

유전자 알고리즘을 이용한 새로운 무릎 보장구의 최적 설계

Optimal Design of a Novel Knee Orthosis using a Genetic Algorithm

표상훈, 윤정원*
(SangHun Pyo¹ and JungWon Yoon¹)

¹Gyeongsang National University

Abstract: The objective of this paper is to optimize the design parameters of a novel mechanism for a robotic knee orthosis. The feature of the proposed knee orthosis is to drive a knee joint with independent actuation during swing and stance phases, which can allow an actuator with fast rotation to control swing motions and an actuator with high torque to control stance motions, respectively. The quadriceps device operates in five-bar links with 2-DOF motions during swing phase and is changed to six-bar links during stance phase by the contact motion to the patella device. The hamstring device operates in a slider-crank mechanism for entire gait cycle. The suggested kinematic model will allow a robotic knee orthosis to use compact and light actuators with full support during walking. However, the proposed orthosis must use additional linkages than a simple four-bar mechanism. To maximize the benefit of reducing the actuators power by using the developed kinematic design, it is necessary to minimize total weight of the device, while keeping necessary actuator performances of torques and angular velocities for support. In this paper, we use a SGA (Simple Genetic Algorithm) to minimize sum of total link lengths and motor power by reducing the weight of the novel knee orthosis. To find feasible parameters, kinematic constraints of the hamstring and quadriceps mechanisms have been applied to the algorithm. The proposed optimization scheme could reduce sum of total link lengths to half of the initial value. The proposed optimization scheme can be applied to reduce total weight of general multi-linkages while keeping necessary actuator specifications.

Keywords: knee orthosis, biomechanics, gait rehabilitation, exoskeleton, genetic algorithm, and weight optimization

I. 서론

RGO (Reciprocating Gait Orthosis)는 뇌졸중과 같은 신경 외과적 질환으로 인한 편마비 증상을 앓고 있는 환자가 옷을 입는 것처럼 착용을 할 수 있도록 환자 개인의 신체 치수에 맞게 설계되어 환자의 걸음 동작 중 착지기(stance phase) 보행을 단순 보조하는 보장구이다. 이 때 환자의 체중에 의한 무릎의 모멘트를 RGO가 지지할 수 있도록 무릎 관절부분의 기계적인 수동 잠금 장치에 의해 환자의 구축 관절 걸음(SKG: Stiff-Knee Gait)이 생성된다. 하지만 기존 RGO의 무릎 관절 구속방식을 통해 환자의 착지기의 보조를 수행하게 되면 인체 시상면(sagittal plane, 矢狀面)에 대한 비대칭성이 야기되고 발과 지면과의 정상적 접촉 상태도 보장하지 못하게 되므로 환자에게 또 다른 신체적 문제를 야기할 수 있다[1].

이러한 장애인을 보조하기 위해서 J. E. Pratt 등[2], Gery Colombo 등[3]에 의해 개발된 외골격 로봇은 슬관절 보조를 위한 방법으로 4절 링크 장치를 이용하였고, Marko Ackermann [4]와 Sai K. Banala [5]가 개발한 로봇은 스프링을 이용한 수동적인 중력 균형(passive gravity balancing)으로 환자의 보행을 보조할 수 있는 방법을 제시하였다. 위에서 개발된 로봇과 같이 4절 링크에 기반한 1자유도 기구와 1개의 구동기를 이용할 경우, 일반적인 체격 조건(키: 170cm전후, 체중: 74.9kg±16.2)을 가진 인간의 보행 과정에서 필요한 슬관

절의 내전 회전력(knee adduction torque)과 굴곡 회전력(knee flexion torque) 그리고 유각기(swing period)에서 구현되는 각속도를 동시에 모두 만족하기 위한 구동기의 사양은 약 343W가 된다[6]. 이러한 기구학적 메커니즘은 환자 보행 지지에 필요한 구동기 무게의 증가를 야기해 궁극적으로 착용성 및 이동성이 떨어지게 된다.

이러한 문제를 해결하면서 편마비 환자의 회복 속도와 보행 패턴을 개선하기 위해 RGO와 연동이 가능하면서 착지기 및 회전기 동안 다른 기능을 제공하는 새로운 기구부를 표상훈 외 1인 [6]은 제시하였다. 제안된 기구의 특징은 인체 하지의 근골격계를 고려하여 로봇이 두 개의 기구부(슬와부근 기구부, 대퇴 사두근 기구부)로 구성되어 잉여구동(redundant actuation)으로 보행동작의 착지기(stance phase)에 필요한 슬관절의 내전 회전력과 회전기(swing phase)때 굴곡 회전력 및 슬관절의 빠른 각속도를 모두 구현 할 수 있는 기능을 가진다. 이 때 각 기구부에 사용된 두 구동기의 동력의 합은 약 160W 내외가 되어 구동기의 모터 용량을 크게 줄일 수 있어 최종적으로 구동기의 무게를 줄이는 설계로 이어질 수 있다.

그러나 요구되는 구동기 사양을 줄이는 대신 사용되는 링크의 개수가 늘어남으로 설계된 기구의 무게가 늘어나는 단점이 생기게 된다. 따라서 구동기의 사양을 줄여 구동기의 무게를 줄이는 설계적 이득을 최대화하기 위하여 링크의 전체 무게와 직결되는 모든 링크 길이의 합을 줄임과 동시에 기구부가 환자의 자연스러운 보행에 필요로 하는 회전력과 각속도를 발생시킬 수 있는 구동기의 적절한 동력 선정이 필요하게 된다.

복잡한 기구부의 인공지능을 이용한 최적설계로 Hamid mehdigholi [7], Dewen Jin [8], P. S. Shiakolas [9]등은 설계된 로봇

* 책임저자(Corresponding Author)

논문접수: 2011. 7. 22., 수정: 2011. 9. 5., 채택확정: 2011. 9. 20.

