

Gait Motion Capture 및 족압 측정을 이용한 보행특성시험 및 동력학적 인체 시뮬레이션 연구 : 한국인 성인 남자의 군장착용 보행 특성 해석

이세훈*(충남대 대학원), 이영신(충남대 기계설계공학과), 최영진(충남대 대학원),
이장원(충남대 대학원) 채제욱(국방과학연구소), 최의중(국방과학연구소), 김인우(국방과학연구소)

A Study on the Gait Test Human Dynamic Simulation Using Gait Motion Capture and Foot
Pressure Measurement :

Analysis of Gait Pattern with Wearing Military Equipment of Korean Male Adult

S. H. Lee(Graduate School, CNU), Y. S. Lee(Dept. of Mech. Design Eng. CNU), Y. J. Choi(Graduate School,
CNU), J. W. Lee(Graduate School, CNU), J. W. Chae(ADD), E. J. Choi(ADD), I. W. Kim(ADD)

ABSTRACT

This paper suggests gait analysis and gait simulation method using Gait Motion Capture equipment and plantar pressure measurement system. The gait of normal person and how it will be effected by added weight with wearing military equipments are studied by suggested method. It is measured that a change of gait pattern when wears military equipments with Korean male adult(height 180 cm, weight 70 kg) and simulated its results.

Key Words : gait analysis(보행분석), plantar pressure(족압), center of pressure(압력중심), military equipment(군장), human-body simulation(인체 시뮬레이션), Gait motion capture(보행동작캡처)

1. 서론

체중이 70 kg 인 정상인이 하루 평균 도보나 운동에 의해 받는 누적하중은 100 여 톤에 달한다. 거기에 외부로부터 무게가 가해지면 그 하중이 더 커질 것이 분명하다. 이에 문창식[1]은 책가방 무게가 초등학생 보행의 운동학적 측면에 미치는 영향을 보행 시 발뒤축접지기와 발가락들림기의 관절 각도의 변화에 대해 연구하였다. 또한 Lei 등[2]은 보행 중에 가중되는 하중에 의한 생체역학적 분석을 실시하였다. Vacheron 등[3]은 성인의 등에 25 kg 의 배낭을 짰을 때 정상적인 분절간 움직임에 변화가 발생하였음을 발견한 바 있다. 이것은 보행 하중이 더해졌을 경우 인체 분절이 평형을 유지하기 위하여 비정상적인 자세로 재 정렬됨을 의미한다.

일반 전투 병영의 임무 중 가장 핵심적인 것은 전술적 행군이다. 행군 중에 병사는 30 kg 에 이

는 많은 전투 장비를 휴대하고 수십 km 거리를 이동한다. 이때 군장의 하중으로 인한 보행 특성의 변화를 파악하고 측정된 데이터를 사용하여 동력학적 시뮬레이션을 수행하는 것이 본 논문의 목적이다. 이 논문에서는 족압 측정 장비와 Motion Capture 장비를 이용한 보행분석 실험을 실시하고 획득된 데이터로 ADAMS/LifMOD 를 이용하여 동력학적 시뮬레이션을 실시하고 군장착용 특성으로 인한 보행 시 COP(Center Of Pressure)의 변화, 하지 분절의 각도 값 변화 및 지면 반발력 등을 비교한다.

2. 보행특성시험

2.1 시험방법

보행분석 시험은 신장 180 cm 체중 70 kg 인 성인을 대상으로 실시하였다. 족압 측정 장치와 Motion capture 장비가 Fig. 1 과 같이 설치되어있다.

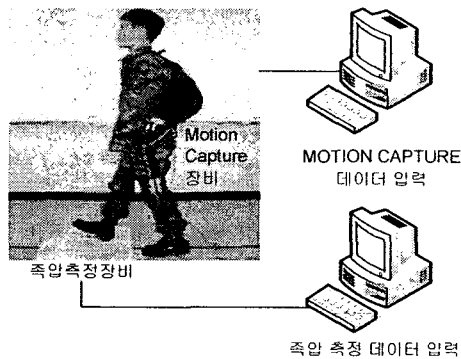


Fig.1 Schematic diagram of the plantar pressure measurement system and motion capture system

피실험자가 보행을 실시하는 동안 Motion capture 장비에서 하지분절의 각도 데이터를 얻고 양발의 족압을 측정하였다. 시험은 군장 착용/미착용한 경우 각각 실시하였다. 군장의 중량은 전투보병의 군장을 모사하기 위하여 25 kg로 설정하였다. 시험은 각각 10 회씩 실시 되었고 이 데이터를 보행분석에 이용하였다.

