

최적화 기법에 의한 인체 하지 근골격 시스템의 최적제어 모델 개발†

(An optimization approach for the optimal control model of human lower extremity musculoskeletal system)

김 선 필*
(Seonpil Kim)

요 약 인체 하지 근골격 시스템의 수학적 모델에 대해 최적제어 기법을 이용하여 최대 높이뛰기 운동을 재현하였다. 근육의 비선형 동적특성에 의해 순동역학 접근방법을 사용하였으며 최적제어는 최적화 프로그램인 마이크로 유전알고리즘과 VF02 비선형 최적화 프로그램을 적용하였다. 최대 높이뛰기 운동을 위한 근골격 모델에서 유전알고리즘만으로는 최적해를 얻을 수가 없었다. 유전알고리즘의 해를 비선형 최적화 프로그램의 초기 예측값으로 하여 도약시간에 따른 최적의 운동 신경자극도를 결정하였다. 이러한 접근방법은 초기의 인위적 예측값 없이 최대높이뛰기 운동에 대한 전역해를 제공하였다.

핵심주제어 : 근골격 모델, 마이크로 유전알고리즘, 최적제어, 비선형계획법

Abstract The study investigated genetic algorithms for the optimal control model of maximum height vertical jumping. The model includes forward dynamic simulations by the neural excitation-control variables. Convergence of genetic algorithms is very slow. In this paper the micro genetic algorithm(micro-GA) was used to reduce the computation time. Then a near optimal solution from micro-GA was an initial solution for VF02, which is one of well-developed and proven nonlinear programming algorithms. This approach provided the successful optimal solution for maximum-height jumping without a reasonable initial guess.

Key Workds : musculoskeletal model, micro-genetic algorithm, optimal control, nonlinear programming

1. 서 론

인체의 운동을 담당하는 근골격 시스템에서 근력과 관절내의 접촉력, 인대에 전달되는 힘의 해석은 정상적인 동작뿐만 아니라 비정상적인 동작의 이상을 진단하고 이해하는데 필수적인 것이다. 이러한 인체 내부 힘을 알기 위해서는 실험에 의한 직접적인 측정이 필요하나 제한된 범위 내에서만 실시되고 있으며, 대부분 인체

근골격 모델의 해석을 통한 연구로부터 간접적으로 파악하고 있다.

인체 근골격 모델은 관절의 자유도보다 더 많은 근육에 의한 여유구동(redundant actuation) 방식으로 동작한다. 따라서 해석하고자 하는 인체의 특정 운동 동작에 대하여 무한히 많은 근력의 해를 가지며, 최적화 기법(optimization method)을 적용하여 특정동작에 가장 적합한 근력을 결정할 수 있다. 그러나 최적화기법은 측정된 동작 자료에서 관절토크를 계산한 후 근력을 결정함으로써 근육의 비선형 동적특성을 고려할 수 없다[1]. 이에 대한 보완으로 최적제어

† 본 연구는 2005학년도 경주대학교 학술연구비 지원에 의하여 이루어 졌음.

* 경주대학교 컴퓨터정보시스템공학부

이론(optimal control theory)을 근의 비선형 동적 모델의 순동역학(forward dynamics)에 적용함으로써 특정 동작에 대한 근건유닛(musculotendon unit)의 정량적인 평가를 할 수 있도록 한 것이다[2]. 최적제어의 결과로부터 예측된 각 근육의 신경자극도, 인체운동시 발생하는 지면반력, 인체분절의 위치, 속도, 가속도 등의 자료는 동일한 동작의 실험 결과와 정량적으로 비교할 수 있다.

이러한 최적제어 방법은 특정 운동에 대한 최적의 해를 구할 수 있으나, 항상 초기에 적절한 해를 추정하여 제공해야 만족스런 최적값(optimal solution)을 구할 수가 있다. 이러한 최적값은 지역해(local solution)로서 예측된 최적값보다 더 좋은 해가 존재하는지는 알 수가 없다. 초기

예측값을 가능한 최적의 해에 근접하게 설정해야 함으로 본 논문과 같은 제어변수가 48개인 경우에는 초기 값의 설정이 매우 힘든 작업이다.

최근 지역해에서 벗어나 전역해(global solution)를 얻을 수 있는 다양한 휴리스틱 기법(heuristic techniques)이 개발되어 최적화에 적용되고 있다[3][4]. 본 논문에서는 생물의 적자생존(survival of fittest) 과정을 이용한 최적화 기법인 유전알고리즘의 적용을 검토하였다. 유전알고리즘에 의한 해는 전역해라는 수학적 결론은 없으나, 지역해에서 벗어나 전역해에 가까운 값임에는 틀림이 없다. 또한 초기값을 난수(random number)에 의해 결정함으로써 초기에 지역해에 가까운 해를 선정해야하는 번거로움을

