한국정밀공학회지 제 24 권 제 2 호 (2007 년 2 월)
Journal of the Korean Society for Precision Engineering, Vol. 24, No. 2, February 2007

인체근육 구조 인간형 로봇의 모델링 및 구현

오지헌#, 이병주*

Modeling and Development of Human-Muscle Type Humanoid

Ji-Heon Oh # and Byung-Ju Yi*

ABSTRACT

Many human-body motions such as walking, running, jumping, etc. require a significant amount of power. To achieve a high power-to-weight ratio of the humanoid robot system, this paper proposes a new design of the bio-mimetic leg mechanism resembling musculoskeletal system of the human body. The hip joints of the system considered here are powered by 5 human-like bi- and mono-articular muscles, and the joints of knee and ankle are redundantly actuated by both bi-articular muscles and joint actuators. The kinematics for the leg mechanism is derived and a kinematic index to measure force transmission ratio is introduced. It is demonstrated through simulation that incorporation of redundant muscles into the leg mechanism enhances the power of the mechanism approximately 2 times of the minimum actuation.

Key Words : Redundant Actuation(여유구동), Humanoid(인간형 로봇), Kinematics(운동학), Force transmission ratio(힘전달비), Musculoskeletal system(근골격형 시스템)

1. 서론

인간형 로봇은 사람과 같이 걷기, 뛰기, 점프 등의 운동을 할 때 큰 힘을 필요로 한다. 그러나 현재까지 발표된 대부분의 보행로봇들은 직렬형 구조로 설계되어 있으며, 이러한 구조는 많은 장점을 가지고 있음에도 불구하고 작은 가반하중(payload)가 가장 큰 결점으로 알려져 있다. 그러므로 이러한 문제점을 해결하기 위해 다른 구조의 보행로봇을 제안하는 것이 필요하다.

가반 하중을 증대시키는 하나의 방안으로 병렬형 구조 또는 인체 근골격 구조를 보행 로봇의 다리 기구에 적용하는 방법을 고려할 수 있다. Morisawa [1,2] 는 각각의 다리를 6 자유도 병렬형 구조를 사용하는 3D 보행 로봇을 제안했고, 직렬형 구조와 병렬형 구조의 보행로봇을 비교하였다. Sugahara [3] 는 각각의 다리에 총 12 선형 액츄에이터로 구현된 보행로봇을 소개하였다. Takita [4] 는 ball screw 로 구현된 선형 액츄에이터를 제안했고, 공룡 모양의 보행 로봇에서 3 자유도를 구성하기 위해 2 개의 선형 액츄에이터를 이용하였다. 또한 Sellaouti [5] 는 선형 액츄에이터로 구동되는 3 자유도 병렬형 보행로봇을 제안했다. 소병록 [7] 은 큰 가반하중을 얻기 위해 볼스크루를 적용한 선형 액츄에이터와 여유구동을 적용한 힙 구조를 제안하였다. Hemami [8] 는 근육형 액츄에이터를 사용한 five-

☞ 접수일: 2006 년 6 월 26 일; 게재승인일: 2006 년 11 월 30 일
교신저자: 한양대학교 전자컴퓨터공학부
E-mail bj@hanyang.ac.kr Tel. (031)416-6417
* 한양대학교 전자컴퓨터공학부

link sagittal 보행로봇을 소개했다. Spägele[9] 은 근골격 구조를 갖는 시스템의 동역학(dynamic) 최적화 문제를 풀기 위한 방법을 소개했다. 그들은 이 방법을 인간의 점프동작 시 요구되는 근육의 힘을 측정하기 위한 시뮬레이션에 적용하였다.

현재까지의 연구사례를 살펴보면 전체 다리 구조에 근육형 여유구동 모드를 적용한 사례와 이러한 형태의 인체형 로봇에 있어서 여유구동의 장점을 해석한 사례가 미미하다. 본 논문은 이러한 노력의 일환으로 여유구동을 이용한 생체모방 형태의 보행로봇과 이러한 구조의 이점을 소개하고자 한다. 인간의 관절들은 뼈와 뼈 사이에 붙어있는 근육의 수축에 의해 구동이 된다. 이 근육들은 단지 하나의 관절만을 가로지르는 단일관절(mono-articular) 근육들과 두 개의 관절을 가로지르는 쌍관절(bi-articular) 근육들로 이루어져 있다. 특히 쌍관절 근육은 관절들 사이에서 운동학적인 커플링을 제공하고 여유(redundant)근육의 역할을 한다. 이러한 여유구동을 이용하는 구조는 보행로봇의 힘 전달비를 향상시키기 위해서 사용한다. 본 논문에서 제안한 골반과 무릎에 3 개의 쌍관절 근육을 사용하는 여유구동의 다리 구조는 일반 직렬형 구조보다 거의 2 배 정도 힘을 향상시킬 수 있었다.

