한국정밀공학회지 제 24 권 제 7 호 (2007 년 7 월)
Journal of the Korean Society for Precision Engineering, Vol. 24, No. 7, July 2007

근골격 모델을 이용한 대퇴절단환자의 계단보행에 대한 동역학 해석

배태수#, 김신기*, 문무성*

Dynamic Analysis of Stair Climbing for the Above-knee Amputee with Musculoskeletal Models

Tae Soo Bae#, Shin Ki Kim* and Mu Seong Mun*

ABSTRACT

It is important to understand the characteristics of amputee gait to develop more advanced prostheses. The aim of this study was quantitatively to analyze the stair climbing task for the above-knee amputee with a prosthesis and to predict muscle forces and joint moments at musculoskeletal joints by dynamic analysis. The three-dimensional musculoskeletal model of lower extremities was constructed by gait analysis and transformation software for one above-knee amputee and ten healthy people. The measured ground reaction forces and kinematical data of each joint by gait analysis were used as input data during inverse dynamic analysis Lastly, dynamic analysis of above-knee amputee during stair climbing were performed using musculoskeletal models. The results showed that summed muscle forces of hip extensor of amputated leg were greater than those of sound leg but the opposite results were revealed at hip abductor and knee flexor of amputated leg. We could also find that the higher moments at hip and knee joint of sound leg were needed to overcome the flexion moment caused by body weight and amputated leg. In conclusion, dynamic analysis using musculoskeletal models may be a useful mean to predict muscle forces and joint moments for specific motion tasks related to rehabilitation therapy.

Key Words : Musculoskeletal model (근골격모델), Stair climb (계단보행), Inverse dynamic analysis (역동역학)

1. 서론

대퇴 절단환자들은 대개 휠체어나 목발과 같은 보조기구들을 사용하기 보다는 기능적으로 보행이 가능한 의지를 착용하고자 하는 경우가 상대적으로 많다. 평지보행인 경우 다양한 수학적인 모델과 보행분석기법 등을 이용하여 기구학적 측면과 운동학적인 측면에서 많은 연구들이 이루어졌으며, 이러한 연구들은 대퇴절단자들을 위한 새로운 의지 및 인공 발 개발에 지대한 영향을 끼쳤다.[1,2] 그러나 평

☞ 접수일: 2007년 3월 2일 게재승인일: 2007년 5월 15일
교신저자: 재활공학연구소, 인체공학팀
E-mail: bmebae@iris.korec.re.kr Tel. (032) 500-0583
* 재활공학연구소

지보행에 대한 연구에 비해 계단보행에 대한 연구는 상대적으로 미약한 실정이다.

보행을 보다 정확하게 파악하기 위해서는 각 보행주기에 따른 근육의 활동을 함께 파악하는 것이 중요하다. 정상인의 경우 일반적으로 계단을 내려갈 경우에는 몸을 내리기 위하여 고관절과 무릎관절의 신전근을 사용해야 한다. 계단을 오르는 과정에서 고관절과 무릎관절은 계속해서 신전이 되어야 하나, 체중에 의해 생성된 굴곡모멘트를 고관절과 무릎관절의 신전근들이 극복할 수 있는 토크를 생성시켜야만 계단을 오를 수가 있다.[3,4]

정상인들과 달리 대다수 대퇴절단환자들은 계단 보행시 안정성을 확보하기 위해 의지를 착용한 다리를 굽히지 않고서 주변 환경의 도움을 받아 계단을 올라간다. 이러한 보행은 대퇴절단 수술로 인해 고관절의 신전근들이 절단됨으로 건측이 유각기에 있는 동안 의지측이 체중에 의해 발생되는 굴곡토크를 극복하지 못하는 상황을 나타내며, 이러한 현상들은 계단을 내려 올 경우에도 동일하게 나타난다. 그러나 의지를 착용한 대퇴절단환자들의 많은 경우가 의지 보행을 통해 계단을 올라갈 경우, 보다 빨리 올라가기 위해 2-3계단식 올라가거나, 빨리 내려오기 위해 의지를 살짝 걸쳐놓은 다음 건측을 사용해 뛰는 형태의 보행을 하게 된다. 이러한 보행은 평지보행과는 달리 절단된 대퇴부위에 비해 건측의 고관절과 무릎관절에 과도한 하중을 가함으로 인해 관절이상이 예상되기도 한다.

