

최대 근력과 관련하여 EMG 상관관계에 관한 기초 연구

A Basic Correlational Study of the Relationship between Maximum Muscle Power and EMG

이성복* · 김동준** · 김경호†
(Sung-bok Lee · Dong-jun Kim · Kyung-Ho Kim)

Abstract - In this paper, a study was conducted to estimate the maximum muscle strength which is a standard for selecting exercise intensity in weight training. We designed a device that estimates the muscle fatigue from the EMG signal, expecting to show a correlation between peak muscle strength and fatigue. Curl - Dumbbell was performed using a 4 kg dumbbell and the frequency change of the EMG was observed. At this time, the designed device acquires the signal using the MCU and finally Matlab was used to confirm the change in the center frequency value. The results of 10 subjects were analyzed using SPSS regression analysis. The statistical results showed a correlation of R^2 0.583 and Significant probability of 0.010, and the relation of $Y = 8.144 - 2.097$ (slope (MDF)) was obtained. In conclusion, if the wearable device is manufactured in the form of a wearable device and the user can recommend the exercise intensity, the system will be able to retry the more efficient exercise.

Key Words : EMG, Weight training, One repetition maximum, Muscle fatigue

1. 서 론

현대 사회는 산업화로 인한 업무, 개인 사업 스트레스, 불규칙적인 생활 습관과 식생활, 잦은 음주 회식 등 건강에 유해한 환경과 고혈압, 협심증, 심근경색, 당뇨병 등 성인병의 증가하는 현상을 보이는 반면 현대 의학기술이 빠르게 발전하여 기대 수명이 늘어남에 따라 어떻게 하면 보다 건강하게 오래살 수 있을지에 대한 고민으로 건강한 삶에 대한 관심이 증가하고 있다.

이에 따라 건강을 유지하기 위한 노력으로 금연, 금주, 음식 습관 개선 등을 포함하여 운동에 대한 관심 또한 증가하고 있다. 운동은 심장질환, 당뇨병 고혈압 분노와 우울증과 같은 신체적 질병과 정신적 질환의 위험성을 줄일 수 있고 근육과 뼈, 관절, 심장혈관계통 등 신체 전반의 기관을 단련시켜 면역 계통을 활성화시켜 건강에 많은 도움이 된다[1, 2]. 이에 따라서 세계보건기구(WHO)에서는 '운동의 기피는 사망을 부르는 4대요인'이라며 운동의 중요성을 강조하였다.

현대인들에게 있어 웨이트 트레이닝은 등산, 조깅, 수영등과 함께 건강을 유지하기 위한 운동 선택에 높은 선호도를 갖는 운동이다. 일반적으로 웨이트 트레이닝은 피트니스 센터에서 다양

한 머신 기구와 바벨, 덤벨과 같은 프리 웨이트 운동 기구가 배치되어 있다. 특히 머신 운동기구는 신체의 가동범위가 정해져 있어 비교적 안전하고 운동 난이도가 쉬워서 웨이트 트레이닝을 처음 접하는 초보자도 쉽게 접근할 수 있다. 그러나 웨이트 트레이닝을 통하여 일정 수준이상의 효과를 보기 위해서는 단순히 운동 기구를 사용하는 것 보다 근육의 발달과 웨이트 트레이닝의 충분한 이해를 갖는 것이 좋다.

근육은 일상생활의 이상의 자극에서 발달하여 적응한다. 따라서 웨이트 트레이닝을 통한 근육의 발달을 위해서는 무게의 증가, 반복횟수의 증가, 세트 수의 증가 등을 통하여 운동의 자극 강도를 점진적으로 높여 줌으로써 신체를 발달할 수 있다. 특히 부하의 무게 및 반복 횟수 등의 부하에 따라서 근 비대, 근지구력, 근육의 순발력 등 발달 효과가 달라지고 이를 통하여 자신의 부족한 부분을 단련하여 보다 목적에 맞는 운동이 가능하다[3].

