

근골격계 환자의 평가와 치료에 있어서 컴퓨터 시뮬레이션의 적용

신상훈* · 남동현

상지대학교 보건과학대학 한방의료공학과* · 상지대학교 한의과대학 진단학교실

Abstract

The Role of Computer Simulation in Assessment and Treatment

Sang-Hoon Shin*, Tong-Hyun Nam

*Depart. of Oriental Biomedical Engineering, Sangji University**

Depart. of Diagnostics, College of Oriental Medicine, Sangji University

Received for publication December 16, 2009; accepted December 28, 2009

The primary market of acupuncture treatment is concentrated on disorders of the musculoskeletal system. This study researches the clinical use of the musculoskeletal system evaluation with a computer simulation. Two fields are examined - patient evaluation and patient treatment. In the field of evaluation, the simulation is used to evaluate the prognosis of medical treatment. In the field of treatment, the simulation is used to decide the most suitable way to perform surgery using the quantitative evaluation about various cases of surgical results.

Key Words:

Musculoskeletal Model, Computer Aided Analysis, Muscle Force, SIMM

* 교신저자 : 신상훈 / 소속: 상지대학교 보건과학대학 한방의료공학과
TEL : 033-738-7611 / E-mail : shshin@sangji.ac.kr

I. 서론

2007년 한방 질병소분류별 급여현황을 보면 근골격계 질환이 큰 비중을 차지하고 있다. 지급건수로 보면 1위는 요통(26%), 2위는 견비통(15%), 3위는 염좌(9%)였으며, 진료일수(요통 26%, 견비통 14%, 염좌 8%)와, 총진료비(요통 26%, 견비통 15%, 염좌 9%)에서도 비슷한 결과를 보이고 있다. 침구치료는 서구사회에 한의학의 우수성을 알린 중요한 치료수단으로서, 미국의 NIH에서 막대한 예산을 들여 연구를 진행하고 있는 중요한 분야이다. 전통적인 침구치료는 내과영역을 포함하여 광범위하게 사용되었으나, 현재는 근골격계 질환에 많은 비중을 두고 있는 실정이다. 침구치료의 효과가 국제적으로 인정받고 있는 반면, 침구 치료효과의 평가는 의사와 환자의 주관적인 감각에 의존하고 있는 실정이다. 환자의 주관적인 감각은 동일한 치료효과에 대하여 시간에 따라 다른 평가를 내리게 되므로, 결국에는 치료효과에 부정적인 영향을 미치게 된다. 그러므로 침구치료의 효과를 정량적으로 평가할 수 있는 도구를 개발하는 것이 매우 필요한 실정이다.

본 연구는 현재의 침구치료 시장이 근골격계 질환에 집중되어 있음에 착안하여, 생체역학 분야에서 사용되는 컴퓨터를 이용한 근골격계의 해석 방법에 대하여 논의하였다. 근골격계 환자의 진단 및 치료분야에서 컴퓨터 시뮬레이션의 활용사례에 대하여 조사하였다.

II. 본론

뇌로부터 전달된 운동신호는 근육에서 힘을 발생시키며, 근육에서 발생되는 힘은 관절에 대하여 모우멘트를 발생시켜 관절을 원하는 방향으로 회전시켜 원하는 움직임을 만들어낸다.

그림1은 운동기능 이상에 기여하는 여러 가지 요인을 나타낸다¹. 근육과 건은 힘을 발생시켜 관절주위로 모우멘트를 발생시킨다. 근육과 건의 이상은 힘의 생성에 직접적인 영향을 미친다. 근육이나 건의 과도한 수축으로 인하여 힘의 발생이 제한되는 경우에는 건을 연장(tendon lengthening)시키거나² 건의 부착위치를 이동(tendon transfer)시키며³, 관절염이 심한 환자의 경우에는 골절제술(osteotomy)⁴을 통하여 관절의 기능을 회복시키기도 한다. 복합적인 관절기능의 이상인 경우에는 보조장구(orthotics)를 이용하여 운동기능의 이상을

