

보행에서의 상지 움직임의 역할

연세대학교 대학원

의 학 과

김 덕 용

보행에서의 상지 움직임의 역할

지도 박 창 일 교수

이 논문을 석사 학위논문으로 제출함


1999년 12월 일


연세대학교 대학원


의 학 과

김 덕 용

김덕용의 석사 학위논문을 인준함

심사위원 박 창 일 

심사위원 한 수 봉 

심사위원 박 은 숙 

연세대학교 대학원

1999년 12월 일

감사의 글

본 논문을 완성하기까지 모든 방면에 끊임없는 격려와 세심한 배려로 지도해 주신 은사 박창일 지도교수님께 깊은 감사를 드리며, 또한 많은 관심과 교정의 격려로써 도움을 주신 한수봉 교수님, 박은숙 교수님께 진심으로 감사드립니다. 연구 진행에 많은 도움을 주신 재활의학 교실원 여러분과 동작분석실의 이돈신씨께도 감사를 드립니다.

끝으로 무한한 사랑으로 용기를 주신 부모님께 감사드리며 항상 곁에서 힘이 되어준 아내와 현지, 재현에게 이 기쁨을 드립니다.

저 자 씀

목 차

국문 요약	1
I. 서 론	3
II. 재료 및 방법	5
1. 연구대상	5
2. 연구방법	5
가. 상지 고정 방법 및 실험 조건	5
나. 보행 분석 방법	6
다. 산소 소모율 측정 방법	7
3. 분석 방법	8
III. 결 과	9
1. 실험군의 성별 및 연령 분포	9
2. 시공간적 지표 비교	9
3. 산소소모율 비교	10
4. 상부 체간의 운동형상학적 지표 비교	11
가. 시상면에서의 운동형상학적 비교	11
나. 관상면에서의 운동형상학적 비교	12
다. 횡단면에서의 운동형상학적 비교	14

5. 골반의 운동형상학적 지표 비교	16
가. 시상면에서의 운동형상학적 비교	16
나. 관상면에서의 운동형상학적 비교	17
다. 횡단면에서의 운동형상학적 비교	18
6. 고관절의 운동형상학적 지표 비교	19
가. 시상면에서의 운동형상학적 비교	19
나. 관상면에서의 운동형상학적 비교	21
다. 횡단면에서의 운동형상학적 비교	22
7. 기타 하지 관절의 운동형상적 지표 비교	23
 IV. 고 찰	 24
 V. 결 론	 30
 참고 문헌	 32
 영문 요약	 35

표 목 차

Table 1. Comparison of Temporospacial Data Between Free Arm Swing and Arm Restriction	10
Table 2. Comparison of Kinematic Data of Upper Trunk in Sagittal Plane Between Free Arm Swing and Arm Restriction	12
Table 3. Comparison of Kinematic Data of Upper Trunk in Coronal Plane Between Free Arm Swing and Arm Restriction	13
Table 4. Comparison of Kinematic Data of Upper Trunk in Transverse Plane Between Free Arm Swing and Arm Restriction	14
Table 5. Comparison of Kinematic Data of Pelvis in Sagittal Plane Between Free Arm Swing and Arm Restriction	16
Table 6. Comparison of Kinematic Data of Pelvis in Coronal Plane Between Free Arm Swing and Arm Restriction	17
Table 7. Comparison of Kinematic Data of Pelvis in Transverse Plane Between Free Arm Swing and Arm Restriction	18
Table 8. Comparison of Kinematic Data of Hip in Sagittal Plane Between Free Arm Swing and Arm Restriction	20
Table 9. Comparison of Kinematic Data of Hip in Coronal Plane Between Free Arm Swing and Arm Restriction	21
Table 10. Comparison of Kinematic Data of Hip in Transverse Plane Between Free Arm Swing and Arm Restriction	22

그림 목차

Fig. 1. Method of Arm Restriction	6
Fig. 2. Comparison of Energy Consumption Between Free Arm Swing and Arm Restriction at Three Different Walking Speed	11
Fig. 3. Comparison of Kinematic Data of Upper Trunk in Sagittal Plane Between Free Arm Swing and Arm Restriction	12
Fig. 4. Comparison of Kinematic Data of Upper Trunk in Coronal Plane Between Free Arm Swing and Arm Restriction	13
Fig. 5. Comparison of Kinematic Data of Upper Trunk in Transverse Plane Between Free Arm Swing and Arm Restriction	15
Fig. 6. Comparison of Kinematic Data of Pelvis in Sagittal Plane Between Free Arm Swing and Arm Restriction	16
Fig. 7. Comparison of Kinematic Data of Pelvis in Coronal Plane Between Free Arm Swing and Arm Restriction	17
Fig. 8. Comparison of Kinematic Data of Pelvis in Transverse Plane Between Free Arm Swing and Arm Restriction	19
Fig. 9. Comparison of Kinematic Data of Hip in Sagittal Plane Between Free Arm Swing and Arm Restriction	20
Fig. 10. Comparison of Kinematic Data of Hip in Coronal Plane Between Free Arm Swing and Arm Restriction	21

Fig. 11. Comparison of Kinematic Data of Hip in Transverse Plane
 Between Free Arm Swing and Arm Restriction 23

Fig. 12. Possible Estimated Mechanism of Free Arm Swing on Gait 29

국문 요약

보행에서의 상지 움직임의 역할

사람에서의 보행은 다른 동물과는 달리 자유로운 상지의 움직임이 가능한 것이 특징이다. 자연스러운 보행 시에는 상지가 교대로 움직이게 되는데, 이러한 상지의 움직임이 단순한 수동적인 진자운동인지 아니면 어떠한 능동적인 역할을 하는지는 아직 명확히 규명되지 않고 있다. 이에 본 연구에서는 20-30대의 정상 성인 20명을 대상으로 하여 상지를 고정한 경우와 상지를 고정하지 않은 경우로 나누어 저속(2 km/hr), 중속(4 km/hr), 고속(6 km/hr)의 다양한 보행속도에 따라 산소소모량 측정기인 KB1-C(Aerosport Inc, Ann Arbor, Michigan, U.S.A.)를 이용하여 산소소모량을 측정하고, 상부 체간을 포함한 운동형상학적 지표를 3차원 동작 분석기인 Vicon 370 Motion Analysis System(Oxford Metrics Inc, Oxford, U.K.)을 이용하여 얻었으며, 그 결과를 비교 분석하여 상지의 움직임이 보행에 어떠한 능동적인 역할이 있는지, 있다면 어떠한 역할을 하는지 알아보려고 하였다.

본 연구의 결과는 다음과 같다.

1. 느린 속도(2 km/hr)로 보행할 때는 상지를 고정한 경우 상지를 고정하지 않은 경우보다 유의 있게 에너지 소모가 적었으나, 빠른 속도(6 km/hr)로 보행할 때에는 상지를 고정한 경우가 상지를 고정하지 않은 경우보다 에너지 소모가 유의 있게 많았다($p < 0.05$).

2. 체간은 상지를 고정한 경우, 상지를 고정하지 않은 경우에 비해 모든 속도에서 시상면에서의 상부 체간의 전경사 각도(anterior tilt angle)가 유의 있게 감소하였고, 빠른 속도(6 km/hr)로 보행 시 관상면 및 횡단면에서 상부 체간의 운동범위는 유의 있게 증가하였다($p < 0.05$).
3. 골반은 상지를 고정한 경우, 고정하지 않은 경우에 비해 모든 속도에서 시상면에서의 골반의 전경사 각도(anterior tilt angle)는 유의 있게 증가하였고, 빠른 보행(6 km/hr)시 관상면에서의 골반의 운동범위는 유의 있게 감소하였고, 횡단면에서의 골반의 운동범위는 유의 있게 증가하였으며, 단하지지지기 동안 비정상적으로 내회전되는 양상이 모든 예에서 보였다($p < 0.05$).
4. 고관절은 상지를 고정한 경우, 고정하지 않은 경우에 비해 모든 속도에서 시상면에서 전 보행주기동안 유의 있게 굴곡되어 있었으며, 관상면에서의 고관절의 운동범위는 유의 있게 감소하고, 횡단면에서 단하지 지지기 동안의 외회전각도가 유의 있게 증가하였다($p < 0.05$).
5. 기타 다른 하지 관절의 운동형상학적 지표상 시상면, 관상면, 횡단면 모두에서 상지 고정 여부에 따른 유의 있는 차이를 보이지 않았다.