웨이트 트레이닝의 경우 부하는 주로 개인이 1회 들 수 있는 최대 부하의 무게 (One Repetition Maximum, 이하 1RM)를 기준으로 부하의 무게 또는 반복횟수를 결정한다. 이에 따라서 1RM을 구하기 위한 1RM 추정식에 관한 많은 연구가 진행되고 있다. 그러나 이러한 1RM 추정식에도 어느 정도 오차를 보이고 있다[4].

이에 따라 본 논문에서는 1RM을 추정하는 방법에 있어서 근육과 연관성이 있는 근전도(Electromyography, 이하 EMG)신호 그 중에서도 근 피로도와 연관성을 보이는 MDF(Medium Power Frequency)와 관련성을 보일 것이라 예상하고 24세 이상 성인 남자 10명을 대상으로 1RM과 MDF와 연관성을 확인하는 연구를 진행하였다.

† Corresponding Author : Dept. of Electronic Engineering, College of Engineering, Dankook University, Korea.

E-mail : dkuhealth@dankook.ac.kr

* Dept. of Electronic Engineering, College of Engineering, Dankook University, Korea.

** Dept. of Electronic Engineering, Cheongju University, Korea.

Received : September 19, 2017; Accepted : October 30, 2017

2. 본 론

2.1 웨이트 트레이닝을 통한 근육의 발달

웨이트 트레이닝은 자신의 신체 무게를 포함한 덤벨, 바벨과 같은 부하를 통해 근육에 자극을 주어 발달하는 점진적 부하운동의 형태이다. 점진적 부하 운동이란 운동 동작에 부하(Resistance)를 점진적으로 증가시키는 운동을 뜻한다. 이를 통해 신체의 근력과 근지구력이 단련할 수 있으며 지방을 연소하여 건강한 신체를 구성할 수 있다.

웨이트 트레이닝은 하나의 운동을 반복 횟수(Repetition), 세트(Set), 휴식(Rest)으로 구성하여 나눌 수 있으며 이때 반복 횟수는 하나의 동작을 휴식을 취하지 않은 상태로 반복하는 횟수이며 세트는 짧은 휴식을 포함한 반복 횟수를 마쳤을 때 하나의 세트라고 한다. 웨이트 트레이닝에서는 이러한 반복 횟수, 휴식, 세트 수, 운동의 강도, 운동 방법 등 다양한 요소에 관련하여 보다 효율적인 근육의 발달 방법과 관련하여 연구되어지고 있다[5-7].

근육은 평소 사용하는 이상의 부하를 받으면 이에 적응하기 위해 근육이 운동능력을 향상시키려는 생리기능을 가지고 있다. 이에 따라서, 몸의 부상을 당하지 않을 안전한 범위에서 점진적으로 운동의 부하를 높여야 근육을 효과적으로 발달시킬 수 있다. 이렇게 근육의 운동능력을 높이는 것을 점진성의 원칙이라 한다. 여기서 평소 이상 또는, 적응된 부하 이상의 부하를 과부하(Over Load)라고 하며 이러한 과부하를 이용하여 근육을 발달시키는 것을 과부하의 원리라고 한다.

일반적으로 웨이트 트레이닝에서 부하를 높이는 방법으로는 부하 무게의 증가, 반복 횟수의 증가, 세트 수의 증가에 의한 방법이 있다. 근육은 이러한 부하의 증가 방법 중에서 어떤 것의 방법을 선택하여 높이는지에 따라서 발달되는 운동 능력이 달라지고 이에 따라서 효율적인 운동을 위해서는 자신의 운동의 목적에 맞게 운동부하를 증가시켜야 한다[8].

운동 부하의 무게를 증가하는 것에 따른 부하의 증가는 근력을 발달시킨다. 즉, 낮은 무게의 부하로 횟수를 증가하여 여러 번 운동하는 것 보다 운동 횟수를 줄이고 높은 부하의 무게로 운동하였을 때 근력이 증가하고 이는 근육의 크기가 비례해지는 것에 영향을 미친다. 이에 따라서 일반적으로 근 비대를 목적으로 하는 경우 1번 반복할 수 있는 최대의 운동의 무게를 기준으로 80%의 무게 또는 이에 준하는 무게를 이용하여 적은 횟수로 운동하여야 한다. 이와 반대로 운동 반복 횟수의 증가에 따른 부하는 근 지구력을 발달시킬 수 있다.

