

인류 보행의 진화: 컴퓨터 시뮬레이션 연구

엄광문[#], 하세 카즈노리^{*}

Evolution of Human Locomotion: A Computer Simulation Study

Gwang Moon EOM[#], Kazunori HASE^{*}

ABSTRACT

This research was designed to investigate biomechanical aspects of the evolution based on the hypothesis of dynamic cooperative interactions between the locomotion pattern and the body shape in the evolution of human bipedal walking. The musculoskeletal model used in the computer simulation consisted of 12 rigid segments and 26 muscles. The nervous system was represented by 18 rhythmic pattern generators. The genetic algorithm was employed based on the natural selection theory to represent the evolutionary mechanism. Evolutionary strategy was assumed to minimize the cost function that is weighted sum of the energy consumption, the muscular fatigue and the load on the skeletal system. The simulation results showed that repeated manipulations of the genetic algorithm resulted in the change of body shape and locomotion pattern from those of chimpanzee to those of human. It was suggested that improving locomotive efficiency and the load on the musculoskeletal system are feasible factors driving the evolution of the human body shape and the bipedal locomotion pattern. The hypothetical evolution method employed in this study can be a new powerful tool for investigation of the evolution process.

Key Words : bipedal walking (2족보행), evolution(진화), locomotion pattern(보행패턴), body shape (체형), neuromusculoskeletal model (신경근육골격 모델)

1. 서론

인간의 2족보행과 직립자세는 다른 동물에서는 찾아볼 수 없는 고유한 것이다. 유전학 및 생체역학적 연구로부터 인류진화의 프로세스가 많이 연구되었으나, 유인원으로부터 현대인에 이르는 이동 방식과 체형의 변화과정을 정확하게 재현하지는 못하고 있다.

근래에 들어, 이러한 문제의 해석에 컴퓨터를 이용하여는 인공 생명(artificial life) 즉, 진화의 과정

을 컴퓨터 시뮬레이션을 통해 해명하고자 하는 연구가 시도되고 있다.^{1-3,23} 그러나, 이러한 연구에서 대상이 되었던 것은 주로 추상적인 하등동물¹⁴ 이었다. 본 연구에서는 인체의 신경-근육-골격을 통합하는 총체적인 모델을 바탕으로 하여 인류의 2족보행에 대한 진화과정을 재현하고자 한다.

동물의 체형의 진화요인으로서 이동방식에 대한 적응을 생각할 수 있다. 예를 들어, 조류는 날기에 적합한 체형을, 어류는 수영에 적합한 체형을 가지고 있으며, 인류는 2족보행에 적합한 체

☞ 접수일: 2003년 10월 13일; 게재승인일: 2004년 2월 20일
교신저자, 건국대학교 의과대학 의학공학부
Email: gmeom@kku.ac.kr, Tel. 043-852-9890
* 일본 나고야대학교 기계공학과

형을 가지고 있다. 한편, 동물은 정해진 체형에 가장 적합한 이동방식을 택하고 있다. 따라서, 본 논문에서는 진화의 과정이 체형과 이동방식의 상호작용⁴에 의한 것이라고 가정하고, 이를 바탕으로 하는 진화알고리즘을 구현하였다. 이러한 진화알고리즘과 인체의 모델을 바탕으로 한 컴퓨터 시뮬레이션에 의해, 초기인류의 체형과 이동방식으로부터 현대인의 체형과 이동방식이 자율적으로 생성될 수 있음을 보이고자 한다.

본 논문에서는 우선, 인류보행의 시뮬레이션이 가능한 인체의 신경-근육-골격계의 모델에 대하여 서술한 후, 진화의 알고리즘과 진화의 목표가 되는 평가함수에 대하여 서술한다. 마지막으로, 이러한 모델과 진화알고리즘을 사용하여, 체형과 이동방식의 진화를 시뮬레이션 한 결과를 보이고 이에 대한 고찰을 시도한다.

2. 신경-근육-골격 시스템 모델

Taga^{5-6,20}는 인간의 2 축보행이 신경진동자와 골격계의 상호작용에 의해 자율적으로 이루어질 수 있음을 보였다. 본 논문에서는 이러한 개념에 기초하여, 신경-근육-골격을 통합한 모델을 작성하였다. 근육-골격계는 26 개의 근육과 12 개의 강체로 구성하였고, 신경계는 상위신경계(18 개의 신경진동자)와 하위신경계 및 피드백 경로로 구성하였다.

2.1 근육-골격계 모델

일반적으로, 모델이 복잡해질수록 미분 방정식의 차수가 높아져서 시뮬레이션 시간이 길어지고 결정해야 할 파라미터의 개수가 기하급수적으로 증가하며, 그로 인한 정확도의 개선은 유의하지 않은 경우가 많다²¹. 또한, 정확한 파라미터값을 동정하는 것이 불가능한 경우도 많아 부정확한 파라미터값에 의해 오히려 모델의 성능이 악화되는 경우도 있다²¹. 따라서, 목적에 맞는 중요한 운동을 대변할 수 있는 가장 단순한 모델을 선택하는 것이 바람직하다. 본 논문의 목적은 신경근골격계 모델과 진화적 알고리즘으로 진화시뮬레이션이 가능하며, 체형과 이동방식의 상호작용에 의해 진화가 가능하다는 것을 보이고자 하는 것이므로, 보행에 중요한 영향을 끼친다고 판단되는 근육 및 골격계 세그먼트를 모두 포함하도록 하고, 나머지는 생략했다. 또한, 근육 모델도 중요한 속성만을 포함하

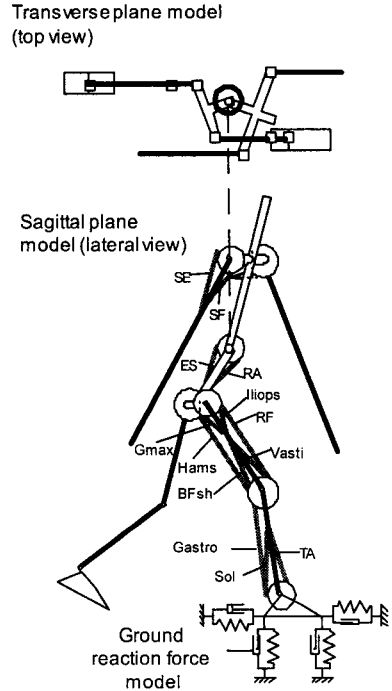


Fig. 1 Musculo-skeletal model structure

SE: shoulder extensor, SF: shoulder flexor, ES: erector spinae, RA: rectus abdominis, Iliops: iliopsoas (psoas major + psoas minor + ilicus), RF: rectus femoris, Vasti: vastus muscle group (vastus lateralis, vastus medialis, vastus intermedius), Gmax: gluteus maximus, Hams: hamstrings (biceps femoris long head + semitendinous + semimembraneous), BFsh: biceps femoris short head, Gastro: gastrocnemius, Sol: soleus, TA: tibialis anterior

도록 단순화하였다.

인체의 골격을 Fig. 1 과 같은 3 차원 강체모델로 표현하였다. 시상면(sagittal plane)에서의 자유도를 가지는 링크(link)는 8 개의 사지(좌우의 족부, 하퇴, 대퇴, 상지)와 2 개의 체간링크(요부, 흉부)로서 총 10 개의 강체(rigid link)로 표현하였다. 수평면(transverse plane)에서의 자유도를 가지는 링크는 요부, 흉부의 2 개이다. 따라서, 골격은 총 12 자유도의 강체로 표현되며, 여기에 2 방향 (진행방향과 수직방향)의 병진 자유도가 추가되어 14 자유도의 골격모델로 표현되었다.

지면과 족부가 접촉할 때 발생하는 지면반발력 (GRF: ground reaction force)은 비선형 탄성체(spring)와 선형점성요소(damper)에 의해 표현하였으며^{5,18-19,24}, GRF는 각 족부의 2 점 즉, 발꿈치(heel)와 중족(MP: metatarso-phalangeal)점에 작용하도록 하였다. 각 관절의 관절가동역(ROM: range of motion)은 연부조직에 의한 비선형 점탄성 요소가 작용하여 수동적 모멘트를 발생하는 것으로 모델화²⁵⁻²⁶ 하였다.

골격계의 운동방정식의 계산은, Walker⁷ 등이 제안한 운동방정식의 산출법을 기초로 하여, 본 연구의 대상인 인체와 같이 분기구조를 가지며 고정점이 없는 경우에도 적용되도록 확장⁸ 하여 부록 A와 같이 도출하였다.

전신의 근육 중 보행에 큰 역할을 하는 26 개만을 모델에 포함하였다. 관절중심에 대한 근육의 모멘트팔(moment arm)은 관절각도에 관계없이 일정한 것으로 간단화하였다. Hatze⁹를 참고하여 근육의 수축력이 길이 및 속도에 의존하는 특성을 포함하였다. 또한, 각 근육의 역학적 특성에 따라 에너지 소비량을 산출할 수 있도록 하였다. 각 근육의 질량과 모멘트팔 및 골격계의 파라미터는 문헌¹⁶을 참조하여 결정하였다.