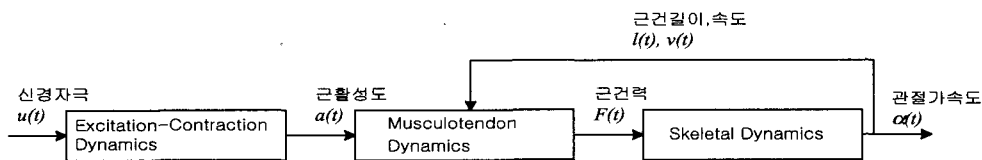


그림 1. 근건유닛의 순동역학(forward dynamics) 흐름도

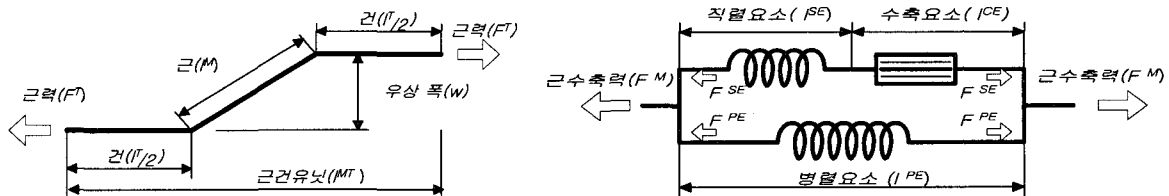
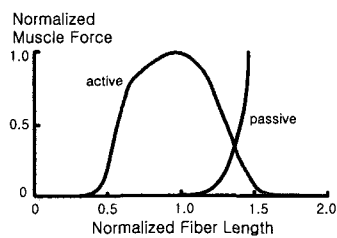
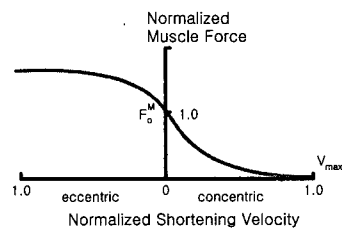


그림 2. 근건유닛의 세부모델



(a) 근 수축 및 병렬요소의 힘-길이 특성



(b) 근 수축요소의 힘-속도 특성

그림 3. 근의 동적 특성

없앨 수 있다. 그러나 유전알고리즘의 단점은 최적해의 가까운 곳에서는 수렴속도가 매우 늦어지고, 제어변수의 갯수에 따라 계산횟수가 급격히 증가한다.

본 논문에서는 초기의 해를 유전알고리즘에 의해 구한 후 이를 수학적으로 안정화된 비선형 계획법(nonlinear programming)을 이용하여 최적화함으로써 최적제어의 문제점을 보완하였다.

2. 근골격 시스템 모델

2.1 근건유닛

근건유닛의 작동은 운동제어를 위한 입력신호인 신경자극(neural excitation)이 가해짐에 따라 근육이 작동하며, 근육에 의해 발생하는 힘은 근의 운동신경자극도, 근건유닛의 수축속도 및 길이의 변화뿐만 아니라 근건유닛의 기구학적 형상구조에 의해 결정된다(그림 1). 본 논문에서는 Zajac에 의해 유도된 Hill-type 근건모델을 사용하였다[5][6][7].

근건유닛의 구조는 그림 2와 같이 건(tendon)이 직렬로 연결되어 있고, 근육은 수축요소(contractile element) 및 직렬/병렬 탄성요소(series and parallel elastic element)의 집중 파라미터 모델(lumped parameter model)로 단순화하였다. 이러한 모델은 신경자극에 의한 시간 지연을 나타내는 1차 미분방정식과 근육에서 실제 힘을 발생하는 수축요소, 직렬 및 병렬 탄성 요소에 의한 1차 미분방정식으로 표현된다.

2.2 근활성도(muscle activation)

근을 작동시키기 위한 신경자극(neural excitation)과 근육의 활성도(activation) 사이의 시간 지연을 나타내기 위해 식(1)과 같이 1차 미분방정식으로 표시된다.

$$\begin{aligned} \dot{a}(t) = & \left(\frac{1}{\tau_{rise}}\right)(1-a)u(t) \\ & + \left(\frac{1}{\tau_{fall}}\right)(a_{min}-a)[1-u(t)] \end{aligned} \quad (1)$$

여기에서 $u(t)$ 는 근에 입력되는 신경자극도이

며, τ_{rise} 와 τ_{fall} 은 근활성도의 상승 및 감쇠 시간상수로서 본 모델에서는 각각 0.02, 0.2로 정하였다. a_{min} 은 근수축시 요구되는 근활성도의 최소수준으로 0.05이다.

2.3 근의 동적 특성

1) 근력-근길이 특성

그림 3의 (a)에서 근의 등척력(isometric muscle force)이 완전히 활성화될 때 (근활성도 $a=1$) 근길이와의 관계를 보여주고 있다. 근의 병렬탄성성분에 의한 수동적인 힘 (F_{iso}^{PE})은 근의 길이(l^M ; muscle length)가 자유길이(l_o^M ; resting length)보다 신장됨에 따라 비선형적인 지수함수의 값으로 존재한다고 가정하였다.

$$\frac{F_{iso}^{PE}}{F_o^M} = 0.01 e^{10 \left(\frac{l^M - l_o^M}{l_o^M} \right)} \quad (2)$$

여기에서 F_o^M 은 l_o^M 에서 근의 수축력(최대 등척력)이다. 근의 수축요소에 의한 힘(F_{iso}^{CE})은 수의적 수축(voluntary contraction)에 의한 것으로 전체적인 힘-길이 특성은 사다리꼴 형태의 곡선을 가지며 근길이에 따라 근수축력이 결정된다. 근이 자유길이보다 신장됨에 따라 근의 미세섬유(filaments) 내부에 있는 액틴(actin)과 미오신(myosin)의 크로스브리지(crossbridge) 배열수가 감소된다. 따라서 신경자극을 받을 때 근육이 수축되는 힘은 점차 감소해지고 근 자유길이의 50%되는 부분에서 0이 된다. 근이 수축될 때는 액틴과 미오신이 서로 겹쳐지고 크로스브리지의 효과가 저하되어 근의 수축력이 감소된다. 그림 3의 (a)에서의 수축력과 근길이 관계를 근거로 실험 근사식으로 유도하였다.

$$\frac{F_{iso}^{CE}}{F_o^M} = f_1 \left(\frac{l^M}{l_o^M} \right) \quad (3)$$

완전 활성화되지 않을 경우의 근수축력 (F_{iso}^{CE})은 식(3)에서 얻은 수축력에 근활성도 (a)에 비례하는 값으로 결정한다.