따라서 본 연구에서는 절단환자의 계단보행을 보다 정확히 분석하기 위하여 의지보행에 대한 근골격 모델을 만들고, 역동역학을 이용하여 각 관절에 걸리는 관절 토크와 각 근육들의 기여도를 분석, 평가하고자 한다. 또한 정상인의 계단보행을 분석하여 절단환자의 계단 보행 시와의 차이점을 파악해 보고자 한다.

2. 대상 및 방법

2.1 실험대상

본 연구에서는 2명의 대퇴 절단 환자 남성(58,41세, 160, 167cm, 56.5, 65kg)을 대상으로 실험에 임하였다. 대퇴절단환자(우측대퇴절단)는 절단수술 및 재활훈련이 1년 이상 되며 6개월 이상 의지착용 보행을 한 사람을 대상으로 하였으며, 혈관성 질환이 없고, 피부에 문제가 없는 피검자를 대상으로 하였다.

2.2 절단 단단부 근골격 모델링

절단된 대퇴골의 길이를 구하기 위하여 컴퓨터 단층촬영을 실시하였으며, 촬영된 영상을 영상처리 소프트웨어(Vworks ver 4.0, cybermed. inc, USA)를 이용하여 3차원으로 재구성한 후 절단된 대퇴골의 길이를 계산하였다.

또한 자기공명영상을 통하여 절단된 부위 잔존근육의 현재 상태를 확인하였다. 자기공명영상(MRI), 임상의의 자문, 그리고 외과수술의 전형적인 기법들을 고려하여 절단부위의 잔존근육을 재구성하였다(Fig. 1).

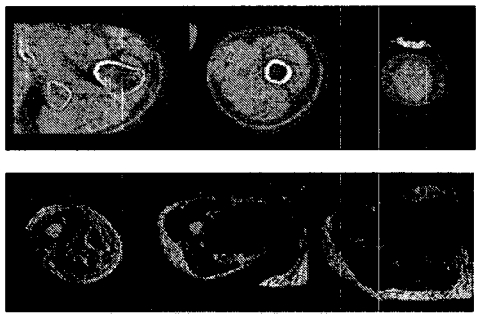
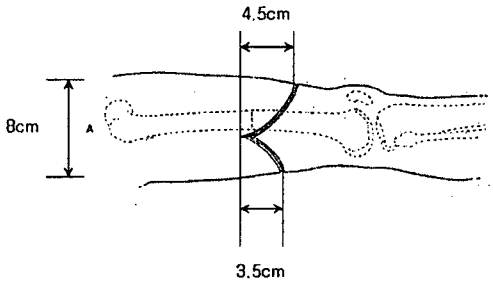
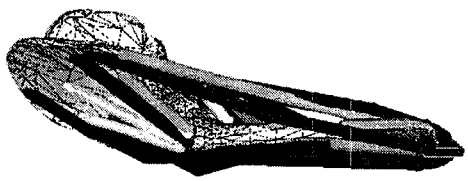


Fig. 1 Computed tomography image (up) and Magnetic Resonance Image (down)



(a) Fish-mouth flap for amputation surgery



(b) Reconstructed musculoskeletal model

Fig. 2 Amputation through middle third of thigh

단단부의 근골격 모델링을 하기 위하여 대퇴골 절단부위를 중심으로 물고기-입 모양의 피부판(fish-mouth flap)을 구성하는 전형적인 수술기법을 적용하여 모델링 하였다. 또한 자기공명 영상과 임상의의 자문을 통해 절단부위를 크게 전후방 내측과 외측으로 나누어서 절단된 근육들의 삽입점을 재정의 하였다(Fig. 2).

2.3 의지 모델링

피검자의 계단보행을 분석하기 위하여 실제 피검자가 착용하고 있는 의지 모델을 모델링 하였다. 의지는 13개의 주요부품과 4개의 관절로 이루어져 있으며 각 부품들은 실제 피검자의 절단 단단부의 크기에 대해 크기조절을 하였다. 또한 기구학적으로 4축 링크의 움직임을 구현하도록 무릎관절의 움직임에 따른 각 관절의 기구학적 함수들을 적용함으로 실제 의지의 움직임을 모델링 하였다(Fig. 3).

