

과제와 환경의 제약이 다트 던지는 동작에 미치는 영향*

임 용 현

경북대학교 의과대학
신경과학교실

김 남 균†

계명대학교 심리학과

본 연구에서는 다트 던지는 동작이 자세유지 체계와 어떻게 협응을 이루는지 두 개의 실험을 실시하여 검증하였다. 실험 1에서는 Fitts 법칙에 따라 표적과의 거리를 이용하여 과제 난이도를 변화시켰으며, 실험 2에서는 지지면의 재질과 크기(나무 바닥, 고무판, 좁은 목재보)를 변화시켜 자세 유지를 교란하여 다트 던지는 동작과의 상호작용을 유도하였다. 실험의 조작이 다트 던지는 동작과 자세유지에 미치는 영향을 수행 결과, 운동 패턴 및 흔들림 정도로 나누어 분석하였다. 수행 결과는 반경오차, 가변오차 및 수행점수로 분석하였으며, 운동 패턴은 운동추적기의 센서로 수집한 시계열 자료로부터 추출한 관절(손목, 팔꿈치, 어깨, 엉덩이, 무릎, 발목)의 각도 변화 값을 상호 비교한 교차상관 분석값들을 사용하여 분석하였다. 마지막으로 신체의 흔들림 정도는 머리의 앞뒤 및 좌우 흔들림, 어깨의 앞뒤 및 좌우 흔들림 정도를 운동시간 동안 센서의 움직인 거리를 표준편차로 변환한 값을 사용하여 분석하였다. 실험 결과 운동통계 체계가 과제의 변화로 주어진 제약(더 빠른 가속력)이나 환경의 변화로 주어진 제약(자세유지의 어려움)에 대처하여 다분절 운동 사슬을 기능적으로 재구성하여 역동적으로 대처한다고 결론 내렸다.

주제어 : 다트 던지기, 다분절 운동 사슬, 협응, 교차상관분석, 자세유지

* 본 논문은 제1저자의 박사학위논문을 일부 수정하여 작성되었다. 본 논문은 2014년 정부(교육부)의 재원으로 한국연구재단의 지원을 받아 수행되었다(NRF-2014S1A5A2A01015400).

† 교신저자 : 김남균, 계명대학교 심리학과, (42601) 대구광역시 달서구 달구벌대로 1095

Tel: 053-580-5415, E-mail: nk70@kmu.ac.kr

직립 자세를 유지하면서 양발로 보행하는 능력은 인간을 특징짓는 가장 중요한 요소 중에 하나다. 직립 보행으로 인해 자유로워진 손과 팔은 도구를 제작하고, 돌과 창을 이용하여 수렵 활동을 가능하게 하는 등 다양한 이점을 제공하지만, 그로 인해 발생하는 불안정한 자세(posture)는 균형 유지라는 과제도 함께 부여한다. 직립 상태에서의 모든 행동은 신체 균형을 유지하지 못할 경우 수행이 어려워진다. 따라서 우리가 수행하는 모든 행동은 자세와 분리하여 고려할 수 없다(Gibson, 1974). 즉 자세는 자세 유지가 주목적이 아니며, 따라서 독립된 운동체계에 의해서 독자적으로 유지되지도 않는다는 것이다(Smart, Mobley, Otten, Smith, & Amin, 2004). 하지만 지금까지 수행된 대부분의 자세유지 연구는 조용히 서 있는 자세(quiet stance)에서 얼마나 균형을 잘 유지하는지에 초점을 맞추어 왔다(Dijkstra, Schöner, & Gielen, 1994; Horak & Nashner, 1986; Lee & Lishman, 1975; Nashner & McCollum, 1985). 자세의 유지는 시각, 체감각, 전정기관으로 입력된 피드백 정보에 근거하여 신체의 무게 중심을 두발과 두발 사이의 공간, 즉 지지공간(base of support) 위에서 벗어나지 않도록 조율함으로써 달성된다(Massion, 1992; Nashner & McCollum, 1985, 개관). 따라서 이런 정보를 교란시킨 뒤 그런 조작이 자세유지에 미치는 영향을 검증하여 자세유지 능력을 확인하는 연구가 일반적으로 시도되어 왔다. 사방의 벽과 천장을 바닥과 분리해 제작한 방에서, 방을 건물 천장에 매달아 실험자가 밖에서 힘을 가할 경우 방이 움직이도록 조작한 Lee와 Aronson(1974)의 ‘움직이는 방(moving

room)’ 연구는 시각정보가 자세유지에 필수적이라는 사실을 입증하는 대표적인 연구다. 특히 움직이는 방을 (밖에서 방안에) 서있는 참가자를 향해 살짝 밀 경우, (관찰자가 앞으로 움직일 때 발생하는) 확장하는 광흐름(optic flow)이 참가자의 눈에서 생성된다. (방이 움직인다는 사실을 의식하지 못하는) 참가자는 자신이 앞으로 움직인다(앞으로 넘어진다)고 착각하여, 자동적으로 뒤로 기울거나 넘어진다. 그 반대로 (참가자 뒤쪽 벽을 참가자를 향해 밀어 참가자가 향하고 있는 방의) 벽이 참가자로부터 멀어질 경우, 축소하는 광흐름이 생성되어 (자신이 뒤로 넘어진다고 착각하고) 참가자는 자동으로 앞으로 기울거나 넘어진다. 바닥이 고정되어 있기 때문에 발목의 자기수용기와 전정기관에서 오는 정보 모두 신체가 고정되어 있다는 사실을 명시하고 있음에도 불구하고, 재미있는 사실은 신체의 균형 유지가 움직이는 방으로부터 생성된 광흐름에 의거하여 조절된다는 점이다.

하지만 상기하였듯이, 자세는 자세유지 자체가 목적이 될 수 없으며, 따라서 많은 연구가 목적 지향적인 행동 수행, 특히 손을 뻗어 물건을 잡거나(reaching and grasping)(Eng, Winter, Colum, MacKinnon, & Patla, 1992; Kaminski, 2007; Kaminski & Simpkins, 2001; Rosenbaum, Meulenbroek, & Vaughan, 2001; Wing, Flanagan, & Richardson, 1997), 목표를 향해 손가락을 가리키는 행동(aiming)(Berrigan et al., 2006; Kaminski, Bock, & Gentile, 1995; Martin, Teasdale, Simoneau, Corbeil, & Bourdin, 2000; Pozzo et al., 2002; Tseng, Scholz, Schoner, & Hotchkiss, 2003) 등을 이용하여, 수행하는 동

작이 자세유지에 미치는 영향의 검증에도 초점을 맞추었다. 예컨대 물건을 집기 위해 손을 뺀다면 사람들은 목표물과의 거리에 따라 상체도 함께 구부리게 된다. 이렇게 손-팔-몸통 심지어 다리의 관절들로 구성된 다분절 운동 사슬(multijoint kinematic chain)로 행동이 구현될 경우, 그 사슬을 구성하는 많은 운동 요소들이 어떻게 통제되며, 의도하는 행동을 어떻게 구현하는가 하는 문제가 제기된다. 이런 문제를 러시아 생리학자 Bernstein(1967)은 '자유도 문제(degrees of freedom problem)'라고 지칭하였다. 예를 들어, 커피 잔을 잡기 위해 손을 뺀 상황을 생각해보자. 운동 통제를 단순화시키기 위해 손가락 움직임은 제외하고 팔을 뺀 동작만 고려해보자. 이 경우 그 통제가 관절들을 통해 이루어진다고 가정한다면 중추신경계(central nervous system)는 어깨 관절의 자유도(degree of freedom) 3개(좌우, 상하 및 전후 움직임), 팔꿈치 관절의 자유도 1개(굽힘과 신장), 요척골(radio-ulnar joint)의 자유도 1개(회전), 그리고 손목 관절의 자유도 2개(좌우 및 상하 회전), 총 7개의 자유도에 대한 정보가 필요하다. 운동통제가 근육의 조절로 이루어진다고 가정할 경우, 자유도는 26개로 늘어난다. 각 근육 당 5-1500개가 소재하는 운동 단위(motor unit)로 운동통제가 이루어진다고 할 경우, 이 단순 운동을 수행하기 위해서 요구되는 정보의 양은 가히 상상할 수 없을 것이다(Turvey, Fitch, & Tuller, 1982). 하지만 다분절 운동의 통제에서 고려해야 할 문제는 이것으로 끝이 아니다. 신체 분절이 움직일 경우, 분절들의 기하학적인 연결 양상이 변화하게 되며, 그와 함께 신체의 무게 중심도 이동하게

된다. 아울러 다분절 운동 사슬을 구성하는 각 분절들이 지니고 있는 상이한 질량과 관성, 그리고 각 분절들을 형성하는 근육 고유의 점성과 탄성은, 이 운동 사슬이 총체적으로 움직일 경우 분절들 간에 역동적인 상호작용을 유발한다. 이렇게 생성된 힘과 운동역학은 그 자체가 운동통제를 교란하는 또 다른 요인으로 작용하게 된다(Eng et al., 1992; Massion et al., 2004). 우리는 의도하는 행동을 성공적으로 수행하는 것에 대해서 너무나 당연하게 생각하지만, 이렇게 자세히 들여다 볼 경우 다분절 운동 사슬을 활용하여 목표 지향적인 행동을 수행한다는 것이 간단한 문제가 아니라는 것을 발견하게 된다. 특히 상대적으로 높은 무게 중심과 상대적으로 작은 발 크기로 인한 작은 지지기반을 가진 인간들이 신체의 균형을 잃지 않고 목적을 달성하는 것은 경이로운 사실이 아닐 수 없다.

상기하였듯이, 그동안 행동과 자세유지와와의 상호관계를 규명한 연구들은 대부분 손을 뺀 물건을 잡거나(Eng et al., 1992; Kaminski, 2007; Kaminski & Simpkins, 2001; Rosenbaum et al., 2001; Wing et al., 1997), 손을 뺀 목표물을 지적하는 행동(Berrigan et al., 2006; Kaminski et al., 1995; Martin et al., 2000; Pozzo et al., 2002; Tseng et al., 2003)에 국한되었다. 본 연구에서는 던지는 동작, 특히 다트(dart)를 던져 표적을 맞히는 동작이 자세유지에 미치는 영향을 규명해 보고자 시도하였다.

다트 던지는 동작은 매우 간단하다. Schatz (2011)에 따르면 다트는 가급적 신체와 어깨를 고정된 상태에서 팔만 움직여 던지라고 권고한다. 손목의 스냅이 가속도를 증가시킬 수

있는 원동력이지만, 포물선으로 투척하기 위해서는 팔꿈치도 함께 움직일 것을 강조한다. 따라서 다트 던지는 동작이 신체 균형 유지에 미치는 영향은 미미할 것으로 간주할 수 있다. 본 연구에서는 Fitts(1954)의 법칙¹⁾에 따라 표적과의 거리를 변화시키거나(실험 1), 지지면의 특성을 조작하여(실험 2), 던지는 동작에 요동(disturbance)을 가하였다.