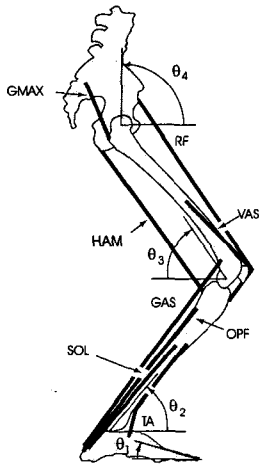


그림 4. 높이뛰기의 근골격 모델: 인체는 4링크 8근간에 의해 움직이는 평면모델, 전경골근(TA), 가자미근(SOL), 기타족저골근(OPF), 비복근(GAS), 광근(VAS), 대퇴직근(RF), 슬건(HAM), 대둔근(GMAX)

표 1. 모델에서 사용된 근건유닛의 파라미터

근건유닛	w (우상폭)	l_o^M (근의길이)	F_o^M (최대등척력)	l_o^T (근건길이)
SOL	0.011628685	0.034	5505	0.360
OPF	0.0062513344	0.036	4667	0.405
TA	0.006100902	0.07	1820	0.265
GAS	0.012890525	0.062	3080	0.411
VAS	0.015628336	0.09	7020	0.206
RF	0.0130236133	0.075	1210	0.323
HAMS	0.016109277	0.1065	3055	0.340
GMAX	0.000	0.182	3445	0.090

표 2. 모델에서 사용된 인체 골격시스템의 파라미터

	m (kg) (분절질량)	l_{ci} (m) (분절질량중심*)	l_i (m) (분절길이)	I_i ($kg \cdot m^2$) (분절관성모멘트)
foot	2.2	0.14275	0.24	0.031
shank	7.5	0.274	0.435	0.130
thigh	15.15	0.251	0.40	0.252
HAT	51.22	0.343	0.343	6.814

*개별 분절의 원위단 관절중심에서 분절 질량중심까지 거리
 체중: 76.07kgf(746N), 직립시 질량중심: 1.05m

2) 근력-근수축속도 특성

근은 부하상태에 수축되는 속도에 따라 수축력이 감소한다고 알려져 있다. 그림 3의 (b)는 근력과 근 수축속도와의 관계를 보여주고 있다. 최대 수축속도 (V_{max}) 이상에서는 근길이나 근활성도에 관계없이 항상 근력이 0으로 감소된다. 수축속도(v)가 0에서는 앞 절의 근의 길이에 대한 특성에서 정해지는 등척 근수축력 (F_{iso}^{CE})의 값이다. 근수축력은 근이 신장될 때 등척력의 1.8배 ($1.8F_{iso}^{CE}$)까지 증가할 수 있으며 또한 최대 수축속도는 근의 종류에 관계없이 단위시간당 근 자유길이의 10배 ($10l_o^M$)로 가정하였다. 수축속도와 근력과의 관계를 실험 근사식으로부터 tan함수를 이용하여 유도하였다.

$$F^{CE} = f_2\left(v^{CE}, \left(\frac{F_{iso}^{CE}}{F_o}\right)\right) \quad (4)$$

여기서

$$F^{CE} = F^M - F^{PE} \quad (5)$$

2.4 건(tendon) 모델

본 논문에서 건은 길이가 늘어날 때만 작용하는 선형탄성체로서 가정하였다.

$$\frac{F^T}{F_o^M} = k_T \left(\frac{l^T - l_o^T}{l_o^T} \right) \quad (6)$$

변형률에 대한 건의 강성계수 k_T 는 근의 최대등척력 (F_o^M)의 37.5배로 가정하였다.

2.5 골격근의 모델파라미터 선정

논문에 사용된 근건유닛의 기시점(origin) 및 착점(insertion)은 Brand[8]의 데이터를 이용하였다. 근의 최대등척력(maximum isometric muscle force), 근의 길이 및 우상 폭(pinnation) 등은 Wickiewicz[9]와 Brand의 데이터를 사용하였으며, 건에 대한 스프링상수는 Woo[10]의 데이터를 사용하였다. 이러한 데이터를 근거로 각각의 관절에 대한 최대 등척력 시험을 실시하였다. 모델과 피실험자의 신전/굴곡 토크의 비교에 의

해 근건유닛의 파라미터를 검증하였다. 본 논문에서 사용된 근골격 모델은 이러한 검증을 통하여 Kim[11]과 Pandy[12]에서 발표된 최적제어 모델과 동일한 파라미터를 사용하였다.

3. 최대 높이뛰기 근골격 모델

본 논문에서는 최대 높이뛰기 동작시 좌·우 하지는 동일한 동작 패턴을 가진다고 가정하였다. 근골격 모델은 그림 4에서 보는 바와 같이 4개의 분절로 구성되며 각각의 관절은 마찰이 없는 1자유도의 회전관절(revolute joint)로 하여 전체 시스템을 4자유도 평면 링크 시스템으로 모델링하였다. 각 분절은 관절을 가로지르는 8개의 근건유닛에 의해 동작한다.

높이뛰기 해석을 위한 4자유도 근골격 시스템의 운동방정식은 다음과 같다.

$$A(\theta)\ddot{\theta} = B(\theta)\dot{\theta}^2 + C(\theta) + DT + T_{ex} \quad (7)$$

여기에서 A 는 4×4 질량행렬, B 는 Coriolis 및 원심가속도 효과의 4×1 벡터, C 는 중력에 의한 4×1 벡터, T_{ex} 는 각 관절에 작용하는 외부 토크로서 높이뛰기 모델에서는 발과 지면사이에 비틀림 감쇠-스프링을 삽입하여 순동역학 해석시 시뮬레이션을 원활하게 하였다. T 는 근건유닛에 의한 토크로서 높이뛰기 모델에서는 단지 고관절(hip), 슬관절(knee), 족관절(ankle)에만 작용하는 3×1 토크벡터이다. 따라서 D 는 4×3 행렬로서 3×1 벡터인 관절토크를 전체 4자유도 운동방정식을 위한 토크로 변환시킨다.

