

1 피로에 따른 하퇴-발 분절 커플링과 유리 토크의 주기성

2 Effects of Prolonged Running -induced Fatigue on the periodicity of the shank-foot segments 3 coupling and free torque

4 5 Abstract

6
7 **Objective:** The purpose of this study was to determine the periodicity of the shank-foot segments
8 coupling and free torque before and after fatigue induced from a prolonged running.

9 **Method:** Fifteen young healthy males with rear-foot strike ran on instrumented dual belt treadmills at
10 70% of their maximum oxygen uptake for 65 minutes. Kinematic and GRF data were collected for
11 twenty continuous strides at 5 minutes, and 65 minutes regarded as fatigued condition, respectively.
12 Approximate Entropy (ApEn) tool was applied to assess the periodicity of the shank internal-external
13 rotation, foot inversion-eversion, these coupling, and free torque for two running conditions.

14 **Results:** The periodicity of all these parameters except foot inversion-eversion were decreased after 65
15 minutes running regarded as a fatigued condition for 80 % of subjects participated in this study. Also,
16 subjects above 60% matched up with of these parameters, shank internal-external rotation, coupling,
17 and free torque in the change of periodicity pattern.

18 **Conclusion:** The findings indicated that the foot inversion-eversion motion may be more harmful for
19 injury than the shank internal-external rotation, coupling, and free torque in a fatigued condition during
20 prolonged running.

21 *Keywords:* Fatigue, Approximate Entropy, Prolonged running, Periodicity, Coupling, Free Torque

22 23 24 Introduction

25
26 피로의 사전적 정의는 신체적 또는 정신적 노력으로 발생하는 나른함(lassitude)과 지루함(weariness)을 의미
27 하는 것으로 지속적인 활동이나 자극 후 세포, 근육, 기관의 힘이나 민감도가 일시적으로 감퇴된 상태를 의미한다
28 (Choi & Song, 2003). 피로의 원인은 다양하며, 이 중 운동으로 인한 피로는 수축되는 근육에서 유발되는 국소
29 적 현상으로 근 수축이 지속될 때 근 장력을 유지하기 어려운 상태를 의미한다(Choi & Song, 2003; Gibson &
30 Edward, 1985). 운동이나 육체적 일과 같이 근육을 움직여 야기된 피로는 일시적인 것으로 휴식이나 수면에 의
31 해 완화되는 급성 피로이다(Choi & Song, 2003; McFarland, 1971). 오래 달리기로 인한 피로는 지속적인 힘을
32 발휘하기 위한 노력에 대한 능률 감소로 운동을 방해하는 주요 요인으로 작용한다(James, Dufek, & Bates,
33 1992; Ryu, 2004).

34 운동 피로를 야기하는 오래 달리기는 신체 건강을 증진시키는데 매우 효과적인 운동이지만, 신체의 생리학적
35 제한으로 인해 부상과 통증을 유발할 수 있다(Elliot & Ackland, 1998). 운동으로 인한 피로는 주로 운동 후반에
36 나타나 근력, 협응성, 주의집중을 해치기 때문에 부상의 잠재적 가능성을 증가시킨다(Collins & Whittle, 1989;
37 Ryu, 2016). 따라서 오래 달리기로 인한 피로 상태에서 부상 유발과 관련 있는 역학적 요인들의 변화를 관찰하는
38 것은 부상의 잠재적 가능성을 예측하고 진단하는데 필요한 일이다(Ryu, 2004).

39 인체 이동 운동 시 분절과 관절의 커플링(coupling)은 부상과 밀접하게 관련된 움직임이다(Boyer, Silvernail,
40 & Hamill, 2014; Hamill & Haddad, 2002; Ryu, 2004). 이동 운동 시 나타나는 여러 가지 신체 커플링 중에 발
41 의 내·외반과 하퇴의 내·외측 회전 사이의 커플링은 잠재적 부상 메커니즘을 예측하기 위한 주요 동작으로 알려졌

42 다(Nigg, Cole, & Nachbauer, 1993; Nigg, Khan, Fisher, & Stefanysznyuh, 1998; Ryu, 2004). 따라서 오래 달
43 리기로 인한 피로 상태에서 이들 관계의 상호 움직임 변화를 분석하는 것은 피로와 잠재적 부상 유발 가능성을 규
44 명하는데 정량적 자료를 제공하는 연구이다(Hamill & Haddad, 2002). 또한 이들과 관련 있는 운동역학적 요인
45 의 변화를 규명하는 것은 오래 달리기 시 발생할 수 있는 부상의 원인을 판단하는데 중요할 뿐만 아니라 성공적인
46 운동 수행을 위해서도 필요한 일이다. 하되는 발 분절에 대해 근위에 있기 때문에 달리기 시 발 분절에서 발생하
47 는 토크의 전이로 비틀림 부하에 쉽게 노출되어 스트레스 골절과 같은 부상을 당하기 쉽다(Pohl, Hamill, & Davis,
48 2009). 달리기 시 지지국면에서 발과 지면 사이 마찰력으로 인해 발생하는 수직축에 대한 자유토크는 발의 회
49 내 동작과 하퇴의 내, 외측 회전 동작과 밀접한 관계가 있다고 알려졌지만(Holden & Cavanagh, 1991; Milner,
50 Davis, & Hamill, 2006; Pohl et al., 2009), 피로에 따라 이들 관계의 안정성 변화에 대한 구체적인 정량적 관계
51 는 제시되지 않고 있다. 달리기 시 부상과 관련 있는 역학적 요인들의 절대적인 크기를 여러 조건에서 비교하고,
52 정도를 규명해 잠재적 부상 가능성을 예측하는 것도 중요하지만, 한 스트라이드에서 다음 스트라이드까지 신경
53 근계 조절 결과로 나타나는 역학적 요인들의 주기성 변화를 관찰해 잠재적인 부상 가능성을 예측하는 것도 필요
54 하다(Preatoni et al., 2014).

