

등척성 팔굽 굽힘시 최대근지구력시간의 실증적 모델에 적용한 전완길이의 영향

이상식, 이기영*

Effect of forearm length applied on empirical models of maximum endurance time during isometric elbow flexion

Sang-Sik Lee, Kiyoung Lee*

요약 등척성 팔굽 굽힘시 전완길이(forearm length)는 전완에 가해진 힘의 방향이 직각일 때 관절토크 뿐만 아니라 최대근지구력시간(maximum endurance time: MET)을 결정하는 중요한 요소이다. 본 연구의 목표는 전완의 등척성 수축시 MET의 대표적인 두 가지 실증적 모델인 지수모델과 거듭제곱모델에 전완길이를 추가요소로 적용했을 때 미치는 영향을 검토하는 것이다. 30명의 자원자가 실험에 참여하였으며, 요소변수로 사용할 참여자의 상완 및 전완의 둘레 및 길이들과 최대자율수축강도의 백분율(percent of maximum voluntary contraction intensity: %MVC)에 따른 MET를 측정하였다. 실험과정에서 $\ln(\text{MET})$ 의 다중선형회귀모델에서 유의확률을 산출한 결과 %MVC와 전완길이가 유의한 독립변수임을 확인하였다 ($P < 0.05$). 또한, 측정 MET와 기존의 두 가지 실증적 모델들 사이의 평균절대편차는 19.4 초 였으나 전완길이를 적용한 모델을 이용한 경우 16.2초로 감소하였으며, 상관계수와 급내상관계수는 모두 평균 0.87 이었으나 전완길이를 적용했을 때 평균 0.91로 모두 증가하였다. 실험결과로부터 전완의 길이가 실증적 모델에 유의한 추가 요소를 확인하였다.

Abstract During isometric elbow flexion, forearm length should be an important factor to determine not only joint torque but also maximum endurance time (MET), when the forearm is perpendicular to the direction of the force. The purpose of this paper is to examine the effect of forearm length as an additional factor on empirical models of MET such as an exponential model and a power model during isometric elbow flexion. Thirty volunteers participated in our experiment to measure factor variables such as circumferences and lengths of their upper and lower arms. Their METs were measured according to the percent of maximum voluntary contraction intensity (%MVC). For the multiple linear regression model of $\ln(\text{MET})$ using these measurements, significant variables could be observed in %MVC and forearm lengths ($P < 0.05$). The empirical models were assessed by these models using forearm length as the additional factor. Mean absolute deviations (MAD) between the measured METs and the two empirical models were about 19.4 [s], but MAD using models applied forearm lengths were reduced to about 16.2 [s]. The correlation coefficients and intraclass correlation coefficients were about 0.87, but those applied forearm lengths were increased to about 0.91. These results demonstrated that forearm length was a significant additional factor to the empirical model.

Key Words : forearm length, empirical model, additional factor, mean absolute deviation, intraclass correlation coefficient

This research was supported by "Regional Innovation Strategy (RIS)" through the National Research Foundation of Korea(NRF) funded by the Ministry of Education(MOE)(2022RIS-005)

*Corresponding Author : Department of Biomedical Engineering, Catholic Kwandong University(kylee@cku.ac.kr)

Received October 04, 2023

Revised October 12, 2023

Accepted October 18, 2023

1. 서론

전완길이(floarearm length)는 인체측정치수로서 등척성 수축 각도가 직각일 때 관절토크의 크기를 결정하는 모멘트-암 (moment arm)의 길이와 일치하므로 토크를 결정하는 중요한 요소일 뿐만 아니라[1, 2], 모멘트 암(moment arm)의 길이에 따른 토크의 크기 변화는 근피로와 최대근지구력시간 (maximum endurance time: MET) 및 근육의 활성화 변화에도 영향을 준다[3]. 또한 관절토크는 근피로지수로 쓰이는 근전도의 중간주파수 또는 활성화도와 각각 반비례하거나 비례하면서 MET에 영향을 준다[4-7].

본 연구에서 추가요소로 이용할 전완길기와 같은 신체의 부분적 길이를 이용한 연구로는 2014년 Paraschiva 등이 팔꿈치 관절의 토크를 산출하기 위하여 전완길이를 이용하였으며[8], Chimera 등은 근전도 활성화와 인체측정치수인 전완길기와 전완둘레를 이용하여 손목 관절의 토크를 구하였다[9]. 또한, 굽힘 각도에 관한 연구에서는 모멘트 암의 길이가 길어지는 굽힘 각도가 75°일 때보다 굽힘 각도 30° 이하로 작아 모멘트 암의 길이가 짧아질 때 근피로 증가율이 감소함을 확인한 바 있다[10, 11]. 따라서 등척성으로 팔굽을 굽힐 때 전완에 가해진 힘의 방향이 직각이면 굽힘 각도는 90°이므로 전완길이를 그대로 모멘트 암과 같이 이용할 수 있을 뿐만 아니라 근피로와 MET에 영향이 있음을 확인할 수 있다.