그동안 다트 던지는 동작을 활용한 연구가 몇 개 시도되었다. 그 중 일부는 주의, 특히 내적주의(internal focus of attention)와 외적주의(external focus of attention)(Marchant, Clough, & Crawshaw, 2007; Sherwood, Lohse, & Healy, 2014), 운동전략(Nasu, Matsuo, & Kadota, 2014), 아니면 시야장(field of view), 특히 중심시(central vision)와 주변시(peripheral vision)(Rienhoff, Baker, Fischer, Strauss, & Schorer, 2012)를 조작한 뒤, 그런 조작이 얼마나 수행의 정확성에 영향을 미치는지를 검증하였으며, 일부는 다트가 손을 떠나는 시간(release time)의 일관성 여부

(Smeets, Frens, & Brenner, 2002)나 던지는 동작이 어떻게 통제되는지(Anderson, & Pitcairn, 1986; McDonald, van Emmerik, & Newell, 1989)에 초점을 맞춘 연구들을 시도하였다. 그에 비해 Juras와 Slomka(2013)는 다트 던지는 동작이 자세유지에 미치는 영향을 검증하고자 하였다. 특히 Fitts의 법칙에 따라 표적의 크기를 변화시켰으며, 그런 조작이 선행적 자세조절(anticipatory postural adjustments)에 어떻게 영향을 미치는지를 확인하고자 하였다. 사실 자세와 행동 간의 상호작용을 검증하는 많은 연구는 선행적 자세조절을 활용하고 있다. 상기하였듯이, 다분절 운동 사슬로 행동이 이루어질 경우, 이 사슬의 움직임은 신체의 기하학적인 위상을 변화시킬 뿐 아니라, 신체의 무게 중심도 이동시킨다. 아울러 근육에서 생성되는 힘은 지면반발력(reactive forces)과 결합하여, 신체 분절들 간에 역동적인 상호작용을 야기시키며, 이런 결과는 신체의 균형 유지를 교란하는 요인들로 작용한다(Massion et al., 2004). 중추신경계는 사전에 자세를 조율하여 이런 교란을 사전에 제어하도록 시도하며, 이런 사전 조율을 선행적 자세조절이라고 한다. Juras와 Slomka 또한 표적 크기를 변화시킨 상태에서 다트 던지기를 시도할 경우 다트 탄착의 정확성을 유도하기 위해서 자세의 조절이 사전에 나타나는지를 검증하였지만, 그 증거를 발견하지 못하였다. 다트 던지는 동작이 탄도적(ballistic)이란 점, 목표와의 거리가 동일하게 유지된 결과 던지는 힘에서의 차이가 없었을 가능성 등이 운동시간(movement time, MT)을 동일하게 유지하지 않았는지 Juras와 Slomka는 추측한다.

1) Fitts의 법칙은 실을 바늘에 꿰거나 열쇠로 자물쇠를 연다거나 하는 손이나 손가락을 이용하는 조준 운동(aiming movement)을 시도할 때 걸리는 운동 수행시간을 표적거리와 크기 비율의 함수로 수량화시킨 법칙이다(이 공식은 실험 1에서 자세히 소개될 것이다). Fitts는 이 법칙을 스타일러스(stylus)를 이용하여 두 개의 철판을(철판의 크기와 철판간 거리를 변화시키면서)(가급적 빠른 속도로) 교대로 두드리는 과제(reciprocal tapping task)의 수행 결과 분석에 적용하였지만, 그 이후 다트를 던지거나, 다양한 크기의 용기를 손을 뻗어 잡거나, 피아노 연주, 컴퓨터의 마우스를 모니터 상의 표적으로 이동하거나 하는 다양한 조준 운동 분석으로 확대되어 적용되고 있다(Plamondon & Alimi, 1997, 개관).

이런 결과에 근거하여 본 연구에서는 다트 던지는 동작이 자세유지 체계와 어떻게 협응을 이루는지에 초점을 맞추었으며, 던지는 조건을 변화시켜 이 문제를 검증하고자 시도하였다. 특히 실험 1에서는 표적 크기의 효과를 발견하지 못한 Juras와 Slomka(2013)의 결과를 참조하여 Fitts 법칙에서 과제 난이도를 변화시키는 두 요소 중의 하나인 표적과의 거리를 변화시켰으며, 실험 2에서는 지지면의 재질과 크기(나무 바닥, 고무판, 좁은 목재보)를 변화시켜 자세 유지를 교란하였고, 이런 조작들이 다트 던지는 동작과 어떻게 상호작용하는지를 검증하였다. 다트 던지는 동작이 거의 팔로 이루어지지만 신체의 균형을 유지하기 위해서는 몸통을 포함하여 하체도 함께 조절하여야 한다. 이럴 경우 다트 던지는 동작은 손, 팔꿈치, 어깨 뿐 아니라, 몸통과 다리 전체로 구성된 거대한 운동 사슬(kinematic chain)로 구현될 것이다. 이렇게 더 많은 분절들이 특정 행동의 형성에 관여하게 될수록, 어떻게 신경계가 그 많은 운동단위들을 통제하여 복잡한 행동 패턴을 만들어내는지, 즉 위에서 언급한 자유도 문제가 함께 제기될 수 있다(Bernstein, 1967; Turvey et al., 1982).

자유도 문제에 대한 해결책으로 고려되는 개념이 시너지(synergy)(Larash, 2008) 혹은 협응구조(coordinative structure)(Tuller, Turvey, & Fitch, 1982)이다. 이 개념들은 음악에서의 앙상블(ensemble)과 같이 특정 기능으로 특화된 근육과 관절들의 모임(functionally specific collections of muscles and joints)을 일컫는다. 즉 신체의 모든 근육과 관절이 특정 행동의 수행에 관여하는 것이 아니라, 몇 개의 부위들이 특정 기능

을 수행을 목적으로 함께 결합한다는 개념이다. 여기서 중요한 점은 이 결합이 영원히 고착된 것이 아니라, 일시적이란 것이다. 즉 이때 결합한 부위 중 일부가 다른 기능을 수행할 때는 다른 협응구조에 참여한다는 점이다.

운동 사슬의 시너지를 규명하는 방법으로 주성분분석법(principal component analysis)(Mah, Hulliger, Lee, & Callaghan, 1994; Tricon, LePellec-Muller, Martin, Mesure, Azulay, & Vernazza-Martin, 2007), UCM (uncontrolled manifold hypothesis)(Larash, 2008; Scholz & Schönner 1999) 등이 활용되고 있지만, 본 연구에서는 McDonald 등(1989)이 사용한 교차상관분석법(cross correlation)을 사용하여 관절 각도들의 상관 정도에 근거하여 던지는 동작과 자세유지 간의 협응 정도를 확인하였다. 이와 더불어 머리와 주요 부위들의 표준편차, 범위(range) 등을 측정하여 자세의 흔들림 정도도 함께 검증하였다. 요약하면, 본 연구에서는 두 개의 실험을 실시하여 행동과 자세의 상호작용을 확인하고자 하였다. 특히 실험 1에서는 과제의 제약을 부과하였으며, 실험 2에서는 환경의 제약을 부과하여 다트 던지는 동작이 자세유지 체계와 어떻게 협응하는지를 확인하고자 하였다. 이 연구에서 채택한 방법이 아래 절에서 더 자세히 기술될 것이다.

방법론 개관

측정도구 다트 던지는 과제를 수행하는 동안 던지는 동작과 자세의 흔들림 정도를 추적하기 위해서 Polhemus G4(Polhemus, Colchester, VT, USA) 6DoF(degrees of freedom) 무선운동추

적기(wireless motion tracking system)를 사용하였다. 자료는 120Hz로 표집되었다.

총 9개의 센서를 이용하여 움직임 상태를 기록하였다. 센서는 머리, 좌우 어깨, 오른쪽 팔꿈치, 오른쪽 손목, 오른손 검지 손가락, 오른쪽 엉덩이 윗부분, 오른쪽 무릎, 오른쪽 발목에 부착하였으며, 해부학적 위치를 고려하여 각 참가자들의 신체에 동일하게 부착될 수 있도록 하였다(Figure 1 좌측 패널 참조). 센서의 해부학적 위치는 다음과 같다. 머리는 머리마루점(vertex), 양쪽 어깨는 견봉(acromion)의 가장 끝부분, 오른팔 팔꿈치는 팔꿈치 가쪽점(lateral humeral epicondyle), 오른팔 손목은 손등 쪽의 손목 가쪽점(radial styloid)과 손목 안쪽점(ulnar styloid)을 직선으로 연결했을 때의 중앙점, 오른손 집게손가락의 끝마디뼈(distal phalanx), 엉덩이는 우측 등부분 장골능(iliac crest)의 가장 윗부분, 무릎은 우측 외측상과(lateral epicondyle), 발목은 우측 가쪽복사점(lateral malleolus)에 각각 부착하였다. 이 센서들에서 추출된 값들에 근거하여 손목, 팔꿈치,

어깨, 엉덩이, 무릎과 발목의 6개의 관절의 각도를 추출하였다. 각 관절의 각도는 두 개의 인접 센서의 수치에 근거해서 추출하였다. 예를 들어, 손목의 각도는 검지-손목-팔꿈치가 이루는 각도로 결정되었다.

다트표적 본 연구에서는 다트의 탄착 위치 기록의 용이성을 고려하여 다트 경기에서 사용되는 공식 표적을 사용하지 않고 빔 프로젝트를 이용하여 스티로폼에 표적을 투사하였다. 표적은 양궁의 표적과 동일한 형태의 원형 표적으로 제시되었으며, 제일 가운데 원이 10점에서 제일 바깥에 있는 원이 1점으로 설정하였다. 표적에 도착하지 않은 다트는 0점으로 처리하였다.

다트 화살이 표적에 도달하면 그 위치의 점수를 먼저 측정하여 기록한 후, 다트 화살을 뽑고 스티로폼에 구멍이 난 위치의 x, y 2차원 좌표를 측정하였다. 좌표값의 기준은 표적의 중심(bull's eye)을 (0, 0)으로 설정하여 그곳으로부터 떨어진 위치를 기록하였다. x축을 기준으로 중앙점의 왼쪽은 음수로, 오른쪽은 양수로 기록하였다. y축 또한 동일한 기준으로 중앙점의 위쪽은 양수로, 아래쪽은 음수로 기록하였다. 좌표는 보조 실험자가 각 회기마다 좌표 기록지에 기록하였다.

절차 실험을 시작하기 전, 운동탐지기의 센서를 참가자의 신체 부위에 부착하였다. 팔과 다리에는 스포츠 테이프를 이용하여 모션 센서를 부착하였고, 머리와 어깨, 엉덩이 센서는 실험자가 제작한 헬멧과 조끼에 미리 부착되어 있었으므로 실험자는 참가자에게 입혀 주

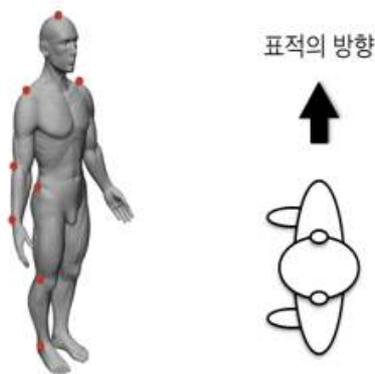


Figure 1. Nine sensor locations (left) and the stance assumed by the participants (right) in the current study.

었다. 참가자에게 실험방법을 알려주고 난 후 다트 던지기의 기본 자세와 방법을 짧게 교육하였다. 또한 참가자의 던지기 자세를 통제하기 위하여 모든 참가자가 측면 자세(sideway stance)에서 다트를 던지도록 하였다(Figure 1 우측 패널). 다트를 던질 때 시각 조건을 엄격하게 통제하지는 않았으나 실험자는 표적의 중심을 향해 던지도록 교육하였다.

참가자는 실험을 시작하기 전 20회기의 사전 연습을 수행하였으며, 실제 실험 조건이 시작되기 전 다시 20회기의 연습을 수행한 후 조건마다 20회기의 본 실험을 진행하였다. 연습은 모두 측정없이 이루어졌고, 주실험자가 실험 조건에서만 움직임 자료를 실시간으로 측정하였으며 보조 실험자는 한 시행을 완료할 때마다 점수와 좌표값을 기록하였다.