윤정원, 표상훈: 경상대학교 기계항공공학부 항공기부품기술연구센터 (jwoon@gnu.ac.kr/kissps2006@nate.com)

* 교육과학기술부 소속 신진교수사업 지원을 받아 수행된 연구 (2008-331-D00027) 및 한국연구재단 중점연구소 사업지원을 받아 수행된 연구임(2009-0094016).

의 작업점(end effector)의 궤적이 설계자가 원하는 경로를 추종하도록 링크 길이를 결정하기 위해 유전자 알고리즘을 이용한 최적화 방법을 제시하였고 황윤권 외 1인 은 [10] 6자유도 병렬 매니플레이터의 햅틱장치 적용을 위해 병진 작업공간(COW: Constant Orientation Workspace)과 회전 작업공간(OO: Orientation Workspace)을 만족하면서 등방성(GCI)을 최적화 하기 위해 유전자 알고리즘을 적용한 병렬 매니플레이터 최적화 설계에 대한 연구를 수행 하였다. 그러나 기구가 구형해야 하는 작업 공간, 기구부의 구동기에 의해 발생하는 회전력 및 각속도 (구동기 사양) 그리고 기구부의 무게를 결정하는 전체링크 길이까지 고려한 기구장치의 최적화 설계기법은 아직까지 제시되지 않고 있다.

본 논문에서 제안된 최적화 설계는 작업공간과 기구부의 각속도 및 회전력 조건을 전부 만족하면서 보장구의 무게를 최소화하기 위해 전체 링크길이의 합과 구동기에 사용되는 모터의 용량을 최소화하는 것을 목적함수로 설정하고 있고, 설계의 최적화를 위해 유전자 알고리즘을 이용한 최적설계기법을 제시하고자 한다. II 장에서는 설계된 기구부의 모델링과 작동 방식에 대해서 설명하고, III 장에서는 유전자 알고리즘을 이용한 최적설계 기법을 구체적으로 설명하였다. 그리고 IV 장에서는 각 최적화 결과 값에 대한 고찰과 기구부의 성능 평가를 도시하고, V 장에서는 본 논문의 결론으로 구성하였다.

II. 설계된 외골격 로봇의 기구

1. 기구부의 작동 방식

그림 1은 개념적으로 설계된 보장구가 RGO에 부착된 것을 묘사한 것이다. 제안된 무릎지지 보장구는 인간의 해부학적 특징을 반영하여 보행의 착지기 상태와 회전기 상태를 분리하여 제어할 수 있는 특징이 있다.

슬와부근 기구부(hamstring system)는 보행의 모든 과정을 추종하면서 경골(tibia) 링크에 힘을 지속적으로 공급하며, 무릎 굴곡 회전력(knee flexion torque)과 회전기에서 일어나는 무릎의 각속도가 발생할 수 있도록 제어 및 보조를 수행한다. 한편 대퇴사두근 기구부(quadriceps system)는 착지에서 무릎에 주어지는 체중에 의한 회전력을 인체의 무릎 내전력과 같은 방식으로 지지하며 부족한 무릎의 내전 회전력을 간헐

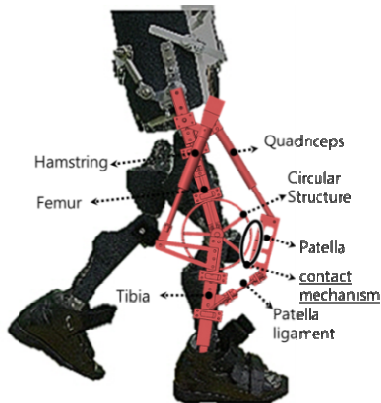


그림 1. RGO에 부착된 슬관절 보장구.
Fig. 1. The developed knee orthosis assembled with a RGO.

적으로 보충 공급하는 기구부이다. 또한 대퇴사두근 기구부가 슬관절에 내전 회전력을 공급할 때 슬와부근 기구부와 잉여구동(redundant actuation)을 함으로써 내전 회전력에 필요한 대퇴사두근 구동기의 사양을 더 줄일 수 있는 특징이 있다. 이러한 설계는 그림 1에서 슬개골(patella)링크와 원형구조물(circular structure)의 접촉 및 비 접촉상태 조건에 의해 대퇴사두근 기구부가 5링크 2자유도 기구에서 6링크 1자유도 기구로 변하는 특성에 의해 가능하게 된다[6].

2. 설계된 로봇의 기구학과 생성 회전력 및 각속도 해석

슬와부근 기구부의 기구학 모델과 자유물체도가 그림 2에 도시되어 있다. 그림 2의 그래프 원점은 무릎 관절의 회전 중심이고, l 은 대퇴골 링크(femur)에서 슬와부근 구동기가 부착된 회전 조인트의 위치, d 는 경골 링크(tibia)에 수직으로 부착된 부분의 길이 및 l_p 는 부착된 부분의 경골 링크 상에서 위치를 나타내며, c 는 d 길이를 가지는 경골 링크에 부착된 부분과 슬와부근 구동기가 연결된 회전 관절의 위치벡터 크기를 나타낸다.

