

부하수준에 따른 보행양상과 일치도에 관한 연구

류재청*, 김철원*

A Study on the Gait Pattern and Congruity on a Kind of Load Level

Ryew Che-Cheong*, Kim Chul-Won*

Summary

The study was undertaken to investigate congruity of kinematic variables on a kind of load level (%BW) during normal gait with packback system, and the congruity degree was represented with recognition coefficient.

The difference of recognition ability between 0%BW and 20%BW was little, but was not in 40%BW, over load situation and grately dropped congruity among other kinematic during variable normal gait.

The congruity of hip & knee angle was shown high regardless of loaded conditions in the same kinematic variables, was reduced in hip & knee angular velocity loaded and was shown high between loaded conditions, recognition ability was increased.

The congruity degree of COG displacement was rather high in all load level, and was not influenced by load levels, but was decreased according to load levels in COG velocity.

서 론

모든 종류의 보행현상은 매우 복잡한 기전을 띠지만 일반적인 원리는 이동운동(locomotion)시 최소한의 에너지소비를 요구하는 자세로 공간에서 신체중심의 선운동(translation)을 하는 것이다.

보행주기는 보행, 조깅, 달리기와 구분할 수 있는 기본적인 준거로서 정상적인 보행주기는 힐착지(HTD)에서 시작하여 같은 발의 힐착지(HTD)로 끝난다. 따라서 각 보행주기에는 두 스텝으로 이루어

어진다. 이와 달리 앞꿈치로 착지하는 달리기의 경우 보행주기는 앞꿈치착지로 시작하여 앞꿈치착지로 주기를 끝낸다.

보행의 국면은 지지국면과 스윙국면으로 나누어지는 데 지지국면의 소요시간은 보행주기에서 약 60%, 스윙국면의 경우는 40%를 차지한다. 한 주기 동안 두발로 지지하는 국면이 2회가 되고, 첫 지지국면 소요시간은 주기의 0-12%, 두번째는 50-62%가 된다. 이 두 기간 사이에 한쪽발로 지지하는 국면은 주기의 35%를 차지하고, 최소한 한쪽발은 보행주기 동안 지면에 있게되는 것이 보행의 특징이다.

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

보행속도가 증가함에 따라 지지국면기간은 점점 줄어들고, 스윙국면은 증가한다. 편안한 상태의 보행속도는 분당 120스텝 정도이고, 이때 보행주기의 총시간은 1초 정도가 된다. 조깅의 경우 한시간에 6마일, 이때 주기시간은 0.7초, 주자의 경우 한시간에 12마일, 이때 주기시간은 0.6초로 감소한다. 그러나 지지국면은 0.62에서 0.2초로 감소한다. 두 이동운동간의 지지국면에서 이러한 시간의 감소는 주자들의 상해를 유발하는 근본적인 원인이된다. 즉 충격의 흡수, 감속, 횡단면에서 운동, 발의 안정, 가속 등이 보행에 비해 거의 1/3 정도 시간내 일어나기 때문이다. 하지분절의 각속도는 주기동안 이러한 빠른 변화를 수용하기 위해서는 비례하여 증가해야한다.

이러한 특성을 갖는 보행종류에는 환경, 신체상태, 운동상황, 작업 등 다양한 상황에서 보행을 해야하는 경우가 있다. 즉 병리적인 보행 (pathological gait)은 보행에 영향을 받지않는 수준에서 가능한 낮은 수준의 에너지소비로 편안한 자세로 신체를 이동시키는 것이고, 야외 하이킹의 경우 배낭을 등에 지고 가야하는 경우 히프와 하퇴의 대근육군에 부하를 분산시키기 위해 어깨와 히프 끈을 활용하는 경우가 있으나 체중의 1/4 혹은 1/3까지는 편안한 부하의 상태로 인식한다. Renbourn(1954)는 체중의 40-45%를 초과할 때 부하의 이동과정에서 부적절한 에너지의 소비가 발생하고, Pimental 등(1979)은 높은 부하에서는 역학적 효율성이 감소했고, Pierrynowski 등(1981)은 역학적 효율성은 부하에 비례하여 감소했고, 대사율과 피험자의 질량과의 관계는 거의 직선적으로 비례했다고 보고했다.

임신후기에서 태아와 주위의 양수, 크진 자궁때문에 신체중심이 전방으로 이동된다. 이에 대한 자세보상으로 동체를 약간 후방으로 경사지게하고, 배꼽부위에서 후방으로 체중의 이동이 있게된다. 이때 더 많은 체중이 임신부의 혈에 의해 지지되고, 후방으로의 경사는 임신이 더 진행됨에 따라서 더 확대된다. 이러한 상황에 적응을 위해 보행시 임신이 아닌 상태에서 갖는 꾸부정한 자세를 바르게 하지만 결국 요추 스트레스의 원인이 되기도 한다.

병사들이 힐을 높이므로서 행진 때 피로가 감소하게 됨을 알게 된 후로 많은 연구끝에 맨발수준에서 종골에 1.27cm (0.5인치)를 높였을 때 지지축은 아킬레스건에 기울기를 주게되고 가자미근과 비복근은 족저굴곡에서 더 큰 힘을 발휘할 수 있게한다. 지나치게 높은 힐(약 10cm)은 신체중심을 높이는 결과를 내지만 발의 위치에 대한 인지력이 감소하게 되고 운동감각과 지각반응이 둔해진다 (Adrian 등, 1989)

부하를 운반할 때 발이 지지해야하는 중량이 증가하게되고, 신체중심선에 영향을 미친다. 부하를 곧은자세로 나를 때 횡단면적은 지지발의 면적내에 있어야 안정되고, 이를 위해 분절들의 위치를 조정해야한다. 즉 신체중심선의 경사정도는 질량, 크기, 물체의 질량분포, 옮겨지는 높이에 비례한다 (Adrian 등, 1989).