2. 기구 설계

Fig. 1 은 6 자유도 다리 구조를 나타낸다. 이 기구에서 발목 관절의 롤, 피치 운동(θ_1, θ_2)과 무릎 관절의 피치 운동(θ_3)은 세 개의 회전형 액츄에이터를 사용하여 3 자유도의 직렬형 구조로 동작하고 골반 주위의 3 자유도 회전운동은 3 개의 단일관절 근육들에 의해 동작한다. 이렇게 단지 6 개의 액츄에이터로 동작하는 것이 최소구동모드(minimum actuation mode)가 된다. 여기에 세 개의 쌍관절 근육들을 무릎 주변에 추가로 위치시켜 각각의 다리들은 총 아홉 개의 액츄에이터로 구동하게 된다. (즉, 3 개의 회전형 액츄에이터와 6 개의 근육형 액츄에이터)

인체에는 상당히 많은 수의 쌍 관절 근육들과 단일 관절 근육들로 구성되어 있다. 그러나 본 논문에서 제안하는 모델에서는 구조를 단순화하기 위해 발목과 무릎의 단일 관절 근육들을 회전형 액츄에이터로 대체하였다. 일반적으로 무릎 관절이 다른 관절에 비해 높은 힘을 요구한다는 것은 알려져 있다. 따라서, 무릎 관절에 더 큰 힘을 전달하기 위해 세 개의 쌍관절 근육들을 무릎 주변에 위치를 시켰다. 그리하여 본 논문에서 제안한 다리 구조는 총 7 개의 체인들로 구성이 되었으며 (부록), 체인 0 을 제외한 나머지 체인들은 1 개의 능동 선형 관절(active linear joint)과 5 개의 수동 회전 관절(passive revolute joint)들로 구성되어 있다.

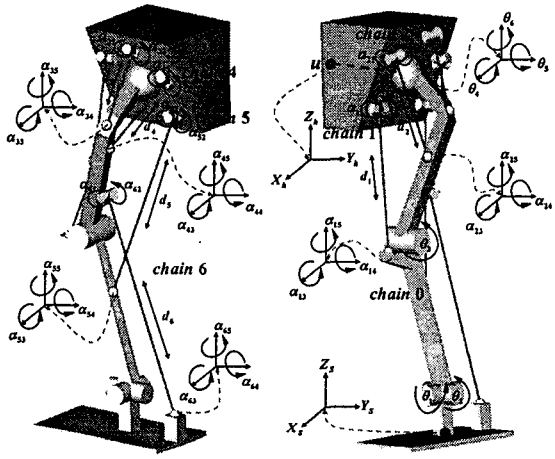


Fig. 1 Leg Mechanism

3. 다리 기구의 운동학 모델링

본 논문에서는 일반화된 달랑베르 원리(Generalized Principle of D'Alembert) 와 기구학적 영향계수 방법을 혼합한 벡터 표현으로 나타낸 모델링 방식을 사용한다. 구체적인 방법론은 Freeman and Tesar[6] 을 참고하길 바란다. 다음에서는 G 는 1 차 기구학적 영향계수를 나타내고 윗첨자와 아래첨자는 각각 종속변수와 독립변수를 나타낸다.

3.1 Open-Chain Kinematics

Fig. 1 의 다리 기구에서 7 개의 체인들은 골반에 하나의 공통 운동학 구속 점 $\boldsymbol{u} = (x_h, y_h, z_h)^T$ 을 갖는다. 따라서, 7 개 체인들은 다음과 같이 속도 항등식으로 정리된다.

$$\begin{aligned} \dot{\boldsymbol{u}} &= [{}_0G_{\phi}^{u}]_0\dot{\boldsymbol{\phi}} = [{}_1G_{\phi}^{u}]_1\dot{\boldsymbol{\phi}} = [{}_2G_{\phi}^{u}]_2\dot{\boldsymbol{\phi}} = [{}_3G_{\phi}^{u}]_3\dot{\boldsymbol{\phi}} \\ &= [{}_4G_{\phi}^{u}]_4\dot{\boldsymbol{\phi}} = [{}_5G_{\phi}^{u}]_5\dot{\boldsymbol{\phi}} = [{}_6G_{\phi}^{u}]_6\dot{\boldsymbol{\phi}} \end{aligned} \quad , \quad (1)$$

