

AnyBody Modeling System을 이용한 근골격 인체 모델 시뮬레이션

글 _ 정문기 _ AnyBody Technology A/S _ mj@anybodytech.com

1. 서론

컴퓨터 이용 공학(Computer Aided Engineering, CAE)은 학문적 목적에서 출발하여, 1980년대에서 1990년대 초기 사이에 산업적 목적으로 전파되어 현재까지 사용되고 있다. 오늘날 시뮬레이션은 제품 설계에 관련된 수 많은 중요한 의사 결정 과정에 영향을 끼치는데, 때로는 본질적으로 노이즈와 통계학적 불확정성을 내포하고 있는 실험적 방법을 보완하는 용도로의 가치를 인정받기도 한다.

현재 제품 개발 해석 프로세스에서 널리 사용되고 있는 다물체동역학(Multi Body Dynamics, MBD), 유한요소방법(Finite Element Method, FEM) 및 컴퓨터 유체역학(Computational Fluid Dynamics, CFD) 기반 해석 방법에 덧붙여서, 다물체동역학 기반 인체 모델 해석 방법에 대한 관심과 수요가 증가하고 있다.

본 기고문에서는, 컴퓨터 이용 다물체동역학 기반의 근골격 인체 모델 해석 소프트웨어인 AnyBody Modeling System(AMS)에 대해 소개하고, 이를 이용한 인체 관련 해석 사례 및 기타 다양한 분야에 대한 활용 가능성에 대해 소개하고자 한다.

2. 기술적 배경

근골격 인체 모델링 방법은 상대적으로 새로운 기술의 범주로 간주될 수 있고 이에 학문적 연구 분야

에서 산업적 용도로의 전이가 이루어지고 있다. 인체 모델을 골격과 근육으로 구성된 일종의 기계시스템으로 가정할 경우, 동역학 해석 방법의 큰 두 분류로 간주되는 정동역학 방법(Forward Dynamics)과 역동역학 방법(Inverse Dynamics)에 대한 간략한 소개가 필요하다.

2.1 정동역학(Forward Dynamics) 해석 방법

정동역학 해석 방법 기반의 인체 시뮬레이션은, 근육을 활성화 시켜 힘을 생성하고, 이 힘들로 인해 인체의 동작을 시뮬레이션 하는 방법이다. 이 방법은 사용자가 해석하기를 원하는 동작을 가능케 하는 근육 힘을 미리 알아내어야 하는 단점이 있고, 인체와 같이 복잡한 시스템에 적용하게 되면 시간에 따른 가속도 장 적분 과정 때문에 역동역학 방법에 비해 부담을 준다. 보통 정동역학 해석 방법으로 근골격 해석을 하는 경우 최적 제어 문제(optimum control problem)으로 귀결되는데, 대상 동작(제약 조건)을 생성해 내도록 하는 근육 활성화도 값(변인)들을 변화시키면서 특정 생리학 적 기준(목적함수)을 최적화 시키는 해를 찾는 방법이다. 이러한 최적 제어 문제는 해당 문제의 차원에 비례하여 복잡도가 급격하게 증가되는데, 인체 모델의 경우 근육과 골격 세그먼트의 개수에 따라 복잡도는 기하급수적으로 증가되게 된다.

2.2 역동역학(Inverse Dynamics) 해석 방법

역동역학 해석 방법의 경우, 인체의 동작 데이터 및 외부 작용력이 해석을 위한 입력 정보가 되고 이를 통해 내부력 값들을 결정하는 것이 목적이다. 여기서 내부력이란 관절 반발력 및 반발 모멘트 등을 주로 지칭한다. 사람과 달리 기존의 로봇에 대해 역동역학을 수행할 경우 선형 평형 방정식을 통해서 대부분 매우 원활하게 해를 구할 수 있다. 하지만 사람에 포함된 개별 근육력을 계산해야 할 경우, 근육의 개수가 인체 관절의 자유도 보다 훨씬 큼으로 인해 이 문제는 유일해가 존재하지 않는 문제가 된다. 동일한 관절 모멘트를 생성해 낼 수 있는 무한대의 근육력 조합의 경우에서, 인체의 중추신경계(Central Nervous System, CNS)는 하나의 해를 선택하여 근육력을 발생시킨다. 따라서 기존의 근골격 시뮬레이션 관련 연구자들은, 이러한 무수히 많은 가능 해의 조합 중에서, 인체가 어떠한 목적함수를 최적화 시키는 근육력의 조합을 선택할 것이라고 가정하고 많은 연구를 진행하였다. 따라서 이 문제는 최적화 문제로 귀결되게 된다.

