

근골격계 모델을 이용한 편향하중 보행시 관절모멘트와 근력분석 Analysis of Joint moments and muscle forces in gait loaded carriage through joint driving dynamic analysis

김현동¹, 최현호¹, 조승관¹, 황성재¹, 김영호^{1,2}, 김한성^{1,2}, *#임도형^{1,2}

H. D. Kim¹, H. H. Choi¹, S. K. Cho¹, S. J. Hwang¹, Y. H. Kim^{1,2}, H. S. Kim^{1,2}, *#D. H. Lim(dli349@yonsei.ac.kr)^{1,2}
¹ 연세대학교 대학원 의공학과, ² 의료공학연구원

Key words : sided load carriage, 3D motion analysis, joint driving dynamic analysis

1. 서론

우리가 생각하는 정상 기능을 하는 사지와 몸을 가지고 있는 사람이라면 일상생활에서 한쪽 손으로 물건을 옮기는 일은 누구에게나 있을 수 있는 일이다. 이렇게 되면 몸은 그 환경에 따라 적응하여 하고자 하는 행동을 유지하려 한다. 하지만 너무 큰 무게를 운반하게 되면 허리의 통증이 생길 수 있음을 각자의 경험을 통해 어렵지 않게 알 수 있다. 이에 대한 객관적인 분석을 위해 Donald A. Neumann 등은 위와 같은 보행 시 엉덩발림근들에 관해 EMG 분석을 하였다[8]. 이 논문에서는 편향하중보행에서 몸의 30%에 달하는 물건을 한 손으로 운반할 때 엉덩발림근들에 큰 영향을 줄 수 있다고 하였다. 또한 자신의 몸무게의 5%이상의 편향하중에서는 엉덩발림근의 EMG 데이터 값이 눈에 띄게 증가하므로 엉덩 관절힘이 증가할 것이라는 견해를 발표하여 그에 해당하는 무게를 한 손으로 운반하는 것에 대해 경고를 하였다. 또한, 문창덕 등은 책가방 무게에 따른 어린이 보행의 운동학적 특성을 분석하기 위해 발뒤축 접지기와 발가락 들림기의 관절각도 변화에 대해 연구를 수행하였다[2]. Lei 등은 평지 보행에서 하중의 크기에 따른 관절 운동 특성에 대한 연구를 수행하였고[3], Ren 등은 경사보행에서 하중보행에 대해 동역학 분석을 수행하였다[7]. 그러나 기존의 연구는 편향하중 보행 시 발생하는 관절 모멘트와 근력 변화를 직접적으로 측정하는데 한계점이 있었다. 따라서 본 연구에서는 실제 생활에서 나타날 수 있는 편향하중 조건에서의 보행 시 인체의 적응작용에 대한 분석을 위해 3 차원 동작분석과 역동역학 및 관절에 의한 동역학 해석을 하였다.

2. 방법

2.1 실험대상

본 연구를 위해서 요추 및 하지 근골격계 질환이 없고, 정상보행이 가능한 건강한 성인 남성 1 명(나이 23.2, 키 174cm, 몸무게 65.5kg)을 피검자로 선정하였다. 피검자는 실험 전 보행에 대한 설명을 숙지하였다.

2.2 삼차원 동작분석 실험

6 대의 적외선 카메라를 사용한 삼차원 동작분석 시스템 (VICON Motion System Ltd., 영국)과 4 개의 힘 측정판(AMTI, 미국, Kistler Instruments Ltd, 스위스)을 이용하여 보행 시의 삼차원 동작분석을 하였다. (Figure 1) 요추 및 하지 관절의 운동특성을 분석하기 위해 14mm 반사마커 39 개를 plug-in marker set 에 따라 부착하였다(Figure 2). 피검자가 편한 속도로 보행할 수 있도록 충분한 연습 후에 실험을 수행하였고 3 회의 반복실험을 하였다.

2.3 근골격계 모델을 통한 동역학 해석

삼차원 동작분석 실험을 통해 얻은 모션 데이터를 BRGLifeMOD(Biomechanics Research Group, Inc., USA)로 불러와 19 개의 체절과 118 개의 근육으로 이루어진 삼차원

가상 골격모델을 생성하였다. 생성된 모델을 기반으로 역 동역학 해석을 통하여 한 주기 보행 동안 발생하는 관절모멘트 데이터를 얻었다. 그리고 0, 5, 10, 15, 20kg 의 가상 물체를 ADAMS(MSC Software corporation, USA)로 모델링 하여 오른손에 고정시켜 편하중을 인가하였다. 그리고 각 하중이 인가되었을 때 관절에 의한 동역학 해석을 수행하여 각 관절들의 모멘트와 근육들의 근육힘을 얻었다. 이 때 각 하중이 인가되어도 보행이 유지될 수 있게 하기 위해 tracker agent 를 생성하였다(Figure 3).

