

## Sprinting의 競技力 向上을 위한 運動力學的 研究(Ⅱ)

— 回復時期 下肢分節 筋肉群의 合 Moment를 中心으로 —

李 昌 俊\*

Kinetic Analysis for Improvement of Performance in Sprinting(Ⅱ)  
— On Centering Resultant Muscular Moment of 3 Segment  
in Lower Leg during Recovery Phase —

*Chang-Joon Lee\**

### Summary

The analysis to investigate kinematic & kinetic variables of recovery phase of the athletic's sprinting was undertaken to present the fundamental material for sprinter's training program.

1. The fundamental material for training program of lower limb's muscular group recruited was presented by understanding the range of motion applying the effective muscular strength during recovery phase.

2. The information of specific & individual muscle group training by each phase and basic types of muscular contraction was presented.

3. It was shown to train the lower limb's muscular strength by extensor, flexor & ballistic phases because of variation of contraction pattern frequently.

4. When established the training program of specific muscular group on the basis of resultant muscular moment, duration of effective muscular strength and ballistic phase was thought to be control by phases.

5. It must be considered the factors related with ballistic phase, which was the more stable touch-down position, longer stride, less inertia of moment forward by the more duration of ballistic phase.

### 序 論

달리기는 양발이 순간적으로 공중국면(air-phase)

을 가지는 인간의 이동운동의 한 형태이다. 달리기 위해서는 지면에 대해 힘을 발휘하으로서 추진력을 가져야 한다. 각 추진기 사이에는 다음 추진기(propulsion phase)를 갖기 위해 신체분절들이 움직

\* 자연과학대학 체육학과(Dept. of Physical Education, Cheju Univ., Cheju-do, 690-756, Korea)

이고 분절의 상호작용이 일어난다. 장거리와 같은 경우는 에너지 분배와 관련하여 적절히 조절을 하여야 하지만, 경쟁적인 단거리 경기에서는 가장 짧은 시간에 특정의 거리를 주파하는 것이 목적이며, 이때 신체분절들은 전 구간을 통해 가능한 신속하게 움직여야 한다.

달리기에서 가장 중요한 요인은 지면을 이지(take-off)한 다리를 신속하게 회복을 할 수 있는 능력에 있다. 추진 후 한발이 지면을 이지하게 되면 다음의 지지기 및 신체의 추진을 위해 신체중심의 위치보다 더 신속히 하지분절을 후방에서 전방으로 움직여야 한다. 이처럼 하지가 신체 중심보다 더 전방으로 옮겨지지 않으면 결국 지면에 엎어지게 되는 현상이 발생한다.

달리기 시 하지의 회복기의 여러 역학적 기전이 중요한 요인임에도 불구하고 이에 대한 연구는 부분적이거나 회박할 정도다. 이 부분에 연구를 한 경우 대다수가 회복기 동안 하지의 운동학적(kinematics) 분석에 그친 결과 하지분절의 움직임의 기전에 대해 깊은 이해를 할 수 없었다.

본 연구는 이점에 착안하여 달리기시 하지 분절들의 각 근육군들의 힘 발휘와 그에 따른 결과 간의 관계를 규명(kinetics)하기 위해 착수하였다. 이러한 운동 역학적(kinetics)분석을 위해서는 분절의 운동에 대한 내적, 외적으로 작용하는 힘과 관련한 모델링이 우선되어야 하고, 이에 따른 운동방정식이 필요하다.

이에 관한 대표적인 연구로서 Plagenhoef (1971), Dillman (1971) 등을 대표로 들 수 있고, 국내 연구로서 권(1986), 류(1986), 이(1986, 1991)를 들 수 있다. 이들의 주요 분석내용은 달리기시 하지분절의 상호작용 및 근육군이 발휘한 일의 양을 분석했다.

운동역학적 분석의 결과 얻어진 정보를 통해 달리기시 하지분절에서 무엇이 일어나고 어떻게 동작이 발생하는지를 이해하는 데 도움이 될 수 있고, 이를 통해 실제 훈련에 적용할 때 경기력의 향상에 도움이 될 수 있다. 따라서 본 연구의 목적은 단거리 달리기시 가장 중요한 측면이 어떻게 이루어지는가를 알기 위해 회복구면(recovery phase) 동안 하지 3분절의 운동역학적 분석을 하는 것이다.

이러한 목적 아래 세부 분석의 내용은 회복기시 하

지 분절의 근육군들의 힘 발휘의 결과인 합모멘트(resultant muscular moment), 근육군 활동에 지배근의 순서, 근육군의 수축유형, 유효근육군 모멘트가 유효하게 적용되는 분절운동의 범위를 분석한 후 이 변인들간의 상호관계를 파악하여 단거리 달리기 훈련에 적용할 수 있는 자료를 제공하는 데 있다.

## 材料 및 方法

### 1. 實驗對象

본 연구에 참여한 피험자는 모두 6명으로서 단거리 달리기에 엘리트 선수군으로 알려진 남자 대학선수들로 구성했으며, 그 내용은 Table 1과 같다.

Table 1. The subject's characteristics participated in the experiment

Subject	Age	Weight (kg)	Height (cm)
S 1	21	67	170
S 2	23	70	174
S 3	20	75	176
S 4	23	74	175
S 5	22	70	173
S 6	22	72	174

### 2. 實驗方法

달리는 구간은 타탄으로 포장된 트랙이었고, 타탄 트랙 안쪽 20m 지점에 motor driver가 부착된 LOCAM 16mm 고속카메라를 이용하여 초당 100프레임의 속도로 촬영하였다. LOCAM 카메라에는 timing pulse가 장착되어 있어서 일정한 프레임 마다의 표식이 되어 매 프레임 당 소요시간을 계산하는데 편리하게 했다. 달리는 구간은 출발부터 끝점까지 100m 정규코스였고, 촬영지점은 출발점에서 40m 지점에 수직으로 카메라 렌즈가 포착할 수 있게 했다. 실제 피험자를 촬영하기 전에 실제 실물의 크기와 화면상에서 나온 크기를 산출하기 위해 1m 막대물 먼저 촬영한 다음 각 피험자로 하여금 1명씩 달리게 하였고, 피험자가 카메라 렌즈에 포착되어 분석용으로 할 완전한 1스트라이드를 촬영하였다.

분석용으로 이용할 필름의 초당 충분한 가동 프레임수를 갖기 위해 피험자가 카메라 뷰에 들어 오기전 약 3m 지점부터 motor driver를 가동시키므로서 필름을 정상속도에 오르게 하였다.

### 3. 分析器機 및 方法

촬영된 필름을 positive로 현상하여 Calcomp 9100 디지털이드와 Vanguard Projector가 수직으로 정렬하고 이를 DG2라는 디지털이징 프로그램이 내장되어 있는 IBM 32Bit Personal Computer와 연결시켜 매 프레임마다의 X, Y좌표를 입력하게 하여 매 피험자마다의 원자료 화일이 되게 했다. 매 프레임마다의 수치화점은 참조점(reference point), 고관절(hip), 무릎관절(knee), 발목관절(ankle), 종족관절(metatarsophalangeal)의 순서로 진행하였다.

매 피험자마다의 분석구면은 좌측발이 지면을 이지하여(L. take-off), 오른발 착지(R. touch-down), 오른발 이지(R. take-off), 왼발 착지(L. touch-down)까지로 하였으며 분석의 전 구간은 왼발의 회복구면(recovery phase)으로 설정하여 발, 하퇴, 대퇴로 구성하였다.

### 4. 분석모델링 및 합모멘트 산출방정식

하지분절의 각 근육군이 발생하는 유효힘 모멘트를 산출하기 위한 운동방정식은 힘(force)-질량(mass)-가속도(acceleration)의 관계를 이용하여 다음과 같은 3방정식을 유도할 수 있다.