55 그 동안 오래 달리기로 인한 피로 상태에서 신체의 움직임을 운동학적 및 역학적 요인들을 관찰해 부상가능성
56 을 예측하고(Bruggemann, Arndt, Kersting, & Knicker, 1995; Jean-Benoit, Pierre, & Guillaume, 2011;
57 Ryu, 2001, 2013, 2016), variability를 분석해 안정성을 평가해 부상 가능성을 판단한 연구(Ryu, 2004,
58 2014) 등 다소 많은 연구가 수행되었다. 이와 같이 오래 달리기로 인한 피로 상태에서 신체의 움직임 변화를
59 여러 각도에서 살펴봐 부상을 예측하고 운동 수행 증진을 위한 정량적 결과를 제시했지만, 많은 선행 연구들이
60 오래 달리기로 인한 피로의 생리적 근거를 제시하지 못한 상태에서 이루어졌다. 오래 달리기로 인한 피로는 개
61 인의 건강 상태에 따라 다르지만, 일반적으로 각 개인의 최대 산소 섭취량의 70% 수준으로 1시간 전후 달렸을
62 경우 피로 상태에 이른다고 보고되고 있다(Ryu, 2001, 2013; Wilmore & Costill, 1994). 따라서 오래 달리기
63 로 인한 신체의 피로 상태를 정확하게 관찰하기 위해서는 적어도 최대 산소 섭취량의 70%수준의 운동 강도로
64 최소한 1시간 이상을 달려야 피로 상태라 간주할 수 있다. 또한 안정성을 판단할 목적으로 variability을 분석한
65 선행 연구에서 많은 연구들이 선형 분석 도구를 적용했기 때문에 시계열 관찰이 결여되어 결과의 일반화에 많
66 은 제한성을 가지고 있다(Ryu, 2014).

67 이상에서 기술한 바와 같이 달리기로 인한 피로와 관련해 분석한 각 하지 분절과 관절의 운동학적 요인들은 다
68 양하게 연구되고 있으나, 대부분 선행 연구들은 피로를 규정하는데 생리학적 판단을 고려하지 않고 이루어졌
69 기 때문에 결과의 일반화에 한계를 보이고 있다. 또한 달리기로 인한 부상을 예측하기 위한 일환으로 신체 분절
70 과 관절의 커플링 각을 이용한 연구에서 달리기 스트라이드를 완전한 주기성 운동이라 간주 상태에서 한 두 스
71 트라이드 만을 선정해 분석이 이루어졌다. 이로 인해 시계열 상태에서 달리기 시 스트라이드에 작용하는 신경
72 근 계의 고유한 속성이 간과되었다(Abraham et al., 1986).

73 이에 본 연구는 최대산소 섭취량의 70% 수준의 달리기 속도로 5 분 달린 직후와 피로상태로 간주된 65 분 달
74 린 직후 하퇴의 내·외측 회전과 발의 내·외반 사이의 커플링과 유리토크의 주기성을 비선형 도구로 분석해 이들
75 주기성 변화 패턴의 관계 정도를 규명하는데 그 목적이 있다. 본 연구에서 분석된 변인들의 차이는 피로에 따른
76 결과로 가정해 해석했다.

77

78

79 Method

80

81 1. Participants

82

83 본 연구에 참여한 대상자는 하지에 부상 경험이 없으며, 자신의 최대산소섭취량의 70%로 1시간 이상 달릴 수 있
84 는 20대 남성 중에 후족 착지형 15명이 선정되었다. 이들의 특징은 <Table 1>과 같다. 본 연구는 K대학교 산학협
85 력단 생명연구윤리 심의를 거쳤다(KNSUUICF-391).

86 Table1. Characteristics of subjects

Age(yrs)	Height(cm)	Weight(N)	Vo2Maximum(ml/min/kg)
21.2±1.7	174.0±4.0	695.0±57.0	47.5±4.3

87

88 2. Experimental set-up

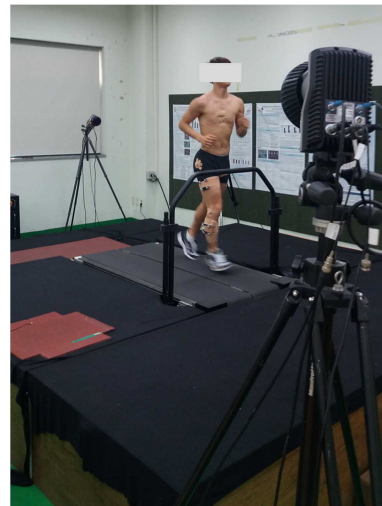
89

90 본 연구에 참여한 모든 대상자들은 충분한 워밍업(warm-up)을 가진 후 <Figure 1>과 같이 각 개인의
 91 최대산소섭취량 측정에 임했다. 최대 산소 섭취량은 경사도를 0°로 고정된 트레드밀에서 초기 5.4 km/hr의
 92 속도로 달리기를 출발하여 매 2분마다 1.2 km/hr의 속도를 증가하여 탈진(all out)상태까지 실시한 후
 93 측정했다(Korea Institute of Sport Science [KISS], 2014). 대상자 별로 측정된 최대 산소 섭취량의 70%
 94 수준에서의 대상자 별 달리기 속도(평균 2.52±0.26 m/s)를 산출하여 두 대의 지면반력기가 장착된
 95 트레드밀(instrumented dual belt treadmills, Bertec, U.S.A) 위에서 피로 상태로 간주되는 65분 달리기를
 96 실시했다(Wilmore & Costill, 1994).