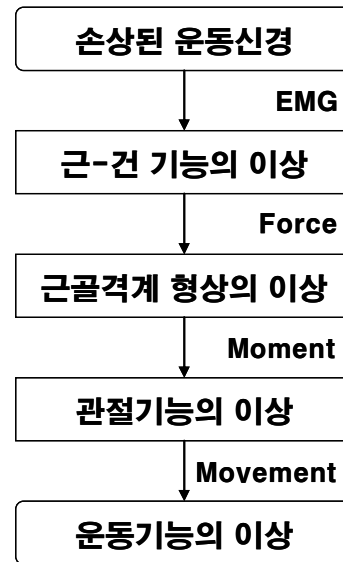


Figure 1. Many factors contribute to movement abnormalities

보상한다. 근골격계의 형태학적 이상은 CT검사를 통하여, 관절기능의 이상은 보행분석(gait analysis)이나 이학적 검사를 통하여 알 수 있으나, 관절운동의 핵심이 되는 근육의 이상은 피부의 표면에 존재하는 일부의 근육을 제외하고는 직접적인 측정이 불가능하다. 또한 건연장술, 건이행술, 골절제술과 같은 수술적인 요법에 있어서 수술의 성공은 의사의 개인적인 경험에 많이 의존하는 실정이다.

컴퓨터를 이용한 근골격계의 특성해석은 위에서 발생된 문제점을 해결하는 대안으로 부각되고 있다. 근골격계 모델을 해석하면 근골격계에 존재하는 모든 근육에 대하여 길이변화와 근육에서 발생하는 힘을 계산할 수 있다. 또한 가상적인 수술결과에 따른 각 근육의 기능 및 관절의 움직임은 예측할 수 있으므로, 다양한 최적의 수술방법을 결정할 수 있다⁵.

컴퓨터를 이용한 근골격계 특성 해석은 크게 평가와 치료의 두 방면으로 적용되고 있으며, 자세한 내용은 다음과 같다.

1. 평가분야의 적용

뇌성마비 환자들은 종종 유각기말(terminal swing phase)과 입각기(stance phase) 동안에 과도한 슬관절 굴곡상태에서 보행하는 경향이 있다. 이러한 보행을 웅크림보행(crouch gait)이라고 하며, 이것은 햄스트링근(hamstring m.)의 단축 또는 경직 때문이라고 알려져 왔으며, 햄스트링근의 건연장 수술이 주로 행해져 왔으나 결과가 항상 좋은 것은 아니었다. Arnold6는 SIMM7을 이용하여 햄스트링근의 길이와 속도로 햄스트링근 연장수술의 예후를 예측하는 척도를 개발하였다. 햄스트링근의 건연장 수술을 받을 152명의 환자를 대상으로 수

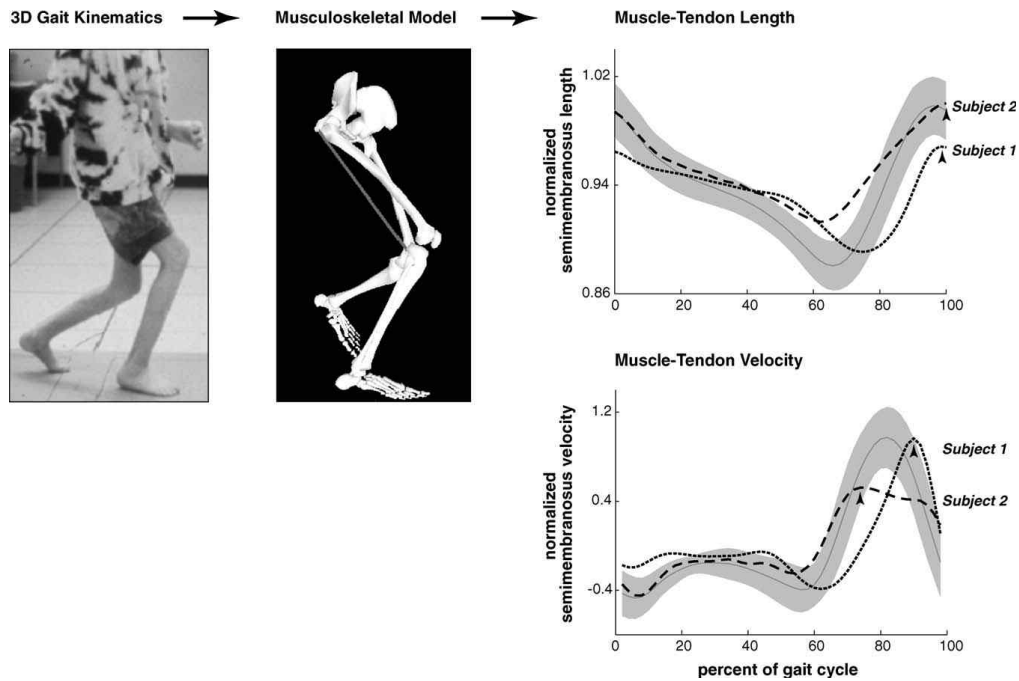


Figure 2. Analysis of crouch gait (Arnold4)