2.2 운동의 강도와 1RM

운동에서 부하의 무게, 반복 횟수 등을 어떻게 조정하는지에 따라 근육에 전달되는 자극이 달라지고 그에 따라 신체의 변화도 다르게 나타난다. 그러나 이러한 운동의 강도는 개개인의 운동 능력에 따라 다르게 나타나며 이를 위해 각 개인별로 운동 능력을 추정하는 연구가 많이 진행되고 있다.

1RM은 운동 강도를 추정하는데 있어 기준이 되는 값으로 많이 사용된다. 특정 운동에서 1회 반복할 수 있는 최대 부하의 무

게가 1RM의 값이 된다. 이를 알아보기 위한 방법으로 반복 측정에 의한 직접 측정법과 간접 방법에 의한 측정 방법이 있다.

직접 측정의 경우 실제 1회 반복할 수 있는 무게를 찾기 위해 직접 1RM에 해당하는 무게를 들어 확인하는 방법으로 비교적 정확하지만 높은 무게의 부를 이용하여 운동하는 과정에 부상의 위험이 큰 방법이다.

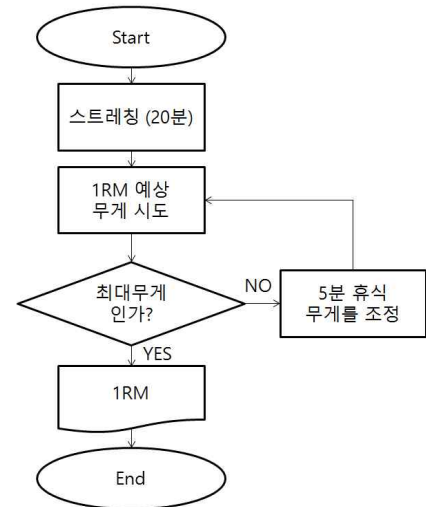


그림 1 1RM 직접 측정 방법
Fig. 1 1-RM direct measurement

반면에 간접 측정의 경우는 1RM의 부하보다 낮은 부하의 무게를 이용하여 추정하는 방식이다. T. Baechle와 B. Grove(1992)는 아래 표의 계수를 이용해 부하의 무게에 값을 기준으로 최대 반복횟수에 해당하는 계수를 곱하여 1RM값을 추정하였다[9].

표 1 1RM 간접 측정 관련 계수표 (Brazzycki)[9]
Table 1 1-RM prediction equations table (Brazzycki)

반복횟수	계수
2	0.9722
3	0.9444
4	0.9166
5	0.8888
6	0.8610
7	0.8332
8	0.8054
9	0.7776
10	0.7498

2.3 EMG

EMG는 근육의 수축과 이완하는 과정에 있어서 나타나는 전기 신호로서 EMG의 계측을 통하여 눈으로 직접 확인하기 어려운 피부 아래의 근육의 움직임을 확인할 수 있다. 이에 따라서 근육

과 관련된 의학연구 분야, 재활의학 분야, 인간공학 분야 그리고 스포츠 과학 분야 등 다양한 분야에서 연구 및 활용되고 있다.

근육은 여러 가닥의 근섬유로 이루어져 있으며 이러한 근섬유는 운동 신경으로부터 전달받은 자극에 의해 수축과 이완이 이루어진다. 이때, 하나의 운동신경과 그 신경이 지배하는 여러 개의 근섬유들을 운동단위(Motor Unit, MU)라 정의 한다[10]. 하나의 근신경은 3개에서부터 2000개의 근섬유를 지배하고 있다. 이런 운동 단위에서 하나의 근신경과 그 지배하에 있는 근섬유의 수는 그 근육의 목적과 연관성을 보인다. 이는 손과 같이 매우 미세한 조정이 필요한 근육에서 근 신경이 지배하는 근섬유가 적고, 이외에 미세한 조정이 필요하지 않은 근육은 운동신경 당 지배하는 근섬유가 많다.

