〔논 문〕 - 비파괴검사학회지
Journal of the Korean Society for Nondestructive Testing
Vol. 31, No. 5 (2011. 10)

인체 다물체 동역학 모델을 이용한 생체역학 분석 및 평가 기술

Biomechanical Analysis and Evaluation Technology Using Human Multi-Body Dynamic Model

김윤혁*†, 신준호*, 철먼바타르*

Yoon Hyuk Kim*†, June Ho Shin* and Tsolmonbaatar Khurelbaatar*

초 록 인체 근골격 시스템에 대한 다물체 동역학 모델을 이용한 동작중의 인체 내부의 생체역학 분석 및 평가 기술에 대하여 기술하였다. 의료영상과 사체실험 결과를 기본으로 하는 인체 다물체 동역학 모델과 3차원 동작분석 시스템을 이용한 인체 동작분석기술을 이용하여 생체내 발생하는 관절기구학, 관절모멘트 관절접촉력 및 근력을 예측하는 기술을 보행과 팔굽혀펴기 두 동작에 적용하였다. 본 연구에서 개발한 인체 다물체 동역학 모델링 기술과 3차원 동작분석기술은 다양한 동작을 수행하는 생체의 분석 및 평가 기술로 활용성이 높을 것으로 생각한다.

주요용어: 생체역학, 다물체 동역학, 근골격 모델, 동작분석, 관절기구학, 관절모멘트, 근력

Abstract This paper presents the biomechanical analysis and evaluation technology of musculoskeletal system by multi-body human dynamic model and 3-D motion capture data. First, medical image based geometric model and material properties of tissue were used to develop the human dynamic model and 3-D motion capture data based motion analysis techniques were develop to quantify the in-vivo joint kinematics, joint moment, joint force, and muscle force. Walking and push-up motion was investigated using the developed model. The present model and technologies would be useful to apply the biomechanical analysis and evaluation of human activities.

Keywords: Biomechanics, Multi-Body Dynamics, Musculo-Skeletal System, Motion Analysis, Joint Kinematics, Joint Momont, Muscle force

1. 서 론

최근에 IT 기술 및 수치해석 기술이 발전함에 따라 일상생활에서 발생하는 인체 동작의 생체역학적 현상을 분석하기 위한 인체 생체역학 모델링 기술에 대한 연구가 활발하게 진행되고 있다 [1]. 이 중에서도 인체의 근골격 시스템은 뼈와 관절 및 근육이라는 생체 조직들로 구성된 복합 시스템으로서, 두뇌의 명령에 따라 신경-근육 제어 구조에 의하여 발생하는 근력, 근력에 의하여 생성되는 관절하중, 이로 인한 관절의 운동이 순차적으로 발생하여 궁극적으로 우리의 일상생활을 가능하게 하여 준다. 생체역학 모델이란 다양한 해부학적, 생리학적, 그리고 행동학적 현상과 활동을 설명할 수 있는 생체 조직 구조들의 시스템이라 정의할 수 있다. 구체적으로는 생체 조직의 형상, 조직 물성치, 조직들 사이의 연계구조, 운동-하중 및 변형-하중 관계를 설명할 수 있는 동역학 관계식들이 유기적으로 연결되어 있는 시스템이다. 또한 생체 모델에는 생리학적 시뮬레

[접수일: 2011. 8. 10, 수정일: 2011. 9. 22 게재확정일: 2011. 10. 7] *경희대학교 공과대학 기계공학과, †Corresponding Author: Department of Mechanical Engineering, School of Engineering, Engineering, Kyung Hee University, Yongin 446-701, Korea (E-mail: yoonhkim@khu.ac.kr)

이션 결과를 확인할 수 있는 그래픽 가시화 기능을 연계할 수 있다.