2.2 보행특성 시험

2.2.1 족압측정시험

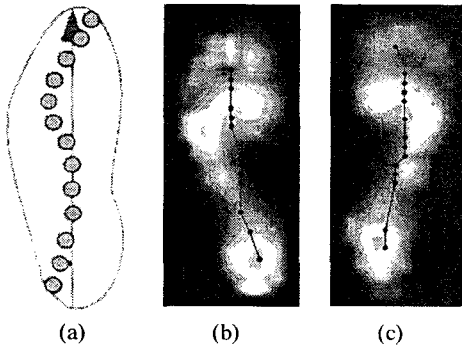


Fig. 2 (a)COP during unimpaired walking, (b)COP of left foot during barefoot walking, (c) COP of right foot during barefoot walking

피실험자의 보행의 정상여부를 판별하기 위해 맨발 보행 시 COP 를 측정하였다. 정상보행에서 COP 의 이동은 Fig. 2(a)와 같이 발뒤축접지기에 발바닥 중심의 외측에서 시작하여 발바닥접지기에 중심으로 이동한다. 중간입각기에 다시 발바닥 중심의 외측으로 이동하였다가 엄지발가락과 두번째 발가락 사이로 빠져 나가게 된다. Fig. 2(b),(c)에서와 같이 피실험자의 COP 는 정상적인 보행에서 COP 와 유사한 양상을 보인다.

2.2.2 군장착용 시 족압측정시험

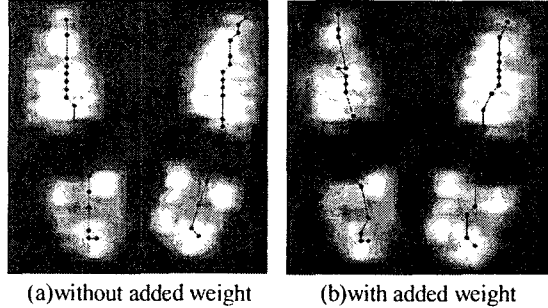


Fig. 3 COP during walking when wearing military boots

전투화와 군장을 착용한 피실험자의 족압 측정 결과를 나타낸 것이다. Fig. 3(a)는 군장을 착용하지 않았을 경우의 COP 이고 Fig. 3(b)는 군장을 착용한 피실험자의 보행 시 COP 를 나타낸다. COP 측정 결과 Fig. 3(a), (b)사이에 확인한 차이점은 없지만 군장을 착용한 경우 COP 가 발바닥의 중심에 집중됨을 확인할 수 있었다.

2.3 Gait Motion Capture

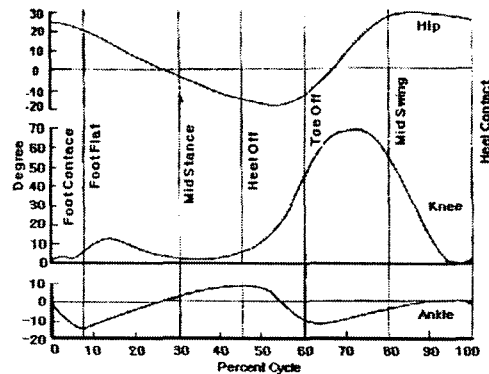


Fig. 4 The angle of hip, knee and ankle during step cycle

본 실험에서는 125 frame/sec 의 하지 분절 각도를 얻을 수 있는 Gait Motion Capture 장비를 사용하였다. 정상보행에서는 Fig. 4 와 같은 그래프를 나타낸다. 피실험자를 대상으로 하지 각분절의 각도 변화를 측정한 결과의 그래프가 Fig. 5 이다. 그래프의 x 축은 단일 주기를 백분율로 표시한 것이고, y 축은 고관절, 슬관절 및 족관절의 각도변화 값을 나타낸다. 이때 각 분절의 각도 값들은 해부학적 자세에서의 각도 변위를 나타낸다.

고관절은 보행의 단일 주기동안 굴곡과 신전이 한 번씩 일어나며 유각기 중간위치에서 최대로 굴곡하고 입각기가 끝나기 전에 최대신전에 도달한다.

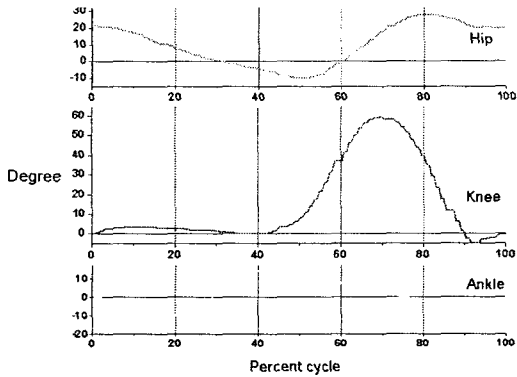
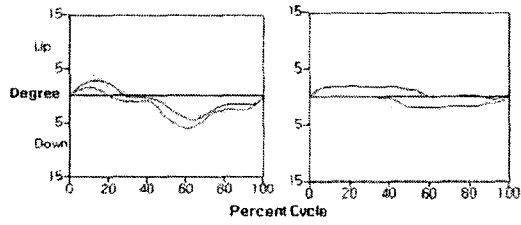