근피로 모델의 하나이기도 한 MET의 모델은 관측한 데이터의 회귀분석을 이용하는 실증적 모델과 근피로의 생리학적 과정을 수학적으로 이용하는 이론적 모델로 나눌 수 있다[12]. Mathiassen과 Åhsberg (1999)은 대표적인 실증적 모델인 지수모델에 인체의 길이를 제외한 개인적인 요소인 성별, 나이 및 최대자율수축강도의 백분율 (%MVC)을 독립변수로 이용하였을 때 개인적인 요소보다 %MVC가 유의한 요소임을 확인한 바 있으며[13], 다른 대표적 실증적 모델로는 거듭제곱함수를 회귀모델에 적용하여 %MVC에 따른 MET를 예측하는 거듭제곱모델이 있다[14-17]. 또한, 이론적 모델인 동적근피로모델 (dynamic muscle fatigue model)은 %MVC를 이용하여 MET를 예측하는 근피로 모델이며, 상관계수 및 급내상관계수를 이용

하여 평가하였다[18-20]. 그렇지만 전완의 등척성 수축시 MET를 추정하기 위해 실증적 모델에 전완길이 및 둘레 등의 인체의 해당 부분별 길이를 추가요소로 이용한 연구가 있으나 이론적 모델과의 비교연구가 미비하다. 또한 모델을 평가하기 위한 통계학적인 분석에서 측정한 MET들과 적용하는 모델과의 선형적인 상관관계를 나타내는 상관계수와 모델들 사이의 유사성을 나타내는 급내상관계수 등의 분석이 필요하다.

본 연구에서는 전완의 등척성 수축시 상완 및 전완의 부분별 길이를 추가 요소로 적용한 MET의 실증적 모델과 추가요소를 이용하지 않는 이론적 모델 및 실증적 모델을 통계학적으로 비교하여 평가하였다. 30명의 피검자가 실험에 참여하였으며, 상완 및 전완의 둘레 및 길이와 등척성 팔굽 굽힘시 최대자율수축강도의 30-80%까지 매10%마다 MET를 측정하였다. 측정 데이터 중에서 유의한 추가요소를 선택하기 위하여 회귀선형모델을 이용하였으며, 지수모델과 거듭제곱모델 같은 실증적 모델과 이론적 모델인 동적근피로모델을 이용하여 MET를 추정하였다. 이상의 측정한 MET와 추정 모델들의 정확성과 유사성을 통계학적으로 비교 평가하여 추가요소로서의 상완길이를 평가하고자 한다.

2. 방법 및 재료

2.1 참여자

본 연구의 실험에 참여한 자원자들은 30명 (여성 15, 남성 15)이며 모두 근골격계의 질환이 없었다. 표 1에 참여자들의 인적분포와 인체측정 데이터를 기술하였다. 이 실험은 가톨릭관동대학교 기관생명윤리위원회의 허가를 받았으며 (CKU-17-01-0302), 실험 전에 참여자들에게 사용할 장치들과 실험의 진행과정을 설명하였고, 실험과정은 헬싱키 선언에 입각하여 이루어졌다.

표 1. 참가자의 인적분포 및 인체측정 데이터
Table 1. Participant demographic and anthropometric data

| | Demographic data | | | Anthropometric data (cm) | | |
|------|------------------|-------|-------|--------------------------|------|------|
| | A(yr) | H(cm) | W(kg) | dB=BC-BE | FC | FL |
| mean | 22.0 | 169.3 | 70.1 | 3.15 | 25.6 | 25.5 |
| SD | 1.7 | 9.2 | 13.5 | 1.61 | 2.4 | 2.5 |
| min | 19.0 | 150.0 | 45.9 | 0.50 | 20.4 | 19.9 |
| max | 26.0 | 187.0 | 110.4 | 6.10 | 30.5 | 31.5 |

A: age, H: body height, W: body weight
BE: brachial circumference when forearm extension without strength,
BC: brachial circumference when forearm contraction with maximal strength,
dB: difference between BC and BE,
FC: forearm circumference, FL: forearm length

2.2 실험과정

실험의 첫 번째 과정에서 참여자들의 인적분포 데이터와 등척성 팔굽 굽힘 때 직접적으로 연관된 인체측정 데이터를 측정하였다 (표1, 그림1). 데이터에서 가장 변화가 심한 상완이두근 부위의 둘레는 참여자가 우성의 팔을 힘없이 폈을 때 작아지고 (표1의 BE), 가장 강한 힘으로 굽혔을 때 커진다 (표1의 BC). 측정된 두 둘레의 차이를 기록하였으며 (표1의 dB), 전완의 둘레(표1의 FC)와 전완의 길이(표1의 FL)를 측정하였다.