다양한 체형중에서 비만과다인 경우 곧은자세를 유지하기 위해 많은 노력이 요구된다. 지방과다의 경우 보행시 트위스팅을 하게되고, 이 회전량을 감소시키기 위해 짧은 스텝과 경직된 자세를 갖는다. 큰 부부를 가진 경우 앞쪽에서 균형을 잡기위해 약간 후방으로 기대는 자세를 취하고, 짧고, 땅딸막한 사람의 경우 키가 큰 것처럼하기 위해 보상행동을 한다. 극히 야윈 사람은 자신들의 동체를 세울 척추기립근의 힘이 부족한 경우가 많다.

이와 같이 환경, 구조적 결함이 자세의 보상을 불러일으키며, 짧은 다리는 척추만곡현상 (scoliosis)을, 회내 (pronation)된 발은 전방으로 경사진 골반과 측추전만증 (lordosis)을 일으킬 수 있다.

위와 같이 다양한 종류의 보행결함에 대해 여러 방법을 동원하여 연구된 바, 잘못된 보행의 구조적 양상인식절차를 파악하고 하지분절보행 양상의 일치도를 평가하여 처방과 그 효율성을 제고하기 위한 연구 (Whiting 등, 1982; McIlwain 등, 1985)들은 평면상에서 형상 (shape)의 일치성 (congruity) 혹은 유사성 (similarity)에 대한 평가를 위해 인지계수 (recognition coefficient, R)를 비교 및 처방의 기준치로 활용했다.

한편 부하를 운반하는 동안 부하의 위치, 부하의 분포, 크기, 스피드, 경사도, 계단의 설계, 운반양식 등에 대해 운동역학적 및 생리학적 측면에서

많은 연구결과(Datta와 Ramanathan, 1970; Soule 등, 1978; Pierrynowski 등, 1981)를 보고했지만, 대부분의 부하운반 연구는 대사적 소비에 관해 연구되어 왔고, 어떤 경우 보행동안 효율성을 산출하였지만 효율성을 추정하기 위해 역학적 일의 결과에 대해 고려해왔다(Norman 등, 1976; Winter, 1979).

이러한 연구 결과로 짐을 운반하는 데 있어 유용한 기본정보를 얻을 수 있었지만 에너지 소비의 생리적인 측정만으로는 비슷한 짐운반 장치에서 차이점을 평가하는 데 적절하지 못했다. 더우기 산소소비량, 역학적 효율성 등 단일성 평가였다.

지금까지 정상보행, 병리학적으로 보행, 다른 유형의 보행 동작에 대한 생체역학적 연구가 많이 진행되어 왔고(Fenn, 1929; Elftman, 1939; Cavagna 등, 1977; Winter, 1981), 이들은 하지관절의 모멘트, 관절간의 반력, 역학적 에너지, 일률에 대해 특정분질의 모형에 대한 운동역학적 분석을 했다.

이러한 역학적분석방법을 통해 생활의 다양한 상황에서 부하운반에 적용할 수 있는 많은 연구가 되어 왔다. Winter 등(1967)은 분절내 운동에너지와 위치에너지의 교환, 근접 분절간의 에너지전이에 대한 산출방법을 제시하였고, 총 신체에너지 곡선을 토대로 순수부적(net negative)과 부적인일(negative work)을 산출했지만, 최근 들어 생체역학적 기법을 이용하여 다양한 부하를 운반하는 상황에서 하지분절의 운동학적 분석결과는 거의 없는 실정이다.

지금까지 보행에 대한 선행연구에서 트레이드밀을 이용한 경사도에 따라서 최대산소섭취량을 산출하여 효율성측면과 지면에서 보행자세의 운동학적 및 운동역학적 연구는 몇몇 있지만 체중에 대한 부하의 변화와 그 변화에 따른 운동학적 양상의 변화 및 유사성에 대해 연구한 경우는 없는 것으로 나타났다. 따라서 이러한 연구를 통해 학생들의 책가방, 하이킹시 등산가방, 및 노후현장에서 짐을 나르는 인부들에게 부하방법, 질량의 크기등을 조절하여 상해예방, 운반구제작 등에 적용할 수 있는 자료제시와 이를 위해 자신의 체중에 대한 백분율로 최적 부하를 알아보고 부하의 종류에 따라서 운동역학적 변화를 분석할 필요성을 느낀다.

따라서 본 연구의 목적은 크게 두가지로 구분할 수 있다. 첫째, 체중에 대한 부하의 수준변화에 따른 보행동작의 운동학적 변화를 알아보는 것이고, 둘째, 가해지는 부하의 종류에 따라 운동학적 변인의 동작일치성을 파악하는 데 있다.

재료 및 방법

1. 실험 및 자료처리과정

본 연구에 참여한 피험자는 정상적 신체조건을 가진 남자 대학생 5명으로 구성되었고, 이들의 평균 체중은 65kg, 평균신장은 172cm, 평균 연령은 24세였다.

본 실험은 실내실험실에서 정상적인 보행을 할 수 있는 넓은 공간에서 실시했다. 동원된 실험기기는 지면반력측정을 위해 32bit IBM컴퓨터와 접속된 AMTI포스플렛폼 2대와 피험자가 정상보행을 하는데 장애가 없도록 포스플렛폼의 높이와 같게 판자를 Fig.1과 같이 설치하였다.

피험자의 보행을 측면에서 촬영하기 위해 포스플렛폼으로부터 10m 떨어진 위치에 줌렌즈의 높이를 1m로 고정시키고, Pulse generator가 부착이된 Potosonic사의 Biomechanics 500모델인 16mm 고속카메라를 설치하여 초당 100프레임, 노출시간은 1/300초로 가동시켰다. 가동하기 전에 피사체 촬영 장면이 도달했을 때 정상스피드를 유지하도록 출발이라는 신호와 동시에 카메라를 미리 가동시켰다. 이 때 사용한 16mm 필름은 Kodak사의 ASA320 Color negative film(7294)였다.