기존에 상용화된 인체 근골격 동역학 모델로는 SIMM(Motion Analysis Inc., USA), Lifemod™ (Lifemodeler Inc., USA), Anybody™(Anybody Tech. Inc., Denmark) 등이 대표적이다. SIMM이나 Anybody 모델은 인체의 동작을 분석하고, 이에 따른 관절기구학, 관절동역학 및 근력을 예측할 수 있으나, 인체와 제품과의 상호작용 해석을 수행할 수 없어 공학적 활용이 매우 제한적이다. Lifemod 모델은 다물체 동역학 SW인 MSC-ADAMS(MSC Inc., USA)를 기반으로 개발이 되어 인체와 제품과의 상호작용 해석을 수행할 수 있기에 제품이 생체에 미치는 영향을 분석할 수 있고, 인체에 미치는 안전성이나 효율성을 극대화하기 위한 제품 최적설계 등을 수행할 수 있지만, 실제 Lifemod에서 해석하는 인체 근력 예측 알고리즘의 부정확성 등의 생리학적 엄밀성에 대하여 제한이 있다.

최근에 있어서 인간중심 제품혁신설계가 공학설계분야에서 매우 중요하게 되었고, 고령화시대에 따른 헬스케어기술에 대한 관심이 증가되고 있어서 인체의 생체분석 및 평가 기술에 대한 연구가 매우 활발하게 진행되고 있다. 본 논문에서는 저자들이 기 개발한 인체 근골격 다물체동역학 모델과 인체 동작분석 및 동역학 해석 기술에 대하여 소개를 하고, 보행 및 팔굽혀펴기 동작을 예제로 하여 생체 분석 및 평가 사례를 기술하였다.

2. 재료 및 방법

2.1. 인체 근골격 다물체 동역학 모델

한국인 표준체형과 유사한 체형을 지닌 병변이 없는 21세 남성사체(키 170 cm, 몸무게 65 kg)의 1 mm 간격의 전신 컴퓨터 단층촬영(computer tomography, CT) 사진들을 이용하여 전신 3차원 골격 형상 모델을 개발하였다. 골격 형상 모델은 Rapidform™(Inus Tech. Inc., Korea)과 Solid-works™(Solidworks Inc., USA)를 사용하여 개발하였다. 인체 전신 골격 모델은 상지 6분절, 하지 6분절, 척추 3분절로 구성되었고(Fig. 1) 어깨 및 엉덩이 관절은 3축 회전조인트, 무릎 및 팔꿈치 관절은 1축 회전조인트, 팔목 및 발목은 2축 회전조인트로 구성되었다. 척추 부위는 목과 흉추에서 단축 회전관절을 적용하여 1자유도 운동이 가능하도록 하였다. 관절을 묘사할 때 가상 물체를 이용하여 2개 이상의 회전관절을 이용하여 원하는 3차원 관절 운동을 표현하였다. 각 분절의 질량, 관성 모멘트 등의 인체 분절 계수는 Zatsiorsky[2]의 자료를 사용하였다. 인체 전신 골격 모델은 사용 다물체 동역학 해석 SW인 RecurDyn™(Functionbay Inc., Korea)를 플랫폼으로 탑재하였다.

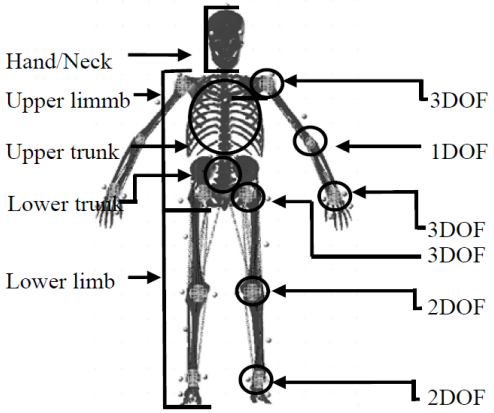


Fig. 1 Multibody dynamic model of musculoskeletal system consisting of 15 segments and 14 joints

2.2. 3차원 동작 분석

보행 및 팔굽혀펴기 실험 피검자는 27세 남성(170 cm, 72 Kg)이었다. 피검자는 실험 목적과 내용에 대하여 숙지하였고, 실험 동의서에 자발적 서명을 한 후 참여하였다. 전신에 35개의 반사마커를 해부학적 주요 위치에 부착하였다. 그 후 보행 및 팔굽혀펴기 동작의 3차원 동작분석(Hawk™ ,Motion Analysis Inc., USA)과 지면반력(Telemyo™, Noraxon Inc., USA)을 측정하였다. 두 동작 데이터는 각각 3회 실험을 한 후 평균값을 이용하여 기구학적 변인을 계산하였다.