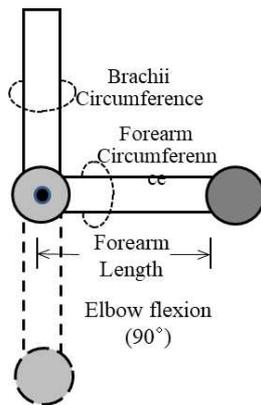


그림 1. 전완의 등척성 수축과 인체측정치
Fig. 1. Forearm isometric contraction and anthropometric measurements

두 번째 과정에서는 참여자들의 최대자율수축강도 MVC를 측정하는 것이며, 측정기구는 MMT (Manual Muscle Test, Lafayette Instrument, USA)를 이용하였다. 참여자는 직립하여 시상면에 따라 우성의 팔을 지면에 수직방향으로 폈다가 그림 1과 같이 90°로 팔 굽힘의 상태로 최대의 수축강도를 3초씩 유지할 때마다 3번씩 측정하였다. MVC는 측정된 수축강도들 중에서 최대치로 하였으며 측정하는 사이의 휴식시간은 2분으로 하였다. 세 번째 과정은 전완의 등척성 수축강도가 90°일 때 MVC의 백분율인 %MVC가 30%에서 80%로 10%씩 바뀔 때마다 소진할 때까지의 최대 근지구력시간인 MET를 측정하는 것이다. 이 과정의 프로토콜은 다음과 같다[16, 21, 22].

- (a) %MVC의 순서: 참여자마다 순서를 달리함.
- (b) 소진할 때의 기준: 정해진 %MVC에서 전완의 굽힘 각도 90°를 유지하지 못할 때.
- (c) MET측정 사이의 휴식시간: 24시간 이상.

2.3 MET의 모델

MET 모델의 추가요소로서 유의한 독립변수를 선택하기 위하여 다음의 선형회귀모델을 이용하였다.

- Linear regression model:

$$\ln(MET) = \alpha_0 + \alpha_1x_1 + \alpha_2x_2 + \alpha_3x_3 + \alpha_4x_4 \dots\dots\dots(1)$$

이상의 모델의 독립변수들은 표 1의 인체측정 데이터와 %MVC 이다. 즉, x_1 은 dB, x_2 는 FC, x_3 는 FL, x_4 는 %MVC이다. 또한 본 연구에서 MET를 추정하는 모델은 다음과 같다.

- Exponential model (EXP): $MET = Ae^{\alpha x} \dots\dots\dots(2)$

- Power model (POW): $MET = Ax^\alpha \dots\dots\dots(3)$

- Dynamic muscle fatigue model (DYN):

$$MET = -60 \frac{\ln(x/100)}{(x/100)} \dots\dots\dots (4)$$
- Exponential model with FL (EXP+FL):

$$MET = Ae^{\alpha_1 x_1 + \alpha_2 x_2} \dots\dots\dots (5)$$
- Power model with FL (POW+FL):

$$MET = Ax_1^{\alpha_1} x_2^{\alpha_2} \dots\dots\dots (6)$$

식(2)에서 (4)는 %MVC만을 독립변수 x 로 이용한 기존의 대표적인 모델들이며, 차례대로 실증적 모델인 지수모델과 거듭제곱모델 및 이론적 모델인 동적근피로모델이다. 식(5)와 (6)은 각각 지수모델과 거듭제곱 모델에 추가요소를 적용한 모델이며, 독립변수 x_1 은 %MVC, x_2 는 독립변수로 적용할 추가요소 FL이다. 이상의 식(2)에서 (6)까지의 시간단위는 초(sec)이다.

2.4 평가방법

평가방법으로는 각 모델이 추정한 MET의 오차에 따른 정확성을 비교하기 위해서 평균절대편차 (mean absolute deviation: MAD)를 이용하였으며 (Zhang et al., 2014; Yi et al., 2022), 측정된 MET와 모델들을 통계학적으로 비교하기 위해서 상관계수 및 급내상관계수 (intraclass correlation coefficient: ICC)를 이용하였다[18-20]. 상관계수는 측정된 MET와 모델이 추정된 MET 사이의 선형적인 관계를 나타내며, ICC는 한 모델과 다른 모델 사이의 유사한 정도를 나타낸다. 통계적 유의수준은 $P < 0.05$ 이다.