피험자가 보행할 포스플렛폼의 중앙에 기준적으로 1m짜리 막대를 미리 촬영하므로서 피사체의 실제크기를 환산할 수 있게 했다.

부하의 방법은 피험자 체중에 비례하여 0%, 20%, 40%로 각각 부과했으며, 매번 실시때마다 정상적으로 보행을 하도록 주의를 환기시키고, 매 피험자의 부하는 처음 0%로 모두 보행을 하고, 다음 20%, 40%의 순으로 각 부하의 보행을 모든 피험자가 끝마친 후 다음 부하로 보행을 할 수 있게 했다. 신체에 부하의 방법은 등에 부착이 되도록한 Backpack System이었다.

촬영이 끝난 후 16mm 필름을 Positive로 현상을 하여, Vanguard사 4C012A모델 투영기에 장착 한 후 Calcomp9100디자이너에 투영시켜 피험자의 손목, 팔꿈치, 어깨, 귀, 허프, 무릎, 발목, 발끝의 순서로 매 8개 부위에 대해 수치화하여 X, Y좌표를 접속된 32Bit 컴퓨터에 입력이 된 후 화일링이 되도록 하였다.

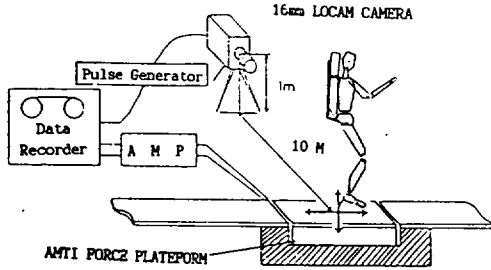


Fig.1. Experimental set-up according to a load level during Gait

입력된 좌표를 이용하여 운동학적 변인을 산출하기 이전에 입력이 되어진 각 관절점의 좌표는 인위적인 오차와 시스템적인 오차를 필수적으로 내포하므로 이를 줄이기 위해 Butterworth의 Digital filtering으로 Cutoff frequency 6Hz로 필터링 시켰다.

필터링된 좌표를 이용하여 신체중심을 산출하는데 필요한 인체측정자료는 Hanavan(1965)의 것을 이용하였다. 본 연구분석에 필요한 운동학적 자료의 산출은 Quick Basic 4.0으로 작성된 프로그램으로 처리하였다.

보행의 한 주기동안 분석을 용이하게 하기위해 분석구면을 왼발 이지(L-TO)부터 다음 왼발 이지(L-TO)까지로 설정하였다. 이중 왼발이지(L-TO), 왼발스윙(L-Swing), 왼발착지(L-TD), 왼발이지(L-TO)로 구분하였다.

2. 통계처리

분석된 운동학적 변인에 대해 각 부하의 수준에 따른 보행양상을 파악하고, 부하 수준에 따라 보행양상의 운동학적 변인의 차를 검증하기 위해 ANOVA 및 일치정도(congruity)를 나타내는 유사계수

(similarity coefficient, Recognition coefficient)를 파악하기 위해 Pearson 상관계수를 산출하였다.

결과 및 고찰

1. 정상보행양상

5명의 일반 남자대학생을 피험자로 선정하여 이들이 정상보행동안 등에 Backpack system으로 부하의 조건을 다양하게 주었을 때 운동학적 변인의 차를 검증하고 일반적인 양상을 분석하였다. Fig.2는 정상보행동안 Subj. c의 정상보행을 매 4프레임마다 X, Y 좌표를 이용하여 스틱피겨로 나타낸 결과이다.

스틱피겨를 볼 때 일반적 보행양상은 모든 피험자에서 큰 차이가 없이 진행됨을 알 수 있었고, 왼쪽발 이지(L-to), 왼쪽발 스윙(L-swing), 왼쪽발 착지(L-td), 오른쪽발 이지(R-to), 오른쪽발 착지(R-td), 왼발 이지(L-to)의 국면을 진행하면서 완전한 보행 주기를 끝냄을 알 수 있다.

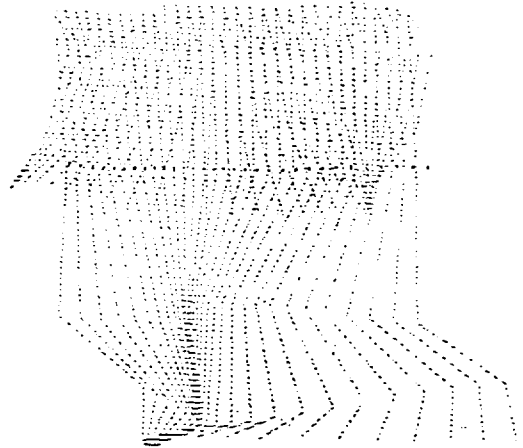


Fig.2. Stick figure on a kinds of load level(% BW) during normal gait for Subj. c

정상보행동안 부하의 조건을 체중에 대한 비율(% BW)로 주었을 때 운동학적 변인의 결과를 토대로 각 부하간의 차의 분석 및 평균치를 표시한 결과는 Table 1과 같다.

완전한 정상보행의 한 주기동안 소요된 시간은 0

Table 1. ANOVA of kinematic variable according to a kinds of load level(%BW) during normal gait.

	Source	DF	SS	MS	F	Pr
Elapsed Time	Model	8	1218.5333	152.3166	1.50	0.320
	Error	6	610.8000	101.8000		
	Total	14	1829.3333			
Horizontal Disp.	Model	8	0.61778933	0.07722367	99999.99	0.0
	Error	6	0.0	0.0		
	Total	14	0.61778933			
Vertical Displ.	Model	8	0.00490493	0.00061312	0.96	0.537
	Error	6	0.00385080	0.00064180		
	Total	14	0.00875573			
Mean vertical Displ.	Model	8	0.00062482	0.00007810	0.47	0.838
	Error	6	0.00098996	0.00016499		
	Total	14	0.00161457			

%BW일 때 139프레임, 20%BW일 때 142프레임, 40%BW의 144프레임으로 각 부하의 종류에 따라 유의한 차가 없는 것으로 나타났다.