3. AnyBody Modeling System 소개

AnyBody Modeling System(AMS)은 앞서 언급한 역동역학 기반의 근골격 모델 해석 소프트웨어이다. 인체 모델의 근육력, 근육활성도, 관절반발력 등 인체 내부의 값을 계산하는 것을 기반으로, 제품 개발 및 최적화에 활용 가능한 근골격 모델링 패키지이다. 활용 분야는 의로기기, 자동차, 항공우주, 군수산업, 인간공학 및 소비자제품까지 매우 다양한 분야에 적용 가능하다.

3.1 AnyBody Modeling System - Solver

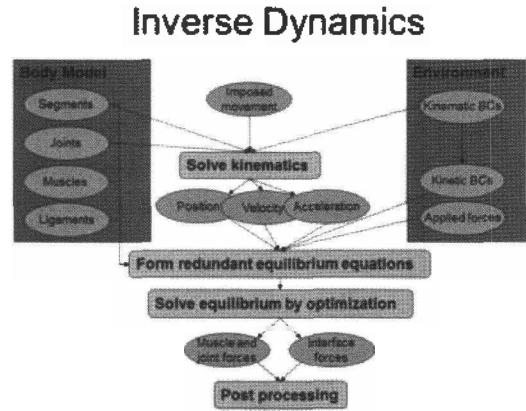


그림 1. 역동역학 기반 Solver 개요

AnyBody Modeling System의 solver는 기본적으로 역동역학 방법을 기반으로 하고 있다. 근골격을 포함하는 인체 모델, 인체와 상호작용을 가지는 외부 환경, 그리고 해당 객체들의 동작 정보가 해석을 수행하기 위한 입력 정보로 사용된다. 이를 토대로 각 객체의 변위, 속도, 가속도가 계산되고 동시에 최적화 방법을 통해 근육력을 계산해 낸다. 모델에 포함된 모든 정보는 출력값으로 확인할 수 있다.

3.2 AnyBody Modeling System - GUI

AnyBody Modeling System의 그래픽 유저 인터페이스는 크게 텍스트 기반의 모델 입력창, 모델 뷰,

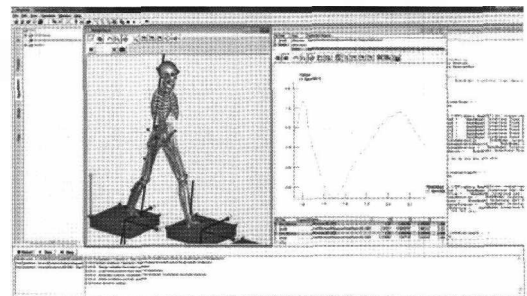


그림 2. Graphical User Interface

그래프를 포함하는 차트, 그리고 사용자가 소프트웨어 수행할 수 있는 명령들을 포함하고 있는 오퍼레이션 등으로 구성되어 있다.

3.3 AnyBody Model Repository - Body

사용자가 해석이 필요할 때 마다 새로운 인체모델을 만드는 일은 매우 복잡하고 상당한 시간을 요하게 된다. 따라서 다양한 목적에 대응할 수 있고 더불어 검증 과정도 수행할 수 있는 인체모델 라이브러리의 필요성이 대두된다.

AnyBody Model Repository는 인체 전신에 연관된 1000여개 이상의 근육을 포함하고 있다. 예를 들어 양 팔과 양 어깨 부분에 대략 230여개, 개별 척추 부분을 포함한 흉부에 대략 300여개, 엉덩이를 포함한 하지 부분에 대략 330여개의 근육을 포함하고 있다.