주 실험자는 시행마다 “ready”, “go”를 구두로 신호하여 실험을 진행하였다. 주 실험자가 “ready”라고 신호를 하면 참가자는 조준 동작을 하였고, “go” 신호에 다트를 표적에 투척하였다. 참가자의 움직임 자료는 “ready” 신호 직후 기록 수집이 시작되었으며, 다트가 표적에 닿는 소리와 함께 중단되었다. 보조 실험자가 탄착된 위치와 점수를 기록한 뒤, 다트 화살을 표적판에서 회수하였으며, 다음 시행이 반복되었다. 다트의 종류는 전문가들이 사용하는 스틸 다트(steel dart)를 사용하였다.

자료분석 각 실험의 조작이 다트 던지는 동작과 자세유지에 미치는 영향을 수행 결과(performance results), 운동 패턴(movement pattern) 및 흔들림(sway) 정도로 나누어 분석하였다. 수행 결과 분석은 반경오차(radial error),

가변오차(variable error), 및 수행점수(Muller & Loosch, 1999; Sherwood et al., 2014)로 검증하였다. 이차원 과제에서 반경오차와 가변오차는 표적의 중심으로부터 다트가 탄착된 지점까지의 거리로부터 거리의 크기(반경오차)와 변산성(가변오차)을 추출하여 수행의 정확성(accuracy)과 일관성(consistency)을 평가하는 척도로 활용된다(자세한 절차는 Sherwood et al., 2014, 참고).

운동 패턴 분석에서는 운동추적기의 센서로 수집한 시계열 자료(time-series data)에 근거하여 추출한 관절(손목, 팔꿈치, 어깨, 엉덩이, 무릎, 발목)의 각도 변화(angular displacements) 값들을 상호 비교한 교차상관 분석값들을 사용하였다. 마지막으로 신체의 흔들림 정도는 머리의 앞뒤(anterior-posterior sway; AP) 및 좌우 흔들림(medio-lateral sway; ML), 어깨의 앞뒤(AP) 및 좌우 흔들림(ML) 정도의 수치를 이용하여 분석하였다. 이 때 사용한 수치는 Riley와 Turvey(2002), Smart 등(2004)을 따라 각 회기 수행국면 동안 센서의 움직인 거리를 표준편차로 변환한 값을 사용하였다. 그외 다른 운동매개변수(parameter)들도 함께 추출하여 운동 패턴 및 자세 분석에 사용하였다.

분석을 실시하기 전 각 센서에서 추출된 시계열 자료들을 저역통과필터(low pass filter)를 통과시켜 6Hz이상의 고주파 소음들을 제거하였다. 이렇게 스무딩(smoothing)한 자료에 근거하여 던지는 동작 부분을 추출하고자 하였다. 하지만 참가자마다 던지는 방식이 동일하지 않았다. 다트 던지는 동작은 백스윙(backswing), 릴리스(release), 마무리 동작(follow-through)으로 구성된다(Schatz, 2011). Figure 2에 한 참가자가

다트를 던질 때 변화하는 손목과 팔꿈치 각도 (상)와 각도의 속도(하)가 제시되었다. Figure 2 상단에서 보는 바와 같이, 팔꿈치 각도가 줄어 들기 시작하는 시점을 백스윙의 시발점으로, 손목의 각도와 팔꿈치 각도가 최대치에 도달했을 때가 마무리 동작으로 간주할 수 있다. 하지만 실험 참가자들 대부분이 다트 던진 경험이 거의 없는 초보자들로 구성된 관계로 실험 전 다트 던지는 방법에 대한 설명과 일정한 횟수의 연습시행을 실시하였음에도 불구하고 던지는 방식에 있어서 일관성이 결여되어 있었다. Figure 3에 4명의 참가자들이 한 조건에서 20회 다트를 던질 때 관찰된 팔꿈치 각도의 변화가 제시되었다. Figure 3에서 보여주

듯이, 다트 던지기의 3단계가 뚜렷이 구분되는 참가자(Figure 3 좌측 상단)도 있었지만, 백스윙 없이 바로 던지는 참가자(Figure 3 우측 상단)들도 여러 명이 있었다. 이렇게 개인차도 컸지만, 개인 내에서 던지는 방식에서도 상당한 변산성이 관찰되었다. 따라서 일괄적인 알고리즘을 적용하기 어려웠다. 여러 번의 시행착오 끝에 일차적으로 백스윙이 뚜렷한 참가자들 경우, 팔꿈치 각도가 음수로 변하는 시점을, 백스윙이 관찰되지 않은 참가자들 경우, 팔꿈치 각도의 가속도가 일정한 수치를 넘었을 때의 시점을 던지는 동작의 시발점으로 설정하였다. 동작의 종결점은 팔꿈치 각도의 속도가 최고 속도를 지나 음수로 변할 때, 영점 교차점(zero-crossing)으로 설정하였다(Figure 2 하단).

이렇게 시계열자료로부터 동작 부분을 추출하였으며, 이 부분을 운동시간으로 지칭한다. 이 운동시간 내에 변화하는 관절의 각도들 간에 결속(coupling)의 정도를 측정하기 위해서 교차상관을 실시하였다. 교차상관계수는 관절 간의 결합 강도(coupling strength)를 나타내는 수치로 그 값이 1에 근접할수록 두 관절은 강하게 결합(tight coupling)되어 통제되며, 0에 근접할수록 독립적으로 통제되고 있다는 것을 시사한다(Newell & van Emmerik, 1989; van Emmerik & Newell, 1990). 높은 부적 상관은 동일한 위상(in phase)을 유지하지만 반대 방향으로 신체가 움직이는 것을 의미한다(Ko, Challis, & Newell, 2003). Table 1에 제시된 관절들 간의 교차상관계수가 각 시행마다 추출되었으며, 그 수치들의 평균값을 변량분석(analysis of variance)을 실시하여 조건간의 차이를 검증하였다.

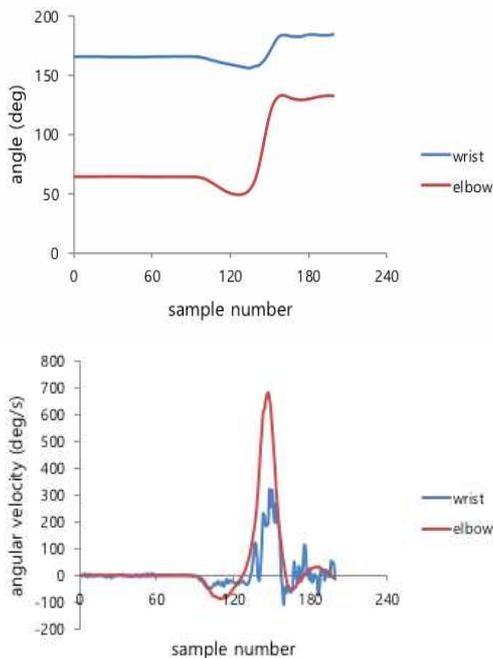


Figure 2. Representative wrist and elbow angular (top) and angular velocity (bottom) displacement time series of one trial.

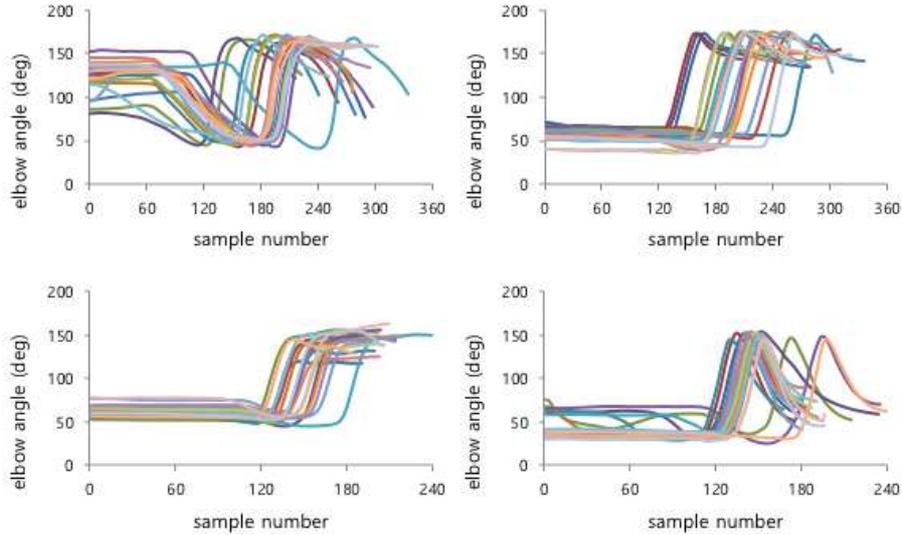


Figure 3. Representative elbow angular displacement time series of 20 trials for 4 participants.

Table 1. Coupled joints on which cross-correlation analysis is performed

	손목(w)	팔꿈치(e)	어깨(s)	엉덩이(h)	무릎(k)	발목(a)
손목(w)	-	w-e	w-s	w-h	w-k	w-a
팔꿈치(e)		-	e-s	e-h	e-k	e-a
어깨(s)			-	s-h	s-k	s-a
엉덩이(h)				-	h-k	h-a
무릎(k)					-	k-a
발목(a)						-

실험 1: 표적과의 거리 조작

자판을 이용하여 문서를 작성할 때 자판의 활자 치는 속도가 빨라질수록 오타는 증가한다. 오타수를 감소시키기 위해서는 치는 속도를 늦추어야 한다. 이렇게 모든 행동에서 속도와 정확성은 반비례한다.²⁾ 이런 행동에 있어서의 속도와 정확성의 관계를 Fitts(1954)는

다음과 같은 공식으로 기술하였다.

- 2) 각주 1에서도 명시하였듯이, Fitts의 법칙은 공간에 위치하는 표적을 조준하는 과제 수행에서 과제 수행시간과 정확성간의 관계를 기술하는 이론이다. 따라서 그 적용 대상은 공간 과제에 제한되며, 수행시간을 메트로놈에 동기화시켜 수행시간의 지속적인 정확성을 유지하는 과제(e.g., Wing & Kristofferson, 1973)에는 적용하기 어렵다.

$$MT = a + b \log_2(2D/W)$$

여기서 MT는 운동시간, a와 b는 상수(constants), D는 거리(distance), W는 표적의 크기(width 혹은 size)를 지칭한다. 표적의 크기가 작아지던가 아니면 표적과의 거리가 멀어질수록 보다 정확한 수행을 위해서 운동시간은 길어진다는 것을 나타낸다. 이렇게 표적과의 거리와 크기 사이에 내재하는 관계에 근거하여 Fitts(1954)는 $\log_2(2D/W)$ 를 과제의 난이도(index of difficulty, ID)를 나타내는 척도로 활용할 수 있다고 제안하였다. 즉 ID값이 커질수록, 과제의 난이도는 높아지며 따라서 운동시간은 길어진다는 것이다.

이런 사실에 근거하여 Juras와 Slomka(2013)는 Fitts의 법칙에 따라 표적의 크기를 변화시키면서, 그런 조작이 다트 던지는 동작에 영향을 미치는지를 확인하였다. 선행적 자세조절로 검증한 결과, Fitts 법칙의 증거를 발견하지 못하였다. 다트 던지는 동작이 탄도적이란 점, 목표와의 거리가 고정되었다는 점 등으로 인해 던지는 힘에서의 차이가 없었기 때문으로 인한 결과로 추정하였다.

이런 결과에 근거하여 본 실험에서는 표적과의 거리를 3수준(1.2m, 2.37m, 3.6m)으로 변화시켜 난이도를 조작하였다. 더 먼 곳에 있는 표적을 맞추기 위해서 더 강한 힘을 가해야 할 것이며, 그 결과 스윙 폭은 더 커질 수밖에 없다. 더 큰 스윙을 하기 위해서 자연스럽게 어깨와 팔의 움직임이 증가할 것이며, 그 결과 무게 중심도 이동할 가능성이 커진다. 이런 경우 변화하는 무게 중심을 수용하기 위해서 하체의 자세에도 변화가 발생할 가능성이

커진다. 이런 가능성을 본 실험에서는 검증하고자 시도하였다.