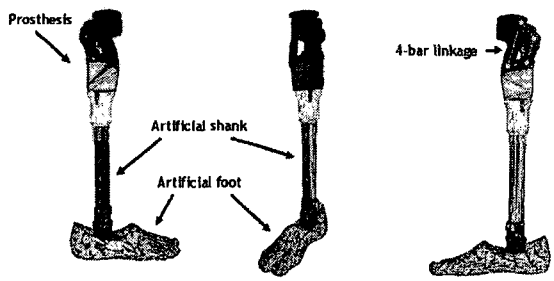


Fig. 3 Prothesis model with 4-bar linkage mechanism

2.4 근육모델

각 근육과 건 단위를 상호 직렬로 연결된 수축성 요소로 보는 수정된 Hill-type model를 이용하여 근육 모델을 설정하였다.[5-7] 각 근육에 걸리는 힘을 측정하기 위해서는 먼저 다음의 5개의 변수들과 3개의 관계그래프가 요구되어진다. 사용된 변수들은 근육의 단면적(PCSA)으로부터 유도된 최대 근력, 근육이 최대의 힘을 나타낼 때의 근육섬유의 길이, 근육과 건사이의 각도인 우모각 (pennation angle), 건의 길이가 늘어나면서 힘이 전달하는 시점의 건 길이 그리고 마지막으로 근육의 최대 수축시 속도이며, 각 근육에 대한 변수값들은 기존 연구 논문을 참고하였다.[8]

또한 수축성 요소에 의해 나타나는 각각의 근력을 평가하기 위하여 근력-근육길이, 근력-속도, 그리고 병렬수동요소의 근력-근육길이 관계곡선을 사용하였다. 이 때 사용하기 전 관계곡선들은 최대근력과 그 때의 근육 섬유 길이로 정규화한 후 참조하게 된다. 근육 및 건 이외의 인대에 대해서는 수동소자로만 작용하고 거시적 운동에 대한 영향을 고려하여서 본 연구에선 제외하였다. 또한 근육의 점탄성을 고려하여 감쇄율(damping ratio)은 0.15로 정하였으며, 상태변수로는 우모각을 포함하여 근육활성화도, 근육섬유 길이, 그리고 근육섬유의 속도를 이용하였다.[9]

2.5 근육모델에 대한 최적화

절단된 부위의 근골격 변수들을 새롭게 정의해 주기 위하여 절단 장애인을 대상으로 하여 근육의 활동기전을 최대로 함을 가정으로 하여 최대근력 운동을 실시하였으며, 실험을 통해 측정된 절단측 고관절의 토크와 건측 고관절의 토크를 절단환자의 경우에 대해 비교하여 절단 부위의 근육들에 대한 동역학 변수들을 재정의 하였다.[10]

2.6 근골격 동역학 해석

본 연구에서는 절단 부위와 의지, 그리고 근육모델을 이용하여 피검자의 하지 근골격 모델을 만들고자 하였다. 근골격 모델을 만들기 위해서는 골격과 근육에 대한 정의를 피검자에게 맞게 재정의하는 것이 선행되어야만 한다. 먼저 골격을 모델링하고 해석하기 위하여 피검자의 신장과 대퇴, 하퇴 그리고 다리에 대한 길이와 몸무게를 측정하고, 기존 연구 결과를 참고하여 동역학 해석시 필요한 각 신체 부위에 대한 동역학 매개변수인 질량과 질량 중심, 그리고 관성모멘트를 계산하였다.[11]

피검자가 착용하고 있는 의지 소켓, 하지 그리고 인공발의 동역학 매개변수들은 설계프로그램(Solidworks 2006, Solidworks Corp. PA, USA)을 이용하여 모델링을 한 다음 동역학 프로그램(ADAMS 2003, MSC, CA, USA)을 이용하여 계산하였다. 그리고 각 관절마다 과도한 움직임을 방지하기 위해 실제 인체 운동반경(Range of Motion)을 참고하여 구속범위를 주었으며, 각 관절에 대해서는 6자유도를 적용하였다(Fig. 4).