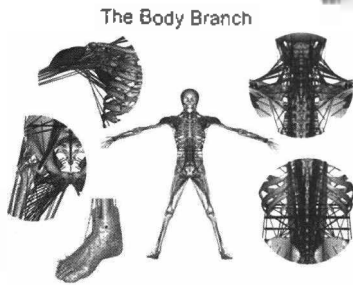


그림 3. 인체 모델 Body 라이브러리

인체 모델을 구성하는 각 세그먼트는 강체(rigid body)로 구성되어 있고 그에 해당하는 질량 관성 정보를 포함하고 있다. 각 관절은 마찰력이 없는 이상적인 조인트 구속 조건으로 각 세그먼트간의 연결 관계를 정의하고 있다. 엉덩이 관절이나 무릎 관절은 볼-소켓 조인트나 힌지 조인트와 같이 일반적인 조인트로 구성되어 있고, 이외에 복잡한 구속조건을 표현하기 위한 기능도 제공하고 있다. 근육은 각각 기시부

(origin)와 정지부(insertion)을 갖고 있고 혹은 경유점(via-point)를 가지고 있으면서 서로 다른 세그먼트를 연결하면서 힘을 생성하는 역할을 한다.

3.4 AnyBody Model Repository - Applications

AnyBody Model Repository의 Body 부분은 순수한 인체 모델에 관련된 정보만을 포함한다. 실제로 해석 소프트웨어 사용자가 인체와 연관된 제품의 해석 혹은 특정 목적에 맞는 어플리케이션을 수행할 경우, 인체 모델 이외에 인체 모델과 같이 연결되고 해석되어야 할 주변 환경 부분에 대한 모델링 작업이 추가적으로 필요하다.

따라서 AnyBody Model Repository에는 Body 부분 이외에도 이러한 주변 환경 모델링에 대한 라이브러리가 존재한다. 이러한 기존 모델 라이브러리를 사용하여 해석 소프트웨어 사용자는 자신의 목적에 맞는 새로운 어플리케이션 개발을 용이하게 할 수 있다.

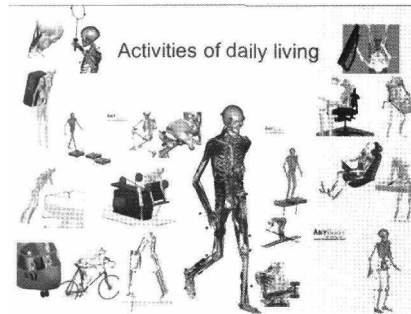


그림 4. Application 라이브러리

4. 적용 사례(Applications)

AnyBody Modeling System은 인체와 제품이 연결되는 많은 분야. 예를 들어 의료기기, 자동차, 항공, 인간공학, 소비자 제품 해석 등 다양한 분야에 적용 가능하다.



그림 5. 다양한 스키 자세에 대한 고찰

4.1 스포츠 분야(Sports science)

Rasmussen[1] 등은 스포츠 분야의 경기력 향상을 위해서, 근골격 시뮬레이션을 통해 운동 기술 개선 방안을 제안하는 것을 시도하였다.

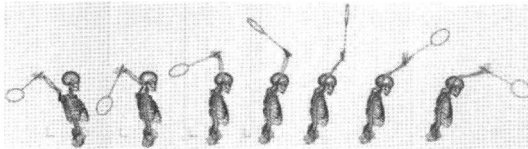


그림 6. 배드민턴 스트로크 동작 분석

Kwan[2] 등은 모션 캡처를 통한 배드민턴 스트로크 동작 및 배드민턴 라켓의 동적 거동 분석을 통해서, 라켓 설계와 선수의 경기력 간의 상관관계를 보다 잘 이해하고자 하였다.

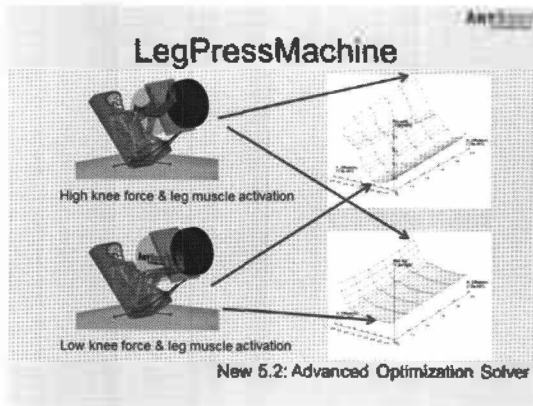


그림 7. Leg Press Machine의 파라미터 스터디

또한 단순히 인체의 동작 뿐만 아니라, 인체와 운동 기구의 통합 모델을 생성하여, 운동 기구 설계 파라미터 변경에 따른 인체 효과의 변화를 예측해 볼 수도 있다.