97 실제 달리기 자료 수집에 앞서 달리기 시 하지 분절의 3차원 운동학적 자료를 얻기 위해 초당 100 Hz로 작동되
 98 는 8대의 적외선 카메라(Oqus 300, Qualisys, Sweden)를 달리는 대상자의 오른쪽 공간에 설치했다(Figure 2).
 99 실험을 위한 전역 좌표계 설정은 길이가 알려진 4개의 마커를 지닌 L자형의 프레임(frame)을 트레드밀 오른쪽 후
 100 방에 고정된 후 NLT(non-linear transformation)방법을 이용해 카메라 캘리브레이션을 실시했다. 이 때 전역 좌
 101 표의 상방 수직축을 +Z, 달리는 운동 방향 축을 +Y, +Y축에서 +Z축으로의 크로스를 +X로 취하는 오른손 좌표계
 102 에 따라 축 방향을 설정했다. 지역 좌표계는 오른쪽 분절의 하퇴, 발에 대해 전역 좌표축과 같은 방향으로 설정했
 103 다. 이들 하지 두 분절의 3차원 운동을 추적하기 위해 3개의 비 공선상으로 구성된 반사 마커를 하퇴의 측면에 부
 104 착했고, 발 분절에는 외측 과(lateral malleolus), 운동화의 캡, 5 중족 관절 두(5th metatarsal head)에 해당하는
 105 피부에 부착했다. 마커 부착은 부착자 간의 편차를 줄이기 위해 한 사람이 부착했다. 달리기에 앞서 하지 분절의
 106 3차원 각을 산출할 때 준거가 될 해부학적 자료를 얻기 위해 스탠드 상황에서 약 3초 동안 설치된 카메라를 통해
 107 운동학적 자료를 수집했다. 지면반력기가 장착된 트레드밀에 의해 수집된 운동역학적 자료의 샘플링율은
 108 1000 Hz로 설정했으며 운동학적 자료와 동기화해 수집되었다.



109 Figure 1. Scene of measuring maximum oxygen uptake.
 110
 111 data.



112 Figure 2. Scene of collecting

113 자료 수집은 트레드밀 달리기에 신체가 완전하게 적응해 피로하지 않은 상태로 간주된 달린 후 5분과 피로한
 114 상태로 간주된 달린 후 65분 순간 최소 20 스트라이드 이상에 대해 대상자들이 인지하지 못한 상황에서 이루어

115 졌다(Ryu, 2013, 2014). 본 연구에 사용된 운동화는 모든 대상자들에게 동일한 쿠셔닝(cushioning) 지수를 가
116 진 제품을 활용했다.

117

118 3. Data processing and analysis

119

120 NLT(nonlinear transformation) 방법을 이용해 수집된 3차원 좌표를 통해 하지와 발분절의 3차원 움직임 각
121 은 Cardan 방법(Hamill & Ryu, 2003)을 이용해 계산했다. 계산된 분절 움직임 중에 발 분절의 내-외반각과 하지
122 의 내-외측 회전각을 선정해 커플링 각을 산출했다.

123 커플링 각 산출은 벡터 코딩 기법이 이용되었다(Hamill, Haddad, & McDermott, 2000; Sparrow, Donovan,
124 van Emmerik, & Barry, 1987; Tepavac & Field-Fote, 2001). x축에 근위 분절인 하지의 내-외측 회전각을 y축
125 에 원위 분절인 발의 내-외반 각을 설정한 후 이들 상대 운동의 방향은 각 방향의 평균 사인과 코사인 계산에 의해
126 결정했다(Ferber, Davis, & Williams, 2005; Heiderscheit et al., 2002; Ryu, 2006). 따라서 달리기의 스트라
127 이드 구간 두 인접 데이터 점 사이의 절대 합 벡터는 다음 공식에 의해 계산했다.

$$128 =abs[\tan^{-1}(y-y/x-x)]$$

129 여기서 $i=1, 2, \dots, n$.

130

131 분석 구간은 첫 스트라이드의 오른발이 트레드밀에 착지하는 순간 수직 지면반력이 5N이상부터 20스트라이
132 드의 오른발이 트레드밀에서 이지하는 순간 수직 지면반력이 5N 미만까지 설정했다. 본 연구에서 커플링과 유리
133 토크 산출에 이용된 모든 운동학적 자료와 운동역학적 자료는 비선형 분석 결과를 왜곡시킬 수 있다고 간주해 필
134 터링하지 않고 이용되었다 (Buzzi, Stergiou, Kurz, Hageman, & Heidel, 2003; Kantz & Schreiber, 1997; Ryu,
135 2006). 달리기 피로로 인한 커플링 각과 운동역학적 관계를 관찰하기 위해 유리토크를 산출했다. 유리토크는 위
136 에 기술한 분석 구간에서 산출되었으며, 자유 토크 크기는 체중과 신장에 의해 표준화해 무 차원으로 처리되었다.
137 구체적인 산출 과정은 Ryu(2016)의 연구를 활용했다. 달리기로 인한 피로가 발분절의 내-외반각과 하지분절의
138 내-외측 회전각의 커플링과 유리토크의 주기성 변화에 미치는 영향을 시계열로 관찰하기 위해 비선형의
139 Approximate Entropy (ApEn) 기법을 이용했다. ApEn은 상태 공간 내에서 일련의 데이터 점들의 확실한 거리
140 는 다음 증가분에 대해 상대적으로 비슷함을 나타내는 로그 확률이다. 비교점에 대해 같은 거리로 남아있을 가능
141 성이 큰 것은 ApEn값이 낮고 반면에 데이터 점들 사이에 큰 거리를 나타내는 것은 높다. 즉 ApEn은 반복성(주기
142 성)을 평가하는 방법으로 m점들에서 비슷한 패치(patch)와 m+1점들에서 비슷한 패치를 비교(m/m+1)하는 것
143 으로 AnEn값은 0에서 정수로 이어지며, 높은 값은 주기성이 낮은 것을 의미한다(Preatoni et al., 2014).