이상의 결과로 보아 특히 빠른 속도로 보행할 때 자유로운 상지의 움직임은 에너지 보존에 도움을 주는 것으로 생각된다. 또한 상지의 고정 여부에 따라 체간, 골반 및 고관절의 움직임에도 차이를 보였는데, 이는 아마도 상지의 움직임이 보행 시의 균형 유지 및 전진력(limb advancement)의 획득과 관련이 있을 것으로 생각된다.

핵심 되는 말: arm swing, gait analysis, energy consumption

보행에서의 상지 움직임의 역할

<지도 박 창 일 교수>

연세대학교 대학원 의학과

김 덕 응

I. 서 론

사람에서의 보행은 신체의 여러 부위가 복잡하지만 체계적으로 작용하는 인간 특유의 장소 이동 방법으로 자유롭게 상지를 움직일 수 있다는 특징이 있다. 그러나 자연스럽게 보행을 할 때는 상지가 교대로 움직이게 된다(Gage, 1991).

많은 연구자들은 보행에 대해 하지의 움직임을 중심으로 그 양상과 역할에 대해 연구하여, 보행할 때의 하지 움직임은 의미 없는 움직임이 아니라 일정하며, 에너지의 소모를 최소화하기 위한 것이라고 하였다(Saunders 등, 1953; Battye와 Joseph, 1966; Morrison, 1970; Sutherland 와 Hagy, 1972). 그러나 상지의 움직임은 하지와 마찬가지로 일정하게 일어남에도 불구하고(Elftman, 1939), 보행에 어떠한 역할을 하는지 아직 명확히 규명되지 않고 있는 실정이다.

Perry는 보행 시 골반의 위쪽 부위는 수동적이거나 약간의 균형유지에 필요한 부분으로 표현하였고, 상지의 움직임은 어떠한 능동적인 역할을 하지 않는다고 보고하였고(Perry, 1992), Ralston은 신체 각 부위를 고정된 후 에너지 소모량을 측정하여, 상지를 고정하였을 때는 다른 신체 부위를 고정하였을 때에 비해 에너지 소모에 미치는 영향이 적다고 보고하였다(Ralston, 1965). 그러나 Elftman은 신체의 각 부위의 움직임의 정도와 각 모멘트(angular momentum)를 측정하여 상지는 단순한 수동적인 진자운동이 아니라, 보행에 영향을 줄 것이라는 가

설을 제시하였고, Murray 등은 일정하게 보행주기동안 시상면에서 상지의 움직임이 일어난다고 하였다(Elftman, 1939; Murray 등, 1967). 또한 Fernandez-Ballesteros 등은 동적 근전도를 이용하여 보행주기 중 일정한 시기에 상지 근육 특히 전관절 신전근의 활동이 보인다고 보고하였다(Fernandez-Ballesteros 등, 1965). 이와 같이 기존의 대부분의 보고들은 상지의 움직임이 어떠한 역할을 한다는 것을 증명하기보다는 어떤 역할이 있을 것이라고 추정하는데 그치고 있다.

최근 들어 Mark는 한 명의 정상성인을 대상으로 하여 전자 카메라와 비디오를 이용하여 한쪽 상지를 고정한 후 운동형상학적(kinematic) 분석을 한 결과 하지의 수평적인 이동에 변화가 생기고, 발의 궤적(trajecory)은 매우 불안정하게 되었으며, 각 관절의 각 속도가 변화되었음을 보고하여 보행의 주체인 하지의 움직임에 영향을 미칠 수 있음을 제시하였다(Mark, 1997).

이에 본 연구는 첫 번째로 여러 연구자에 의해 논란이 되고 있는 보행 시 상지 움직임의 역할 여부에 대한 명확한 규명을 위하여 20명의 정상 성인을 대상으로 하여 상지 고정 전 후에 따른 산소 소모량을 측정하여 보행 시 상지 움직임의 역할이 있는지 알아보려고 하였다. 두 번째로 보행 시 보행의 주체인 하지의 움직임에 상지 고정이 어떠한 영향을 미치는지를 삼차원 동작분석기인 Vicon 370 Motion Analysis System을 이용하여 상지 고정 여부에 따른 차이를 비교 분석하고자 하였다. 이는 향후 생체역학적인(biomechanical) 연구에 기초자료를 제공할 수 있을 것으로 생각되며, 향후 보행 장애를 보이는 환자의 보행훈련에 도움을 줄 수 있으리라 생각한다.

II. 재료 및 방법

1. 연구대상

20명의 20대에서 30대의 건강한 성인 남자를 대상으로 하였다. 보행양상은 성별이나 연령에 의해 영향을 받을 수 있으므로 소아, 고령자 및 여자는 제외하였다(Oberg 등, 1994). 또한 근골격계나 신경계의 질환을 현재 앓고 있거나 과거에 그러한 병력이 있는지를 면담이나 이학적 검사를 실시하여 이러한 질환이 의심되는 경우는 본 연구에서 제외하였다.

2. 연구방법

가. 상지 고정 방법 및 실험 조건

상지 고정 벨트를 이용하여 주관절을 기준으로 하여 상부와 하부에 벨트를 이용하여 상지를 고정하였다(Fig. 1). 이때 골반과 체간의 움직임이 최대한 제한되지 않도록 하였고, 느린 속도(2 km/hr), 보통 속도(4 km/hr), 빠른 속도(6 km/hr)로 보행하면서 상지를 고정하였을 때와 상지를 고정하지 않았을 때의 산소소모량, 시공간적 지표, 운동형상적 지표를 각각 측정하였다. 한 피검자에 대한 실험은 동일한 날짜, 동일한 시간에 시행하여 표식자 오류 등을 최대한 배제하고자 하였다.

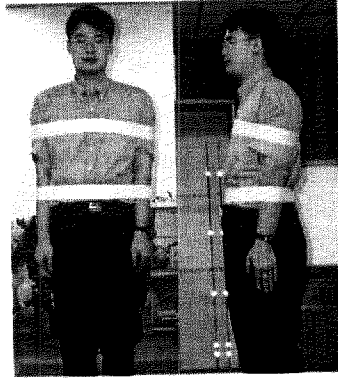


Fig. 1. Method of arm restriction

나. 보행 분석 방법

보행 양상은 3차원 보행분석기인 Vicon 370 Motion Analysis System(Oxford Metrics Inc., Oxford, U.K.)을 이용하여 시공간적인 지표 (temporospatial data), 운동형상학적 지표의 변화를 분석하였다. Vicon 370 Motion Analysis System은 6개의 적외선 카메라가 수동표식자의 움직임을 측정하여 분석하는 것으로 본 연구에서는 먼저 적외선 카메라에서 발생할 수 있는 오차를 줄이기 위해 calibration을 시행한 후 Vicon protocol에 따라 기립 정지 상태에서 권도윤 등(1998)이 보고한 바와 같이 천골 표식자, 양측 골반 표식자, 양측 슬관절 표식자, 양측 대퇴 표식자, 양측 경골 표식자, 양측 족관절 표식자, 양측 전족부 표식자, 양측 종골 표식자를 부착하여 검사를 시행하였고, 체간의 움직임에 대한 표식자는 제 7 경추 및 양측 견봉에 표식자를 부착하여 검사를 시행하였다. 우선 8 미터 길이의 보도를 수 차례 걸게 하여 자연스러운 보행을 유도 한 후 검사하는 동안은 최소한 10차례 이상의 보행을 시도하여 분석하였다. 2 km/hr, 4 km/hr, 6 km/hr의 속도를

일정하게 유지하기 위해 박자기(metronome)를 이용하였고, 상지 고정 여부와 보행 속도에 따라 여섯 가지 조건을 무작위로 순서를 정하여 시행하였다. Vicon 370 Motion Analysis System을 통해 얻어진 visual and analog data중 정해진 속도에 가장 근접한 자료를 선택하여, 각 보행 주기에 따른 시상면, 관상면, 횡단면의 운동 형상학적 지표와 시공간적인 지표를 VCM software를 이용하여 구하였다.