근 신경은 신경자극이 근육수축을 일으키는 데에 충분한 세기라면, 그 신경에 지배되는 근섬유는 일제히 수축을 한다. (all-or-none theory) 이에 따라서 가벼운 무게의 부하를 들어 올리는 것과 무거운 무게의 부하를 들어 올리는 것과 근육의 수축은 동일되는 운동단위의 수를 조정하거나, 자극의 빈도에 따라서 조정된다. 빈도의 경우 요구되는 근력이 커짐에 따라 근섬유가 이완하기 전에 충분히 강한자극이 높은 빈도로 도달하면 강축이라는 연속적인 수축을 한다.

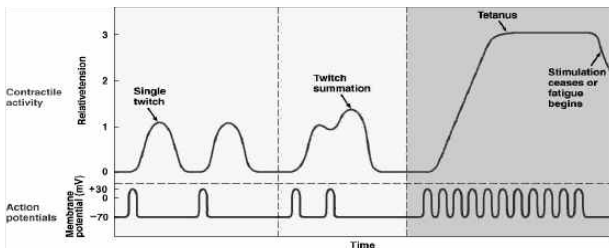


그림 2 강축과 연속[11]
Fig. 2 twitch and tetanic

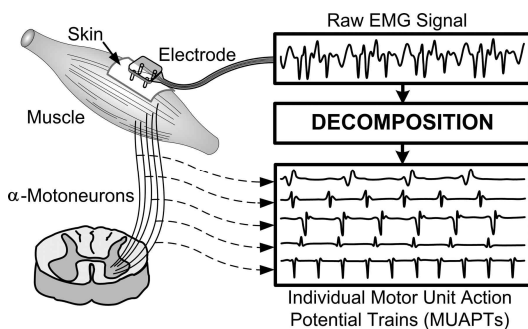


그림 3 표면 근전도 신호 발생 원리[13]
Fig. 3 sEMG signal generation principle

자극은 운동신경의 종말분지에서 시냅스 간극에서 전달 물질이 방출되어 근육에 전달되면 근육섬유의 세포막에 안과 밖의 Na+(sodium)과 K+(potassium)의 이동에 따른 이온의 농도차로 전위차가 발생하고 탈분극시 세포 밖 전위를 형성하여 근섬유의 축 방향으로 전달되어 전극까지 전달된다. 근전도 신호란 이러한 운

동단위에서 발생된 신호(Moter unit active potential, MUAP)의 합으로 이루어진다[12].

이러한 EMG 신호는 신호 처리과정을 통하여 근육과 관련한 보다 다양한 근육의 상태를 알아보는 연구가 많이 시도 되고 있다. 특히 EMG의 주파수 스펙트럼상에서 근피로도가 증가할수록 저주파 대역으로 이동하는 것은 근피로의 징후로 받아 들여졌다. 주파수 분석을 통한 근피로의 확인 방법으로는 평균 주파수(mean power frequency : MNF)와 중앙 주파수(median power frequency : MDF)의 변화에 따른 확인 방법이 있다.

2.4 시스템 구성

2.4.1 하드웨어 시스템 구성

본 장에서는 실험자의 운동을 분석하기 데이터의 계측은 3축 가속도 센서와 EMG 모듈을 이용하고 MCU(Micro Controller Unit)를 이용하여 데이터를 수집하여 Matlab을 통한 최종적인 데이터 처리를 수행하였다.

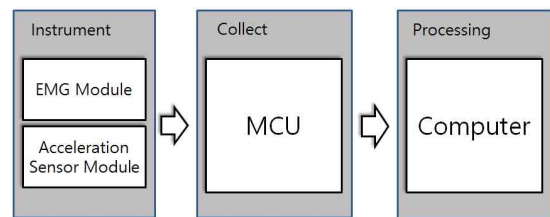


그림 4 하드웨어적 시스템 구성
Fig. 4 sEMG hardware system configuration

이 때, 3축 가속도 센서는 (주)NEWTC 사의 3축 가속도 센서 모듈 ver.2(AM- 3AXIS V02)을 사용하였다. 3축 가속도 센서 모듈은 Frescale 사의 MMA7260Q 3축 센서를 토대로 필터와 함께 설계 되어 있으며, 이때 가속도 센서의 설정은 1.5g 800mV/g Sensitivity로 설정하여 사용하였다. 가속도 센서는 본 연구에서 웨이트 트레이닝 장갑의 손목 부위에 위치하여 팔의 움직임을 추정하는 것에 사용되었다.