144 ApEn(m, r, N)은 N 입력 데이터 점들 $u(1), u(2), \dots, u(N)$ 과 두 입력 파라미터 m, r이다. 입력 파라미터 m은 비
145 교되는 패턴 길이(pattern length)이고 r은 허용(tolerance)오차이다. ApEn 계산은 다음과 같은 과정을 거쳤다
146 (Stergiou, 2004). $x(i)=[u(i), \dots, u(i+m-1)]$ 에 의해 정의된 $u(i)$ 로부터 $x(N-m+1)$ 를 통하여 벡터 연속체 $x(1)$ 을 만
147 든 다음 각각의 스칼라 성분들에서 가장 큰 거리의 벡터 $x(i)$ 와 $x(j)$ 사이의 거리 $d[x(i), x(j)]$ 를 정의했다. 그런 다음
148 각각 $i \# N-m+1$ 을 만들기 위해 $x(N-m+1)$ 를 통해 벡터 연속체 $x(1)$ 을 사용했다.

$$148 C_i^m(r) = (x(j))/(N - m + 1)$$

149 C_i^m 값들은 허용오차 r내에서 윈도우 길이 m의 주어진 패턴과 비슷한 패턴의 주기성을 측정한다. 본 연구에서
150 는 $r=0.2, m=2$ 로 설정했다(Stergiou, 2004)

151 끝으로 $1/n C_i^m(r)$ 의 평균값으로 $\Phi^m(r)$ 을 정의했으며, 여기서 $1/n$ 은 자연 로그이다. ApEn은 다음과 같이 정의
152 된다.

$$152 ApEn(m, r, N) = \Phi^m(r) - \Phi^{m+1}(r)$$

153

154 본 연구의 자료 분석은 MatLab 프로그램(Mathworks, Inc., Natick, MA, USA)을 이용했다.

155 비선형 도구에 의해 산출된 분절의 커플링과 유리토크의 ApEn 값 처리는 개인의 독특한 특성이 전체 평균에
156 영향을 미쳐 보고자 하는 개인 내 주기성을 왜곡할 가능성을 배제하기 위해 기술 통계치를 활용하지 않고, 단지

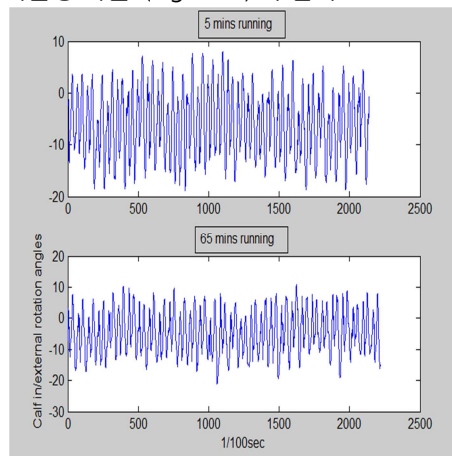
157 각 개인의 지수 값 크기를 중심으로 해석했다(Ryu, 2009). 이에 따라 달리기 피로가 하지 분절 커플링과 유리토
158 크의 주기성에 미치는 영향과 이들 커플링의 주기성과 유리 토크의 주기성과의 관계는 ApEn값의 대소만을 고려
159 해 대상자 비율에 의거 피로 전후를 비교 평가했다.

160
161

162 Results

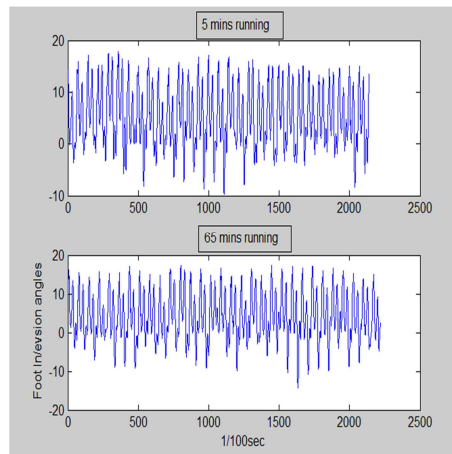
163

164 위에서 언급한 방법에 의거하여 오래 달리기로 인한 피로 상태에서 발분절의 내·외반과 하지의 내·외측 회전과
165 의 커플링의 주기성 변화와 이들 주기성과 자유 토크 주기성의 관계를 관찰하고자 ApEn를 분석한 결과는<Table
166 2>와 같다. 또한 발과 하지 분절의 커플링 산출에 앞서 계산된 피로 전후 하지의 내·외측 회전 각은 <Figure 3>과
167 같으며, 발의 내·외반 각은 <Figure 4>와 같다. 커플링 산출에 필요한 이들 두 분절각에 대한 각각 도면은
168 <Figure 5>와 같고, 이들 두 분절의 커플링 각은 <Figure 6>과 같다.



169
170
171

Figure 3. Shank internal/external rotation angles of fatigued and non-fatigued condition.



172
173
174

Figure 4. Foot inversion-eversion angles of fatigued and non-fatigued condition.

175
176
177

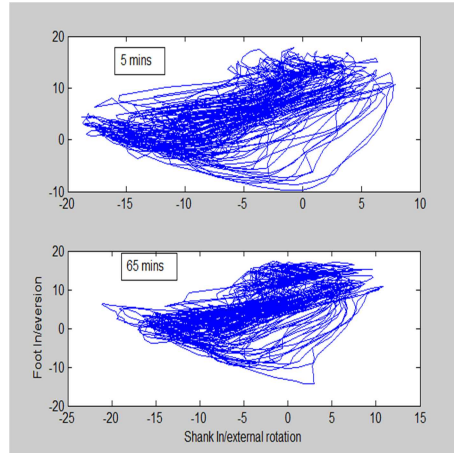


Figure 5. Plot angle-angle diagram of fatigued and non-fatigued condition .

178
179
180

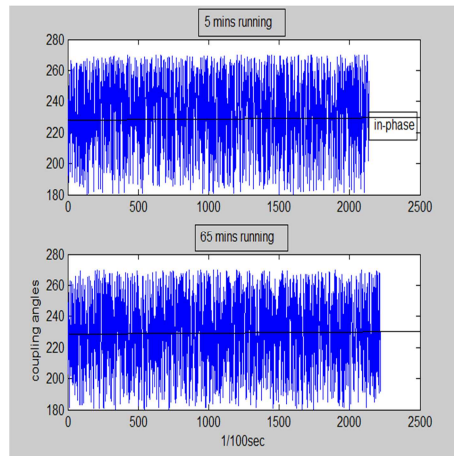


Figure 6. Coupling angles of fatigued and non-fatigued condition.