2.3. 역동역학 해석

인체의 동작을 구현하기 위해 동작분석 카메라에서 얻어진 35개 마커의 위치 데이터를 근골격 모델의 동일한 해부학적 위치에 가상마커를 형성

하여 연동하였다. 여기서 실제 마커의 위치는 동작 분석 시스템을 통해 얻어진 3차원 공간상의 좌표값이고, 가상 마커의 위치는 근골격 동역학 모델에 위치한 3차원 좌표값이다. 이에 따라 가상 마커의 3차원 동작 데이타를 기반으로 각 관절에서의 관절기구학 정보(관절각도, 관절각속도, 관절각가속도)를 계산하였다. 계산된 관절기구학 정보와 인체분절계수(분절질량, 분절질량관성모멘트 등)를 이용하여 운동방정식에 따라 각 관절에서의 3차원 관절모멘트와 관절력을 계산하였다. 또한 각 관절에서의 힘평형 방정식을 이용하여 3차원 관절력을 다음과 같이 산출하였다[3].

$$m_i \ddot{\vec{r}}_{ci} = \sum_{k=1}^{n_{ji}} \vec{F}_{jk}^{(i)} + \sum_{k=1}^{n_{ei}} \vec{F}_{ek}^{(i)} + m_i \vec{g}$$

$$J_{ci}\vec{\alpha}_i + \vec{\omega}_i \times (J_{ci}\vec{\omega}_i) = \sum_{k=1}^{n_{ei}} M_{ek}^{(i)} + \sum_{k=1}^{n_{ei}} (\vec{r}_{ek}^{(i)} \times \vec{F}_{ek}^{(i)}) + \sum_{k=1}^{n_{ji}} \vec{M}_{jk}^{(i)} + \sum_{k=1}^{n_{ji}} (\vec{r}_{jk}^{(i)} \times \vec{F}_{jk}^{(i)})$$

이 때 m, r, r_c, F, J_c, a, ω, M, τ 등은 각각 i번째 분절에서의 질량, 변위, 병진가속도, 하중, 모멘트, 단위하중벡터 등을 나타내고, 윗,아래첨자 i, j, k는 각각 i번째 인체분절, j번째 관절, k번째 하중방향을 각각 표시한다.

2.4. 근력 예측

인체 동작중에 발생하는 근력의 예측은 주로 근전도 신호를 이용한 실험적 방법을 사용하였으나 근전도 신호의 부정확성과 낮은 신뢰성 등의 문제로 인하여 최적화 기법을 이용하여 근력을 예측하는 수치해석 알고리즘이 적용되고 있다[4]. 관절에 발생한 관절모멘트와 관절력과 평형을 이루는 주위의 각 근력에 의한 관절모멘트 및 근력의 합력 수식을 제한조건으로 하고, 각 근육에 작용하는 응력의 제곱의 합의 최소화를 목적함수로 정의하는 최적화기법을 활용하여 각 시간증분 상태에서의 준정적 평형상태에서의 근력을 예측하였다. 하지에서는 20개 주요 근육을 모델링 하였고, 상지에서도 20개의 주요 근육을 모델링 하였다. 주요 근육의 부착 위치는 해부학적 위치와 OpenSimm[5]에서 제공하는 정보를 들을 고려하여 개발하였다.

3. 실험 결과 및 고찰

Fig. 2에서와 같이 개발된 인체 다물체 동역학 모델을 이용하여 보행 및 팔굽혀펴기 동작의 동작 시뮬레이션 결과를 볼 수 있다. 시뮬레이션은 피검자의 3차원 동작 측정 데이터를 근골격 모델에 연동하고, 각 관절의 시간에 따른 각도를 계산 후, 관절각도의 변화에 따라 동작을 재현하였다.