3.1 최적제어 모델

최적제어를 이용한 방법은 최대 높이뛰기(maximum height jumping), 의자에서 일어서기(rising from a chair) 등과 같은 제한된 인체 동작에 적용되었다. 먼저 최대 높이뛰기를 위한 근의 신경자극도를 설정하고 근건유닛의 수학적 모델을 통해 근력을 발생시킨다. 링크의 운동방정식을 통해 높이뛰기 동작을 실행하도록 하는 순동역학 해석방법을 이용하였다.

높이뛰기를 위한 신경자극도는 동작시작부터

발의 도약직전까지 시간에 따라 변화하며 동작을 실행할 수 있는 무한히 많은 신경자극 패턴이 존재할 것이다. 최적제어 기법에 의해 목표

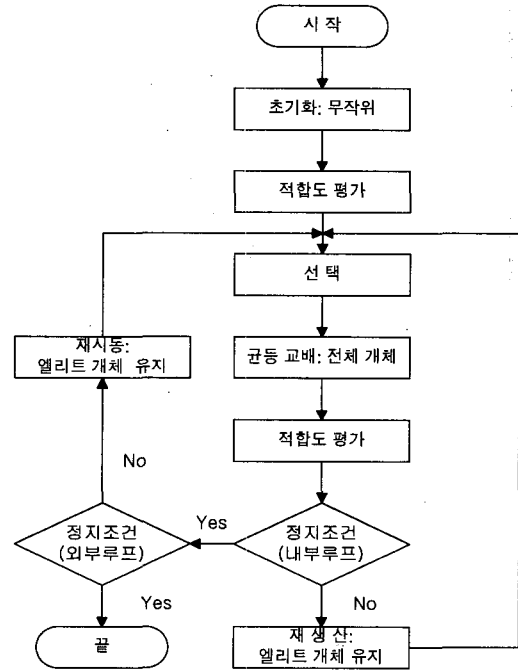


그림 5. 마이크로 유전알고리즘에 의한 최적제어 차트

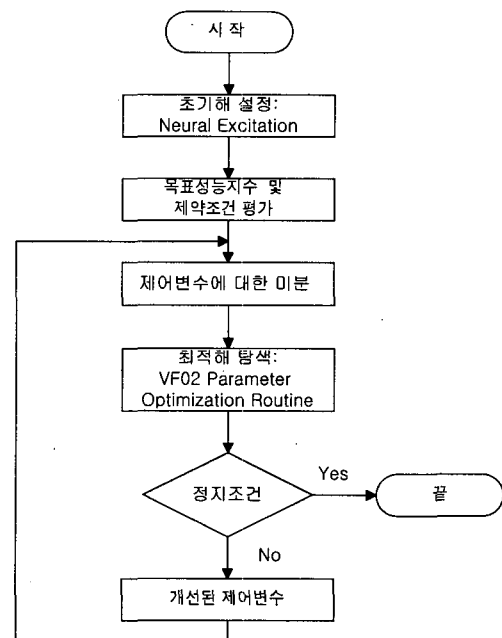


그림 6. VF02 비선형프로그래밍에 의한 최적제어 차트

성능함수와 구속조건에 가장 최적인 신경자극도를 선택하도록 한다. 최대 높이는 식(8)과 같이 인체 중심의 높이와 상방향 수직속도만의 함수가 되도록 하였고, 도약직전의 지면반력 $F_V=0$ 되는 구속조건을 부가되었다.

$$J = Y_c(t_f) + \frac{Y_c(t_f)}{2g} \quad (8)$$

$Y_c(t_f)$ 와 $Y_c(t_f)$ 는 높이뛰기를 위해 발끝이 지면에서 떨어지는 순간(t_f)의 모델 질량 중심 위치와 속도이며, g 는 중력가속도를 나타낸다.

각각의 근에 대한 신경자극의 크기는 근건모델에서 규정된 것과 같이 0에서 1 사이에 있어야 하며 각 관절의 과도한 신전(hyperextension)을 방지하기 위한 구속조건을 부가하였다. 지면방향으로 동작에 의한 반동의 영향을 줄이고 단순히 상방향으로 신체를 발사시키는 높이뛰기 동작을 위해, 초기($t=0$)에 고관절과 슬관절을 굽히고 무계중심을 낮추어 규정된 자세에서 정적 평형상태를 유지하도록 하였다.

모든 근육에 대해 일정시간 간격(노드, 여기서는 $0.2t_f$)에서 신경자극도를 최적제어의 제어 변수(48개)로 하여 목표성능함수에 최적인 신경자극도 패턴을 결정하는 파라미터 최적화(parameter optimization) 문제로 설정하였다. 시스템의 운동방정식을 적분하기 위해 매 순간마다 제어변수인 신경자극도의 노드사이를 보간하여 사용하였다.