신체중심의 수평변위의 경우 0%BW일 때 평균치가 222.36cm, 20%BW일 때 평균치가 197.46cm, 40%BW일 때 평균치는 199.58cm인 것으로 나타난바, 40%BW일 때 $F(8, 6) = 99999.99, P = 0.01$ 수준에서 유의한 차가 있는 것으로 나타났다. 그러나 0%BW와 20%BW의 경우에는 거의 차이를 보이지 않았다. 따라서 체중에 대한 부하의 크기가 클수록 신체중심의 수평변위가 더 큰것으로 나타나고 있음을 알 수 있다.

신체중심의 수직변위의 경우 모든 피험자의 평균치가 0%BW일 때 17.38cm, 20%BW의 3.72cm, 40%BW의 8.364cm로 각각 나타났다. 수직변위의 경우 각 부하간에 유의한 차를 보이지 않았다.

Fig.3은 정상보행동안 각 부하의 종류를 달리하였을 때 피험자들중 대표적인 Subj. C의 신체중심의 선속도중 수평성분과 수직성분의 변화양상을 나타낸 결과이다. 즉 왼발의 이지부터 다음 왼발의 이지가 진행되는 동안 보행의 각 국면을 맞이하였고, 이들의 특징을 보면 수평속도에서 부하가 0%

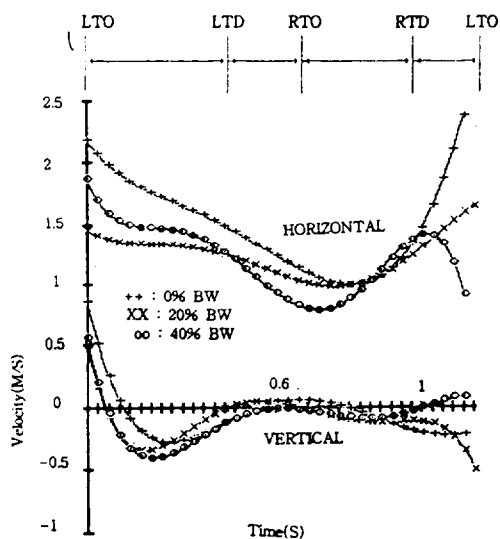


Fig. 3. Horizontal and vertical velocity pattern of COG on a kinds of load level(%BW) during normal gait for Subj. c

BW일 때 다른 부하의 경우보다 다소 큰 차이를 보여이면서 한 주기를 완료했다. 일반적인 양상은 왼발 착지시 부터 완만한 감소를 시작하여 오른발 이

지 및 오른발 착지시에서 가장 큰 감소의 추세를 보였다. 이 국면을 끝내고 다시 왼발 이착지국면에서 완만한 증가를 하고 있음을 알 수 있다.

수직성분의 경우 모든 부하의 조건에도 불구하고 유의한 차이를 보이지 않았고, 3종류 부하 조건 모두 왼발 이착지부터 급격한 감소로 시작하여 왼발 착지시에서 다시 일정한 속도의 양상을 유지하면서 한 주기를 완료했음을 알 수 있다.

Fig. 4는 정상보행동안 각 부하의 종류를 달리하였을 때 피험자들중 대표적인 Subj. C의 히프관절과 무릎관절의 각속도 변화양상을 나타낸 결과이다. 즉 왼발의 이착지부터 다음 왼발의 이착지가 진행되는 동안 보행의 각 국면을 맞이하면서 한 주기를 완료했다. 그림에서 알 수 있듯이 각속도의 변화양상은 각 부하조건에 따라 큰 차이를 보이지 않음을 알 수 있고, 특이한 결과는 무릎의 경우 왼발 이착지에서 왼발 착지국면에 걸쳐 최대 각속도를 보인 후 다시 급속한 감소를 하는 양상을 보인 반면 히프의 경우는 증가하는 폭이 무릎의 경우보다는 완만한 증가를 하면서 왼발 착지를 하였다. 무릎과 히프관절 모두 왼발 착지국면에서 부터 오른발 착지국면까지 큰 변화없이 일정한 값을 유지하다가 오른발 착지 이후부터 급속한 감소현상을 보였다.

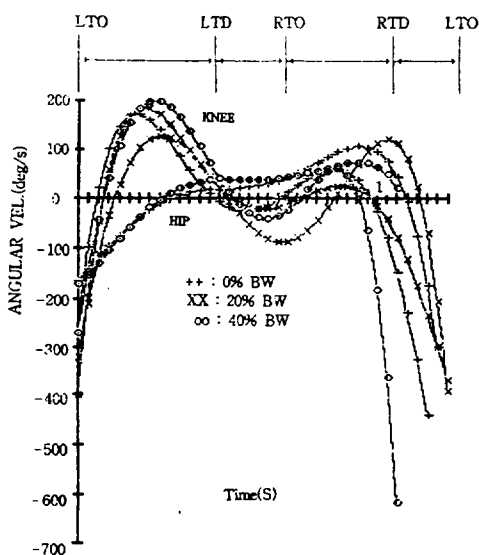


Fig. 4. Angular velocity pattern on a kinds of load level (%BW) during normal gait for Subj. c

2. 정상보행시 부하종류에 따른 동작의 일치도

동일한 동작에 대해 반복시행으로 보행의 구조적 양상의 인식절차 및 유사정도를 분석하는 연구들은 Whiting 등(1982)와 McIlwain 등(1985)을 대표적으로 들 수 있으나 이들의 연구는 단순히 보행자세에 대한 년차별 운동학적 변인간의 유사계수를 산출하여 분석을 하여왔다. 본 연구에서는 부하의 조건을 다양하게 체중에 대한 비율(%BW)에 따라 정상보행을 시켰을 때 일치도를 평가하기 위해 6가지 운동학적 변인들로 변화양상간의 형상(shape)에서 일치성(congruity) 혹은 유사성(similarity)을 평가하기 위한 것이다. 평가는 인지계수(recognition coefficient, R)의 두 상호곡선(intercurve)을 비교하므로써 가능하며, 계수의 기준은 두 양상사이에 일치도가 완전할 때 1.0, 일치도가 없을 때 0.0을 가지게 되며, 그 계수는 -1.0-1.0까지 다양할 수 있다. 본 연구는 정상스피드에서 하지동작양상을 비교하기 위한 R치간의 일치정도를 분석하는 것이다.