여기서, 각 체인의 Jacobian과 $\dot{\boldsymbol{\phi}}$ 는 다음과 같이 표현된다.

$$[{}_0G_\phi^u]=[S_{01}\ S_{02}\ S_{03}\ S_{04}\ S_{05}\ S_{06}],$$
$$[{}_1G_\phi^u]=[S_{11}\ S_{12}\ S_{13}\ S_{14}\ S_{15}\ S_{16}\ S_{17}\ S_{18}\ S_{19}],$$
$$[{}_2G_\phi^u]=[S_{21}\ S_{22}\ S_{23}\ S_{24}\ S_{25}\ S_{26}\ S_{27}\ S_{28}],$$
$$[{}_3G_\phi^u]=[S_{31}\ S_{32}\ S_{33}\ S_{34}\ S_{35}\ S_{36}\ S_{37}\ S_{38}],$$
$$[{}_4G_\phi^u]=[S_{41}\ S_{42}\ S_{43}\ S_{44}\ S_{45}\ S_{46}\ S_{47}\ S_{48}],$$
$$[{}_5G_\phi^u]=[S_{51}\ S_{52}\ S_{53}\ S_{54}\ S_{55}\ S_{56}\ S_{57}\ S_{58}],$$
$$[{}_6G_\phi^u]=[S_{61}\ S_{62}\ S_{63}\ S_{64}\ S_{65}\ S_{66}\ S_{67}\ S_{68}\ S_{69}],$$

$${}_0\dot{\phi}=(\dot\theta_1\ \dot\theta_2\ \dot\theta_3\ \dot\theta_4\ \dot\theta_5\ \dot\theta_6)^T$$
$${}_1\dot{\phi}=(\dot\theta_1\ \dot\theta_2\ \dot\theta_3\ \dot\alpha_{11}\dot\alpha_{12}\dot\alpha_{13}\dot\alpha_{14}\dot\alpha_{15}\dot d_1)^T$$
$${}_2\dot{\phi}=(\dot\theta_1\ \dot\theta_2\ \dot\alpha_{21}\dot\alpha_{22}\dot\alpha_{23}\dot\alpha_{24}\dot\alpha_{25}\dot d_2)^T$$
$${}_3\dot{\phi}=(\dot\theta_1\ \dot\theta_2\ \dot\alpha_{31}\dot\alpha_{32}\dot\alpha_{33}\dot\alpha_{34}\dot\alpha_{35}\dot d_3)^T$$
$${}_4\dot{\phi}=(\dot\theta_1\ \dot\theta_2\ \dot\alpha_{41}\dot\alpha_{42}\dot\alpha_{43}\dot\alpha_{44}\dot\alpha_{45}\dot d_4)^T$$
$${}_5\dot{\phi}=(\dot\theta_1\ \dot\theta_2\ \dot\alpha_{51}\dot\alpha_{52}\dot\alpha_{53}\dot\alpha_{54}\dot\alpha_{55}\dot d_5)^T$$
$${}_6\dot{\phi}=(\dot\theta_1\ \dot\theta_2\ \dot\theta_3\ \dot\alpha_{61}\dot\alpha_{62}\dot\alpha_{63}\dot\alpha_{64}\dot\alpha_{65}\dot d_6)^T$$

여기서,

$$S_{rn}=\begin{cases} {}_rS_n\times(P-{}_rR_n) & : n^{th}\ \text{revolute joint of}\ r^{th}\ \text{chain}\\ {}_rS_n & : n^{th}\ \text{prismatic joint of}\ r^{th}\ \text{chain}\end{cases}$$

${}_rS_n$ 은 r번째 체인의 n번째 관절 방향의 단위벡터이고, P 와 ${}_rR_n$ 는 각각 기준좌표계(발바닥좌표계)에 대한 힙 중심점까지의 위치 벡터를 나타낸다.

3.2 내부 기구학(Internal Kinematics)

구형 관절을 움직이는 골반 모듈은 mobility가 3이기 때문에, 골반 모듈을 움직이기 위해서는 최소한 세 개의 액츄에이터가 필요하다.