근전도 회로는 Physioblab 사의 PSL-iEMG2 Module을 사용하였고 주요 특징으로 근전도의 포락선 신호를 포함한 Raw EMG 신호가 출력가능 하며, 본 실험에서는 Raw EMG신호를 이용하여 실험을 진행하였다.

EMG 및 가속도 센서에서 계측된 데이터는 MCU로부터 수집 되었으며 이때 사용된 MCU는 STM사의 stm32f103을 사용하는 Mango Board M32를 사용하여 취득 및 1차적으로 처리하였다.

이렇게 취득된 데이터는 컴퓨터에서 Matlab R2015b를 이용하여 최종적으로 EMG신호를 분석하게 된다.

2.4.2 소프트웨어적 시스템 구성

EMG 모듈로부터 받은 데이터는 아날로그 데이터로 MCU를 Computer로 Signal Processing 하기 위해서는 ADC (Analogue

Digitizer Converting) 과정이 필요하다. 이를 위해 stm32f103 에서는 2개의 12bit ADC를 지원하며 하나의 ADC에서 MUX를 이용해 16개의 채널을 순차적으로 변환시킬 수 있다. 이에 따라서 EMG와 Acceleration Module을 2개의 채널을 이용하여 순차적으로 변환시켜 처리하였다.

이 때, EMG의 경우 500Hz까지의 주파수 특성을 지니고 있기 때문에 FFT(Fast Fourier Transform)을 진행하기 앞서 Nyquist Sampling Rate 에 맞추어 1024 Sampling으로 데이터를 수집하였다.

이에 따라서 stm32f103 내부 타이머를 이용하여 1초에 1024번 인터럽트 시킨 후 이를 트리거로 이용하여 EMG와 Acceleration의 ADC channel을 동작 시켰으며, 계속된 데이터는 DMA(Direct Access Memory)를 통하여 데이터를 갱신하여 EMG Data는 Serial 통신 프로그램인 RealTerm으로 전송 뒤 텍스트 파일로 저장하였다.

```
1.675,1.667,.658,1.641,1.644,1.639,1.642,1.640,1.643,1.638,1.
1.726,1.741,1.741,1.738,1.728,1.711,1.680,1.645,1.611,1.590,
75,1.675,1.670,1.667,1.663,1.660,1.643,1.660,1.654,1.645,1.65
.656,1.675,1.658,1.658,1.647,1.633,1.640,1.608,1.604,1.605,1.
1.654,1.659,1.662,1.681,1.660,1.664,1.665,1.667,1.666,1.660,
16,1.708,1.696,1.672,1.658,1.639,1.625,1.618,1.617,1.608,1.59
.622,1.650,1.672,1.679,1.679,1.681,1.670,1.655,1.656,1.650,1.
1.679,1.672,1.662,1.645,1.618,1.618,1.612,1.589,1.606,1.604,
41,1.672,1.728,1.791,1.844,1.884,1.909,1.899,1.854,1.771,1.70
.786,1.865,1.932,1.923,1.924,1.922,1.849,1.684,1.470,1.235,1.
1.679,1.459,1.284,1.189,1.148,1.165,1.206,1.300,1.447,1.571,
81,1.824,1.715,1.652,1.608,1.613,1.589,1.604,1.635,1.692,1.77
1.370,1.227,1.133,1.151,1.243,1.339,1.449,1.551,1.749,1.968,2
9,2.174,2.021,1.810,1.625,1.536,1.500,1.419,1.288,1.190,1.274
684,1.812,1.959,2.040,1.907,1.584,1.266,1.052,0.977,1.048,1.2
1.550,1.525,1.540,1.521,1.521,1.524,1.554,1.634,1.693,1.702,1
7,1.617,1.603,1.616,1.654,1.681,1.696,1.701,1.684,1.670,1.660
791,1.631,1.490,1.425,1.442,1.545,1.635,1.707,1.704,1.692,1.7
1.667,1.657,1.640,1.618,1.613,1.604,1.603,1.604,1.622,1.669,1
6,1.476,1.509,1.532,1.544,1.564,1.596,1.636,1.655,1.683,1.743
```