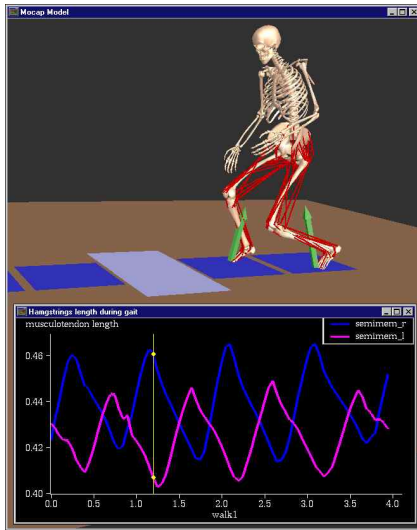


Figure 3. Simulation of musculotendon length

술 전과 수술 후의 두 경우에 대하여 컴퓨터 분석을 실시하였다. 분석에 사용된 모델은 골격의 변형 상태까지 반영된 모델을 적용하였다. 그림3은 SIMM으로 시뮬레이션한 결과이다.

그림4는 평가에 사용된 분석절차를 나타낸다. 분석절차는 데이터측정과 컴퓨터 시뮬레이션의 두 단계로 이루어진다. 데이터 측정단계에서는 측정된 피험자정보(운동, 힘)를 역운동학 해석 알고리즘에 적용하여 관절에 작용하는 힘을 계산한다.

1) 데이터 측정

역동역학 해석을 위해서는 피험자의 운동정보와 피험자가 지면으로부터 받는 힘에 관한 정보가 필요하다.

피험자의 운동을 측정하기 위해서는 그림5와 같은 표식과 모션캡처 카메라가 필요하다.

피험자의 운동을 측정하기 위해서는 인체의 주요부위(segment)에 표식을 부착해야 한다. 일반적으로 사용되는 것으로는 Cleveland Clinic Marker

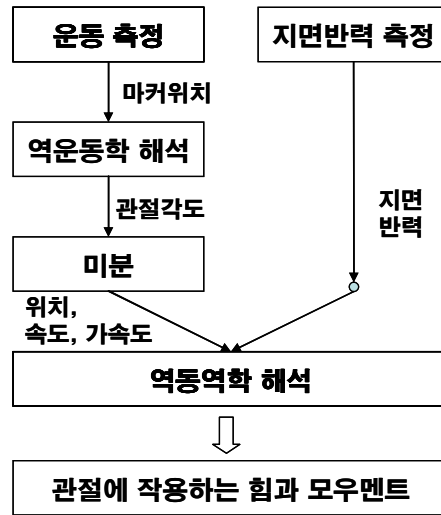


Figure 4. Simulation process

Set과 Helen Hayes Marker Set이 있다. 그림6은 Helen Hayes Marker Set을 나타낸다.

그림7은 동작분석에 사용되는 카메라의 갯수 및 배치를 나타낸다. 카메라의 개수는 많을수록 좋겠지만, 카메라의 가격이 고가이므로 측정대상의 움직임을 고려하여 최적의 숫자를 정하는 것이 바람직하다. 일반적으로 최소 4대 이상의 카메라가 필요하다.

인체의 각분절에서 측정된 운동상태 변수(위치, 속도, 가속도)는 각 관절의 운동상태 변수(각도, 각속도, 각가속도)로 변환되어야 한다. 즉 측정된 표식(marker)의 공간좌표(X_i^{exp})로부터 각 관절의 조인트좌표($X_i(q)$)로의 변환이 이루어져야 한다. 이러한 변환은 역운동학(inverse kinematics)을 통하여 이루어지며, 계산과정은 식[1]과 같다.

$$\min \left[\sum_{i \in markers} w_i \| X_i^{exp} - X_i(q) \|^2 \right] \quad [1]$$