비독립(dependent) 관절과 독립(independent) 관절 사이의 내부 기구학은 식 (1)로부터 유도된다. 골반 구조에서의 3개의 선형 관절(d_2, d_3, d_4)과 발목과 무릎관절에서의 3개의 관절($\theta_1, \theta_2\ \theta_3$)을 독립 관절($\phi_a$)로 선택하고, 나머지 다른 관절들은 비독립 관절(ϕ_p)로 선택한다. 이에 따라서, 식 (1)은 아래와 같이 재배열된다.

$$[A]\dot\phi_p=[B]\dot\phi_a, \qquad (2)$$

여기서

$$[A]=\begin{pmatrix} -[{}_0G_p^u] & [{}_1G_p^u] & 0 & 0 & 0 & 0 & 0\\ -[{}_0G_p^u] & 0 & [{}_2G_p^u] & 0 & 0 & 0 & 0\\ -[{}_0G_p^u] & 0 & 0 & [{}_3G_p^u] & 0 & 0 & 0\\ -[{}_0G_p^u] & 0 & 0 & 0 & [{}_4G_p^u] & 0 & 0\\ -[{}_0G_p^u] & 0 & 0 & 0 & 0 & [{}_5G_p^u] & 0\\ -[{}_0G_p^u] & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & [{}_6G_p^u]\end{pmatrix} \qquad (3)$$

$$[B]=\begin{pmatrix} 0 & 0 & [{}_0G_\phi^u]_{j3} & 0 & 0 & 0\\ 0 & 0 & 0 & -[{}_2G_\phi^u]_{j7} & 0 & 0\\ 0 & 0 & 0 & -[{}_3G_\phi^u]_{j7} & 0 & 0\\ 0 & 0 & 0 & -[{}_4G_\phi^u]_{j7} & 0 & 0\\ 0 & 0 & [{}_0G_\phi^u]_{j3} & 0 & 0 & 0\\ [{}_0G_\phi^u]_{j1} & [{}_0G_\phi^u]_{j2} & [{}_0G_\phi^u]_{j3} & 0 & 0 & 0\end{pmatrix} \qquad (4)$$

$$\dot\phi_a=(\dot\theta_1\ \dot\theta_2\ \dot\theta_3\ \dot d_2\ \dot d_3\ \dot d_4)^T, \qquad (5)$$

$$\dot\phi_p=(\dot\theta_4\ \dot\theta_5\ \dot\theta_6\dot\alpha_{11}\dot\alpha_{12}\dot\alpha_{13}\dot\alpha_{14}\dot\alpha_{15}\dot d_1\dot\alpha_{21}\dot\alpha_{22}\dot\alpha_{23}\dot\alpha_{24}\dot\alpha_{25}$$
$$\dot\alpha_{31}\dot\alpha_{32}\dot\alpha_{33}\dot\alpha_{34}\dot\alpha_{35}\dot\alpha_{41}\dot\alpha_{42}\dot\alpha_{43}\dot\alpha_{44}\dot\alpha_{45} \qquad (6)$$
$$\dot\alpha_{51}\dot\alpha_{52}\dot\alpha_{53}\dot\alpha_{54}\dot\alpha_{55}\dot d_5\dot\alpha_{61}\dot\alpha_{62}\dot\alpha_{63}\dot\alpha_{64}\dot\alpha_{65}\dot d_6)^T$$

$[A]$ 의 역행렬을 식 (2)의 양변에 곱하면

$$\dot\phi_p=[A]^{-1}[B]\dot\phi_a=[G_a^p]\dot\phi_a, \qquad (7)$$

여기서, $[G_a^p]$는 $\dot\phi_p$ 와 $\dot\phi_a$ 사이의 1 차 기구학적 영향계수 관계를 나타낸다.

속도 벡터와 힘 벡터 사이에 존재하는 이중성(duality)에 따르면, 독립 관절과 비독립 관절 사이의 힘 관계는 아래와 같이 표현한다.

$$T_a=[G_a^p]^T T_p. \qquad (8)$$

여기서, T_a 와 T_p 는 각각 독립관절과 종속관절에서의 구동력을 나타낸다.

