한국운동역학회지, 2005, 제15권 3호, pp. 143-152
Korean Journal of Sport Biomechanics
2005, Vol. 15, No. 3, pp. 143-152

역도 인상동작 성공 시 최대 바벨무게 예측

The Forecasting a Maximum Barbell Weight of Snatch Technique in Weightlifting

하종규* · 류지선(한국체육대학교)
Hah, Chong-Ku* · Ryu, Ji-Seon(Korea National Sport University)

ABSTRACT

C. K. HAH, J. S. RYU, The Forecasting a Maximum Barbell Weight of Snatch Technique in Weightlifting. Korean Journal of Sport Biomechanics., Vol. 15, No. 3, pp.143-152, 2005. The purpose of this study was to predict the failure or success of the Snatch-lifting trial as a consequence of the stand-up phase simulated in Kane's equation of motion that was effective for the dynamic analysis of multi-segment. This experiment was a case study in which one male athlete (age: 23yrs, height: 154.4cm, weight: 64.5kg) from K University was selected. The system of a simulation included a multi-segment system that had one degree of freedom and one generalized coordinate for the shank segment angle. The reference frame was fixed by the Nonlinear Trans formation (NLT) method in order to set up a fixed Cartesian coordinate system in space. A weightlifter lifted a 90kg-barbell that was 75% of subject's maximum lifting capability (120kg). For this study, six cameras (Qualisys Proreflex MCU240s) and two force-plates (Kistler 9286AAs) were used for collecting data. The motion tracks of 11 land markers were attached on the major joints of the body and barbell. The sampling rates of cameras and force-plates were set up 100Hz and 1000Hz, respectively. Data were processed via the Qualisys Track manager (QTM) software. Landmark positions and force-plate amplitudes were simultaneously integrated by Qualisys system. The coordinate data were filtered using a fourth-order Butterworth low pass filtering with an estimated optimum cut-off frequency of 9Hz calculated with Andrew & Yu's formula. The input data of the model were derived from experimental data processed in Matlab6.5 and the solution of a model made in Kane's method was solved in Matematica5.0. The conclusions were as follows;

1. The torque motor of the shank with 246Nm from this experiment could lift a maximum barbell weight (158.98kg) which was about 2.46 times as much as subject's body weight (64.5kg).

2. The torque motor with 166.5 Nm, simulated by angular displacement of the shank matched to the experimental result, could lift a maximum barbell weight (90kg) which was about 1.4 times as much as subject's body weight (64.5kg).

3. Comparing subject's maximum barbell weight (120kg) with a modeling maximum barbell weight (155.51kg) and with an experimental maximum barbell weight (90kg), the differences between these were about +35.7kg and -30kg.

These results strongly suggest that if the maximum barbell weight is decided, coaches will be able to provide further knowledge and information to weightlifters for the performance improvement and then

* kuyahah@yahoo.com

prevent injuries from training of weightlifters.

It hopes to apply Kane's method to other sports skill as well as weightlifting to simulate its motion in the future study.

KEYWORDS : DYNAMIC ANALYSIS, KANE'S METHOD, PARTIAL ANGULAR VELOCITY, PARTIAL VELOCITY, FLEXION, EXTENSION

Ⅰ. 서 론

역도 경기의 인상 종목은 단일 동작에 의하여 인간이 발휘할 수 있는 최대의 힘을 겨루는 경기로서 다른 스포츠 종목과는 달리 경기의 전 과정을 과학적으로 분석할 수 있다는 특성 때문에 외국에서는 인상의 기술 요인에 대한 생체 역학적 분석이 활발하게 진행되어 왔다. 인상 경기의 기술국면은 연구자의 필요성에 따라 다르게 구분되나 공히 퍼스트 풀(first full)과 세컨드 풀(second full)동작의 성공적인 수행여부가 결과에 중요한 영향을 준다는 견해에는 이견이 거의 없다. 그러므로 국내외의 선행연구들은 이 두 동작에 관련된 운동학 및 운동역학적 요인들에 대한 연구가 주된 경향이다. 운동학적 요인은 영상분석 도구에 의한 서술적 분석(Vorobye, 1978; Gahammer, 1985; 예종이, 1992; 문영진, 송주호, 및 김지섭, 2004)이 주류를 이루며, 운동역학적 요인은 지면반력기에 의한 반력, 인체 관절의 파워 및 근 모멘트가 주된 연구영역이었다(Gahammer, 1982; Enoka, 1988; 문영진과 정철수, 1995; 주명덕, 1996). 그러나 선행연구들의 전반적인 연구 경향은 국면별 부분동작에 관한 운동학 및 운동역학적 변인들에 대한 서술적 분석이 주된 경향이었기 때문에 시스템에서의 다분절 간의 연계적인 동작과 전체 메커니즘의 이해할 수 있는 다분절 동적시스템에 대한 해석 연구가 미진한 상태이다. 한편, 역도 인상 동작의 선행 연구들에서 제시 된 바, 다양한 요인들이 역도 동작의 중요한 변인이 되나 궁극적으로 매 시기마다 바벨 무게의 선택이 경기 승패와 관계되므로 바벨 무게를 예측하는 것이 효율적인 운동수행 평가에 필요 불가결한 요인이 된다고 할 수 있다. 또한 선수가 수행할 수 있는 바벨 무게를 예측하여 트레이닝에 적용하면 상해 예방에 일조할 수 있다. 따라서 이 연구에서는 역도 인상종목 경기 시 시기별 성공 여부를 결정하는 최종 국면 즉, 일어서기 동작을 모델링하여 다분절 시스템의 동적해석에 효율적인 케인방법(Kane, T. R., & Levinson D. A., (1985); 박정훈, 유홍희, 황요하, 및 배대성, 1997)으로 모델을 도출하고 토크모터와 바벨질량을 변인으로 시뮬레이션하여 성공 가능한 바벨질량과 토크모터를 예측하고자 한다.