4.2 자동차 분야(Automotive engineering)

자동차 관련 연구에도 인체 모델이 기여할 수 있는 부분이 많다. 먼저, 승하차 동작시 인체 관절에 걸리는 토크 및 반발력, 그리고 하지 부분 근육 활성화 등이 신차 개발 과정에서 활용될 수 있는 정보이다.



그림 8. 자동차 승하차 동작 시뮬레이션

실제 사례로, 독일의 자동차 제조 업체인 BMW는 모션 캡처 장비를 이용하여 신차 개발 과정에서 AMS를 이용한 근골격 해석을 수행하고 있다[3].

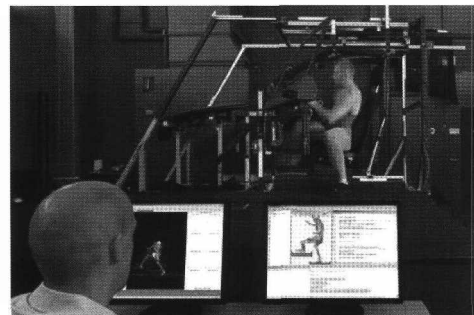


그림 9. BMW의 승하차 동작 실험 해석

Impingement and dislocation risk

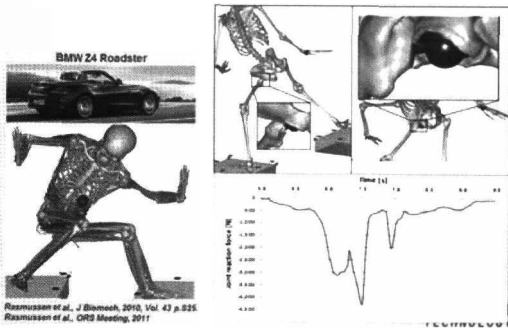


그림 10. 인공 고관절 간섭 및 탈구 해석

Rasmussen[4]등은 인공 고관절 치환술 환자가 자동차 승하차 동작을 수행할 경우, 인공 고관절의 상호 간섭 및 탈구가 일어나는 현상을 모션 캡처 데이터를 통해 시뮬레이션으로 파악하고자 한 사례가 있다.

4.3 의료 기기 분야(Medical devices)

Putzer[5]등은, 인공 고관절 치환술 환자의 CT데이터와 근육력을 고려한 경계 조건의 적용을 통해서, 인공 고관절과 대퇴부에 대한 유한요소 해석을 실시하여 환자 맞춤형 모델을 이용한 해석 사례의 가능성을 제시하였다.

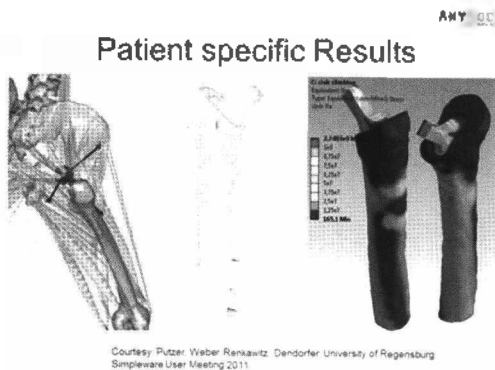


그림 11. 환자 맞춤형 인공 고관절 FEM해석

5. 검증 사례(Validation)

AnyBody Modeling System내에서 실행 가능한 AnyBody Model Repository에 대해서, 많은 연구자들이 이 모델에 대한 검증 과정을 거쳐 왔다. 검증 방법에는 여러 가지가 있는데, in-vivo로 인체 내부에 힘 측정 장비를 삽입 후 관절 반발력을 측정 하여 측정된 데이터와 시뮬레이션 결과를 비교하는 직접적 방법, EMG등으로 근육 활성도를 측정하는 간접적 방법 등이 있다.

5.1 EMG 방법: 턱관절 주변 근육 활성도

하악골 신장술은 턱관절 주변 근육들의 협응성과 하중 분포에 변화를 가져 오게 된다. Zee[6] 등은 하악골 근골격 모델을 통해 하악골 주변 근육의 근육 활성도를 예측하고 이를 EMG와 비교하는 방법을 통해 모델 검증을 시도하였다.