그림 3은 대퇴사두근 기구부를 묘사한 그림이며 그림의 l_{bar} 는 대퇴사두근 구동기가 대퇴골 링크(femur)에 부착되기 위하여 대퇴골 링크에 수직으로 연결된 부분의 길이, q 는 슬

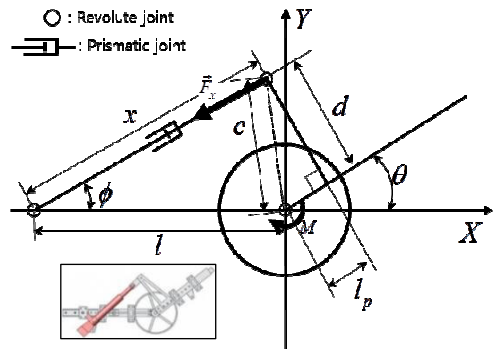


그림 2. 슬와부근 기구부의 기구학 모델과 자유물체도.
Fig. 2. The kinematics model and free body diagram for hamstring system.

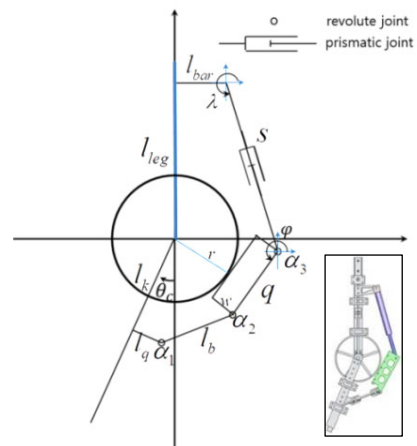


그림 3. 인체의 대퇴사두근 역할을 수행하는 제안된 대퇴사두근 기구부.
Fig. 3. The developed quadriceps system which perform as human's quadriceps.

표 2. 슬와부근 기구부의 경계 값 H의 범위 및 초기값.

Table 2. Ranges of “H” for the vector and initial values of hamstring system parameters.

Variables of H and initial values									
l (467mm)		d (70mm)		l_p (68mm)		\dot{x} (580mm/s)		F_x (250N)	
$h(l)$	$h(u)$	$h(l)$	$h(u)$	$h(l)$	$h(u)$	$h(l)$	$h(u)$	$h(l)$	$h(u)$
180	500	10	400	10	300	10	300	100	999

표 2의 H경계조건에 내에서 구동기의 초기 위치($x_{initial}$)는 식 (4)로 결정되고 이를 통해 $L_{gen(hamstring)}$ 이 구성된다.

식 (4)의 기구학적 구속조건으로 슬와부근 기구부의 초기 각도는 0도로 설정되며 ($x_{initial}$)는 선형 구동기의 최대변위이고 최소변위(구동기의 원래 길이)는 최대변위의 58.8%로 가정하였다.

$$x_{initial}^2 = (l + l_p)^2 + d^2$$

$$L_{gen(hamstring)} = L_{al(hamstring)} \cup \{x_{initial}\} \quad (4)$$

2.2 대퇴사두근 기구부

대퇴사두근 기구부의 경계조건 Q는 다음과 같이 식 (5)에 의해 대퇴사두근 기구부 링크집합은 $L_{al(quadiceps)}$ 로 정의되며 각 요소의 경계는 표 3에 도시되어 있다.

$$Q = \{q \mid q^{(L)} \leq q \leq q^{(U)}\}$$

$$L_{al(quadiceps)} = \{l_k, l_q, l_{bar}, q, l_b, l_{leg}\} \quad (5)$$

식 (5)의 l_k 와 l_{leg} 는 인체의 치수를 기반으로 최대값으로 설정하여 범위를 부여하였고 나머지 링크는 일괄적으로 400mm의 최대값을 가지도록 범위가 결정되었다. 그리고 구동기 사양(\dot{s} , F_s)과 변위 변동폭은 H의 구동기 사양 경계조건과 같은 범위로 설정하였다.

먼저 대퇴사두근 기구부가 구성이 되기 위해선 링크간의 연결이 최소한 물리적으로 가능해야 한다. 이것은 그림 5에서 도시된 기하학적 관계로 고찰이 되며 그림 5가 의미하는 것은 식(6)으로 정리된다.

$$l_{bar} + (l_{leg} + l_k) \tan \lambda^* < l_q + l_b + q \quad (6)$$

한편, 대퇴사두근 기구부의 원형 구조물과 슬개골(patella) 링크가 접촉조건을 만족하게 되면 1자유도 기구로써 거동하게 되는 특성이 있고 접촉상태에서의 기구학 모델은 각 링크간의 길이 관계에 의해 기구의 유용성이 급격히 변하는 특징을 가진다.

표 3. 대퇴사두근 기구부의 경계 값 Q의 범위.

Table 3. Ranges of Q as quadiceps system parameters vector.

Variables of Q and initial values							
l_k (248mm)		l_q (65mm)		l_{bar} (110mm)		q (217mm)	
$q(l)$	$q(u)$	$q(l)$	$q(u)$	$q(l)$	$q(u)$	$q(l)$	$q(u)$
10	350	10	400	10	400	10	400
Variables of Q and initial values							
l_b (175.87mm)		l_{leg} (419mm)		\dot{s} (320mm/s)		F_s (150N)	
$q(l)$	$q(u)$	$q(l)$	$q(u)$	$q(l)$	$q(u)$	$q(l)$	$q(u)$
10	400	100	410	10	300	100	999

※ $\lambda=4.9916rad$

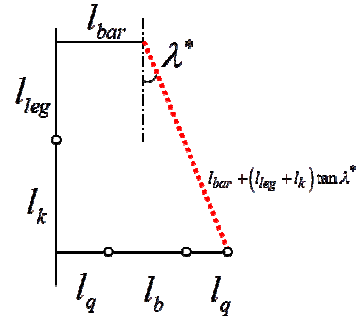


그림 5. 대퇴사두근 기구부가 구성되기 위한 최소요건.

Fig. 5. The minimum requirement for composition of quadiceps system.