참가자 심리학 관련 수업을 수강하거나 게시판의 모집 공고를 보고 실험에 자원한 19명의 대학생과 대학원생(남자 7명, 여자 12명)이 실험에 참여하였다. 참가자들은 모두 오른손잡이였으며, 대부분 다트 던진 경험이 없거나 오락삼아 몇 번 던져본 다트 던지기 능력에 있어서 거의 초보자 수준이었다. 참가자들은 신경계의 병력이 없었을 뿐 아니라, 신체 균형 유지능력 또한 정상이었다. 아울러 모두 정상시력(나안 및 교정)을 보유하고 있었다. 실험 전 실험자는 모든 참가자에게 실험 참여에 대한 동의서를 받았으며, 참가자들은 실험 종료 후 실험에 참가한 대가로 소정의 참가비를 제공 받았다.

도구 Figure 4에서 보여주듯이, 다트 표적과의 거리는 1.2m, 2.37m, 3.6m 로 조작되었다. 참고로 2.37m 거리 조건은 Darts Regulation Authority Rule Book에 명시된 공식 거리다. 표적의 높이 또한 공식 규정에 따라 중심을 지면으로부터 1.73m 에 위치시켰으며, 표적의 크기는 지름 70cm 로 제작하였다.

절차 방법론 개관에서 명시한 절차와 동일한 절차로 진행되었다. 표적 거리 조건의 순서는 참가자마다 무선으로 할당되었으며, 한 조건이 끝날 때마다 5분간의 휴식이 제공되었다.

연구설계 각 거리 조건 당 수집한 자료에 근거하여 수행결과, 운동패턴 및 자세 흔들림

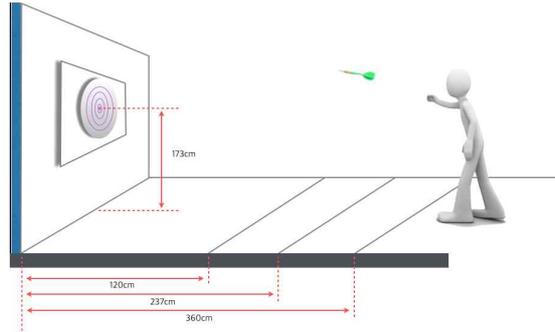


Figure 4. Experimental setup in Experiment 1.

양상을 분석하였다. 따라서 수행결과(반경오차, 가변오차, 점수)와 자세 흔들림(머리와 어깨의 AP 및 ML 흔들림 정도)은 거리의 3수준을 피험자내(within-subjects) 변인으로 하여 일원변량 분석을 실시하여 분석하였다. 운동패턴 분석에는 각 거리 조건당 각각의 관절이 나머지 관절들과의 결합 정도를 교차상관계수치를 이용하였다. 보다 구체적으로 설명하면, 손목이 팔꿈치, 어깨, 엉덩이, 무릎 및 발목과의 결합 정도가 거리에 따라 변화하는지를 분석하기 위해서 3(거리) × 5(관절결합) 변량분석을 실시하였다. 따라서 이런 변량분석을 6개의 관절을 대상으로 각각 실시하였다. 이때 교차상관계수치들은 McDonald 등(1989)을 따라 Fisher z transformation으로 전환한 값을 사용하였다.³⁾

결과 및 논의

수행 결과 분석

반경오차. 각 거리 조건당 20번의 시행에서

추출한 반경오차의 평균값을 종속변인으로 하여 변량분석을 실시하였다. 그 결과 거리의 주효과가 유의한 것으로 나타났다, $F(2, 36) = 68.126, p < .001, \eta_p^2 = .79$. 거리가 멀어질수록 오차는 커졌다, 1.2m: $M = 7.14\text{cm}, SD = 2.29$; 2.37m: $M = 16.55, SD = 8.73$; 3.6m: $M = 34.16, SD = 12.80$.

가변오차. 가변오차 또한 거리에 비례하여 증가하였으며, 1.2m: $M = 1.85\text{cm}, SD = 1.07$; 2.37m: $M = 3.29, SD = 3.06$; 3.6m: $M = 8.94, SD = 6.00$, 거리의 효과는 유의한 것으로 나타났다, $F(2, 36) = 15.66, p < .001, \eta_p^2 = .47$.

수행점수. 수행점수는 거리에 반비례하여 감소하였으며, 1.2m: $M = 7.32, SD = .65$; 2.37m: $M = 5.16, SD = 1.65$; 3.6m: $M = 2.65, SD = 1.28$, 그 차이는 유의하였다, $F(2, 36) = 140.78, p < .001, \eta_p^2 = .89$.

운동 패턴 분석 4명의 참가자들의 실험 중 특정 센서의 오작동으로 인해 일부 조건에서

3) Fisher z transformation은 상관계수를 정상분포로 전환시킨다. 따라서 변형된 상관계수는 1과 -1로 제한되지 않고 실수의 모든 값을 갖는다.

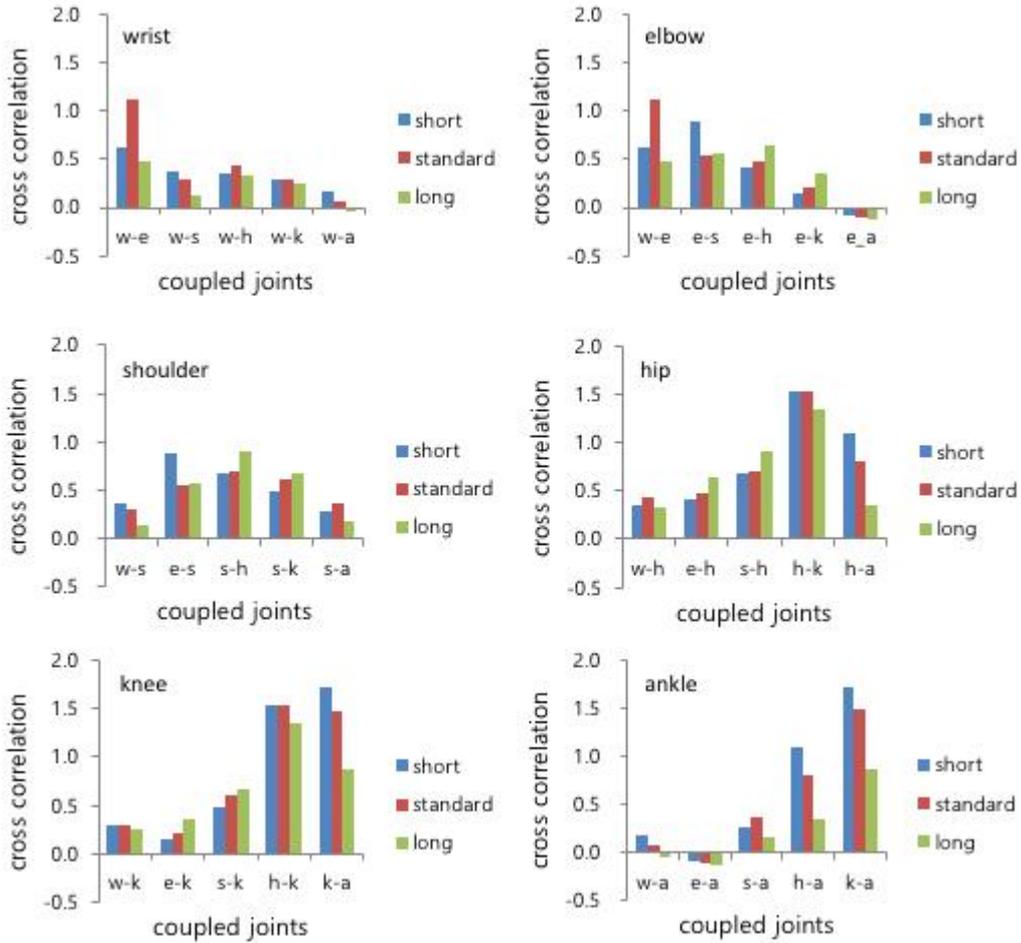


Figure 5. Cross correlations of angular displacement for the coupled joints as a function of target distance in Experiment 1.

자료 추출에 실패하였다. 따라서 이 4명의 자료를 제외한 15명의 자료에 근거하여 분석을 실시하였다. 관절 간 결합 강도가 각 관절 당 Figure 5에 제시되었다. 각 관절 당 분석 결과가 아래에 제시되었다.

손목. 거리의 주효과와 관절결합의 주효과 모두 유의하였을 뿐 아니라, $F(2, 28) = 3.42, p$

$< .05, \eta^2_p = .20; F(4, 56) = 8.11, p < .001, \eta^2_p = .37$, 거리와 관절결합의 상호작용 또한 유의한 것으로 나타났다, $F(8, 112) = 2.94, p < .01, \eta^2_p = .17$ (Figure 5 좌측 상단). 단순주효과 분석은 거리의 효과를 손목-팔꿈치 결합과 손목-발목 결합에서, $F(2, 13) = 11.63, p < .01; F(2, 13) = 4.70, p < .05$, 관절결합의 효과를 2.37m 조건에서 발견하였다, $F(4, 11) =$

6.31, $p < .01$.

팔꿈치. 관절결합의 주효과가 유의하였으며, 거리와 관절결합의 상호작용 또한 유의하였다, $F(4, 56) = 11.84, p < .001, \eta_p^2 = .46$; $F(8, 112) = 4.72, p < .001, \eta_p^2 = .25$ (Figure 5 우측 상단). 단순주효과 분석은 거리의 효과를 손목-팔꿈치 결합, 팔꿈치-엉덩이 결합, 팔꿈치-무릎 결합에서, $F(2, 13) = 11.63, p < .01$; $F(2, 13) = 4.14, p < .01$; $F(2, 13) = 4.43, p < .05$, 관절결합의 효과를 1.2m, 2.37m, 3.6m 에서 발견하였다, $F(4, 11) = 11.11, p < .01$; $F(4, 11) = 12.39, p < .001$; $F(4, 11) = 8.35, p < .01$.

어깨. 관절결합의 주효과와 거리와 관절결합의 상호작용이 유의한 것으로 나타났다, $F(4, 56) = 7.79, p < .001, \eta_p^2 = .36$; $F(8, 112) = 2.90, p < .01, \eta_p^2 = .17$ (Figure 5 좌측 중앙). 단순주효과 분석은 관절결합의 효과를 1.2m 와 3.6m 에서 발견하였다, $F(4, 11) = 3.89, p < .05$; $F(4, 11) = 20.91, p < .001$.

엉덩이. 관절결합의 주효과, 거리와 관절결합의 상호작용이 유의한 것으로 나타났다, $F(4, 56) = 11.12, p < .001, \eta_p^2 = .44$; $F(8, 112) = 4.73, p < .001, \eta_p^2 = .25$ (Figure 5 우측 중앙). 단순주효과 분석에서 거리의 효과가 팔꿈치-엉덩이 결합과 엉덩이-발목 결합에서, $F(2, 13) = 4.14, p < .05$; $F(2, 13) = 5.00, p < .05$, 관절결합의 효과를 1.2m, 2.37m, 3.6m에서 발견하였다, $F(4, 11) = 30.63, p < .001$; $F(4, 11) = 47.52, p < .001$; $F(4, 11) = 27.75, p < .001$.