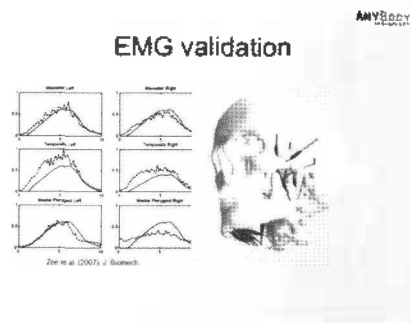


그림 12. 하악골 근육 활성도와 EMG 비교

5.2 In-vivo: 척추 디스크 압력 비교

Rasmussen[7]은 다양한 동작 에서 척추 L4/L5 사이의 디스크 압력을 실험으로 측정한 기존 연구 결과를 토대로, AnyBody Modeling System상에서 해당 동작들을 재현해 내어 L4/L5 관절 반발력을 계산해 내고, 이 실험 데이터와 시뮬레이션 데이터 사이의 경향성 비교를 통해 모델 검증을 시도하였다.

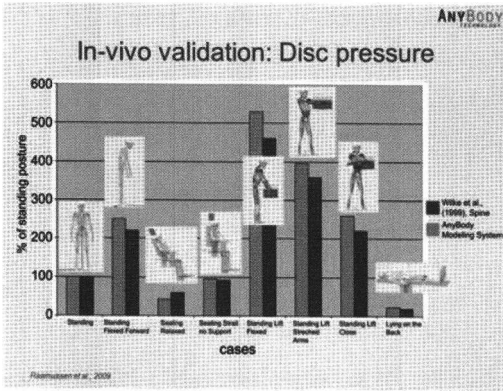


그림 13. 척추 디스크 반발력 비교 검증

5.3 In-vivo: 고관절 반발력 비교

Thielen[8]등은, 계단을 오르는 동작에 대해서, 힘 측정 장치가 부착된 인공 고관절을 착용한 상태에서 측정된 엉덩이 고관절 반발력과, AnyBody Modeling System에서 예측한 고관절 반발력을 비교하는 방법으로 검증을 시도하였다.

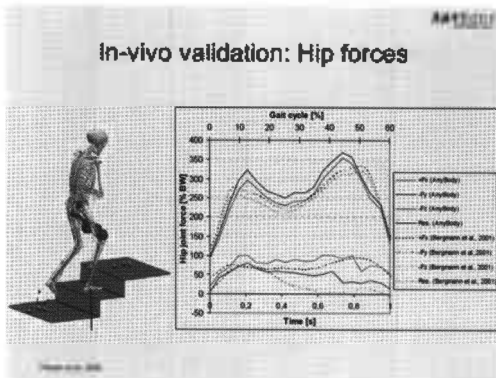


그림 14. 고관절 반발력 비교 검증

6. 유용한 기능(Useful facilities)

AnyBody Modeling System은 단순히 동역학 기반의 근골격 해석 기능에 국한되지 않고, 보다 다양한 사용자의 요구에 대응하는 여러가지 유용한 기능들을 포함하고 있다.

6.1 Parameter study of design variables

제품의 특징을 결정하는 다양한 설계 변수들이 인체에 미치는 영향을 평가하고 최적의 설계 변수를 도출하기 위해서는, 해당 설계 변수들에 대한 파라미터 스터디를 수행하는 것이 매우 유용하다. 다음 그림은 자동차 페달 설계에 관련된 여러 가지 설계 변수들 중 페달과 시트간의 거리 및 페달의 스프링 상수를 독립변인으로 하여, 이러한 설계 변수들을 변경 시키면서 인체가 페달을 밟는 동작을 시뮬레이션 할 때 최대 근육 활성도가 어떻게 변하는지를 나타낸다. 이와 같은 방법을 통해서, 제품 설계자들은 사용자를 위한 최적 설계 변수를 도출해 낼 수 있다.