181 피로 상태로 간주된 달리기 65분 직후 발 내·외전 움직임과 하퇴 내·외측 회전의 커플링에 대한 ApEn값은 대
182 상자 15명중 80%에 해당하는 12명이 증가해 주기성이 낮은 결과를 보였다. 이들 커플링을 구성하는 하퇴 내·외
183 측 회전각과 발 내외반각의 피로 전후 주기성을 살펴보면 전자의 경우 65분 달린 직후 15명중 12명이 ApEn 값
184 이 증가해 주기성이 낮은 반면, 발 내·외반 각은 5명을 제외하고 66%에 해당하는 10명이 ApEn값이 감소해 높
185 은 주기성을 보였다. 유리토크는 커플링과 하퇴 내·외측 회전각과 마찬가지로 15명 중 12명인 80%가 ApEn값
186 이 증가해 피로에 따라 주기성이 낮아졌다. 대상자 별 피로 전·후 커플링과 하퇴의 내·외측 회전각의 ApEn값 증
187 감 양상은 10명이 똑같은 현상을 보였다. 즉 대상자 15명중에 66%에 해당하는 10명이 하퇴 내·외측과 발 내외
188 반의 커플링 주기성과 하퇴 내·외측 회전 주기성이 낮아지는 변화 양상을 보였다. 반면에 발의 내외반각과 커플링
189 과의 주기성은 15명중 33%에 해당하는 5명이 65분 달린 직후 커플링 각과 마찬가지로 낮은 양상을 보였다. 고
190 로 피로 전후 발 내·외반각과 커플링과의 주기성 관계는 하퇴의 내·외측 회전과 커플링 주기성 관계보다 덜 밀접
191 한 양상을 보였다. 이동 운동 시 발의 내·외반 움직임과 하퇴의 내·외측 회전 크기에 영향을 미치는 것으로 알려진
192 유리토크와 이들 주기성과의 일치 관계를 대상자 별로 살펴보면, 달리기 피로로 유리토크의 주기성이 떨어진 대
193 상자와 커플링의 주기성이 떨어진 대상자는 15명중 66%에 해당하는 10명이었다. 유리토크와 하퇴의 내·외측
194 회전의 주기성 변화 일치하는 15명중 60%에 해당하는 9명이 낮은 주기성을 보였다. 반면에 발 내·외반 주기성과
195 유리토크 주기성 변화 양상이 일치하는 대상자는 26%인 4명에 불과해 상대적으로 낮은 비율을 보였다.

196
197

Table2. ApEn values of mechanical variables for each subject

Subject	Coupling		Calf in/external rotation		Foot in/eversion		Free torque	
	5 min	65 min	5 min	65 min	5 min	65 min	5 min	65 min
1	1.988	2.012	0.745	0.775	0.709	0.665	1.194	1.351
2	1.999	1.967	0.626	0.657	0.820	0.767	1.148	1.039
3	1.947	1.962	0.900	0.961	0.591	0.614	1.037	0.964
4	2.030	2.043	0.914	0.927	1.014	0.946	1.363	1.176
5	1.997	2.009	0.879	0.964	0.664	0.707	1.123	1.216
6	1.982	1.972	0.912	0.950	0.737	0.671	1.040	1.139
7	1.996	2.008	0.724	0.861	0.649	0.712	1.071	1.134
8	1.990	2.017	0.717	0.818	0.552	0.613	1.233	1.419
9	1.906	1.966	0.752	0.774	0.697	0.686	1.064	1.268
10	1.920	1.954	0.720	0.758	0.485	0.476	1.098	1.222
11	1.941	2.003	0.949	0.984	0.698	0.717	1.147	1.288
12	1.954	1.955	1.003	0.913	0.610	0.604	1.057	1.079
13	1.947	1.931	0.823	0.807	0.798	0.702	1.085	1.105
14	1.990	2.014	1.041	0.950	0.889	0.866	0.981	1.024
15	1.911	1.970	0.953	0.996	0.711	0.657	1.006	1.081

198

199

200 Discussion

201

202 인간 이동 운동 시 신체의 안정성 변화 분석은 낙상 위험과 잠재적 부상을 예측하고 전략적 훈련 프로그램을 구
203 축하는데 중요하다(Ryu, 2014). 달리기와 같은 이동 운동 시 안정성은 신체 동요에 대한 동적 계의 민감도를 반
204 영한다. 달리기 시 동적 안정성 평가는 스트라이드-스트라이드 변동을 관찰하므로서 가능하다(Stergiou, 2004).
205 변동을 관찰하는 방법은 선형도구와 비선형 도구를 이용해 수행할 수 있다. 선형 도구들은 일반적으로 몇 몇 스트
206 라이드를 선정해 분석한 후 통계적 기법을 적용해 판단하기 때문에 운동 변동의 실제 구조를 규명하는데 한계가
207 있으며, 시간 함수를 표준화 할 경우는 운동 패턴의 일시적 변동은 손실될 가능성이 크다. 이에 비해 비선형 도구
208 는 시간에 따라 어떻게 운동 패턴 변동이 변화 하는가 이해하는데 중점을 둔다(; Dingwell & Cusumano, 2000;
209 Hausdorff, Edelberg, & Michell, 1997). 따라서 달리기 시 어떤 특정한 변인의 안정성을 관찰할 때는 보다 긴
210 시간에 스트라이드-스트라이드 사이클의 변동에 대해 연구되기 때문에 보존된 상태에서 원래 데이터를 관찰할
211 수 있는 장점과 계의 고유성 해석에 유리하다(Abraham et al., 1986).

