

트레드밀 속도에 따른 보행 분석

광주보건대학 물리치료과, 계명대학교 동산의료원 물리치료실*

권미지, 김수민*

Kinematics Gait analysis according to Treadmill belt speed

Kwon, Mi-Ji, Kim, Soo-Min*

Dept. of Physical Therapy, Kwang-Ju Health College

*Dept. of Physical Therapy, Dong San Medical Center, Keimyung University**

— ABSTRACT —

The purpose of this study was to describe and compare kinematic gait variables during 3 different(0.5, 1, 2m/s) treadmill belt speed. Twenty health subjects participated.

The results were following.

1. There are no significant difficult in step phase according to treadmill belt speed.
2. There are significant difficult in stride length, cadence and foot rotation according to treadmill belt speed.
3. There are significant difficult in hip flex/ext, knee flexion and ankle dorsiflexion according to treadmill belt speed.

서론

보행이란 선 자세를 안정되게 유지하면서 신체를 앞으로 움직이게 하는 사지 운동의 반복적인 활동으로 두관절 이상의 하지와 신체 사이의 상호작용이 요구되는 복잡한 활동이다.^{1,2)} 이러한 조화가 깨어지는 경우를 비정상적인 보행이라 하고, 비정상적인 보행을 만드는 원인에는 하지의 비대칭, 근약증과 마비, 파킨슨질환과 소뇌성 질환과 같은 신경계 장애, 나이 등이 있다.

특히 편마비 환자의 보행은 느린 속도와 약한 협응 운동이 특징으로, 편마비 환자에게 정상에 가까운 보행패턴을 획득하게 하기 위해 물리치료사는 생역학적 측면에서 체중지지와 균형훈련은 물론이고 체간을 비롯한 골반과 하지의 잘 조화된 움직임이 일어날 수 있도록 경직성을 감소시켜주고 대칭성을 확보해 주어야 한다²⁾. 정상보행을 위해 Lehmann 등³⁾은 보조기(ankle-foot orthoses)를 이용하여 속도를 증가시키고 슬관절 굴곡을 과도하게 시키고자 하였으며, Hesse 등⁴⁾은 뇌졸중 환자들에게 바닥에서 보행하는 것과 부분적으로 체중을 지지한 트리드밀에서의 보행 훈련을 비교한 결과 트리드밀에서는 지속적인 환측 입각기가 보이고, 높은 좌우 대칭성을 보이고 있으며 저측굴곡의 경련이 감소되고 대퇴부위의 근육의 정기적인 활동을 보고하면서 트리드밀에서의 훈련은 보행훈련뿐만 아니라 균형 훈련 자극이 됨을 보고하였다. 또한 뇌졸중 환자에게 트리드밀에서 보행훈련을 3주간 시행한 뒤 좌우 한걸음 길이(stride length)가 비슷해짐을 Waagfjord 등⁵⁾은 보고하였다.

Hesse 등⁶⁾은 척수손상 환자에게 트리드밀에서 부분적인 체중부하 훈련으로 보행 회복을 꾀하였으며, Gardner 등⁷⁾도 척수손상환자에게 부분적인 체중지지로 인한 트리드밀에서의 보행훈련으로 입각기와 유각기, 한걸음 길이가 향상됨을 보고했다. 간헐적 파행으로 인한 환자에게 보행 거리를 증가시켜주기 위한 훈

련⁴⁾ 또한 트리드밀이 사용되고 있으며, 슬관절의 골관절염 환자에게 체중부하에 따른 트리드밀에서의 훈련 효과를 설명하고 있다⁸⁾. 이렇듯 보행을 평가하고 재활훈련시키는데 있어서 트리드밀 장비의 사용이 증가하고 있다. 하지통증이나 약화를 경험한 환자들은 재활과정 초기에 체중지지를 하지 않고 보행훈련을 하고자 한다. 목발, 워커, 수중 등과 같은 도구사용은 체중을 줄이기 위해 사용되나 부하감소량을 측정하기가 힘들고 환자운동을 방해할 뿐만 아니라 운동속도를 줄인다. 게다가 상지손상이나 약화가 있으면 사용할 수가 없다. 평행봉은 넓은 공간을 필요로 한다. 트리드밀을 이용한 체중지지훈련은 체중을 감소시킬 수가 있고 낙상을 예방할 수도 있어 효과적이다⁹⁾.