3.2 유전알고리즘에 의한 최적제어

유전알고리즘은 유전자의 부동을 방지하고 다양한 탐색을 확보하기 위하여 해집단의 크기를 30-200 개체사이에서 유지하여야 한다[13]. 유전알고리즘은 많은 개체를 운용 할수록 최적값을 안정적으로 구할 수 있다는 장점이 있지만 개체수만큼의 계산횟수가 요구됨으로 개체수의 증가는 계산량의 증가와 직결된다. 개체수의 증가에 따른 부담을 해결하기 위해 소수의 개체를 사용하는 마이크로 유전알고리즘(micro-genetic algorithm)을 이용하였다[14]. 마이크로 유전알고리즘은 유전정보의 다양성을 유지하며 진화하

기 위하여, 균등교배와 엘리트 개체를 선별, 다음 세대에 이용하도록 하여 좋은 개체의 인자를 보존할 수 있도록 하였으며, 새롭게 형성된 엘리트 개체의 적합도 값이 작은 경우 기존의 엘리트 개체를 유지하도록 하였다. 재시동(restart)과 모든 개체가 교배연산을 수행하도록 하였기 때문에 돌연변이 연산을 배제하였다. 목표성능함수인 최대높이를 적합도 값으로 하여 연산을 수행하였다.

3.3 비선형 프로그래밍에 의한 최적제어

초기 추정된 제어변수의 패턴 $u(t)$ 으로 부터 순동역학 시뮬레이션을 통해 목표성능기준과 구속조건을 최적제어 알고리즘에 따라 반복 계산한다. 먼저 각각의 제어변수 노드에 대한 성능기준의 미분값은 전진차분(forward difference)에 의해 계산되며, 운동방정식의 다중 전진적분(multiple forward integration)에 의한 순동역학 시뮬레이션이 필요하였다. 이러한 성능함수, 구속조건 및 미분값은 비선형 최적화 프로그램인 VF02[15]의 입력 값이 되어 개선된 제어변수의 노드를 예측하였다.

4. 모델 시뮬레이션

8개 근건유닛의 신경자극도를 5등분으로 분할하여 전체 입력 제어변수를 48개로 하였으며 제어변수는 유전알고리즘의 해 파라미터인 유전자 개체가 된다. 마이크로 유전알고리즘은 일반적으로 5개의 개체수를 사용하도록 추천하고 있으나 대부분 10개 이내의 변수에 적용된 것으로 본 논문에서 사용한 48개 변수와 같이 많은 변수에서는 아직 발표가 되지 않았다. 본 논문에서 사용한 마이크로 유전알고리즘은 이진코딩을 사용함으로 개개의 제어변수를 32비트로 표현하였으며 집단의 개체 수는 10개로 하였다.

이진코딩시의 비트수와 유전자 집단의 개체수를 임의로 변경하여 적용하여보았으나 세대 수와 유전자 개체수를 곱한 목표성능함수의 계산 횟수에는 큰 변화를 보이지 않았다. 그러나 동작 시간을 줄이면(예: 0.45초) 유전알고리즘에 의한

최적값 예측이 급격히 향상되는 경향을 보였다.

본 논문에서는 단지 유전알고리즘만으로는 최대높이뛰기를 위한 최적 제어변수를 얻을 수가 없었다. 따라서 먼저 유전알고리즘으로부터 구속조건과 도약시간에 따른 최대 높이 및 최적 제어변수 값인 신경자극도의 변화를 검토하였다. 유전알고리즘에서 얻어진 제어변수 값을 VF02의 초기 예측값으로 하여 비선형 최적화 프로그램을 수행하였다.

4.1 유전알고리즘의 초기예측

1) 구속조건의 영향

인체 질량중심의 최대 높이는 도약직전 인체 질량중심의 수직위치와 속도에 의해 결정되며, 이때 수직반력(F_V)은 0이 된다. 유전알고리즘에서 $F_V=0$ 의 구속조건(constraint condition)은 벌점함수(penalty function)로서 목표성능함수에 부과하였다. 그림 7은 벌점함수의 가중치 영향을 비교하였으며, 세대수에 개체수를 곱한 평가수로 도시하였다.

초기 10,000회까지는 급속도로 목표성능함수의 값이 증가하다 이후 완만한 경향으로 증가하고 있다. 벌점함수의 가중치를 작게 함에 따라 목표성능함수인 최대높이가 크지는 경향을 보여주고 있다. 이러한 경향은 벌점함수의 영향이 작아져서 구속조건에 대한 여유가 크진 것으로 볼 수 있다.

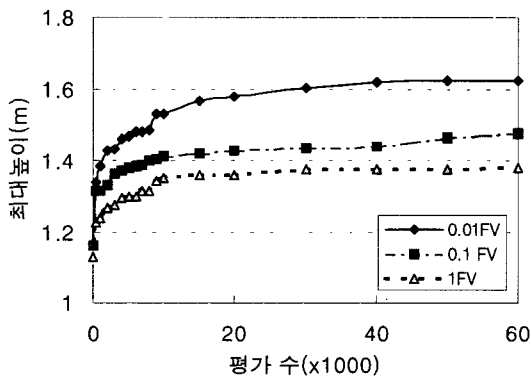


그림 7. 구속조건에 $F_V=0$ 에 대한 가중치의 영향: 도약시간 0.55초, 평가수=개체수×세대수

2) 도약시간

그림 8은 도약시간 0.45초의 경우 평가회수 60,000회에서 1.498m에 도달하였으며, 예상과 달리 도약시간이 길어질수록 최대높이의 값이 감소하는 현상을 보여주고 있다. 매 도약시간마다 시뮬레이션한 결과 평가회수 100,000 이상에서도 최적해에 도달하지 못하였다.