1) 하지 각 분절이 발생하는 수평방향에서 힘의 합은 분절무게 중심(center of gravity)의 수평가속도와 질량의 곱으로 나타낼 수 있다.

$$\sum F_x = M \cdot A_Gx$$

2) 하지 각 분절의 수직력의 합은 분절 무게중심으로 수직가속도와 그 질량의 곱으로 표현할 수 있다.

$$\sum F_y = M \cdot A_Gy$$

3) 각 분절의 무게중심에 대한 힘-모멘트(force-moment)의 합은 무게중심을 통과하는 횡축에 대한

관성모멘트와 각가속도의 곱으로 표현할 수 있다.

$$\sum FM = IG \cdot \text{Ang. Acc.}$$

근육의 합모멘트의 운동방정식으로 부터 해를 구하기 위해서는 신체분절의 매개변수(segment body parameter), 분절중심의 절대수직 및 수평선가속도, 직각좌표계에 대한 분절의 절대각위, 분절의 각가속도가 필요하며, 위에서 신체분절의 매개변수는 운동학적인 변인을 산출하기 위해 필요한 것으로 이는 Dempster (1955)의 사체분석의 결과인 분절의 근위단(proximal endpoint)로부터 분절중심의 위치를 나타낸 대퇴의 43.3%, 하퇴의 43.3%, 발의 40.0%를 각각 이용하였다. 또한 신체 전체무게에 대한 분절의 무게를 나타낸 것으로 대퇴의 13.65%, 하퇴의 4.83%, 발의 1.31%를 이용하여 분절의 합모멘트를 산출하는 데 필요한 매개변수로 이용하였다.

1) 왼발에 대한 방정식(segment 1)은 수평력의 합  
 $HRF(1) = SM(1) \cdot HACG(1)$

수직력의 합

$$VRF(1) - W(1) = SM(1) \cdot VACG(1) \text{로서 } VRF(1)$$

에 대해 풀면

$$VRF(1) = SM(1) \cdot VACG(1) + W(1)$$

발목관절에 대한 힘모멘트의 합은

$$M(1) - \cos(\text{ANGP}(1)) \cdot W(1) \cdot S(1) = ICG(1) \cdot AACC(1) - \sin(\text{ANGP}(1)) \cdot HACG(1) \cdot SM(1) \cdot S(1) + \cos(\text{ANGP}(1)) \cdot S(1)$$

2) 하퇴에 대한 분절의 합모멘트 방정식은(segment 2)

수평력의 합은  $HRF(2) - HRF(1) = SM(2) \cdot HACG(2)$ 에서  $HRF(2)$ 에 대해 풀면

$$HRF(2) = SM(2) \cdot VACG(2) + HRF(1)$$

수직력의 합

$VRF(2) - VRF(1) - W(2) = SM(2) \cdot VACG(2)$ 에서  $VRF(2)$ 에 대해 풀면

$$VRF(2) = SM(2) \cdot VACG(2) + VRF(1) + W(2)$$

무릎관절에 대한 힘모멘트의 합은

$$M(2) - \cos(\text{ANGP}(2)) \cdot W(2) \cdot S(2) - M(1) - \cos(\text{ANGP}(2)) \cdot VRE(1) \cdot L(2) + \sin(\text{ANGP}(2)) \cdot HACG(2) \cdot SM(2) \cdot S(2) + \cos(\text{ANGP}(2)) \cdot$$

VACG (2) · SM (2) · S (2)에서 M (2)에 대해 풀면 무릎관절의 합모멘트는

$$M (2) = ICG (2) \cdot AACC (2) - \sin (ANGP (2)) \cdot HACG (2) \cdot SM (2) \cdot S (2) + M (1) + \cos (ANGP (2)) \cdot VRF (1) \cdot L (2) - \sin (ANGP (2)) \cdot HRF (1) \cdot L (2) + \cos (ANGP (2)) \cdot VACG (2) \cdot SM (2) \cdot S (2) + \cos (ANGP (2)) \cdot W (2) \cdot S (2)$$

3) 대퇴분절에 대한 합모멘트 방정식(segment 3) 허벅지관절에 대한 힘모멘트의 합

$$M (3) - \cos (ANGP (3)) \cdot W (3) \cdot S (3) - M (2) - \cos (ANGP (3)) \cdot VRF (2) \cdot L (3) + \sin (ANGP (3)) \cdot HRF (2) \cdot L (3) = ICG (3) \cdot VACC (3) - \sin (ANGP (3)) \cdot AHCG (3) \cdot SM (3) \cdot S (3) = ICG (3) \cdot AACC (3) - \sin (ANGP (3)) \cdot HACG (3) \cdot SM (3) \cdot S (3) + \cos (ANGP (3)) \cdot VNCG (3) \cdot SM (3) \cdot S (3) \text{을 } M (3) \text{에 대해 풀면 허벅지의 합모멘트가 된다.}$$

$$M (3) = ICG (3) \cdot AACC (3) - \sin (ANGP (3)) \cdot HACG (3) \cdot SM (3) \cdot S (3) + \cos (ANGP (3)) \cdot VACG (3) \cdot SM (3) \cdot S (3) + \cos (ANGP (3)) \cdot W (3) \cdot S (3) + M (2) + \cos (ANGP (3)) \cdot VRF (2) \cdot L (3) - \sin (3) - \sin (ANGP (3)) \cdot HRF (2) \cdot L (3)$$

i : 분절 1, 2, 3, S (i) : 분절의 근위단으로 부터의 거리, L (i) : 신체분절의 길이, ANGP (i) : 수평에 대한 분절의 절대 각위, M (i) : 각 분절의 관절에 대한 합모멘트, ICG (i) : 무릎관절을 지나는 축에 대한 질량의 관성모멘트, AACC (i) : 분절의 절대 각가속도, HACG (i) : 분절중심의 절대 수평 직선가속도 성분, VACG (i) : 분절 중심의 절대 수직선가속도, SM (i) : 분절의 질량, W (i) : 분절의 무게, HRF (i) : 분절에 대한 관절의 수평반력, VRF (i) : 분절에 대한 관절의 수직반력

#### 4. 分析內容

1차로 수치화된 원자료(X, Y)를 이용하여 Microsoft Quickbasic으로 작성된 분석프로그램으로 여러 원인에 기인하는 오차를 줄이기 위해 Burthworth의 Lowpass filtering을 이용하여 6Hz로 스무딩을 시켰으며, 스무딩된 자료를 이용해 1차, 2차 미분을 시켜 운동학적인(kinematics) 변인 및 이

를 이용해 다시 운동역학적(kinetics) 변인을 분석하였다. 분석된 내용은 선운동변인의 변위, 속도, 가속도이고 각 운동의 변인인 각변위, 각속도, 각가속도, 하지 각분절의 근육군이 발휘한 합모멘트(resultant muscular moment)를 각각 산출하여 이 산출된 변인끼리 각각 함수관계를 두어 연구의 목적대로 분석을 했다.

신체분절의 운동학적인 변인을 산출하기 위해 필요한 분절의 매개변수는 분절의 중심, 분절의 무게, 분절 중심을 지나는 횡축에 대한 관성모멘트의 변수는 Dempster(1955)의 연구결과인 근위단분절(proximal)로 부터 중심까지 위치인 대퇴(43.3%), 하퇴(43.3%), 발(40.0%)의 것을 이용하여 분절의 매개변수로 사용하였다. 회전반경의 매개변수는 분절의 근위단으로 부터 대퇴가 54.0%, 하퇴가 52.8%, 발이 69.0%로 각각 이용하였다.

운동역학적 및 운동학적 분석내용을 토대로 다시 각 변인끼리의 유의성 및 상호관계를 분석하기 위해 통계 패키지인 SAS(Statistical Analysis System)을 이용해 기초통계량 및 상관행렬을 분석하였다.

## 結果 및 考察

### 1. 運動學的(kinematics) 分析

회복기의 한 주기가 달리기시 원발의 1/8 스트라이드 동안 완료되었다. 동작의 양상을 파악하기 위해 처음 산출한 내용은 운동학적, 시간변인 분석은 회복기 동안 발생한 달리기 일반적인 패턴을 기술하기 위해 산출하였으며, 이의 운동학적 변인은 분절 각각에 대한 속도, 스트라이드 길이, 지지기(supporting phase)와 비지지기(non-supporting phase)에서 소요된 시간변인이다.