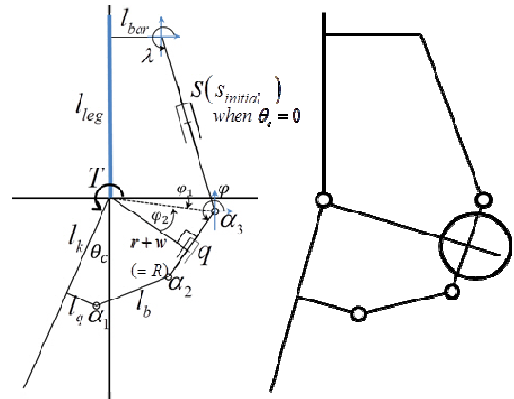


그림 6. 대퇴사두근 기구부의 불용 설계의 예시.

Fig. 6. The example of unfeasibility of quadiceps system.

특히, 그림 6과 같이 원형 구조물의 반지름(r)과 슬개골 링크의 너비의 합(w)을 나타내는 r+w 링크(이하 R링크)는 기구의 유용성(feasibility)에 지대한 영향을 미치고 대퇴사두근 기구부의 구동기의 초기위치($s_{initial}$)와도 밀접한 관련을 가지게 되므로 최적화 설계 시, 기구의 유용설계를 위해서 기구학적 구속조건을 부여해야 한다.

유전자 알고리즘에 의해 생성된 대퇴사두근 기구부의 링크 개체 ($L_{al(quadiceps)}$)를 이용하여 시스템의 유용성을 확보하기 위한 대퇴사두근 구동기 초기위치($s_{initial}$)와 R 링크의 길이를 동시에 구하기 위하여, θ_c 의 초기 상태를 0도로 설정하고 식 (7)-(10)을 이용한 증분 추적(Incremental search)으로 기구학적 유용성이 확보되는 초기 구동기 위치($s_{initial}$)와 그에 따른 R링크의 집합을 구하게 된다.

$$\phi_1 = \tan^{-1} \left(\frac{l_{leg} + s \sin \lambda}{l_{bar} + s \cos \lambda} \right) \quad (7)$$

$$\phi_2 = \cos^{-1} \left(\frac{R}{\sqrt{(l_{bar} + s \cos \lambda)^2 + (l_{leg} + s \sin \lambda)^2}} \right) \quad (8)$$

$$\phi = \frac{3}{2} \pi - \phi_2 + \phi_1 \quad (9)$$

$$l_b^2 = (l_{bar} + s \cos \lambda - l_q \cos \theta_c + q \cos \phi + l_k \sin \theta_c)^2 + (l_{leg} + l_k \cos \theta_c + s \sin \lambda + l_q \sin \theta_c + q \sin \phi)^2 \quad (10)$$

표 4. 대퇴사두근 시스템의 링크 설계변수의 예.

Table 4. The example of link parameters of quadriceps system.

l_k	77.5591mm	q	217.4803mm
l_a	72.8346mm	l_b	95.9843mm
l_{per}	57.9528mm	l_{leg}	370.0787mm
λ	4.9916rad		
When $s_{initial} = 141mm$, $R = 87.0633mm$			

이러한 집합을 구하기 위하여 유전자 알고리즘으로 생성된 기구부의 링크 개체 벡터인 $L_{al(quadiceps)}$ 와 초기 기구부 각도 조건 ($\theta_c = 0$)을 대입하여 식 (11)을 구성할 수 있다.

$$R_{(j)} = \delta(s_{initial(j)}, L_{al(quadiceps)}) \quad (11)$$

where $\theta_c = 0^\circ$, $j = 1, 2, \dots$

이 때, 해집합을 구하기 위한 식 (10)의 $s_{initial}$ 추적 범위를 찾기 위해서 표 3의 l_{leg} 와 l_k 에 대한 Q의 최대경계 값은 식 (12)로 결정되고 추적 범위의 최소값은 10mm로 결정하였다.

$$790.6156mm = \frac{(l_{leg}^{(U)} + l_k^{(U)})}{\cos \lambda^*} \quad (12)$$

만약 유전자 알고리즘에 의해 임의로 생성된 한 개체의 $L_{al(quadiceps)}$ 가 표 4와 같이 구성되면 증분 경계조건 내에서 대퇴사두근 기구부의 유용성이 확보되는 임의의 $s_{initial}$ 에 따른 R 링크의 길이는 식 (11)에 의해 그림 7로 표현 된다.

만약 특정 $s_{initial}$ 구간에서 R 링크의 길이가 정의되지 않으면 기구장치의 유용성을 보장할 수 없는 집합으로 해석된다.

본 논문에서 유용성을 보장하는 $\{s_{initial}, R_j\}$ 중 최적화 설계에 사용할 집합은 “3. 목표함수 설정”에서 설명될 최적화의 목적에 부합하기 위하여 식 (13)를 통한 두 링크의 합이 최소가 되는 $\{s_{initial}, R_j\}_{by \min[set]}$ 을 사용할 것이다. 또한 식 (13)을 통해 $L_{gen(quadiceps)}$ 도 정의가 된다.

$$\begin{aligned} [\{set\}_{(i)}] &= \sum_{k=i}^i (s_{initial(k)} + R_{(k)}), \quad i = 1, 2, 3, \dots \\ \{s_{initial(i)}, R_{(i)}\} &= \min([\{set\}_{(i)}]) \\ L_{gen(quadiceps)} &= \{s_{initial(i)}, R_{(i)}\} \cup L_{al(quadiceps)} \end{aligned} \quad (13)$$

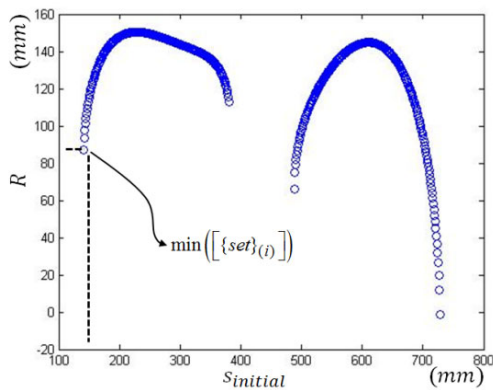


그림 7. 대퇴사두근 기구부의 유용설계를 위한 집합.