다. 산소 소모율 측정 방법

에너지소모량은 산소소모량 측정기인 KBI-C (Aerosport Inc., Ann Arbor, Michigan, U.S.A.)를 이용하여 측정하였다. 일반적으로 에너지 소모량은 산소소모량을 측정하는데 산소 1 리터를 소모하는데 평균 4.83 Cal의 열량을 얻을 수 있다(Downey 등, 1994). 모든 환자는 검사 4-5시간 전부터 금식을 시킨 상태에서 실험을 시행하였다(Corcoran 및 Brengelmann, 1970). 실험 중 피검자는 마스크를 사용하여 호흡하게 되며 산소소모율은 oxygen gas analyzer에 내장된 컴퓨터로 분석하였다. 안정기의 에너지 소모량은 5분간 조용히 앉은 자세에서 측정하고, 보행시의 에너지 소모량 측정은 상지 고정 여부와 보행 속도에 따라 여섯 가지 조건을 무작위로 순서를 정하여 treadmill에서 보행하게 하여 5분간의 보행 중 마지막 3분의 측정치의 평균값으로 분당 산소소모율을 구하였다. 각각의 검사사이에는 5분 이상의 휴식기간을 두고 분당 심박수가 안정기 심박수와와의 차이가 5 beat/min이하가 되면 다음 검사를 시작하였다.

3. 분석 방법

통계분석은 SPSS 8.0 for window version을 이용하였고, 상지 고정 전후간의 에너지 소모량, 시공간적인 지표, 운동형상학적 지표는 paired t-test를 이용하여 분석하였다. 이때 시공간적 지표 및 운동형상학적 지표는 우측 및 좌측 하지를 모두 포함하여 정상 성인 20명의 40 하지를 통계 처리하였다. P value가 0.05 미만인 것을 통계학적으로 유의 있는 것으로 하였다.

Ⅲ. 결 과

1. 실험군의 성별 및 연령 분포

본 실험에 참가한 피검자는 모두 남자였으며, 연령 분포는 26세부터 34세였고, 평균연령은 29.7세였다. 키는 162 cm부터 186 cm로 평균 172.4 cm 였다. 체중은 55 kg에서 95 kg으로 평균 73.9 kg이었다.

2. 시공간적 지표 비교

빠른 보행(6 km/hr)시 분속수(cadence)는 상지를 고정하지 않았을 경우나 고정하였을 경우 모두 평균 160.0 step/min으로 의의 있는 차이가 없었고, 보장(step length)도 고정하지 않았을 때 평균 62.4 cm, 고정하였을 때 평균 63.1 cm로 의의 있는 차이를 관찰할 수 없었다. 또한 보통 속도(4 km/hr), 느린 속도(2 km/hr)로 보행할 때도 마찬가지로 의의 있는 차이는 없었다(Table 1).

Table 1. Comparison of temporospatial data between free arm swing and arm restriction

Speed	Free (n=40)	Restricted (n=40)
2 km/hr		
Cadence(steps/min)	64.6 ± 6.1	66.0 ± 5.6
Step length(cm)	50.9 ± 5.3	50.5 ± 5.0
4 km/hr		
Cadence(steps/min)	114.0 ± 7.7	114.2 ± 7.5
Step length(cm)	58.5 ± 3.9	58.2 ± 4.3
6 km/hr		
Cadence(steps/min)	160.0 ± 7.6	160.0 ± 8.1
Step length(cm)	62.4 ± 4.7	63.1 ± 5.6

Values are mean ± standard deviation

3. 산소소모율 비교

느린 속도(2 km/hr)로 보행 할 때 산소소모율은 상지의 움직임이 자유로운 경우에는 평균 5.7 ml/kg · min이었으나, 상지를 고정하였을 때는 평균 5.3 ml/kg · min으로 상지를 고정하였을 때의 산소소모량이 유의 있게 적었다(p<0.05). 보통 속도(4 km/hr)로 보행 시에는 상지 고정 여부간에 유의 있는 차이를 보이지 않았다. 빠른 보행(6 km/hr)시에는 상지의 움직임이 자유로운 경우 평균 12.1 ml/kg · min, 상지를 고정한 경우 평균 12.8 ml/kg · min으로 상지를 고정한 경우의 산소소모량이 유의 있게 높았다(p<0.05), (Fig. 2).

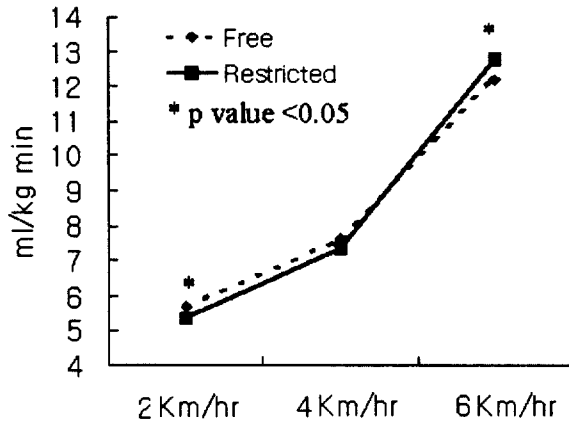


Fig. 2. Comparison of energy consumption between free arm swing and arm restriction at three different walking speed

4. 상부 체간의 운동형상학적 지표 비교

가. 시상면에서의 운동형상학적 비교

느린 속도(2 km/hr)에서 상지를 자유롭게 움직이는 경우는 상부 체간의 전 경사(anterior tilt) 각도가 평균 44.1도 인데 비해, 상지를 고정 시 평균 40.5도로 의의 있게 감소하였고($p < 0.05$), 보통 속도(4 km/hr), 빠른 속도(6 km/hr)에서도 상지를 고정하지 않았을 때에 비해 상지를 고정하였을 때 상부 체간의 전 경사 각도가 의의 있게 감소하였다(Table 2, Fig. 3).

Table 2. Comparison of kinematic data of upper trunk in sagittal plane between free arm swing and arm restriction

Speed	Anterior tilt angle(degree)	
	Free (n=40)	Restricted (n=40)
2 km/hr	44.1 ± 8.2	40.5 ± 9.5*
4 km/hr	44.7 ± 8.5	39.6 ± 9.9*
6 km/hr	43.7 ± 11.4	39.0 ± 12.7*

Values are mean ± standard deviation

*; p value < 0.05

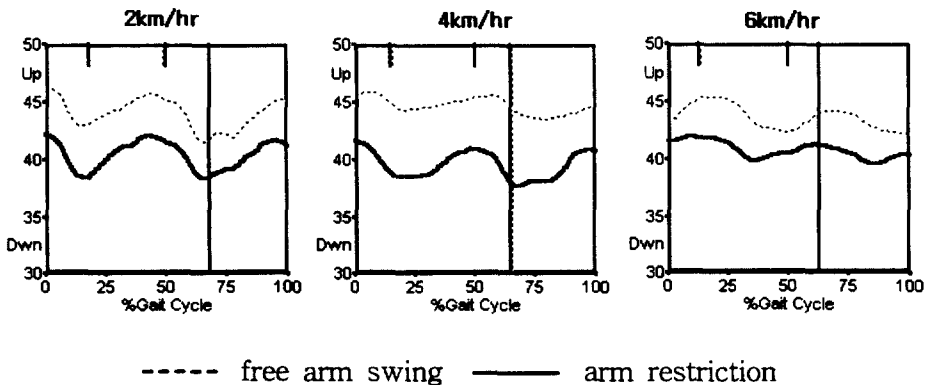


Fig. 3. Comparison of kinematic data of upper trunk in sagittal plane between free arm swing and arm restriction.

나. 관상면에서의 운동형상학적 비교

빠른 보행(6 km/hr)시 관상면에서의 상부 체간의 운동범위는 상지를 고정하지 않은 경우는 평균 7.2도 였고, 상지를 고정하였을 때는 평균 9.8도로, 상지를 고정하였을 때의 관상면에서의 상부 체간의 운동범위가 상지를 고정하지 않았을 때에 비해

의의 있게 증가하였다($p < 0.05$). 그러나 느린 속도(2 km/hr), 보통 속도(4 km/hr)로 보행 할 때에는 두 군간에 의의 있는 차이는 없었다(Table 3, Fig. 4).

Table 3. Comparison of kinematic data of upper trunk in coronal plane between free arm swing and arm restriction

Speed	Range of motion(degree)	
	Free (n=40)	Restricted (n=40)
2 km/hr	5.2 ± 1.9	4.6 ± 1.9
4 km/hr	6.4 ± 2.2	5.8 ± 2.0
6 km/hr	7.2 ± 3.2	9.8 ± 3.6*

Values are mean ± standard deviation.