보행불안정성의 측정은 노인에게 낙상위험을 평가하는데 중요하고⁹⁾, 보행속도는 치료의 효과를 평가하는데 중요하다⁷⁾. 그러나 단순히 보행속도만을 측정하는 것은 보행결함을 평가하거나 치료방향을 결정하는데 도움이 되지 않는다. 그러므로 치료사는 적절한 치료를 통해 효과적인 보행속도로 정상에 가까운 보행패턴을 만들어야 한다. 트리드밀에서의 보행훈련은 속도를 일정하게 한 상황에서 관절운동을 관찰할 수 있으며, 좁은 공간에서 먼 거리의 보행훈련이 가능하다.

인간의 정상적인 운동에 대한 키네마틱스와 키네틱스에 대한 지식은 보행에서 이상을 교정하고 분석하고 확인을 위한 기초를 제공한다. 키네마틱스는 시간에 따른 관절의 형태를 알아보는 이동을 설명하고 키네틱스는 관절모멘트와 힘과 같은 이동의 원인을 설명한다. 이동은 많은 환자에서 일차적인 기능적 목표이다. 보행 훈련의 목적은 기능적 수행이 최대로 독립적이라도 하고 에너지 소비를 최소화하는 것으로 보행속도와 보행거리를 증가시켜 주고자 한다. 이런 보행 훈련은 넓은 공간을 필요로 하고 보행 평가는 복잡하고 비싼 장비가 요구되고 있다. 보행에 따르는 신체 각 부위의 위치이동이나 관절 각도의 변화를 정확하게 기록하기

위해서는 매우 복잡한 기계와 데이터 처리과정이 필요하기 때문에 보행에 대한 운동학적인 분석은 임상 현장에서 쉽게 이용되지 못하고 있다.

그러므로 본 연구에서는 보행훈련에 사용되는 트리드밀을 이용하여 느린 속도, 자유로운 속도, 빠른 속도에서 관절운동의 범위를 알아보고자 하였으며, 보행훈련이 필요한 환자들에게 트리드밀 장비를 설명하고자 하였다.

연구 방법

연구대상

보행이나 균형에 영향을 줄 수 있는 신경학적 질환이 없고 하지에 정형외과적 질환이 없는 건강한 자를 대상으로 하였다.

연구재료

보행을 분석하기 위해 3차원 동작 분석기(three-dimensional motion analysis)를 사용하였다. 이 장치는 자료를 수집하는 CMS70P 기본 장치와 3개의 초음파 송화기가 있는 MA70P 센서 측정기, 케이블, 초음파 표시기, IBM-PC 컴퓨터로 이루어져 있다.

4개의 초음파 표시기(markers)를 사용하여 고관절 부위(hip), 슬관절부위(pivot of the knee), 족관절부위(malleolus), 발 앞쪽(forefoot)에 부착하였다. 고관절 부위는 보행시 손이 대퇴부위를 스쳐지나갈 때 표시기가 가려지므로 대전자 높이에서 20cm 떨어진 대퇴부위에 붙이고 슬관절 부위는 비골두 부위에 그리고 족관절 부위는 외측과에, 발 앞쪽은 다섯번째 중족골두에 부착시켰다. 2개의 발접착기(foot touch)는 각각 발뒤꿈치와 첫 번째 중족골두 아래에 부착시켰다.

보행 속도를 일정하게 하기 위해 트리드밀(POWERFIT 3002N)을 사용하였다. 속도는 0.5, 1.2m/sec로 하였다.