Fig. 7. The set for feasibility of quadriceps system.

3. 목표함수 설정

본 논문에서 다루는 각 기구부의 목표함수 Z는 식 (14)로 구성되며, 각 기구부의 링크길이 전체 합과 구동기의 동력을 결정하는 각 기구부 구동기의 힘 및 속력 그리고 성능 기준을 만족시키기 위한 벌칙함수(penalty)인 SP와 기구부의 유용성을 위한 기하학적 구속조건을 반영하는 벌칙함수 GP로 구성된다.

$$f = \left(\frac{\sum L_{gen}}{\sum L_{initial}} + \frac{F_{gen}}{F_{initial}} \cdot \frac{v_{gen}}{v_{initial}} + SP + GP \right) \quad (14)$$

$$\min Z = f^{(quadiceps)} + f^{(hamstring)}$$

식 (14)의 $L_{initial}$ 은 각 기구부의 초기 설계된 링크길이, L_{gen} 은 유전자 알고리즘으로 생성된 링크 개체와 구속 조건에 의해 계산된 링크 길이의 전체 벡터를 의미하며 $F_{initial}$, F_{gen} , $v_{initial}$, v_{gen} 도 구동기의 동력 관련 개체를 의미한다. 그리고 벌칙함수는 식 (15)와 같이 정의가 되었다.

$$Penalty = SP + GP = \sum_{i=1}^k r_i g_+^{(i)} + \sum_{i=k+1}^n r_i (g_+^{(i)})^2 \quad (15)$$

$$g_+^{(i)} = \max(0, g^{(i)})$$

3.1 SP 정의

$$SP_{hamstring} = \sum_{i=1}^3 10^3 (g_{h+}^{(i)})$$

$$g_h^{(1)} = 1 - \frac{\max(\theta)}{60^\circ}, \quad g_h^{(2)} = 1 - \frac{\min(\dot{\theta})}{6.1rad/s} \quad (16)$$

$$g_h^{(3)} = 1 - \frac{\min(M)}{15Nm} \quad (20^\circ \leq \theta \leq 60^\circ)$$

$$SP_{quadiceps} = \sum_{i=1}^3 10^3 (g_{q+}^{(i)})$$

$$g_q^{(1)} = 1 - \frac{\max(\theta_c)}{50^\circ}, \quad g_q^{(2)} = 1 - \frac{\min(\dot{\theta}_c)}{1.35rad/s} \quad (17)$$

$$g_q^{(3)} = 1 - \frac{\min(T)}{35Nm} \quad (0^\circ \leq \theta_c \leq 20^\circ)$$

먼저 슬와부근 기구부의 경우 구동기의 변위에 의한 보행 보조의 작업 반경 (θ) 은 60도 이상이 되어야 하고 구동기에 의해 발생하는 기구부의 각속도는 작업영역 전역에서 6.1rad/s 이상이 되어야 하며, 그때 발생하는 회전력은 20도에서 60사이에서 15Nm 이상이 되어야 한다. 이 때, 슬와부근 기구부의 성능기준을 만족하기 위한 벌칙 함수 $SP_{hamstring}$ 는 식 (16)으로 정리된다.

슬와부근 기구부의 설계가 완료가 되면, 최적 설계된 슬와부근 기구부와 대퇴사두근 기구부가 접촉조건을 만족하는 상황을 가정하여, 두 기구부가 잉여구동을 하는 상태에서 대퇴사두근 기구부의 작업반경 (θ_c) 이 50도가 되어야 한다. 이 때, 대퇴사두근 구동기의 속력에 의해서 발생하는 기구부의 각속도는 1.35rad/s 이상 되어야 하며 잉여구동에 의한 전체 기구부에서 발생하는 회전력은 대퇴사두근 기구부 특정 작업 영역 ($0^\circ \leq \theta_c \leq 20^\circ$) 에서 35Nm 이상 발생되어야 성능 기준을 만족하게 된다. 위의 성능조건을 반영한 벌칙함수

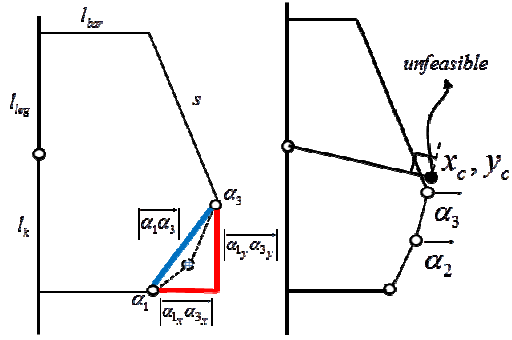


그림 8. 유용성을 확보하기 위한 대퇴사두근 기구부의 기하학적 구속 조건.

Fig. 8. The geometrical constraint for ensuring feasible quadriceps system.

$SP_{quadriceps}$ 가 식 (17)에 나타나 있다.