2.2 신경계 모델

신경계는 Fig.2와 같이 상위 신경계와 하위 신경계의 두 가지 신경계와, 근골격계로부터 각각의 신경계로의 피드백 경로로 구성하였다. 상위신경계는 각 관절별 운동명령을 발생하며, 하위신경계가 이를 각 근육에 대한 자극신호로 분배한다. 근육은 자극을 받아 수축하고 이 수축력이 골격계에 전달되어 운동이 이루어진다. 바깥쪽 피드백 경로는 인체와 지면과의 접촉여부 등 골격계의 중요한 정보가 상위신경계에 전달되는 것을 나타내고 있으며, 안쪽의 피드백 경로는 근육의 상태에 관한 정보가 하위신경계로 피드백되는 것을 나타내고 있다. 각각의 상세한 내용을 아래에 설명한다.

상위 신경계는 보행운동의 기본적 리듬을 발생하는 리듬발생 메커니즘을 모델화한 것이다. 각 관절의 1 자유도당 2 개의 신경진동자(neural oscillator)가 존재하여, 각각 해당 관절의 굴곡(flexion)과 신전(extension)을 담당한다. 한 개의 신경진동자는 식(1)과 같은 다이내믹스를 가지는데, Fig. 3에 그 모식도를 나타내었다. 신경진동자는 신경의 막전위

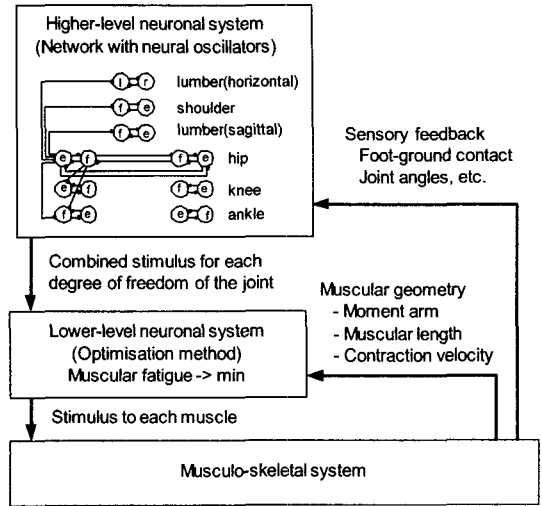


Fig. 2 Neuronal system model structure

e: neuron in charge of extension, f: neuron in charge of flexion

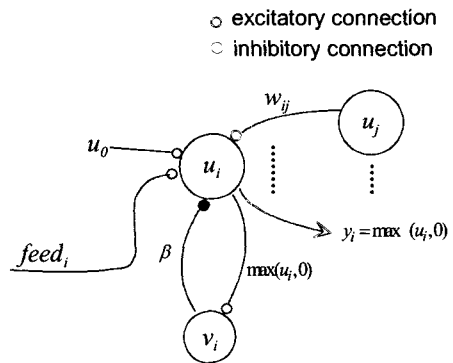


Fig. 3 Structure of a neural oscillator

u_i 와 피로에 관한 상태변수 v_i 의 상호작용을 통해 자율적으로 발전하여 주기적인 출력패턴을 발생할 수 있는 능력을 가지고 있다^{5,27-29}. 동일 관절에 대한 한 쌍의 신경진동자는 상호억제의 결합을 가지도록 하였고, 동일한 피드백 신호를 2 개의 신경진동자에 서로 부호가 반대로 하여 입력하도록 하여, 신전/굴곡에 관한 역할 분담을 하도록 하였다.

보행에 있어서 발과 지면과의 접촉여부 및 자세에 관한 정보는 매우 중요한 역할을 하는 것으로 알려져 있으나³⁰, 그 자세한 메커니즘은 밝혀

져 있지 않다. 본 연구에서는, heel-contact, toe-off 등의 접지정보와 링크각도 및 각속도가 체성감각(somatic sense)의 반사메커니즘을 통해 상위신경계에 피드백 될 수 있다고 가정하고 이를 $Feed_i$ 로 수식화하였다.

$$\begin{aligned} \tau \dot{u}_i &= -u_i + \sum_j \omega_{ij} y_j - \beta v_i + u_0 + Feed_i \\ \tau' \dot{v}_i &= -v_i + y_i \\ y_i &= \max(u_i, 0) \end{aligned} \quad (1)$$

- i, j : 뉴런 번호 (Fig. 3 참조)
- u_i : 신경세포의 막전위
- y_i : i 번째 신경원의 출력 (펄스 빈도)
- v_i : 신경원의 피로
- $Feed_i$: 골격계로부터의 피드백
- $\tau, \tau', \omega_{ij}, \beta, u_0$: 계수

하위신경계는 상위신경계가 출력하는 관절별 운동명령을 각각의 근육의 운동명령으로 변환한다. 이 때, 동일한 모멘트를 발생시킬 수 있는 각 근육의 운동명령의 조합은 무수히 존재하므로 이 문제는 redundancy problem 으로 귀착되어, 해를 구하기 위해서는 평가함수를 바탕으로 한 최적화작업이 필요하다. Crowninshield¹⁰는 근육의 피로가 근육 스트레스의 3 승에 비례한다고 보고한 바 있다. 스트레스는 단위면적당 수축력이고 수축력은 생리단면적과 자극강도에 비례하므로, 결과적으로 스트레스는 근육의 자극량의 함수로 나타낼 수 있다. 따라서, 근육의 피로를 식(2)와 같은 평가함수로 수식화하고, 여기에 식(3)과 (4)의 구속조건을 추가하였다. 이 최적화문제를 simulated annealing 방법으로 풀어서 각 근육의 운동명령의 조합을 도출하였다. 또한, 근육의 피로 및 발생하는 근력을 계산하기 위해서는 현재 근육의 길이 및 수축속도가 필요한데, 이러한 정보는 근육 및 건에 내재하는 Ia, Ib 와 같은 센서로부터 획득할 수 있다고 보고, 이것을 Fig.2의 안쪽 피드백 경로로 표현하였다.

$$I_{static} = \sum_m a_m^3 \quad (2)$$

$$a_m \geq 0 \quad (3)$$

$$\tilde{n}_i = \sum_m a_m r_{im} F_m^{\max} \quad (4)$$

a_m : 정규화(normalized) 자극량

r_{im} : m 번째 근육의 i 번째 관절에 대한 모멘트 팔

F_m^{\max} : m 번째 근육의 최대 수축력

2.3 운동방정식

운동 시뮬레이션에서 사용되는 모델전체의 다이나믹스는 총 64 개(골격계 28 개, 신경계 36 개)의 1 차 연립 미분방정식으로 표현된다. 즉, 골격계의 경우, 시상면 10 개와 수평면 2 개의 링크와 병진운동의 2 자유도를 가지므로 총 14 개의 2 차 연립미분방정식으로 표현되며, 이는 다시 28 개의 1 차 연립미분방정식으로 변환된다. 신경계의 경우, 18 개의 신경진동자를 가지므로 36 개의 1 차 연립미분방정식으로 표현된다. 따라서, 보행동작의 시뮬레이션은 이러한 신경-근육-골격계 다이나믹스의 수치적분을 통하여 이루어진다.

3. 진화 알고리즘 및 평가함수

본 연구에서는 체형과 보행방식의 진화 메커니즘으로서 자연도태이론에 기초한 유전적 알고리즘(GA: genetic algorithm)¹¹을 채택하였다. 즉, 유전자 정보를 바탕으로 한 증식, 교차, 돌연변이에 의한 다양한 형질의 생성과, 환경에 의한 도태를 반복함에 의해 진화가 달성되는 것으로 설정하였다. 이러한 유전자 레벨에서의 변화 외에도, 생활 환경에 대한 후천적인 적응(신경계의 학습과 같이, 유전자에 의해 결정된 체형에 적합한 이동방식을 결정하는 것)도 도태를 결정하는 중요한 요인이 된다. 따라서, 본 논문에서는 진화의 과정이 선천적(genetic)인 체형의 결정과 후천적(acquired)인 이동방식의 결정의 상호작용에 의한 것이라고 가정하고, 이를 바탕으로 하는 진화알고리즘을 Fig. 4와 같이 구현하였다.

3.1 유전자의 정의

GA 를 수행하기 위해서는 우선 개체(individual)의 형질을 결정하는 유전자(gene)의 집합인 염색

체(chromosome)를 정의해야 한다. 본 연구에서는 체형과 신경계에 관련된 파라미터 중에서 진화의 과정에서 수정되어야 할 것들을 유전자로 정의하였다.

먼저, 교차(crossover), 돌연변이(mutation) 등 유전자조작의 대상이 되는 유전자를 활성유전자(active gene)로 정의하여 염색체에 기술하였다. 이 외에도, 후천적인 학습에 의해 변경되며 유전자조작의 대상이 되지 않는 형질을 비활성 유전자 (hidden gene)로 정의하였다. 활성유전자가 유전자 조작에 의해 변화되어 새로운 개체가 형성될 때마다, 신경계 등의 후천적 형질이 학습되어야 하나, 이것은 계산비용의 면에서 유리하지 못하다. 따라서, 본 연구에서는, 현재의 개체가 학습한 비활성 유전자의 형질을 염색체에 기술하여 다음 개체가 학습할 형질의 초기치로 하여 학습시간을 단축하도록 하였다.