그러나, 실제로는 주어진 시스템은 독립관절 뿐만 아니라 종속관절에도 액츄에이터를 부착하여 여유구동 가능한 시스템 임을 살펴볼 수 있다. 힙 관절에는 여섯 개의 액츄에이터 그리고 무릎 관절과 발목관절은 관절 액츄에이터와 관절들을 가로지르는 세 개의 쌍관절 근육(d_1, d_5, d_6)들로 구동된다. 이 경우, 독립 관절에 대하여 나타내는 효과적인 구동력(effective load)은 아래와 같이 나타내어진다.

$$T_a^*=T_a+[G_a^p]^T T_p=[G_a^A]^T T_A, \qquad (9)$$

$$[G_a^A] = \begin{bmatrix} I \\ [G_a^p] \end{bmatrix}, \quad (10)$$

여기서, T_a와 T_A는 각각 독립관절과 전체구동관절에서의 구동력을 나타낸다.

$$T_a = (T_{\theta_1}\ T_{\theta_2}\ T_{\theta_3}\ T_{d_2}\ T_{d_3}\ T_{d_4})^T,$$
$$T_A = (T_{\theta_1}\ T_{\theta_2}\ T_{\theta_3}\ F_{d_1}\ F_{d_2}\ F_{d_3}\ F_{d_4}\ F_{d_5}\ F_{d_6})^T. \quad (11)$$

식 (9)에서 $[G_a^A]$는 독립 관절들과 전체구동관절들 사이의 속도관계를 나타낸다. 여기에서 T_A는 세 개의 관절토크와 여섯 개의 선형 힘(linear force)로 이루어 지는데, 이와 같이 여유구동이 적용될 때에는 $[G_a^A]$는 $[G_a^p]$에서 여유구동에 해당되는 열(row)들을 추가로 수집함으로써 형성하게 된다.

3.3 정방향 기구학(Forward Kinematics)

r^{th} 체인의 관절($_r\phi$)들은 몇몇의 독립 관절과 비독립 관절들로 구성되어 있기 때문에 $_r\dot{\phi}$는 다음과 같이 독립 관절에 대하여 표현될 수 있다.

$$_r\dot{\phi} = [{}'G_a^{\phi}]\dot{\phi}_a, \quad (12)$$

여기서, $[{}'G_a^{\phi}]$의 열들은 $[G_a^p]$의 열들을 수집하고 i^{th} 열과 j^{th} 행에서는 1 을 갖고 만약 $_r\phi_i = \phi_{a_i}$이면 i^{th} 다른 모든 요소들은 0 으로 $_r\phi$과 일치하는 열들로 형성이 된다.

그러므로 정방향 기구학 관계식은 r^{th} 번째 체인에 식 (12)를 결합함으로써 다음과 같은 구해진다.

$$\dot{u} = [{}_rG_{\phi}^u]\,{}_r\dot{\phi} = [G_a^u]\dot{\phi}_a, \quad (13)$$

여기서,

$$[G_a^u] = [{}_rG_{\phi}^u][{}_rG_a^{\phi}]. \quad (14)$$

또한, 식 (13)에 따라 독립 관절들과 operational 힘 벡터 사이의 힘 관계는 다음과 같이 나타낼 수 있으며

$$T_a = [G_a^u]^T T_u = [G_a^A]^T T_A, \quad (15)$$

여기서, T_u는 작업공간(힘의 중심위치)에서의 힘벡터를 나타낸다.

식 (15)의 일반해는 다음과 같으며

$$T_A = ([G_a^A]^T)^+ T_a = \{([G_a^A]^T)^+[G_a^u]^T\}T_u = [G_A^u]^T T_u, \quad (16)$$

여기서, $([G_a^A]^T)^+$ 는 $[G_a^A]^T$ 의 의사역행렬(pseudo-inverse)을 나타낸다.

$$T_A = (T_{\theta_1}\ T_{\theta_2}\ T_{\theta_3}\ F_{d_1}\ F_{d_2}\ F_{d_3}\ F_{d_4}\ F_{d_5}\ F_{d_6})^T = (T\ \ f)^T \quad (17)$$

3.4 Kinematic Index

작업공간에서의 힘 벡터와 구동관절 토크 벡터 의 크기비는 다음과 같이 2-norm 의 비로 표현할 수 있다.

$$\frac{\|T_A\|}{\|T_u\|} = \sqrt{\frac{T_u^T[G_A^u][G_A^u]^T T_u}{T_u^T T_u}}, \quad (18)$$

여기서, $\|T_A\|$ and $\|T_u\|$는 다음과 같이 정의된다.

$$\|T_A\|^2 = T_A^T T_A, \quad (19)$$

$$\|T_u\|^2 = T_u^T T_u. \quad (20)$$

Rayleigh's quotient 을 바탕으로 출력은 구동 관절 토크 벡터의 크기는 다음과 같은 관계를 만족한다.

$$\lambda_{\min}\|T_u\| \le \|T_A\| \le \lambda_{\max}\|T_u\|, \quad (21)$$

여기서, $\lambda_{\min}$와 $\lambda_{\max}$은 $[G_A^u][G_A^u]^T$ 의 최소와 최대 특이값(singular value)들의 평방근이다. 이 특이값들은 힘 전달비의 범위를 결정하는데 사용된다. 특히 $\lambda_{\max}$은 단위 크기의 $\|T_u\|$에 대한 최대 구동토크 힘 전달비로 정의된다. 작은 $\lambda_{\max}$ 값은 작업공간으로의 힘전달 특성이 좋지 않다는 것을 의미한다.