3.2 GP 정의

$$GP_{quadriceps} = \sum_{i=4}^{11} 10^7 (g_q^{(i)})^2$$

$$\begin{cases} g_q^{(4)} = -l_k - \alpha_{3y}, & g_q^{(5)} = l_q - \alpha_{3x} \\ g_q^{(6)} = q - |\alpha_{1y} \alpha_{3y}|, & g_q^{(7)} = l_b - |\alpha_{1x} \alpha_{3x}| \\ g_q^{(8)} = |\alpha_{1x} \alpha_{3x}| - (q + l_b) \\ g_q^{(9)} = \alpha_2 \bar{i} < x_c \bar{i} < \alpha_3 \bar{i} \\ g_q^{(10)} = \alpha_2 \bar{j} < y_c \bar{j} < \alpha_3 \bar{j} \end{cases} \quad (18)$$

슬와부근 기구부의 경우, $L_{al(quadiceps)}$ 를 이용한 기구학적 구속조건 식 (4)의 적용으로 시스템의 기구학적 유용성이 항상 보장되기 때문에 $GP_{hamstring}$ 는 언제나 0이 된다.

한편, 대퇴사두근 기구부의 불용 설계를 회피하기 위하여 기하학을 고려한 벌칙함수인 $GP_{quadriceps}$ 를 식 (18)에 설정하였고, 그 의미를 그림 8에 도시하였다. 식 (18)을 적용하면 그림 8의 왼쪽과 같이 삼각형 영역이 구성되게 되고, α_2 는 그림 8에 도시된 삼각형 영역 안으로 위치하게 한다. 만약 대퇴사두근 기구부의 설계에서 위와 같은 삼각형 영역이 구성되지 않거나, α_2 가 삼각형 영역 안에 위치하지 않으면 대퇴사두근 기구부의 유용성은 기하학적 요인으로 존재하지 않게 된다. 그리고 그림 8의 오른쪽의 경우, 원형 구조물과 슬개골 링크가 물리적으로 접촉이 가능하기 위해서는 (x_c, y_c) 의 위치는 식 (18)의 $g_q(9)$ 과 $g_q(10)$ 이 만족이 되어야 기계적 설계의 유용성을 확보 할 수 있음을 의미한다.

마지막으로 $g_q(11)$ 은 앞서 살핀 식 (6)을 적용하여 기구장치의 실현성에 대한 벌칙함수로써 식(19)로 정의된다.

$$g_q^{(11)} = l_{bar} + (l_{leg} + l_k) \tan \lambda^* - (l_q + l_b + q) \quad (19)$$

4. 변수인코딩(encoding of parameter)

유전자 연산자와 적합성(fitness)은 이진문자열(binary string)에 기초하는 코딩공간 및 변수에 기초한 해(solution) 공간에 의해 실행된다. 최적화를 수행하기 위해 H와 Q와 같은 조건식에 관한 실제 유효해 범위는 코딩공간에서 염색체로 불리

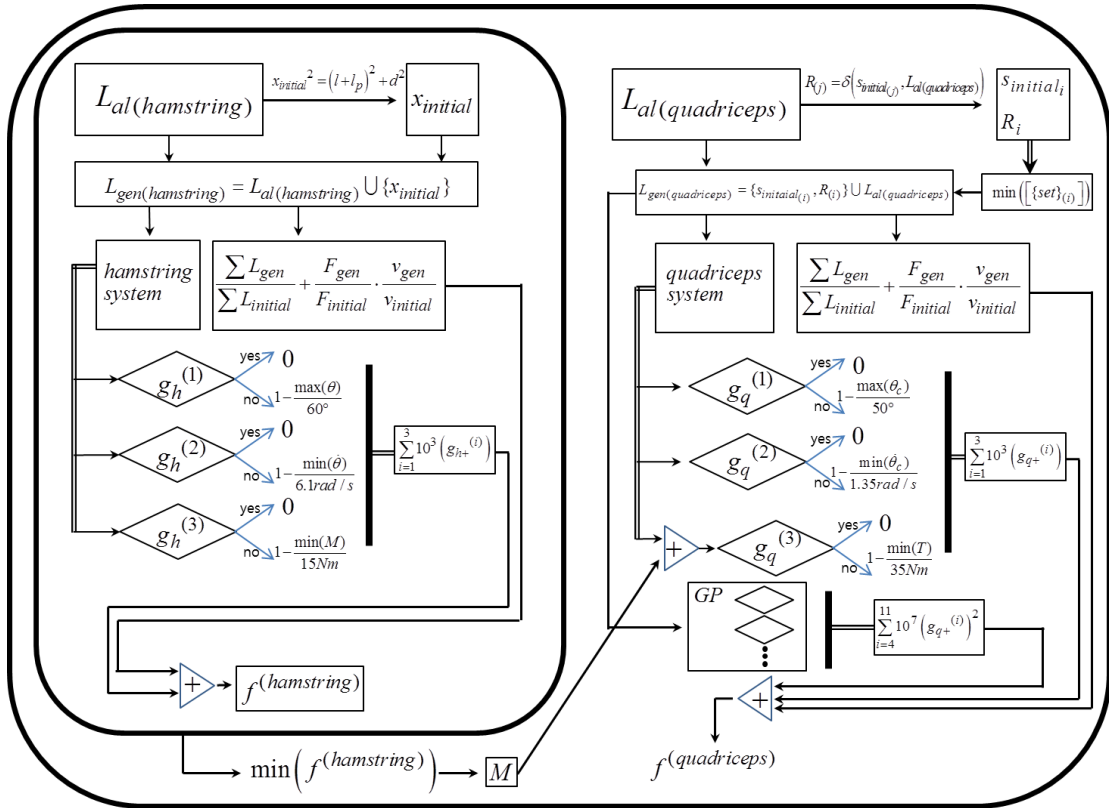


그림 9. 제안된 보장구의 최적화 설계를 위한 알고리즘.

Fig. 9. The optimization algorithm for optimized design of developed knee orthosis.