활성유전자로서 염색체에 기술한 유전자는 다음과 같다. 우선, 신경계에서는 식(1)에서 신경진동자의 리듬결정에 중요한 역할을 하는 τ, τ' 의 비율 및 출력의 진폭의 결정에 중요한 역할을 하는 u_0 를 선택하였다. 근골격계에서는 요부의 기준(neutral) 절대각도 1 개와 흉부의 기준 관절각도 1 개, 신체 사이즈(body size: 족부, 하퇴, 대퇴, 상지 길이의 합) 1 개와 링크길이의 비 4 개(족부, 하퇴, 대퇴, 상지)를 활성유전자에 포함시켰다.

비활성유전자에는, 우선, 상위신경계로의 피드백에 사용되는 파라미터 7 개를 포함시켰다. 근골격계에서는, 각 근육의 생리단면적(PCSA) 26 개, 골반경(bone radius) 2 개(하퇴골, 대퇴골), 슬관절과 고관절의 기준 관절각도(neutral joint angle) 2 개, 신경-근육-골격계 다이내믹스의 초기치(64 개)를 포함시켰다.

본 연구에서는 유전자를 2 진수로 기술하지 않고 초기유전자값으로 정규화하여 실수형으로 표현하여, 각 유전자의 값이 1 부근에서 변동하도록 하였다.

3.2 진화 알고리즘

GA에서는 일단 다양한 형질을 지니는 개체의 집합인 개체군(population)을 작성하고, 이 개체군이 진화를 반복하여 세대(generation)가 교체되고 결과적으로 개체군 전체가 최적의 방향으로 진화

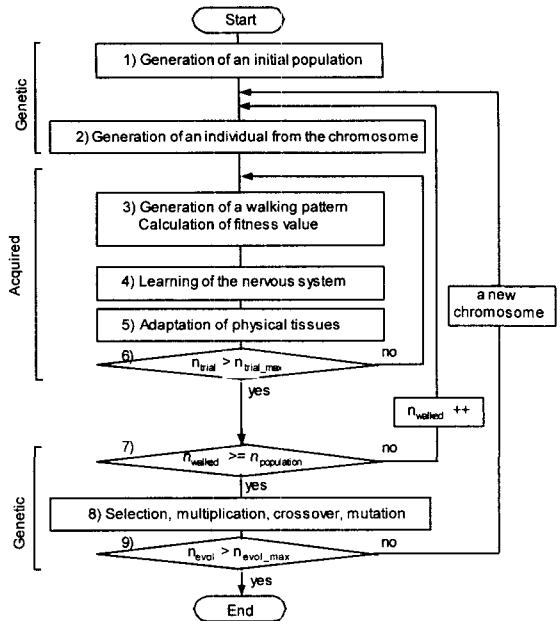


Fig. 4 Evolutionary algorithm based on GA

n_{trial} : number of trial in one individual

n_{evol} : number of continuous evolution

n_{walked} : number of the individual to walk

하게 된다. 세대교체의 방법에는, 개체군내의 모든 개체가 일시에 자손을 만들어서 다음 세대를 만드는 이산세대 알고리즘과, 각 개체가 비동기적으로 선택 및 교배를 수행하는 연속세대 알고리즘이 있다.³¹⁻³² 실제의 생물에서 이산세대는 존재하지 않으므로 연속세대 알고리즘이 생물진화의 모델로서 타당하다. 또한, 서로 다른 성능의 컴퓨터를 병렬로 접속하여 진화의 시뮬레이션을 수행할 경우 이산세대 알고리즘에서는 가장 느린 컴퓨터가 계산을 종료할 때까지 다음 세대를 계산할 수 없으므로, 본 연구에서는 연속세대 알고리즘을 채택하였다.

본 연구에서 사용한 진화의 알고리즘에서는 유전자조작에 의한 선천적인 적응과, 각 개체의 후천적 적응(개체의 생애에서 발생하는 신경계의 학습과 생체조직의 변화)을 명확히 구분하였다. 진화의 각 단계별 내용을 Fig. 4의 순서에 따라 이하에 설명한다.

1) 초기 개체군의 생성

초기개체의 염색체 내의 모든 활성유전자에 들

연변이를 적용하여 개체군의 크기만큼의 염색체들을 만들어 낸다. 개체군의 크기는 50 으로 하였다.

2) 각 염색체로부터 개체의 작성

염색체에 기술되어 있는 유전자정보를 바탕으로 하여 보행 시뮬레이션에 필요한 신체의 모든 파라미터를 계산하여 개체를 작성한다. 상세한 내용은 부록 B 에 설명하였다.

3) 보행 시뮬레이션과 적응도(fitness value) 계산

위에서 작성한 각 개체에 대해서 보행의 시뮬레이션을 10 보(steps)까지 수행한다. 또한, 3.3 에서 설명하는 평가함수를 바탕으로 하여 보행을 평가한다. 이 적응도 C 는 자연선택에서 살아남을 확률과 후천적인 적응의 평가지표로서 사용된다.

4) 신경계의 후천적 학습

현재시행과 과거시행에서의 보행의 평가치를 바탕으로 하여, 보행방식(패턴)을 결정하는데 중요한 역할을 하는 신경계의 파라미터(비활성 유전자)를 변경한다. 일단, 이전의 탐색에서 결정된 현재의 신경계 파라미터를 채택할지 기각할지의 여부는, 현재의 신경계 파라미터를 사용한 보행시행의 적응도를 바탕으로 하여 simulated annealing³³ 방법을 이용하여 결정하였다. 또한, 다음 시행에서의 신경계 파라미터의 증감의 방향은 확률 automaton 을 이용하여 결정하였고, 변화폭은 정규난수를 이용하여 결정하였다.

5) 신체 조직의 후천적 적응

현재의 시행중의 근육 및 관절의 부하를 바탕으로 하여, 근육 및 관절의 파라미터를 다음과 같이 변경한다. 근육의 생리단면적은 근육의 스트레스에 비례하여 증가하도록 하였고, 골반경은 골에 인가되는 최대모멘트에 비례하여 증가하도록 하였다. 또한, 관절가동역을 결정하는 기준관절각도를 관절에서 발생하는 수동적 탄성모멘트에 따라 변경하도록 하였다.

6) 후천적 학습 및 적응의 반복 시행

한 개의 개체에 대한 3)~6)의 단계를 1 번의 보행 시행 (walking trial)으로 정의하였으며, 한 개체에 대하여 10 번의 시행을 반복($n_{trial_max} = 10$) 하는 과정에서 후천적인 적응이 이루어지도록 하였다.

7) 모든 개체에 대한 적응도 계산

위의 2)~6)을 반복하여 초기개체군 내의 모든 개체에 대한 적응도를 평가하여, 새로운 개체를 만들 준비를 한다. 본 연구에서는 연속세대 진화알고리

즘을 채용하였으므로, 일단 개체군의 모든 개체에 대한 평가가 한번씩만 끝나면 진화는 개체단위로 연속적으로 진행된다.

8) 선택과 증식, 교차와 돌연변이

각 개체의 적응도에 비례하는 확률로 한 쌍의 개체를 선택(selection)하여 각각 염색체를 증식(multiplication)한다. 이 두개 자손의 활성유전자에 대하여 교차확률 0.6 으로 2 점교차(two-point crossover)를 시행하여 1 개의 자손(offspring)이 생성된다. 생성된 자손의 각 유전자에 정규분포 난수(표준편차 0.025)를 이용한 돌연변이를 0.1 의 확률로 시행하여 새로운 염색체를 생성한다.

9) 진화단위의 반복

위의 과정이 모두 끝나면, 개체군 중에서 가장 적응도가 낮은 개체 1 개를 도태시키고, 유전자 조작에서 새로 만들어진 염색체를 개체군에 포함시켜 새로운 개체군을 형성한다. 위의 2)~8)을 진화의 단위로 정의하였으며, 이 진화단위를 5000 회 반복하였다. 즉, $n_{evol_max} = 5000$ 으로 하였다.

3.3 적응도 평가함수

3.2 에서 기술한 진화 알고리즘에서 후천적 적응과 선천적 진화의 방향을 결정하는 환경에 대한 적응도는 각 개체간의 상호작용¹⁴ 에 의한 식량의 섭취능력과 같은 비명시적인 것이 바람직하다. 그러나, 본 연구에서는 진화 시뮬레이션의 속도를 고려하여 적응도를 명시적으로 평가하기로 하고, 다음과 같은 생체역학적 관점에서의 평가가 이러한 적응도를 대변할 수 있는 것으로 한다.