회복기동안 속도를 추정하기 위해 회복기 동안 1스트라이드에 대해 평균 수평속도를 산출하였고, 원발의 완전한 1스트라이드에 대한 회복기의 평균 수평속도는 스트라이드 길이와 스트라이드 빈도를 곱함으로써 산출되었고, 이러한 산출로 피험자 6명중 4명이 최대 속도가 초당 26.10ft와 25.72ft로 달렸고, 가장 빠른 경우는 초당 30.02ft로 나타났다.

회복기 동안 3개 국면인 공중기(air-phase: L-

takeoff), 지지기(supporting phase: R-touchdown에서 R-takeoff), 두번째 공중기(R-takeoff에서 R-touchdown)의 각 국면별 소요된 시간은 거의 같은 것으로 나타났다. 오른발 이지부터 왼발 이지까지 스트라이드 길이는 평균 6.4ft로 나타났다.

2. 運動力學的(kinetics) 分析

1) 3분절에 대한 합모멘트 양상(resultant muscular moment)

왼쪽 하지 각 분절에 대한 합모멘트(resultant muscular moment)의 경우 모든 피험자에서 거의 비슷한 양상을 보였다. 허프, 무릎, 발목관절에 대한 피험자 S6의 근모멘트의 양상은 Fig.1과 같이 시간 함수로 표현한 바, 가장 큰 모멘트를 보인 관절은 고관절이었고, 그 다음이 무릎관절, 발목관절의 순으로 나타났다. 발목관절의 근모멘트는 무릎과 고관절에 비해 매우 적음을 알 수 있고, 3개 분절 모두에서 공중기에서는 양의 근모멘트를, 지지기에서는 음의

근모멘트를 각각 국면이 바뀔때 따라서 zero 근모멘트로 감소하여 지지기에서는 음의 방향으로 근모멘트가 증가하고 있음을 알 수 있다.

Fig.1에서 알 수 있듯이 왼발 이지부터 오른발 착지까지 허프에 대한 근 모멘트는 시간의 경과에 따라서 계속 직선적으로 감소함을 알 수 있고, 무릎과 발목의 경우는 처음에는 감소를 했다가 오른발 착지까지 양의 방향으로 약간 증가함을 알 수 있다. 오른발 이지 순간 무릎과 발목의 근모멘트가 zero로 급격히 감소하여 지지기에서는 허프의 경우와 같이 급격히 음의 방향으로 증가함을 알 수 있다. 반면 무릎에 대한 근모멘트는 지지국면의 1/2국면까지 거의 일정했으나 지지 1/2국면 이후부터는 음의 방향으로 근모멘트가 증가함을 알 수 있다. 발목관절에 대한 근모멘트는 다른 두 관절의 경우와 달리 음의 방향에서 거의 미세한 정도로 증가함을 알 수 있다. 이러한 현상을 요약하면 허프와 무릎관절에서는 지지기 이후에 급격한 음의 방향으로 증가하였고, 허프의 경우가 무릎의 경우보다 더 급격한 음의 증가, 발목의 경우는 오른발 이지 직후 음의 방향으로 약간 증가 현상

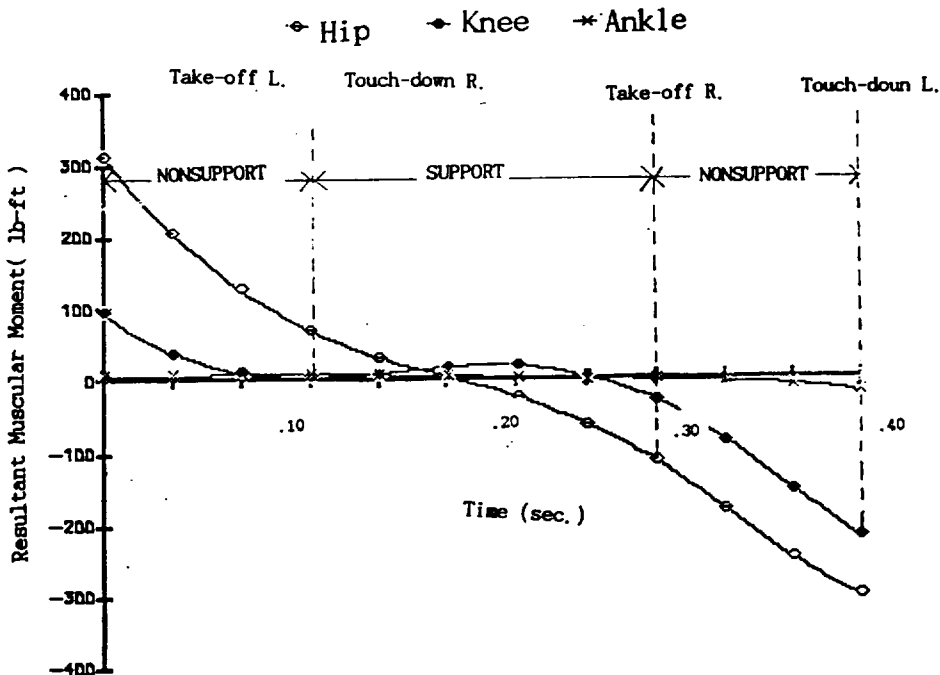


Fig. 1. Resultant muscular moment about three segmental joints of the leg for subject 6 (running velocity 26.67 ft/sec.)

을 보였다. 이처럼 합모멘트가 양의 방향에서 음의 방향으로 변화하는 순서는 허프, 무릎, 발목의 순서로 나타났다. 허프의 경우 zero로 변화한 지점은 전 회복기의 1/2지점인 반면, 무릎의 경우는 이보다 약간 더 늦게, 발목에 대한 zero 모멘트는 전 회복기의 3/4지점인 오른발 지지후에 각각 발생했다.

3관절에 대한 합모멘트를 비교할 때 발목의 경우 허프와 무릎의 경우와 비교하면 매우 미세한 정도였고, 이는 회복기에서 발목의 관절이 다른 두 관절에 비해 그 역할이 미세함을 알 수 있다.

### 2) 3분절의 지배근 (dominant muscular) 양상

모델링을 한 운동방정식에 의해 산출된 근육군의 합모멘트는 하지에 작용하는 모든 근육의 합을 의미한다. 이 운동방정식에서 근육의 합모멘트의 부호는 각 근육군이 최대로 수축하는 상태를 의미한다. 예를 들면 허프관절에 대한 양의 방향에서 근육의 합모멘트는 허프의 굴근(hip flexor)군의 그 순간 지배근군임을 의미한다. Table 2에서 알 수 있듯이 각 관절의 합모멘트에 대한 지배근군을 부호로 표시했다. 각 근육군의 지배근군의 활동 양상은 근육군의 합모멘트 함수로 표현한다. 하지의 3분절에 대한 지배근활동의 순서는 Fig. 1에 Table 2의 것을 적용하면 파악이 가능하다.

Table 2. Determination of dominant muscular groups from direction of resultant muscular torques

Joints	Sign of Muscular Torque	Dominant Muscle Group
Hip	+	Hip flexor
Hip	-	Hip extensor
Knee	+	Knee extensor
Knee	-	Knee flexor
Ankle	+	Ankle flexor
Ankle	-	Ankle extensor

허프신근이 지배근군이 되었을 때 지지시점부터 중간지점까지 허프근육군의 지배근군은 허프굴근이었고, 무릎신근은 무릎굴근이 지배근군이 되었을 때 지지기 후반기까지 무릎에 대한 지배근군이었고, 발목관절의 지배근군은 발목신근군이 지배할 때 왼발

이 지지하기 직전까지 발목굴근군으로 나타났다. 따라서 회복기동안 하지의 지배근 근육군은 먼저 허프굴근군, 무릎신근, 발목 굴근군이었고, 이 지배근군은 허프의 신근군, 무릎신근군, 발목굴근군의 순으로 변하여 갔다.

### 3) 탄도기(ballistic phase) 분석

Fig. 1에서 나타난 합모멘트의 양상을 보면 상당히 적은 힘이 적용되고 있음을 알 수 있다. 즉 양의 합모멘트에서 음의 합모멘트로 변하는 시점 전 후 모두 이러한 현상을 보인 바, 이 시기에 하지의 동작에 대한 근력은 거의 무시할 정도임을 알 수 있다.