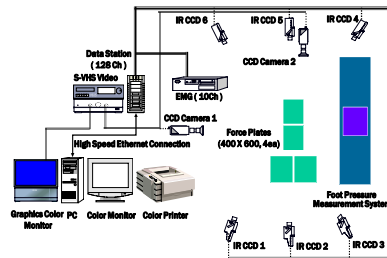


Fig. 1 3D motion capture



Fig. 2 Plug-in marker set

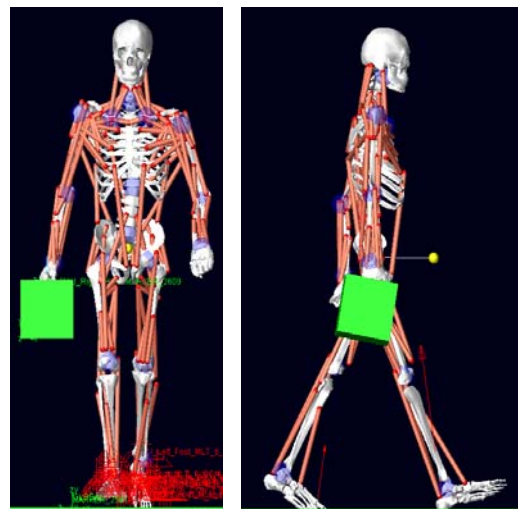


Fig. 3 Joint driving analysis

3. 결과

Table 1은 우측무릎, 우측엉덩이, 흉부, 허리관절의 모멘트절대값의 최대값을 나타낸 결과이다. 무릎과 흉부관절의 최대값은 보행주기 중 오른발만 몸을 지지하는 단하지지기에서 나타나는 값이다. 인가된 몸무게가 증가할수록 발생하는 모멘트가 증가하는 것을 볼 수 있다. 흉부와 허리 관절에서는 절대값의 최대값이 음수로 나타나는 것을 볼 수 있다. 이 값들은 왼발 단하지지기 시작될 무렵 때 발생된 값으로 인가된 무게가 증가할수록 최대값이 나타나는 시간이 늦게 발생하는 것을 볼 수 있었다.

Table 1. Maximum value of joint torque(N-mm)

| | 0kg | 5kg | 10kg | 15kg | 20kg |
|----------|-----------|-----------|-----------|-----------|-----------|
| Knee | 5.54E+04 | 6.24E+04 | 6.64E+04 | 6.88E+04 | 7.08E+04 |
| Hip | 6.29E+04 | 7.36E+04 | 7.80E+04 | 8.02E+04 | 8.16E+04 |
| Thoracic | -1.11E+04 | -4.31E+04 | -9.64E+04 | -1.33E+05 | -1.55E+05 |
| Lumbar | -7.71E+03 | -3.39E+04 | -8.94E+04 | -1.17E+05 | -1.33E+05 |

Table 2는 하중이 인가된 오른쪽 근육들 중 하중이 인가될 수록 증가하는 근육들의 최대값을 나타낸 것이다. 골반과 대퇴부를 origin 과 insertion 으로 가지고 있는 큰모음근은 오른발 단하지지기 다음에 오는 양발이 모두 바닥에 닿았을 양하지지기에 최대 근육힘을 내고 있는 것으로 나타났고 목 근육인 앞목갈비근, 목빗근 또한 양하지지기에 최대값이 나타나지만 그 시기는 오른발 단하지지기 전의 시기였다.