본 연구에서는 대퇴관절을 중심으로한 내외전근들과 대퇴 굴곡 신전을 담당하는 근육을 모두 포함시켰으며, 절단된 무릎관절에 대해서는 앞서 정형외과적 봉합술로 재 정의된 근육들을 고려해서

근육을 모델링 하였다. 각 근육들은 Hill-type 함수들로 구성된 지배방정식을 적용하였다.[5,6,12] 또한 근육의 활동기전(activation mechanism)을 적용하기 위하여 일차미분방정식으로 모델링 하였다. 본 연구에서는 임상의와 함께 연구를 수행하기 위하여 수학적인 배경과 더불어 시각적인 측면이 고려된 SIMM (ver 4.01, Musculographics, Inc., USA) 이라는 근골격 프로그램을 통하여 모델링 하였다.[13]

각 피검자의 하지(lower extremity)에 15개의 반사마커(helen hayes marker set)을 부착한 뒤 보행분석을 실시하였으며, 그 후 변환 프로그램(Motion module, Motion analysis Inc., CA, USA)을 이용하여 각 피검자들에 대한 근골격 모델을 얻었다. 계단 보행 동작을 위해 나무로 계단을 만들었으며, 각 층계마다 힘 측정판 (400mmX600mm, Kistler Instrument Corp., NY, USA)을 설치함으로 계단 보행시 지면 반발력을 측정하고자 하였다.[14] 앞서 구한 피검자 각 부위에 대한 동역학 변수들을 각각 입력해 주고, 각 관절에 대한 운동반경을 적절히 수정한 다음 SD/FAST (B2.8, Symbolic dynamics, CA, USA)를 이용하여 운동방정식을 유도하였다. 보행분석을 통해 계산된 각 관절의 기구학적 궤적과 힘측정판에 의해 측정된 지면반발력을 입력값으로 준 다음 Dynamic pipeline (ver 3.0, Musculo -Graphics, Inc., CA, USA).을 이용하여 역동역학 분석을 수행함으로 계단 보행 시 정상인과 절단 장애인의 근골격을 생체역학적 관점에서 분석하고자 하였다.

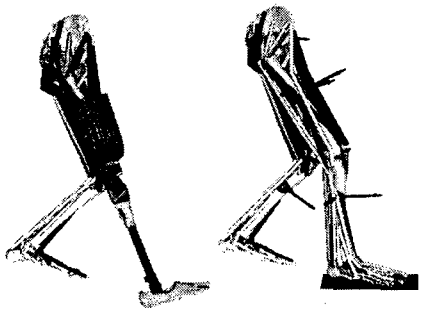


Fig. 4 Musculoskeletal model for amputee(left) and healthy subject(right)

3. 결과

3.1 계단 보행시 신전근의 근력

정상인의 경우 고관절 신전근들의 최대 근력들이 좌우 균형을 이루고 있는데 반해, 대퇴절단 피검자가 계단을 올라갈 경우 의지를 착용하고 있는 고관절의 신전 근력이 건측 고관절의 근력에 비해 최대 3배 정도 더 큰 근력을 나타내고 있음을 알 수 있었고, 정상인의 다리에 비해 대퇴절단 환자의 고관절 신전 근력의 값이 약 25% 정도 더 작게 나타남을 알 수 있었다(Fig. 5). 또한 고관절의 외전근을 살펴보았을 때 절단 부위의 외전근력이 건측의 외전근에 비해 4배 이상 적은 것으로 나타났으며, 건측의 경우 정상인에 비해 약 10% 정도 적게 나타났다(Fig. 6).

계단을 올라갈 때 고관절의 신전근과 더불어 무릎관절의 신전 근력을 계산해 보았다. 정상인의 경우 좌우 무릎신전 근력이 약 11% 정도의 편차를 가지고 있었지만, 절단된 무릎관절의 신전 근력의 경우 건측에 비해 10배의 차이를 나타내었다. 또한 절단환자의 건측 신전 근력이 정상인에 비해 약 8% 정도 더 크게 나타남을 보였다(Fig. 7).