Ⅱ. 연구방법

이 연구는 K대학교 남자 역도 선수 1명의 성공 시 최대 바벨무게를 예측하기위한 사례연구이다.

1. 모델링

<그림 1>과 같은 대상 시스템을 <그림 2>와 같은 자유물체도의 평면운동(시상면)으로 정의하면 시스템의 자유도는 다물체계의 자유도를 계산하는 Kutzbach 공식, $n= 3b - 2j_2 - j_1$ (단, n: 자유도, j_2 : 1자유도 관절 수, j_1: 2자유도 관절 수, b:는 분절의 수)에 의해 산출된 1이다. 그리고 발목의 수평축과 하퇴(shank)가 이루는 하퇴각, $q_1(t)$를 일반화좌표로 하는 고정 직교좌표계를 사용하였다.

1) 모델링의 가정

(1) 각 분절(link, segment)은 항상 일정한 질량을 가지고, 질량중심에 위치한 점질량 으로 간주한다.

(2) 질량중심과 해당 분절과의 상대적 위치는 운동 중 변하지 않는다.

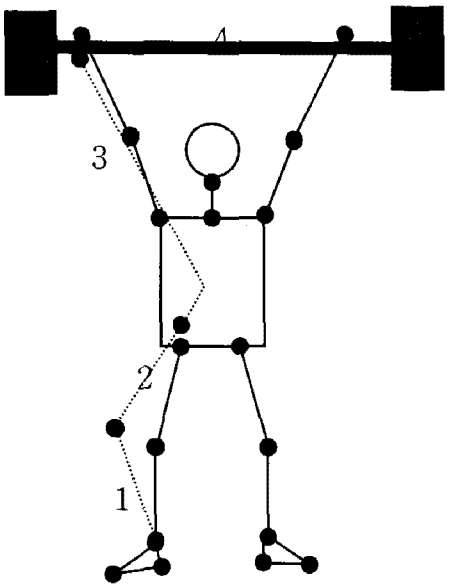

그림 1. 인체 모델링

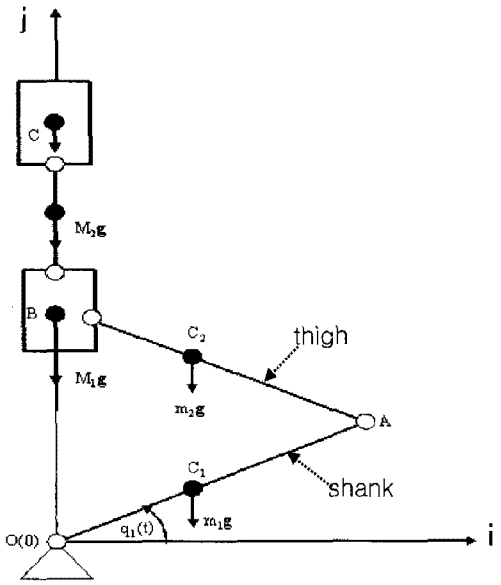

그림 2. 자유물체도

(3) 각 분절의 질량중심에 대한 관성모멘트는 운동 변하지 않는다.

(4) 각 질량중심과 그 근위 관절과의 각 분절의 길이는 변하지 않는다.

(5) 모든 분절은 단일 강체로 간주하며 관절(joint)의 마찰력은 무시한다.

(6) 분절1은 하퇴(shank), 분절2는 대퇴(thigh), 분절3은 체간(trunk+hip+head+neck+arm +hand) 그리고 분절4는 기구(바벨)로 이루어진 4분절 연결강체이다. 그러나 기구학적 관점에서 볼 때 단지 팔이 연결막대(connecting rod) 기능을 하여 기구(바벨)는 체간과 합해져 3링크 4조인트가 된다.

(7) O(발목 관절), A(무릎 관절)는 경첩관절로 오직 1방향 회전운동하며, B(분절3의 중심는 1개의 병진운동과 1개의 회전운동, 그리고 C(분절4의 중심)는 1개의 병진운동 하는 것으로 간주한다.