*; p value < 0.05

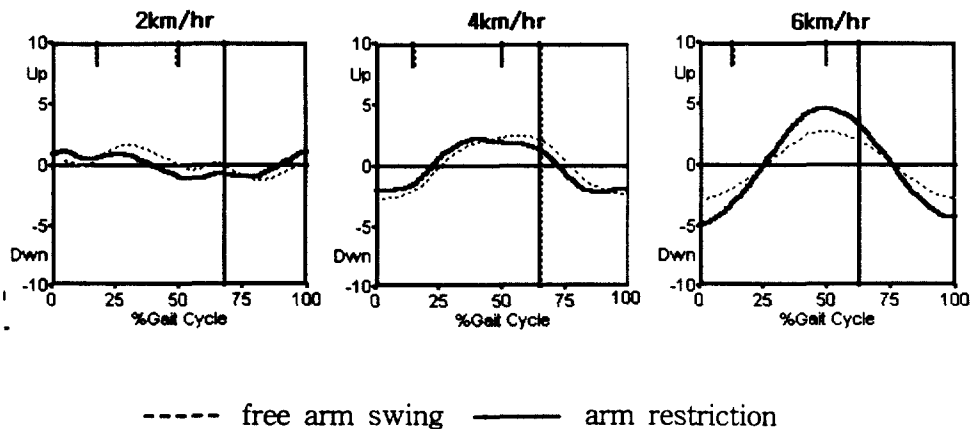


Fig. 4. Comparison of kinematic data of upper trunk in coronal plane between free arm swing and arm restriction.

다. 횡단면에서의 운동형상학적 비교

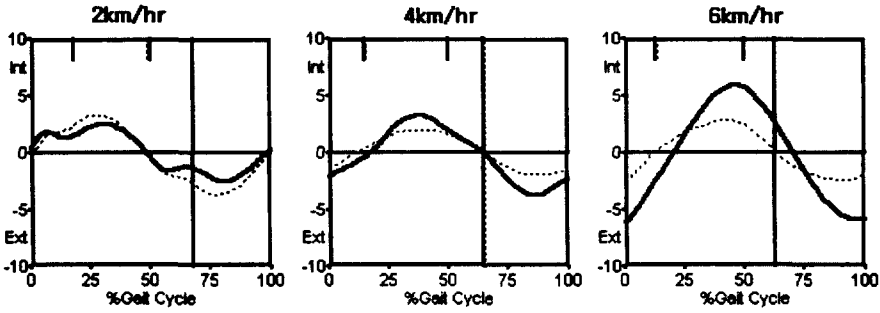
느린 보행(2 km/hr)에서는 상지 고정 여부에 따라 횡단면에서의 상부 체간의 운동범위 간에 차이를 관찰할 수 없었으나, 보통 속도(4 km/hr) 및 빠른 속도(6 km/hr)로 보행할 때에는 상지를 고정하지 않은 경우 횡단면에서의 상부 체간의 운동범위가 각각 평균 4.8도, 6.6도이었고, 상지를 고정한 경우 각각 평균 8.1도, 12.1도로 상지를 고정한 경우가 상지를 고정하지 않은 경우에 비해 횡단면에서의 상부 체간의 운동범위가 유의 있게 증가하였다($p < 0.05$), (Table 4, Fig. 5).

Table 4. Comparison of kinematic data of upper trunk in transverse plane between free arm swing and arm restriction

Speed	Range of motion(degree)	
	Free (n=40)	Restricted (n=40)
2 km/hr	8.0 ± 2.5	6.0 ± 1.6
4 km/hr	4.8 ± 2.2	8.1 ± 3.1*
6 km/hr	6.6 ± 3.0	12.1 ± 5.2*

Values are mean ± standard deviation.

*; p value < 0.05



----- free arm swing ——— arm restriction

Fig. 5. Comparison of kinematic data of upper trunk in transverse plane between free arm swing and arm restriction.

4. 골반의 운동형상학적 지표 비교

가. 시상면에서의 운동형상학적 비교

느린 보행(2 km/hr), 보통 보행(4 km/hr), 빠른 보행(6 km/hr) 모두에서 골반의 전 경사 각도는 상지를 고정하지 않았을 때는 각각 평균 7.1도, 6.8도, 7.8도이었고, 상지를 고정하였을 때는 평균 8.5도, 8.0도, 9.6도로 상지를 고정하였을 때의 골반의 전 경사 각도가 상지를 고정하지 않았을 때에 비해 유의하게 증가하였다($p < 0.05$), (Table 5, Fig. 6).

Table 5. Comparison of kinematic data of pelvis in sagittal plane
between free arm swing and arm restriction

Speed	Anterior tilt angle(degree)	
	Free (n=40)	Restricted (n=40)
2 km/hr	7.1 ± 3.5	8.5 ± 3.6*
4 km/hr	6.8 ± 4.2	8.0 ± 3.7*
6 km/hr	7.8 ± 4.3	9.6 ± 3.3*

Values are mean ± standard deviation.

*; p value < 0.05

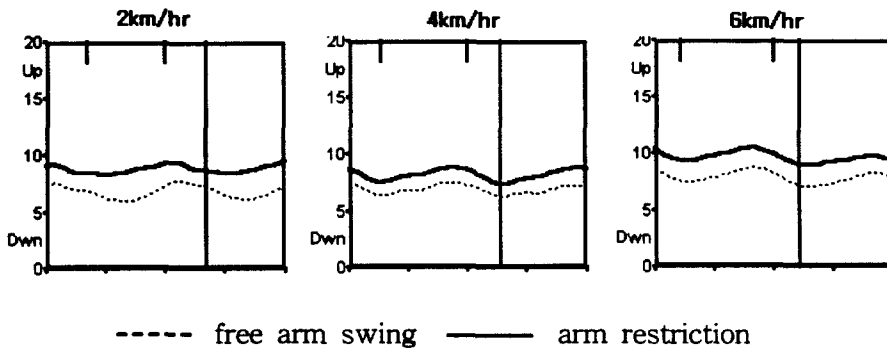


Fig. 6. Comparison of kinematic data of pelvis in sagittal plane
between free arm swing and arm restriction.

나. 관상면에서의 운동형상학적 비교

느린 보행(2 km/hr), 보통 보행(4 km/hr), 빠른 보행(6 km/hr) 모두에서 골반의 관상면에서의 운동범위는 상지를 자유롭게 하였을 때 각각 평균 6.4도, 6.9도, 6.8도, 상지를 고정하였을 때 각각 평균 5.2도, 5.3도, 5.1도로 상지를 고정하였을 때 골반의 관상면에서의 운동범위는 상지를 고정하지 않았을 때에 비해 유의 있게 감소하였다($p < 0.05$), (Table 6, Fig. 7).

Table 6. Comparison of kinematic data of pelvis in coronal plane between free arm swing and arm restriction

Speed	Range of motion(degree)	
	Free (n=40)	Restricted (n=40)
2 km/hr	6.4 ± 1.4	5.2 ± 1.4*
4 km/hr	6.9 ± 2.0	5.3 ± 2.0*
6 km/hr	6.8 ± 2.0	5.1 ± 2.4*

Values are mean ± standard deviation, *; p value < 0.05

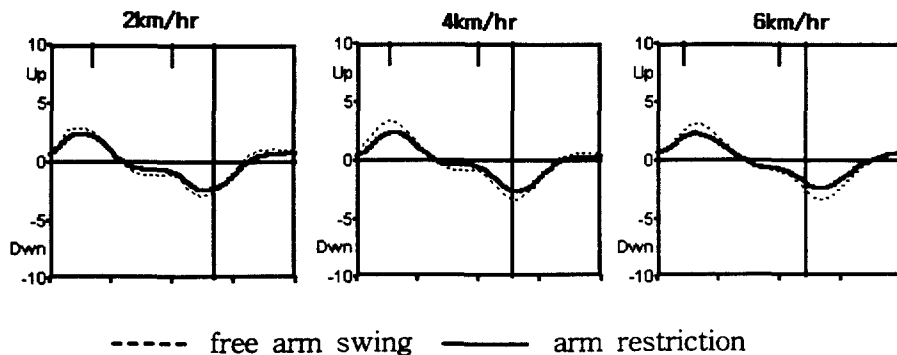


Fig. 7. Comparison of kinematic data of pelvis in coronal plane between free arm swing and arm restriction.