는 자연변수로 전환이 된다. 조건식인 q_i 나 h_i 는 유효해 범위 안에서 얻어지며 이진문자열(s_i)은 조건식의 이진인코딩(binary encoding)에 의해 계산이 되고 염색체 길이(l_i)는 디지털 분해능(d)이 포함된 다음 식 (20)에 의해 계산된다.

$$l_i \geq \log_2 \left[10^{d_i} \left(|x_i^{(L)}| - |x_i^{(L)}| \right) + 1 \right] \quad (20)$$

$$x_i = q_i \text{ or } h_i$$

유전자 연산자를 통한 최적화를 수행하기 위해서는 초기 개체군을 생성하는 작업이 필요한데, 이 때 개체군은 개체들이 진화를 거듭하는 동안 메모리와 같은 역할을 담당하게 된다. k 번째 세대(generation)에서 $P(k)$ 로 지정된 개체군은 N 개 개체의 집합으로 정의가 된다.

$$P(k) = [s_1(k), s_2(k), \dots, s_N(k)] \quad (21)$$

식 (21)의 $s_i(k)$ 는 i 번째의 시스템의 변수, 즉 염색체이며, $N(>1)$ 은 개체군 크기를 나타낸다.

초기 개체군 $P(0)$ 은 무작위 초기화 방법(random initialization method)에 의해 생성되며 이 기법은 무작위 숫자 발생기에 의해 N 의 수만큼 생성되는 이진 상수로 초기화된다. 따라서 전체 비트 수는 2000개이며, 표 1의 교배에 의해서 생성되는 염색체 수는 $P_c N$ 으로 계산되어 85개이며, 각 세대에서 돌연변이에 의해서 발생하는 수는 $P_m N$ 에 의해 100개로 결정된다. 이러한 유전자 알고리즘과 위에서 언급한 여러 기구학적, 기하학적 조건으로 구성되는 본 논문의 최적화 알고리즘 개요도를 그림 9와 같이 정리하였다.

IV. 최적설계 결과

1. 슬와부근 기구부 결과

위와 같은 기법을 통해 슬와부근 기구부의 최적화를 수행한 수렴 값을 표 5에 표기하였다. 결과적으로, 최적 설계된 시스템은 구동기의 변위에 의한 작업 반경(θ), 시스템 임의의 각도에서 구동기에 의한 각속도($\dot{\theta}$) 그리고 시스템 임의의 각도에서 구동기에 의한 발생 회전력(M)에 대해서 식 (16)의 성능조건을 모두 만족하였다.

한편 초기설계에서 전체링크 길이의 합은 605mm이고 최적화된 설계는 244.62mm으로 초기설계에 관하여 약 60%가 줄었고, 구동기의 모터용량은 초기설계 121.8W에서 약 110W로 설계되어 초기 모터용량에 관하여 약 10%의 감소를 보였다. 또한 초기설계에서 과도하게 빠른 구동기의 속력이 H경계조건에 들어옴으로써 실제 구현에 용이한 설계로 구현이 되었다. 이에 초기설계와 최적설계를 상대적 비율로 비교한 기구학 모델을 그림 10에 도시하였다.

2. 대퇴사두근 기구부 결과

슬와부근 기구부의 최적화된 설계변수를 이용하여 잉여구동 상태를 가정한 상태에서 최적화를 진행하였고 그 결과 값

표 5. 슬와부근 기구부 최적화 결과.

Table 5. The optimization result of hamstring system.

	l (mm)	d (mm)	l_p (mm)	\dot{x} (mm/s)	F_x (N)
initial	467	70	68	580	210
optimized	192.32	35.00	17.30	248.67	440.47

표 6. 대퇴사두근 기구부 최적화 결과.

Table 6. The optimization result of hamstring system.

	l_k (mm)	l_q (mm)	l_{bar} (mm)	q (mm)
initial	248	65	110	217
optimized	257.52	21.61	38.83	145.99
	l_b (mm)	l_{leg} (mm)	\dot{s} (mm/s)	F_s (N)
initial	175.87	419	320	150
optimized	169.30	145.09	106.36	205.41

이 표 6에 정리하였다.

슬와부근 기구부와 마찬가지로 구동기에 의한 최적 설계된 시스템의 작업 반경(θ_c), 각속도($\dot{\theta}_c$) 그리고 발생 회전력(T)은 결과적으로 식 (17)의 모든 성능조건을 만족하였다.

초기설계에서 전체링크 길이의 합은 543.87mm이고 최적화된 설계는 244.62mm으로 초기설계에 관하여 약 43.5%가 줄었고, 구동기의 모터용량은 초기설계 48W에서 약 22W로 설계되어 초기 모터용량에 관하여 약 54%의 감소를 보였다. 또한 초기설계에서 과도하게 빠른 구동기의 속력이 Q경계조건에 들어옴으로써 실제 구현에 용이한 설계로 구현이 되었다. 마찬가지로, 초기설계와 최적설계 된 기구학 모델의 상대적 치수으로써 표현된 그림이 그림 11에 도시되어 있다.

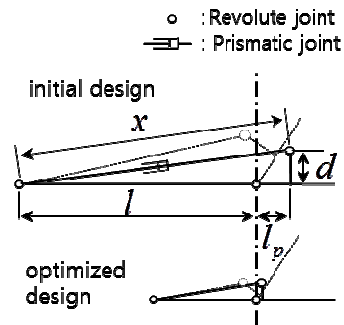


그림 10. 슬와부근 기구부의 초기설계와 최적설계의 형상.

Fig. 10. The model drawing of initial hamstring system and optimized system.