측정은 시상면에서 고관절 굴곡/신전 각도, 슬관절 굴곡/신전 각도, 족관절 배측/저측 굴곡 각도를 측정하고 관상면에서 대퇴부위와 하퇴부위의 각도(밖으로 움직임은 양수, 안쪽으로 움직임을 음수로 표시), 수평면에서 발의 회전각도가 측정된다. 또한 foot switch로부터 입각기와 유각기의 비율이 측정되고 보행수(cadence), 한걸음 길이(stride length), 속도(speed)가 측정되어진다

연구방법

대상자들은 반바지를 착용하고 양발을 벗은 상태이다. 케이블은 허리 뒤쪽에 위치하고 있으며, 왼쪽 하지에 표시기를 부착시켰다. 가만히 서 있는 자세에서 0도 처리를 한 뒤 트리드밀에서의 자연스러운 보행을 하기위해 3분간 속도에 맞는 보행을 한 뒤 30초간 기록하였다.

트리드밀 속도 순서는 무작위로 시행하였다.

자료분석

0도 처리후 고관절에서는 앞으로 움직임은 (+), 뒤로 움직임은 (-)값을 취하였고, 대퇴, 하퇴, 발 회전 각도는 시상면과 연결된 대퇴의 기울어짐으로 밖으로 움직임은 (+), 안으로 움직임은 (-) 값을 취하였다. 족관절에서 (-)값은 저측굴곡을 뜻한다.

트리드밀 속도에 따른 보행분석은 one-way ANOVA를 실시하였으며, 각 속도 사이의 보행주기와 관절각도는 t-검증을 하였다.

Table 1. Common characteristics of subjects.

	Min	Max	Mean	Standard Deviation
Height(cm)	156	186	165.25	8.15
weight(kg)	45	74	57.60	8.81
Age(years)	21	30	23.90	2.78

Table 2. Descriptive Statistics of Quantitative Gait Variables according to Treadmill belt Speed M ±SD

	0.5	1	2	f-value*
swing phase(%)	35.55±14.27	36.65±13.97	38.60±17.41	0.20
stance phase(%)	64.45±14.27	63.35±13.97	61.40±17.41	0.20
foot-flat phase(%)	25.15±18.28	24.75±19.97	17.45±15.77	1.14
stride length(m)	0.83± 0.16	1.36± 0.34	2.44± 2.01	9.55*
cadence(step/sec)	0.61± 0.10	0.76± 0.16	0.95± 0.21	20.83*

a:one-way ANOVA according to treadmill belt speed, p<0.05

결 과

연구대상

건강한 성인 남자 8명, 여자 12명으로 총 20명을 대상으로 하였다. 평균 나이는 23세이고 평균 체중은 57kg, 평균 신장은 165cm이다(표 1).

보행분석

입각기는 트리드밀 속도가 0.5m/sec일 때 64.45%이고 유각기는 35.55%이다. 동시입각기는 25.15%이다. 한걸음 길이는 속도가 2m/sec일 때 2.44m로 가장 넓으며, 보행속도도 0.95발짝/초 로 가장 크

다(그림 1). 트리드밀 속도에 따른 유각기, 입각기, 동시입각기에는 유의한 차이를 보이지 않았으나 한걸음 길이와 보행수에는 유의한 차이를 보이고 있다(표 2).

트리드밀 속도가 0.5m/s와 1m/s사이에서, 1m/s와 2m/s사이에서 그리고 1m/s와 2m/s사이에서도 입각기와 유각기, 동시입각기에는 유의한 차이가 없었으나

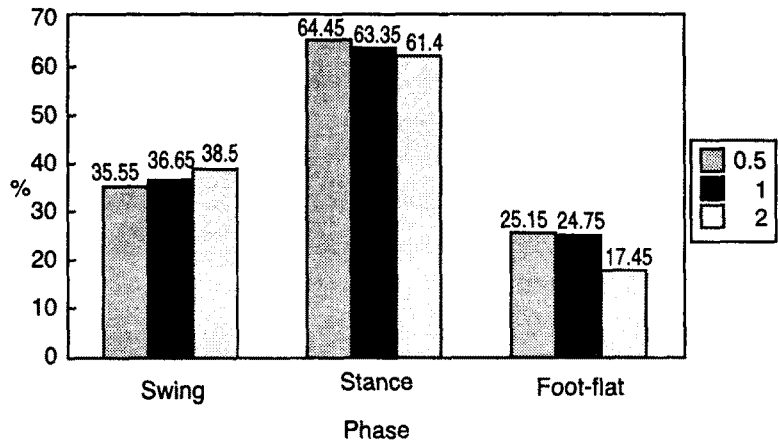


Fig 1. Step phase according to treadmill belt speed

Table 3. Comparison of gait cycle among 3 different treadmill belt speed(t-value)