다. 횡단면에서의 운동형상학적 비교

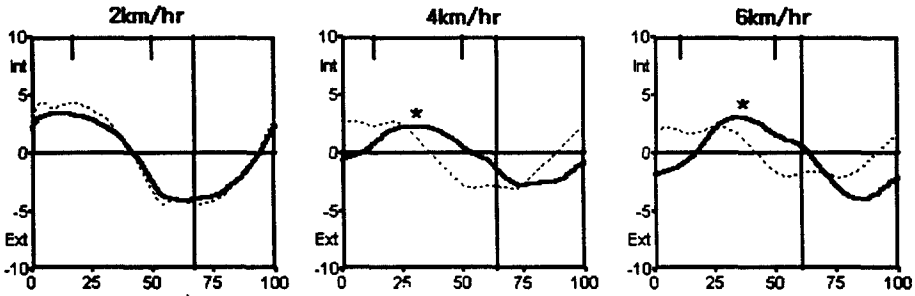
느린 보행 시(2 km/hr)에는 상지를 고정하였을 때 횡단면에서의 골반의 운동 범위는 평균 9.4도로 상지를 고정하지 않았을 때의 평균 11.0도에 비해 횡단면에서의 골반의 운동범위는 상지를 고정하였을 때 유의 있게 감소하였다($p < 0.05$). 그러나 빠른 보행(6 km/hr)시에는 느린 보행과는 달리 상지를 고정하였을 때의 횡단면에서의 골반의 운동범위는 평균 8.8도로, 상지를 고정하지 않았을 때의 평균 7.1도에 비해 횡단면에서의 골반의 운동범위는 상지를 고정하였을 때 유의 있게 증가하였다(Table 7). 또한 4 km/hr, 6 km/hr의 속도로 보행 시 상지를 고정하지 않았을 때는 단하지지지기 동안 골반이 외회전되는 반면에 상지를 고정하였을 때는 단하지지지기 동안 골반이 내회전되는 양상을 관찰할 수 있었다 (Fig. 8).

Table 7. Comparison of kinematic data of pelvis in transverse plane between free arm swing and arm restriction

Speed	Range of motion(degree)	
	Free (n=40)	Restricted (n=40)
2 km/hr	11.0 ± 3.6	9.4 ± 2.9*
4 km/hr	7.7 ± 2.5	6.7 ± 2.7
6 km/hr	7.1 ± 2.2	8.8 ± 1.8*

Values are mean ± standard deviation.

*; p value < 0.05



----- free arm swing ——— arm restriction

Fig. 8. Comparison of kinematic data of pelvis in transverse plane between free arm swing and arm restriction.

4. 고관절의 운동형상학적 지표 비교

가. 시상면에서의 운동형상학적 비교

상지를 고정하였을 때의 최대 고관절 신전 각도는 상지를 고정하지 않았을 때에 비해 모든 속도에서 유의 있게 감소하였으며($p < 0.05$), 상지를 고정하였을 때의 최대 고관절 굴곡각도는 상지를 고정하지 않았을 때에 비해 유의 있게 증가하여($p < 0.05$), 전 보행주기 동안 상지를 고정하였을 때 상지를 고정하지 않았을 때에 비해 더 굴곡되어 있었다(Table 8, Fig. 9).

Table 8. Comparison of kinematic data of hip in sagittal plane
between free arm swing and arm restriction

	Free (n=40)	Restricted (n=40)
Max. Hip Extension Angle		
2 km/hr	5.4 ± 5.1	4.1 ± 5.4*
4 km/hr	7.0 ± 5.3	5.9 ± 5.0*
6 km/hr	6.5 ± 6.0	4.9 ± 6.0*
Max. Hip Flexion Angle		
2 km/hr	34.5 ± 4.4	35.4 ± 4.2*
4 km/hr	34.2 ± 4.7	35.8 ± 4.3*
6 km/hr	35.8 ± 5.6	36.6 ± 4.9*

Values are mean ± standard deviation.

*; p value < 0.05

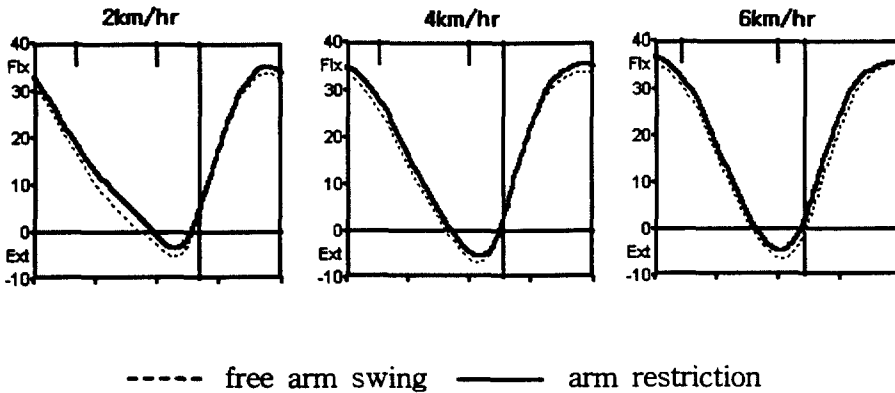


Fig. 9. Comparison of kinematic data of pelvis in sagittal plane
between free arm swing and arm restriction.

나. 관상면에서의 운동형상학적 비교

상지를 고정하였을 때 관상면에서의 고관절의 운동범위는 상지를 고정하지 않은 경우에 비해 모든 속도에서 유의 있게 감소하였다($p < 0.05$), (Table 9, Fig. 10).

Table 9. Comparison of kinematic data of hip in coronal plane between free arm swing and arm restriction

Speed	Range of motion(degree)	
	Free (n=40)	Restricted (n=40)
2 km/hr	13.3 ± 3.3	12.3 ± 2.8*
4 km/hr	12.6 ± 2.3	11.3 ± 2.4*
6 km/hr	12.6 ± 3.0	11.6 ± 3.5*

Values are mean ± standard deviation.

*; p value < 0.05

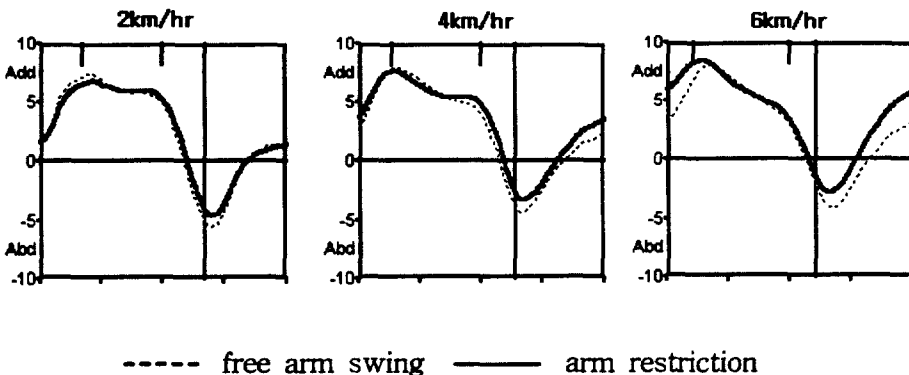


Fig. 10. Comparison of kinematic data of hip in coronal plane between free arm swing and arm restriction.

다. 횡단면에서의 운동형상학적 비교

초기 접지기의 최대 고관절 내회전 각도는 모든 속도에서 상지 고정 여부에 따른 유의 있는 차이를 관찰할 수 없었으나, 단하지 지지기에서는 중속(4 km/hr), 고속(6 km/hr) 보행 시의 최대 고관절 외회전 각도는 상지를 고정하였을 때 각각 평균 11.4도, 11.2도로, 상지를 고정하지 않았을 때의 평균 10.0도, 9.6도에 비해 유의 있게 증가하였다($p < 0.05$), (Table 10, Fig. 11).

Table 10. Comparison of kinematic data of hip in transverse plane between free arm swing and arm restriction

	Free (n=40)	Restricted (n=40)
Max. Hip IR Angle at Loading Response		
2 km/hr	6.0 ± 5.5	6.7 ± 5.8
4 km/hr	3.3 ± 6.8	1.9 ± 6.3
6 km/hr	3.2 ± 7.2	0.5 ± 8.1
Max. Hip ER Angle at Single Support		
2 km/hr	12.5 ± 5.9	11.7 ± 5.7
4 km/hr	10.0 ± 6.1	11.4 ± 6.7*
6 km/hr	9.6 ± 4.6	11.2 ± 6.0*

Values are mean ± standard deviation.