(8) 하퇴(shank)의 토크모터 Mshank = Mshank(k)이다. (단, k는 전후축 방향 단위벡터)

(9) 바벨은 좌우 2개의 점을 연결한 강체로 간주한다.

2) 연구의 한계와 제한점

(1) 하퇴 토크모터 이외의 힘은 발생하지 않는다고 간주하였다.

(2) 좌우 완전대칭 인체모델로 간주하였다.

(3) 관절 중심점을 랜드마커(land marker)의 위치로 간주하였다.

(4) 대상자들의 바벨 최고 중량은 최고 기록의 75%로 제한하였다.

(5) 대상자들의 생리적, 심리적 상태는 전혀 고려하지 않았다.

(6) 대퇴와 하퇴에 작용하는 탄성은 고려하지 않았다.

(7) 인체관절과 강체관절의 메커니즘의 차이는 고려하지 못하였다.

(8) 실제 경기 상황이 아닌 실험 상황으로 K대학교의 역도 훈련장에서 실시하였다.

2. 케인 운동방정식.

1) 용어의 정의

(1) 일반화 좌표(generalized coordinate)

계의 상태나 또는 모양을 완전히 기술하는데 필요한 양.

$q_1, q_2, q_3, \cdots, q_n,$ 또는 q_r, (r = 1, 2, 3, ... , n)

(2) 일반속력(generalized speed)

일반좌표들을 시간으로 편미분한 수치들의 합 형태.

$$v_r = \sum_{r=1}^{n} \dot{q}_r = \sum_{r=1}^{n} \frac{\partial q_r}{\partial t}$$

(3) 편속도와 편각속도(partial velocity and partial angular velocity)

선속도와 선각속도를 일반속력으로 편미분한 수치들의 합 형태.

$$v_r = \sum_{r=1}^{n}\sum_{i=1}^{v} (\mathrm{v}_i)_r = \sum_{r=1}^{n}\sum_{i=1}^{v} \frac{\partial \boldsymbol{r}_i}{\partial q_r} = \sum_{r=1}^{n} \sum_{i=1}^{v} \frac{\partial \boldsymbol{v}_i}{\partial \dot{q}_r}$$

$$w_r = \sum_{r=1}^{n}\sum_{i=1}^{v} (\mathrm{w}_i)_r = \sum_{r=1}^{n}\sum_{i=1}^{v} \frac{\partial \boldsymbol{w}_i}{\partial \dot{q}_r}$$

2) 표기법

(1) $\dot{\boldsymbol{q}}_1$: 일반화 속력

(2) c_i : 분절i 질량중심 위치

(3) w_{10}, w_{20} : 하퇴, 대퇴 분절의 각속도

(4) α_{10}, α_{20} : 하퇴, 대퇴 분절의 각가속도

(5) r_{ci} : c_i 까지의 변위

(6) $v_{sub.}$: 첨자의 선속도

(7) $a_{sub.}$: 첨자의 선가속도

(8) F* : 일반화된 가상힘

(9) F : 일반화된 실제힘

(10) F_{in} : 분절의 관성력

(11) M_{in} : 분절의 관성 토크

(12) g : 중력 가속도

(13) $q_1(0)$= 1.4 : 일반화좌표 초기치

(14) $q_{1'}(0)$ = 0 : 일반화속도 초기치

(15) Factive +*Finertia = 0 : 케인 운동방정식

(16) r_{c1} = L: 발목에서 하퇴 중심까지의 길이, 다른 분절의 길이를 비로 표시하는 기준치

(17) n : 자유도

(18) j_2 : 2자유도 관절 수,

(19) j_1 : 1자유도 관절 수

(20) b : 분절의 수

(21) i, j, k : 고정 직교좌표계의 좌우, 수직, 전후 기본단위벡터

3) 케인 방정식

일반화 좌표에서의 케인 병진 운동방정식은

$$\boldsymbol{k}_r = \sum_{i=1}^{\nu} (\mathrm{v}_i)_r \cdot \mathrm{F}_i = \sum_{i=1}^{\nu} \frac{\partial \boldsymbol{r}_i}{\partial q_r} \cdot \mathrm{F}_i = \sum_{i=1}^{\nu} \frac{\partial \boldsymbol{v}_i}{\partial \dot{q}_r} \cdot \mathrm{F}_i \quad (1)$$

식 (1), 즉 일반화된 실제병진힘(generalized active translational force)과

$$\boldsymbol{k}_r^* = \sum_{i=1}^{\nu} (\mathrm{v}_i)_r \cdot \mathrm{F}_i^* = \sum_{i=1}^{\nu} \frac{\partial \boldsymbol{r}_i}{\partial q_r} \cdot \mathrm{F}_i^* = \sum_{i=1}^{\nu} \frac{\partial \boldsymbol{v}_i}{\partial \dot{q}_r} \cdot \mathrm{F}_i^* \quad (2)$$

