

페달링 시 근골격 인체모형을 사용한 순동역학적 해석 결과와 근전도 실측치의 비교 Comparison of muscle activities based on forward dynamics and EMG during pedaling

*신윤호¹, #탁계래^{1,2}, 최진승^{1,2}, 강동원¹, 배재혁¹, 이주학¹

*Y. H. Shin¹, #G. R. Tack(grtack@kku.ac.kr)^{1,2}, J. S. Choi^{1,2}, D. W. Kang¹, J. H. Bae¹, J. H. Lee¹

¹건국대학교 의료생명대학 의학공학부, ²의공학 실용기술연구소

Key words : Pedaling, Intergrated EMG, AnyBody, Musculoskeletal modeling

1. 서론

인간의 모든 움직임은 각 관절의 근육 수축 작용으로 이루어진다. 이러한 인체의 운동을 담당하는 근골격 시스템에서 근력과 각 관절내의 접촉력 및 인대에서 전달되는 힘의 해석은 여러 가지 동작을 진단하고 이해하는데 필수적이다[1].

자전거의 페달링과 관련한 연구들은 대부분 직접적인 실험(동작분석, 근전도 측정 등)을 통하여 이루어지고 있다. 페달링에 영향을 미치는 변인(안장높이, 크랭크 암 길이, 프레임 사이즈 조절 등)은 매우 다양하다. 페달링 자세를 도출하기 위해서는 이러한 변인의 조절을 통한 실험이 필요하다[2]. 하지만, 다양한 변인 조절에 따른 다수의 반복실험은 피로, 재현성, 적응 등으로 인하여 정확한 실험이 거의 불가능하다. 반면, 근골격 인체모형을 이용하여 페달링에 대한 순동역학적 해석(Forward dynamics)을 수행 할 경우 안장높이, 페달의 길이와 같은 다양한 변인으로 인하여 실험을 여러번 반복 수행해야 하는 불편이 발생하는 것을 예방 할 수 있다. 또한 피험자의 신체 사이즈와 자전거의 피팅 상태를 바탕으로 여러 사람의 실험을 최소화 할 수 있을 것이다. 이를 위해 페달링시 다양한 실험을 통해서 근육의 활성도를 비교하고 그 정확도에 관하여 근골격 인체모델의 검증이 필요하다.

따라서 본 연구의 목적은 근골격 인체모델 페달링 조건에서의 순동역학적 해석 결과를 EMG 결과와 비교하여 피팅 적용을 위한 하지 근골격 모형을 보완하는 것이다. 즉, 최종적으로 별도의 실험을 수행하지 않고 근골격 인체모델을 사용하여 하지 근육의 활성화를 살펴보기 위한 기초연구이다.

2. 연구 방법

2.1 실험 내용

본 연구의 피험자는 국민체육진흥공단 경주사업본부에 경륜선수로 등록되어있는 엘리트 선수 5명으로 하였다. 피험자는 최근 부상이나 근골격계 이상이 없고 정상적인 사이클 주행이 가능한 조건 내에서 선정하였다. 피험자의 특성의 평균은 <Table 1>과 같다.

Table 1. Subject characteristics

subject	Height (cm)	Weight (kg)	Thigh (cm)	Tibia (cm)	Foot length (cm)
Mean	174.8	82.2	43.0	42.8	26.6
SD	±4.7	±5.1	±1.1	±1.1	±0.7

모든 페달링 실험은 고정형 사이클에서 수행되었다. 3분간 90rpm의 분속수, 150W의 부하로 실험을 진행 하였다. 실험에서 모든 피험자가 동일한 속도를 유지하기 위해 Tacx사의 I Magic trainers 프로그램을 이용하였고, 페달 파워를 측정하기 위해 SRM(Schoberer Rad Messtechnik, Germany)을 사용하였다. 근육의 활성화를 측정하기 위해 근전도 측정시스템(Trigno wireless EMG systems, DELSYS, USA)을 사용하였으며 샘플링 주파수는 1200Hz로 데이터를 획득 하였다. 실험 시 측정하는 근육으로는 페달링 수행 시 활성화되는 우측 하지의 근육 중, 페달을 뒤로 당기는 힘을 앞으로 미는 힘으로 전환시키기 위한 외측광근(Vastus lateralis muscle, VL), 페달을 앞으로 미는 힘을 내는 대퇴이두근(Biceps femoris muscle, BF)과 내측비복근(Gastrocnemius medial muscle, GM), 페달을 뒤로 당기는 힘을 내는 전경골근(Tibialis anterior muscle, TA)의 근전도를 측정하였다.