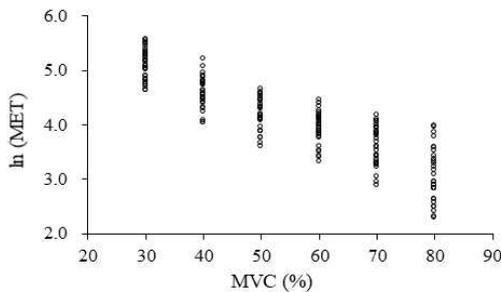


그림 180. MVC 강도에 따른 대수화한 MET
 Fig. 2. ln(MET) according to the intensities of MVC

3. 실험결과

3.1 측정된 MET의 대수화

최대근지구력시간 MET는 최대자율수축강도 (%MVC)에 역비례하는 관계에 있다[7, 14, 22]. 측정된 최대 근지구력시간은 평균 76.7 초, 표준편차 55.6 이었으며, %MVC와 MET 사이의 상관계수는 -0.828 ($P < 0.05$), %MVC와 대수화한 MET 사이의 상관계수는 -0.882 ($P < 0.05$) 이므로 추가요소를 선택하기 위한 선형회귀모델에 상관계수가 높은 대수화한 MET를 이용하였다. 그림 2는 %MVC에 따라 측정된 MET를 대수화한 것이다.

3.2 추가요소의 유의성

표 2에 식(1)의 선형회귀모델에 독립변수를 사용하지 않는 경우부터 x_1 인 dB를 독립변수로 추가로 이용한 경우, x_2 인 FC와 x_3 인 FL 그리고 x_4 인 %MVC까지 추가로 독립변수를 사용한 경우의 결과를 보이고 있다. 선형회귀모델에 독립변수를 사용하지 않은 첫 번째 경우 결정계수(R²)가 제일 낮았으며, 추가된 독립변수가 FL인 경우부터 유의한 요소로 나타났다 ($P < 0.05$). 독립변수 x_4 를 %MVC로 추가한 경우 결정계수(R²)가 제일 높고 MSE도 제일 낮았으며 FL과 %MVC가 유의한 요소임을 확인하였다 ($P < 0.05$).

표 3에 표 2와 같이 선택된 유의한 독립변수 %MVC와 FL을 실증적 모델인 식(5)의 EXP+FL 모델과 식(6)의 POW+FL 모델을 각각 대수화하여 선형회귀모델에 적용한 결과를 보이고 있다. 즉, 지수모델을 대수화한 선형회귀모델은 $\ln(MET) = \alpha_0 + \alpha_1 x_1 + \alpha_2 x_2$ 이며, 거듭제곱모델은 $\ln(MET) = \alpha_0 + \alpha_1 \ln(x_1) + \alpha_2 \ln(x_2)$ 이다. 여기에서도 결정계수(R²)가 높고 MSE가 낮은 %MVC와 FL이 유의한 요소임을 확인할 수 있었다 ($P < 0.05$).

3.3 모델의 정확성

그림 3에 측정된 MET에 대하여 실증적 모델인 EXP 모델, POW 모델, EXP+FL 모델 및 POW+FL 모델

및 이론적 모델인 식(4)의 DYN 모델을 이용하여 추정된 MET를 나타내었다. 또한 그림 4에는 측정된 MET와 모델들 사이의 평균절대편차(MAD)를 보이고 있다. 그림 3과 4에 보이듯이 MVC 강도가 낮은 30-50%에서 DYN 모델의 MAD가 가장 크며 MVC 강도가 높은 70-80%에서는 추가한 독립변수로 사용하는 EXP+FL 모델과 POW+FL 모델의 MAD가 가장 낮았다. 따라서 %MVC의 전 구간에서 추가요소를 이용한 실증적 모델의 정확성이 높음을 확인하였다 (표 4).

표 2. 추가된 요소들과 선형회귀모델
Table 2. The linear regression models with additional factors

| Factor added | Variables in model of ln(MET) | R2 | MSE | F ratio | PF | Significant variable |
|--------------|-------------------------------|-------|-------|---------|-----------|----------------------|
| - | None | 0.013 | 0.543 | 2.366 | 0.126 | - |
| dB | dB | 0.015 | 0.543 | 2.679 | 0.103 | - |
| FC | dB, FC | 0.015 | 0.545 | 1.372 | 0.256 | - |
| FL | dB, FC, FL | 0.045 | 0.532 | 2.739 | 0.045 | FL |
| %MVC | dB, FC, FL, M | 0.823 | 0.099 | 203.171 | 1.3E(-56) | M, FL |

-Variables in model of ln(MET):
dB, Difference of two brachial circumferences i.e. $dB=|BC-BE|$ in Table 1; FC, forearm circumference; FL, forearm length; M, %MVC.
-R2: Coefficient of determination. -MSE: Mean square error in ln(MET) model.
-F ratio: F statistics of model. -PF: P-value of F statistics.
-Significant variable: Variable when $P < 0.05$. -E(-n): 10 to the (-n)th power.