식 (2)인, 일반화된 관성병진힘(generalized inertia translational force)의 합으로써

$$\boldsymbol{k}_r + \boldsymbol{k}_r^* = 0 \quad (3)$$

식 (3)이 된다. 그리고 케인의 회전 운동방정식은

$$\boldsymbol{k}_{mr} = \sum_{i=1}^{\nu} \frac{\partial \boldsymbol{w}_i}{\partial \dot{q}_r} \cdot \mathrm{M}_i \quad (4)$$

식 (4) 즉, 일반화된 실제회전힘(generalized active rotational force)과

$$\boldsymbol{k}_{mr^*} = \sum_{i=1}^{\nu} \frac{\partial \boldsymbol{w}_i}{\partial \dot{q}_r} \cdot \mathrm{M}_i^* \quad (5)$$

식 (5)인, 일반화된 관성회전힘(generalized inertia rotational force)의 합으로써

$$\boldsymbol{k}_{mr} + \boldsymbol{k}_{mr^*} = 0 \quad (6)$$

식 (6)이 된다. 그러므로 Kane의 일반 운동방정식은

$$(\boldsymbol{k}_r + \boldsymbol{k}_r^*) + (\boldsymbol{k}_{mr} + \boldsymbol{k}_{mr^*}) = 0 \quad (7)$$

식 (3)과 식 (6)의 합인 식 (7)이 된다.

3. 케인 방법을 이용한 운동방정식 알고리즘

1) 변위 분석(position analysis)

각 분절 질량중심까지의 위치벡터를 성분(x, y, z)표시하면 다음 식과 같다. 여기서 L은 발목에서 하퇴 중심까지의 길이, 1.763L은 L(rc1)을 기준으로 나타낸 하퇴의 길이, 0.843L 무릎에서 대퇴 무게중심까지의 길이, 4.300L은 발목에서 체간 무게중심까지의 거리, 그리고 0.615는 체간 무게중심에서 바벨의 무게중심까지 y성분 거리이다.

r_{c1} = {L*Cos[q1[t]], L*Sin[q1[t]], 0}

r_{c2} = {1.763*L*Cos[q1[t]] - 0.843*L*Cos[q1[t]],
1.763*L*Sin[q1[t]] +0.843*L*Sin[q1[t]], 0}

r_{bc} = {0, 4.300*L*Sin[q1[t]], 0}

r_{cc} = r_{bc} + {0, 0.615, 0}

2) 선속도 분석(linear velocity analysis)

각 분절 질량중심의 선속도 벡터는 다음 식과 같다. 여기서 v_{c1},과 v_{c2},는 각각의 변위, r_{c1}, r_{c2}를 시간으로 편미분한 것으로 하퇴 무게중심과 대퇴 무게중심의 선속도를 나타내고, v_{bc},와 v_{cc}는 r_{bc}, r_{cc}를 시간으로 편미분한 것으로 체간 무게중심과 바벨 무게중심의 선속도를 나타낸다.

v_{c1} = D[r_{c1}, t] = $\dot{r}_{c1}$

v_{c2} = D[r_{c2}, t] = $\dot{r}_{c2}$

v_{bc} = D[r_{bc}, t] = $\dot{r}_{bc}$

v_{cc} = D[r_{cc}, t] = $\dot{r}_{cc}$

3) 선가속도 분석(linear acceleration analysis)

각 분절 질량중심의 선가속도벡터는 다음과 같다. 여기서 a_{c1}과 a_{c2}는 각각의 변위, v_{c1}, v_{c2}를 시간으로 편미분한 것으로 하퇴 무게중심과 대퇴 무게중심의 선가속도를 나타내고, a_{bc}와 a_{cc}는 v_{bc}, v_{cc}를 시간으로 편미분한 것으로 체간 무게중심과 바벨 무게중심의 선가속도를 나타낸다.

a_{c1} = D[v_{c1}, t] = $\dot{v}_{c1}$

a_{c2} = D[v_{c2}, t] = $\dot{r}_{c2}$

a_{bc} = D[v_{bc}, t] = $\dot{v}_{bc}$

a_{cc} = D[v_{cc}, t] = $\dot{v}_{cc}$

(4) 편각속도 분석(partial angular velocity analysis)

하퇴 분절의 편각속도는 $w_{10} = \dot{q}10\boldsymbol{k}$, 이며 코사인 제2법칙으로부터 대퇴 분절의 내부 상대각을 유도하여 수평축과의 하퇴 절대각, $q_1(t)$을 빼면 $w_{20} \fallingdotseq -\dot{q}10\boldsymbol{k}$ 가 된다. (단, $\boldsymbol{k}$ 는 오른나사법칙에 따른 각속도의 방향벡터)

5) 편각가속도 분석(partial angular acceleration analysis)

하퇴 편각가속도$\alpha 10$은 w_{10}을 q1'[t]로 편미분한 즉, D[w_{10}, q1'[t]]이고, 대퇴 편각가속도$\alpha 20$은 w_{20}을 q1'[t]로 편미분한 즉, - D[w_{10}, q1'[t]]이다.