이러한 근육군의 합모멘트가 회복기 동안 미세하게 발휘되는 순간은 분절이 일정한 동작을 하는지의 여부를 결정하기 위해 그 순간 변위와 속도의 변화양상을 분석하므로써 가능하다. 즉 신체의 분절이 일정한 동작을 하는 경우는 신체에 가해진 외력(external force)의 합의 일정한 영향을 발휘하게 상호작용을 하거나 혹은 이 힘이 운동에 무시할 정도이면 가능하다. 근육군의 합모멘트(외력)가 zero전후로 상당히 미세하게 나타난 바, 이 시기 동안은 유효근력이 거의 무시할 정도로 적음을 알 수 있다. 이 시기동안에는 주동근과 길항근의 동시수축이 없었음을 알 수 있고, 따라서 일정한 동작을 유지하는 것으로 생각된다. 이러한 동안 동작이 일정하게 유지되는 기간을 탄도기(ballistic phase)라고 하며, 이 기간동안 하지 분절의 동작에 유효한 근력이 부재하므로 해서 동작이 일정하게 유지된다. 탄도기의 위치를 분석하므로 해서 근모멘트가 유효하게 적용되는 국면을 파악할 수 있다.

대퇴와 하퇴에 대해 탄도기를 찾는 방법은 각 분절에 대해 각속도-시간함수에서 가능하며, zero 근모멘트를 전후로 해서 Fig. 2에서와 같이 각속도가 일정한 시기를 찾으면 바로 이 시점이 일정한 동작을 하는 지점이 되고, 이 국면이 바로 탄도기이다.

Fig. 2는 피험자 S6의 왼쪽 대퇴 각속도로서 정점으로 증가했다가 다시 감소하는 양상을 보인 바, zero 근모멘트가 각속도가 정점에 이르기 전후로 해서 탄도기가 일어났음을 알 수 있다. Fig. 3은 대퇴의 각변위를 나타낸 것으로 탄도기가 일어나는 지점은 각변위가 직선적으로 변하는 시점, 즉 일정한 동작이

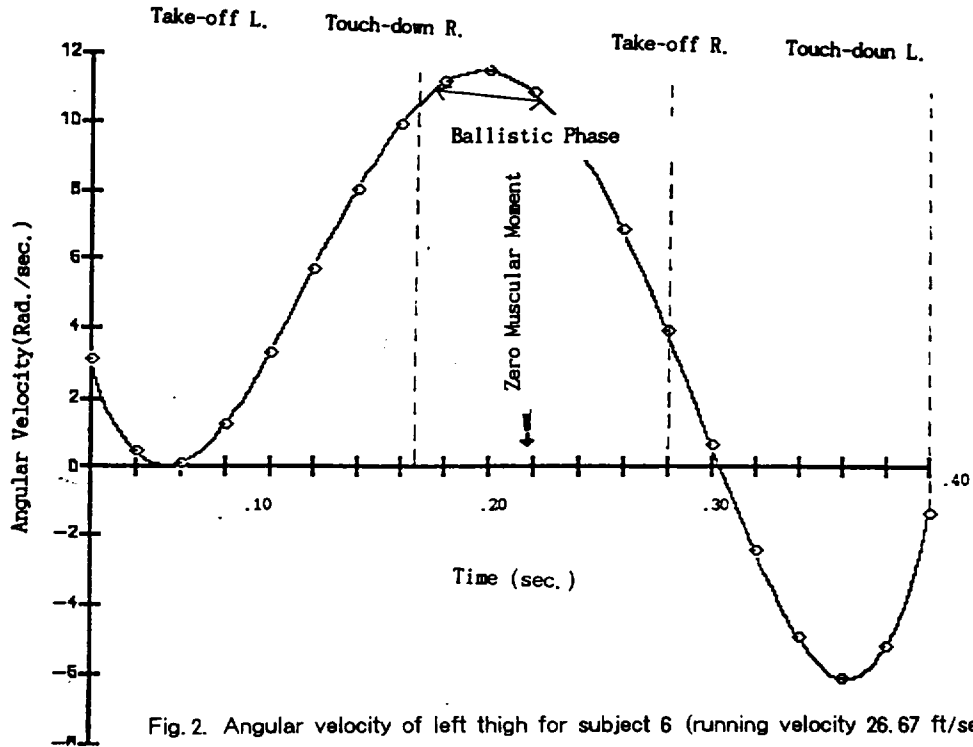


Fig. 2. Angular velocity of left thigh for subject 6 (running velocity 26.67 ft./sec.)

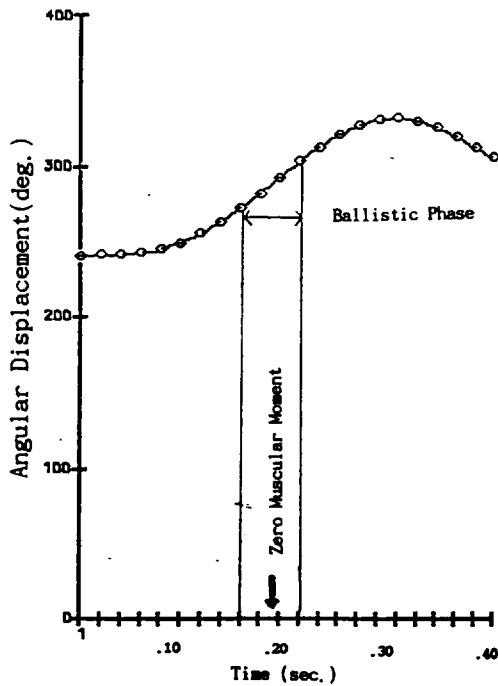


Fig. 3. Angular displacement of left thigh for subject 6 (running velocity 26.67 ft./sec.)

발생하는 지점을 탄도기로 구분할 수 있다.

Table 3은 본 연구에 참가한 모든 피험자의 탄도기를 요약한 것으로 처음 3명의 경우는 탄도기가 같은 각의 위치에서 시작되었지만 나머지는 각각 다르게 나타났다. 탄도기가 완료될 무렵의 각 위치는 모든 피험자의 경우 거의 비슷한 것으로 나타났다.

Table 3. Ballistic phase of movement for the left lower leg (unit : degree)

Subject	Initial Ang. Position	Final Ang. Position	Difference between Ang. Position	% Forward Range of Motion
S1	265	310	45	46.4
S2	265	310	45	48.4
S3	265	308	43	46.3
S4	257	310	53	55.2
S5	269	309	40	43.5
S6	274	306	32	36.8

Table 3에서 알 수 있듯이 대퇴의 각변위량은 4명의 피험자에서 40도에서 45도에 달했다. 일반적으로 탄도기 동안 각변위의 정도는 대퇴가 전방으로 변위

를 일으킨 것의 50% 정도가 되었다.

Table 4. Ballistic phase of movement for the left lower leg (unit : degree)

Subject	Initial Ang. Position	Final Ang. Position	Difference between Ang. Position	% Forward Range of Motion
S1	170	260	90	58.0
S2	163	244	81	49.6
S3	162	250	88	56.0
S4	172	259	87	51.8
S5	156	234	79	47.5
S6	184	238	57	40.7

하퇴의 탄도기에 대한 요약은 Table 4에서 알 수 있듯이 탄도기의 시작과 끝점간의 각위치는 피험자마다 많은 차이를 보였다. 즉 탄도기 동안 하지 각변위의 정도는 78도에서 90도로 다양하였고, 피험자 S6의 경우는 56도로 나타났다.

탄도기동안 대퇴의 각변위를 비교할 때 하퇴의 경우가 대퇴의 것보다 항상 더 큼을 알 수 있고, 피험자마다 약간씩 차이는 있지만 대체로 하퇴의 경우가 대퇴보다 약 2배 정도 더 큰 각변위를 보였다.