표 3. 대수화한 지수모델과 거듭제곱모델의 선형회귀모델
Table 3. The linear regression models of logarithmic exponential model and power model

| Model | Variables in model of ln(MET) | R2 | MSE | F ratio | PF |
|------------|-------------------------------|-------|-------|---------|-----------|
| ln(EXP) | M | 0.778 | 0.122 | 624.573 | 4.2E(-60) |
| ln(EXP+FL) | M, FL | 0.823 | 0.098 | 410.432 | 3.4E(-67) |
| ln(POW) | ln(M) | 0.769 | 0.127 | 593.087 | 1.5E(-58) |
| ln(POW+FL) | ln(M), ln(FL) | 0.815 | 0.102 | 390.753 | 1.2E(-65) |

-EXP: Exponential model. -EXP+FL: Exponential model with FL.
-POW: Power model. -POW+FL: Power model with FL.
-E(-n): 10 to the (-n)th power.

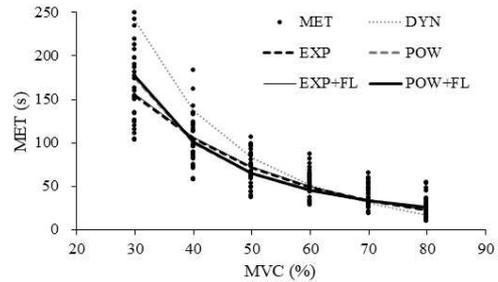


그림 181. 측정된 MET와 모델
Fig. 3. Measured MET and models

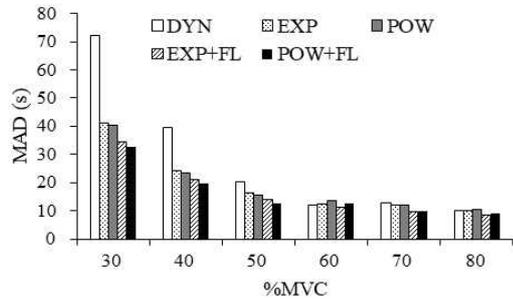


그림 182. 모델들의 평균절대편차 (MAD)
Fig. 4. Mean absolute deviation (MAD) of the models

표 4. MVC 강도의 2개 구간별 MAD
Table 4. MAD by two sections of MVC intensities

| MVC (%) | DYN | EXP | POW | EXP+FL | POW+FL |
|---------|------|------|------|--------|--------|
| 30-50 | 44.0 | 27.3 | 26.5 | 23.2 | 21.7 |
| 60-80 | 11.6 | 11.5 | 12.1 | 9.9 | 10.4 |
| Mean | 27.8 | 19.4 | 19.3 | 16.5 | 16.0 |

3.4 모델의 평가

측정된 MET와 모델들 사이의 상관계수 및 급내상관계수는 그림 5와 같다. 여기서, DYN 모델의 상관계수 0.88 로 EXP 모델과 POW 모델과 비슷한 크기를 갖으나 급내상관계수는 0.814로 가장 낮았다. 또한 전완길이 FL을 독립변수로 추가한 EXP+FL 모델과 POW+FL 모델의 상관계수와 급내상관계수는 모두 0.90 이상으로 높았으며, 독립변수를 추가하지 않은 EXP 모델과 POW 모델보다 높았다.

이상과 같이 측정된 MET와의 상관계수와 급내상관

계수가 가장 높은 POW+FL 모델을 기준으로 다른 모델들 사이의 상관계수와 급내상관계수를 그림 6에 보이고 있다. 여기서 EXP+FL 모델의 상관계수와 급내상관계수가 가장 높았다. 또한 다른 모델들 사이의 상관계수가 0.95 이상으로 높았으나 DYN 모델의 급내상관계수는 0.87로 가장 낮았다.

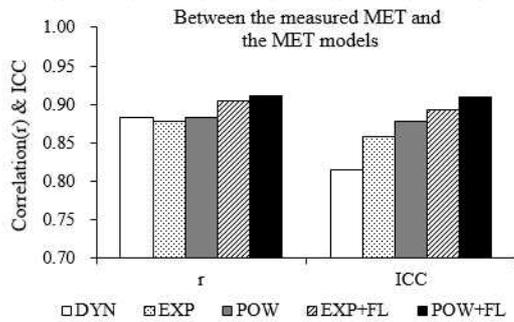


그림 183. 측정 MET와 모델들 사이의 상관계수와 급내상관계수

Fig. 5. Correlation coefficients (r) and ICC between the measured MET and the models

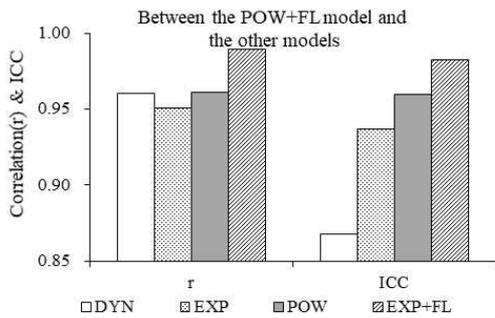


그림 184. POW+FL 모델과 다른 모델들 사이의 상관계수와 급내상관계수

Fig. 6. Correlation coefficients (r) and ICC between the POW+FL model and the other models