본 연구에서는 이동의 에너지소비도와 근육의 피로도, 골격계의 부하 및 보행의 위험도가 적응도를 결정하는 것으로 가정하였다. 에너지소비도는 Gabrielle¹² 을 참고하여 식(5)와 같이 근육이 소비한 에너지와 기초대사량의 적분치를 이동거리와 체중으로 정규화하여 정의하였다. 근피로도도 Crowninshield¹⁰ 의 실험결과를 바탕으로 근육 스트레스의 3 승에 의존하는 것으로 보고 보행중에 누적되는 근피로를 표현하기 위하여 시간적분을 취하여 식(6)으로 표현하였으며, 골격계의 부담은 관절모멘트와 관절간력(joint reaction force)의 이동시간에 대한 적분으로 식(7)과 같이 정의하였다. 체중 및 이동거리가 커지면 근피로도나 골격계의 부담이 커지는 것은 자명하므로 이동거리와 체중

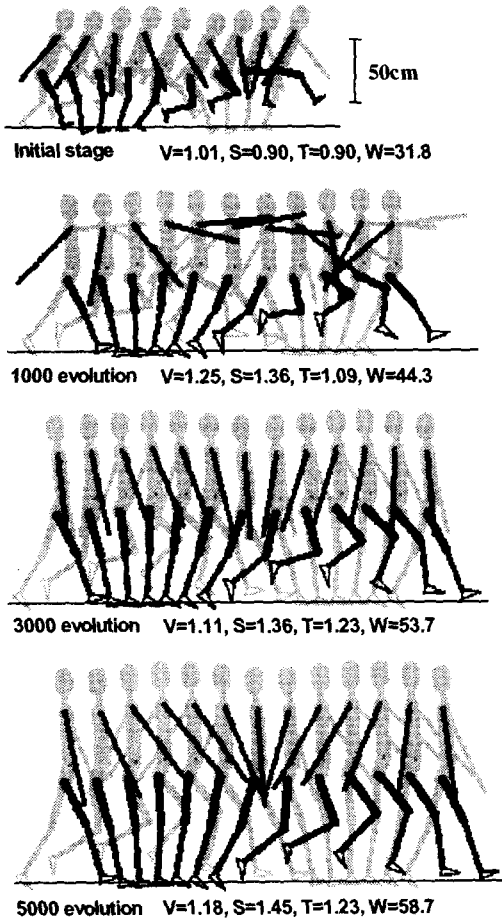


Fig. 5 Simulation results (walking pattern)

V: walking velocity [m/s], S: stride length [m], T: time period of one cycle [s], W: body weight [kg]

으로 정규화하였다. 또한 보행의 위험도는 유각기에 발이 지면에 끌릴 가능성과 상관이 있다고 가정하고, 식(8)와 같이 유각기에서 족부의 최소높이(클리어런스: clearance)가 미리 설정된 값 이하가 되면 증가하도록 하였다.

진화알고리즘에서 실제로 사용할 적응도의 평가함수는 식(9)과 같이 네가지 평가항목의 가중합의 역수를 취하였다. 이것은 에너지소비도와 근육의 피로도, 골격계의 부담 및 보행의 위험도가 작을수록 적응도가 높은 것을 의미한다. 식(9)에서 각 평가항목의 가중치 $\alpha_2, \alpha_3, \alpha_4$ 는 초기개체의 $S_1 : \alpha_2 S_2 : \alpha_3 S_3 : \alpha_4 S_4 = 0.5 : 0.5 : 1 : 0.01$ 이 되도록 설정하

여, 각 평가항목이 진화에 미치는 영향이 균등하게 하였다.

$$S_1 = \frac{1}{Mg \cdot D} \int (\sum_m \dot{E}_m + \dot{B}) dt \quad (5)$$

\dot{E}_m : m 번째 근육의 에너지 소비율⁹

\dot{B} : 기초대사 열 소비율¹⁵

$$S_2 = \frac{1}{Mg \cdot D} \int \left\{ \sum_m (F_m / PCSA_m)^3 \right\}^{1/3} dt \quad (6)$$

F_m : m 번째 근육의 근력 [N]

$PCSA_m$: 생리학적인 단면적 [m^3]

$$S_3 = \frac{1}{Mg \cdot D} \int \left\{ \sum_j (\tau_j^{MAX})^2 + \sum_j r_j^{MAX} \right\} dt \quad (7)$$

τ_j^{MAX} : j 번째 관절의 최대 모멘트

r_j^{MAX} : j 번째 관절의 최대 관절간력

$$S_4 = \begin{cases} (h_0^{foot} - h^{foot}) / h_0^{foot} & h^{foot} < h_0^{foot} \\ 0 & otherwise \end{cases} \quad (8)$$

h_0^{foot} : 미리 설정된 클리어런스의 최소치

h^{foot} : 실제 족부의 클리어런스

$$C = (S_1 + \alpha_2 S_2 + \alpha_3 S_3 + \alpha_4 S_4)^{-1} \quad (9)$$

M : 신체 질량 [kg]

g : 중력 상수

D : 이동 거리

$\alpha_2, \alpha_3, \alpha_4$: 가중치

4. 시뮬레이션 결과 및 고찰

4.1 시뮬레이션 조건

초기인류에 관해서는 인류학분야에서 많은 연구가 이루어져 있으나, 그 체형과 보행패턴은 명확하지 않다. 본 연구에서는 진화의 초기개체 침팬지를 설정하고 침팬지의 근골격계 파라미터¹³를 초기개체에 적용하였다. 또한, 고관절과 슬관

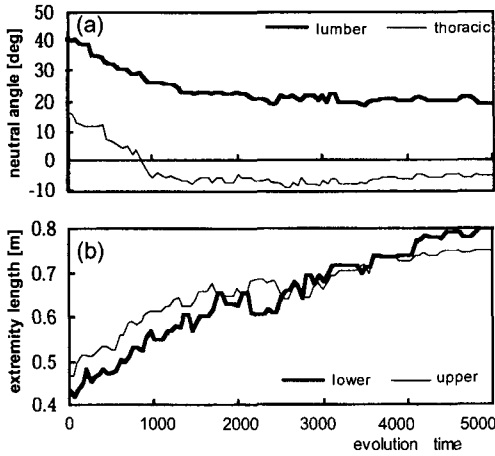


Fig. 6 Simulation results (change in skeletal parameters)

절이 굴곡되며 보행속도가 느린 침팬지의 2 족 보행패턴과 초기개체의 보행패턴이 유사하도록 시행착오적으로 신경계 파라미터를 조절하였다. 비활성 유전자에 포함되는 신경-근육-골격계 다이내믹스의 초기치(64 개)로서는 1 족 지지(single support phase)의 값을 사용하는 것이 넘어질 확률을 줄이는 데 유리하므로, 부모의 보행의 한주기 중에서 1/4 의 위치의 값을 추출하여 자손에게 넘겨주었다.

4.2 시뮬레이션 결과

Fig. 5 에 진화의 단계별 보행패턴 및 체형을 보인다. 그림에서 보행의 양상을 보기 쉽게 하기 위해 보행중의 자세를 0.1 초마다 샘플링하여 길거리 15cm 씩 진행방향으로 shift 하여 도시하고 있다. 또한, 각 링크의 두께는 링크질량에 비례하는 두께로 표시하고 있다. 그림에서 발이 지면에 약간 묻힌 것처럼 보이는 것은 지면을 점탄성체로 모델화하였기 때문이다. 진화가 거듭됨에 따라 슬관절과 고관절의 신전 및 상체의 직립화가 두드러지며, 링크의 길이와 질량도 증가하여 현대인류와 유사한 체형이 획득되고 있다. 또한, 한주기간의 이동거리(stride), 보행주기, 체중 모두 증가하고 있는 것을 알 수 있다.

Fig. 6 은 진화의 각 시각에 따른 상체의 링크각도와 사지길이의 변화를 나타낸다. (a)로부터, 진화의 비교적 초기 단계에 상체의 직립화가 이루어지는 것을 알 수 있다. (b)에서 사지의 길이는 전반적

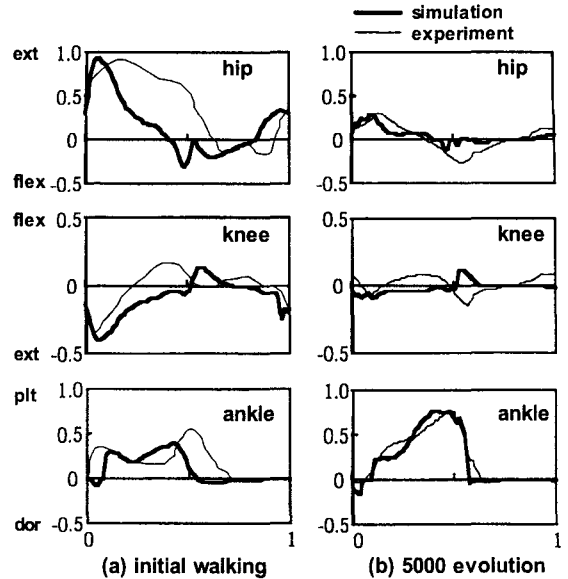


Fig.7 Simulation results. Joint moments normalized by weight and segment length are shown at initial and final stage of evolution and compared with experimental data

으로 증가하는 경향을 보이는데, 초기인류에서는 침팬지와 같이 상지가 하지길이보다 길었으나 점차 하지가 상지보다 길어져서 현대인류의 체형과 유사해지는 것을 알 수 있다.