4) 각 국면별 지배근육군의 수축 유형

지배근 활동 유형과 탄도기를 알게되면 국면별 지배근 수축 유형을 파악할 수 있다. 즉 무릎에 대한 합모멘트가 양의 방향일 때 지배근군은 무릎신근이 되고 하퇴가 이 시기동안 신전할 경우 지배근육군의 수축은 단축성 수축(concentrics)을 하게된다. 이와 반대로 무릎신근이 지배근일 때 무릎은 굴곡현상이 일어나게 되는 데, 이 때는 지배근 수축유형은 신장성수축(eccentrics)을 하게 된다.

Table 5. Type of dominant muscular contraction based on dominant muscular group and angular movement of segments

Joints	Dominant Muscle Group	Angular Movement of Segment	Type of Dominant Muscular Contraction
Hip	Hip flexors	Flexion	Concentric
	Hip extensors	Extension	Eccentric
knee	Knee flexors	Flexion	Eccentric
	Knee extensor	Extension	Concentric

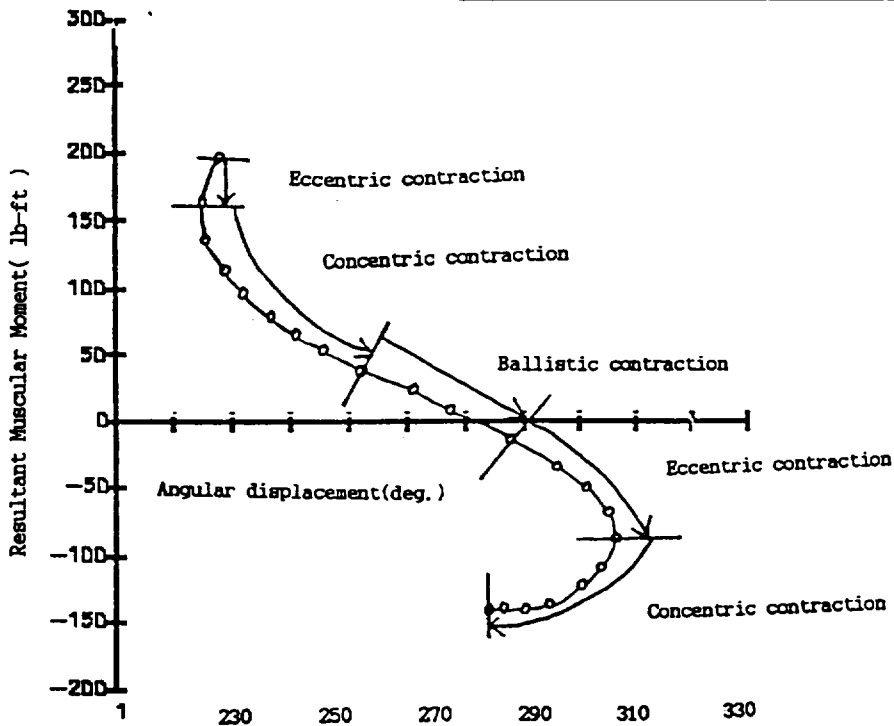


Fig. 4. Relationship between muscular moment and angular displacement for left thigh of subject 6



Table 5는 대퇴와 하퇴의 각운동의 방향과 지배근육군의 활동을 토대로한 지배근육군별 수축유형을 나타낸 것이다. 이에 히프와 무릎 근육군의 합모멘트를 적용하면 지배근육군 수축유형의 순서를 전 회복기 동안 파악 가능하다.

Fig. 4는 피험자 S6의 대퇴 각변위에 대한 히프관절에 대한 근육군의 합모멘트 관계를 나타낸 것이다. 왼쪽으로의 곡선방향은 히프관절에 대한 대퇴의 신전을 의미하고, 히프의 굴곡운동은 곡선이 오른쪽으로 향할 때 이루어 진다. Table 5를 참조하여 그림을 보면 수축기간동안 두번의 신전국면과 두번의 단축성 국면이 있는 것으로 나타났다.

지배근 수축의 순서는 먼저 신전성(eccentric), 단

축성(concentric), 무시할 정도의 탄도기(negligible ballistic), 신전성(eccentric), 단축성(concentric)의 순서로 이루어 졌음을 알 수 있다.

Fig. 4에서 알 수 있듯이 신전성과 단축성 사이 하지의 운동방향이 변하는 시기 동안 약간의 정적인 수축(statics)이 있음을 알 수 있는 데 크기가 너무 미세하여 본 연구에서는 분석을 무시했다.

Fig. 5 역시 같은 피험자의 하퇴에 대한 각변위와 근모멘트의 관계를 나타낸 것으로 곡선의 양상은 차이가 있었으나 수축의 순서는 대퇴의 것과 같이 나타났다. 곡선의 기울기의 차이점은 원발이 이치후 너무 많은 무릎굴곡에 기인 한 것으로 생각된다.

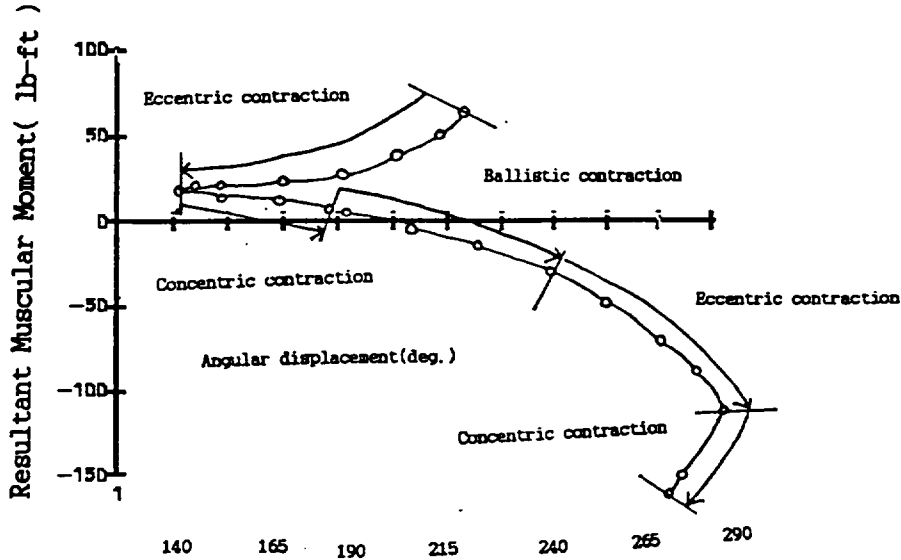


Fig. 5. Relationship between muscular moment and angular displacement for lower leg of subject 6

5) 지배근 수축유형의 순서와 지속시간 분석

Table 6에서 알 수 있듯이 대퇴와 하퇴에 대한 탄도기의 지속시간을 분석했다. 전 회복기간동안 탄도기가 차지한 시간을 분석한 결과 대퇴의 경우 전 회복기중 14.5~20.8%를 차지한 것으로 나타났다. 이 결과로 알 수 있는 것은 전회복기간동안 피험자 S6이 유효근력을 발휘한 백분율은 81~86%에 달했음을 알 수 있고, 하퇴 역시 이와 비슷한 결과를 보였다.

Table 6. Duration for ballistic phases for the thigh and lower leg as a proportion of total recovery time (unit : sec., %)

Subject	Ballistic phase for the Thigh		Ballistic phase for Lower Leg	
	Time	Percentage	Time	Percentage
S1	.074	18.9	.084	22
S2	.074	19.6	.068	18
S3	.054	16.8	.067	21
S4	.075	21.0	.068	18
S5	.056	14.6	.056	14.7
S6	.055	14.7	.067	17.7

이처럼 회복기동안 많은 비율이 힘을 발휘하여 적용하였음을 알 수 있고, 이 유효근력발휘가 신전성 혹은 단축성의 비율을 나타낸 것이 Table 6과 같다.

Table 6에서 알 수 있듯이 대퇴의 경우 전 회복기 시간에 대한 지속시간과 백분율이 유효근 합모멘트를 유발하는 데 기여를 한 것을 알 수 있는 바, 21.0%에서 28.5%의 범위로 신전성 수축을 유발하도록 한 데 기여했다. 따라서 71.5%에서 79%가 단축성 수축을 하는데 기여함을 알 수 있다. 이와 반대로 하퇴의 경우 유효근모멘트를 유발하는 데 전체의 29.5%에서 40%가 단축성 수축을 하는데 소요 했음을 알 수 있

다.