	0.5 / 1	1 / 2	0.5 / 2
swing phase(%)	-0.24	0.39	-0.60
stance phase(%)	0.24	-0.39	0.60
foot-flat phase(%)	0.06	-1.28	1.42
stride length(m)	-6.20*	2.35*	-3.55*
cadence(step/sec)	-3.47*	3.17*	-6.29*

p<0.05

Table 4. Kinematics analysis of Joint Motion from Viewing Position

M±SD

Viewing position	Joint motion	0.5	1	2	f-value ^a
sagittal	Hip Flexion	19.52±3.73	22.35±4.65	28.57± 8.36	12.18*
	Extension	- 6.05±3.18	- 9.45±4.03	-14.55± 8.79	10.59*
	Knee Flexion	39.26±8.66	46.96±8.88	52.87±10.86	10.27*
	Extension	2.40±4.84	1.39±4.51	1.99± 5.18	0.219
	Ankle Dorsiflex	5.25±5.94	9.50±7.51	18.57± 8.67	16.60*
	Plantarflex	- 9.45±3.56	- 8.81±3.74	- 8.96± 6.46	0.10
frontal	Lat Thigh				
	outward	2.10±1.86	2.25±2.51	2.55± 3.33	0.15
	inward	- 3.55±1.31	- 3.40±1.14	- 4.30± 3.43	0.94
	Lat shank				
outward	2.35±2.83	2.10±2.35	2.71± 2.78	0.26	
inward	- 4.05±2.13	- 5.20±3.07	- 5.05± 2.89	1.04	
horizontal	Foot rot				
	outward	2.75±5.00	2.30±4.86	2.60± 4.18	0.04
	inward	- 7.05±4.66	- 9.25±5.28	-13.14± 6.97	5.81*

a:one-way ANOVA according to treadmill belt speed, p<0.05

한걸음길이와 보행수에는 유의한 차이를 보이고 있다 (표 3).

트레드밀 속도가 2m/s일 때 고관절에서 최대 굴곡 각은 25.57도, 최소는 신전 14.55도로 총 43.12도의 운동범위를 보이고 있다. 슬관절에서는 최대 굴곡범위가 52.87도이고 신전이 4.10도로 총 48.77도의 운동범위를 보이고 있으며 족관절에서는 배측굴곡이 18.57도 저측굴곡이 8.96도로 총 27.53도의 운동범

위를 보이고 있다(그림 2).

트레드밀 속도에 따른 운동범위의 변화에서는 고관절 굴곡과 신전, 슬관절 굴곡, 족관절 배측굴곡에서 유의한 차이를 보이고 있으며, 발의 내측 회전에도 유의한 차이를 보이고 있다(표 4).

느린 보행과 자유로운 보행에서는 슬관절 굴곡량에 유의한 차이를 보였으나 자유로운 보행과 빠른 보행사이에서는 유의한 차이가 없었다. 또한 족관절 배측굴