4. 고찰 및 한계

본 연구에서는 전완의 등척성 수축시 MET의 실증적 모델에 전완길이를 추가요소로 사용할 경우의 효과를 평가하기 위하여 선형회귀모델을 이용하여 인체측정 데이터 중에서 유의한 독립변수를 선택하였으며, 선

택한 유의한 독립변수를 이용한 모델들의 평균절대편차(MAD)와 상관계수 및 급내상관계수를 산출하여 추가요소를 사용하지 않은 모델과 사용한 모델을 평가하였다.

첫째 표1의 인적분포 데이터인 성별(gender) 구분이나 나이, 신장, 체중 및 신장과 체중으로 산출되는 체질량지수(body mass index) 등은 근피로에 영향을 줄 수 있는 유의한 요소가 아니기 때문에 제외하였다 [13, 23]. 또한 2006년 El ahrache 등의 연구[25]에서 팔굽의 등척성 운동에 대해 기존에 구축한 표준화된 실증적 모델들을 제시하였다[14-17]. 이들의 연구에 참여한 자원자의 수는 18명을 넘지 않았다. 한편, 어깨의 등척성 운동에 대한 실증적인 지수 모델을 구축하기 위한 Mathiassen과 Åhsberg (1999)의 연구에서는 자원자의 수가 40명이었다[13]. 이를 참고하여 본 연구에서는 팔굽의 등척성 운동에 대한 실증적 모델을 구축하기 위해 자원자 수를 30명으로 하였다.

둘째 표 2와 3과 같이 선형회귀모델에 적용한 결과 %MVC와 전완길이 FL을 유의한 독립변수로 선택할 수 있었다. 여기서 사용한 선형회귀모델은 Mathiassen과 Åhsberg (1999)의 연구에서 유의한 독립변수를 선택하기 위하여 사용한 방법이며[13], 전완길이 FL이 유의한 독립변수로 선택된 것은 가해지는 힘과 직각인 길이에 의해 생기는 토크의 변화가 최대 근지구력시간 MET에도 영향을 준다는 연구결과와 일치하였다[3].

셋째 그림 3과 4의 모델들이 추정된 정확성을 나타내는 절평균절대편차 MAD[23, 24]는 %MVC의 강도가 낮은 구간(30-50%)에서 DYN 모델이 44.0초로 가장 컸으나 POW+FL 모델은 21.7초로 가장 작는데 반해, 높은 구간(60-80%)에서는 POW 모델이 12.1초로 가장 컸으나 EXP+FL 모델이 9.9초로 가장 작았다(표 4). 전체 구간에서는 POW+FL 모델의 평균절대편차는 16.0초로 가장 작았으므로 정확성이 높았다.

넷째 측정된 MET와 모델들 사이의 상관계수 및 급내상관계수를 산출하여 비교하였다[18-20]. 그 결과 POW+FL 모델이 0.91로 가장 높았으므로 추가요소를 이용하지 않은 모델 0.87보다 측정된 MET와 선형적

으로 더 유사하였다 (그림 5).

다섯째 측정된 MET와 모델들 사이의 상관계수 및 급내상관계수가 가장 높았던 POW+FL 모델을 기준으로 다른 모델들 사이의 상관계수 및 급내상관계수를 비교하였다. 그 결과 전완길이 FL을 추가요소로 사용하지 않는 모델들보다 추가요소를 사용하는 EXP+FL 모델에서 0.99로 가장 높았으므로 동일한 추가요소를 사용하는 모델들끼리 서로 유사함을 확인하였다. 이에 반해 실증적 모델과 유도원칙이 다른 이론적 모델인 DYN 모델 사이의 상관계수와 급내상관계수는 각각 0.96과 0.87로 가장 작았다 (그림 6).

그러므로 실험에서 등척성 수축운동시 팔굽힘의 각도를 직각으로 하였기 때문에 전완길이 FL을 추가요소로 사용할 수 있었으며, 통계학적으로 비교한 결과 POW+FL 모델을 우수한 모델로 평가할 수 있었다. 그렇지만 실증적 모델인 POW 모델과 EXP 모델에서 운동하는 자세와 환경에 따라 민감하게 변화하기 때문에 본 실험의 결과만으로는 우수한 모델이라고 단정할 수 없는 한계가 있다[12, 25]. 그러나 본 연구에서는 추가요소로 이용할 유의한 독립변수를 선택하기 위하여 선형회귀모델을 이용하였으며, 실험에서는 각 모델들을 비교할 때 동일한 실험데이터를 이용하였다[13]. 또한, 추가요소를 적용하지 않는 실증적 모델과 이론적 모델을 대상으로 모델의 추정오차인 평균절대편차 MAD와 상관계수 및 급내상관계수를 비교함으로써 통계학적으로 모델을 평가하였다[20, 23, 24].