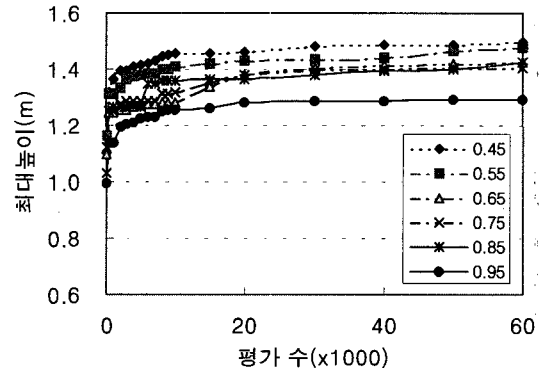


그림 8. 도약시간에 따른 최대높이의 변화: 구속조건 $0.1F_V$

4.2 비선형프로그래밍에 의한 최적예측

유전알고리즘으로부터 얻은 결과의 해를 초기 예측의 해로 설정하여 VF02로부터 최적의 해를 결정하였다. 유전알고리즘과 동일하게 일정 도약시간에 대하여 최적프로그램을 수행하여 최대 높이의 변화되는 경향을 검토하였다. 이후 도약시간을 제어변수에 포함하여 49개의 변수에 대한 최적제어 값을 도출하였다.

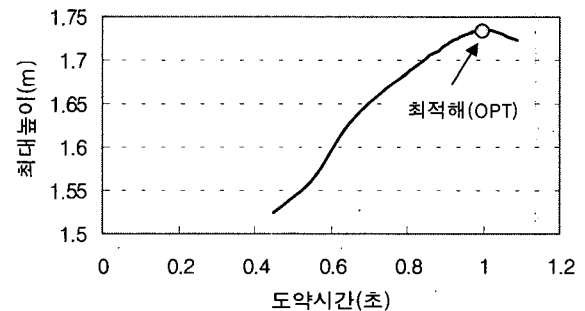


그림 9. 도약시간의 변경에 따른 최대높이의 결과: 도약시간을 제어변수에 포함한 결과의 최적해(OPT)는 1.066초에서 결정됨

1) 도약시간에 따른 최고높이

그림 9는 도약시간에 따른 최대 높이를 보여 주고 있다. 0.45초에서는 1.525m였으나 도약시간이 길어짐에 따라 최대높이도 증가하여 1.066초에서 1.734m로 최고 높이에 도달하였다. 이후에는 오히려 도약시간이 길어짐에 따라 감소하는 경향을 보이고 있다. 또한 0.4초 이하에서도 최대높이가 0.45초보다 감소하였다.

2) 운동신경자극도 패턴

도약시간에 따른 운동 신경자극도를 동일시간 비로 비교하였다. 도약시간 0.85초 이상에서 개개의 근육이 유사한 패턴을 보이고 있다. 다만 전경골근(TA) 및 대둔근(GMAX)은 도약시간에 관계없이 유사하였다. 전경골근(TA)은 초기 20% 이후부터 도약 후반까지 거의 작동을 하지 않았고, 대조적으로 대둔근(GMAX)은 완전히 활성화(1.0)하였다.

동작초기 높이뛰기를 준비하는 단계에서는 슬관절에 작용하는 비복근(GAS), 대퇴사두근(VAS, RF), 슬건(HAMS)이 작용하여 최대 높이뛰기를 위한 자세조절을 하였다. 높이뛰기 동작이 진행

됨에 따라 전경골근(TA)과 슬건(HAMS)을 제외한 대부분의 근육은 점차 크게 활성화되는 경향을 보였다. 특히 동작이 급격히 진행되는 이륙 직전인 80-100%단계에서 슬관절의 신근인 광근(VAS), 고관절의 신근인 대둔근(GMAX), 족관절의 가자미근(SOL) 및 족저굴근(OPF)의 작용이 최대값에 도달하였다. 반면에 슬건은 도약시간 OPT와 1.05만 최대로 작동하고 나머지는 급격히 줄어들었다.

도약시간 0.45초에서는 초기 단계에서 가자미근(SOL), 족저굴근(OPF), 비복근(GAS)의 자극도 패턴이 도약시간이 긴 상태와 달리 상대적으로 조기에 작용되었다. 도약 후반에서 무릎 신근인 대퇴광근(VAS), 대퇴직근(RF)은 조기에 1.0으로 활성화하였다. 슬건(HAMS)은 초기부터 1.0으로 완전 작동되었으나 도약직전에 급격히 감소하였다.

3) 수직위치 및 속도, 지면반력

그림 11, 그림 12, 그림 13은 최대 높이를 발생한 OPT(도약시간 1.066초)에서 인체 질량중심의 수직위치, 수직속도, 지면 반력의 변화를