4. 근육형 액츄에이터의 텐던 힘제어(Tendon Traction Force Control for Muscle Actuator)

이 절에서는 양방향과 단반향 근육 액츄에이터들의 구동력에 대하여 조사한다. 양방향 선형 액츄에이터는 수축과 이완 모두 가능하나, 단반향 선형 액츄에이터는 인간 근육과 같이 단지 수축만이 가능하다.

첫째, 두 다리 시스템이 여섯 개의 관절 액츄에이터에 의해서만 동작한다고 가정하자. 이러한 조건 아래, Fig. 2 는 전후(sagittal) 평면에서 두 다리 모델이 일어서는 동작에 대한 시뮬레이션 결과를 나타내고, Fig. 3 은 측면(lateral) 평면에서의 회전동작에 대한 시뮬레이션 결과를 나타낸다. Fig. 4 는 일어서는 동작과 회전 동작에 요구되는 관절토

크를 각각 나타낸다. 이러한 시뮬레이션 결과를 바탕으로 발목의 피치, 롤 관절 그리고 무릎 피치 관절의 액츄에이터 사이즈를 각각 15Nm, 15Nm 그리고 25Nm 로 결정할 수 있다.

둘째, 시스템이 세 개의 관절 액츄에이터와 여섯 개의 근육 액츄에이터를 사용하는 여유구동의 경우를 고려한다. 양방향 근육 액츄에이터를 사용하였을 때, 근육 타입의 액츄에이터의 힘은 식 (16)을 사용하여 계산한다.

Fig. 4(a) 와 Fig. 5(a)를 비교하면 최소 구동 모드에 비해 여유구동 모드로 동작할 때 무릎관절에는 더 작은 관절토크가 요구되나, 주변의 근육 액츄에이터에서는 비교적 큰 힘이 요구됨을 알 수 있다.

가중치를 부여한 의사역행렬(weighted pseudo-inverse)은 관절토크와 근육 힘을 재분배하는데 사용되며, 아래와 같이 나타낼 수 있다.

$$\left([G_u^A]^T\right)^+ = [W]^{-1}[G_u^A]\left([G_u^A]^T[W]^{-1}[G_u^A]\right)^{-1} \qquad (22)$$
$$[W] = diag[w_1, w_2, \cdots, w_9]\ddot{x}\,.$$

가중치를 부여한 의사역행렬의 해와 관련하여 일어서는 동작의 시뮬레이션 결과는 Fig. 6(a)과 Fig. 7(a)에서 볼 수 있고, 회전동작의 시뮬레이션 결과는 Fig. 8(a)과 Fig. 9(a)에서 각각 볼 수 있다. 이 결과들을 통해 근육 액츄에이터의 힘은 작아지고 관절 토크는 한계를 넘지 않는 범위에서 재분배되는 것을 관찰할 수 있다.

세 번째, 근육형 액츄에이터가 실제의 근육 처럼 단방향 구동인 경우를 고려해 보자. 단방향 선형 액츄에이터는 텐던 메커니즘(Fig. 12)을 사용하여 구현을 한다. 텐던은 단지 수축만 가능하고 이완은 되지 않기 때문에, 수축하는 힘의 값은 항상 양수이다. 이 논문에서는 텐던 힘의 범위와 무릎과 발목 관절을 움직이는 회전형 액츄에이터의 토크의 범위는 각각 아래와 같이 정의를 한다.

$$f \geq f_{min}\,,\quad f_{min} \geq \alpha\,,\quad -\beta \leq T \leq \beta\,, \qquad (23)$$

여기서, f_{min}, α, β 는 각각 텐던 수축 힘의 최소 값, 초기 바이어스 힘, 관절 토크 한계를 나타낸다. 여기에서 α 값을 0 으로 선택하지 않고 상수로 결정한 이유는, 일정한 초기 당기는 힘(preloading)을 부여함으로 인하여 텐던이 느슨해져서 풀리는 것을 방지해주기 위함이다.