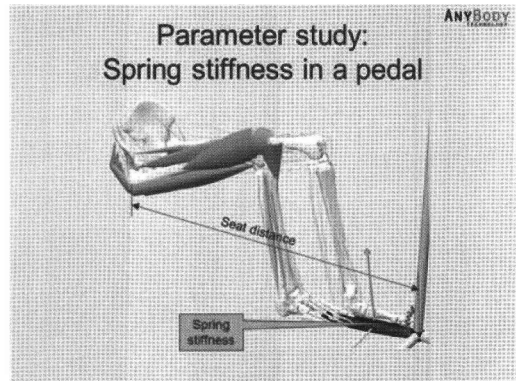


그림 15. 페달 설계 파라미터 정의

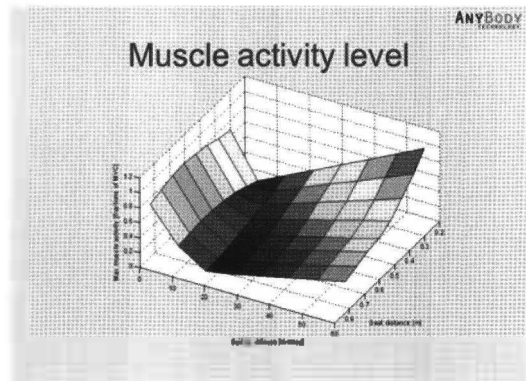


그림 16. 페달 설계 파라미터 변경 스터디

6.2 Interface to FEA software (Ansys, Abaqus)

제품의 내구성 해석을 위해서는 일반적으로 다물체 동역학 해석 결과를 토대로 하중 경계 조건을 추출하여 유한요소해석의 입력 값으로 사용하게 된다. 만약 인체와 연결된 제품의 유한요소해석이 필요하다면, 근육력이 고려된 경계 조건 추출이 보다 정확한 해석 결과를 위해 필수적인 조건이 된다. AnyBody Modeling System에서는, 해석 후 도출된 동적 하중 결과를 Ansys나 Abaqus와 같은 유한요소해석 소프트웨어의 입력 정보로 변환해 주는 인터페이스가 제공되기 때문에 더욱 정확한 해석을 가능하게 해 준다.

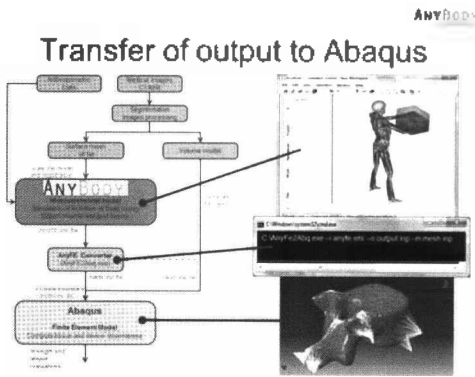


그림 17. AMS-Abaqus간의 인터페이스 흐름도

6.3 Patient-specific scaling method

근골격 인체 모델의 동역학적 해석에서 보다 정확한 해석 결과를 도출해 내기 위해서는, 환자의 고유 데이터를 이용하여 인체 모델을 스케일링해서 사용하는 것이 바람직하다. 이를 통해 실제 환자에 맞는 근육 부착점을 스케일링을 통해서 구할 수 있고 이는 좀 더 정확한 근육힘을 계산해 내는데 도움이 된다. AnyBody Modeling System에서는 해부학적 특징점과 실제 환자의 뼈 형상 데이터를 이용하여 서로 다른 3가지의 환자 맞춤형 스케일링 기능을 제공하는데, 가장 최신 버전에서는 이 3가지 기능을 서로 결합하여 사용할 수 있다.