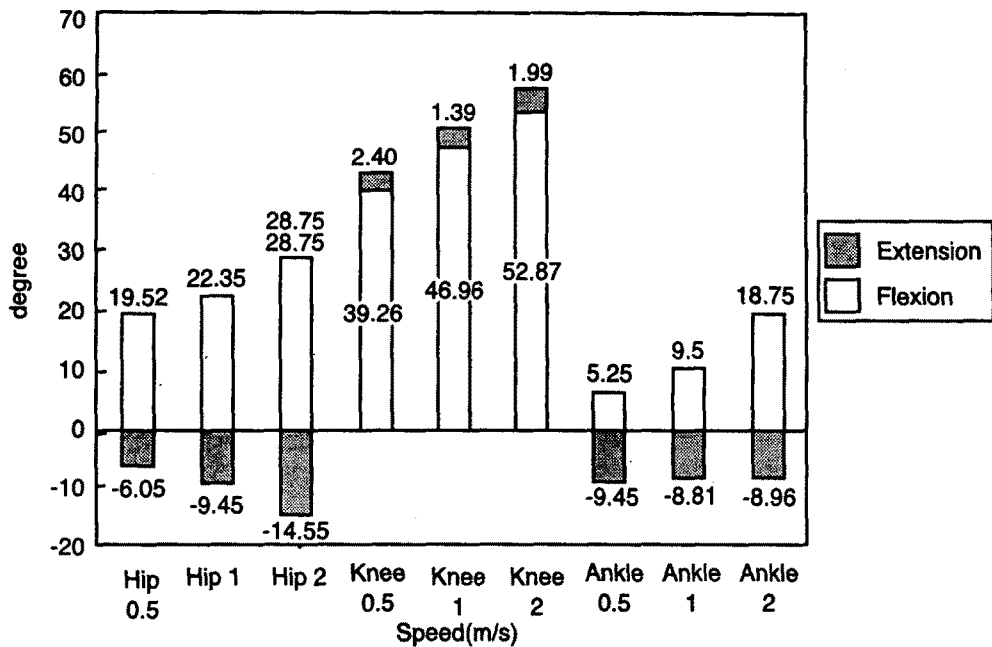


Fig 2. Joint motion angle according to treadmill belt speed(m/sec)

Table 5. Comparison of joint motion angle among 3 different treadmill belt speed

Viewing position	Joint motion	0.5	1	2
sagittal	Hip Flexion	-2.12*	2.90*	-4.42*
	Extension	2.95*	-2.35*	4.06*
	Knee Flexion	-2.77*	1.88	-4.37*
	Extension	0.17	0.55	0.25
	Ankle Dorsiflex	-1.98	3.53*	-5.66*
	Plantarflex	-0.55	-0.09	-0.30
frontal	Lat Thigh			
	outward	-0.21	0.32	-0.52
	inward	-0.38	-1.11	0.91
	Lat shank			
	outwar	0.30	0.74	-0.40
	inward	1.37	0.15	1.24
horizontal	Foot rot			
	outward	0.28	0.21	0.09
	inward	1.39	-1.99	3.24*

p<0.05

곡에서도 자유로운 보행과 빠른 보행사이에서 유의한 차이를 보이고 있다(표 5).

고 찰

보행 혹은 인체가 이동하는 것은 인체 분절들의 회전운동과 협응에 의해 이루어진 운동에 의한 병진적 진행을 묘사한 것으로 보행 분석은 굉장히 복잡하고 어려운 과정이다.

보행에 영향을 주는 인자로 Himann 등¹⁹⁾은 62세 이전에는 키가 보행속도와 상관성이 있고 62세 이후에는 키와 나이가 상관성이 있다고 보고하였다. Hills와 Parker²⁰⁾는 비만아동과 정상아동을 비교하였을 때 비만 아동이 낮은 보행수, 낮은 속도, 긴 입각기 등의 보행에 차이가 있음을 보고하였다. Cipriani 등⁹⁾은 뒤로 걷기를 통해 앞으로 걷기보다 더 많은 근육의 에너지가 요구되고 경사도의 증가에 따라 더 큰 관절 각도를 보이고 있다고 보고하였다. 그 외에 하지의 운동기능, 균형, 고관절 굴곡 근력은 편안하고 최대 보행속도와 연관이 있다. 즉 하지의 근력과 감각은 보행능력을 결정하는 데 중요한 요소라고 Nadeau 등¹⁶⁾이 보고하였다. 본 연구에서는 보행에 영향을 미치는 인자 중에서 트리드밀 속도가 관절 각도에 미치는 영향을 알아보고자 하였다.

Siler 등¹⁹⁾의 연구에 의하면 트리드밀의 손잡이를 잡고 걷는 것과 잡지 않고 걷는 것 사이의 보폭길이와 동시입각기에 유의한 차가 없음을 보고하였다. 이에 본 연구에서는 정상인을 대상으로 하여 손잡이를 잡지 않고 보행하도록 하였다.