Fig. 3(a)는 보행 동작에서의 상지 및 하지의 주요 관절에서의 관절기구학 정보를 나타낸 결과이다. 개발된 인체 근골격 동역학 모델을 이용한 관절기구학 결과의 검증을 위하여 상용 인체동작 분석 소프트웨어인 Visual3D™(C-Motion Inc.,

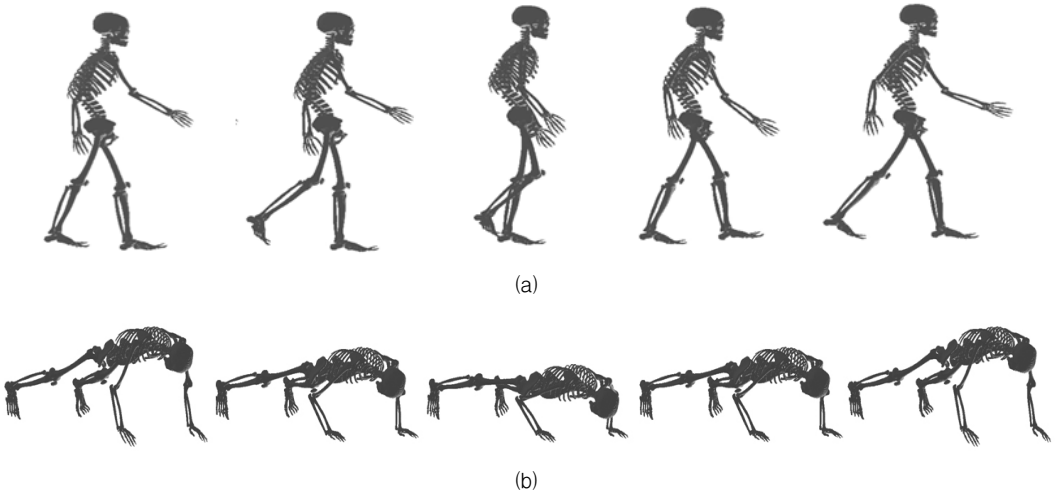
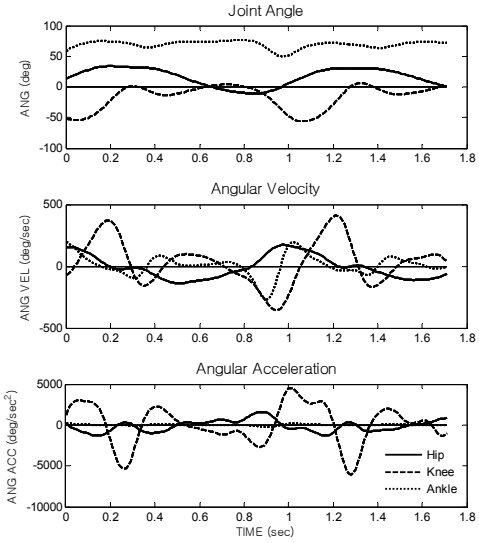


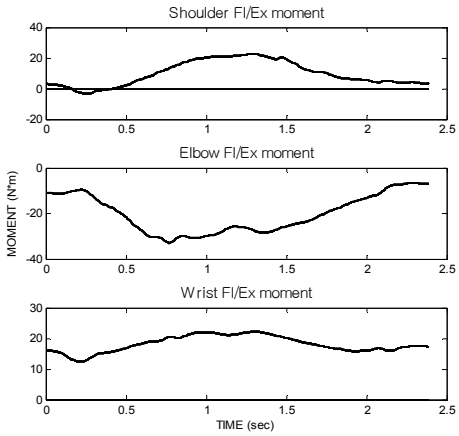
Fig. 2 Motion simulation during walking and push-up exercise using the developed multibody dynamic model of the musculoskeletal system

USA)의 결과와 비교한 결과 최대 10% 이내의 오차를 보였다[3,6]. Fig. 3(b)는 팔굽혀펴기 동작에서의 상지 주요 관절(어깨, 팔꿈치, 팔목)에 발생한 신전(flexion)/굽힘(extension) 방향 관절모멘트 값이다. 어깨와 팔목관절에서는 팔굽혀펴기 동작중 상체가 가장 아래로 내려간 중간지점에서 관절모멘트가 최대를 나타내었다.