*; p value < 0.05

IR; Internal rotation, ER; External rotation

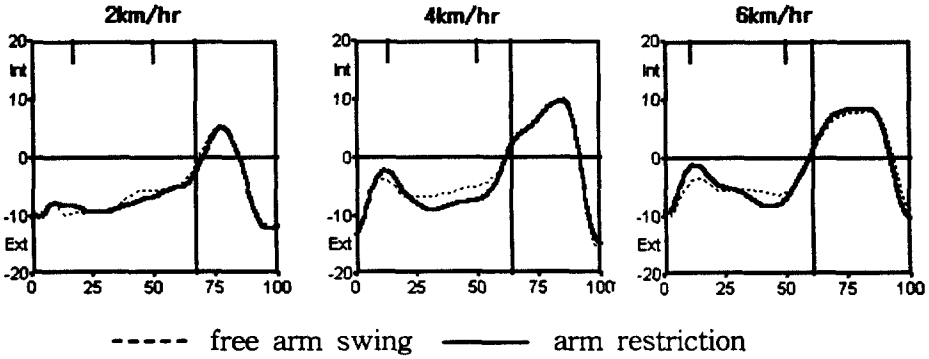


Fig. 11. Comparison of kinematic data of hip in transverse plane between free arm swing and arm restriction.

6. 기타 하지 관절의 운동형상학적 지표 비교

슬관절의 시상면, 관상면에서는 상지 고정 여부에 따른 차이를 관찰할 수 없었으며, 족관절에서도 시상면 및 횡단면에서 상지 고정 여부에 따른 차이를 관찰할 수 없었다.

IV. 고 찰

직립 보행은 몸을 한 장소에서 다른 장소로 이동하는 것으로 신체의 여러 부위가 복잡하지만 체계적으로 작용하여 일어나는 인간 특유의 장소 이동 방법이다(Perry, 1992). 인간의 보행은 동물과는 달리 네발을 이용하지 않고, 두 다리만을 이용하여 직립 보행하기 때문에 보행 시에도 상지를 자유롭게 쓸 수 있다.(Gage, 1991).

Perry는 보행 시 신체의 골반이하 부위를 이동 부(locomotor portion)로, 골반 위쪽 부위를 여객 부(passenger portion)로 구분하여 여객 부(passenger portion)는 이동부(locomotor portion)과는 달리 능동적인 움직임을 보이지보다는 수동적인 움직임에 지나지 않을 것이라고 제시하였다. Ralston도 정상 성인 7명을 대상으로 하여 보행중의 에너지 소모량을 측정하여 본 결과, 상지의 고정은 다른 신체 부위를 고정하였을 때에 비하여 에너지 소모에 미치는 영향이 적었다고 보고하여, 상지의 움직임이 능동적이기보다는 수동적인 움직임에 지나지 않는다고 주장하였다(Ralston, 1965; Perry, 1992). 반면에 Elftman은 보행중의 상지의 움직임은 단순한 진자운동이 아니라, 보행에 있어 어떠한 역할을 담당할 것이라고 주장하였다. Murray 등(1967)은 보행주기동안의 시상면에서의 상지의 움직임이 일정하게 일어남을 관찰하여 표준화하였고, Fernandez-Ballesteros 등(1965)은 동적근전도를 이용하여 보행 주기중 일정한 시기에 상지 근육 특히 견관절 신전근이 활성화된다고 보고하였다. Jackson 등(1978)은 느린 보행 및 빠른 보행에서도 상지근육의 근전도신호가 보행시 일정한 패턴을 보인다고 하여 Perry, Ralston과는 상반된 견해를 보였다(Elftman, 1939; Fernandez-Ballesteros 등, 1965; Ralston, 1965; Murray 등, 1967; Jackson 등, 1978; Perry, 1992). 그러나 기존의 대부분의 보고들은 상지의 움직임이 어떠한 역할을 한다는 것을 증명하

기보다는 어떤 역할이 있을 것이라는 것만을 제시하는데 그치고 있다. 본 연구에서는 treadmill에서 2 km/hr, 4 km/hr, 6 km/hr의 속도로 보행할 때 느린 속도(2 km/hr)에서는 상지를 고정 시 상지를 고정하지 않았을 때에 비해 에너지 소모가 감소하였고, 보통 속도인 4 km/hr의 속도로 보행 시에는 상지의 고정 여부가 에너지 소모에 영향을 미치지 않음을 관찰할 수 있었다. 그러나 6 km/hr의 빠른 보행 시에는 상지를 고정하였을 때는 상지를 고정하지 않았을 때에 비해 비록 미미하지만 통계학적으로 유의 있게 에너지 소모가 증가함을 관찰할 수 있었다. 이는 Ralston의 보고(Ralston, 1965)와는 상반된 결과로 상지의 움직임이 특히 빠른 속도의 보행 시 에너지 보존에 관여함을 증명할 수 있었다. 느린 속도로 보행 시에는 상지를 고정하였을 때가 에너지 소모가 적었는데, 이는 아마도 본 연구에서 얻어진 운동형상학적 분석 결과 느린 속도의 상지 고정 여부에 따른 상부 체간과 하지의 움직임이 별다른 차이를 관찰할 수 없었던 것으로 보아 상지의 고정 여부에 관계없이 체간과 하지에서의 에너지 소모는 비교적 일정하였다고 생각되며, 반면에 상지를 고정 시에는 상지 운동근육의 활동이 일어나지 않아 상지의 운동으로 인한 에너지 소모가 감소되어 전체적인 에너지 소모가 감소한 것이 아닌가 생각된다. 그러나 Fernandez -Ballesteros 등의 보고에 의하면 상지를 고정 시에도 견관절 신전근의 수축을 관찰할 수 있다고 하였으나 (Fernandez -Ballesteros 등, 1965), 상지를 고정하였을 때의 견관절 운동근의 수축 정도가 상지를 고정하지 않았을 때에 비해 어떤 차이를 보이는 지에 대한 분석이 이루어지지 않았다. 향후 상지 고정 여부에 따른 상지 근육의 활성화도에 대한 정량적인 분석을 한다면 본 연구에서 관찰한 보행속도에 따른 에너지 소모의 차이에 대한 명확한 설명이 가능할 것으로 생각된다. 보통 속도로 보행할 때에는 에너지 소모율에 있어 상지 고정 여부에 따른 차이가 없었는데 이는 상기 기술한 바와 같이 상지에서 소모되는 에너지 양은 감소하지만, 하지 및 체간에서

의 에너지 소모가 증가되어 이들이 서로 상쇄되기 때문으로 생각된다. 빠른 속도로 보행 시 상지를 고정하였을 때 고정 전에 비해 에너지 소모율이 증가하는 것은 느린 속도의 보행 시보다 빠른 보행 시 안정성이 감소하고(김봉옥 등 1996), 앞으로 나가려는 전진력이 더욱 필요하게되어 하지 근육이 동심성(concentric) 및 편심성(eccentric) 수축이 활발해지는 것과 관련이 있을 것으로 생각된다(Murray 등, 1984). 즉 상지에서 이용되는 에너지가 상지를 고정함에 따라 감소하게 되지만, 하지 및 체간에서 필요로 하는 에너지가 급격히 증가하기 때문으로 생각된다. 이는 Jackson 등이 상지의 움직임은 에너지 보존에 관여할 것이라고 추정 한 바와 일치한다(Jackson 등, 1983).

최근 들어 여러 연구자들이 상지를 고정하였을 때의 하지의 움직임의 변화를 관찰하여 상지의 역할을 규명하고자 하고 있다. Mark는 한 명의 정상성인을 대상으로 하여 전자 카메라와 비디오를 이용하여 한쪽 상지를 고정한 후 운동형상학적(kinematic) 분석을 한 결과 하지의 수평적인 이동에 변화가 생기고, 발의 궤적(trajecory)은 매우 불안정하게 되었으며, 각 관절의 각속도가 변화되었음을 보고하였고, Sigg 등은 75명의 노인을 대상으로 하여 2차원 비디오 시스템을 이용하여 우측 상지를 고정 전 후간의 시상면에서의 운동형상학적 분석을 시행하여, 고정 시 고관절의 최대 굴곡 각도가 감소하고 족관절의 운동범위가 증가함을 보고하여 상지의 움직임이 보행의 주체인 하지의 움직임에 영향을 미칠 수 있다고 하였다(Mark, 1997; Sigg 등, 1997).