Fig. 5 Results of angle of hip, knee and ankle using gait motion capture system without added weight

슬관절은 각 보행주기동안 두 번 굴곡과 신전이 정점에 다르다. 발뒤축접지기(heel contact) 이전에 최대로 신전이 되고 입각기의 초기까지 굴곡하였다가 중간입각기(mid stance)에 다시 신전하고 굴곡하여 유각기 초기에 정점에 도달한다.[4] 족관절은 중립위치에서 10~15° 사이에서 신전과 굴곡을 반복한다. Fig4 와 Fig. 5 를 비교해 비교해본 결과 하지 각관절의 각도 변화가 정상보행과 시험데이터와 유사함을 알 수 있다.



(a)without added weight (b)with added weight
Fig. 6 The angle of hip whit/without added weight

Fig. 6 은 군장착용 전과 후의 보행에서 피실험자의 골반경사(pelvic tilt)를 나타내는 그래프이다. 골반경사는 보행 중 몸통의 전체 수직 이탈을 줄여 주는 것으로 보행인자 중 하나이다. Fig. 6(a)는 군장미착용 시 보행 중 골반경사의 변화이다. 일반적으로 골반경사는 한 주기의 보행 동안에 한번의 굴곡을 반복하지만 Fig. 6(b)에서는 골반경사의 변화가 불규칙적이다. 이는 가중된 중량에 의한 보행 패턴의 변화에 기인한다.

Table 1 Cadence and step time with/without added weight

	Standard	Without added weight	With add weight
Cadence (steps/min)	99.26	94.67	106.49
Step time (sec)	0.61	0.65	0.59

또한 Table 1 에서 보는 것과 같이 추가적인 질량에 의해 분속수(cadence)는 줄어들고 동시에 보행 주기 시간이 짧아짐을 알 수 있다.

3. 동력학적 인체 시뮬레이션

3.1 인체 모델링

동력학적 인체 모델링과 시뮬레이션에는 ADAMS/LifeMOD 를 사용하였다. 군장착용 전/후의 보행시험에서 Gait Motion Capture 장비로 얻어진 골반(pelvis), 고관절(hip), 슬관절(knee) 및 족관절(ankle)의 시간에 따른 각도 변화 값을 인체 하지 모델링을 구동시키는 데이터로 사용하였다. 총 입력데이터는 골반의 시상면, 전두면, 수평면에 대한 각도값, 고관절에서의 시상면, 전두면에 대한 각도값, 슬관절의 시상면에 대한 각도 값과 족관절의 시상면, 수평면에 대한 각도 값으로 총 13 개의 데이터를 시간에 대한 함수로 입력하여 여섯 가지 보행인자(six determinants of gait)를 만족시키도록 하지 모델을 생성한다.

3.2 동력학적 인체 시뮬레이션 결과

동력학적 인체 시뮬레이션은 군장착용 전/후 각각 10 회씩 시행되었다. 시뮬레이션은 구동으로 Gait motion capture 장비에서 측정할 수 없는 보폭의 변화와 지면 반발력 등을 산출한다.

3.2.1 보행주기 및 보폭의 변화

Table 2 Cadence, step time and step length with/without added weight

	Without added Weight			With added weight		
	M	G	S	M	G	S
Step time (sec)	0.64	0.65	0.652	0.61	0.59	0.612
Step length (mm)	611	-	603.84	628	-	637.66
Cadence (step/min)	93.75	94.67	92.02	98.36	106.49	98.04

M : Measured value for real test
G : Calculated value for gait motion capture system
S : Calculated value for simulation

Table 2 는 군장 착용 전/후의 보행주기, 보폭 및 분속수를 실제 실험에서 측정된 데이터와 Gait motion capture 와 시뮬레이션을 통해 계산된 데이터를 나타낸다. 결과적으로 실험데이터와 Gait motion capture 데이터와 시뮬레이션 결과가 잘 일치함을 알 수 있다.

3.2.2 보행 시 지면 반발력 산출

보행 시 지면 반발력은 ADAMS 를 사용하여 계산되었다. 일반적으로 지면 반발력을 측정하기 위해서 힘 측정판(force platform)을 사용하지만 본 연구에서는 힘 측정판을 대신하여 보행의 움직임 데이터로 지면 반발력을 산출하였다. 일반적으로 정상인의 보행에서 나타나는 지면 반발력은 체중에 영향을 받지만 Fig. 7[5]과 같은 양상을 나타낸다. Fig. 7(a)는 지면 반발력의 수직방향(Superior-inferior) 요소이고 (b)는 전후방향(Anterior-posterior) 요소이다.