6) 관성 케인 운동방정식 구하기(inertial kane's equation)

다음 관성(가상 힘)방정식에서 첫째와 둘째 항은 하퇴 분절에 작용하는 편속도와 힘 그리고 편각속도와 관성모멘트의 내적이며, 셋째와 넷째 항은 대퇴 분절에 작용하는 편속도와 힘 그리고 편각속도와 관성모멘트의 내적이다. 다섯째와 여섯째 항은 체간에 작용하는 편속도와 힘 그리고 바벨의 편속도와 힘의 내적이다. 여기서 내적 표현이 파워(일률)이다.

Finertia = D[v_{c1}, q1'[t]]·(-m * a_{c1}) + D[w_{10}, q1'[t]]·(-I1z * α_{10})+ D[v_{c2}, q1'[t]]·(-2.15 m * a_{c2}) + D[w_{20}, q1'[t]]·(-I2z * α_{20})+ D[v_{bc}, q1'[t]]·(- M_1 * a_{bc}) + D[v_{cc}, q1'[t]]·(- M_2 * a_{cc})

7) 실제 케인 방정식 구하기(active kane's equation)

다음 실제힘 방정식에서 첫째항은 하퇴 분절에 작용하는 편속도와 힘(토크)의 내적이며, 둘째와 셋째 항은 하퇴와 대퇴에 작용하는 편각속도와 힘(중력)의 내적이다. 그리고 넷째와 다섯째 항은 체간과 바벨에 작용하는 편속도와 힘(중력)의 내적이며 파워(일률)를 의미한

다. 여섯째와 일곱째 항은 탄성을 나타내는 항들의 내적이다.

Factive = $D[\omega_{10}, q1'[t]]\cdot Mm + D[v_{c1}, q_{1'}[t]]\cdot G1 + D[v_{c2}, q1'[t]]\cdot G2 + D[v_{bc}, q1'[t]]\cdot G3 + D[v_{cc}, q1'[t]]\cdot G4 + D[v_{bc}, q1'[t]]\cdot FeB + D[vcc, q1'[t]]\cdot FeC$

8) 케인 운동 방정식 구하기(kane's equations)

다음 방정식은 실제힘 방정식과 가상힘 방정식의 합이 0임을 나타내고 이것은 동역학 개념에서 정역학 개념으로의 전환을 의미한다.

$K_{equation} = F_{inertia} + F_{active} = 0$

9) 토크모터 구하기(driver torque or torque motor)

하퇴의 토크모터를 M = (F · d)k으로 정의하면 우측지면반력(769Nm)을 기준으로 좌우대칭이므로 769 · 2 = 1538(N)이고 토크모터는 1538 · 0.16(m) ≒ 246(Nm)k가 된다. (단, F는 수직지면반력, d는 발목에서 하퇴 무게중심까지의 수평거리, k는 방향벡터)

10) 수치 입력 자료 구하기(input numerical data)

분절 길이, 분절 질량, 중력가속도, 탄성계수, 관성모멘트, 그리고 토크모터등과 같은 운동방정식의 입력 자료는 Qualisys사의 소프프웨어인 QTM에서 획득한 원자료를 Matlab6.5로 가져와 프로그래밍한 결과치와 기지상수들을 이용하였다.

11) 초기치 및 종료 조건 결정하기(initial value of the equations of motion)

미분 방정식의 해(solution)를 구하는데 필요한 초기치는 초기 변위인 $q_1(0)$= 1.4와 초기 각속도 $q_{1'}(0)$ = 0 이며, 종료 조건은 $0 \leq t \leq 1$이다.

2. 실험단계

1) 연구대상

실험치를 얻기 위한 대상자의 특성은 다음 <표 1>과 같다.

2) 실험장비

대상자의 동작을 촬영하기위한 영상분석 시스템으로 Qualisys사의 ProReflex MCU240 카메라 6 대를 사용하였다. 데이타을 실시간으로 얻기 위하여 Qualisys사의 소프트 웨어인 QTM(Qualisys Track Manager)을 사용하였다. 또한 동작범위(measurement volume)를 설정하기 위하여 켈리브레이션 원드 킷을 사용하는 다이나믹 원드 켈리브레이션 방법(dynamic wand calibration method)을 적용하였으며, 카메라(ProReflex MCU240)의 적외선 추적을 위해 인체분절의 해부학적 경계점인 관절점과 바벨의 중심과 양 끝단에 40mm 구형 수동반사마커를 부착하였다. 그리고 대상자의 토크모터를 구하기 위해서 Kislter사의 지면반력기 9286AA모델을 사용하였다.