Fig 4(a)는 보행중에 발생한 무릎관절 주위의 주요 신전근육(대퇴사두근, QUAD)과 주요 굽힘 근육(대퇴이두근, BFLH; 반건상근, ST; 반막상근, SM)의 근력을 나타낸 결과이다. 보행중에서 신전근육은 보행 초기에 약 500N의 최대 근력을 보였다. 이는 발바닥이 지면에 접촉하는 초기에 무릎이 펴지는 최대 폄 동작이 발생하였기 때문이다. 이에 반해 무릎관절의 굽힘 근육들은 보행 초기 및 보행 후반에 최대 근력이 발생하였다. 초기 최대 근력은 슬관절의 관절안정성을 향상하기 위한 근수축 작용이고, 후반의 최대 근력은 하지가 지면을 밀면서 앞쪽으로의 추진력을 발생하는 과정에 발생한 근력으로 설명할 수 있다.

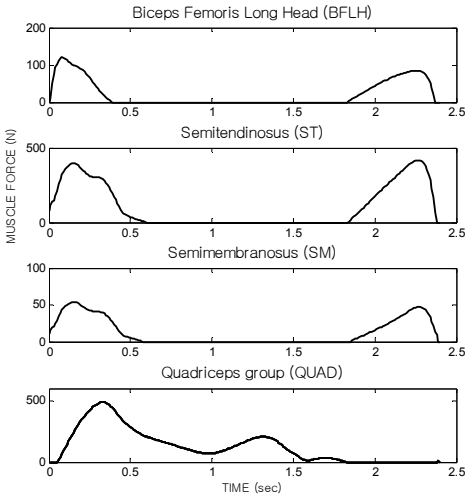


(a)

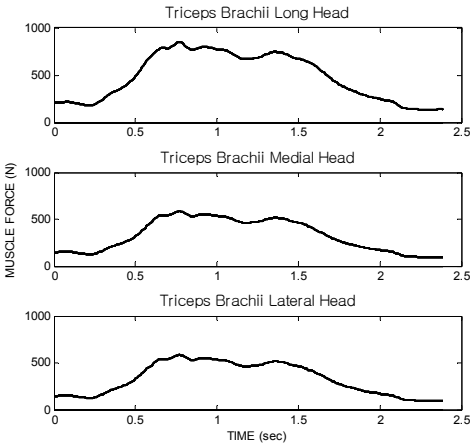


(b)

Fig. 3 (a) Joint angles, joint angular velocities, and joint angular accelerations in hip, knee, ankle joints during walking. (b) Joint moments of shoulder, elbow, and wrist during push-up exercise



(a)



(b)

Fig. 4 (a) Major flexion and extension muscle forces at knee joint during walking. (b) Muscle forces at elbow joint during push-up exercise

이 근력 결과들은 최근의 참고문헌 결과와 비교하여 매우 근접한 결과를 보였으므로 모델의 간접적 검증을 확인할 수 있었다[7]. Fig. 4(b)는 팔굽혀펴기 동작에서 발생한 팔꿈치근육 주위의 근력의 추세를 나타낸다. 주요 폄 근육인 상완삼두근(triceps brachii)의 근력은 상체가 가장 아래로 내려갔을 때 최대근력을 나타내었다. 이는 동일한 자세에서 최대관절모멘트가 발생한 결과를 뒷받침하는 결과이다.

4. 결 론

본 연구에서 제안한 인체 근골격 시스템의 다물체 동역학 모델을 이용하여 보행 및 팔굽혀펴기 동작의 생체 분석 및 평가 기술에서는 관절기구학, 관절모멘트 및 근력을 기준 문헌과 비교하여 매우 비슷하게 예측할 수 있었다 개발된 모델과 생체 분석 및 평가 기술은 인체에 손상을 가하지 않는 비파괴 생체분석 기술이라고 할 수 있고, 다양한 동작 중에 발생하는 인체의 생체역학 연구 및 인간중심 제품개발, 그리고 재활/스포츠 등과 같은 다양한 분야에 활용될 수 있으리라 생각한다.