유사의 정도를 비교하기 위한 운동학적 변인은 히프각, 무릎각, 히프각속도, 무릎각속도, 신체중심의 변위, 신체중심의 선속도로 구성하여 이들간의 상호관계가 부하의 변화에 따라서 얼마나 일치하는지를 밝힌 상관행렬 결과로 Table 2 및 Fig. 5는 다른 운동학적 변인간의 부하 종류에 따라서 일치도의 결과이고, Table 3은 동일한 변인간 부하의 종류에 따라서 일치도를 나타낸 결과이다.

Table 2에서 무릎의 각변위와 히프의 각변위간의 일치정도를 부하의 종류에 따라서 인지하는 지를 알아보기 위해 분석한 결과 부하가 0%BW일 때 인지계수 $R = .20$, 20%BW일 때 $R = .20$, 40%BW일 때는 인지계수 $R = .40$ 으로 히프각과 무릎각에서 부하가 0%BW 및 20%BW일 때는 아주높은 인지도를 하였지만 40%BW이상일 경우는 정상보행을 하는 무릎의 각변위와 히프각변위간의 일치도가 불안함을 알 수 있다.

히프관절의 각속도와 히프관절의 각변위에서 부하가 0%BW일 때 인지계수 $R = .03$, 20%BW일 때 $R = .05$, 40%BW일 때 $R = .03$ 으로 무부하와 40%BW일 경우는 인지계수가 같은 것으로 나타났으나,

Table 2. Recognition coefficient(R) of kinematic variables on %BW load level during normal gait (HA : hip angle, KA : knee angle, KAV : knee angular velocity, COGD : COG linear displacement, COGV : COG linear velocity)

Load	1)HA	2)KA	3)HAV	4)KAV	5)COGD	6)COGV
0%BW	1)	.20	.03	.58	.10	.16
	2)		.70	.08	.13	.52
	3)			.47	.09	.49
	4)				.07	.20
	5)					.14
20%BW	1)	.20	.05	.54	.37	.18
	2)		.63	.08	.22	.51
	3)			.35	.22	.40
	4)				.20	.20
	5)					.00
40%BW	1)	.40	.03	.39	.28	.11
	2)		.43	.06	.13	.36
	3)			.25	.18	.27
	4)				.15	.14
	5)					.01

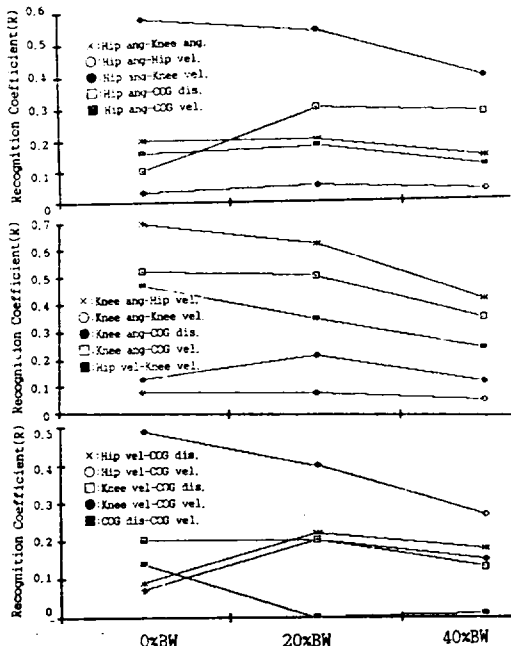


Fig. 5. Recognition coefficient(R) of kinematic variables on %BW load level during normal

20%BW일 경우는 약간 더 높은 것으로 나타났다. 따라서 정상보행 주기동안 히프관절의 각변위와 히프관절의 각속도간에서 부하의 종류에 따라 그 변화양상이 거의 없는 것을 알 수 있다.

히프관절 각변위와 무릎관절 각속도간에서 부하가 0%BW일 때 인지계수 R=.58, 20%BW일 때 R=.54, 40%일 때 R=.39로 각각 나타난 바, 부하의 증가에 따라서 정상보행동작의 양상에서 일치도가 점점 적어지는 양상을 나타냈고, 특히 40%BW일 때는 다른 두 종류보다 불일치 정도가 더 큼을 알 수 있다.

히프관절 각변위와 신체중심의 변위간 부하의 종류에 따른 동작의 일치도를 나타내는 인지계수에서 부하가 0%BW일 때 R=.10, 20%BW일 때 R=.37, 40%BW일 때 R=.28로 무부하일 경우가 가장 적은 인지계수를 보인 바, 정상보행동안 히프관절 각변위와 신체중심간 부하의 변화에 따라서 그 일치도가 20%BW, 40%BW모두 부하를 했을 경우 동작의 일치도가 크게 감소함을 알 수 있다. 즉 20%BW일 경우가 40%BW의 경우보다 불일치 정도가 더 컸지

Table 3. Recognition coefficient (R) of kinematic variables on a kind of load level(%BW) during normal gait

	0%BW	20%BW	40%BW	0%BW
Hip Ang.-Hip Ang.	.23***	.43***		.59***
Knee Ang-Knee Ang	.32***	.86***	.40***	
Hip Vel-Hip Vel.	.39***	.15**	.07	
Knee Vel-Knee Vel.	.04	.68***		.09
COG Displ-COG Displ.	.55***	.55***		.39***
COG Vel-COG Vel.	.04	.35***		.17

*** (P<.001), ** (P<.05)

만 두종류 부하조건에서는 두 운동학적 변인간의 불일치 정도가 다소 큼을 알 수 있다.