Table 7은 무릎에 대한 신전성 근수축과 단축성 근수축의 지속시간과 백분율을 표시한 것으로 신전성 수축의 간격이 무릎보다 허프의 경우가 더 길게 허프 관절에 대해 단축성 수축을 하는데 소요되었음을 알 수 있다. 합모멘트 마지막 국면의 양상을 분석하면 유효근 모멘트가 회복기간동안 대퇴와 하퇴에 적용된 각 운동의 범위를 분석할 수 있는 데, 이는 대퇴와 하퇴의 각 위치가 각 근육군의 수축과 탄도기의 시작점과 완료되는 지점을 결정하므로 가능하다. Table 8은 대퇴각 운동들, Table 9는 하퇴의 각운동

Table 7. Duration of eccentric and concentric dominant muscular contraction about the knee joint

(unit : sec., %)

Subject	Eccentric		Concentric	
	Time	Percent	Time	Percent
S1	.183	61.0	.124	41.0
S2	.202	65.0	.112	35.5
S3	.172	65.0	.093	35.0
S4	.203	70.6	.086	29.6
S5	.221	70.5	.093	29.6
S6	.217	67.4	.103	33.7

Table 8. Angular position of the left thigh during leg recovery

(unit : CCW degree)

Subject	Take-off Left	Maximum Backward Angle	Ballistic Start	Phase End	Maximum Forward Angle	Touch-Down Left
S1	235	235	266	310	332	306
S2	239	238	266	309	331	300
S3	235	233	266	309	328	295
S4	238	234	258	311	328	300
S5	240	239	269	309	331	300
S6	243	239	274	306	326	300
Mean	238	236	266	309	329	300

Table 9. Angular position of the lower leg during leg recovery

(unit : CCW degree)

Subject	Take-off Left	Maximum Backward Angle	Ballistic Start	Phase End	Maximum Forward Angle	Touch-Down Left
S1	223	139	170	260	294	275
S2	216	127	164	245	289	277
S3	221	128	162	250	286	278
S4	223	124	173	258	285	271
S5	222	123	156	235	289	273
S6	218	145	185	239	281	271

의 위치를 요약한 것이다. 즉 Table 8에서 알 수 있듯이 탄도기의 시작점과 후방으로 향한 최대각도와 의 차이는 히프굴근군에 의해 지배단축수축을 할 때 발생한 각변위의 량과 같음을 알 수 있다.

Table 8에서 대퇴 각변위 결과를 보면 모든 피험자에서 매우 비슷한 양상을 보였다. 즉 전방으로의 최대각변위는 326도에서 331도에 달했고, 탄도기의 시작은 3명의 피험자가 266도에서 모두 유사한 결과를 보였다.

Fig. 6은 대퇴의 각변위와 지배근 활동유형과의 관계를 표시한 것으로서 처음 신전성 수축국면이 매우

미세한 각변위를 하는 동안 발생하였는 바, 이 시기는 정적인 수축(static contraction)기간으로 파악되며, 대퇴의 방향이 전방으로 바뀌고 각변위를 일으킴에 따라 유효단축성 수축이 약 31도의 각변위동안 발생했다. 이 후 신전성 수축이 지배근군이 되어 하지를 정지시키고 역전시킨 후 탄도기를 맞이했음을 알 수 있다. 이 신전성 국면은 약 20도의 각 변위에 걸쳐 발생하였고, 발이 신체중심성 뒤에 위치하기 전 대퇴는 지배단축성 수축에 의해 약 29도의 범위로 후방으로 움직였음을 알 수 있다.

하퇴에 대한 각위는 전 회복기에 걸쳐 피험자마다

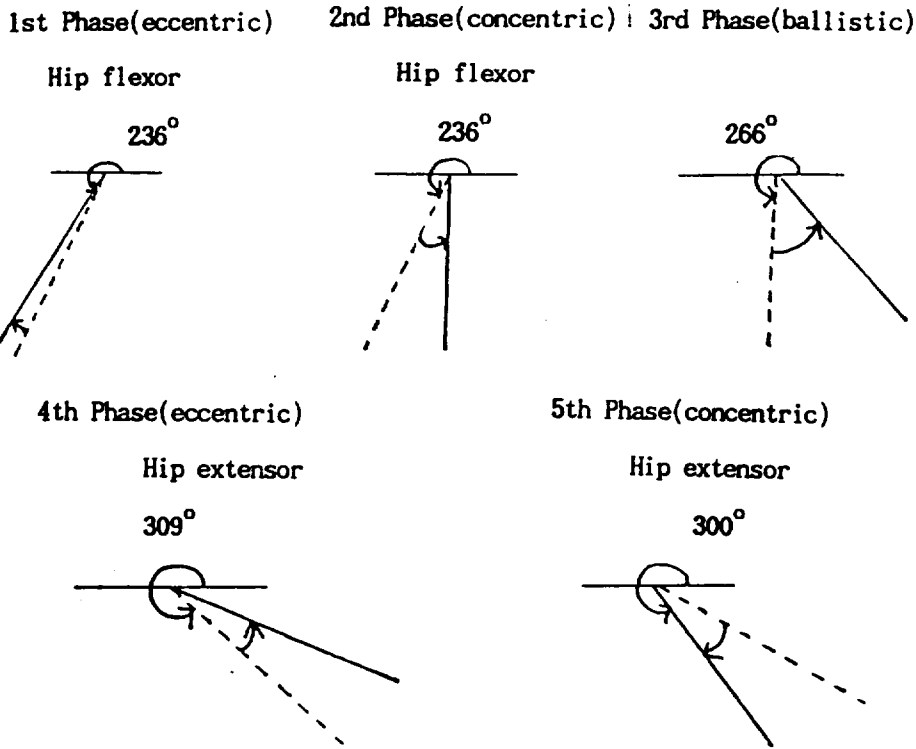


Fig. 6. The sequence and type of muscular contraction related to the mean angular movement of the thigh

약간씩 다르게 나타났다. 즉, Fig. 7에서 알 수 있듯이 피험자 S6의 경우 신전성 수축기간이 왼발 이지 이후 하지의 각변위의 큰 범위에 걸쳐 발생했다. 이 기간 동안 하지는 대퇴를 신체중심선 후방에 둔 상태에서 일어남을 알 수 있으나 이 각변위 기간동안 양의 근 모멘트가 지배하였다. 즉 하지가 약 126도에서 전방

으로 향하기 위해 하퇴를 내리기 시작했고, 유효단축성 수축은 약 38도까지 계속되었다. 탄도기는 약 78도에서 90도에 이르는 구간에서 발생하였고, 신전성 수축은 하퇴가 수직으로 45도를 이룰 때까지 계속되었다. 동작의 마지막 국면에서 하퇴는 약 9도에서 21도에 이르는 구간동안 탄축성 수축 지배를 통해 좌지