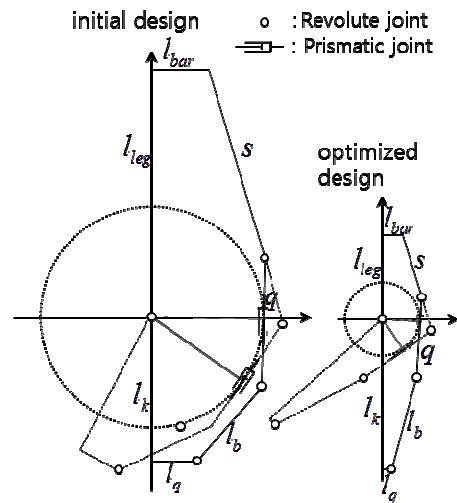


그림 11. 대퇴사두근기구부의 초기설계와 최적설계의 형상.

Fig. 11. The model drawing of initial quadriceps system and optimized system.

V. 결론

본 논문은 6링크 장치와 4링크 장치가 연동되어 착지기 내 전력을 공급하여 슬관절을 보조하고 회전기에서는 자연스러운 걸음의 패턴을 유도하기 위하여 무릎의 빠른 각속도를 보조하는 새로운 기구장치의 최적설계 기법을 제시하고 있다.

제안된 기구장치는 구동기 2개의 전체사양을 감소시킬 수 있는 특징을 가지지만 링크의 추가로 인해 무게가 증가하는 문제가 있다. 따라서, 가급적 적은 동력사양의 모터를 이용하여 동력 증가에 의한 무게를 줄이고 환자의 보행보조에 필요한 모든 성능을 만족하면서 최소의 전체 링크무게를 설계하기 위하여 전체 링크길이의 합을 동시에 최소화 하는 설계를 진행하였다.

설계된 기구장치는 비선형성이 크고 링크간 길이에 관계에 의해 유용성이 극적으로 변화하는 특성으로 인해 수렴이 쉽지 않으므로 기구장치의 모델링을 통한 특정 링크길이의 기구학적 구속조건을 부여하고, 기하학을 기반으로 하는 벌칙함수(penalty)로 구성하여 유용한 설계에 수렴하는 방법을 제시하였다. 그리하여 초기설계 모델에 비해 링크길이가 절반 가까이 감소해서 시스템의 무게를 줄이면서도 환자의 보행보조에 필요한 성능을 결과적으로 얻을 수 있었다.

본 논문의 최적설계 방법은 다 링크 시스템의 링크 전체길이를 최소화하여 시스템의 무게를 줄임과 동시에 최적 설계된 기구에 사용되는 구동기의 사양을 최적화하여 구동기 작동에 의한 기구장치의 성능을 유지하는 설계에 효과적으로 사용될 수 있을 것으로 생각된다. 아울러 설계된 장치를 환자에 적용하여 실제 임상실험을 통한 설계된 메커니즘의 이점의 평가를 진행할 것이다.

참고문헌

- [1] J. S. Sulzer, K. E. Gordon, T. G. Hornby, M. Peshkin, and J. L. Patton, "adaptation to flexion torque during gait," *11th IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics*, pp. 23-26, 2009.
- [2] J. E. Pratt, B. T. Krupp, C. J. Morse, and S. H. Collins, "The RoboKnee: An exoskeleton for enhancing strength and endurance during walking," *Proc. of the 2004 IEEE International Conference on Robotics & Automation*, pp. 2430-2435, 2004.
- [3] G. Colombo, M. Joerg, R. Schreier, and V. Dietz, "Treadmill training of paraplegic patients using a robotic orthosis," *Journal of Rehabilitation Research and Development*, vol. 37, no. 6, pp. 693-700, 2000.

- [4] M. Ackermann and F. G. Cozman, "Automatic knee flexion in lower limb orthosis," *Journal of the Brazilian Society of Mechanical Sciences and Engineering*, vol. 31, no. 4, pp. 305-311, 2009.
- [5] S. K. Banala and S. K. Agrawal, "Gait rehabilitation with an active leg orthosis," *International Design Engineering Technical Conferences and Computers and Information in Engineering Conference*, vol. 7, no. DETC2005-85071, pp. 459-465, 2005.
- [6] S. H. Pyo, G. -S. Kim, and J. W. Yoon, "A novel kinematic design of a knee orthosis to allow independent actuations during swing and stance phases," *Journal of Institute of Control, Robotics and Systems (in Korean)*, vol. 17, no. 8, pp. 814-823, 2007.
- [7] H. Mehdigholi and S. Akbarnejad, "Optimization of Watt's six-bar linkage to generate straight and parallel leg motion," *Journal of Humanoid*, vol. 1, no. 1, pp. 11-16, 2008.
- [8] D. Jin, R. Zhang, H. O. Dimo, R. Wang, and J. Zhang, "Kinematic and dynamic performance of prosthetic knee joint using six-bar mechanism," *Journal of Rehabilitation Research and Development*, vol. 40, no. 1, pp. 39-48, 2003.
- [9] P. S. Shiakolas, D. Koladiya, and J. Kebrle, "On the optimum synthesis of six-bar linkages using differential evolution and the geometric centroid of precision positions technique," *Mechanism and Machine Theory*, vol. 40, pp. 319-335, 2004.
- [10] Y.-K. Hwang and J.-W. Yoon, "Optimal design of a 6-DOF parallel mechanism using a genetic algorithm," *Journal of Control, Automation, and Systems Engineering (in Korean)*, vol. 13, no. 6, pp. 560-567, 2007.
- [11] J. H. Holland, *Adaptation in natural and artificial systems*, The University of Michigan Press, Michigan, 1975.
- [12] M. Mitchell, *An introduction to genetic algorithm*, Massachusetts Institute of Technology, 1996.



표상훈

2010년 경상대학교 기계항공공학부 졸업. 2010년~현재 경상대학교 대학원 기계항공공학부 석사과정 재학중. 관심분야는 외골격로봇, 비선형제어.

윤정원

제어 · 로봇 · 시스템학회 논문지 제16권 제9호 참조.