무릎. 관절결합의 주효과와 거리와 관절결합의 상호작용이 유의한 수준에 도달한 것으로 나타났다, $F(4, 56) = 28.75, p < .001, \eta_p^2 = .67$; $F(8, 112) = 6.11, p < .001, \eta_p^2 = .30$ (Figure 5 좌측 하단). 단순주효과 분석결과 팔꿈치-무릎 결합과 무릎-발목 결합에서 거리의 효과를, $F(2, 13) = 4.43, p < .05$; $F(2, 13) = 6.32, p < .05$, 1.2m, 2.37m, 3.6m 에서 관절결합의 효과가 유의한 것으로 나타났다, $F(4, 11) = 7.93, p < .01$; $F(4, 11) = 11.43, p < .01$; $F(4, 11) = 12.84, p < .001$.

발목. 거리의 주효과, 관절결합의 주효과, 거리와 관절결합의 상호작용 모두 유의한 수준에 도달한 것으로 나타났다, $F(2, 28) = 7.19, p < .01, \eta_p^2 = .34$; $F(4, 56) = 34.46, p < .001, \eta_p^2 = .71$; $F(8, 112) = 5.80, p < .001, \eta_p^2 = .29$ (Figure 5 우측 하단). 단순주효과 분석은 거리의 효과를 팔꿈치-발목 결합, 엉덩이-발목 결합과 무릎-발목 결합에서 발견하였으며, $F(2, 13) = 4.70, p < .05$; $F(2, 13) = 5.00, p < .05$; $F(2, 13) = 6.32, p < .05$, 관절결합의 효과를 1.2m, 2.37m, 3.6m 에서 발견하였다, $F(4, 11) = 35.68, p < .001$; $F(4, 11) = 24.88, p < .001$; $F(4, 11) = 25.66, p < .001$.

자세 흔들림 분석 머리와 오른쪽 어깨가 각 거리조건에서 다트를 던지는 동안 앞뒤 및 좌우로 흔들린 정도를 표준편차의 평균으로 표시하여 Figure 6에 제시하였다. Figure 6에서 보는 바와 같이 거리가 멀어질수록 흔들린 정도가 증가하는 것을 볼 수 있다. 변량분석 또한 그런 차이가 유의하다는 사실을 확인하였다,

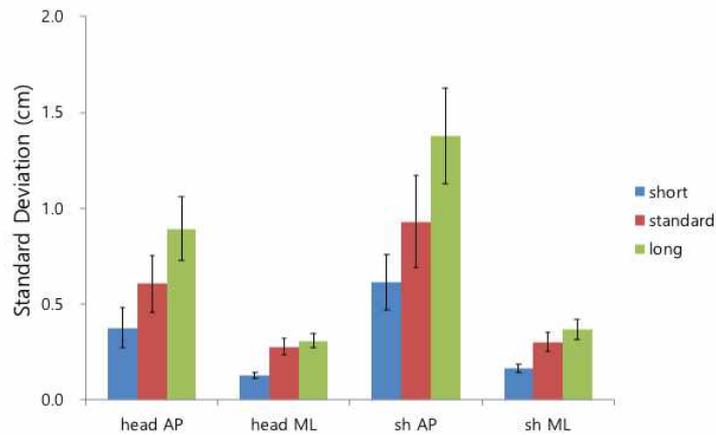


Figure 6. Mean head and shoulder A-P and M-L variability (with standard error bars) as a function of target distance in Experiment 1.

머리 AP: $F(2, 28) = 11.91, p < .001, \eta_p^2 = .46$; 머리 ML: $F(2, 28) = 14.78, p < .001, \eta_p^2 = .51$; 어깨 AP: $F(2, 28) = 11.21, p < .001, \eta_p^2 = .45$; 어깨 ML: $F(2, 28) = 9.41, p < .01, \eta_p^2 = .40$.

그 외 운동매개변수 분석

운동시간. 위에서 언급하였듯이, Fitts의 법칙은 과제 난이도가 증가할수록 운동시간은 증가한다고 예측한다. 특히 운동시간은 거리에 비례하여 증가하는 것으로 예측한다. 하지만 본 실험에서는 1.2m 조건($M = 0.71$ 초, $SD = .23$)에 비해 2.37m 조건($M = 0.84$ 초, $SD = .37$)과 3.6m 조건($M = 0.83$ 초, $SD = .21$)에서 운동시간이 약간 증가하는 것으로 나타났지만, 그 차이는 유의하지 않았다, $F(2, 28) = 2.56, p > .05$.

무릎의 움직인 거리. 다트를 더 멀리 던지기 위해서 어깨의 움직임, 특히 전후의 움직임이

커진다는 사실을 위 분석결과에서 확인할 수 있었다. 더 많은 힘을 가하려는 증거로 간주할 수 있다. 아마 그렇게 생성된 관성으로 인해 머리도 앞뒤로 더 움직였을 것이다. 그와 함께 예측할 수 있는 것은 하체의 이동이다. 더 큰 추진력을 생성하기 위해 지면에 더 많은 힘을 가해야 할 것이며, 이와 함께 무릎도 이동했을 가능성이 크다. 그런 가능성을 확인하기 위해 각 조건 당 무릎의 최대 이동 거리를 추출하여 변량분석을 실시하였다. 분석 결과 그 차이는 유의한 것으로 나타났다, $F(2, 28) = 10.92, p < .001, \eta_p^2 = .44$. 무릎의 이동거리는 표적과의 거리 증가와 비례하여 증가하였다, 1.2m: $M = 1.00, SD = 1.00$; 2.37m: $M = 1.86, SD = 2.03$; 3.6m: $M = 3.05, SD = 2.74$.

본 실험에서 발견된 표적과의 거리의 효과를 일목요연하게 보기 위해서 Figure 7 상단에 거리의 효과가 유의하게 관찰된 관절결합들을 모아 함께 제시하였다. 우선 눈에 띄는 결과

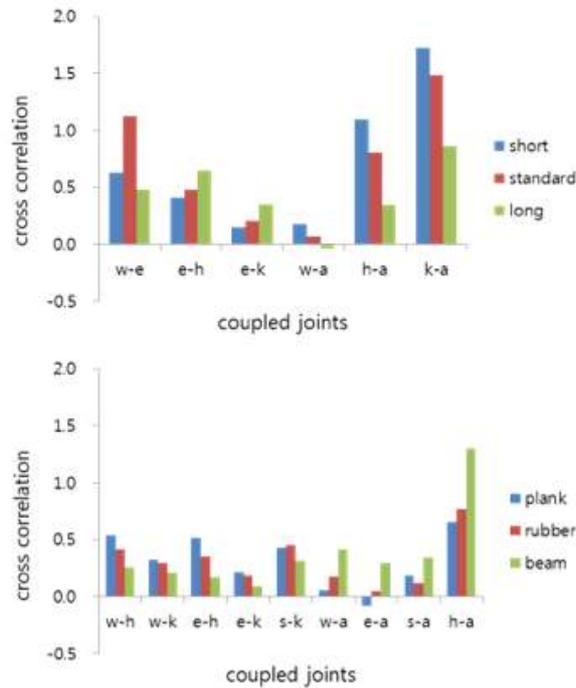


Figure 7. Coupled joints that reached statistical significance in Experiments 1 (top) and 2 (bottom).

는 표적과의 거리가 멀어질수록 발목과 엉덩이, 발목과 무릎과의 결합 강도가 약화되었지만, 팔꿈치와 엉덩이, 팔꿈치와 무릎의 결합 강도는 거리의 증가에 비례하여 강화되었다는 사실이다.

Schatz(2011)도 지적하였듯이, 다트 던지는 동작은 거의 팔에 의존해서 이루어진다. 자세유지가 주로 하체 관절과 근육, 특히 엉덩이, 무릎, 발목을 연결하는 운동 사슬에 의해서, 다트 던지는 동작이 손목-팔꿈치-어깨를 연결하는 운동 사슬에 의해서 구현된다고 보았을 때, 자세유지를 조절하는 시너지와 다트 던지는 동작을 조절하는 시너지가 특히 짧은 거리(1.2m와 2.37m)에서는 상호 교류없이 각자의

기능을 수행하여 이루어지는 것으로 해석할 수 있다. 표준거리(2.37m)에서 관찰된 손목과 팔꿈치의 강한 결합도 동일한 맥락에서 해석될 수 있다(하지만 1.2m에서는 상대적으로 약화된 손목과 팔꿈치 결합에 대한 이해에는 좀 더 많은 자료가 필요하다). 그에 반해 더 많은 투사력이 요구되는 3.6m 조건에서는 (힘은 질량 곱하기 가속도, 즉 $F = ma$ 법칙에 따른다는 사실을 고려할 경우) 더 많은 가속도를 다트에 실기 위해서 엉덩이와 무릎이 던지는 동작에 참여하게 되고, 그 결과 엉덩이-무릎-발목을 연결하는 자세유지 시너지가 약화된 것으로 해석될 수 있다.

이런 결과는 운동 통제에 있어서 운동 단위

(즉 자유도)들이 기능적으로 결합하여 목적을 달성하기 위해서 협응한다는 주장과 일치한다 (Smart et al., 2004; Stoffregen, Smart, Bardy, & Pagulayan, 1999; Turvey, 1990). 즉 운동단위들이 특정 기능으로 특화된 것(자세유지, 던지기 동작 등)이 아니라, 목적에 따라 기능적으로 재편되어 역동적으로 주어진 제약에 대처한다는 개념이다. 하지만 이런 재편과정이 상대적으로 초보자인 본 실험 참가자들에게는 과제 수행을 어렵게 하였으며, 그 결과 정확성과 일관성에서 모두 낮은 수행 결과로 나타난 사실 또한 눈여겨볼 점이다.

요약하면, 본 실험에서는 Fitts의 법칙에 따라 표적과의 거리를 변화시켰으며, 그런 조작이 다트 던지는 동작에 어떻게 영향을 미치는가를 확인하고자 시도하였다. 결과 분석을 통해 운동통제 체계가 다분절 운동 체계로 구성된 시너지를 재구성하여 역동적으로 과제 수행에 대처하는 것을 확인하였다. 특히 떨어진 표적에 다트를 탄착시키기 위해서 요구되는 가속도를 생성하기 위해서 자세유지 시너지와 던지기 시너지가 함께 통합되어 목적을 달성하는 것을 확인할 수 있었다.

실험 2: 지지면 특성 조작

실험 1에서는 표적과의 거리를 변화시키면서, 그런 조작이 다트 던지는 동작에 어떤 영향을 미치는지를 규명하고자 하였다. 그에 반해 실험 2에서는 지지면의 재질 및 크기를 조작하여 그런 조작이 다트 던지는 동작에 미치는 영향을 검증하였다. 사실 지지면의 특성을 활용하여 자세유지를 교란하는 방법은 자세유

지 연구에서 많이 활용하는 조작 중에 하나다 (Blackburn, Riemann, Myers, & Lephart, 2003; Krishnamoorthy, Yang, & Scholz, 2005; Riemann, Myers, & Lephart, 2003; Smart et al. 2004; Vernazza-Martin, Martin, Le Pellec-Muller, Tricon, & Massion, 2006). 특히 본 실험에서는 좁은 목재보, 반발력을 흡수할 수 있도록 여러 개의 요가 매트를 덧대어 제작한 고무판, 그리고 넓은 나무판의 3종류로 지지면을 제작한 뒤, 그 위에서 다트를 던지게 하였다.

참가자 다트 던지기 경험이 전무한 15명(남자 8명, 여자 7명)의 대학생 및 대학원생이 실험에 자원하였다. 참가자들은 균형과 관련된 병력이 없는 사람들로 구성되었으며, 실험 전 간단한 균형 검사(한 발로 중심 잡고 서 있기)를 실시하여 자세유지능력에 이상이 없는 것을 확인하였다. 실험 전 실험자는 모든 참가자들로부터 실험 참여에 대한 동의서를 받았으며, 참가자들은 실험 종료 후 실험에 참가한 대가로 소정의 참가비를 제공 받았다.