그림 5 시리얼 raw EMG 데이터

Fig. 5 serial raw EMG data

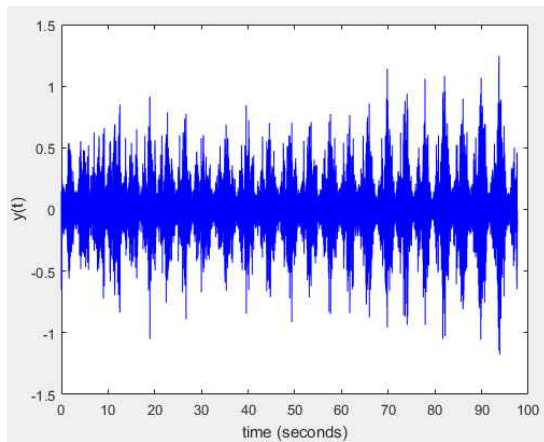


그림 6 sEMG 데이터

Fig. 6 sEMG signal data

Acceleration Data는 Z_axis값을 기준으로 근육의 수축과 이완의 패턴을 분석 및 분류하기 위하여 취득하였다.

$$Y(k) = \sum_{j=1}^n X(j) W_n(j-1)(k-1) \quad (1)$$

Matlab에서는 분기점을 기준으로 EMG 데이터를 분류하여 FFT변환을 실시하였으며, 식 (1)과 같다. 이후 이용하여 각 회의 MDF를 구하여 최적선의 기울기를 통하여 데이터를 분석하였다.

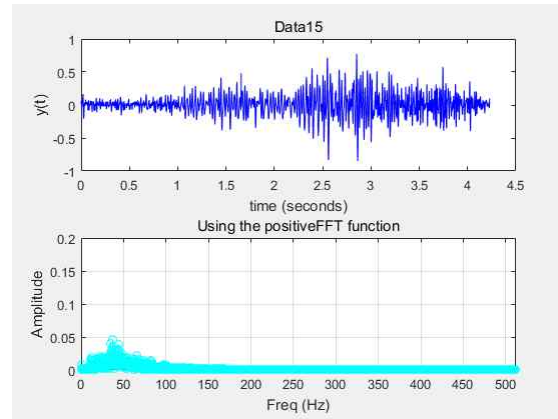


그림 7 각 회에 해당하는 FFT 분석

Fig. 7 each of one repetition EMG-FFT conversion data

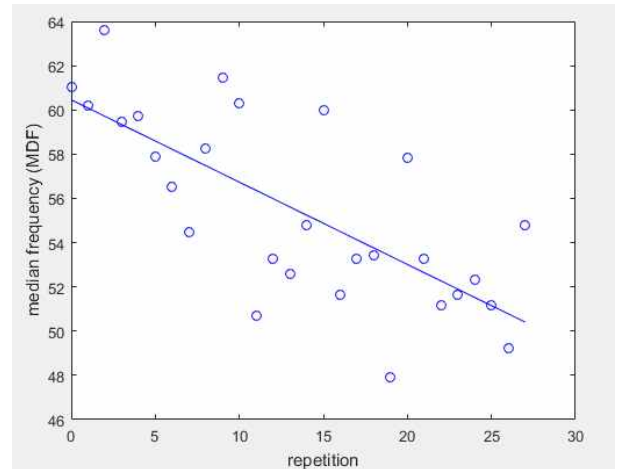


그림 8 1회 EMG 중앙주파수 기울기 분석

Fig. 8 one sEMG MDF slope analysis

2.5 실험 프로토콜

2.5.1 실험 방법

본 연구의 피험자는 24세의 남자 10명을 대상으로 진행하였으며 실험일 기준 한 달 이상 웨이트 트레이닝을 실시하지 않은 비 숙련자를 기준으로 시행하였다. 신체적 특성은 아래 표 1과 같다. 피험자는 실험 전 실험의 내용과 안전 유의사항을 충분히 안내한 뒤 실험에 진행하였다.