3) 실험절차

Qualisys System의 NLT(Nonlinear Transformation) 방식에 의해 기준좌표계를 설정하였으며, 이때 수직방향(+Y), 좌우방향(+X), 그리고 전후방향(+Z)으로 설정하였다. Qualisys의 ProReflex MCU240과 Kislter사의 지면반력기 9286AA를 동조한 후 사용하였고 카메라의 샘플링 비(sampling rate)는 100Hz, 지면반력기의 샘플링 비(sampling rate)는 1000Hz로 하였다. 이와 같이 실험 장비 셋팅 후 대상자에게 연구의 목적과 취지를 설명하고 동작 내용을 충분히 숙지시킨 후 대상자 최고 인상기록의 50% ~ 75%의 중량으로 준비운동을 시켰으며, 실제 실험 시에는 대상자 최고기록의 75 % 중량으로 총 3회 성공할 때까지 5분 간격으로 실시하였다.

표 1. 연구 대상자의 특성

구분 / 대상자	나이(Yrs)	신장(cm)	체중(kg)	체급(kg)	인상기록(kg)	실험무게(kg)
A	23	154.4	64.5	56	120	90

4) 자료처리방법

(1) 좌표화

<그림 1>과 같은 인체 모델링은 신체분절을 5개의 관절점과 4개의 분절이 서로 연결된 강체 시스템(linked rigid body system)으로 정의하였고 이러한 분절의 무게중심과 신체중심(COG)위치는 Plagenhoef (1983)의 인체분절지수(body segment parameter)를 사용하였다.

(2) 2차원 좌표의 계산

Q.T.M.에서 획득한 마커들의 2차원 위치(position) 자료만을 Matlab6.5로 가져와 노이즈(noise) 제거를 위해 평활화(smoothing)하였다. 평활화 방법으로는 버터워스(Butterworth) 4차 저역통과필터(low pass filter)을 사용하였고, 이때 차단주파수(cut- off frequency)는 Andrew & Yu(1998)가 제시한 식, Fc=(1.4845 + 0.1532 Fs0.5)2 (단, Fc: 차단 주파수, Fs:촬영속도)으로 계산된 9Hz로 선정하였다. 그리고 시뮬레이션의 입력자료에 필요한 각 분절의 무게중심, 하퇴토크, 분절길이 등은 Matlab6.5로 프로그래밍하여 산출하였다.

5) 동작 국면 구분

역도 경기의 연습방법은 매번 완전한 동작을 연습하는 전습법보다도 동작을 부분별로 연습하여 결합시키는 부분동작 집중연습법을 많이 선택하고 있다. 그러므로 인상동작의 전 과정을 5국면(start, first pull, second full, lock out, stand up)으로 분류 하고 다음 <그림3>과 같은 일어서기(stand-up)국면을 운동방정식 모델의 대상동작으로 선정하였다.

Ⅲ. 연구결과 및 논의

1. 모델

케인 방법을 이용한 모델의 해와 실제 영상분석 장비의 결과치인 하퇴각을 비교하면 실험치와 동일한 정의역(시간)에서 하퇴각의 각변위는 다소 증가하는 경향을 보였다. 그 변곡패턴에 있어서 모두에서 유사한 증가곡선 패턴을 보이나 종속변인(하퇴각변위)에서는 차이를 보였다. 모델의 관성모멘트와 바벨무게를 증가시키고, 토크모터를 감소시키면서 조합하여 시뮬레이션했을 때 모델의 해를 실험치와 근사한 각변위로 조정할 수 있었다. 그 결과 일어서기 국면 중 0.8~0.9초 사이에서 실험치와 모델치의 각변위, 각속도 모두에서 유사한 정점의 시기가 파악되었다. 실험치와 조정된 모델치의 차이를 분석하기 위하여 <그림4>와 <그림5>를 비교했을 때 시작부터 0.5초까지 실험치에 작용하는 힘은 반동과 토크의 합력인 반면 모델치는 토크모터만으로 일어난 각변위이므로 실험치보다 완만한 증가곡선으로 나타났으며 이것은 신전되는 하퇴속도의 차이로 생각되며, 이런 상이한 각변위의 원인은 반동요소인 탄성성분을 모델에 적합하게 반영하지 못한 것으로 사료된다. 그리고 <그림4>의 실선 타원부분인 0.5~0.6초 사이에서 실험치 각변위는 거의 없는 반면 <그림5>의 실선 타원부분인 모델치의 각변위는 미소하나마 증가곡선을 보인다. <그림4>의 실선 타원부분은 하퇴가 신전되었다가 약 0.1초간 정지한 후 다시 대퇴가 하퇴와 함께 신전되는 것을 의미하는 반면 <그림5>의 실선 타원부