Table 2. Maximum value of right side muscle force(N)

| | 0kg | 5kg | 10kg | 15kg | 20kg |
|--------------------------|----------|----------|----------|----------|----------|
| Adductor magnus | 2.82E+01 | 2.97E+01 | 3.03E+01 | 3.06E+01 | 3.06E+01 |
| Scalenus anterior | 9.72E+00 | 9.80E+00 | 9.82E+00 | 9.83E+00 | 9.85E+00 |
| sternocleido mastioideus | 2.51E+01 | 2.57E+01 | 2.59E+01 | 2.60E+01 | 2.62E+01 |

Table 3 Maximum value of left side muscle force(N)

| | 0kg | 5kg | 10kg | 15kg | 20kg |
|-----------------------------|----------|----------|----------|----------|----------|
| Obliquus internus abdominis | 8.39E+01 | 9.09E+01 | 9.74E+01 | 1.03E+02 | 1.07E+02 |

Table 3은 하중이 인가되지 않은 쪽의 근육들 중 손에 인가된 무게가 증가될수록 증가하는 배속빗근의 최대 근육힘을 나타낸 것이다. 이 근육은 위몸통과 골반을 origin, insertion 을 가지며 오른발 단하지지기때 최대값을 나타낸다.

4. 결론

본 연구에서는 정상 보행과 한쪽으로 하중이 가해진 편하중 보행간의 몸이 어떻게 동작을 유지하기 위해 반응하는지 알아보기 위해 진행했다. 관절에서는 무릎과 엉덩관절의 모멘트가 오른발 단하지지기때 양의 최대값을 가지고 있고 흉부와 허리관절에서는 왼발 단하지지기에서 최대값을 가지는 것을 볼 수 있었다. 이는 오른발 단하지지기에는 한 발로 무게를 지탱해야 하므로 무릎과 허리관절의 모멘트가 최대값이 나타나고 왼발 단하지지기에서는 왼쪽, 오른쪽의 무게의 평형을 맞추기 위해서 흉부와 허리관절에서의 모멘트가 음의 방향, 즉 무게가 인가되지 않은 쪽으로 최대로 나타남을 볼 수 있었다. 이는 가상 근골격계 모델이 보행을 유지하기 위해 외부 자극, 편하중에 적응하여 반응하는 것으로 볼 수 있다. 오른쪽 큰모음근, 앞목갈비근, 목빗근은 무게가 증가할수록 그 힘이 크게 발생하는 것을 볼 수 있었다. 이들 근육 모두 양하지지기에서 최대값을

가지는 것으로 나타났다. 이 또한 몸이 앞으로 이동하면서 보행을 유지하기 위해서 몸이 보정작용을 하는 것으로 볼 수 있다. 좌측 배속빗근은 오른발 단하지지기때 최대값을 갖고 있었는데 이는 오른발 단하지지기때의 높은 하중을 보정하기 위해 몸통이 하중이 인가된 쪽으로 조금 기울일 수 있게 하여 보행 유지에 영향을 끼치는 것으로 보인다.

본 연구결과를 통하여 일상생활에서 일어날 수 있는 편하중 보행 시 관절과 근육에서 발생하는 관절모멘트와 근력변화의 정량적 분석을 통하여 노인재활프로그램의 계획 수립이나 물건운반이 잦은 작업장에서 종사하는 근로자들의 근골격계 질환 추적 등에 활용될 수 있을 것으로 사료된다.

후기

위 논문은 문화체육관광부의 스포츠산업기술개발사업에 의거 국민체육진흥기금을 지원받아 연구되었습니다.

참고문헌

1. Winter, D. A., Biomechanics and Motor Control of Human Movement 3rd, John Wiley & Sons Inc., 1-3
2. 문창덕, 책가방 무게가 초등학생 보행의 운동학적 측면에 미치는 영향, 군산대 교육대학원, pp. 39, 2000
3. Lei, R., Richard, K. J. and Howard, D., "Dynamic analysis of load carriage biomechanics during level walking", Journal of Biomechanics, 38, 853-863, 2005
4. Fowler, N. E, Rodacki, A. L. F. and Rodacki, C. D., "Changes in stature and spine kinematics during a loaded walking task", Gait & Posture, 23, 133-141, 2006
5. Vacheron, J. J., Poumarat, G., Chandezon R., Dabonneville, M. and Vanneville G., "Torque applied by a load on trunk", Journal of Biomechanics, 27, 817, 6, 1994
6. Gard, S. A., Miff, S. C. and Kuo, A. D., "Comparison of kinematic and kinetic methods for computing the vertical motion of the body center of mass during walking", Human Movement Science, 22, 597-610, 2004
7. Ren, L., Joens, R. K. and Howard, D., "Dynamic analysis of load carriage biomechanics during level walking", Journal of Biomechanics, 38, 853-863, 2005
8. Donald A. N., Anne D.H., "An Electromyographic Analysis of the Hip Abductors During Load Carriage: Implications for Hip Joint Protection", JOSPT, 19, 5, 1994