2.2 근골격 모델링

본 연구에서는 근골격 모델의 분석을 위하여 AnyBody(version 5.3.0, Denmark)를 사용하였다.

AnyBody 소프트웨어에서 Hill-type근육을 기반한 Bikemodel3D 인체모델을 사용하였다. Forward dynamics 해석 시에 피실험자의 키와 몸무게, Thigh, Tibia, Footlength와 사용한 자전거의 Saddle Height, Pedal length, 페달에 발생하는 분속수와 부하를 조절하여 일반 실험과 유사한 조건으로 동역학적 해석을 가능하도록 설정하였다.

2.3 데이터 분석

EMG 데이터는 원 data에 포함된 노이즈를 제거하기 위해 10~250Hz Band-pass filtering한 후, 음의 값을 양의 값으로 처리하기 위하여 정류된 데이터를 적분하여 iEMG데이터를 획득하였다. EMG와 Anybody 데이터 모두 데이터의 값에 각 데이터의 최대값으로 나누어 정규화 시킨 후 통계프로그램 SPSS (version 19.0)의 Pearson 상관계수를 이용하여 두 데이터 간의 상관관계를 비교하였다. 유의수준은 $\alpha=.05$ 로 설정하였다.

3. 결과 및 논의

<Fig. 1> 는 피험자 5명의 페달링 한 사이클 동안 오른쪽 하지의 VL, TA, BF, GM의 근육활성도의 평균을 EMG와 AnyBody를 통해 나타낸 그래프이다. 피실험자 5명의 EMG데이터와 AnyBody데이터 사이에 보이는 근육활성도를 살펴보면 TA를 제외한 3개의 근육은 양의 상관관계를 나타내었다 (Table 2).

TA의 경우 페달을 밀고 당기는 사이클링 전략에 따라 근육의 이용을 경감시킬 수 있어 이에 따른 차이가 발생한 것으로 보인다[3].

Table 2. Correlation coefficient between EMG and AnyBody modeling system for each muscle (*: $p<.05$)

subject	VL	TA	BF	GM
coefficient correlation	.781*	.211	.411*	.625*

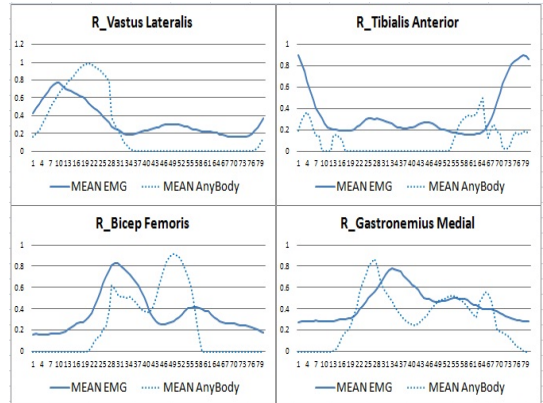


Fig 1. Muscle activation of one cycle during pedaling

4. 결론

본 연구는 사이클 페달링시 하지근육의 근활성도 정도를 EMG로 얻은 값과 근골격 인체모델인 AnyBody 프로그램에서 순동역학적 해석을 사용한 결과간의 상관관계를 알아보기 위해 진행하였다.

TA를 제외한 VL, BF, GM에서는 뚜렷한 양의 상관관계를 보였다. 추후에 근골격 인체모델의 피실험자의 키와 몸무게 및 각 분절 길이의 변화에 따른 하지 근육의 신호를 획득하여 비교하고 역동역학(Inverse dynamics)을 이용하는 연구를 수행하여 실제 인체와 조금더 가까운 근골격 인체모델을 사용한다면 앞으로 페달링 연구에 다양한 용도로 사용 가능할 것으로 사료된다.

후기

이 논문은 2012년도 정부(교육과학기술부)의 재원으로 한국연구재단의 지원을 받아 수행된 기초연구사업임(No. 2012R1A1A4A01008158).

참고문헌

1. 박종철, “컴퓨터 시뮬레이션을 이용한 태권도 돌려차기 동작의 근 활동 분석,” 2009
2. 배재혁, 최진승, 강동원, 서정우, 탁계래, “단신 : 사이클 피팅을 위한 전동 승차 조절기 개발,” 한국운동역학회지, 22(3), 373-378, 2012
3. Hug F, Bendahan D, Le Fur Y, Cozzon PJ, Grelot L. Heterogeneity of muscle recruitment pattern during pedaling in professional road cyclists: a magnetic resonance imaging and electromyography study. Eur J Appl Physiol 2004;92:334-42