히프관절 각변위와 신체중심의 선속도간 부하의 변화에 따른 정상보행의 일치도를 볼 때 부하가 0% BW일 때 인지계수 R=.16, 20%BW일 때 R=.18, 40%BW일 때 R=.11로 나타난 바, 부하가 0%BW와 20%BW의 경우 크게 불일치된 동작을 보이지 않았으나 체중에 과중한 부하인 40%BW일 경우는 다른 두 정상보행동안 발생한 운동학적 변인에서 불일치하는 정도는 더 증가함을 알 수 있다.

무릎각변위와 히프각속도간 부하의 변화에 따라 정상보행의 일치도를 분석하기 위한 인지계수는 부하가 0%BW일 경우 R=.70, 20%일 경우 R=.63, 40%BW일 경우 R=.43으로 각각 나타난 바, 무부하상태와 20%BW의 경우는 그 동작의 일치도가 높은 것을 알 수 있지만 40%BW의 경우는 정상보행 동작에서 두 변인의 불일치도가 크게 높음을 알 수 있다. 따라서 과중한 부하를 한 경우 동작의 불일치성이 적음 부하를 한 경우보다 더 높아짐을 알 수 있다.

무릎각변위와 무릎각속도간 부하의 변화에 따라 정상보행시 운동학적 변인의 일치도는 부하가 0% BW일 경우 인지계수 R=.13, 20%BW인 경우 R=.22, 40%BW인 경우 R=.13으로 각각 나타난 바, 부하가 0%BW와 40%BW인 경우는 동작의 일치도가 큰 것으로 나타났지만, 20%BW일 때는 정상보행시 동작의 일치도가 낮은 것으로 나타났다. 따라서 무릎각변위와 무릎각속도의 운동학적 변인이 부하의 증가에 따라서 그 불일치도가 비례하는

것은 아니며, 다소 적정 부하수준에서 동작의 불일치 정도가 크게 나타남을 알 수 있다.

무릎각변위와 신체중심의 선속도변인에서 부하의 변화에 따라서 그 일치도를 보면, 부하가 0%BW일 경우 인지계수 R=.52, 20%BW일 때 R=.51, 40%BW일 때 R=.36으로 나타난 바, 정상보행시 무릎관절의 각변위와 신체중심의 선속도간의 동작의 일치도가 부하의 조건이 0%BW, 20%BW일 경우 그 일치도가 상당히 높음을 알 수 있으나 과중한 부하조건인 40%BW인 경우는 두 운동학적 변인간 인지되는 정도가 적어 불안한 보행을 하게 됨을 알 수 있다.

히프각속도와 무릎각속도간 동작의 일치성은 부하가 0%BW일 때 인지계수 R=.47, 20%BW일 때 .35, 40%BW일 때 R=.25로 각각 나타난 바, 부하의 증가에 따라 무릎각속도와 히프각속도의 운동학적 변인의 일치도는 적어지는 결과를 알 수 있고, 부하가 40%BW일 경우는 0%BW와 비교할 때 상당히 큰 정도로 동작의 불일치했다. 따라서 부하가 증가함에 따라서 무릎각속도와 히프각속도의 운동학적 변인에서 동작의 일치도는 증가하며, 과중한 부하조건 및 특수상황의 보행에서 일치도는 감소하는 것으로 사료된다.

히프각속도와 신체중심의 변위에서 정상보행시 부하의 조건에 따라서 동작의 일치도를 분석한 결과 부하가 0%BW일 경우 인지계수 R=.09, 20%BW일 경우 R=.22, 40%BW일 경우 R=.18로 각각 나타난 바, 부하의 조건을 20%BW, 40%BW 모두의 경우에서 불일치정도가 큰 것으로 나타났으

며, 따라서 신체에 부하를 한 상황에서는 히프각속도와 신체중심의 변위 변인에서 동작의 일치도는 비례하여 감소함을 알 수 있다.

히프각속도와 신체중심의 속도변인에서 동작의 일치도를 나타내는 인지계수의 분석결과 부하가 0% BW의 경우 $R=.49$, 20%BW의 경우 $R=.40$, 40% BW의 경우 $R=.27$ 로 각각 나타난 바, 부하의 조건이 20%BW의 경우는 동작의 일치도가 상당히 높은 것으로 나타났지만 부하가 40%BW의 경우는 불일치하는 정도가 상당히 높은 것으로 나타난 바, 과중한 부하나 특수상황의 부하를 했을 때 히프관절의 각속도와 신체중심속도변인에 대한 인지하는 정도는 감소함을 알 수 있다.

무릎각속도와 신체중심변위의 운동학적변인에서 정상보행동안 부하의 조건을 달리했을 때 동작의 인지하는 정도를 나타내는 일치도는 부하가 0%BW일 때 인지계수 $R=.07$, 20%BW인 경우 $R=.20$, 40%BW인 경우 $R=.15$ 로 각각 나타난 바, 이 변인의 관계 역시 부하의 두 종류부하상황에서는 부하 종류에 따라서 일치하는 정도는 감소하고 있음을 알 수 있고, 무릎각속도와 신체중심변위 변인관계는 부하에 의한 불일치 정도는 상당히 증가함을 알 수 있다.