Fig. 7 은 진화 시뮬레이션의 초기 및 최종단계의 개체에서 도출된 관절 모멘트를 실험결과와 비교하여 나타낸다. 초기개체의 관절모멘트는 침팬지의 것과 비교하였고, 최종개체의 것은 현대성인의 것과 비교하였다. 체중과 링크길이가 길어지면 동일한 운동을 하기 위한 관절모멘트도 증가해야 하므로, 관절모멘트를 체중과 링크길이로 정규화하여 도시하였다. 초기인류에 있어서는 고관절 및 슬관절이 굴곡된 상태로 보행을 하고 있어, 고관절 및 슬관절의 신전모멘트가 커서 침팬지의 실험결과와 유사한 패턴을 보인다. 한편, 5000 진화시각에서는, 고관절 및 슬관절이 초기인류에 비해 신전된 상태로 보행이 이루어지고 있어 고관절 및 슬관절의 신전모멘트가 감소되며, 상대적으로 족관절의 저굴(plantar-flexion)모멘트가 증가하고 있는데, 이것은 현대성인의 실험결과와 유사하다.

Fig. 8 은 진화에 따른 여러가지 변수 (적응도,

넘어진 횟수 및 보행속도 등)의 변화양상을 나타낸다. (a)는 적응도를 결정하는 각 평가항목들의 추이를 나타내고 있다. 여기서는 편의상 에너지소비비율과 근육의 피로도를 합하여 나타내었고, 각 평가항목의 최대값으로 정규화하여 비교를 용이하게 하였다. 각 평가항목은 모두 진화시각이 증가함에 따라 감소하는 경향을 보이고 있으며, 특히 보행의 위험도를 나타내는 S_4 는 초기진화시각 이후에 급격히 감소하여 0 으로 유지되고 있음을 알 수 있다. (b)는 50 진화시간동안 넘어진 개체의 수를 나타내고 있으며, 진화시각이 증가함에 따라 점차 증가하는 경향을 보이고 있다. (c)에서는 진화에 따라 보행속도, 한주기당 이동거리 및 보행주기가 점차 증가하고 경향을 나타내고 있다.

4.3 고찰

Fig. 6 에서 상체의 직립화가 진화의 비교적 이른 단계에 이루어지는 것으로 보아, 상체의 직립화는 효율적인 2 족보행을 위한 선결요건인 것으로 생각된다. 이는, 상체가 앞으로 굴곡된 상태로 2 족보행을 하기 위해서는 상체를 신전하는 근육이 지속적인 수축을 하고 있어야 하는 것에 반해, 상체가 직립한 상태에서는 이러한 신전근의 필요성이 저하되어 적응도의 첫번째 평가항목인 에너지 소비 비율이 감소하기 때문으로 생각된다. 또한, 상체의 직립화는 상체의 회전운동을 용이하게 하여, 상하지의 밸런싱을 도와서 결과적으로 보행의 위험도를 감소시키는 데도 기여한다고 생각된다. Fig. 5 에서 1000 진화시각에는 상지각도의 진동폭이 유일하게 커져 있는데, 이는 이 시기에 상체의 급격한 직립화 과정에서 요추(lumbar)관절의 회전(rotation)운동이 용이해졌기 때문인 것으로 판단된다. 한편 이러한 상체의 직립화는 보행중의 에너지가 위치에너지와 운동에너지로 상호전환되어 에너지효율을 높이는 데 기여하는 것으로 보고되었다.³⁴

Fig. 6(b)에서는 약 2500 진화시각을 경계로 하여 하지의 길이가 상지보다 길어지기 시작하는데, 이 시기의 상하지의 길이의 비와 요부 및 흉부의 직립의 양상이 200~300 만년전의 오스트랄로 피테쿠스의 특징을 잘 나타내고 있다. 하지길이의 증가는 한 주기당 이동거리를 증가시켜 보행의 효율을 향상시키는 효과를 가지는 것으로 사료된다.

Fig. 8(a)에서 적응도의 4 번째 평가항목인 보행의 위험도는 진화의 초기이후에는 0 을 유지하고

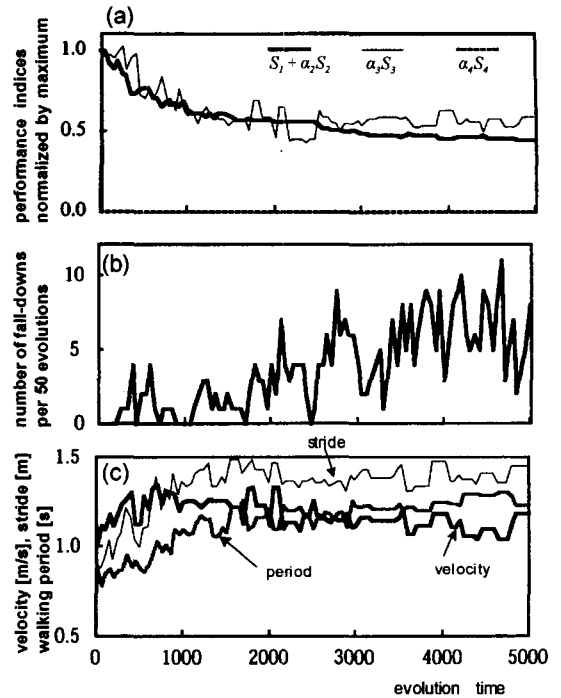


Fig. 8 Simulation results (change in biomechanical variables i.e. performance indices, falling ratio, walking speed, etc.)

있어 족부의 클리어런스가 확보되고 있는 것을 알 수 있다. 그럼에도 불구하고 Fig. 8(b)에서 50 진화시간당 넘어지는 개체의 수는 진화가 진행됨에 따라 악화하는 경향을 보인다. 이것은, 적응도의 첫번째 평가항목인 에너지소비도 S_1 을 감소시킨 결과 Fig.7 과 같이 고관절, 슬관절의 신전모멘트가 감소하여 보행의 위험도가 증가했기 때문인 것으로 생각된다. 따라서, 보행의 위험도의 평가항목으로서 clearance 와 같은 결과적인 평가보다는 중심의 동요와 같은 보다 구체적인 평가가 바람직할 것으로 보인다.

Alexander¹⁷ 는 체질량이 큰 동물일수록 에너지 소비도가 작은 것을 실험결과를 바탕으로 주장하였다. 본 연구에서도 Fig. 5 와 같이 진화에 의해 체형이 커지면서 Fig. 8 (a)에서 에너지소비도 S_1 이 감소하는 결과가 나타났다. 이것은 체형이 커지면서 소비되는 에너지의 증가량보다 체중과 이동거리의 증가량이 커졌기 때문이다. 이로부터 보행운

동의 에너지소비 비율의 감소가 체형의 대형화를 유도하는 것으로 생각된다.

기계공학적 관점에서 에너지효율은 공급된 에너지와 소비된 에너지의 비율로 정의된다. 이에 비해 보행과 같은 수평이동의 경우 외계에 대해 일을 하지 않으므로 기계적인 효율을 적용하여 평가할 수 없다. 본 논문에서는 사용한 식(6)은 이동을 하기 위해 공급된 에너지를 체중과 이동거리로 나눈 것이다. 만약 이동에 의해 생물이 획득할 수 있는 식량이 체중과 이동거리에 의해 결정된다 (이동거리는 멀리 떨어진 곳에 있는 식량을 획득할 수 있는 능력을, 체중은 식량을 둘러싼 다른 개체와의 경쟁 및 운반에서 성공할 가능성을 대변하는 것으로 볼 수 있으므로)고 하면, 이동거리 및 체중은 이동에 의해 획득된 에너지를 대변할 수 있는 것으로 볼 수 있다. 이러한 가정에 기초하면, 식(6)은 공급에너지/획득에너지로 볼 수 있고, 결국 이를 최소화하는 것은 에너지의 효율을 극대화하여 생존할 수 있는 확률을 높이는 것에 해당하고, 이것이 본 연구에서의 진화의 기본전략이라고 볼 수 있다. 이러한 전략을 기본으로 하는 시뮬레이션의 결과에서 침팬지의 체형으로부터 현대인류로의 진화가 이루어진 것은 위의 진화전략이 타당함을 시사한다.

5. 결 론

본 논문에서는 인체의 모델과 유전적 알고리즘을 결합하여 인류보행의 진화과정을 시뮬레이션하였다. 이 때, 체형과 이동방식이 선후관계를 가지지 않고, 양자의 상호작용에 의해 진화가 이루어지는 것으로 가정하여 진화알고리즘을 구현하였으며, 진화과정에서의 적응도는 에너지 소비, 근피로, 및 골격계에 인가되는 부하의 선형합을 최소화하는 것으로 하였다. 시뮬레이션 결과, 이러한 진화의 알고리즘과 적응도에 근거하여, 침팬지의 체형과 이동방식으로부터 현대 인류의 체형 및 이동방식으로서의 진화가 달성되었다.