도구 세 종류의 지지면을 제작하여 실험에 사용하였다. 나무판은 50cm × 50cm 합판을 12cm 높이로 쌓아 제작하였으며, 성인이 올라섰을 때 요동이 발생하지 않도록 튼튼하게 제작하였다. 고무판은 두꺼운 요가 매트를 12cm 높이에 맞추어 여러 개를 덧대어 제작하였으며, 성인이 올라섰을 때 그 몸무게가 지지면에 작용하여 매트의 표면은 압착되었다. 마지막으로 목재보는 정상 성인이 올라섰을 때 균형 잡기가 어렵게 제작된 폭 7cm, 높이 12cm, 길이 90cm로 절단된 나무기둥이 사용되었다.

목재보는 다트를 던지는 라인과 평행하게 설치하였으며, 두발은 목재보 위에서 일렬자세(tandem stance), 즉 앞발과 뒷발을 일렬로 세우는 자세를 취하게 한 뒤 다트를 던지게 하였다.

연구설계 및 자료분석 실험1과 동일한 설계를 채택하였으며, 자료분석 또한 동일한 방식으로 실시하였다.

절차 실험1과 동일한 방식으로 실험이 진행되었다.

결과 및 논의

수행 결과 분석

반경오차. 실험 1과 동일하게 각 지지면 조건에서 투척한 20번의 수행 결과를 평균한 값을 종속변인으로 변량분석을 실시하였다. 오차의 크기는 나무판($M = 15.95$, $SD = 6.72$), 고무판($M = 14.58$, $SD = 8.07$), 목재보($M = 12.71$, $SD = 6.18$) 순으로 줄어들었지만, 그 차이는 통계적으로 유의하지 않았다, $F(2, 28) = 2.67$, $p > .05$.

가변오차. 분석결과 지지면의 주효과가 발견되었다, $F(2, 28) = 4.71$, $p < .05$, $\eta^2_p = .25$. 수행의 일관성은 나무판에 가장 낮았으며($M = 5.09$, $SD = 5.38$), 고무판($M = 2.14$, $SD = 0.96$), 목재보($M = 1.88$, $SD = 1.31$)의 순으로 줄어들었다.

다트 점수. 세 지지면에서 수행점수는 각각 4.89(나무판, $SD = 1.71$), 4.67(고무판, $SD =$

1.56), 5.33(목재보, $SD = 1.55$)으로 나타났으며, 그 차이는 통계적으로 유의한 수준에 도달하지 않았다, $F(2, 28) = 2.63$, $p > .05$.

운동 패턴 분석 각 관절당 관절간 결합 강도가 Figure 8에 제시되었다. 각 관절당 분석 결과가 아래에 제시되었다.

손목. 관절결합의 주효과가 유의하였으며, $F(4, 56) = 26.77$, $p < .001$, $\eta^2_p = .66$, 관절결합은 다시 지지면과 상호작용하였다, $F(8, 112) = 4.67$, $p < .001$, $\eta^2_p = .25$ (Figure 8 좌측 상단 패널). 단순주효과 분석은 지지면의 효과를 손목-엉덩이 결합, 손목-무릎 결합과 손목-발목 결합에서 발견하였으며, $F(2, 13) = 3.97$, $p < .05$; $F(2, 13) = 6.00$, $p < .05$; $F(2, 13) = 5.70$, $p < .05$, 관절결합의 효과를 나무판, 고무판과 목재보에서 발견하였다, $F(4, 11) = 27.69$, $p < .001$; $F(4, 11) = 12.85$, $p < .01$; $F(4, 11) = 17.90$, $p < .001$.

팔꿈치. 팔꿈치 관절결합 분석결과 또한 관절결합의 주효과와 지지면과 관절결합의 상호작용을 발견하였다, $F(4, 56) = 26.49$, $p < .001$, $\eta^2_p = .65$; $F(8, 112) = 6.19$, $p < .001$, $\eta^2_p = .31$ (Figure 8 우측 상단 패널). 단순주효과 분석 또한 팔꿈치-엉덩이 결합, 팔꿈치-무릎 결합과 팔꿈치-발목 결합에서 지지면의 효과를, $F(2, 13) = 5.52$, $p < .05$; $F(2, 13) = 6.31$, $p < .05$; $F(2, 13) = 6.29$, $p < .05$, 나무판, 고무판과 목재보에서 관절결합의 효과를 발견하였다, $F(4, 11) = 32.16$, $p < .001$; $F(4, 11) = 17.62$, $p < .001$; $F(4, 11) = 32.22$, $p < .001$.

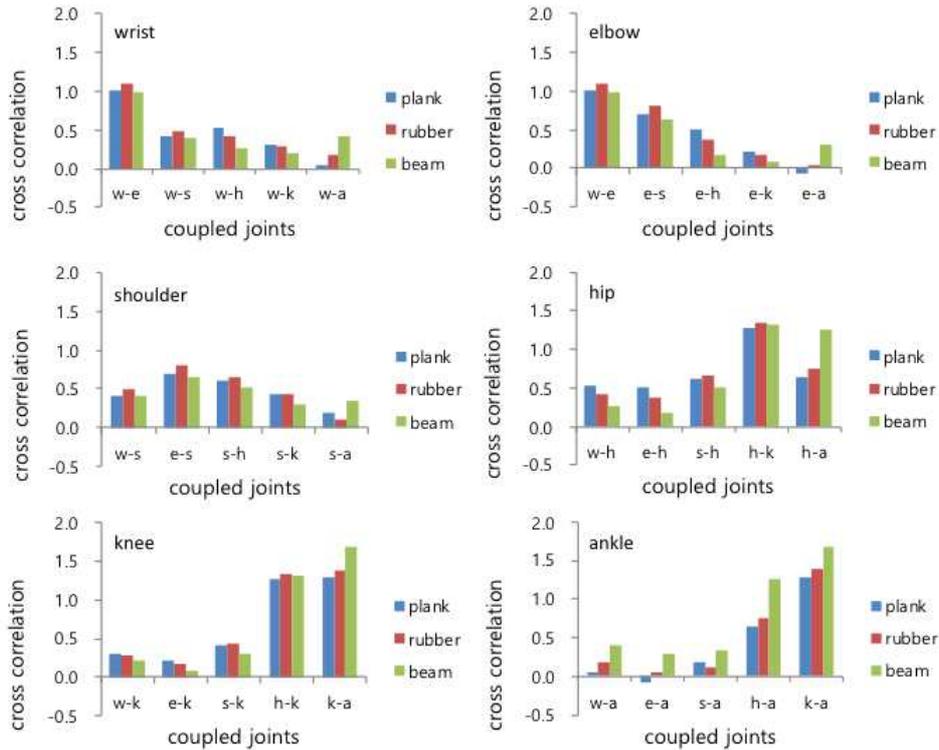


Figure 8. Cross correlations of angular displacement for the coupled joints as a function of support surface in Experiment 2.

어깨. 어깨 관절결합 분석결과 또한 위 두 관절 분석결과와 패턴을 반복하여, 관절결합의 주효과와 지지면과 관절결합의 상호작용을 발견하였다, $F(4, 56) = 8.01, p < .001, \eta_p^2 = .36; F(8, 112) = 3.14, p < .01, \eta_p^2 = .18$ (Figure 8 좌측 중앙 패널). 단순주효과 분석 결과 지지면의 효과가 어깨-무릎 결합과 어깨-발목 결합에서, $F(2, 13) = 5.96, p < .05; F(2, 13) = 5.62, p < .05$, 관절결합의 효과가 나무판, 고무판과 목재보에서 유의한 것으로 나타났다, $F(4, 11) = 3.59, p < .05; F(4, 11) = 11.08, p < .01; F(4, 11) = 5.67, p < .01$.

엉덩이. 엉덩이 관절결합 분석결과 또한 관절결합의 주효과와 지지면과 관절결합의 상호작용을 발견하였다, $F(4, 56) = 15.23, p < .001, \eta_p^2 = .52; F(8, 112) = 9.81, p < .001, \eta_p^2 = .41$ (Figure 8 우측 중앙 패널). 단순주효과 분석은 손목-엉덩이 결합, 팔꿈치-엉덩이 결합과 엉덩이-발목 결합에서 지지면의 효과를, $F(2, 12) = 3.92, p < .05; F(2, 12) = 5.52, p < .05; F(2, 12) = 7.64, p < .01$, 나무판, 고무판과 목재보에서 관절결합의 효과를 발견하였다, $F(4, 11) = 10.098, p < .001; F(4, 11) = 10.40, p < .01; F(4, 11) = 10.23, p < .01$.

무릎. 분석결과 관절결합의 주효과와 관절결합과 지지면의 상호작용이 유의한 것으로 나타났다, $F(4, 56) = 30.32, p < .001, \eta_p^2 = .68; F(8, 112) = 3.99, p < .001, \eta_p^2 = .22$ (Figure 8 좌측 하단 패널). 단순주효과 분석에서 손목-무릎 결합, 팔꿈치-무릎 결합과 어깨-무릎 결합에서 지지면의 효과가 나타났으며, $F(2, 13) = 6.00, p < .05; F(2, 13) = 6.31, p < .05; F(2, 13) = 5.96, p < .05$, 관절결합의 효과가 나무판, 고무판과 목재보에서 나타났다, $F(4, 11) = 8.62, p < .01; F(4, 11) = 13.66, p < .001; F(4, 11) = 17.18, p < .001$.

발목. 발목 관절결합 분석은 위 분석결과 패턴과 달리, 지지면의 주효과도 유의한 것으로 발견했다, $F(2, 28) = 15.12, p < .001, \eta_p^2 = .52$. 관절결합의 주효과와 지지면과 관절결합의 상호작용은 위 분석결과 패턴을 일치하게 유의하게 나타났다, $F(4, 56) = 27.66, p < .001, \eta_p^2 = .66; F(8, 112) = 2.35, p < .05, \eta_p^2 = .14$ (Figure 8 우측 하단 패널). 단순주효과 분석결과 지지면의 효과가 손목-발목 결합, 팔

꿈치-발목, 어깨-발목 결합, 엉덩이-발목 결합에서, $F(2, 13) = 5.70, p < .05; F(2, 13) = 6.29, p < .05; F(2, 13) = 5.62, p < .05; F(2, 13) = 7.64, p < .01$, 관절결합의 효과가 나무판, 고무판과 목재보에서 유의한 것으로 나타났다, $F(4, 11) = 11.51, p < .01; F(4, 11) = 10.11, p < .01; F(4, 11) = 28.62, p < .001$.

자세 흔들림 분석 머리와 오른쪽 어깨가 각 지지면 조건에서 다트를 던지는 동안 앞뒤 및 좌우로 흔들린 정도를 표준편차의 평균으로 표시하여 Figure 9에 제시하였다. 지지면의 효과가 머리와 어깨의 전후 방향으로 흔들린 정도에서 유의한 것으로 나타났지만, 머리 AP: $F(2, 28) = 5.22, p < .05, \eta_p^2 = .27$; 어깨 AP: $F(2, 28) = 13.79, p < .001, \eta_p^2 = .50$, 좌우 방향 흔들림 정도에서는 발견되지 않았다, 머리 ML: $F(2, 28) < 1, ns$; 어깨 ML: $F(2, 28) = 1.27, p > .05$. 흥미로운 사실은 자세유지가 가장 어려운 것으로 추측한 목재보에서 흔들림 정도가 가장 적었다는 점이다.