본 연구에서도 양측 상지를 고정하여 상부 체간 및 하지의 골반, 고관절의 운동형상학적 지표의 변화를 관찰하여 기존의 연구와 비슷한 결과를 얻었다.

특히 빠른 속도로 보행을 하였을 때 양측 상지를 고정하면 고정 전에 비해 상부 체간에서는 전경사 각도가 감소되었고, 관상면 및 횡단면의 운동범위가 증가하였고, 골반에서는 시상면에서 전경사 각도가 증가하고, 관상면의 운동범위가

감소하고, 횡단면에서 단하지 지지기동안 내회전되었고, 고관절에서는 시상면에서 굴곡이 증가되고, 관상면에서는 운동범위가 감소하고, 횡단면에서 단하지 지지기 동안 외회전이 증가하였다. 그러나 이는 Mark 과 Sigg의 운동형상적 측면에서의 결과와는 차이가 있다(Mark, 1997; Sigg 등, 1997). 이는 아마도 기존의 연구에서는 한쪽 상지만을 배 부위에 고정한데 반해 본 연구에서는 양측 상지를 중립자세에서 고정하여 상지 고정방법이 차이가 나기 때문으로 생각되며, 또한 기존의 연구에서는 비디오를 이용한 이차원적인 분석을 하였는데 반해 본 연구에서는 3차원 동작분석기를 이용하였기 때문으로 생각된다.

상지가 어떠한 역할을 할 것인가에 대해서는 몇 가지 가설이 있는데 첫 번째는 보행시의 골반부의 횡단면에서의 회전이 상체에 전해져 같은 방향으로 회전이 일어나게 되고, 이때 상지가 반대 방향으로 회전이 일어나 보상작용을 한다는 것으로 상지의 움직임은 몸의 균형을 유지하는 역할을 할 것이라는 것이고 (Murray 등, 1967; Hogue, 1969; Ohsato, 1993), 두 번째로 단순히 척추 박자 발생 중심(spinal rhythm generator)이 있어서 일어나는 자연스러운 현상이라는 것이다(Griller 및 Zannger, 1975). 세 번째로 상지의 근육의 수축은 상지의 움직임을 부드럽게 하도록 유도하는 것이며(Jackson 등, 1978), 네 번째로 상지의 근육의 에너지 소모에도 불구하고, 신체 전체의 에너지소모를 감소시키는 현상일 것이라는 것이다(Jackson 등, 1978). 본 연구의 결과를 분석하여 볼 때 상지를 고정함에 따라 상부 체간이 보행시 안정성이 떨어지게 되고(Wolfson 등, 1990), 이로 인해 상부 체간을 뒤로 젖히는 현상이 일어나게 되는 것으로 생각되어지며, 또한 관상면에서의 상부 체간의 운동범위를 증가시켜 특히 입각기의 단하지 지지기 동안 일어나는 무게 중심이 입각기에 있는 하지의 측면으로 이동하는 것을 방지하는 것으로 생각되어지며, 상부 체간이 뒤로 젖혀지는 것에 대한 보상작용으로 골반이 앞으로 기울어지며 관상면에서의 골반의 운동범위가 감소하게

되고, 고관절이 전 보행 주기 동안 굴곡이 일어나고, 상부 체간의 관상면에서의 운동범위 증가 즉 입각기 동안의 상부 체간의 내전 증가로 인한 반대 측 하지의 유각기동안의 발이 끌리지 않게 하기 위해 관상면에서의 고관절의 운동범위가 감소하는 것으로 생각된다. 그러나 보행의 다른 측면인 전진력을 얻기 위해 골반의 전경사 각도를 보행주기동안 증가시켜 몸의 전방에 무게 중심을 옮기려 하고, 상부 체간과 고관절이 이를 보상하기 위해 운동형상적 변화를 초래할 수도 있을 것으로 생각된다. 상지를 고정하였을 때 횡단면에서의 상부 체간의 운동범위의 증가는 체간과 골반의 분리가 잘 이루어지지 않아 체간이 단하지 지지기 동안 일어나는 내회전이 골반에 전해져 단하지 지지기 동안 내회전되게 되며, 이로 인한 보상 작용으로 고관절이 외회전되는 것으로 생각된다. 상지를 고정하였을 때의 상부 체간의 횡단면에서의 운동범위 증가 즉 단하지 지지기 동안 내회전은 입각기에 있는 다리의 측면 앞쪽으로 무게 중심을 옮김으로써 전진력을 얻는 것으로 생각되어 지며, 다른 한편으로는 상부 체간이 내전 됨으로써 야기된 불안정성을 보상하려는 것으로 해석할 수도 있다. 따라서 이러한 일련의 운동형상학적 변화는 상지 고정 후에도 안정성과 전진력을 유지하려는 방편으로 생각되며, 이로 인해 상지 고정 시 빠른 속도의 보행시 산소소모율이 증가하였던 것으로 생각된다(Fig. 12). 이는 보행시 동적 안정성, 각 부위의 관성 지표 및 운동형상학적 지표의 변화가 특히 개인의 자세 유지를 위한 체계를 변화시킨다는 보고(Hirschfeld 과 Forssberg, 1991)와 갑작스러운 보행 속도의 변화가 자세를 유지하려는 다 시냅스성 경로를 변화시킨다는 보고(Gollhoper 등, 1986)와도 일치된다.

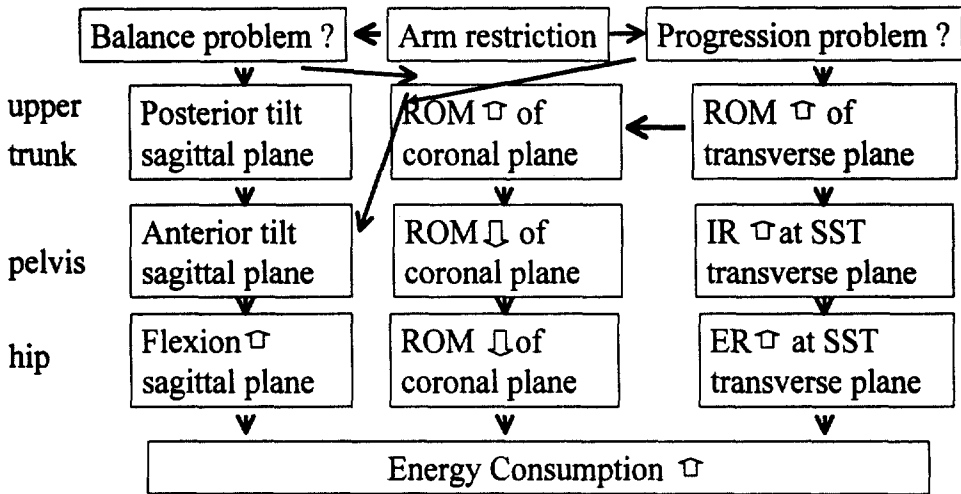


Fig. 12. Possible Estimated Mechanism of Free Arm Swing on Gait

ROM; range of motion, IR; internal rotation, ER; external rotation

SST; single support time

V. 결 론

본 연구에서는 20-30대의 정상성인 20명을 대상으로 하여 상지를 고정한 경우와 상지를 고정하지 않은 경우로 나누어 느린 속도(2 km/hr), 보통 속도(4 km/hr), 빠른 속도(6 km/hr)의 다양한 보행속도에 따라 산소소모량을 측정하고, 상부 체간을 포함한 운동형상학적 지표를 3차원 동작 분석기를 이용하여 얻었으며, 그 결과를 비교 분석하여 다음과 같은 결과를 얻었다.

1. 느린 속도(2 km/hr)로 보행할 때는 상지를 고정한 경우 상지를 고정하지 않은 경우보다 유의있게 에너지 소모가 적었으나, 빠른 속도(6 km/hr)로 보행할 때에는 상지를 고정한 경우가 상지를 고정하지 않은 경우보다 에너지 소모가 유의있게 많았다($p < 0.05$).
2. 체간은 상지를 고정한 경우, 상지를 고정하지 않은 경우에 비해 모든 속도에서 시상면 상 상부 체간의 전경사 각도(anterior tilt angle)가 유의있게 감소하였고, 빠른 속도(6 km/hr)로 보행시 관상면 및 횡단면에서 상부 체간의 운동범위는 유의 있게 증가하였다($p < 0.05$).
3. 골반은 상지를 고정한 경우, 고정하지 않은 경우에 비해 모든 속도에서 시상면상 골반의 전경사 각도(anterior tilt angle)가 유의있게 증가하였고, 특히 빠른 보행(6 km/hr)시 관상면의 골반의 운동범위는 유의있게 감소하였다. 횡단면에서의 골반의 운동범위는 유의 있게 증가하였고, 단하지지지기 동안 비정상적으로 내회전되는 양상이 모든 예에서 보였다($p < 0.05$).
4. 고관절은 상지를 고정한 경우, 고정하지 않은 경우에 비해 모든 속도에서 시상면상 전 보행주기동안 유의 있게 굴곡되어 있었으며, 관상면의 고관절의 운동범위가 유의있게 감소하고, 횡단면상 단하지 지지기 동안의 외회전각도가

의의 있게 증가하였다($p < 0.05$).