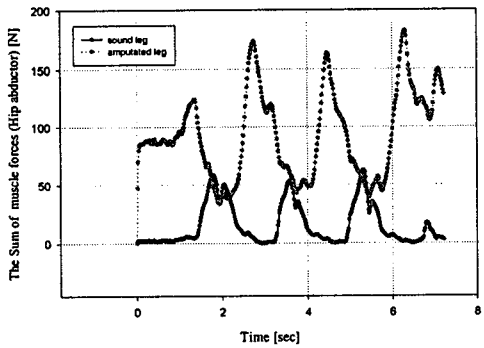


Fig. 5 The summed muscle forces of hip extensors

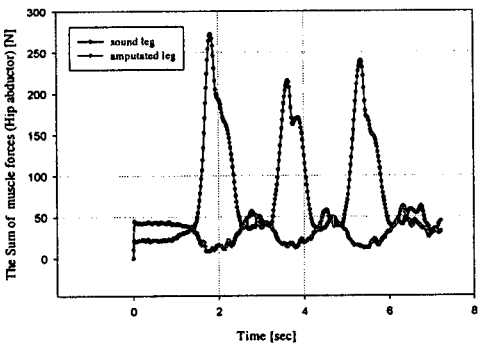


Fig. 6 The summed muscle forces of hip abductors

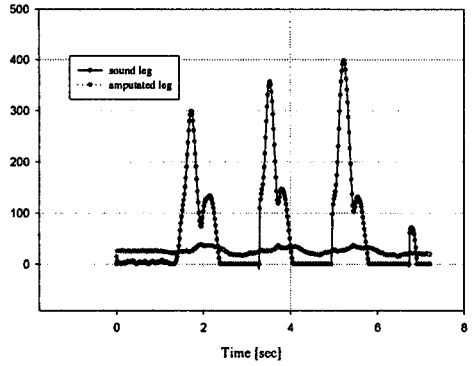


Fig. 7 The sum of muscle forces of knee extensors

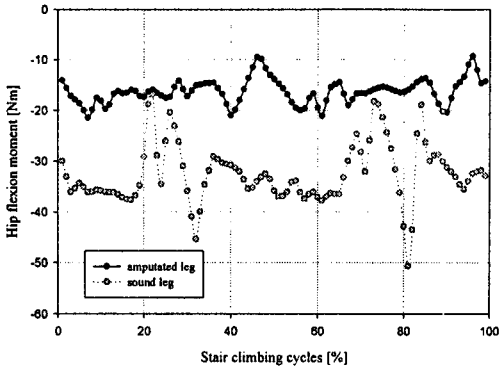


Fig. 8 Flexion moment at hip joint

3.2 계단 보행시 관절 모멘트

또한 계단을 올라갈 때의 체중에 의해 발생되는 굴곡 모멘트를 이기고 올라갈 때 필요한 모멘트를 계산해 보았을 때 절단 고관절에서 모멘트의 값에 비해 건측의 모멘트가 2배 이상 더 크게 나타남을 알 수 있었으며, 이는 절단측보다 건측의 고관절에서의 부하가 상당히 큼을 알 수 있었다(Fig. 8). 또한 무릎관절에서도 마찬가지로 건측이 절단측보다 최대 5배 정도의 큰 모멘트가 발생하는 것으로 나타났다(Fig. 9).

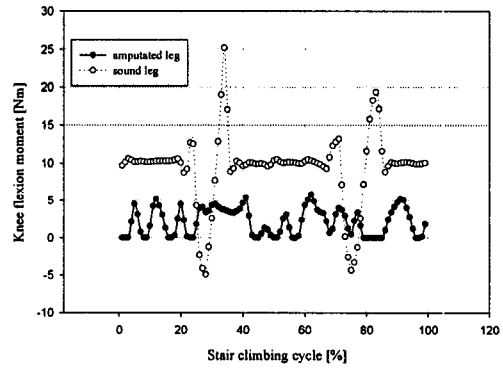


Fig. 9 Flexion moment at knee joint

4. 토의 및 결론

본 연구를 통하여서 절단환자의 계단 보행에 대한 3차원 근골격 모델을 구성하였으며, 실제 보행 분석을 통하여 획득한 기구학적 자료와 운동학적 자료를 이용하여, 역동학 해석을 수행하였으며 그 결과 계단 보행 시 의지절단 환자의 각 관절의 근력과 모멘트를 구해 보았다.

관절의 근력에서는 건측의 신전근보다 절단측의 신전근이 보다 큰 근력을 필요로 하는 것으로 나타났으며, 외전근력은 그와 반대의 결과를 보였는데, 이는 절단수술 후 고관절 외전근이 약화된다는 이전 연구 결과와 일치한 결과를 보여 주었다. 무릎관절의 신전 근력 계산 결과 건측이 절단측에 비해 10배 이상의 큰 근력이 소요되는 것으로 나타났다. 이는 실제 의지를 착용한 환자의 보행습관에서도 관찰되는 현상이며, 절단부위의 부하를 줄이기 위해 건측에 상당한 부하를 줌으로 향후 건측의 관절이상을 초래할 가능성을 나타내는 것이라 할 수 있다.

마지막으로 계단 보행 시 고관절과 무릎관절의 모멘트를 계산해 보았다. 고관절 모멘트에서는 체중에 의한 굴곡모멘트를 극복하기 위하여 건측과 절단측 모두에서 신전모멘트가 발생하지만 절단측에 비해 건측이 2배 이상의 큰 모멘트가 발생하였다.