212 본 연구에서는 달리기 시간 경과에 따른 피로 상태에서 달리기 운동 시 부상과 관련 있는 발 내·외반과 하퇴의
213 내·외측 회전 커플링 (Hamill & Haddad, 2002)과 커플링을 구성하는 발 내·외반과 하퇴의 내·외측 회전각, 이들
214 각과 밀접한 관계가 있는 유리토크(Milner et al. 2006; Pohl et al., 2009)에 대해 비선형 도구인 ApEn를 이용
215 해 주기성을 산출해 안정성을 분석했다. 본 연구 결과 65분 달린 직후 피로한 상태에서 연구 대상자중 80%가 하
216 퇴 내·외측 회전, 하퇴 내·외측 회전과 발의 내·외반 커플링, 유리토크의 ApEn값이 증가했다. 이와 같은 결과는 피
217 로는 이동 운동시 하지의 잠재적 부상과 밀접한 관련이 있는 발의 내·외반과 하퇴 내·외측회전 커플링(Nigg et
218 al.,1993 1998; Ryu, 2004)과 유리 토크(Pohl et al., 2009)의 주기성을 떨어뜨려 불안정한 상태로 유도한 것으
219 로 판단된다(Preatoni et al., 2014).

220 달리기와 같은 이동 운동에서 과다 사용(overuse)이 부상의 원인과 관련 있다고 알려진(Clement et al.,1981)

221 발 분절의 내·외반과 하퇴의 내·외측 회전은 상호 커플링 동작은 전통적으로 부상과 관련해 운동학적으로 많이 연
222 구되고 있다(Ryu, 2004). 발의 내·외반의 움직임 발생은 거골과 관절과 발목 관절에서 (Hintermann, Nigg,
223 Sommer, & Cole, 1994) 일어나 하퇴의 내·외측 회전에 전이되어 무릎의 통증을 유발하는데 가장 밀접한 관계
224 가 있는 것으로 알려지고 있다(; Bahlmen,1988; James et al,1978Ryu, 2004). Nigg et al. (1993)은 관절력이
225 약한 무릎 통증 주자(走者)는 하퇴 회전과 후족 외반 사이에 협응이 잘 이루어지지 않는 결과라 주장했다(Ryu,
226 2004). 이런 선행 연구를 토대로 피로 후 커플링의 불안정은 무릎에 큰 영향을 미친 것으로 판단되지만, 이는 발
227 과 하퇴의 커플링이 피로 환경에서 유연하게 적응하기 위한 움직임 결과라 보여진다(Lipsitz, 2002; Ryu, 2014).
228 이들 커플링에 대한 주기성을 선형도구로 분석한 선행 연구에서는 착지 순간과 이지 순간 이들 커플링의 주기성
229 은 높아졌다는 연구 결과도 있지만(Ryu, 2004), 본 연구 결과와 직접 비교하는 것은 분석된 도구의 차이와 분석
230 된 순간 등의 차이로 인하여 무리가 있다(Ryu, 2014).

231 본 연구 결과 달리기 피로에 따른 하퇴의 내·외측 회전 움직임은 대상자중 80%이상이 주기성이 낮아져 불안
232 정한 상태를 보였지만, 발분절의 내·외반 움직임은 대상자중 66%에 해당하는 10명이 ApEn값이 감소해 오히려
233 주기성이 높아져 안정성을 유지하는 경향이 컸다. 이는 발분절의 내·외반 움직임이 상대적으로 큰 피로가 많이 일
234 어나 본능적으로 신체의 가동 범위를 일관성 있게 유지하기 위한 전략으로 보인다(Helbostad, Leirfall, Moe-
235 Nilssen, & Sletvold, 2007). 이와 같은 연구 결과는 오래 달리기로 인한 피로 상태에서도 발의 내·외반 움직임 범
236 위는 일관성 있게 유지했다는 연구(Ryu, 2001) 결과와도 일치한다. 이와 같은 현상은 앞서 기술한 바와 같이 지
237 면과 접촉하고 있는 원위 분절의 움직임 전략으로 피로 환경에 안정성을 취하고자 하는 신경근 작용에 따른 결과
238 로 판단되지만(Preatoni et al., 2014), 피로 환경에 대한 적응력과 적응에 대한 유연성이 낮아 잠재적 부상을 유
239 발할 가능성이 보다 크다고 판단된다(Lipsitz, 2002; Preatoni et. al., 2014; Ryu, 2014). 이는 신경성 환자들이
240 보행속도가 정상인보다 낮음에도 국부적으로 더 주기성이 높지만 잠재적 부상 유발이 크다는 선행 연구 결과와
241 같은 시각이라 할 수 있다(Dingwell & Cusumano, 2000; Ryu, 2014). 따라서 오래달리기 시 발 분절의 내·외반
242 움직임이 피로에 대한 적응력을 향상시키기 위해서는 발분절의 근력과 근지구력 등을 증가할 필요가 있다고 판단
243 된다.

244 달리기 시 하퇴 스트레스 골절과 밀접한 관련이 있는(Milner et al., 2006; Pohl et al., 2009) 유리토크는 본
245 연구 결과 피로 상태에서 많은 대상자들이 ApEn값이 커플링과 마찬가지로 크게 나타남에 따라 주기성이 낮아졌
246 다. Ryu(2016)의 연구에 의하면 착지 순간 제동력이 최대인 순간 절대 자유토크는 5분 달린 직후가 피로로 간주
247 된 125분 달린 직후보다 증가한 것으로 나타나 피로 상태에서 자유토크가 유의하게 감소하는 경향을 보인다고
248 보고하였다. 이를 통해 오래 달리기로 인한 피로는 제동시간 자유 토크의 절대 크기를 오히려 감소시켜 하퇴 스트
249 레스 골절의 잠재적 부상을 유발하는데 크게 작용하지 않는 것으로 확인되었다. 본 연구 결과 유리토크의 주기성
250 이 떨어진 것도 잠재적 부상 유발과 관련해 절대 크기의 변화와 같은 경향을 보인 것으로 판단된다.