무릎각속도와 신체중심속도변인이 부하의 정도에 따른 동작의 일치도는 부하가 0%BW일 경우 인지계수 $R=.20$, 20%BW인 경우 $R=.20$, 40%BW 경우 $R=.13$ 로 각각 나타난 바, 부하가 적정한 경우가 되는 20%BW의 경우는 동작의 일치도가 상당히 높은 것으로 나타났지만 과중한 부하가 된 40%BW의 경우는 불일치 정도가 상당히 큰 것으로 나타났다. 따라서 역시 정상보행을 하는 동안 과중한 부하 및 특수하게 부하가 된 경우에는 무릎각속도와 신체중심속도 변인의 인지하는 능력은 감소함을 알 수 있다.

신체중심의 변위와 신체중심 속도변인이 정상보행을 하는 동안 부하의 조건에 따라서 인지하는 정도는 부하가 0%BW일 때 인지계수 $R=.14$, 20%BW일 때 $R=.00$, 40%BW의 경우 $R=.01$ 로 각각 나타난 바, 동작의 일치하는 정도는 크게 감소하는 결과를 볼 때, 부하의 조건에 따라서 정상보행동안 무릎의 각속도와 신체중심변인의 운동학적 변인에

대한 사전동작을 인지하는 능력을 상실하게 됨을 알 수 있다.

Table 2의 다른 운동변인간 부하의 종류에 따른 결과를 종합할 때 정상보행시 운동학적 변인의 일반적 양상은 부하의 종류가 0%BW, 20%BW일 때 정상보행동안 운동학적 변인의 인지능력에는 큰 차이를 보이지 않지만 부하가 40%BW이상 및 특수상황에서 보행시에는 정상보행동작의 일치하는 정도가 크게 감소하고, 인지능력이 적어져 불안한 자세를 가진다고 사료된다.

Table 3은 동일한 운동학적 변인을 대상으로 부하의 종류를 달리했을 때 정상보행상황에서 인지하는 능력을 비교한 결과이다. 즉 히프각-히프각의 경우 무부하의 경우를 기준으로 할 때 각 부하간의 일치하는 정도의 차이는 부하가 0%BW-20%BW일 때 인지계수 $R=.23$, 20%BW-40%BW일 경우 $R=.43$, 0%BW-40%BW일 때 $R=.59$ 로 각각 나타난 바, 각 부하간에 동작의 일치성은 0%BW-40%BW의 $R=.59$ 를 제외하면 높지않음을 알 수 있고, 각 부하간의 인지능력에서 차이는 큰 것으로 나타났고, 특히 부하가 클수록 정상보행에서 무부하의 것과 비교할 때 동작의 일치하는 정도는 다소 증가함을 알 수 있다.

무릎각-무릎각의 경우 무부하를 기준으로 각 부하간의 일치도는 0%BW-20%BW일 때 인지계수 $R=.32$, 20%BW-40%BW일 경우 $R=.86$, 0%BW-40%BW의 경우 $R=.40$ 으로 정상보행동안 부하의 종류에 따라 무릎각의 인지능력은 다소 높은 것으로 나타났다. 그러나 무부하의 경우를 기준으로 할 때 부하를 했을 경우 인지하는 능력은 다소 차이를 보이고 있고, 특히 20%BW-40%BW의 경우는 상당히 높은 인지계수를 보여 부하를 부과했을 때 무릎각의 경우 동작의 일치도는 높은 것으로 나타났다.

히프각속도-히프각속도의 경우 무부하를 기준으로 각 부하간의 일치도는 0%BW-20%BW일 때 인지계수 $R=.39$, 20%BW-40%BW일 때 $R=.15$, 0%BW-40%BW일 경우 $R=.07$ 로 정상보행시 히프 각속도는 부하의 조건에 따라서 일치하는 능력은 감소함을 알 수 있다.

무릎각속도-무릎각속도의 경우 무부하를 기준으로 볼 때 0%BW-20%BW일 때 인지계수 $R=.04$,

20%BW-40%BW일 때 $R=.68$, 0%BW-40%BW일 경우 $R=.09$ 로 각각 나타난 바, 부하를 20%BW-40%BW일 경우 무릎의 각속도간에는 높은 동작의 일치도를 보였지만 무부하를 했을 경우에는 동작의 일치성이 감소함을 알 수 있다.

신체중심변위-신체중심변위에서 부하의 조건을 달리했을 때 동작의 일치도는 부하를 0%BW-20%BW일 때 인지계수 $R=.55$, 20%BW-40%BW간의 인지계수 $R=.55$, 0%BW-40%BW일 때 $R=.39$ 로 각각 나타나나 바, 상호간에 다소 높은 일치성을 보였음을 알 수 있다. 따라서 정상보행시 부하의 조건에 따라서 신체중심변위의 변화는 거의 영향을 받지 않음을 알 수 있다.

신체중심속도-신체중심속도의 경우 부하의 조건을 달리했을 경우 동작의 일치도는 부하가 0%BW-20%BW일 때 인지계수 $R=.04$, 20%BW-40%BW일 경우 $R=.35$, 0%BW-40%BW일 경우 $R=.17$ 로 신체중심의 속도변인에서 부하의 조건을 달리했을 경우가 부하를 하지 않은 경우보다 일치하는 정도는 다소 높은 것으로 나타났고, 부하를 하지 않은 경우와 비교하면 동작의 일치도가 감소했음을 알 수 있다.

본 연구의 결과와 동일한 피험자들 대상으로 3년간에 걸쳐 운동학적 변인의 일치성을 연구한 경우인 Whiting 등(1982)의 각속도-각속도, 각각변인은 각 시행간 밀접한 일치성($R=.83$)의 경우보다 다소 작은 일치도를 보였고, 각속도-각속도의 일치성($R=.83$)과 비교할 때 본 연구의 결과는 일치도에서 훨씬 뒤떨어짐을 알 수 있다.

Mallwain 등(1985)의 연구결과 변위계수($R=.78$), 속도계수($R=.74$)와 비교할 때 본 연구의 경우 일치성이 다소 낮은 것으로 나타났으나 변위계수의 경우가 속도계수보다 다소 높은 것으로 나타났다.