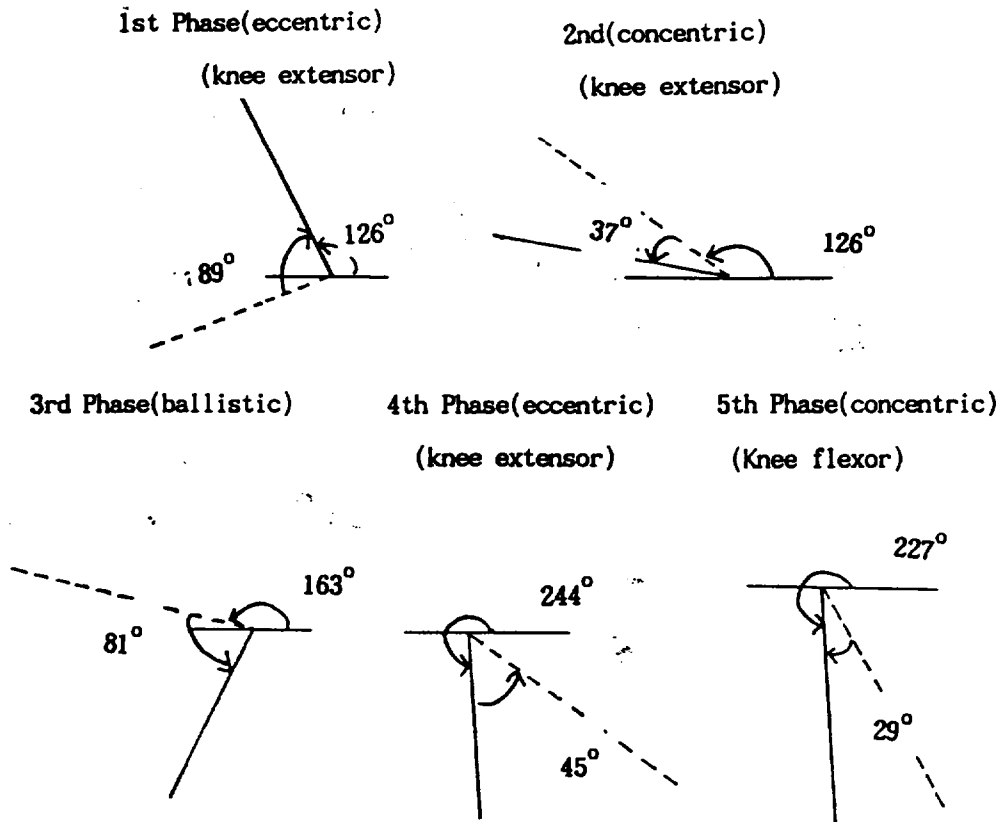


Fig. 7. The sequence and type of muscular contraction related to the mean angular movement of lower leg.

하기 직전 후방으로 움직였음을 알 수 있다.

이상의 운동역학적(kinetics)인 분석결과 하지분절의 3관절에 대한 각 근육군의 합모멘트를 분석한 결과 회복기 초기에 지배근군은 허프의 굴근, 무릎신근, 발목굴근의 순으로 나타났고, 회복기 후반기에 지배근군은 허프신근, 무릎굴근, 발목신근의 순으로 변화하였다. 이러한 지배근육군의 활동유형은 Dillman (1971), Plagenhoef (1971), 류 (1986)의 연구결과와 비슷한 양상이었음을 알 수 있었다.

이러한 지배근육군의 활동은 회복기동안 분절의 움직임과 관련시켰을 때 허프에 대한 굴근군은 회복기의 첫 1/2시기동안 지배했고, 이 기간동안 대퇴는 감속, 역전후 전방으로 옮겼다. 회복기의 후반기동안 대퇴는 정지, 역전후 착지직전 신체중심선 후방으로 옮겼다. 이 시기동안 지배근 활동유형을 분석한 결과 허프굴근군이 지배했다.

원발 이치후 무릎에 대한 지배근활동의 결과는 대퇴보다 늦게 거의 직선적으로 굴곡하는 양상을 보였다. 따라서 지배근육군의 활동은 무릎 신근 다음 굴근이 작용했다. Slocum과 James (1968)의 연구결과에 의하면 하지 회복기동안 무릎굴근이 거의 수동적인 활동을 했다고 보고한 바, 본 연구의 결과 역시 수동적이었다고 할 수 있으나 합모멘트의 분석결과 꼭 수동적이라고 해석하기는 불가능했다.

허프와 무릎의 근수축유형에서 신전, 단축성, 탄도기, 신전성, 단축성의 순서로 변하면서 전회복기를 완료하였다. 첫 지배 신전성 근 수축이 분절을 감속시키는 원인이었고, 이 현상은 하지가 원하는 방향으로 움직이는 단축성 기간 후에 발생하였는데, 이때 일정한 동작이 유지되면서 근력의 영향이 거의 무시할 정도의 탄도기를 맞이했다. 마지막 단축성 수축기는 착지 이전 신체중심선에 대해 하지가 후방으로

움직이게 하는 데 영향을 준 것으로 생각된다.

전 회복기에 걸쳐 근 수축유형과 순서는 선행연구 결과와 비슷한 양상을 보였고, 특히 신전성수축과 단축성 수축이 바뀌는 시점에서 아이소메트릭(static contraction) 수축이 발생하는 국면은 순간적인 시점이기 때문에 본 연구에서는 분석을 제외하였다.

무릎과 허프의 지배근육군 수축 기간을 분석한 결과 두 관절에서 차이를 보인바, 유효합모멘트가 적용되는 시간의 백분율에서 대부분 허프의 단축성수축에 기여를 했고, 무릎관절에 대해서는 신전성 수축에 큰 비율로 기여를 한 것으로 나타났다. 단축성 수축 시기동안 근육군이 한 일의량은 정적(positive)인 일로 표현하고, 신전성 수축시기동안 한 일의 량을 부정적(negative)인 일의 량으로 표현할 수 있다. 따라서 본 연구 결과 수축의 종류에 따라 선수가 수행한 부정, 정적인 일의 량을 파악하는 것이 효율성면에서 매우 중요한 것으로 나타났다.

회복기동안 대퇴의 움직임으로 인해 그 이하의 관절의 운동을 제어한다고 할 수 있는데, 대퇴 이후 하퇴의 굴곡으로 전하지의 관성모멘트(moment of inertia)를 감소시키는데 큰 기여를 하며, 대퇴가 전방으로의 움직임을 용이하게 해준다. 회복기동안 유효근육군의 근력이 대퇴에 영향을 주는 범위는 본 연구의 유효 근수축국면과 대퇴의 사이클로 분석이 가능했는데, 첫 신전성 수축이 비교적 적은 각도범위에 걸쳐 발생하였고 대퇴의 경우 평균 약 2도의 범위로 후방으로 움직이는 가운데 발생했다. 이 시점은 정적인 수축기간으로 허프의 굴근군인 주동근을 신장시킨 역할을 했다. 대퇴가 전방으로 움직일 때 대퇴가 거의 수직위치에 있기 직전 평균 30도 범위로 유효단축성 수축이 발생한 것으로 나타났으며, 이 기간은 회복기에서 지지기 시점 이전에 완료하게 되었고, 탄도기 이후 허프 신근군에 의한 신전성 수축으로 운동범위 20도 구간에서 대퇴를 감속시켰다. 이후 대퇴는 지면에 닿기전에 약 29도의 범위에 걸쳐 후방으로 움직였다. 착지시 대퇴의 각은 수직으로 30도의 위치를 유지했다.

### 3. 변인간의 상호관계 분석

Table 10은 본 연구에서 단거리 달리기 회복기에

서 하지 3분절을 분석하기 위한 운동역학적 변인의 기술 통계이며 이를 토대로 변인간의 상호관계를 분석하기 위한 상관행렬을 산출하였다. 각 피험자 6명에 대한 변인 A : 대퇴 탄도기의 초기 각위, B : 마지막 각위, C : 처음과 마지막의 각위차이, D : 전방으로 운동범위에 대한 백분율, E : 하퇴의 초기각위, F : 마지막 각위, G : 처음과 마지막의 각위차이 H : 전방으로 운동범위에 대한 백분율 I : 대퇴탄도기의 지속시간, J : 하퇴의 탄도기 지속시간, K : 허프관절에 대한 신전수축시간, L : 허프관절에 대한 단축수축시간, M : 무릎관절에 대한 신전성 수축시간, N : 무릎관절에 대한 단축성수축시간, 회복기동안 대퇴에서 O : 원발이지각도, P : 최대후방각도, Q : 탄도기시작각도, R : 국면완료시각도, S : 최대전방각도 T : 착지시각도, 회복기동안 하퇴에서 U : 원발이지각도, V : 최대후방각도, W : 탄도기시작각도, X : 국면완료시각도, Y : 최대전방각도, Z : 원발의 착지각도를 각각 의미한다.