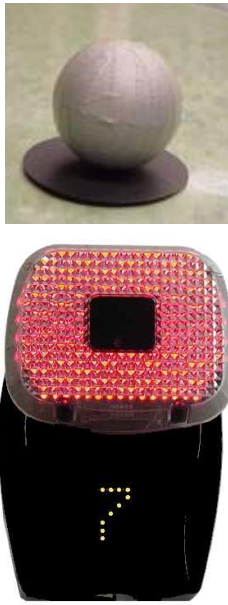


Figure 5. Reflective marker and Motion capture camera

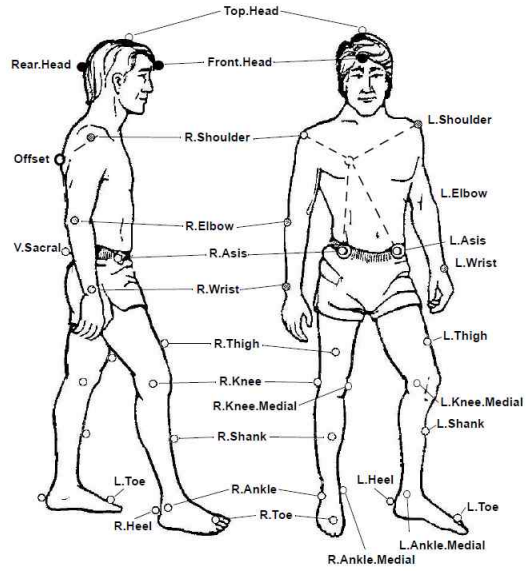


Figure 6. Helen Hayes Marker Set

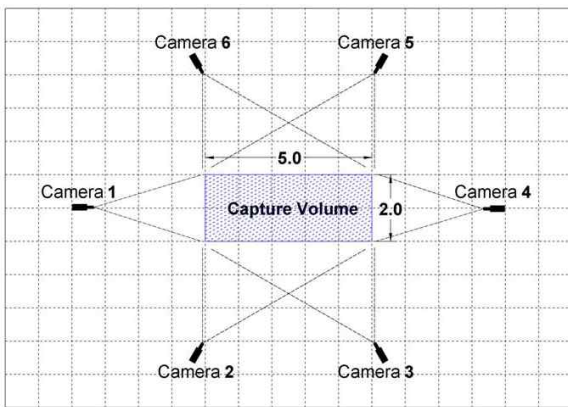


Figure 7. Typical 6 camera setup

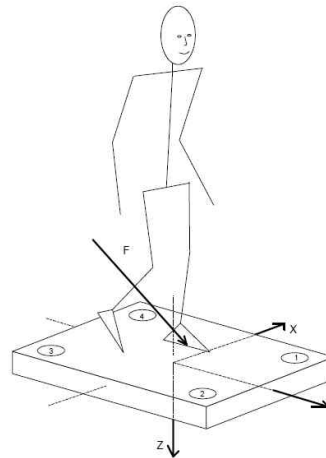


Figure 8. Force plate

역운동학으로부터 계산되어진 각도를 미분함으로써 각속도를 구하며, 각속도를 미분함으로써 각가속도를 구할 수 있다.

뉴턴의 제3법칙에 의하면, 모든 작용력(applied force)에는 크기가 같고 방향이 반대인 반작용력

(reaction force)이 존재하게 된다. 인체의 보행에 있어서도 지면으로부터의 지면반력(ground reaction force)이 존재하게 된다. 그림8은 지면반력을 측정하는 도구이다. 지면반력기를 이용하여 힘, 압력중심의 좌표, 그리고 수직축에 대한 모우멘트를 구할 수 있다.