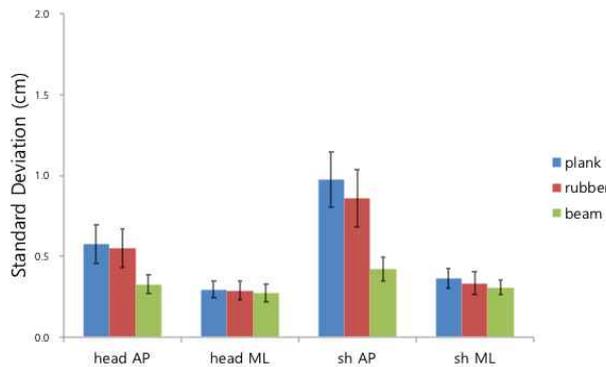


Figure 9. Mean head and shoulder A-P and M-L variability (with standard error bars) as a function of support surface in Experiment 2.

그 외 운동매개변수 분석

운동시간. Fitts의 법칙에 따르면 과제 난이도는 거리에 비례하고 크기에 반비례한다. 본 실험에서는 지지면은 동일하지 않았지만, 표적의 크기와 거리는 동일하였다. 그런 점을 반영하는지 운동시간에 있어서 지지면의 효과는 유의하지 않은 것으로 나타났다, $F(2, 28) < 1, ns$.

무릎의 움직임 거리. 세 지지면 조건에서 무릎의 최대 이동 거리를 변량분석을 실시한 결과 그 차이는 유의한 것으로 나타났다, $F(2, 28) = 6.64, p < .01, \eta_p^2 = .32$. 무릎의 이동 거리는 목재보에서 가장 적게 나타났다, 나무판: $M = 1.79, SD = 0.97$; 고무판: $M = 1.81, SD = 1.28$; 목재보: $M = 1.04, SD = 0.65$.

Figure 7 하측 패널에 지지면의 효과가 유의한 수준에 도달한 관절결합들이 함께 제시되었다. 우선 눈에 띄는 것은 손목-엉덩이, 손목-무릎, 팔꿈치-엉덩이, 팔꿈치-무릎, 어깨-무릎 관절간의 결합이 자세유지를 더 어렵게 하는 나무판, 고무판, 목재보로 갈수록 강도가 약화되었지만, 그에 반해 손목, 팔꿈치, 어깨, 엉덩이와 발목의 결합은 강화되었다는 점이다. 자세유지가 더 어려워질수록 던지는 동작체계가 엉덩이와 무릎과의 결합을 느슨하게 푸는 반면, 발목과는 결합의 강도를 더 증강시킨다는 것을 시사한다. 실험 1의 3.6m 거리에서 관찰된 더 많은 가속도를 생성하기 위해서 자세유지 시너지와 던지기 시너지 사이의 운동단위들이 재결합되는 협응 양상과는 또 다른 양상의 협응 구조다. 마치 균형유지가 어려워지자 목적, 즉 다트 던지는 동작을 수행하기 위해

서 운동통제 체계가 전권을 발목에 이양하여 과제를 수행하는 것과 같다. 머리와 어깨의 전후의 흔들림 또한 최소화되었다는 결과 또한 동일한 맥락에서 이해할 수 있을 것이다.

원천적으로 불안정한 인간의 균형 유지를 생체역학적으로 설명하는데 널리 활용되는 모형이 역진자 모형(inverted pendulum model)이다 (Winter, 1995 개관). 이 역진자가 전후 좌우로 흔들림에도 불구하고 균형을 유지하는 것은 발목과 엉덩이의 협응을 통해서 이루어진다(Nashner & McCollum, 1985; Horak, 1987; Horak & Nashner, 1986; Massion, 1992; Winter, 1995). 특히 Winter(1995)는 조용히 서 있거나 요동이 있을 때, 자세의 전후 움직임의 조절은 발목의 발바닥 굴근(ankle plantarflexors)과 배굴근(dorsiflexors)에 의해서 이루어지지만, 좌우 움직임은 엉덩이의 외향근(abductor)과 내전근(adductor)의 조절로 이루어진다고 주장한다. 이렇게 발목으로 자세를 조절하는 방식을 발목 전략(ankle strategy), 엉덩이로 자세를 조절하는 방식을 고관절 전략(hip strategy)이라 지칭한다.

여기서 주의해야 할 사항은 이런 전략이 일반자세(side-by-side stance)일 경우에 적용된다는 것이다. 본 실험에서 채택한 일렬자세일 경우가 두 전략은 뒤바뀌어 발목 전략이 좌우 움직임을, 고관절 전략이 전후 움직임을 조절하는데 적용된다고 Winter(1995)는 지적한다. 사실 본 실험에서 모든 참가자는 측면 자세를 취한 상태에서 다트를 던지도록 통제되었다. 목재보 조건 또한 목재보가 표적과 평행하게 정렬된 상태에서 참가자들은 목재보 위에서 일렬자세를 취한 상태에서 다트를 던졌다. 하

지만 표적을 향하기 위해서 모든 참가자들은 시계방향으로 90° 틀어야만 했다. 이런 자세에서 얼굴은 표적을 정면으로 향하게 되고, 얼굴과 표적을 연결하는 그 선을 전후 방향으로, 두 발이 향하는 방향을 좌우 방향으로 설정하여 운동추적기로 수집된 자료를 부호화하였다.

사실 좁은 목재보 위에서 장시간 자세를 유지한다는 것은 용이한 일이 아니다. 하지만 Figure 3에서 보여주듯이, 참가자 대부분은 조준시간을 포함하더라도 3초 이내에 다트 던지는 동작을 마쳤다. 따라서 이 짧은 시간 동안 신체의 분절들은 발목을 중심으로 하나의 축을 형성하여 흔들리는 상태를 최소화한 뒤 주어진 과제를 수행했다고 볼 수 있다. 손목, 팔꿈치와 엉덩이, 무릎 사이의 결합 상태의 와해는 다른 관절들과 발목 사이에 형성된 협응체계로 운동통제를 단일화시켜 문제 해결에 대처하는, 즉 다트 던지는 동작을 수행하는 증거로 해석될 수 있다. 그 결과 가장 자세유지가 어려운 상태에서 신체 흔들림은 최소화되는 역설적인 결과가 발생할 수 있었을 것이다.

이런 결과는 Smart 등(2004)이 보고한 결과와 일치한다. Smart 등은 15줄로 이루어진 문서(아이스크림 레시피)를 근거리(0.4m) 혹은 원거리(3m)에 제시한 뒤 문서 속 단어를 구성하는 철자 중 “O” 혹은 “E”의 숫자를 세는 과제를 실시하였다. 이 때 참가자들이 서 있는 지지면도 나무판, 거품고무매트(foam-rubber mattress), 거품보(biofoam roller), (본 실험보다 1cm 넓은 8cm 로 제작된) 목재보로 변화시키면서 과제와 지지면의 특성이 자세유지에 미치는 영향을 검증하였다. 이때 두 표적의 철자는 동일

한 시야각을 이루도록 제작된 관계로 근거리 표적의 철자들이 상대적으로 작았다. 따라서 근거리 표적을 읽기 위해서 신체의 흔들림은 최소화하여야 하며, 따라서 상대적으로 엄밀한 운동 통제가 요구된다. 결과 또한 근거리 표적 조건에서는 지지면에 관계없이 자세가 경직되는 발목 전략을 사용하여 신체의 흔들림 정도가 줄어든 반면, 원거리 표적에서는 고관절과 발목이 더 유동적으로 사용되었으며, 그 결과 신체의 흔들림이 증가하는 것을 발견하였다. 즉 운동체계가 다분절 사슬을 기능적으로 재조직화하여 과제와 환경의 제약에 대처한다는 것을 시사한다.

수행결과 또한 운동통제 체계가 자세유지에 재원을 집중시켜 문제에 대처하고 있다는 것을 잘 반영하고 있다. 가변오차는 세 조건 중 목재보 조건에서 가장 적었으며, 반경오차도 비록 통계적으로 유의한 수준에는 도달하지 않았지만 목재보 조건에서 가장 적었다. 점수 또한 세 조건에서 유의한 차이가 발견되지 않았다.

요약하면, 본 실험에서는 지지면을 조작하여 환경의 변화를 유도하였으며, 그런 조작이 다트 던지는 동작에 미치는 영향을 확인하고자 시도하였다. 그 결과 자세유지가 어려워질수록 운동통제 체계는 발목을 중심으로 하나의 축을 형성하여 신체의 흔들림을 최소화한 상태에서 다트를 던지는 과제를 수행하는 것으로 나타났다. 실험 1에 이어, 실험 2에서도 운동 조절이 운동단위들의 기능적 재구성을 통해 일어난다는 것을 다시 한번 확인해 주는 증거로 간주할 수 있다.

종합 논의

본 연구에서는 다트 던지는 동작이 자세유지 체계와 어떻게 협응을 이루는지 두 개의 실험을 실시하여 검증하고자 시도하였다. 실험 1에서는 Fitts 법칙에 따라 표적과의 거리를 이용하여 과제 난이도를 변화시켰으며, 실험 2에서는 지지면의 재질과 크기(나무 바닥, 고무판, 좁은 목재보)를 변화시켜 자세 유지를 교란하여 다트 던지는 동작과의 상호작용을 유도하였다.

실험의 조작이 다트 던지는 동작과 자세유지에 미치는 영향을 수행 결과, 운동 패턴 및 흔들림 정도로 나누어 분석하였다. 수행 결과는 반경오차, 가변오차 및 수행점수(Muller & Loosch, 1999; Sherwood et al., 2014)로 분석하였으며, 운동 패턴은 운동추적기의 센서로 수집한 시계열 자료로부터 추출한 관절(손목, 팔꿈치, 어깨, 엉덩이, 무릎, 발목)의 각도 변화 값을 상호 비교한 교차상관 분석값들을 사용하여 분석하였다. 마지막으로 신체의 흔들림 정도는 머리의 앞뒤 및 좌우 흔들림, 어깨의 앞뒤 및 좌우 흔들림 정도를 운동시간 동안 센서의 움직인 거리를 표준편차로 변환한 값을 사용하여 분석하였다.

실험 1에서 표적과의 거리를 증가시켰을 때, 가장 눈에 띄는 결과는 발목과 엉덩이, 발목과 무릎과의 결합 강도는 저하되었지만, 팔꿈치와 엉덩이, 팔꿈치와 무릎의 결합 강도는 거리에 비례하여 증가하였다는 것이다. 다트가 거의 팔에 의존해서 던져진다는 점을 고려할 때, 이런 결과는 자세유지를 조절하는 엉덩이-무릎-발목을 연결하는 운동 사슬과, 던지

는 동작을 조절하는 손목-팔꿈치-어깨를 연결하는 운동 사슬이 짧은 거리(1.2m 와 2.37m)에서는 분리되어 각자의 기능을 수행하지만, 3.6m 조건에서는 멀어진 표적에 다트를 탄착시키기 위해 요구되는 가속도를 생성하기 위해서 엉덩이와 무릎이 던지는 동작에 참여하게 되고, 그 결과 엉덩이-무릎-발목을 연결하는 자세유지 시너지가 약화된 것으로 볼 수 있다. 즉 자세유지 시너지와 던지기 시너지가 하나로 통합되어 목적을 달성한다는 것이다.

지지면을 변화시킨 실험 2에서는 자세유지를 더 어렵게 하는 나무판, 고무판, 목재보로 갈수록 손목-엉덩이, 손목-무릎, 팔꿈치-엉덩이, 팔꿈치-무릎, 어깨-무릎 관절 간의 결합 강도가 약화되었지만, 손목, 팔꿈치, 어깨, 엉덩이와 발목의 결합은 오히려 강화되는 결과가 발견되었다. 마치 균형유지가 어려워지자 목적, 즉 다트 던지는 동작을 수행하기 위해서 운동통제 체계가 발목을 중심으로 하나의 축을 형성하여 신체의 흔들림을 최소화한 상태에서 과제를 수행하는 것으로 해석된다. 이런 상태에서 머리와 어깨의 전후의 흔들림 또한 최소화되었으며, 그 결과 가장 일관성 있는 수행 결과가 도출된 것 같다.