시간과 거리는 운동의 두가지 기본적 요소이다. 또한 보행에서 변화를 측정하는 요소이며 한 개인의 보행 형태를 결정하는데 필수적인 요소이다. 보행의 시간측정은 입각시간, 유각시간, 동시입각기 시간, 한걸음 시간, 한발짝 시간, 속도 등으로 측정되고 거리는

한걸음 길이, 한발짝 길이, 보행지지면, 발가락 외측각으로 측정된다.

본 연구에서 시간적인 요소 중 속도는 트리드밀 속도로 0.5m/s는 느린 보행을, 1m/s는 정상보행 즉 자유로운 보행, 2m/s는 빠른 보행을 유발하였다. Gardner 등⁸⁾의 연구에서 2.6m/s 이상일 때는 달리기로, 1.6-1.8m/s를 빠른 보행으로, 1.2-1.3m/s가 편안한 보행이라고 보고하였다. 권 등²⁾은 50대 정상성인의 보행속도는 1.14m.s이고 뇌졸중환자는 0.29-0.74m/s라 보고하였다.

정상 보행주기에서 입각기는 약 60%, 유각기는 40%, 동시입각기는 약 22%이다¹⁷⁾. 본 연구에서는 보행속도가 1m/s일 때 입각기가 63%, 유각기가 36%, 동시입각기가 24%로 유사한 값을 보이고 있으며 트리드밀 속도에 따른 입각기와 유각기, 동시입각기 사이의 유의한 차이는 보이지 않았다. Lehmann 등¹⁵⁾의 연구에서 편마비 환자는 입각기가 짧고 유각기가 길다고 했으며 Gardner 등⁸⁾은 척수손상환자를 대상으로 트리드밀에서 보행훈련후 유각기와 입각기가 정상값과 유사한 값을 보이고 있다고 보고하였다.

거리 요소는 한걸음 길이와 발가락 외측각으로 측정했다. 한걸음 길이(stride length)는 한쪽발의 발뒤꿈치 닿기 지점에서 같은 발이 다시 발뒤꿈치 닿기 지점까지의 직선 거리로서 보행이 한주기이다. 이것은 키, 나이, 성별, 다리길이, 체중, 보행속도 등에 영향을 받으며 보행속도가 증가할수록 한걸음 길이도 증가한다. Gardner 등⁸⁾의 연구에서 속도가 증가할수록 한걸음 길이와 보행수가 증가함을 볼 수 있다. 본 연구에서도 보행속도가 증가할수록 한걸음길이와 보행수가 증가함을 볼 수 있다.

보행수(cadence)는 일정한 시간동안 만들어진 발짝수이다. 일정한 속도에서 한발짝의 길이가 짧으면 보행수는 증가하므로 같은 속도에서 어린이는 어른보다 보행수가 크다. 속도가 증가할수록 보행수와 한걸음

길이 증가하고 발가락 외전각은 감소한다. 본 연구에서도 트리드밀 속도가 증가할수록 한걸음 길이와 보행수는 증가함을 볼 수 있고 유의한 차이가 있음을 알 수 있고, 발가락 외전각은 밖으로는 유의한 차가 없으나 안쪽으로의 움직임은 점차 증가하고 있으며 자유로운 보행과 빠른 보행사이에 유의한 차를 보이고 있음을 알 수 있다. 이는 속도 증가에 따라 지지기저면을 좁혀서 운동성을 증가하고 속도가 느릴 때는 지지기저면을 넓혀서 안정성을 제공하기 때문이라 생각된다. 정상 성인에서 1분간의 보행수는 90-120보 전후가 된다³⁾. 권 등¹⁾의 연구에서 1m/s 속도에서 20대의 보행수가 남자 104, 여자 109 steps/min으로 보고하였다. Stolze 등²⁰⁾은 땅위에서와 트리드밀에서의 보행을 분석한 결과 트리드밀에서 발짝수(step frequency)는 아이에서 10%, 성인에서 7% 증가를 보이고 유각기와 보행지지면(step width), 발 회전각은 증가하고 입각기와 한걸음길이(stride length)는 감소하였다고 보고하였다. 본 연구에서는 1m/s의 속도에서 45.6보의 보행수를 보이고 있어 Hesse 등²¹⁾의 연구에서 바닥에서 보행하는 것보다 트리드밀에서 보행할 때 더 감소된 보행수를 보인다고 보고하는 것과 유사하였다.