5. 결론

본 연구에서는 최대자율수축의 상대적 강도인 %MVC를 독립변수로 하는 실증적 모델인 지수모델(EXP)과 거둬제곱모델(POW) 및 이론적 모델인 동적근피로모델(DYN)을 기준으로 전완길이 FL을 추가요소로 사용하는 EXP+FL 모델과 POW+FL 모델을 비교 평가하였다. 30명의 참여자가 팔굽힘의 각도를 직각으로 한 등척성 팔굽힘시 수축강도에 따른 MET를 측정하여 실험한 결과는 다음과 같다.

(1) 선형회귀모델에 의한 유의한 독립변수는 상대적 강도인 %MVC와 전완길이이었다 ($P < 0.05$).

(2) MET와 기존 모델들 사이의 오차를 비교하기 위한 평균절대편차는 19.4초 였으나 전완길이를 적용한 모델에서는 16.2초로 감소하였다.

(3) MET와 기존 모델들 사이의 상관계수와 급내상관계수는 모두 평균 0.87 이었으나 전완길이를 적용한 모델에서 평균 0.91로 모두 증가하였으며 POW+FL 모델이 가장 높았다.

(4) POW+FL 모델을 기준으로 다른 모델들 사이의 유사성은 추가요소를 사용하는 EXP+FL 모델 사이에서 0.99로 가장 높았다.

(5) 이상의 결과로부터 전완의 길이가 실증적 모델에 유의한 추가 요소임을 확인하였다.

이상의 결과로부터 전완길이를 추가요소로 사용하는 실증적 모델이 통계학적으로 우수한 모델임을 확인할 수 있었다. 차후 팔굽힘의 각도를 여러 개로 나누어 등척성 운동할 때와 등속성 운동할 때 추가요소의 선택방법과 모델의 개발방법의 연구가 필요하다. 또한 본 연구의 추가요소인 전완길이는 측정이 간편하기 때문에 기존의 MET 모델을 적용하거나 개발하는 분야에서 효과적으로 활용할 수 있을 것으로 사료된다.

REFERENCES

- [1] Hamilton, N., Weimar, W., Luttgens, K., *Kinesiology: Scientific Basis of Human Motion* 11e, McGraw-Hill, Chapter 13, 2008.
- [2] Hori, M., Suga, T., Terada, M., Miyake, Y., Nagano, A., Isaka, T., "Torque-producing capacity is affected by moment arm in the human knee extensors," *BMC Res Notes*, Vol. 13, No. 343, 2020.
- [3] Ng, JK-F, Parnianpour, M, Richardson, CA, Kippers, V., "Effect of Fatigue on Torque Output and Electromyographic Measures of Trunk Muscles During Isometric Axial Rotation," *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, Vol. 84, pp. 374-381, 2003.
- [4] Mannion, A. F., Connolly, B., Wood, K., Dolan, P., "The use of surface EMG power spectral analysis in the evaluation of back muscle function," *Journal of Rehabilitation Research and Development*, Vol. 34, No. 4, pp. 427-439, 1997.