후 기

본 연구는 문화체육관광부의 스포츠산업기술개발사업에 의거한 국민체육진흥공단의 국민체육진흥기금의 지원을 받아 수행되었음.

참고문헌

[1] E. Y. S. Chao, "Graphic-based musculoskeletal model for biomechanical analyses and animation," *Med. Eng., & Phys*, Vol. 25, pp. 201-212 (2003)

[2] V. M. Zatsiorsky, "Kinetics of Human Movement, Champaign, Human Kinetics," (2002)

[3] L. Ren, R. K. Jones and D. Howard, "Whole body inverse dynamics over a complete gait cycle based only on measured kinematics," *J. Biomech.*, Vol. 41, pp. 2850-2759 (2008)

[4] G. Li, K. R. Kaufman, E. Y. S. Chao and H. E. Rubash, "Prediction of antogonistic muscle forces using inverse dynamic optimization," *J. Biomech. Eng.*, Vol. 121, pp. 306-322 (1999)

[5] OpenSimm, http://www.simtk.org

[6] Y. H. Kim, W .M. Park and P. Phuong, "Determination of in-vivo joint contact forces during walking for different joint center location," 2010 ASME Summer Bioeng. Conf., Naples Florida, USA (2010)

[7] H. J. Kim, J. W. Fernandez, M. Akbarshahi, J. P. Walter, B. J. Fregly and M. G. Pandy, “Evaluation of predicted knee-joint muscle forces during gait using an instrumented knee implant," *J. Orthop. Res.*, Vol. 27, pp. 1326-1331 (2009)

[8] I. Jonkers, A. Spaepen, G. Papaioannou and C. Stewart, "An EMG-based, muscle driven forward simulation of single support phase of gait," *J. Biomech.*, Vol. 35, pp. 609~619 (2002)

[9] Y. Xiang, J. Arora and K. Abdel-Malek, "Physics-based modeling and simulation of human walking: A review of optimization-based and other approaches," *Struct. Multidiscip. Optimi.*, Vol. 42, No. 1, pp. 1-23 (2010)

[10] W. Maurel and D. Thalmann, "A case study on human upper limb modelling for dynamic simulation," *Comput. Meth. Biomech. Biomed. Eng,* Vol. 1, No. 2, pp. 65~82 (1999)

[11] D. A. Winter, "Biomechanics and Motor Control of Human Movemen," Toronto, John Wiely and Sons (1990)

[12] S. L. Delp, F. C. Anderson, A. S. Arnold, P. Loan, A. Habib, C. T. John, E. Guendelman, and D. G. Thelen, "Opensim: open-source software to create and analyze dynamic simulations of movement," *IEEE Trans.-Biomed. Eng.*, Vol. 55, No. 11, pp. 1940~1950 (2007)

[13] C. Hogfors, B. Peterson, G. Sigholm and P. Herberts, "Biomechanical model of the human shoulder joint-II. The shoulder rhythm," *J. Biomech.*, Vol. 24, No. 8, pp. 699-709 (1999)

[14] M. G. Hoy, F. E. Zajac and M. E. Gordon, "A musculoskeletal model of human lower extremity: The effect of muscle, tendon, and moment arm on the moment angle relationship of musculotendon actuators at the hip, knee and ankle," *J. Biomech.*, Vol. 23, No. 2, pp. 157-169 (1998)

[15] W. Herzog and T. R. Leonard, "Validation of optimization models that estimate the forces exerted by synergistic muscles," *J. Biomech.*, Vol. 24, No. 1, pp. 31−39 (1991)

[16] T. M. Kepple, H. J. Sommer, K. L. Siegel, and S. J. Stanhope, "A three-dimensional musculoskeletal database for the lower extremities," *J. Biomech.*, Vol. 31, No. 1, pp. 77−80 (1997)