관절운동을 측정하는 방법은 회전속도사진술, 전자각도계, 컴퓨터, 시각관찰 등의 방법이 있다. 관절운동을 측정함으로써 정상보행과 이상보행을 구분할 수 있고 환자의 발전 상황을 객관적으로 평가할 수가 있다. 시상면에서의 분석에서 정상보행에서 고관절은 보행 주기동안 30도의 굴곡과 10도의 과신전을 보이고 있다고 했다. 권 등¹⁾의 연구에서는 고관절이 43.8도, 슬관절이 59.4도, 족관절이 29.6도로 나타났으며, 연령이 증가할수록 고관절 굴곡과 슬관절 굴곡이 증가됨을 보고하였다. 본 연구에서는 정상보행 속도 범위인 1m/s에서는 22도의 굴곡과 9도의 과신전을 보이고 있으며, 트리드밀 속도가 증가할수록 고관절 굴곡각도와 과신전 각도가 증가함을 볼 수 있다. 슬관절의 운동

범위는 0도에서 60도의 범위를 보인다고 했으나 본 연구에서는 2m/s의 속도에서 52도의 굴곡과 약 2도의 신전을 보이고 있으며 슬관절 굴곡 각도에서 속도에 따른 유의한 차를 보이고 있다. 족관절에서는 1m/s의 속도에서 9도의 배측굴곡과 8도의 저측굴곡을 보이고 있으며 속도가 증가할수록 배측굴곡에는 큰 운동 범위의 차이를 보이고 있다.

관상면에서의 동작은 슬관절의 상호작용을 나타내고 있다. 보행 중 골반이 8도 회전, 대퇴골이 8도, 경골이 9도 회전운동으로 총 25도의 회전운동이 일어난다³⁾고 하였으나 본 연구에서는 1m/s에서 대퇴골에서 약 5.6도, 경골에서 7.3도의 회전운동을 보이고 있으며, 트리드밀 속도에 따라 슬관절에서의 회전은 큰 차이를 보이고 있지 않다.

본 연구에서는 치료 효과를 평가하고 수행력을 검사하는데 주로 이용되는 속도, 분당 발짝수, 보폭 길이, 입각기와 유각기 기간 등을 측정하였고 트리드밀 속도의 변화에 따른 관절운동의 변화량을 측정하였다.

보행은 자동반응 운동이다. 근력증가, 관절가동범위 증가 등의 치료를 통해서 정상적인 보행을 피할 수도 있고, 트리드밀을 이용한 보행훈련으로 관절각도량을 변화시킬 수가 있다. 즉 트리드밀을 이용함으로써 자연스러운 보행훈련이 되고 균형과 지구력 또한 향상될 것이다. 또한 제한된 공간내에서 속도와 경사도를 변경함으로써 더 강화된 보행훈련이 가능할 것이다.

결론

트리드밀 속도 변화에 따른 보행형태를 분석하고자 건강한 성인 남녀 20명을 대상으로 하여 0.5, 1, 2m/s의 트리드밀 속도에서 보행을 분석하였다. 그 결과 보행주기에서는 차이가 없었고, 한걸음 길이와 보행수, 발의 안쪽 회전 각도에는 유의한 차이를 보였으며 고관절 굴곡과 신전 각도, 슬관절 굴곡 각도, 족관

절 굴곡각도는 트리드밀 속도가 빨라질수록 점차 증가하고 있으며 유의한 차이를 보이고 있다.