표 2 피험자 신체적 특성

Table 2 Subject physical characteristics

나이 (yrs)	골격근량 (kg)	BMI (kg/m ²)	몸무게 (kg)	키 (cm)
23.8±0.4	31.37±4.1	23±1.7	70.4±8.7	174.6±6.4

mean ±S.D

표 3 실험 결과 데이터

Table 3 experiment result data

	직접추정 1RM	골격근량	BMI	기울기 (MDF)
A.J.H	10	37.4	24	-0.46
G.K.C.	7.5	31.5	22.4	-0.0936
H.J.H.	10	28.3	24.6	-0.3071
K.B.H.	10	33	23.8	-0.8993
K.J.H.	12.5	34.5	23.6	-2.2328
L.H.J.	12.5	30.5	21.2	-2.0588
L.J.S.	7.5	32.5	23.4	-0.1875
U.T.Y.	7.5	24.6	21.9	-0.9396
W.J.K.	10	26	19.8	-0.5729
Y.S.J.	12.5	35.4	25.3	-1.0963

3. 손목과 어깨, 허리 등의 반동을 이용하지 않는다.

1RM을 측정하는 실험에서도 동일하게 덤벨 쉐 운동을 진행하였으며 측정 방법으로는 1RM 직접 측정 방법을 이용하였다. 이때 사용된 덤벨은 3kg부터 17.5kg까지 2.5kg씩 단계적으로 적용하여 실험하였다.

2.5.2 실험결과 및 데이터 분석

실험에서 측정된 데이터는 기울기, 골격근량, BMI 등으로 아래와 같이 나타났다. 이러한 데이터를 바탕으로 IBM SPSS Statistics 23 통계프로그램을 사용하여 직접 추정된 1RM을 종속 변수로 각각의 데이터를 단순회귀 분석에서 각 MDF값의 기울기를 구한 데이터 값에서 다소 적지만 보다 유의한 데이터를 얻을 수 있었다.

3. 결 론

본 논문에서는 최대 근력과 EMG 신호간의 상호관계가 있을 것이라 예상하고 피험자 10명으로부터 직접추정을 통한 덤벨 쉐 운동의 1RM 값을 기준으로 EMG 신호의 MDF 기울기 값의 관련성을 확인해 보았다. 실험 결과 각 MDF의 변화량에 따른 기울기에서 1RM값을 통계적으로 확인하였을 때 유의확률이 0.010의 비교적 유의한 데이터를 확인할 수 있었다. 이때 관계식은 $Y = 8.144 - 2.097(\text{slope (MDF)})$ 와 같이 나타났으며 EMG의 중앙주파수 기울기가 부의 방향으로 클수록 높은 최대근력이 나타나는 것으로 확인되었다. 차후 피험자 수를 늘리고 보다 다양한 조건에서 데이터를 확인하여 정확성이 높은 관계식을 찾을 수 있다면 웨어러블 디바이스 형태로 제작되어 사용자에게 운동 강도를 권장할 수 있다면 보다 효율적인 운동을 제시해줄 수 있는 시스템이 될 것이라 사료된다.

입력/제거된 변수^a

모형	입력된 변수	제거된 변수	방법
1	기울기(MDF) ^b		입력

a. 종속변수: 직접추정 1RM
b. 모형용 모든 변수가 입력되었습니다.

모형 요약

모형	R	R 제곱	수정된 R 제곱	추정값의 표준 오차
1	.763 ^a	.583	.531	1.3986

a. 예측자: (상수), 기울기(MDF)

ANOVA^a

모형		제곱합	자유도	평균제곱	F	유의확률
1	회귀	21.851	1	21.851	11.171	.010 ^b
	잔차	15.649	8	1.956		
	전체	37.500	9			

a. 종속변수: 직접추정 1RM
b. 예측자: (상수), 기울기(MDF)