한편, 식 (15)로부터 다음의 식을 얻을 수 있는데

$$T_u = [G_u^A]^T T_A \qquad (24)$$

여기서,

$$[G_u^A]^T = [G_u^u]^{-T}[G_a^A]^T\,.$$

단방향 액츄에이터로 구동이 되는 다리 기구의 입력 힘과 토크 벡터를 계산하기 위해 다음과 같이 순차적 자승 프로그래밍(sequential quadratic programming : QP) 알고리즘을 사용한다.

Minimize

$$a_1T_{\theta_1}^2 + a_2T_{\theta_2}^2 + a_3T_{\theta_3}^2 + b_1f_{d_1}^2 + b_2f_{d_2}^2 + b_3f_{d_3}^2 + b_4f_{d_4}^2 + b_5f_{d_5}^2$$
$$= a_1T_{\theta_1}^2 + a_2T_{\theta_2}^2 + a_3T_{\theta_3}^2 + b_1T_{d_1}^2 + b_2T_{d_2}^2 + b_3T_{d_3}^2 + b_4T_{d_4}^2 + b_5T_{d_5}^2 \qquad (25)$$

여기서, a_i 는 i 번째 액츄에이터의 가중치를 나타낸다. 식 (25)의 두 번째 식은 각 텐던의 힘이 해당되는 회전형 액츄에이터의 토크들로 전환이 될 수 있음을 나타내고 있다.

일어서는 동작의 시뮬레이션 결과는 Fig. 6(b)과 Fig. 7(b)에 그리고 회전동작의 결과는 Fig. 8(b)과 Fig. 9(b)에 각각 나타내고 있다. 양방향 액츄에이션을 기본으로 한 가중치를 부여한 의사역행렬의 해와 단방향 액츄에이션을 기본으로 한 QP 알고리즘의 해를 비교하면 서로 비슷한 크기의 관절 토크들을 산출하지만 근육 액츄에이션에서는 QP 알고리즘을 사용한 경우가 더 많은 힘이 필요했다. 이것은 QP 알고리즘의 해는 단방향의 근육 즉, 수축하는 근육들의 힘들만이 계산이 되기 때문이다.

실제로 텐던을 사용하는 보행로봇의 설계 시에는 단방향 근육 액츄에이터를 사용하기 때문에 QP 알고리즘을 위한 시뮬레이션 데이터를 이용하여, 다리 기구에 사용되는 액츄에이터 사이즈를 결정했다.

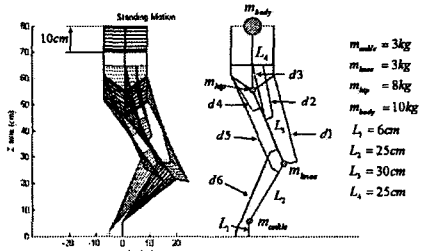


Fig. 2 Standing Up Motion

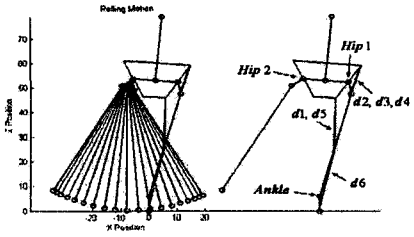
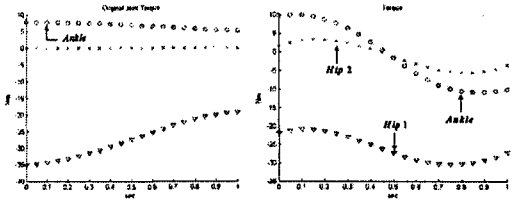
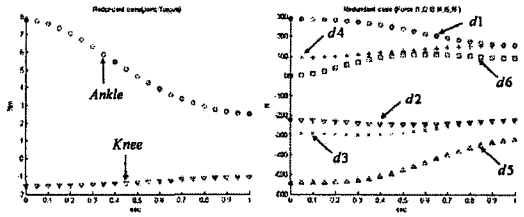


Fig. 3 Rolling Motion



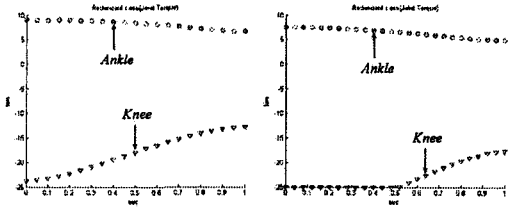
(a) Standing-up Motion (b) Rolling Motion