이 결과는, 신경-근육-골격계 모델과 진화적 알고리즘으로 진화의 시뮬레이션이 가능하며, 또한 체형과 이동방식의 상호작용에 의해 진화가 가능하다는 점과, 이동의 효율을 높이고 근골격계의 부하를 감소시키는 것이 인류보행 및 체형에 관한 진화의 책략으로서 개연성이 있다는 것을 시사한

다. 이러한 시뮬레이션 기법은 생물의 진화 및 변화과정의 생체역학적 분석뿐 아니라, 재활기기 및 재활치료의 설계와 분석²²에 있어서도 매우 중요한 도구가 될 것으로 기대된다.

후 기

이 논문은 한국 과학재단 목적기초사업 (No. R01-2002-000-00192-0)의 지원으로 수행되었습니다.

참고문헌

1. Ray, T. S., "An approach to the synthesis of life," in *Artificial Life II*, C. G. Langton et al. Eds., Addison Wesley, pp. 371-408, 1992.
2. Toquenaga, Y., Ichinose, M., Hoshino, T. and Fujii, K., "Contest and scramble competitions in an artificial world: Genetic analysis with genetic algorithms," in *Artificial Life III*, C. G. Langton Ed., Addison Wesley, pp. 177-199, 1994.
3. Sims, K., "Evolving 3D morphology and behavior by competition," in *Artificial Life IV*, R. A. Brooks et al. Eds., The MIT Press, pp. 28-39., 1994,
4. Yamazaki, N., "Biomechanical interrelationship among body proportions, posture, and bipedal walking," in *Topics in Primatology III*, S. Matano et al. Eds., University of Tokyo Press, pp. 243-257, 1992.
5. Taga, G., Yamaguchi, Y. and Shimizu, H., "Self-organized control of bipedal locomotion by neural oscillators in unpredictable environment," *Biol. Cybern.*, Vol. 65, pp. 147-159, 1991.
6. Taga, G., "A model of the neuro-musculo-skeletal system for human locomotion. I. Emergence of basic gait," *Biol. Cybern.*, Vol. 73, pp. 97-111, 1995.
7. Walker, M.W. and Orin, D.E., "Efficient dynamic computer simulation of robotic mechanisms," *Trans. ASME J. Dynamic Systems, Measurement, and Control*, Vol. 104, pp.205-211, 1982.
8. Fujimoto, Y. and Kawamura, A., "Three dimensional digital simulation and autonomous walking control for eight-axis biped robot," *IEEE Int. Conf. on Robotics and Automation*, pp. 2877-2884, 1995.

9. Hatze, H. and Buys, J.D., "Energy-optimal controls in the mammalian neuromuscular system," *Biol. Cybern.*, Vol. 27, pp. 9-20, 1977.
10. Crowninshield, R.D. and Brand, R.A., "A physiologically based criterion of muscle force prediction in locomotion," *J. Biomechanics*, Vol. 14, pp. 793-801, 1981
11. Goldberg, D.E., *Genetic Algorithms in Search, Optimization and Machine Learning*, Addison Wesley, 1989.
12. Gabrielle, G. and Karman, T.V., "What price speed," *Mechanical Engineering*, Vol.72, pp. 775-781, 1950.
13. Yamazaki, N., "Primate bipedal walking: computer simulation," in *Primate Morphophysiology, Locomotor Analyses and Human Bipedalism*, Univ. Tokyo Press, pp.105-130, 1985.
14. Ackley, D. and Littman, M., "Interactions between learning and evolution," in *Artificial Life II*, C. G. Langton et al. Eds., Addison Wesley, pp. 487-509, 1992.
15. The Ministry of Health and Welfare, Ed., *Recommended Dietary Allowances for the Japanese*, Daiichi Shuppan, 1994.
16. Winters, J.M. and Woo, S.L., "Multiple muscle system," Springer Verlag, 1990.
17. Alexander, R.M., "Locomotion of animals," Blackie & Sons, 1982.
18. Hase, K. and Yamazaki, N., "Computer simulation study of human locomotion with a three-dimensional entire-body neuro-musculo-skeletal model I. acquisition of normal walking," *JSME International Journal*, Ser. C, Vol. 45, pp.1040-1050, 2002.
19. Raibert, M.H., "Hopping in leg systems - modeling and simulation for the two-dimensional on-leg case," *IEEE trans. Systems, Man and Cybernetics*, SMC-14, pp.451-463, 1984.
20. Taga, G., "A model of the neuro-musculo-skeletal system for anticipatory adjustment of human locomotion during obstacle avoidance," *Biological Cybernetics*, Vol. 78, pp.9-17, 1998.
21. Winters, J.M. and Stark, L., "Muscle models: What is gained and what is lost by varying model complexity," *Biological Cybernetics*, Vol. 55, pp.403-420, 1987.
22. 엄광문, 강곤, 이정환, Hoshimiya, N., "전기자극을 이용한 상실된 운동기능의 회복: 기능적 전기자극(FES)," *한국 정밀공학회지*, Vol. 20, No.1, pp.26-35, 2003.
23. Sipper, M., "Fifty years of research on self-replication: an overview," *Artif Life*, Vol. 4, pp. 237-257, 1998.
24. Gilchrist, L.A. and Winter, D.A., "A two-part, viscoelastic foot model for use in gait simulations," *J Biomechanics*, Vol. 29, pp.795-8, 1996.
25. Gilchrist, L.A. and Winter, D.A., "A multisegment computer simulation of normal human gait," *IEEE Trans. Rehabil. Eng.*, Vol. 5, pp.290-9, 1997.
26. Oatis, C.A., "The use of a mechanical model to describe the stiffness and damping characteristics of the knee joint in healthy adults," *Phys. Ther.*, Vol.73, pp.740-9, 1993.
27. Lewis, M.A., Etienne-Cummings, R., Hartmann, M. J., Xu, Z. R. and Cohen, A. H., "An in silico central pattern generator: silicon oscillator, coupling, entrainment and physical computation," *Biol. Cybern.*, Vol.88, pp.137-151, 2003.
28. Ito, S., Yuasa, H., Luo, Z.W., Ito, M. and Yanagihara, D., "A mathematical model of adaptive behavior in quadruped locomotion," *Biol. Cybern.*, Vol.78, pp.337-47, 1998.
29. Pribe, C., Grossberg, S. and Cohen, M.A., "Neural control of interlimb oscillations. II. Biped and quadruped gaits and bifurcations," *Biol. Cybern.*, Vol. 77, pp.141-52, 1997.
30. Ogihara, N. and Yamazaki, N., "Generation of human bipedal locomotion by a bio-mimetic neuro-musculo-skeletal model," *Biol. Cybern.*, Vol.84, pp.1-11, 2001.
31. DeJong, K., "An analysis of the behavior of a class of genetic adaptive systems," Ph.D. Thesis, University of Michigan, 1975.
32. 北野宏明, "遺傳的アルゴリズム," ISBN:478285 1367, 産業圖書, 1993.
33. Jang, J.S.R., Sun, C.-T. and Mizutani, E., "Neuro Fuzzy and Soft Computing," ISBN : 0132874679, Prentice Hall, 1997.
34. Wang, W.J., Crompton, R.H., Li, Y. and Gunther, M.M., "Energy transformation during erect and

'bent-hip, bent-knee' walking by humans with implications for the evolution of bipedalism," J. Hum. Evol., Vol.44, pp.563-79, 2003.

부 록

A1. 골격계 운동방정식 및 해법

Fig. A1 과 같은 강체링크의 운동방정식은 다음과 같이 기술된다.

$$\mathbf{I}(\theta)\ddot{\theta} + \mathbf{c}(\dot{\theta}, \theta) + \mathbf{d}(\theta, \mathbf{g}) = \mathbf{n} \quad (\text{A.1})$$

- $\mathbf{I}(\theta)$: 관성항 행렬(p by p)
- $\mathbf{c}(\dot{\theta}, \theta)$: 코리올리력 항 벡터
- $\mathbf{d}(\theta, \mathbf{g})$: 중력관련 벡터
- $\mathbf{g} = [0 \quad -9.8] \text{ [m/s}^2\text{]}$
- $\mathbf{n} = [n_1 \quad n_2 \quad \dots \quad n_p]^T$
- $\theta = [\theta_1 \quad \theta_2 \quad \dots \quad \theta_p]^T$
- $\dot{\theta} = [\dot{\theta}_1 \quad \dot{\theta}_2 \quad \dots \quad \dot{\theta}_p]^T$
- $\ddot{\theta} = [\ddot{\theta}_1 \quad \ddot{\theta}_2 \quad \dots \quad \ddot{\theta}_p]^T$

$$\ddot{\theta} = \mathbf{I}^{-1} \{ \mathbf{n} - (\mathbf{c} + \mathbf{d}) \} = \mathbf{I}^{-1} (\mathbf{n} - \mathbf{b}) \quad (\text{A.2})$$

$$\mathbf{b} = \mathbf{c}(\dot{\theta}, \theta) + \mathbf{d}(\theta, \mathbf{g})$$

n_i : ith joint moment of force 모델 시뮬레이션에서 골격계의 계산은, 현재시각에서의 근육에 의한 관절 모멘트 \mathbf{n} 과 현재의 세그먼트 각도 및 각속도 $\theta, \dot{\theta}$ 으로부터, 각가속도 $\ddot{\theta}$ 를 계산하고 이를 수치 적분하여 다음 시각에서의 $\theta, \dot{\theta}$ 를 계산하는 문제로 귀결된다. 즉, (A.2)식에서의 \mathbf{I} 행렬과 \mathbf{b} 벡터를 얼마나 효율적으로 계산하는가가 시뮬레이션 시간을 결정하는 중요한 요인이 된다. 본 논문에서는 먼저 inverse dynamics 의 계산루틴을 정립하고, 이를 이용하여 이를 이용하여 \mathbf{b} 와 \mathbf{I} 를 구하여 (A.2)에서의 $\ddot{\theta}$ 을 구한다.