그림 3. 동작국면 구분

분은 대퇴 신전이 하퇴 신전과 동시에 일어남을 의미한다. 또한, <그림 4, 5>의 실선 부분의 0.1초간의 차이는 <그림 4>가 하퇴의 반력과 토크모터의 합력인 작용하는 반면 <그림 5>는 토크모터만이 작용함을 의미한다. 이 상이한 패턴의 원인은 무릎관절은 관절주위의 제요소(관절낭, 근육, 활액등)들의 상호영향에 의해서 반응하는 것을 지나치게 단순화시켜 강체관절(핀 조인트)로 간주하여 <그림 5>는 <그림 4>와 달리 변곡점이 발생하지 않고 완만한 2차 증가곡선을 보이는 것으로 사료된다. 그리고 <그림 4, 5>의 0.6~0.9초 사이, 점선 원부분의 증가 곡선은 실험치, 모델의 해 모두 단지 토크모터로 인한 증가부분으로 매우 유사한 증가곡선을 나타냈으며 이것은 신전되는 하퇴의 속도가 유사함을 의미한다. 실험치의 토크모터는 246(Nm)이나 모델치의 토크모터는 166.5Nm가 된다. 이 차이는 마커 부착지점을 관절 중심점으로 간주하여 야기된 것으로 사료된다.

2. 시뮬레이션

인상 일어서기 동작의 모델링을 통하여 모델(운동방정식)을 도출하여 토크모터 또는 바벨질량을 변인으로 시뮬레이션하면 대상자의 성공시기 또는 실패시기를 예측할 수 있다.

<그림 6>은 바벨질량90(kg)으로 고정시키고 토크모터를 164.5Nm(굵은 실선), 166.5Nm(가는 실선), 168.5Nm (점선)로 변화시키면서 시뮬레이션했을 때 나타나는 곡선 패턴으로 감소곡선(굵은 실선) 경우는 바벨을 들어올리지 못하는 경우 즉, 실패시기를 의미한다.

<그림 7>은 토크모터(166.5Nm)를 고정시키고 바벨질량을 70kg(점선), 90kg(가는 실선), 150kg(굵은실선)으로 변화시키면서 시뮬레이션 했을 때 나타나는 곡선 패턴으로 감소곡선(굵은 실선)의 경우는 바벨을 들어올리지 못하는 경우로 즉, 실패시기를 의미한다.

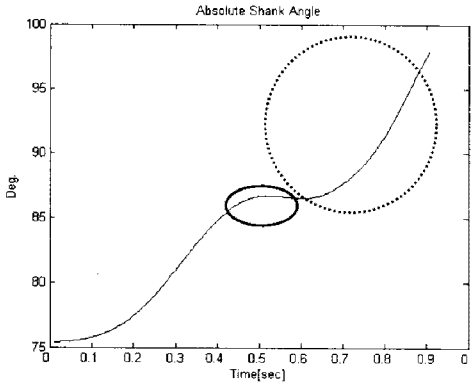

그림 4. 실험치 하퇴각

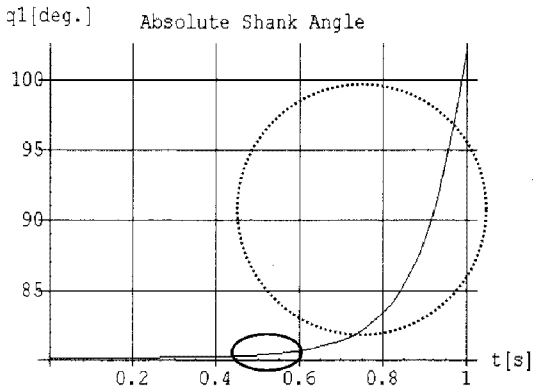

그림 5. 모델의 하퇴각

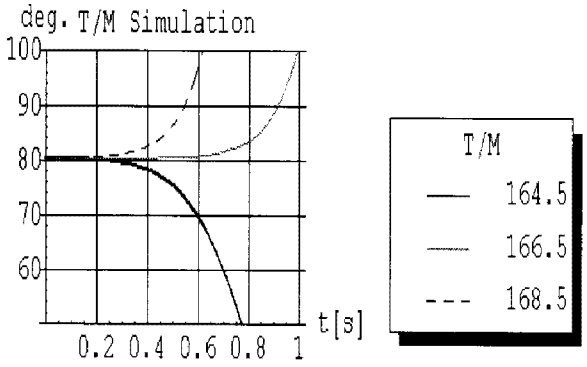

그림 6. 토크모터

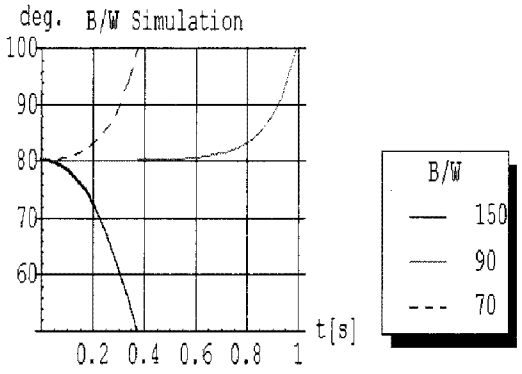

그림 7. 바벨무게

<그림 6, 7>은 토크모터, 바벨질량을 변화시키면서 시뮬레이션 한 결과 그래프로써 굵은 실선은 대상자의 토크모터가 작거나, 대상자가 선택한 바벨질량이 큰 경우 앉아받기 동작에서 일어서기 동작을 전환하는 과정에서 실패한 경우로 사료된다. 바벨질량을 고정시키고 토크모터를 변화시키면서 시뮬레이션하면 성공 할 수 있는 토크모터를 예측할 수 있고, 토크모터를 정하고 바벨질량을 변화시키면서 시뮬레이션하면 성공 할 수 있는 바벨질량을 예측할 수도 있다. 특히, 지도자들은 바벨질량을 예측하여 선수들에게 보다 많은 정보를 제공할 수 있고 연습 시 과도한 바벨의 시행으로 야기되는 상해를 예방할 수 있다.