본 연구결과를 종합하면, 운동통제 체계가 과제의 변화로 주어진 제약(더 빠른 가속력)이나 환경의 변화로 주어진 제약(자세유지의 어려움)에 대처하여 다분절 운동 사슬을 기능적으로 재조직하여 역동적으로 대처한다고 결론 내릴 수 있을 것 같다.

References

- Anderson, M., & Pitcairn, T. (1986). Motor control in dart throwing. *Human Movement Science, 5*, 1-18.
- Bernstein, N. A. (1967). *The coordination and regulation of movements*. Oxford: Pergamon Press.
- Berrigan, F., Simoneau, M., Martin, O., & Teasdale, N. (2006). Coordination between posture and movement: interaction between postural and accuracy constraints. *Experimental Brain Research, 170*, 255-264.
- Blackburn, J. T., Riemann, B. L., Myers, J. B., & Lephart, S. M. (2003). Kinematic analysis of the hip and trunk during bilateral stance on firm, foam, and multiaxial support surfaces. *Clinical Biomechanics, 18*, 655-661.
- Dijkstra, T. M. H., Schöner, G., & Gielen, C. C. A. M. (1994). Temporal stability of the action-perception cycle for postural control in a moving visual environment. *Experimental Brain Research, 97*, 477-486.
- Eng, J. J., Winter, D. A., MacKinnon, C. D., Patla, A. E. (1992) Interaction of reaction moments and center of mass displacement for postural control during voluntary arm movements. *Neuroscience Research Communication, 11*, 73-80.
- Fitts, P. M. (1954). The information capacity of the human motor system in controlling the amplitude of movement. *Journal of Experimental Psychology, 47*, 381-391.
- Gibson, J. J. (1974). Notes on action. In E. Reed & R. Jones (Eds.), *Reasons for realism: Selected essays of James J. Gibson* (pp. 385-392). Hillsdale, NJ: Lawrence Erlbaum Associates.
- Horak, F. B. (1987). Clinical measurement of postural control in adults. *Physical Therapy, 67*, 1881-1885.
- Horak, F. B., & Nashner, L. M. (1986). Central programming of postural movements: adaptation to altered support-surface configurations. *Journal of Neurophysiology, 55*, 1369-1381.
- Juras, G., & Słomka, K. (2013). Anticipatory postural adjustments in dart throwing. *Journal of Human Kinetics, 37*, 39-45.
- Kaminski, T. R. (2007). The coupling between upper and lower extremity synergies during whole body reaching. *Gait & Posture, 26*, 256-262.
- Kaminski, T. R., & Simpkins, S. (2001). The effects of stance configuration and target distance on reaching. *Experimental Brain Research, 136*, 439-446.
- Kaminski, T. R., Bock, C., & Gentile, A. M. (1995). The coordination between trunk and arm motion during pointing movements. *Experimental Brain Research, 106*, 457-466.
- Ko, Y. G., Challis, J. H., & Newell, K. M. (2003). Learning to coordinate redundant degrees of freedom in a dynamic balance task. *Human Movement Science, 22*, 47-66.
- Krishnamoorthy, V., Yang, J. F., & Scholz, J. P. (2005). Joint coordination during quiet stance:

- effects of vision. *Experimental Brain Research*, 164, 1-17.
- Latash, M. L. (2008). *Synergy*. New York: Oxford University Press.
- Lee, D. N., & Aronson, E. (1974). Visual proprioceptive control of standing in human infants. *Perception & Psychophysics*, 15, 529-532.
- Lee, D. N., & Lishman, J. R. (1975). Visual proprioceptive control of stance. *Journal of Human Movement Studies*, 1, 87-95.
- Mah, C. D., Hulliger, M., Lee, R. G., & O'Callaghan, I. S. (1994). Quantitative analysis of human movement synergies: constructive pattern analysis for gait. *Journal of Motor Behavior*, 26, 83-102.
- Marchant, D. C., Clough, P. J., & Crawshaw, M. (2007). The effects of attentional focusing strategies on novice dart throwing performance and their task experiences. *International Journal of Sport and Exercise Psychology*, 5, 291-303.
- Martin, O., Teasdale, N., Simoneau, M., Corbeil, P., & Bourdin, C. (2000). Pointing to a target from an upright position in human: tuning of postural responses when there is target uncertainty. *Neuroscience Letters*, 281, 53-56.
- Massion, J. (1992). Movement, posture and equilibrium: interaction and coordination. *Progress in Neurobiology*, 38, 35-56.
- Massion, J., Alexandrov, A., & Frolov, A. (2004). Why and how are posture and movement coordinated? *Progress in Brain Research*, 143, 13-27.
- McDonald, P. V., Van Emmerik, R. E. A., & Newell, K. M. (1989). The effects of practice on limb kinematics in a throwing task. *Journal of Motor Behavior*, 21, 245-264.
- Nashner, L. M., & McCollum, G. (1985). The organization of human postural movements: a formal basis and experimental synthesis. *Behavioral and Brain Sciences*, 8, 135-150.
- Nasu, D., Matsuo, T., & Kadota, K. (2014). Two types of motor strategy for accurate dart throwing. *PLoS ONE*, 9, e88536. doi: 10.1371/journal.pone.0088536
- Newell, K. M., & Van Emmerik, R. E. A. (1989). The acquisition of coordination: preliminary analysis of learning to write. *Human Movement Science*, 8, 17-32.
- Plamondon, R., & Alimi, A. M. (1997). Speed/accuracy trade-offs in target-directed movements. *Behavioral and Brain Sciences*, 20, 279-349.
- Pozzo, T., Stapley, P. J., & Papaxanthis, C. (2002). Coordination between equilibrium and hand trajectories during whole body pointing movements. *Experimental Brain Research*, 144, 343-350.
- Riemann, B. L., Myers, J. B., & Lephart, S. M. (2003). Comparison of the ankle, knee, hip, and trunk corrective action shown during single-leg stance on firm, foam, and multi-axial surfaces. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 84, 90-95.
- Rienhoff, R., Baker, J., Fischer, L., Strauss, B., & Schorer, J. (2012). Field of vision influences

- sensory-motor control of skilled and less-skilled dart players. *Journal of Sports Science & Medicine*, *11*, 542-550.
- Rosenbaum, D. A., Meulenbroek, R. G., & Vaughan, J. (2001). Planning reaching and grasping movements: theoretical premises and practical implications. *Motor Control*, *5*, 99-115.
- Schatz, B. (2011). Hitting the bull part II: The game of darts—Technique. Retrieved from <http://www.artofmanliness.com/2011/01/07/the-game-of-darts-part-ii-technique/>
- Scholz, J. P., & Schöner, G. (1999). The uncontrolled manifold concept: identifying control variables for a functional task. *Experimental Brain Research*, *126*, 289-306.
- Sherwood, D. E., Lohse, K. R., & Healy, A. F. (2014). Judging joint angles and movement outcome: Shifting the focus of attention in dart-throwing. *Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance*, *40*, 1903-1914.
- Smart, L. J., Mobley, B. S., Otten, E. W., Smith, D. L., & Amin, M. R. (2004). Not just standing there: The use of postural coordination to aid visual tasks. *Human Movement Science*, *22*, 769-780.
- Smeets, J. B., Frens, M. A., & Brenner, E. (2002). Throwing darts: timing is not the limiting factor. *Experimental Brain Research*, *144*, 268-274.
- Stoffregen, T. A., Smart, L. J., Bardy, B. G., & Pagulayan, R. J. (1999). Postural stabilization of looking. *Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance*, *25*, 1641-1658.
- Tricon, V., LePellec-Muller, A., Martin, N., Mesure, S., Azulay, J.-P., Vernazza-Martin, S., (2007). Balance control and adaptation of kinematic synergy in aging adults during forward trunk bending. *Neuroscience Letters*, *415*, 81-86.
- Tseng, Y. W., Scholz, J. P., Schöner, G., & Hotchkiss, L. (2003). Effect of accuracy constraint on joint coordination during pointing movements. *Experimental Brain Research*, *149*, 276-288.
- Tuller, B., Turvey, M. T., & Fitch, H. L. (1982). The Bernstein perspective: II. The concept of muscle linkage or coordinative structure. In J. A. S. Kelso(Ed.), *Human Motor Behavior: An introduction*, 253-270.
- Turvey, M. T. (1990). Coordination. *The American Psychologist*, *45*, 938-953.
- Turvey, M. T., Fitch, H. L., & Tuller, B. (1982). The Bernstein perspective: I. The problems of degrees of freedom and context-conditioned variability. In J. A. S. Kelso (Ed.), *Human motor behavior: An introduction* (pp. 239-252). Hillsdale, NJ: Lawrence Erlbaum Associates.
- Van Emmerik, R. E., & Newell, K. M. (1990). The influence of task and organismic constraints on intralimb and pen-point kinematics in a drawing task. *Acta Psychologica*, *73*, 171-190.
- Vernazza-Martin, S., Martin, N., Le Pellec-Muller, A., Tricon, V., & Massion, J. (2006).

- Kinematic synergy adaptation to an unstable support surface and equilibrium maintenance during forward trunk movement. *Experimental Brain Research*, 173, 62-78.
- Wing, A. M., Flanagan, J. R., & Richardson, J. (1997). Anticipatory postural adjustments in stance and grip. *Experimental Brain Research*, 116, 122-130.
- Wing, A. M., & Kristofferson, A. B. (1973). The timing of interresponse intervals. *Perception & Psychophysics*, 13, 455-460.
- Winter, D. A. (1995). Human balance and posture control during standing and walking. *Gait & Posture*, 3, 193-214.
- 1 차원고접수 : 2018. 02. 08
수정원고접수 : 2018. 04. 17
최종게재결정 : 2018. 04. 20

Effects of task and environmental constraints on postural control in dart throwing

Yong-Hyun Lim

Department of Neurology, School of Medicine,
Kyungpook National University

Nam-Gyoon Kim

Department of Psychology,
Keimyung University

Two experiments were directed at postural coordination in dart throwing. Darts can be thrown using only the elbow and wrist while keeping the rest of the body stationary. In order to introduce variability in the coordination pattern, distances to the target (Experiment 1), and the characteristics of support surface (Experiment 2) were varied. Dart throwing data were obtained using a wireless motion tracking system via sensors attached to the index finger, wrist, elbow, shoulder, hip, knee, and ankle of the right side (the throwing hand) with additional sensors attached to the head and the left shoulder, for a total of 9 sensors. Cross-correlations between joints (wrist-elbow, wrist-shoulder, wrist-hip, wrist-knee, wrist-ankle, elbow-shoulder, elbow-hip, elbow-knee, elbow-ankle, shoulder-hip, shoulder-knee, shoulder-ankle, hip-knee, hip-ankle, and knee-ankle) were used to construct coordination patterns. The standard deviations of the head and the right shoulder motion were used to assess body sway. In each condition of target distance (Experiment 1) and support surface (Experiment 2), participants threw darts 20 times, preceded by 20 practice throws. Different patterns of coordination arose as a function of target distance and support surface. Coupling strengths between joints were rearranged to cope with different demands imposed by different task constraints. Of particular interest was the finding that body sway was minimal in the narrow beam condition, less than in the wide plank or yoga mattress condition. Results suggest that the motor control system accomplishes a goal-directed movement by reassembling the multijoint kinematic chain dynamically under different task constraints.

Key words : Dart throwing, Multijoint kinematic chain, Coordination, Cross-correlation, Postural control