역 운동방정식 INV($\theta, \dot{\theta}, \ddot{\theta}$) 의 구현

(A.1)의 역 운동방정식(inverse dynamics)은 (A.3)으로 표기할 수 있는데, 이는 $\theta, \dot{\theta}, \ddot{\theta}, \mathbf{g}$ 를 입력으로 하고, \mathbf{n} 을 출력으로 하는 함수이다.

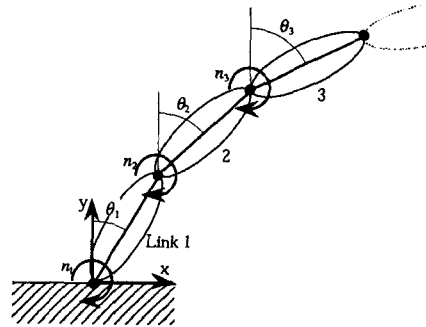


Fig. A1 p-DOF rigid link model

x, y : absolute coordinates
 θ_i : ith segment angle

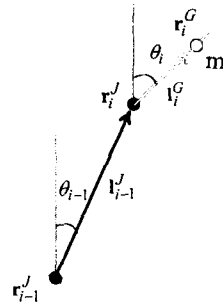


Fig. A2 Calculation of mass center coordinate r_i^G

$$\text{INV}(\theta, \dot{\theta}, \ddot{\theta}, \mathbf{g}) = \mathbf{I}(\theta)\ddot{\theta} + \mathbf{c}(\dot{\theta}, \theta) + \mathbf{d}(\theta, \mathbf{g}) = \mathbf{n} \quad (\text{A.3})$$

역 운동방정식의 구현방법에는, 힘과 모멘트의 평형을 이용하는 Newton-Euler 방법과 일반화좌표계(generalized coordinates)을 이용하는 Lagrange 방법이 있다. 본 논문에서는 역학적인 물리량과 직접 대응이 되어 이해하기 쉽고, 링크의 수가 늘어나는 등의 변동이 있을 때도 적용하기 쉬운 Newton-Euler 방법을 채용하고 이를 다음과 같이 2 단계로 구성하였다.

Step 1: 순방향 계산

Link 1 부터 Link p 까지 차례로 병진가속도의 계산을 진행한다. 각 링크의 무게중심(COG: center of gravity)의 좌표 r_i^G 는 Fig. A2로부터 (A.4)과 같이

유도된다. 이를 2 차미분하여 병진 가속도 $\ddot{\mathbf{r}}_i^G$ 를 계산하는데, 이 때, $\mathbf{0}, \dot{\mathbf{0}}, \ddot{\mathbf{0}}$ 를 사용한다. Link 1 의 병진가속도를 계산할 때는 Link 0 의 파라미터들이 필요한데, Link 0 를 지면이라고 보고 $l_0^J, \dot{\theta}_0, \ddot{\theta}_0 = 0, \ddot{\mathbf{r}}_0^J = \mathbf{0}$ 으로 설정한다.

$$\begin{aligned} \mathbf{r}_i^J &= \mathbf{r}_{i-1}^J + \mathbf{l}_{i-1}^J \\ \mathbf{r}_i^G &= \mathbf{r}_i^J + \mathbf{l}_i^G \end{aligned} \quad (A.4)$$

$$\mathbf{l}_{i-1}^J = l_{i-1}^J \begin{bmatrix} \sin \theta_{i-1} \\ \cos \theta_{i-1} \end{bmatrix}, \quad \mathbf{l}_i^G = l_i^G \begin{bmatrix} \sin \theta_i \\ \cos \theta_i \end{bmatrix}$$

-Step 2: 역방향 계산

Link p 부터 Link 1 의 방향으로 차례로 관절에 작용하는 힘과 모멘트를 계산한다. 힘의 평형식은 Fig.A3(a)로부터 (A.5)와 같이 유도된다. 우선, Step 1 에서 계산한 COG 의 병진가속도 $\ddot{\mathbf{r}}_i^G$ 를 (A.5)에 대입하여 링크의 아래쪽 관절에 작용하는 관절반력 (joint reaction force) \mathbf{f}_i 을 계산한다. 이 때 \mathbf{f}_{i+1} 은 i 번째 링크가 i+1 번째 링크에 인가하는 힘으로서, 실제로 i 번째 링크에 반작용하는 힘은 $-\mathbf{f}_{i+1}$ 이다. 또한, p+1 번째 관절은 존재하지 않는 가상적인 관절로서 $\mathbf{f}_{p+1} = \mathbf{0}$ 으로 한다.

$$\mathbf{f}_i - \mathbf{f}_{i+1} + m_i \mathbf{g} = m_i \ddot{\mathbf{r}}_i^G \quad (A.5)$$

$$\mathbf{f}_i - \mathbf{f}_{i+1} = m_i (\ddot{\mathbf{r}}_i^G - \mathbf{g}) = m_i \hat{\mathbf{r}}_i^G \quad (A.6)$$

(A.6)로부터 관절반력의 계산만을 위한다면 $\hat{\mathbf{r}}_i^G = \ddot{\mathbf{r}}_i^G - \mathbf{g}$ 를 이용하는 것이 편리함을 알 수 있다. 이러한 효과, 즉 모든 병진가속도에 $-\mathbf{g}$ 를 더하는 것은, $\ddot{\mathbf{r}}_0^J = -\mathbf{g}$ 라고 설정하면 쉽게 구현할 수 있다.

다음으로, 모멘트 평형식 (A.7)을 이용하여 순차적으로 모멘트를 구한다. (A.7)은 Fig. A3(b)로부터 유도된다. 여기서 \mathbf{f}_i 의 링크와 직교방향의 성분 $\hat{\mathbf{f}}_i$ 는 Fig. A4로부터 계산된다. $\hat{\mathbf{f}}_i, \hat{\mathbf{f}}_{i+1}$ 와 $\ddot{\theta}$ 을 모멘트 평형식 (A.7)에 대입하여 관절 모멘트를 계산한다. (A.7)에서 계산방향은 위에서 아래로 한다. 즉, n_{i+1} 로부터 링크의 아래쪽 관절에 작용하는 모멘

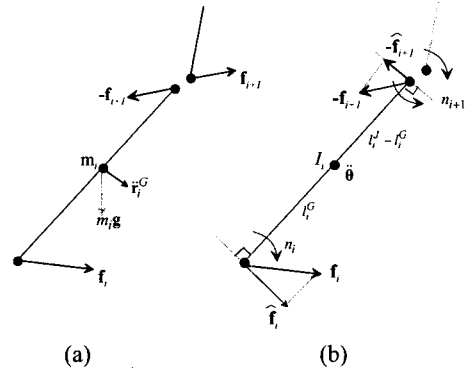


Fig. A3 Equilibrium of forces and moments

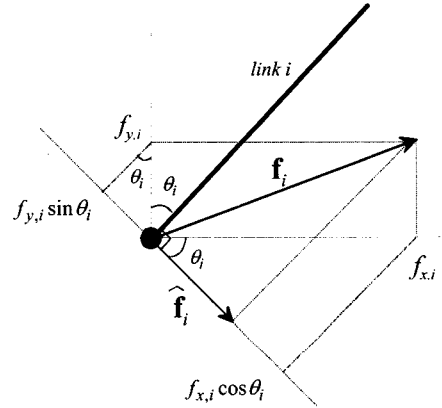


Fig. A4 Calculation of the force $\hat{\mathbf{f}}_i$

트 n_i 을 계산한다. 이 때 가상적인 p+1 번째 관절의 모멘트 $n_{p+1} = 0$ 으로 한다.

$$n_i - n_{i+1} - (\hat{\mathbf{f}}_i l_i^G - \hat{\mathbf{f}}_{i+1} (l_i^J - l_i^G)) = I_i \ddot{\theta}_i \quad (A.7)$$

where, $\hat{\mathbf{f}}_i = f_{x,i} \cos \theta_i - f_{y,i} \sin \theta_i$

역 운동방정식을 이용한 $\ddot{\theta}$ 의 계산

우선, (A.2)에서의 b 벡터를 구하기 위해, (A.8)와 같이 $\ddot{\theta} = 0$ 으로 하여 역 운동방정식을 계산한다. 다음으로, (A.9)와 같이 $\dot{\theta} = \mathbf{0}, \ddot{\theta} = \mathbf{e}_i, \mathbf{g} = \mathbf{0}$ 로 하여 I 행렬의 i 번째 열벡터인 \mathbf{i}_i 를 구하고, 이를 p 번 반복하여 (A.10)과 같이 I 행렬을 구한다. 이렇게 구해낸 b 벡터와 I 행렬을 (A.2)에 대입하여 $\ddot{\theta}$ 의 계산이 완성된다.