Table 10. Descriptive analysis of kinetic and kinematic variables

Var	Min.	Max.	Mean	Std. Dev.
A	257.00	274.00	265.83	5.60
B	306.00	310.00	308.83	1.60
C	32.00	53.00	43.00	6.89
D	36.80	55.20	46.10	6.02
E	157.00	183.00	167.83	9.23
F	235.00	260.00	247.83	10.34
G	56.00	90.00	80.00	12.60
H	40.60	58.00	50.55	6.28
I	0.05	0.07	0.06	0.00
J	0.05	0.08	0.06	0.00
K	0.06	0.09	0.07	0.01
L	0.20	0.25	0.22	0.01
M	0.17	0.22	0.19	0.01
N	0.08	0.12	0.10	0.01
O	234.00	243.00	238.33	3.26
P	233.00	239.00	236.00	2.68
Q	257.00	274.00	265.83	5.60
R	306.00	310.00	308.83	1.60
S	326.00	331.00	329.00	2.07
T	294.00	305.00	300.00	3.52
U	215.00	223.00	220.00	3.22
V	123.00	143.00	130.66	8.35
W	157.00	183.00	167.83	9.23
X	235.00	260.00	247.83	10.34
Y	281.00	294.00	288.33	4.58
Z	270.00	277.00	273.66	3.07

변인간의 상호관계에서 대체로 낮은 상관관계를 보인바 뚜렷하고 의미있는 요인과 상호관계를 가지

는 것만 분석을 하면, 대퇴 탄도기의 초기 각위와 하퇴의 처음과 마지막의 각위차이간의 상관관계는  $r = .94$ 로 높은 관계를 보였고, 하퇴의 탄도기 지속시간과는  $r = .84$ 로 나타난 바, 대퇴탄도기 각도가 클수록 하퇴 탄도기 지속시간은 더 길게할 수 있음을 알 수 있고 결국 탄도기를 길게하므로써 하퇴의 관성모멘트는 감소시켜 선수의 경기력 향상은 더 높일 수 있는 가능성을 가진다 할 수 있다.

대퇴탄도기 마지막 각위와 무릎관절의 신전성 수축지속시간과의 관계는  $r = .80$ , 하퇴의 탄도기 지속시간과 하퇴의 탄도기에서 처음과 마지막 각위차이의 관계는  $r = .97$ 로서 거의 완전상관에 가까운 값을 보였다. 즉 대퇴 탄도기에 더 많은 굴곡을 하므로써 신체중심선 뒤로 위치한 하퇴가 전방으로 신전할 때 더 많이 신전성 수축을 하므로써 스트라이드의 길이를 더 길게할 수 있고, 하퇴의 탄도기 자세를 길게할수록 탄도기의 처음과 마지막간의 정적인 수축시간이 더 길게 됨을 알 수 있다.

대퇴탄도기 초기각위와 원발의 착지각도간의 관계는  $r = .74$ , 대퇴탄도기 처음과 마지막각위의 차이와 대퇴의 착지시 각도가  $r = .81$ , 탄도기 하퇴의 초기각도와 하퇴의 최대 후방각도, 및 탄도기 시작각도와 관계  $r = .80$  및  $.96$ 으로 나타났다. 이러한 결과를 볼 때 대퇴 탄도기 시작 각도가 클수록 원발의 착지각도가 커져 결국 착지발보다 신체중심선이 이보다 앞서게 되어 자세가 전방으로 향한 안정된 자세를 유지할 수 있음을 알 수 있다.

탄도기 하퇴의 초기각이 클수록 하퇴의 후방각이 비례한다는 결과는 탄도기시 하퇴 굴근의 수축력이 강함을 의미하고 결국 지속적인 탄도국면을 더 유지할 수 있게 되어 저항을 감소할 수 있는 효과를 얻을 수 있다.

하퇴의 탄도기 시작각과 하퇴의 탄도기 지속시간의 관계는  $r = .84$ , 대퇴의 최대 후방각도와 허프관절의 신전수축시간의 관계  $r = .81$ , 대퇴의 최대 전방각도와 허프관절에 대한 단축성 수축지속시간의 관계  $r = .86$ , 하퇴의 전방각도와 무릎관절에 대한 신전성 수축시간의 관계  $r = .96$ 로서 상호관계가 높은 것으로 나타났다. 즉, 하퇴의 탄도기 시작각이 크면 클수록 그 지속시간은 더 길게할 수 있고, 대퇴의 전후방각도가 클수록 신전 및 단축성 수축의 지속시간이 길

어져 더 원활한 달리기 자세를 유지할 수 있음을 알 수 있다. 또한 무릎의 신전성 수축시간을 길게하므로써 하퇴의 착지지점을 더 길게할 수 있는 효과를 가질 수 있는 것으로 생각된다.

대퇴의 최대 후방각도와 최대 전방각도간의 관계는  $r = .96$ 으로 후방각을 크게할수록 전방의 각도도 크게할 수 있어, 결국 하퇴의 동작을 제어하여 스트라이드를 크게할 수 있음을 알 수 있다.

무릎에 대한 신전성 수축시간과 최대 전방각도간의 관계는  $r = .96$ 으로 거의 완전상관을 보인 바, 하퇴를 완전히 신전시켜 스트라이드를 크게하고 관성모멘트를 감소시키기 위해서는 무릎관절에 대한 신전성 수축시간을 더 길게하는 것이 좋은 것으로 생각된다.

이상을 종합하면 탄도기의 지속시간을 많이 가질수록 전방으로 향한 관성모멘트의 영향을 적게 받고, 스트라이드의 길이가 길어지고, 더 안정된 착지자세를 유지할 수 있어, 훈련시 탄도기에 관련된 요인을 고려하여 실시해야 할 것으로 나타났으며, 대퇴 및 하퇴의 유효굴신근의 활동을 더 많이 활용할 수 있는 것으로 나타났다.

## 摘 要

본 연구는 육상단거리 선수들의 경기력 향상을 위한 기초자료를 운동역학적 측면에서 분석하였고, 연구결과를 요약하면 다음과 같다.

1. 단거리 회복기에서 유효근력이 적용되는 운동의 범위를 파악하므로써 각 국면의 운동범위에서 동원되는 근육군의 훈련 프로그램을 위한 자료를 제시했다.
2. 각 국면에 따라 동원되는 근육군의 훈련 프로그램은 근육군별 개별화한 전문적인 특수성 및 근수축유형을 정확히 파악할 수 있는 자료를 제시할 수 있었다.
3. 동적인 상태에서 본 연구의 결과대로 수축양상이 시시각각으로 변하기 때문에, 각 국면에 따라서 신근군, 굴근군, 탄도기의 정적인 수축을 할 수 있는 근력 및 순발력 훈련을 분리해서 실시해야 한다.
4. 근모멘트 양상에 따른 세부근육군의 훈련을 제

획할 때 각 동작에 따른 본질의 훈련유형을 달리함으로써 유효근력의 시간, 탄도기의 시간을 적절히 배분할 수 있는 능력을 배양할 수 있음을 입증했다.

5. 탄도기의 지속시간을 많이 가질수록 전방으로 향한 관성모멘트의 영향을 적게 받고, 스트라이드의

길이가 길어지고, 더 안정된 착지자세를 유지할 수 있어, 훈련시 탄도기에 관련된 요인을 고려하여 실시해야 할 것으로 나타났으며, 대퇴 및 하퇴의 유효골신근의 활동을 더 많이 활용할 수 있는 것으로 나타났다.

## 參 考 文 獻

- Dempster, W., 1955. Space requirement of the seated operator. USAF, WADC, Tec, Rep. Wright-patterson Air Force Base, Ohio. 54-159.
- Dillman, C. J., 1971. Kinetic analysis of the recovery lower leg during sprint running, Selected Topic in Biomechanics, 137-165.
- 권영후, 1986. 수평중 누적되는 근피로가 400m 단거리 달리기 미치는 영향, 서울대학교 대학원, 석사학위논문, pp. 7-29.
- 이창준, 1986. 육상경기 Sprinting의 추진력에 관한 연구. 제주대학교 논문집, 22 : 217-219.
- 이창준, 1991. Sprinter의 경기력 향상을 위한 운동역학적 연구(I), 제주대학교 논문집, 33 : 139-150.
- Plagenhoef, S. C., 1971. Pattern of human motion, Prentice Hall, Englewood Cliff, pp. 4-12.
- 류재청, 1986. 단거리달리기의 생체역학적 분석, 서울대학교 대학원 석사학위논문, pp. 39-78.
- Slocum, D. B. and S. L. James, 1968. Biomechanics of Running, J. of American Medical Association, CCV, 721-728.