참 고 문 헌

1. 권도윤, 성인영, 유종운, 하상배: 한국 성인의 3차원적 보행분석, 대한재활의학회지, 22(5), 1107-1113, 1998
2. 권영실, 최진호, 정병옥, 채윤원, 김진상: 편마비 보행:속도에 따른 관절 운동학적 변수 비교, 대한물리치료학회지 제11권 제1호, 95-102, 1999
3. 오정희, 이기웅, 박찬의: 임상운동학, 대학서림, 383-394, 1990
4. Brandsma JW, Robeer BG, van den Heuvel S, Smit B, HA Wittens C, AB Oostendrop R: The effect of exercises on walking distance of patients with intermittent claudication:A study of randomized clinical trials, Phys Ther, 78, 278-288, 1998
5. Cipriani DJ, Armstrong CW, Gaul S : Backward walking at three levels of treadmill inclination:an electromyographic and kinematic analysis, J orthop Sports Phys Ther, 22(3), 95-102, 1995
6. Flynn TW, Canavan PK, Cavanagh PR, Chiang JH.: Plantar pressure reduction in an incremental weight-bearing system, Phys Ther, 77, 410-416, 1997
7. Fransen M, Crosbie J, Edmonds J.: Reliability of gait measurements in people with osteoarthritis of the knee, Phys Ther, 77, 944-953, 1997
8. Gardner MB, Holden MK, Leikauskas JM, Richard RL.: Partial body weight support with treadmill locomotion to improve gait after incomplete spinal cord injury:a single-subject experimental design. Phys Ther, 78, 361-374, 1998
9. Hausdorff JM, Edelberg HK, Mitchell SL, Goldberger AL, Wei JY.: Increased gait unsteadiness in community-dwelling elderly fallers, Arch Phys Med Rehabil, 78(3), 278-83, 1997
10. Hesse S, Bertelt C, Schaffrin A, Malezic M, Mauritz KH.: Restoration of gait in nonambulatory hemiparetic patients by treadmill training with partial body-weight support. Arch Phys Med Rehabil, 75(10), 1087-93, 1994
11. Hesse S, Konrad M, Uhlenbrock D.: Treadmill walking with partial body weight support versus floor walking in hemiparetic subjects. Arch Phys Med Rehabil, 80(4), 421-427, 1999
12. Hills AP, Parker AW.: Gait characteristics of obese children, Arch Phys Med Rehabil, 72(6), 403-7, 1991
13. Himann JE, Cunningham DA, Rechnitzer PA, Paterson DH.: Age-related changes in speed of walking, Med Sci Sports Exerc, 20(2), 161-6, 1988
14. Kline Mangione K, Axen K, Haas F.: Mechanical unweighting effects on treadmill exercise and pain in elderly people with osteoarthritis of the knee. Phys Ther, 76, 387-394

15. Lehmann JF, Condon SM, Price R, deLa-
teur BJ. Gait abnormalities in hemiple-
gia:their correction by ankle-foot
orthoses, Arch Phys Med Rehabil, 1987,
68(11), 763-71, 1996
16. Nadeau S, Arsenault AB, Gravel D,
Bourbonnais D.: Analysis of the clinical
factors determining natural and maximal
gait speeds in adults with a stroke, Am J
Phys Med Rehabil, 78(2), 123-30, 1998
17. Norkin CC & Levangie PK.: Joint struc-
ture & function:A comprehensive analy-
sis, 2nd edition, FA DAVIS, 448-487,
1992
18. Perry J.: Gait analysis:normal and
pathological function, SLACK, 1992
19. Siler WL, Jorgensen AL, Nornis RA.:
Grasping the handrails during treadmill
walking does not alter sagittal plane
kinematics of walking, Arch Phys Med
Rehabil, 78(4), 393-8, 1997
20. Stolze H, Kuhtz-Buschbeck JP, Mond-
wurf C, Boczek -Funcke A, Johnk K,
Deuschl G, Illert M.: Gait analysis during
treadmill and overground locomotion in
children and adults. Electroencephalogr
Clin Neurophysiol, 105(6), 490-497, 1977
21. Waagfjord J, Levangie PK, Certo CM.:
Effects of treadmill training on gait in a
hemiparetic patient. Phys Ther, 70(9),
549-558, 1990