계수^a

모형	비표준화 계수 B	표준화 계수 표준오차	t	유의확률	80% 대할 95.0% 신뢰구간	
					하한	상한
1 (상수)	8.144	.710	11.473	.000	6.507	9.781
	-2.097	.628	-3.342	.010	-3.545	-.650

a. 종속변수: 직접추정 1RM

그림 9 기울기(MDF) 다중회귀분석 결과

Fig. 9 Multiple regression analysis of slope(MDF)

근피로도를 측정하는 실험에서 사용자는 본 연구에서 제작한 디바이스를 착용하고 이두근의 강화를 목표로 하는 덤벨 쉐 운동을 4kg의 덤벨을 이용하여 실시하였다. 피험자는 아래와 같이 운동 자세에 유의하여 동작하게 요청하였으며 부상의 무리가 있다 판단되는 경우 운동을 종료하였다.

1. 팔을 아래로 내린 상태로 시작하며 덤벨을 가슴까지 끌어올린다.
2. 반복간의 속도를 최대한 동일하게 유지하여 동작 한다

감사의 글

본 연구는 정부(미래창조과학부)의 재원으로 한국연구재단의 지원을 받아 수행된 연구임(No. 2014R1A2A1A11053025).

References

[1] Jaesung Noh, Modern Health and Training Methodology, Daekyung books pp. 16-44, 2002.
[2] Wi Young So, "Effects of 14-week Circuit Weight Training on Body Composition, Cardiorespiratory Function, Fitness, Physical Self-Efficacy Scale, Beck Depression Inventory, and SF-36in Men in Their Twenties, Korean J Health Promot Dis Prev vol. 9, no. 4, pp. 321-328, 2009

- [3] Choongil Lee, Weight Training Methodology , 21C education, pp. 129-133, 1998.
- [4] Namsoo Kim, "Accuracy of 1RM prediction equations from 7-10RM in hand ball players". The Korean Society of Sports Science 20(5), pp. 115, 1-1161, 2011.
- [5] Loree L. Wagner, "The Effect of Grip Width on Bench Press Performance" International Journal of Sport Biomechanics, vol. 8, no. 1, pp. 1-10, February 1992.
- [6] Greg J. Wilson, "The specificity of strength training: the effect of posture", vol. 73, no. 3-4, pp. 346-352, 1996.
- [7] Andrew C. Fry, "Effect of Knee Position on Hip and Knee Torques During the Barbell Squat", Journal of Strength and Conditioning Research, vol. 17, no. 4, pp. 629-633, 2003.
- [8] LAWRENCE W. WEISS, "Differential Functional Adaptations to Short-Term Low-, Moderate-, and High-Repetition Weight Training", Journal of strength and Conditioning Research, vol. 13 no. 3, pp. 236-241, 1999.
- [9] Brzycki, M. "Strength testing: Predicting a one-rep max from reps-to-fatigue. J. Physi. edu. Recreation Dance", 64, pp. 88-90, 1993.
- [10] Hamid Reza Marateb, "Resolving Superimposed MUAPs Using Particle Swarm Optimization", IEEE Transactions on Biomedical Engineering, vol. 56, no. 3, March 2009.
- [11] Sherwood, L. Human Physiology From cells to Systems. 4th ed, Brooks/Cole, pp. 271. 2001.
- [12] M. M. Lowery, "Spectral Compression of the Electromyographic Signal due to Decreasing Muscle Fiber Conduction Velocity", IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering, vol. 8, no. 3, pp. 353-361, 2000.
- [13] C. J. de Luca, "Behaviour of human motor units in different muscles during linearly varying contractions", Journal of Physiology, 329 pp. 113-128, 1982.

저 자 소 개



이 성 복 (Sung-bok Lee)

2016 : 단국대학교 전자공학과
2016~현재: 단국대학교 전자전기공학과
석사 과정.



김 동 준 (Dong-jun Kim)

1988: 연세대 전기공학과 공학사
1990: 연세대 전기공학과 공학석사
1994: 연세대 전기공학과 공학박사
1995~현재: 청주대학교 전자공학과 교수



김 경 호 (Kyung-Ho Kim)

1996 : 일본 게이오대학 공학석사.
1999 : 일본 게이오대학 공학박사.
2006~현재 : 단국대학교 전자전기공학부교수