Table 3의 동일한 운동변인에 대해 부하의 종류를 달리했을 때 동작의 일치도를 정리하면 Whiting 등(1982), Mallwain 등(1985)이 동일한 피험자들 대상으로 3년간 중단적으로 무부하 보행동작을 시켰을 때 운동학적 변인의 일치도는 본 연구의 부하 조건에 따라 일치도를 파악하려는 경우보다 높은 것으로 나타났다.

본 연구의 정상보행동안 동작의 일치도를 분석한 결과 히프각의 경우 무부하의 경우와 비교하면 부하를 많이 했을 경우 부하의 조건과 상관없이 인지하는 능력이 높았고, 무릎각의 경우 무부하를 기준으로 비교하면 부하가 많은 경우가 작은 정도에서보다 동작의 일치도가 높았고, 부하간의 인지능력은 매우 높은 것으로 나타났다.

히프각속도의 경우 무부하를 기준으로 비교하면 부하를 하였을 경우는 일치하는 적도는 감소함을 알 수 있고, 부하를 했을 경우 부하조건 간에는 매우 일치도가 높고, 인지하는 능력이 높았다.

무릎각속도의 경우 역시 무부하의 경우와 비교할 때 동작의 일치도가 감소함을 알 수 있고, 부하조건간에서 동작의 일치하는 정도는 높은 것으로 나타났다.

신체중심변위의 경우 부하 및 무부하간의 일치하는 정도는 다소 높은 것으로 나타났고, 부하의 종류에 따라 큰 영향을 받지 않는 것으로 나타났고, 신체중심속도의 경우 부하 및 무부하간의 일치하는 정도는 거의 없는 것을 볼 때 부하의 종류에 따라 일치하는 인지능력은 감소함을 알 수 있다.

적 요

동작의 일치하는 정도를 분석하기 위해 적용된 동작은 정상보행동작이었고, 이 때 부하는 체중에 대해 0%BW, 20%BW, 40%BW의 부하를 달리하여 정상보행의 양상과 운동학적 변인간의 인지계수(Recognition coefficient; Mallwain J.S. 등, 1985)를 구하기 위해 실험 및 분석한 결과 다음과 같은 결론을 얻었다.

부하의 종류가 0%BW, 20%BW일 때 정상보행동안 다른 운동학적 변인간의 인지능력에는 큰 차이를 보이지 않지만 부하가 40%BW이상 및 특수상황과 과부하 보행시에는 인지능력이 감소하여 일치도가 떨어졌다.

동일한 운동학적 변인에서 부하를 달리했을 때 히프각과 무릎각은 부하조건에 상관없이 높은 부하일수록 높은 인지능력을 보였고, 동작의 일치도가 높았다.

히프각속도와 무릎각속도는 부하를 하였을 때 일치

도는 감소하였고, 부하조건 간에는 일치도가 매우 높고, 인지능력은 증가했다.

신체중심변위의 경우 부하 및 무부하간의 일치하는 정도는 다소 높은 것으로 나타났고, 부하의 중

류에 따라 큰 영향을 받지 않았지만, 신체중심속도는 부하의 종류에 따라 일치도는 감소하여 동작의 인지능력은 적었다.

참 고 문 헌

- Adrian, M. J. & Cooper, J. M. (1989). Biomechanics of Human movement. Benchmark Press. Indi-anapolis, Indiana. 25-38.
- Cavagna, G. A., Heglund, N. C., and Taylor, C. R. (1977). Mechanicsl work in terrestrial locomotion : Two basic mechanisms for minimizing energy expenditure. American journal of Physiology, 233, R243-R261.
- Datta, S. R., and Ramanathan, N. L. (1970). Ergonomical study of load carrying up staircases. Part 1-Effect of external load on energy cost and heart rate. Indian Journal of Medical Research, 58, 1629-1636.
- Eltman, H. (1939). The rotation of the body in working. Arbeitsphologie , 10, 477-484.
- Fenn, W. C. (1929). Frictional and Kinetic factor in the work of sprint running. American Journal of physiology, 92, 583-611.
- Gordon, M. J. & Golsin, B. R. & Hoare, J. (1983). Comprasion between load carriage nd grade walking on a treadmill. Ergonomics, VOL. 26, NO. 3, 289-298
- Mcllwain, J. S. & Jensen, R. K., (1985) Congruity of Normal Gait Patterns over a Three-year Period. International Series on Biomechanics IX-A, Vol. 5A, (PP. 411-416).
- Norman, R. W., Sharratt, M. T., Pezzack, J. C., and Noble, E. G. (1976). Reexamination of the mechanical efficiency of horizontal treadmill running. Biomechanics V-B Baltimore : University park press, 83-93.
- Pierrynowski, M. R., Norman, R. W. & Winter, D. A. (1981). Mechanical energy analysis of the Human during load carriage on a treadmill . ERGONOMICS, 1981, VOL. 24 NO 1, 1-14.
- Renbourn, E. T. (1954). The knapsack and pack. J. of the Royal Army Medical Corp, 100, 77-88.
- Soule, R. G., Pandolf, K. B., and Goldman, R. F. (1978). Energy expenditure of heavy load carriage. Ergonomics, 21, 373-381.
- Sutherland, D. H., Olshen, R., Cooper, L., & Woo, S. (1980). The development of mature gait. Journal of bone and Joint Surgery, 62A, 336-353.
- Whiting, W. C., & Zernicke, R. F. (1982). Correlation of movement pattern via pattern recognition. J. of Motor behavior. 14(2), 135-142.
- Winter, D. A. (1979). A new definition of mechanical work done in human movement. J. of Applied Physiology, 46, 79-83.
- Winter, D. A. (1981). Biomechanics of Human movement. John Wiley & Sons, Inc.