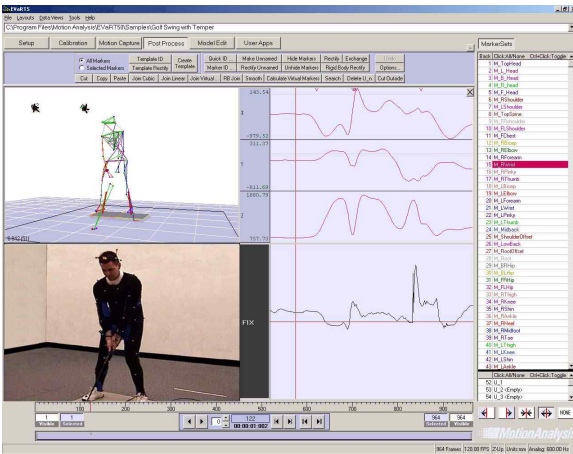


Figure 9. Recorded data with motion capture system⁸

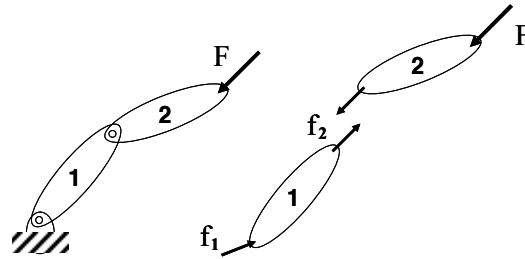


Figure 10. multibody system

그림9는 피험자의 운동과 지면반력을 동시에 측정 한 결과이다.

2) 역동역학 해석

역동역학(inverse dynamics)은 측정된 데이터를 이용하여 구한 각 관절의 운동 상태변수인 각도, 각속도, 각가속도와 지면반력을 이용하여 각 관절에 작용하는 힘과 모우멘트를 계산하는 과정이다. 그림 10과 같은 두개의 물체로 구성된 관절시스템을 이용하여 역동역학의 구조를 이해해 보기로 한다.

해석의 편의를 위하여 각 관절에는 모우멘트가 존재하지 않는다고 가정하자. 지면반력 F가 존재하는 관절시스템에서 각각의 물체가 받는 힘은 그림10의 오른쪽과 같다. 뉴턴의 제2법칙을 적용하면 각 관절에 작용하는 힘은 다음과 같다.

$$f_2 = m_2 a_2 - F \quad [2]$$

$$f_1 = m_1 a_1 - f_2 \quad [3]$$

식[2]에 의하면 관절 2에 작용하는 힘 f_2 를 계산하기 위해서는 지면반력(F), 물체2의 질량(m_2)과

물체2의 가속도(a_2)를 알아야 한다. 식[3]에 의하면 관절 1에 작용하는 힘 f_1 을 계산하기 위해서는 식[2]로부터 계산된 f_2 , 물체1의 질량(m_1)과 물체 1의 가속도(a_1)를 알아야 한다. 그러므로 관절에 작용하는 힘은 물체의 운동상태 변수와 지면반력을 이용하여 인체의 말단으로부터 인체의 중심을 향하여 계산되어 진다.

2. 치료분야의 적용

건이행술(tendon transfer)은 척추손상으로 저하된 손과 손목의 기능을 증가시키기 위하여 행해지는 수술요법이다. 손가락으로 물건을 안정적으로 집기 위해서는 손가락의 굴곡뿐 아니라 손목의 신장도 중요하다. 손목의 신장운동 능력을 증대시키기 위하여 척추수근신근(ECU)을 단요추수근신근(ECRB)쪽으로 이동하는 수술을 전통적으로 시행하고 있으나, 수술의 효과에 관한 정량적인 결과는 없었다. Herrmann¹⁰은 SIMM을 이용하여 시뮬레이션을 통하여 ECU를 ECRB쪽으로 이동시키는 건이행술을 실시할 경우 손목의 신장기능의 개선

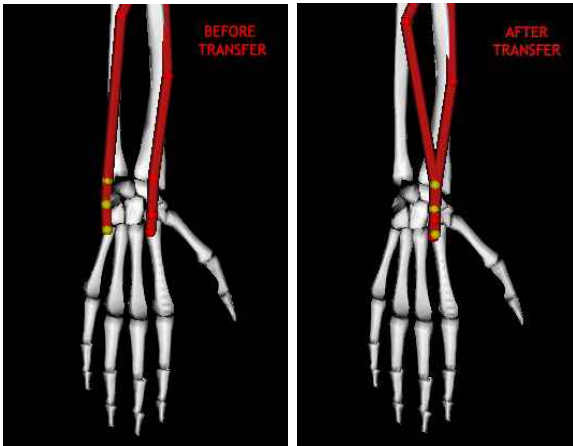


Figure 11. Simulation and Analysis of a Tendon Transfer Surgery⁹

효과에 관하여 연구하였다.

수술의 효과를 정량적으로 평가할 수 있는 도구는 매우 부족한 실정이다. 일반적으로 외과의사는 수개인적인 경험과 정성적인 정보에 의지하여 수술방법을 결정하는 실정이다. 그러나 위의 경우처럼 컴퓨터 시뮬레이션을 이용하면, 다양한 경우에 대한 결과를 예측할 수 있으며 결론적으로 최적의 수술방향을 결정할 수 있다.