251 오래 달리기로 인한 피로는 하지의 각 운동에 영향을 미치는 것으로 보고되고 있다(Bruggemann et al., 1994;
252 Ryu, 2001). 오래 달리기로 인한 신체의 부상은 한 순간의 큰 충격력으로 인한 급성적인 원인보다 반복적인 충격
253 력의 축적으로 인한 만성적인 원인에 기인한다 할 수 있다. 신체의 과다 사용으로 인한 신체의 움직임이 어떻게
254 변화하는가를 시계열로 분석하는 것은 오래 달리기로 인한 부상의 원인과 진단에 필요한 일이다. 특히 달리기 시
255 부상과 관련 있다고 알려진 하지 분절의 상호 커플링 동작의 상대 각에 대한 주기성을 분석하는 것은 오래 달리
256 기 시 하지의 잠재적 부상 가능성을 예측하는데 중요하다. 또한 이들 커플링 각에 영향을 받는 유리 토크가 오래 달
257 리기로 인한 피로 상태에서 주기성이 어떻게 변화하는가를 관찰하는 것은 이들의 안정성 관계를 규명하는데 필요
258 한 연구이다. 본 연구에서 대상자의 66%는 달리기로 인한 피로에 의해 커플링과 유리토크의 주기성이 감소하였
259 고, 대상자의 60%는 하퇴의 내·외측 회전과 유리토크의 주기성이 감소하였다. 하지만 발 내·외반 주기성과 유리
260 토크 주기성 변화 양상이 일치하는 대상자의 비율은 매우 낮은 것으로 나타났다. 이와 같은 결과는 앞서 기술한
261 바와 같이 달리기로 인한 피로에 따라 다른 요인들과 달리 많은 대상자가 발의 내·외반 움직임의 주기성이 일관성
262 있게 유지했기 때문인 것으로 판단된다. 본 연구는 달리기로 인한 피로 상태에서 부상과 관련 있는 발 내·외반과
263 하퇴의 내·외측 회전 사이의 커플링 움직임과 유리 토크의 주기성을 분석한 결과, 커플링과 하퇴의 내·외측 회전
264 각, 자유토크는 달리기 피로에 따라 주기성이 떨어졌지만, 발의 내·외반 움직임은 주기성이 피로 후가 더 높아졌

265 다. 따라서 달리기로 인한 피로 시 부상의 잠재적 가능성은 발의 내·외반 움직임에서 일어날 가능성이 크다고 할
266 수 있다((Preatoni et al., 2014).

267

268

269 Conclusion and Proposals

270

271 본 연구는 후족 착지형을 지닌 20대 남성 15명을 대상으로 최대산소 섭취량의 70% 수준의 속도로 5분 달린
272 직후와 피로상태로 간주된 65분 달린 직후 하퇴의 내·외측 회전과 발의 내·외반 커플링 각과 이들 각의 움직임과
273 밀접한 관련이 있다고 알려진 유리토크의 주기성을 비선형 도구인 ApEn을 이용해 분석했다. 분석 결과 달리기로
274 인한 피로로 인해 대상자중 80%가 하퇴 내·외측 회전, 하퇴 내·외측 회전과 발의 내·외반 커플링, 유리토크의 주
275 기성이 떨어졌다. 반면에 발 내·외반 각은 대상자중 66%에 해당하는 10명이 ApEn값이 감소해 오히려 주기성이
276 높아졌다. 달리기로 인한 피로 전후 유리토크의 주기성과 하퇴 내·외측 회전과 발의 내·외반 커플링의 주기성 변
277 화는 대상자중 66% 일치했으며, 유리토크와 하퇴 내·외측 회전각 주기성 변화와는 60% 같았다. 이들 결과를 토
278 대로 다음과 같은 결론에 이르렀다. 오래달리기로 인한 피로 상태에서 발분절의 내·외반 운동은 발 내·외반과 하
279 퇴 내·외측 회전 커플링과 하퇴 내·외측 회전 각 운동, 유리 토크보다 상대적으로 피로 환경에 적응하는 유연성이
280 떨어져 잠재적 부상 유발 가능성이 다소 큰 것으로 판단된다. 향후 본 연구와 관련된 후속 연구를 수행할 때는 보
281 다 많은 대상자 선정을 통해 결과의 일반화 한계성에서 벗어날 필요성과 분석의 신뢰성을 위해 surrogate 기법
282 등을 고려한 연구의 필요성을 제언한다.

283

284 REFERENCES

285

286 Abraham, N. B., Albano, A. M., Das, B., Guzman, G. D., Yong, S., Gipggia, R. S., Puccioni, G. P., Tredicce, J.
287 R. (1986). Calculating the dimension of attractors from small data sets. *Physics Letters*,
288 114A(5),217-221.

289 Bahnen, A. (1988). *The etiology of running injuries: a longitudinal, prospective study*. Ph.D. thesis, The
290 university of Calgary, calgary, Alberta.

291 Boyer, K.A., Silvernail, J.F., & Hamill, J.(2014). The role of running mileage on coordination patterns in
292 running. *Journal of Applied Biomechanics*, 30, 649-654.

293 Buzzi, U. H., Stergiou, N., Kurz, M., Hageman, P. A., Heidel, J. (2003). Nonlinear dynamics indicates aging
294 affects variability during gait. *Clinical Biomechanics*, 18(5), 435-443.

295 Brüggemann, G. P., Arndt, A., Kersting, U. G., & Knicker, A. J. (1995). Influence of fatigue on impact force
296 and rearfoot motion during running. *Proceedings of International Society of Biomechanics*, 132-133.

297 Choi, E. S. & Song, M. S. (2003). Concept analysis: fatigue. *Korean Journal of Woman Health Nursing*, 9(1),
298 61-69.

299 Clement, D. B., Taunton, J. E., Smart, G. W., & McNicol, K. L. (1981). A survey of overuse running injuries.
300 *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 13(2), 83.

301 Collins, J., & Whittle, M. W. (1989). Impulsive forces during walking and their clinical implications. *Clinical*
302 *Biomechanics*, 4(3), 179-187.

303 Dingwell, J. B., & Cusumano, J. P. (2000). Nonlinear time series analysis of normal and pathological human
304 walking. *Chaos*, 10(4), 848-863.

305 Elliot, B., & Ackland, T. (1981). Biomechanical effects of fatigue on 10,000 meter running technique.
306 *Research Quarterly for Exercise and Sport*, 52(2), 160-166.

307 Ferber, R., Davis, I. M., & Williams III, D. S. (2005). Effect of foot orthotics on rearfoot and tibia joint
308 coupling patterns and variability. *Journal of Biomechanics*, 38(3), 477-483.

