필요성이 반드시 있다고 생각된다.

References

- 224
- [1] Edwards RH. Human muscle function and fatigue. *Human muscle fatigue: physiological mechanisms*. 1981;82:1-18.
 - [2] Gandevia SC. Spinal and Supraspinal Factors in Human Muscle Fatigue. *Physiological Reviews*. 2001;81(4):1725-1789.
 - [3] Enoka RM, Duchateau J. Muscle fatigue: what, why and how it influences muscle function. *The Journal of physiology*. 2008;586(1):11-23.
 - [4] Halim I, Omar AR, Saman AM, Othman I. Assessment of muscle fatigue associated with prolonged standing in the workplace. *Safety and health at work*. 2012;3(1):31-42.
 - [5] Small K, McNaughton L, Greig M, Lohkamp M, Lovell R. Soccer fatigue, sprinting and hamstring injury risk. *International journal of sports medicine*. 2009;30(08):573-578.
 - [6] Maclaren DP, Gibson H, Parry-Billings M, Edwards RH. A review of metabolic and physiological factors in fatigue. *Exercise and sport sciences reviews*. 1989;17(1):29-66.
 - [7] Gibson H, Edwards R. Muscular exercise and fatigue. *Sports medicine*. 1985;2:120-132.
 - [8] Vøllestad NK. Measurement of human muscle fatigue. *Journal of neuroscience methods*. 1997;74(2):219-227.
 - [9] Doud J, Walsh J. Muscle fatigue and muscle length interaction: effect on the EMG frequency components. *Electromyography and clinical neurophysiology*. 1995;35(6):331-339.
 - [10] Enoka RM, Stuart DG. Neurobiology of muscle fatigue. *Journal of Applied Physiology*. 1992;72(5):1631-1648.
 - [11] Voigt KR, Dingwell JB. Relative timing of changes in muscle fatigue and movement coordination during a repetitive one-hand lifting task. *Proceedings of the 25th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (IEEE Cat. No.03CH37439)*. 2003;1807-1810.
 - [12] Forestier N, Nougier V. The effects of muscular fatigue on the coordination of a multijoint movement in human. *Neuroscience letters*. 1998;252(3):187-190.
 - [13] Bonato P, Heng M, Gonzalez-Cueto J, Leardini A, O'Connor J, Roy SH. EMG-based measures of fatigue during a repetitive squat exercise. *IEEE Engineering in medicine and biology Magazine*. 2001;20(6):133-143.
 - [14] Bonnard M, Sirin A, Oddsson L, Thorstensson A. Different strategies to compensate for the effects of fatigue revealed by neuromuscular adaptation processes in humans. *Neuroscience letters*. 1994;166(1):101-105.
 - [15] Ebied A, Awadallah AM, Abbass MA, El-Sharkawy Y. Upper limb muscle fatigue analysis using multi-channel surface EMG. *2020 2nd Novel Intelligent and Leading Emerging Sciences Conference (NILES)*. 2020;423-427.
 - [16] Campos YAC, Vianna JM, Guimarães MP, Oliveira JLD, Hernández-Mosqueira C, Silva SFD, Marchetti PH. Different Shoulder Exercises Affect the Activation of Deltoid Portions in Resistance-Trained Individuals. *Journal of Human Kinetics*. 2020;75(1):5-14.
 - [17] Coratella G, Tornatore G, Longo S, Esposito F, Cè E. An electromyographic analysis of lateral raise variations and frontal raise in competitive bodybuilders. *International journal of environmental research and public health*. 2020;17(17):6015.
 - [18] Brzycki M. Strength testing—predicting a one-rep max from reps-to-fatigue. *Journal of physical education, recreation & dance*. 1993;64(1):88-90.
 - [19] Jakobsen MD, Sundstrup E, Andersen CH, Zebis MK, Mortensen P, Andersen LL. Evaluation of muscle activity during a standardized shoulder resistance training bout in novice individuals. *The Journal of Strength & Conditioning Research*. 2012;26(9):2515-2522.
 - [20] Bauer J, Hagen M, Weisz N, Muehlbauer T. The influence of fatigue on throwing and YBT-UQ performance in male adolescent handball players. *Frontiers in Sports and Active Living*. 2020;2:81.
 - [21] Bigland-Ritchie B, Donovan E, Roussos C. Conduction velocity and EMG power spectrum changes in fatigue of sustained maximal efforts. *Journal of applied physiology*. 1981;51(5):1300-1305.
 - [22] Merletti R, Di Torino P. Standards for reporting EMG data. *J Electromyogr Kinesiol*. 1999;9(1):3-4.
 - [23] Sparto PJ, Parnianpour M, Barria EA, Jagadeesh JM. Wavelet and short-time Fourier transform analysis of electromyography for detection of back muscle fatigue. *IEEE Transactions on rehabilitation engineering*. 2000;8(3):433-436.
 - [24] Heinisch JS, Hübener I, David K. The Impact of Physical Activities on the Physiological Response to Emotions. *2018 IEEE International Conference on Pervasive Computing and Communications Workshops (PerCom Workshops)*. 2018; 824-829.
 - [25] Pan J, Tompkins WJ. A real-time QRS detection algorithm. *IEEE transactions on biomedical engineering*. 1985(3):230-236.
 - [26] Camm AJ, Malik M, Bigger JT, Breithardt G, Cerutti S, Cohen RJ, Coumel P, Fallen EL, Kennedy HL, Kleiger RE. Heart rate variability: standards of measurement, physiological interpretation and clinical use. *Task Force of the European Society of Cardiology and the North American Society of Pacing and Electrophysiology*. *Circulation*. 1996;93(5):1043-1065.
 - [27] Faul F, Erdfelder E, Lang A-G, Buchner A. G* Power 3: A flexible statistical power analysis program for the social, behavioral, and biomedical sciences. *Behavior research methods*. 2007;39(2):175-191.
 - [28] Kitney R, Rempelman O. *The study of heart-rate variability*. Oxford University Press, USA;1980.
 - [29] O'Leary DS, Seamans DP. Effect of exercise on autonomic mechanisms of baroreflex control of heart rate. *Journal of Applied Physiology*. 1993;75(5):2251-2257.
 - [30] Mackersie CL, Calderon-Moultrie N. Autonomic nervous system reactivity during speech repetition tasks: Heart rate variability and skin conductance. *Ear and Hearing*. 2016;37:118-125.
 - [31] Zygmunt A, Stanczyk J. Methods of evaluation of autonomic nervous system function. *Archives of Medical Science*. 2010;6(1):11-18.
 - [32] Sadoyama T, Miyano H. Frequency analysis of surface EMG to evaluation of muscle fatigue. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*. 1981;47:239-246.
 - [33] Hawkes DH, Alizadehkhayat O, Fisher AC, Kemp GJ, Roebuck MM, Frostick SP. Normal shoulder muscular activation and co-ordination during a shoulder elevation task based on activities of daily living: An electromyographic study. *Journal of Orthopaedic Research*. 2012;30(1):53-60.