위의 경우에 대한 일반적인 해석절차는 그림12와 같다.

즉 인체 각 분절(segment)의 질량과 골격의 길이 및 관절의 위치를 입력한 다음, 근육의 특성 및 기시점과 종시점의 위치를 입력한다. 각 관절의 운동상태 변수를 이용하여 건과 근육에서 발생하는 힘을 계산한다. 일반적으로 사용되는 근-건 모델은 그림13과 같다. 근육의 특성을 결정짓기 위하여 4개의 특성곡선과 5개의 변수를 필요로 한다. 그림13의 4개의 특성곡선은 근육과 건의 기계적인 특성을 나타내며, 근육의 능동적인 힘-변형 관계,

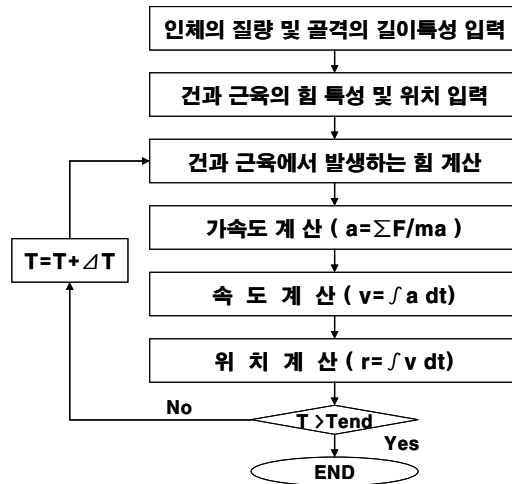


Figure 12. Simulation process

근육의 수동적인 힘-변형 관계, 근육의 힘-속도 관계, 건의 힘-변형 관계를 나타낸다. 근육과 건의 특성을 결정짓는 5개 변수는, 최대 등척성 근력 (F_o^M), 최적 근섬유 길이 (l_o^M), 근섬유와 건의 사잇각(α), 건이 저항력을 생성하기 직전의 길이 (l_s^T), 근육의 최대 수축속도(V_{MAX}^M)이다. 참고로 SIMM의 Full-Body Model은 86개의 자유도와 117개의 관절, 344개의 근육으로 구성되어 있다.

뉴턴의 제2법칙에 따라, 인체의 각 분절(segment)의 가속도는 식[4]와 같이 계산되어진다.

$$a = \frac{\Sigma F}{ma} \quad [4]$$

각 분절의 속도는 가속도의 적분으로부터 구해지고, 위치는 속도를 적분하여 구하게 된다.

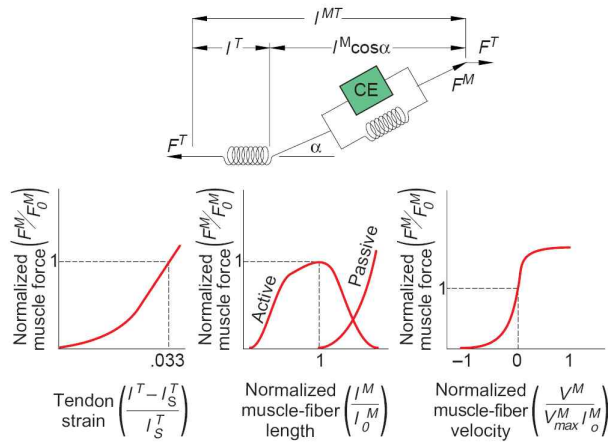


Figure 13. Muscle-tendon model¹¹

III. 결론

본 연구에서는 컴퓨터 시뮬레이션을 이용한 근골격계의 역학적 해석이 진단 및 치료에 적용되는 사례에 대하여 살펴보았다. 임상에서 근골격계 시뮬레이션을 이용하면 다음과 같은 이점이 있다.

1. 임상에서는 잘 측정할 수 없는 생체역학적 변수에 관한 시간적인 정보를 얻을 수 있다. 이러한 변수들에는 근육의 길이변화, 근육의 힘, 관절의 각속도, 각가속도 등이 있다. 예를 들면 피부의 표면에 존재하는 근육의 힘은 근전도를 이용하여 측정할 수 있으나, 인체 내부의 깊은 곳에 존재하는 근육에서 발생하는 힘은 알 수가 없다. 시뮬레이션은 인체내부의 모든 근육에 관하여 다양한 정보를 얻을 수 있다.
2. 임상적인 치료에 있어서는 의사의 경험이 매우 중요하다. 그러므로 경험해보지 못한 치료의 효과를 예측하기가 매우 어렵다. 그러나 시뮬레이션을 이용하면 예측가능한 여러 경우에 대한 결과를 즉각적으로 알 수 있으므로, 가상적인

경험을 통하여 최적의 치료방향을 결정할 수 있다.