309 Gibson, H., & Edwards, R. H. T. (1985). Muscular exercise and fatigue. *Sports Medicine*, 2(2), 120-132.

310 Hamill, J., & Haddad, J. M. (2002). The role of variability in the etiology of running. *Proceedings of 2002*

311 *KNUPE international symposium*, 2(1), 107-18.

312 Hamill, J., Haddad, J. M., & McDermott, W. J. (2000). Issues in quantifying variability from a dynamical
313 systems perspective. *Journal of Applied Biomechanics*, 16(4), 407-418.

314 Hamill, J., & Ryu, J. S. (2003). *Experiment in sport biomechanics*. Daehanmedia, 99-104.

315 Hausdorff, J. M., Edelberg, H. K., Mitchell, S. L. (1997). Increased gait unsteadiness in community dwelling
316 elderly fallers. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 78(3), 278-283.

317 Heiderscheit, B. C., Hamill, J. Van Emmerik, R. E. A. (2002). Variability of stride characteristics and joint
318 coordination among individuals with unilateral patellofemoral pain. *Journal of Applied
319 Biomechanics*, 18(2), 110-121.

320 Helbostad, J. L., Leirfall, S., Moe-Nilssen, R., & Sletvold, O. (2007). Physical fatigue affects gait characteristics
321 in older persons. *The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences*,
322 62(9), 1010-1015.

323 Hintermann, B., Nigg, B. M., Sommer, C., & Cole, G. K. (1994). Transfer of movement between calcaneus
324 and tibia in vitro. *Clinical Biomechanics*, 9(6), 349-355.

325 Holden, J. P., & Cavanagh, P. R. (1991). The free moment of ground reaction in distance running and its
326 changes with pronation. *Journal of Biomechanics*, 24(10), 887-897.

327 James, S., Bates, B., Osternig, L. (1978). Injuries in running. *The American Journal of Sports Medicine*, 6(1),
328 40-50.

329 James, R., Dufek, J. S., Bates, B. T. (1992). Effects of fatigue on mechanical and muscular components of
330 performance during drop landings. *Proceedings of NACOBII*:553-554.

331 Jean-Benoit, M., Pierre, S., & Guillaume, Y. H. (2011). Changes in running kinematics, kinetics, and spring-
332 mass behavior over a 24-h run. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 43(5), 829-836.

333 Kantz, H., & Schreiber, S. (1997). *Nonlinear time series analysis*. Cambridge University Press, Cambridge, UK.

334 Korea Institute of Sport Science [KISS] (2014). *Report for Model Development of Fitness Managing Center*.

335 Lipsitz, L. A. (2002). Dynamics of stability: The physiologic basis of functional health and frailty. *Journal of
336 Gerontology: Biological Sciences*, 57A(3), B115-B125.

337 McFarland, P. A. (1971). Understanding fatigue in modern life. *Ergonomics*, 14(1), 1-10.

338 Milner, C. E., Davis, I. S., & Hamill, J. (2006). Free moment as predictor of tibial stress fracture in distance
339 runners. *Journal of Biomechanics*, 39(15), 2819-2825.

340 Nigg, B. M., Cole, G., & Nachbauer, W. (1993). Effects of arch height of the foot on angular motion of the
341 lower extremities during running. *Journal of Biomechanics*, 26(8), 909-916.

342 Nigg, B. M., Khan, A., Fisher, V., & stefanyshyn, D. (1998). Effect of shoe insert construction on foot and leg
343 movement. *Medicine Science Sports Exercise*, 30(4), 550-555.

344 Pohl, M. B., Hamill, J., & Davis, I. S. (2009). Biomechanical and anatomical factors associated with a history
345 of plantar fasciitis in female runners. *Clinical Journal of Sports Medicine*, 19(5), 372-376.

346 Preatoni, E., Hamill, J., Harrison, A. J., Hayes, K., Emmerik, V. R., Wilson, C., Rodano, R. (2014). Movement
347 variability and skills monitoring in sports. *Sports Biomechanics*, 12(2), 69-92.

348 Ryu, J. S. (2001). Fatigue effects on biomechanical parameters during a prolonged run. *The Korean Journal
349 of Physical Education*, 40(4), 1011-1025.

350 Ryu, J. S. (2004). The effect of fatigue caused by a prolonged run on the variability of the lower extremity
351 segment coupling. *The Korean Journal of Physical Education*, 43(3), 803-811.

352 Ryu, J. S. (2006). The elderly's coupling pattern between the foot and the tibia and its variability during
353 walking. *The Korean Journal of Physical Education*, 45(1). 747-756.

354 Ryu, J. S. (2009). The effect of walking with high-heel shoes on local dynamic stability. *The Korean Journal of
355 Physical Education*, 48(1). 431-438.

356 Ryu, J. S. (2013). Effect of a prolonged-run-induced fatigue on the ground reaction force components.
357 *Korean Journal of Sport Biomechanics*, 23(3), 225-233.

358 Ryu, J. S. (2014). Variability of GRF components between increased running times during prolonged run.
359 *Korean Journal of Sport Biomechanics*, 24(4), 359-365.

- 360 Ryu, J. S. (2016.) Effect of prolonged running-induced fatigue on free-torque components. *Korean Journal*
361 *of Sport Biomechanics*, 26(1), 31-37.
- 362 Sparrow, W. A., Donovan, E., van Emmerik, R. E. A., & Barry, E. B. (1987). Using relative motion plots to
363 measure changes in intra-limb and inter-limb coordination. *Journal of Motor Behavior*, 19(1), 115-
364 129.
- 365 Stergiou, N. (2004). *Innovative analyses of Human Movement*, Human Kinetics, 76-84.
- 366 Tepavac, D., & Field-Fote, E. C. (2001). Vector coding: A technique for quantification of intersegmental
367 coupling in multicyclic behaviors. *Journal of Applied Biomechanics*, 17(3), 259-270.
- 368 Wilmore, J. H., & Costill, D. L. (1994). *Physiology of sport and exercise*. Human kinetics, 110-522.