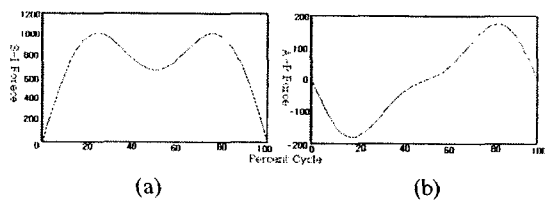


Fig. 7 (a) S-I ground reaction force during unimpaired walking (b) A-P ground reaction force during unimpaired walking

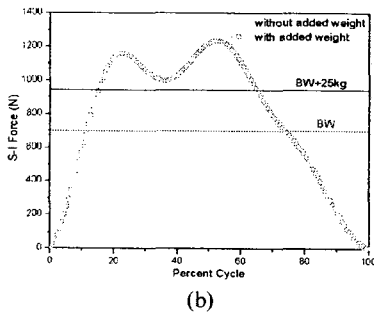
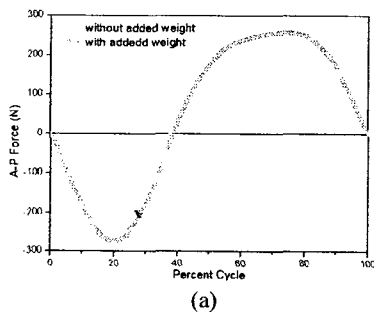


Fig. 8 Simulation results for (a) S-I ground reaction force (b) A-P ground reaction force

시뮬레이션에서 산출된 지면 반발력 값은 Fig. 8과 같다. Fig. 8(a)는 상하방향의 지면 반발력을 나타내고 (b)는 전후방향의 지면 반발력을 나타낸다. 데이터의 양상은 일반적인 정상인의 보행 패턴과 유사하다. Fig. 8에서 군장의 착용으로 인한 지면 반발력의 변화를 확인할 수 있다. 상하방향 지면반발력의 최대값은 군장 미착용과 착용에서 각각 950.1 N,

1235.0 N 이었다. 이는 군장의 무게로 인하여 지면 반발력이 상승되는 것으로 전후 지면반발력의 최대값은 각각 204.3 N, 257.7 N 이었고 최소값은 각각 -160.8 N, -273.3 N 이었다. 그래프에서 BW는 피시험자의 체중을 나타낸다.

4. 결론

본 논문에서는 Gait motion capture 및 족압측정 장비를 이용한 보행분석과 이 데이터를 이용한 인체 보행 시뮬레이션을 수행하였다. 족압측정 결과 군장을 착용한 피시험자의 보행에서 COP가 정상 보행에 비해 발바닥의 중심선으로 집중되는 현상을 확인하였다. 또한 군장 착용과 미착용 보행에서 분속수, 보행주기와 보폭은 실측데이터, Gait motion capture 데이터 및 시뮬레이션 산출 데이터 사이에서 잘 일치하는 것을 확인하였다. 인체 시뮬레이션으로 산출한 상하/전후 방향 지면 반발력은 기 발표된 내용[5]과 유사하였고 군장착용으로 인한 하중의 증가로 지면 반발력이 증가함을 확인하였다.

향후 Gait motion capture의 정밀도를 높이고 시뮬레이션 기법을 연구하여 정상 보행분석 뿐만 아니라 병적 보행 분석에도 본 연구에서 제안한 인체 시뮬레이션 기법을 적용할 수 있을 것이다.

후기

본 연구는 국방과학연구소 기초연구(UD040002AD)의 지원을 받았으며 이에 감사드립니다.

참고문헌

1. 문창식, 책가방 무게가 초등학생 보행의 운동학적 측면에 미치는 영향,? 군산대학교 교육대학원 석사학위 논문, 2000
2. Lei Ren, Richard K Jones, David Howard, Dynamic Analysis of Load Carriage Biomechanics during Level Walking,? Journal of Biomechanics Vol. 38, pp. 853-863, 2005
3. Vacheron, J. J., Poumarat, G, Chandezon, R., and Vanneuvill, G, The Effect of Loads Carried on the Shoulders,? Military Medicine, Vol. 168, pp.597-599, 1999
4. 윤승호, 김봉옥, 임상보행분석,? 도서출판 세진기획(서울), 1993
5. Rory A Cooper, Rehabilitation Engineering Applied to Mobility and Manipulation,? Institute of Physics Publishing, Bristol and Philadelphia, 1995