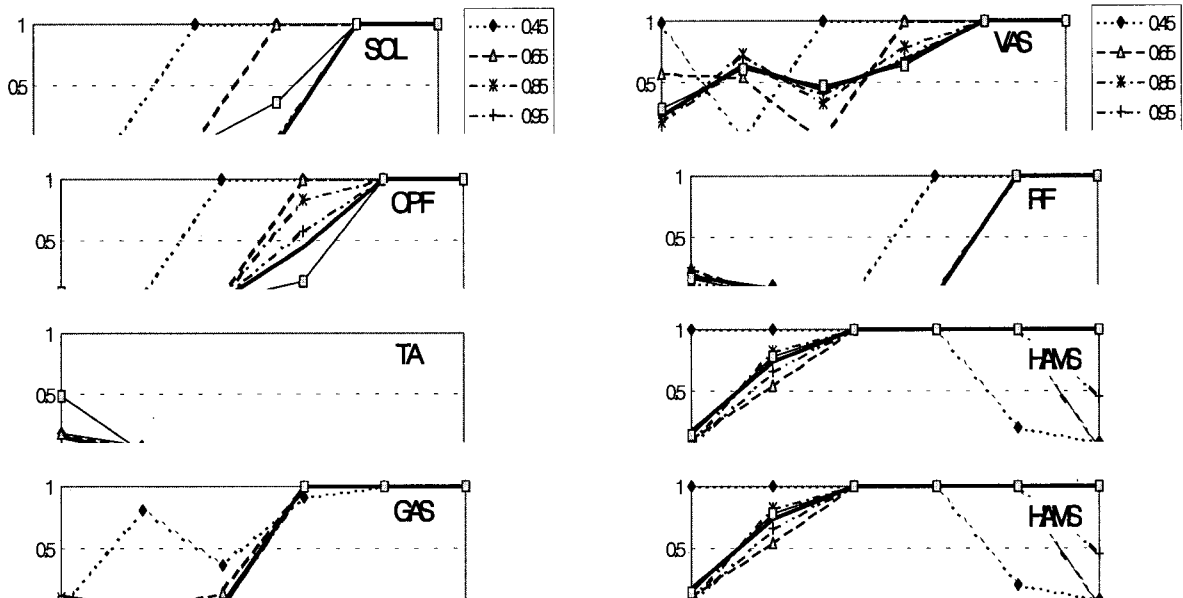


그림 10. 도약시간에 따른 하지 근육의 운동신경자극도

보여주고 있다. 동작초기에 지면 반력 및 인체 질량중심의 속도가 상하방향으로 변화하는 것은 도약을 위하여 자세를 조절하는 것을 보여주며, 신경자극도의 변화에서 주로 슬관절에 작용하는 근에 의하여 발생되고 있음을 알 수 있다(그림 10과 그림 13 비교). 지면 수직반력은 0.5초(50%)부터 급격히 상승하며 이에 따라 속도는 0.6초(60%), 위치는 0.75초(75%)로 시간 지연되어 상승하였다.

4) 근력의 변화

근력의 패턴은 모든 근이 도약직전 동시에 작용하는 것이 아니라 고관절, 슬관절, 족관절의 순으로 작동되는 것을 보여주고 있으며, 이러한 현상은 신경자극도의 패턴 그림 10에서도 볼 수 있다. 대퇴신근인 대둔근(GMAX)과 슬건(HAM)이 먼저 작용한 후에 슬관절의 신전운동에 관계하는 대퇴사두근(VAS, RF)과 족관절근인 전경골근(TA), OPF, SOL이 작동하였다. 족관절근인 전경골근(TA)은 높이뛰기의 초기단계에서 먼저 작용을 하여 족관절에 배측굴곡운동(dorsiflexion)을 발생시켰으며, 고관절 및 슬관절에 작용하는 대퇴직근(RF)은 상체를 지면 방향으로 굴곡하도록 작용하였다.