Ⅳ. 결론 및 제언

역도 경기는 약 5초 내에 자신의 최대능력을 집약적이고 효율적으로 발휘해야 하는 매우 정교한 동작을 요하는 경기라 할 수 있다. 또한 개인차가 매우 큰 종목으로 일반화의 의미가 크지 않아 K대학 한 명을 대상자로 한 사례연구로서 케인 방법을 이용해 역도의 인상 동작 시 성공, 실패를 예측 할 수 있는지 살펴보았다. 그 결과 다음과 같은 결론을 얻었다.

1) 모델의 해(하퇴각)와 실험치의 하퇴각 간의 곡선패턴에는 차이가 있다. 그러나 이 차이는 0.6초까지이며 이후로는 유사한 패턴을 가졌다.
2) 실험치에서 구한 토크모터(246Nm)는 체중(64.5kg) 의 약 2.46배인 최대 바벨질량(158.98kg)을 들어올리는 것으로 나타났다.
3) 모델치에서 구한 토크모터(166.5Nm)는 체중(64.5kg)의 약 1.40배인 최대 바벨질량(90kg)을 들어 올리는 것으로 나타났다. 그리고 측정 당시 대상자의 최고기록은 약 120kg이었으므로 실험치 와의 차이는 약 +39이었고 모델치와의 차이는 약 -30kg의 차이를 보였다.

결론적으로 고전적인 운동방정식은 운동역학 분야에 적용하기 어려웠으나 케인 방법을 이용한 다분절 동적모델을 운동역학 분야에 용이하게 적용할 수 있는 가능성을 제시한바 의미가 있다.

모델과 실험치 간의 곡선패턴 차이가 좌우 완전 대칭모형으로 모델링한 연유인지 혹은 완충기(shock-absorber)요소의 부재, 다수 파라메터들의 조합문제 그리고 기타 문제인지 추후 연구되어져야 하며, 인체를 다물체계로 표현하여 운동방정식을 유도하는 과정에 있어서 생체구조의 유기적인 관계를 물성의 역학적인 관계로 대응하기 위해서는 심층적인 생체물성(biomaterials)연구가 매우 중요하다. 그러므로 각 국면별 동작에 관여하는 강체(bone)의 관성, 관절의 액체점성(damper), 근육의 탄성(spring), 토크모터(torque motor) 그리고 외력 요소들을 효과적으로 반영한 연속 동작모델을 구현해야 하겠다.

참 고 문 헌

문영진, 정철수 (1995). 역도 인상동작 수행 시 인체관절에서 발생하는 모멘트의 산출. 한국운동역학회지, 제5권 1호, 3-18.

문영진 (2001). 우수 역도선수들의 인상기술 특성분석. 한국 체육학회지, 제40권 2호, 843-851.

문영진, 송주호, 김지섭 (2004). 역도 인상동작의 운동학적 분석. 한국 운동역학회지, 제14권 2호, 41-55.

예종이 (1992). 3차원 영상분석에 의한 역도경기의 인상동작에 대한 운동학적 연구. 한국체육학회지, 제31권 제2호, 247-260.

박정훈, 유홍희, 황요하, 배대성 (1997). 케인방법을 이용한 구속 다물체계의 동역학 해석. 대한기계학회논문집 (A) 제22권 4호, 2156-2164.

주명덕 (1996). 역도 경기의 인상 동작시 인체 분절의 기여도 대한 생체역학적 분석. 한국체육학회지, 제35권, 4호, 279-290

Enoka, R. M. (1988). Load-skill related changes in segmental contributions to a weightlifting movement. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 20(2), 131-137.

Garhmammer, J. J. (1982). Energy flow during Olympic weightlifting. *Medicine and Science in Sports and exercise,* 12(1), 54-60.

Garhmammer, J. J. (1985). Effect of attempted lifting speed on forces and torque exerted on the lumbar spine. *Medicine and Science in Sports and exercise,* 17, 440-444.

Kane, T. R., & Levinson, D. A. (1985). *Dynamics : Theory and Applications, New york:* McGraw Hill Book Company.

Vorobyev, A. N. (1978). *International Weightliftingt,* International Weightlifting Federation, 36-37.

투 고 일 : 07월 30일
심 사 일 : 08월 15일
심사완료일 : 09월 10일