3. 시뮬레이션의 장점은 복잡한 실험장비를 이용하지 않고도 인체에 영향을 미치는 다양한 인자들 사이의 관계를 입체적으로 파악할 수 있다는 것이다. 예를 들면 특정부분의 근육이상이 인체의 운동에 미치는 영향을 파악할 수 있으며, 역으로 특정한 동작이 관심부분의 근육에 미치는 영향도 파악할 수 있다.

시뮬레이션을 활용하면 다양한 잇점들이 있다. 그러나 시뮬레이션을 이용한 근골격계의 해석에는 다음과 같은 문제점들이 있다.

1. 근골격계의 형상이 개인마다 다르므로, 개인의 상황에 따른 형상변화가 충분히 고려되어야 한다. 일반적으로는 기존의 프로그램에서 제공되는 인체모델을 사용하는 경우가 많은데, 그 모델은 서양인의 표준형상을 기준으로 하기 때문에 지역, 남녀, 나이, 질병에 따른 차이를 반드시 고려해야 한다.

2. 근육에서 발생하는 힘을 계산하기 위해서 제공되는 근육모델도 생리적인 상태를 기준으로 하고 있다. 그러므로 근육의 특수한 병리적 상태를 반영하는 모델의 개발도 절실히 필요하다. 기존 모델에서 가장 문제점은, 신경계의 작용에 따른 인체의 피드백효과를 고려할 수 없다는 것이다.

본 연구에서는 생체역학 분야에서 사용되는 근골격계 시뮬레이션의 활용에 대하여 살펴보았다. 지금의 한방의료에서는 적용되고 있지는 않지만, 침치료 시장이 근골격계 질환에 강점을 보이고 있는 지금의 현실을 반영해볼 때 우리도 관심을 기울여야 할 의료기술이라고 생각되어진다.

참 고 문 헌

1. Arnold AS and Delp SL. The role of musculoskeletal models in patient assessment and treatment. In *Treatment of Gait Problems in Cerebral Palsy*. Cambridge Press, 2004, pp.163-177.
2. Delp SL and Zajac FE. Force- and moment-generating capacity of lower-limb muscles before and after tendon lengthening. *Clinical Orthopaedics and Related Research*. 1992; 284: 247-259.
3. Asakawa DS, Blemker SS, Gold GE, and Delp SL. In vivo motion of the rectus femoris muscle after tendon transfer surgery. *Journal of Biomechanics*, 2002; 35: 1029-1037.
4. Delp SL, Bleck EE, Zajac, FE, Bollini G. Biomechanical analysis of the Chiari pelvic osteotomy: preserving hip abductor strength. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 1990; 254: 189-198.
5. Delp SL and Loan, JP. A computational framework for simulation and analysis of human and animal movement, *IEEE Computing in Science and Engineering*, 2000; 2(5): 46-55.
6. Arnold AS, Liu MQ, Schwartz MH, Ounpuu S, Delp SL. The role of estimating muscle-tendon lengths and velocities of the hamstrings in the evaluation and treatment of crouch gait. *Gait and Posture*, 2006; 23: 273-281.
7. SIMM (Software for Interactive Musculoskeletal modeling), MusculoGraphics, Inc, USA.
8. EVaRT 5.0 User Manual, MusculoGraphics, Inc, USA
9. Delp SL, Murray W, Hamner S. Simulation and Analysis of a Tendon Transfer Surgery, *OpenSim Tutorial #2*, Stanford University.
10. Herrmann A, Delp SL. Moment arms and force-generating capacity of the extensor carpi ulnaris after transfer to the extensor carpi radialis brevis. *Journal of Hand Surgery*, 1999; 24A: 1083-1090.
11. Zajac FE. Muscle and Tendon: Properties, Models, Scaling, and Application to Biomechanics and Motor Control, *CRC Crit. Revs. Biomed. Eng.*, 1989; 17(14): 359 - 411.