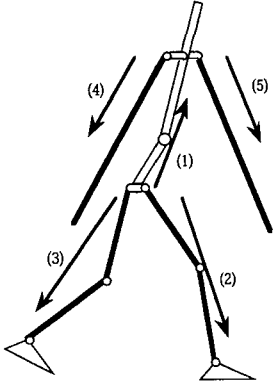


Fig. A5 Split linkage system (forward calculation)

$$INV(\theta, \dot{\theta}, 0) = c(\dot{\theta}, 0) + d(\theta) = b \quad (A.8)$$

$$\begin{aligned} INV(\theta, 0, e_i, 0) &= I(\theta)e_i + c(0, \theta) + d(\theta, 0) \\ &= I(\theta)e_i \\ &= [I_{1i} \ I_{2i} \ \dots \ I_{pi}]^T \\ &= i_i \end{aligned} \quad (A.9)$$

$$e_1 = \begin{bmatrix} 1 \\ 0 \\ \vdots \\ 0 \end{bmatrix}, e_2 = \begin{bmatrix} 0 \\ 1 \\ \vdots \\ 0 \end{bmatrix}, \dots, e_p = \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ \vdots \\ 1 \end{bmatrix}$$

p : degree of freedom (number of links)

$$I = [i_1 \ i_2 \ \dots \ i_p] \quad (A.10)$$

고정점이 없는 분기구조로의 확장

우선, 병진 이동을 모델에 포함하기 위하여, 지면과 최하위링크가 진행방향과 수직방향의 2 자유도를 가지는 가상적인 관절에 의해 접속되어 있다고 가정한다. 따라서, 최하위링크는 중력가속도 외에 병진구동에 의해 발생하는 가속도의 성분도 가지게 된다. 실제 모델에서는 요부를 최하위링크로 설정하고 요부 원점의 병진이동성분을 상태변수로써 취급하였다.

다음으로, 분기구조를 포함하기 위하여 다음과 같은 방법을 고안하였다. 일단 분기구조를 가지는 인체 모델을 복수의 링크군의 집합체로 취급한다. 실제로는 Fig. A5 와 같이 5 개의 연쇄링크로 분할

하여, 순방향 계산에서는 화살표 방향으로, 역방향 계산에서는 화살표의 반대방향으로 계산을 진행한다. 즉, 순방향 계산에서는 자식링크군의 최하위링크의 가속도를 부모링크의 최상위링크상태로부터 계산하고, 역방향계산에서는 자식링크군의 최하위링크의 관절반력과 관절모멘트가 부모링크에 작용하는 외력 및 외모멘트로서 취급되도록 한다.

마지막으로, Fig. A6 와 같이 시상면과 수평면 모델의 통합이 필요한데, 우선 수평면의 링크길이, 중심위치, 관성모멘트를 시상면 모델의 자세에 의해 결정한다. 다음으로 상호영향을 표현하기 위해, 수평면모델에서의 고관절, 견관절의 x 방향의 변위, 속도, 가속도를 각각 시상면모델의 고관절, 견관절의 x 방향 변위, 속도, 가속도에 추가한다. 다음으로, 시상면모델에서 계산된 고관절, 견관절의 x 방향 반력을 수평면 모델의 고관절, 견관절의 x 방향 외력으로서 추가한다.

A2. 근골격계 파라미터의 계산방법

근골격계 다이내믹스의 계산에 사용될 근골격계 파라미터를 유전자정보를 바탕으로 다음 식과 같이 도출하였다. 여기서 bold 체로 표기된 파라미터가 유전자에 기술되어 있는 정보를 의미한다.

$$\begin{aligned} l_{i,extremities} &= \mathbf{body_size} \cdot \mathbf{l_ratio}_i \\ l_{i,trunk} &= c_0 \cdot \sum_j l_{j,extremities} \end{aligned} \quad (A.11)$$

$$m_{link_{i,leg}} = \sum_j^{on\ link\ i} m_{muscle,j} + m_{bone,i} + m_{fat,i}$$

$$m_{muscle,j} = \rho_{muscle} \cdot v_{muscle,j}, \quad \rho_{muscle} = 1050[kg/m^3]$$

$$m_{bone,i} = \rho_{bone} \cdot v_{bone,i}, \quad \rho_{bone} = 1800[kg/m^3]$$

$$m_{fat,i} = c_2 \cdot \rho_{fat} \cdot l_i \cdot \left(\sum_j^{on\ link\ i} v_{muscle,j} + v_{bone,i} \right),$$

$$\rho_{fat} = 961[kg/m^3],$$

$$v_{muscle,j} = PCSA_{m,j} \cdot c_1 \cdot l_j, \quad v_{bone,i} = \pi \cdot r_{bone,i}^2 \cdot l_i$$

$$m_{link_{i,foot}} = c_3 \cdot l_i$$

$$m_{link_{i,arm}} = c_4 \cdot l_i$$

$$m_{link_{i,trunk}} = c_5 \cdot \sum_j m_{link_{j,extremities}}$$

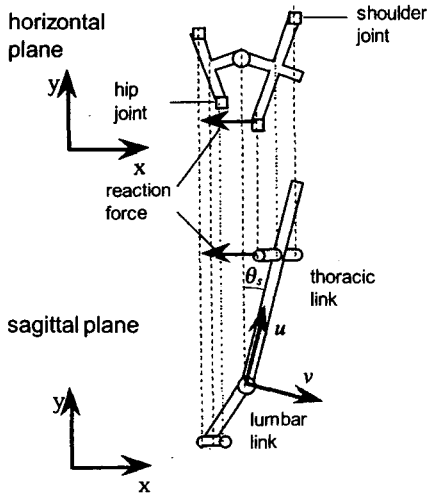


Fig. A6 Incorporation of horizontal plane model into sagittal plane model

$$\dot{E}_m^S = \begin{cases} -\dot{L}_m \varepsilon^S f_m^{MAX} s_m & (\dot{L}_m < 0) \\ 0 & (\dot{L}_m \geq 0) \end{cases}$$

$$\dot{E}_m^W = \begin{cases} -\dot{L}_m f_m & (\dot{L}_m < 0) \\ 0 & (\dot{L}_m \geq 0) \end{cases}$$

ε^A : 활성화 열 상수 = 1.0 [W/kg]

ε^M : 유지열 상수 = 20.0 [W/kg]

ε^S : 수축열 상수 = 0.25 [W/kg]

m_m : 근육 질량 = $\rho A_m L_m$

ρ : 근육 밀도 = 1050 [kg/m³]

s_m : 정규화된 활성화도

$f(\xi_m)$: 근력-근육길이 관계함수

ξ_m : 정규화 근육길이 = L_m / \bar{L}_m

L_m : 근육 길이 [m]

\bar{L}_m : 근육의 자연길이(natural length)

f_m^{MAX} : 등척성(isometric) 최대 근력

기초대사율은 다음의 식에 의해 정의하였다.

$$\dot{B} = 1.30(0.685M + 29.8) \text{ [W]} \quad (\text{A.13})$$

M : 신체 질량 [kg]

$I_i = c_6 \cdot m_i \cdot l_i^2$, I_i : i 번째 링크의 관성모멘트

$arm_i = c_7 l_i$, arm_i : i 번째 근육의 모멘트 팔

$k_{v,i} = c_8 l_{i+1}$, $k_{v,i}$: i 번째 관절의 점성계수

$k_{e,i} = c_9 l_{i+1}$, $k_{e,i}$: i 번째 관절의 탄성계수

$k_{v,ground} = c_{10} \sum_j m_link_j$, $k_{v,ground}$: 지면의 점성계수

$k_{e,ground} = c_{11} \sum_j m_link_j$, $k_{e,ground}$: 지면의 탄성계수

A3. 근육의 에너지소비 및 기초대사량의 계산

식(6)에서 근육의 에너지소비율은 식(A.12)로 정의하였다. 여기서, \dot{E}_m^A 는 자극량에 비례하는 활성화열(activation heat) 발생률, \dot{E}_m^M 는 근수축력에 비례하는 유지열(maintenance heat) 발생률, \dot{E}_m^S 는 수축속도에 비례하는 수축열(shortening heat) 발생률, \dot{E}_m^W 는 근육이 외계에 대해서 한 일률(mechanical work ratio or power)을 의미한다.

$$\dot{E}_m = \dot{E}_m^A + \dot{E}_m^M + \dot{E}_m^S + \dot{E}_m^W \quad (\text{A.12})$$

$$\dot{E}_m^A = \varepsilon^A m_m s_m$$

$$\dot{E}_m^M = \varepsilon^M m_m f(\xi_m) s_m$$