이는 절단측으로 계단보행이 진행될 경우 절단측에서 체중에 의한 굴곡 모멘트를 극복할 만한 신전 모멘트를 생성시키지 못하고 있는 현상이 나타나 보행 안정성이 확보되지 않음을 알 수 있었다. 무릎관절의 경우 건측에서는 굴곡을 적절히 조절하는 반면에 절단측에서는 전 보행주기에 대해 굴곡이 조절되지 않아 크기면에서 큰 변화가 없었다.

따라서 대퇴절단환자의 계단보행 시 보행 안정성을 확보하기 위해서는 먼저 절단된 단단부의 고관절 신전근의 근력 강화가 필요하며, 또한 의지를 착용하고 계단을 오를 때 체중에 의한 모멘트로 인해 의지가 굴곡되는 것을 방지하고, 건측이 유각기

에서 입각기로 들어설 때 절단측 무릎관절의 신전 모멘트가 조절 가능한 의지 개발이 필요할 것으로 사료된다.

참고문헌

1. Riener, R., Rabuffetti, M. and Frigo, C., "Stair ascent and descent at different inclinations," Gait Posture, Vol. 15, No. 1, pp. 32-44, 2002.
2. Zhang, M., "MRI investigation of musculoskeletal action of transfemoral residual limb inside a prosthetic socket," in Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology-Proceedings, Hong Kong, China: IEEE, 1998.
3. Heller, M. O., Bergmann, G., Deuretzbacher, G., Durselen, L., Pohl, M., Claes, L., Haas, N. P. and Duda, G. N., "Musculo-skeletal loading conditions at the hip during walking and stair climbing," J. Biomech, 34(7), pp. 883-893, 2001.
4. Schmalz, T., Blumentritt, S. and Marx, B., "Biomechanical analysis of stair ambulation in lower limb amputees," Gait Posture, Vol. 25, No. 2 pp. 267-278, 2007.
5. Winters, J. M., "Hill-based muscle models: Asystems engineering perspective," In: Multiple Systems: Biomechanics and Movement Organization, Springer-Verlag, pp. 69-93, 1990.
6. Yamaguchi, G. T., Sawa, A. G. U., Moran, D. W., Fessler, M. J. and Winters, J. M., "A survey of human musculotendon actuator parameters," In Winters, Multiple Muscle Systems, Biomechanics and Movement Organization. Springer, New York, pp. 717-773, 1990.
7. Hoy, M. G., Zajac, F. E. and Gordon, M. E., "A musculoskeletal model of the 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. Biomechanics, 23(2), pp. 157-169, 1990.
8. Wickiewicz, T. L., Roy, R. R. and Powell, P. L., "Muscle architecture of the human lower limb," Clinical Orthopedics and Related Research, 179, pp. 275-283, 1983.
9. Wickiewicz, T. L., Roy, R. R., Powell, P. L., Perrin, J. J. and Edgerton, V. R., "Muscle architecture and force-velocity relationships in humans," J. Applied Physiology. Respiratory, Environmental and Exercise Physiology, Vol. 57, Issue 2, pp. 435-443, 1984.
10. Bae, T. S., Kang, S. J., Choi, K. J., Kim, S. K., Ryu, J. W., Jin, M. R. and Mun, M. S., "The validation of musculoskeletal model during isokinetic exercise at knee joint: An experimental and simulation study," J. Korean Orthopaedic. Research Society, Vol. 6, No. 2, pp. 186-195, 2003.
11. Winters, D. A., "Anthropometry," In: David A. Winter, Biomechanics and Motor Control of Human Movement, John Wiley & Sons, pp. 51-74, 1990.
12. Schutte, L. M., Hayden, S. W. and Gage, J. R., "Lengths of hamstrings and psoas muscles during crouch gait: effects of femoral anteversion," J. Orthop. Res. 15(4), pp. 615-621, 1997.
13. Delp, S. L. and Loan, J. P., "A computer-graphics software system to develop and analyze models of musculoskeletal structures," Computers in Biology and Medicine, Vol. 25, No. 1, pp. 21-34, 1995.
14. Bae, T. S., Choi, K. W., Hong, D. H. and Mun, M. S., "Dynamic analysis of above-knee amputee gait," Clinical Biomechanics, Vol. 22, No. 5, pp. 557-566, 2007.