- [5] O'Brien, P.R., Potvin, J.R., "Fatigue-related EMG responses of trunk muscles to a prolonged, isometric twist exertion," *Clinical Biomechanics* (Bristol, Avon), Vol. 12, pp. 306-313, 1997.
- [6] Kumar, S., Narayan, Y., "Spectral parameters of trunk muscles during fatiguing isometric axial rotation in neutral posture," *Journal of Electromyography and Kinesiology*, Vol. 8, pp. 257-267, 1998.
- [7] Hunter, S. K., Ryan, D. L., Ortega, J. D., Enoka, R. M., "Task Differences With the Same Load Torque Alter the Endurance Time of Submaximal Fatiguing Contractions in Humans," *Journal of Neurophysiology*, Vol. 88, No. 6, 2002.
- [8] Paraschiva, C., Paraschivb, P., Cimpoeşu, R., "Determination of the Elbow Joint resulting Torque and Obtaining Customized Numerical Results," *Social and Behavioral Sciences*, Vol. 117, pp. 522 - 528, 2014.
- [9] Chimera, N. J., Holmes, M. W. R., Gabriel, D. A., "Anthropometrics and electromyography as predictors for maximal voluntary isometric wrist torque: Considerations for ergonomists", *Applied Ergonomics* Vol. 97, 2021.
- [10] Kooistra, R.D., De Ruitter C.J., De Haan A., "Muscle activation and blood flow do not explain the muscle length-dependent variation in quadriceps isometric endurance," *Journal of Applied Physiology*, Vol. 98, pp. 810-816, 2005.
- [11] Pethick, J., Winter, S. L., Burnley, M., "Fatigue-induced changes in knee-extensor torque complexity and muscle metabolic rate are dependent on joint angle," *European Journal of Applied Physiology*, Vol. 121, pp. 3117-3131, 2021.
- [12] Rashedi, E., Nussbaum, M.A., "Mathematical Models of Localized Muscle Fatigue: Sensitivity Analysis and Assessment of Two Occupationally-Relevant Models," *PLoS ONE*, Vol. 10, No. 12, e0143872. doi:10.1371/journal.pone.0143872, 2015.
- [13] Mathiassen, S.E., Åhsberg, E., "Prediction of shoulder flexion endurance from personal factors," *International Journal of Industrial Ergonomics*, Vol. 24, pp. 315-329, 1999.
- [14] Rohmert, W., "Ermittlung von Erholungspausen für Statische Arbeit des Menschen," *Internationale Zeitschrift für Angewandte Physiologie Einschliesslich Arbeitsphysiologie*, Vol. 18, pp. 123-164, 1960.
- [15] Hagberg, M., "Muscle endurance and surface electromyogram in isometric and dynamic exercise," *Journal of Applied Physiology*, Vol. 51, No. 1, pp. 1-7, 1981.
- [16] Sato, H., Ohashi, J., Iwanaga, K., Yoshitake, R., Shimada, K., "Endurance time and fatigue in static contractions," *J. Hum. Ergol.*, Vol. 13, pp. 147-154, 1984.
- [17] Rohmert, W., Wangenheim, M., Mainzer, J., Zipp, P., Lesser, W., "A study stressing the need for a static postural force model for work analysis," *Ergonomics*, Vol. 29, No. 10, 1235-1249, 1986.
- [18] Shrout, PE, Fleiss, JL., "Intraclass correlations: uses in assessing rater reliability," *Psychological Bulletin*, Vol. 86, pp. 420-428. 1979.
- [19] Kong, KA, "Statistical Methods: Reliability Assessment and Method Comparison," *Ewha Medical Journal*, Vol. 40, No. 1, pp. 9-16, 2017.
- [20] Ma, L., Damien Chablat, Fouad Bennis, Wei Zhang, "A new simple dynamic muscle fatigue model and its validation," *International Journal of Industrial Ergonomics*, Vol. 39, pp. 211-220, 2009.
- [21] Dimitrova, N. A., Arabadzhiev, T. I., Hogrel, J. Y. and Dimitrov, G. V., "Fatigue Analysis of Interference EMG Signals Obtained from Biceps Brachii during Isometric Voluntary Contraction at Various Force Levels," *Journal of Electromyography and Kinesiology*, Vol. 19, No. 2, pp. 252-258, 2009.
- [22] Lee, K., Jang J., Won J., Lee, K., Eum, J., Lee, S., "Regression models to estimate endurance time using relative gravitational torques during forearm isometric contractions," *The transactions of the*

- Korean institute of electrical engineers, Vol. 68, No. 10, pp. 1252-1257, 2019.
- [23] Zhang, Z., Li, K.W., Zhang, W., Ma, L., Chena, Z., "Muscular fatigue and maximum endurance time assessment for male and female industrial workers," International Journal of Industrial Ergonomics, Vol. 44, Issue 2, pp. 292-297, 2014.
- [24] Yi, C., Tang, F., Li, K.-W., Hu, H., Zuo, H., Zhao, C., "Modeling and Validation of Fatigue and Recovery of Muscles for Manual Demolition Tasks," Int. J. Environ. Res. Public Health, Vol. 19, No. 2, pp. 1-15, 2022.
- [25] El ahrache, K., Imbeau, D., Farbos, B., "Percentile values for determining maximum endurance times for static muscular work," International Journal of Industrial Ergonomics, Vol. 24, pp. 99-108, 2006.

저자약력

이 상 식 (Sang-Sik Lee)

[중신회원]



- 1993-2000년 LG전선(주)
- 1996-2000년 성균관대학교 박사
- 2001-2004년 (주)미도테크
- 2004-2010년 성균관대학교 연구교수.
- 2011년- 현재 가톨릭관동대학교 의료공학과 교수

<관심분야> 의용메카트로닉스, 생체역학, 의용전기전자, u-Health

이 기 영 (Kiyong Lee)

[중신회원]



- 1987~1988년 : 한국전자통신 연구소 연구원
- 1992년 : 명지대학교 박사
- 2003~2004년 : 미주리주립대학 교환교수
- 2011년 : 성균관대학교 박사
- 1993년~현재 : 가톨릭관동대학교 의료공학과 교수

<관심분야> 의용전자, 생체 신호처리, 기계 요소학, 디지털 신호처리