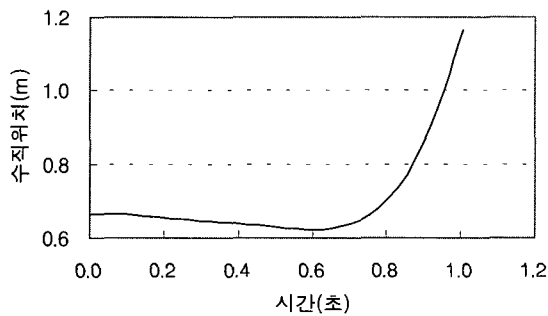


그림 11. 최적신경자극도(OPT)로부터 유도된 인체 질량중심의 수직 위치

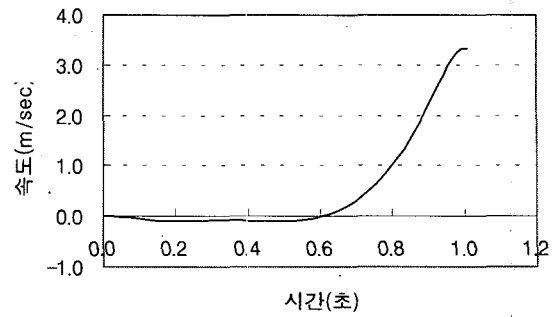


그림 12. 최적신경자극도(OPT)로부터 유도된 인체 질량중심의 수직 속도

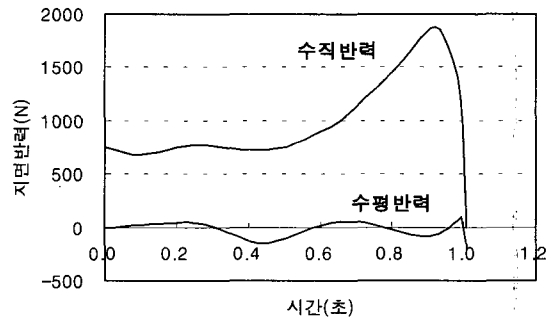


그림 13. 최적신경자극도(OPT)로부터 유도된 모델의 지면반력

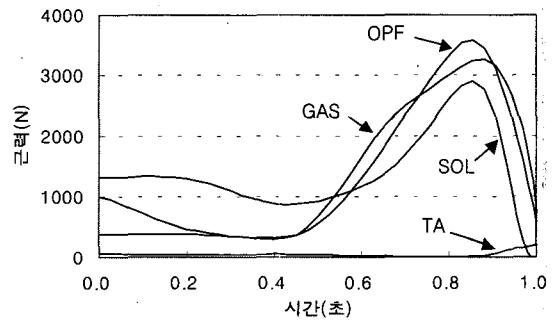


그림 14. 최적신경자극도(OPT)로부터 유도된 근건유닛의 근력: 족관절, 슬관절

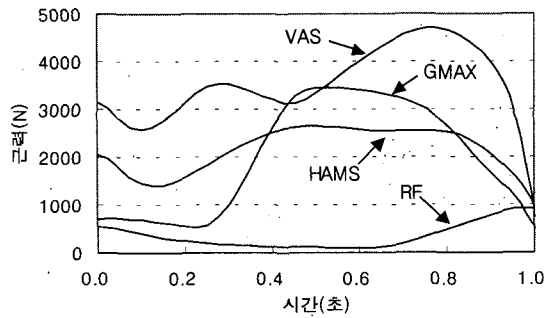


그림 15. 최적신경자극도(OPT)로부터 유도된 근건유닛의 근력: 슬관절, 고관절

5. 결론

본 과제에서는 복잡한 해공간의 탐색능력이 우수하여 변수와 제약이 많은 대형문제를 해결하는데 널리 사용하고 있는 유전알고리즘(GA)과 비선형 최적화 프로그래밍 기법을 조합하여 사용함으로써 최적해를 구하는 탐색능력을 증가시켰으며 이전의 기법에 불가능하였던 전역해(global solution)에 대한 접근이 가능하도록 하였다.

모델 시뮬레이션에서도 알 수 있었던 것으로 유전알고리즘의 전역적 탐색능력은 우수하였지만 국소적인 탐색이 취약하여 최적해에 근접한 이후 최적해 자체를 찾는 것이 불가능하였다.

기존의 비선형 최적화 프로그램을 이용한 기법은 수학적 지역해를 구함으로 수학적 안정성과 국소 탐색능력이 탁월하다. 그러나 초기에 적절한 제어변수 값을 제공하지 않으면 최적해의 값에 도달하지 못하는 근본적인 문제를 가지고 있다. 따라서 먼저 유전알고리즘을 이용하여 전역탐색을 통하여 최적의 근사해를 얻었다. 이러한 최적 근사해를 국소탐색능력이 탁월한 비선형 최적화 프로그램인 VF02의 초기 예측값으로 하여 최적화를 수행함으로써 전역탐색능력을 가지면서 국소탐색능력을 높임으로써 효과적인 최적제어모델이 가능하도록 하였다.

참고 문헌

- [1] Patriarco, A.G., Mann, R.W., Simon, S.R., and Mansour, J. (1981). An evaluation of the approaches of optimization models in the prediction of muscle forces during human gait. *J. Biomechanics* 14: 513-525
- [2] Davy, D.T. and Audu, M.L. (1987), A dynamic optimization technique predicting muscle forces in the swing phase of gait. *J. Biomechanics*, 20, 873-877
- [3] Schutte, J.F., Koh,B.L. Reinbolt, J.A., Fregly, B.L., and George, A.L. (2005). Evaluation of a particle swarm method for biomechanical optimization. *J. Biomech. Engng.* 127, 465-474
- [4] Casius, L.J.R. and van Soest, A.J. (1999) Parallel genetic algorithms for optimization in musculoskeletal modeling. 7th International Symposium on Computer Simulation in Biomechanics, August 6-7
- [5] Zajac, F.E. (1989). Muscle and tendon: properties, models, scaling, and application to biomechanics and motor control. *Critical Reviews In Biomedical Engineering*, 17-4, 359-411
- [6] Pandy, M.G., Zajac, F.E., Sim, E., and Levine, W.S. (1990). An optimal control model for maximum-height human jumping. *J. Biomechanics*, 23, 1185-1198
- [7] Pandy, M.G., Anderson, F.C., and Hull, D.G. (1992). A parameter optimization approach for the optimal control of large-scale musculoskeletal systems. *J. Biomech. Engng.* 114, 450-460
- [8] Brand, R.A., Crowninshield, R.D., Wittstock, C.E., Pedersen, D.R., Clark, C.R., and van Krieken, F.M. (1982). A model for lower extremity muscular anatomy. *J. Biomech. Engng.* 104, 304-310
- [9] Wickiewicz, T.L., Roy, R.R., Powell, P.L., and Edgerton, V.R. (1983). Muscle architecture of the human lower limb, *Clin. Orthop. Rel. Res.*, 179, 275-283
- [10] Woo, S.L-Y and Gomez, M.A., Woo, Y., and Akeson, W.H. (1982). Mechanical

properties of tendons and ligaments. II: The relationships of immobilization and exercise on tissue remodeling. *Biorheology*, 19, 397-408

- [11] Kim, S. and Pandy, M.G. (1998). An optimal control model for determining articular contact forces at the human knee during rising from a static squat position, *KSME International Journal*, 12, 847-858
- [12] Pandy, M.G., Garner, B.A., and Anderson, F.C. (1993). Optimal control of non-ballistic muscular movements: A performance criterion for rising from a chair. *J. Biomech. Engng.* 117, 15-20
- [13] 진강규 (2000). 유전알고리즘과 그 응용, 교우사,
- [14] Carroll, D.L (1996). Chemical laser modeling with genetic algorithms, *AIAA J.*, Vol. 34, No. 2, 338-346
- [15] Powell, M.J.D. (1978). A fast algorithm for nonlinearity constrained optimization calculations. Matson, G.A.(ed), *Numerical Analysis Lecture Notes in Mathematics*, Springer-Verlag, 630, 144-157



김 선 필 (Seonpil Kim)

- 1981년 울산대학교 기계공학과 공학사
 - 1991년 (미국) The University of Texas at Austin 기계공학과 석사(M.S.)
 - 1996년 The University of Texas at Austin 기계공학과 박사(Ph.D.)
 - 1982년-1988년 국방과학연구소 연구원
 - 1996년-1999년 삼성자동차 중앙연구소 수석연구원
 - 1999년-현재 경주대학교 컴퓨터정보시스템공학부 교수
- <관심분야> : 로봇공학, 생체역학, 센서계측