5. 기타 다른 하지 관절의 운동형상학적 지표상 시상면, 관상면, 횡단면 모두에서 상지 고정 여부에 따른 의의 있는 차이를 보이지 않았다.

이상의 결과로 보아 특히 빠른 속도로 보행할 때 자유로운 상지의 움직임은 에너지 보존에 도움을 주는 것으로 생각된다. 또한 상지 고정 여부에 따라 체간, 골반, 고관절의 차이를 보였는데, 이는 아마도 상지의 움직임이 보행시의 균형 유지 및 전진력(limb advancement)의 획득과 관련이 있을 것으로 생각된다.

참 고 문 헌

- 권도윤, 성인영, 유종윤, 하상배: 한국 성인의 3차원적인 보행분석. 대한재활의학
회지 22: 1107-1113, 1998
- 김봉옥, 윤승호, 임중훈: 보행속도에 따른 지면반발력의 변화, 대한재활의학회지
20: 126-132, 1996
- Battye CK, Joseph J: An investigation by telemetering of the activity of
some muscles used in walking. Med Biol Eng Comput 4: 125-135, 1966
- Corcoran PJ, Brengelmann GL: Oxygen uptake in normal and handicapped
subjects in relation to speed of walking beside velocity-controlled cart.
Arch Phys Med Rehabil 51: 78-87, 1970
- Downey JA, Myer SJ, Gonzalez EG, Liberman JS: The physiological basis of
rehabilitation medicine. 2nd ed. Stoneham, Butterworth-Heinemann, 1994,
pp 413-423
- Elftman H: The function of the arms in walking. Hum Biol 11: 529-535, 1939
- Fernandez-Ballesteros ML, Buchthal F, Rosenfalck O: The pattern of
muscular activity during the arm swing of natural walking. Acta
Physiol Scand 63: 296-310, 1965
- Gage JR: Normal gait In Gage JR, ed. Gait analysis in cerebral palsy, 1st ed.
London, Mac Keith Press, 1991, pp 61-100
- Gollhoper A, Schmidtbleicher D, Quintern J, Dietz V: Compensatory
movemnets following gait perturbations: changes in cinematic and
muscular activity patterns. Int J Sport Med 7: 325-329, 1986

- Griller S, Zangger P: How detailed is the central pattern generation for locomotion. *Brain Res* 88: 367-371, 1975
- Hirschfeld H, Forssberg H: Phase-dependent modulations of anticipatory postural activity during human locomotion. *J Neurophysiol* 66: 12-19, 1991
- Houge R: Upper extremity muscular activity at different cadences and inclines during normal gait. *Phys Ther* 49: 963-972, 1969
- Jackson KM, Joseph J, Wyard SJ: A mathematical model of arm swing during human locomotion. *J Biomech* 11: 277-289, 1978
- Jackson KM, Joseph J, Wyard SJ: The upper limbs during human walking part 2: function. *Electromyogr Clin Neurophysiol* 23: 435-446, 1983
- Mark R: The effect of restricting arm swing during normal locomotion. *Biomech Sci Instru* 33: 209-215, 1997
- Morrison JB: The mechanics of muscle function in locomotion. *J Biomech* 3: 431-451, 1970
- Murray MP, Mollinger GM, Gardner GM, Sepic SB: Kinematic and EMG patterns during slow, free, and fast walking. *J Orthop Res* 2: 272-280, 1984
- Murray MP, Sepic SB, Barnard EJ: Patterns of sagittal rotation of the upper limbs in walking, a study of normal men during free and fast speed walking. *Phys Ther* 47:272-284, 1967
- Oberg T, Karszina A, Oberg K, Oberg K: Basic gait parameters: Reference data for normal subjects, 10-79 years of age. *J Rehabil Res Dev* 31: 199-213, 1994

- Ohsato Y: Relationship between trunk rotation and arm swing in human walking. *Nippon Seikeigeka Gakkai Zasshi* 67: 440-448, 1993
- Perry J: Gait analysis-normal and pathological function. 1st ed. Thorofare, SLACK, 1992, pp19-47
- Ralston HJ: Effect of immobilization of various body segments on the energy cost of human locomotion. *Prod. 2nd I.E.A. Conf. Dortmund, Ergonomics*, 1965, p53
- Sauders JB, Imman VT, Eberhart HD: The major determinants in normal and pathological gait *J Bone Joint Surg* 35A: 543-558, 1953
- Sigg JA, Ives JC, Gaba BC, Sforzo GA: Effects of arm position on parameters of normal gait in older persons *Clin Kinesiol* 51: 33-36, 1997
- Sutherland DH, Hagy JL: Measurement of gait movements from motion picture film. *J Bone Joint Surg* 54A: 787-797, 1972
- Wolfson L, Whipple R, Amerman P, and Tobin JN: Gait assessment in the elderly: a gait abnormality rating scale and its relation to falls. *J Gerontol* 45: M12-M19, 1990

Abstract

Role of Arm Swing on Gait

Deog-Young Kim

Department of Medicine

The Graduate School, Yonsei University

(Directed by Professor Chang Il Park)

Reciprocal arm swing occurs spontaneously during walking. However, its role and action during gait have not been yet fully investigated. In many previous studies, the movement pattern and role of the lower extremity during gait have been major concerns. The aims of this study were : 1) to evaluate the effect of arm restriction on energy consumption and gait parameters at various walking speeds; and 2) to speculate on the role of arm swing during gait. Twenty healthy male adults aged from 26 to 34 years were recruited as subjects. Each subject was asked to walk at three different speeds (2 km/hr, 4 km/hr, 6 km/hr) with or without arm restriction. The kinematic data including upper trunk movement were collected using a 3-dimensional gait analyzer, VICON 370 system (Oxford Metrics Ltd, U.K.) with 6 cameras. Oxygen consumption was assessed on a treadmill using KB1-C metabolic analyzing system (Aerosport Inc., U.S.A.). Differences in energy consumption, temporospatial data, and kinematic data between with and without arm restriction were evaluated by paired t-test. Results were estimated to be statistically significant when the p value was less than 0.05.

The results were as follows:

1. At slow speed walking (2 km/hr), the oxygen consumption rate with arm restriction was significantly lower compared to without arm restriction. At medium speed walking (4 km/hr), there was no significant difference in the oxygen consumption rate according to arm restriction. However, the oxygen consumption rate with arm restriction was significantly increased at fast speed walking (6 km/hr) compared to without arm restriction.
2. While the arms were restricted, the anterior tilt angle of the upper trunk decreased, and the range of motion of the upper trunk in the coronal and transverse plane increased at 6 km/hr walking speed, compared to without arm restriction.
3. While the arms were restricted, the anterior pelvic tilting angle significantly increased, the range of motion of the pelvis in the coronal plane decreased at all speeds, while the range of motion in the transverse plane increased at fast walking speed (6 km/hr), and the pelvis was internally rotated at single support time, compared to without arm restriction ($p < 0.05$).
4. While the arms were restricted, the maximal flexion angle of the hip increased, the range of motion in the coronal plane decreased and the external rotation angle at single support time in the transverse plane of the hip increased, compared to without arm restriction.
5. The kinematic data of the knee and ankle showed no significant differences according to arm restriction.

These results revealed that arm restriction while walking resulted in minimal, significant changes of the kinematic data of the upper trunk, pelvis

and hip joint in all three planes, and also in changes of energy consumption, especially at fast walking. It suggests that arm swing might have a role in energy conservation at fast walking. The changes of kinematic data for the trunk, pelvis and hip joints with arms restricted were regarded as compensatory patterns for providing better limb advancement and stability. Therefore, arm swing on gait was considered to have roles in energy conservation at fast walking, and in getting better limb advancement and stability.

Key Words: arm swing, gait analysis, energy consumption