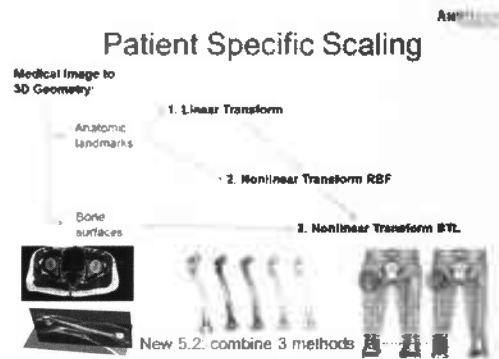


그림 19. 환자 맞춤형 스케일링 방법 개요

Dynamic physiological boundary conditions for Abacus

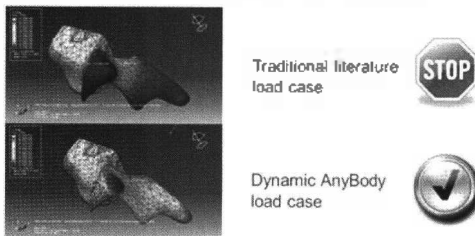


그림 18. 동적 하중 조건을 통한 유한요소해석

3D Calculation

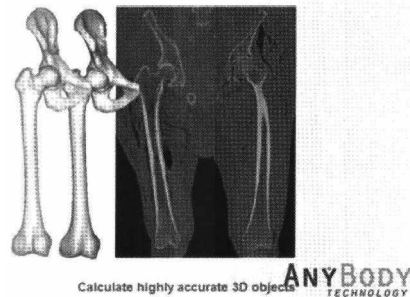


그림 20. 환자 골격 정보 데이터 추출

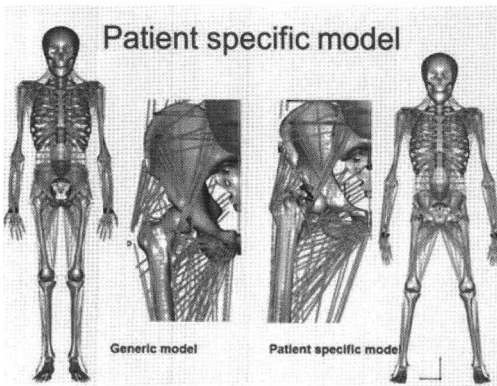


그림 21. 환자 맞춤형 인체 모델 스케일링

6.4 Force-Dependent Kinematics (FDK)

인체 모델을 정의하는데 있어서 보다 빠른 역동역학 해석을 위해 많은 인체 관절들이 볼-소켓 혹은 힌지 조인트 같이 이상적인 조인트로 구성되어 있다. 하지만 인공 무릎 및 엉덩이 관절과 같은 인공 보철물들의 경우, 실제 이러한 부분들의 기구학적 거동은 주변부와 상호 작용하는 접촉력 및 근육력에 의해 좌우된다. 그리고 이러한 인공 보철물의 수명을 결정하는 것은 바로 주변부와 상호 작용에 결정되는 접촉력이기 때문에, 이러한 상호작용력을 정확히 예측하는 것이 인공 보철물 설계에 있어서 매우 중요하다.

AnyBody Modeling System에서는 이렇게 접촉력이 매우 중요하다고 판단되어지는, 인공 보철물간의 상호관계로 정의되는 소위 'non-conforming joint'에 대한 해석이 가능하다. 이 기능을 Force-Dependent Kinematics(FDK)라고 부르는데, 속도와 가속도가 거의 0에 수렴하는 특정 자유도에 대해서, 해당 자유도의 변화가 힘에 의해 결정되도록 하는 기능이다. 앞서 설명한 대로 AnyBody Modeling System은 역동역학 기반의 해석 소프트웨어이지만, FDK기능으로 인해 부분적으로 정동역학적 기능을 포함하게 된다.

Andersen[9]은 이러한 FDK기능을 바탕으로, TKA(Total Knee Arthroplasty)를 모델링하고 이를 인

체 모델에 삽입하여 근육력 및 TKA 부품 간의 접촉력을 예측하였다.

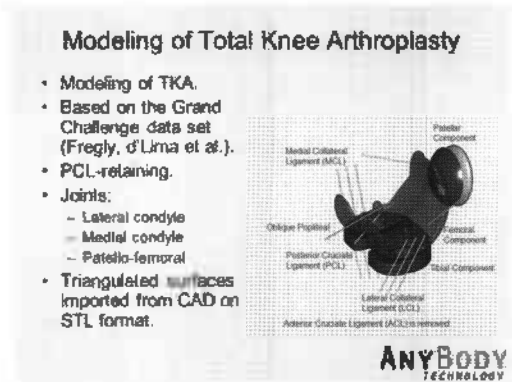


그림 22. Total Knee Arthroplasty 모델링

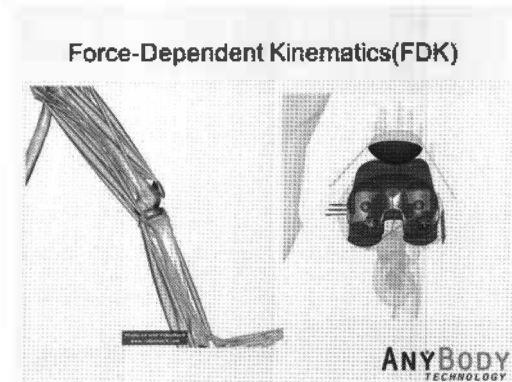


그림 23. FDK를 이용한 접촉력 시뮬레이션

7. 결론

AnyBody Modeling System은 부분적으로 검증이 진행중이고 계속 새롭게 개선되는 인체 모델을 포함하는 상용 근골격 인체모델 해석 소프트웨어이다. 기존의 근골격 소프트웨어들과 다르게, 인체와 상호 작용을 가지는, 일종의 기계시스템으로 간주될 수 있는 모든 주변 환경을 인체 모델과 같이 결합하여 해석할 수 있다. 그 분야는 스포츠, 의료가기, 인간공학, 자동차산업, 항공산업등 매우 다양하다.

인체 모델을 개발하는 과정은 그 자체로 매우 도전적인 일이다. 필요한 데이터를 획득하는 과정, 데이터 적용의 어려움, 다양한 분포를 가지는 인체 데이터의 반영, 환자 특정 데이터 반영 등 여러가지 어려움이 존재한다. 또한 이러한 인체 모델을 검증하는 과정도 많은 경험을 요구한다. 인체 모델을 검증하는 과정은 모델에 대한 경험과 동시에 해석 소프트웨어의 개선을 요구하기 때문이다.

근골격 해석 시뮬레이션은 앞서 언급한것 처럼 매우 다양한 응용 분야를 가지고 있으면서, 동시에 컴퓨터 이용 해석(CAE)분야의 매우 도전적인 분야이다. 근골격 해석 시뮬레이션 소프트웨어 및 인체 모델이 더욱 성숙된 수준에 이르고 많은 사용자들의 경험이 누적되어 점점 더 신뢰성 있는 결과를 가져 올 수 있다면, 앞으로 근골격 시뮬레이션은 다양한 분야에 적용 가능한 컴퓨터 이용 시뮬레이션 분야의 또 다른 메인 스트림으로 자리매김할 수 있을 것이다[10].

참고문헌

1. J. Rasmussen, L. J. Holmberg, K. Sørensen, M. Kwan, M. S. Andersen, M. de Zee, 'Performance optimization by musculoskeletal simulation', *Movement & Sport Sciences*, Vol. 75, pp.73-83, 2012
2. M. Kwan, J. Rasmussen, 'Linking badminton racket design and performance through motion capture', *Computer Aided Medical Engineering*, Vol. 2, No. 1, pp. 13-18, 2011
3. Innovation Days - Connected Drive 2011, BMW press release, BMW GROUP Press Club Global, <http://www.press.bmwgroup.com>, 10/2011
4. J. Rasmussen, R. Bichler, S. Thørlholm, T. Renkawitz, R. Wirix-Speetjens, 'Subject-specific Musculoskeletal Simulation of Hip Dislocation Risk in Activities of Daily Living', *Transactions of the 57th annual meeting of the Orthopaedic Research Society*, Orthopaedic Research Society, 2011
5. M. Putzer, T. Weber, S. Dendorfer, 'Design studies on hip prosthesis using patient specific data', 2011 Simpleware Users Meeting, Bristol, 2011
6. M. de Zee, M. Dalstra, P. M. Cattaneo, J. Rasmussen, P. Svensson, B. Melsen, 'Validation of a musculo-skeletal model of the mandible and its application to mandibular distraction osteogenesis', *Journal of Biomechanics*, Vol. 40, pp.1192-1201.
7. J. Rasmussen, M. de Zee, S. Carbes, 'Validation of a biomechanical model of the lumbar spine', *Proceedings of the International Society of Biomechanics 2009 Congress XXII*, Cape Town, South Africa, 2009
8. T. Thielen, S. Maas, A. Zöfel, D. Waldmann, J. Kelm, 'Entwicklung einer H3ftinterimsprothese (Spacer) mittels FE-Analyse unter Berücksichtigung der Muskel- und Gelenkkräfte aus Any-Body', *ANSYS Conference & 27th CADFEM Users Meeting*, 2009
9. M. S. Andersen, J. Rasmussen, 'Total knee replacement musculoskeletal model using a novel simulation method for non-conforming joints', *Proceedings of the International Society of Biomechanics Conference*, 2011
10. J. Rasmussen, 'Challenges in human body mechanics simulation', 2011 Symposium on Human Body Dynamics, *Procedia IUTAM*, Vol. 2, pp.176-185, 2011