Fig. 4 Required Joint Torques



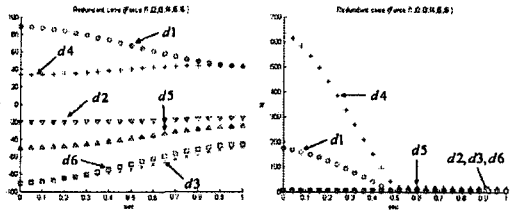
(a) Joint (b) Muscle Forces

Fig. 5 Joint Torques and Forces Using Pseudo-Inverse



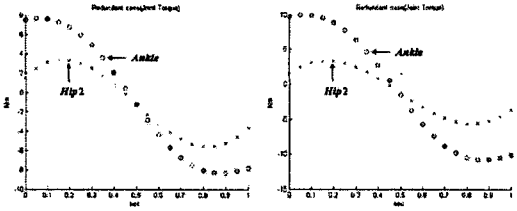
(a) Using Weighted Pseudo Inverse (b) Using QP

Fig. 6 Joint Torques (Standing Up Motion)



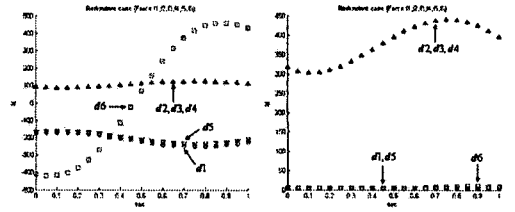
(a) Using Weighted Pseudo Inverse (b) Using QP

Fig. 7 Forces (Standing Up Motion)



(a) Using Weighted Pseudo Inverse (b) Using QP

Fig. 8 Joint Torques (Roll Motion)



(a) Using Weighted Pseudo Inverse (b) Using QP

Fig. 9 Forecs (Roll Motion)

5. Simulation Work

Fig. 10 은 시뮬레이션 모델을 나타낸다. 시뮬레이션은 X 축으로 ±10 cm, Z 축으로 30~50 cm 의 범위에서 수행한다.

Fig. 11 은 세 가지 경우에 대한 최대 힘 전달비를 각각 나타낸다. Fig. 11(a)는 세 개의 관절 액츄에이터를 직접 발목과 무릎 운동을 위해 사용하고, 골반에 병렬형 구조로 3 개의 단일관절 근육을 사용하여 모두 6 자유도 하이브리드 다리 구조의 경우이다. 일반적인 다리 기구들은 6 개의 액츄에이터로 구동이 되는데 이는 Fig. 1 의 다리 모듈에서 단지 세 개의 쌍 관절 근육을 제거하면 된다.

Fig. 11(b)는 6 자유도 직렬형 구조에 3 개의 쌍관절 근육들을 추가하여 여유구동을 한 경우이다. 그리고 Fig. 11(c)는 Fig. 1 에서 세 개의 쌍관절과 세 개의 단관절 근육을 포함하는 여유구동 구조이다.

Fig. 11(c)에서 최대 힘 전달비의 평균값이 최소구동 모드(Fig. 11(a))로 동작할 때에 비해 절반 정도가 되는 것을 볼 수 있었다. 그리고 그것은 직렬형 구조(Fig. 11(b))를 갖는 다른 여유구동 모델보다도 더 좋은 힘 전달 특성을 보여줬다.

결과적으로 제안한 근육형 다리 모델에서 최대 요구되는 힘은 세 개의 쌍관절 근육을 추가함으로써 최소구동 모드일 때에 비해 두 배의 힘전

달비를 구현할 수 있음을 살펴볼 수 있었다.

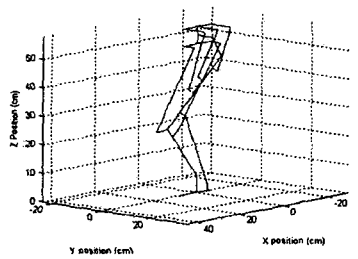
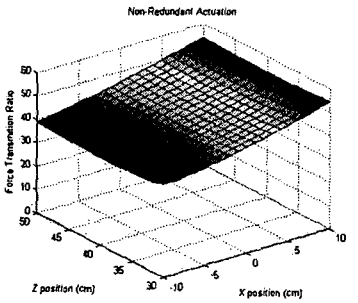
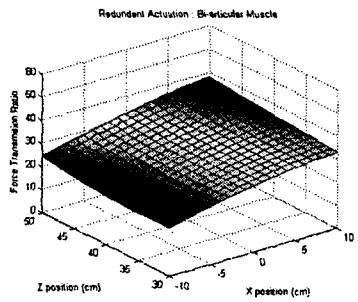


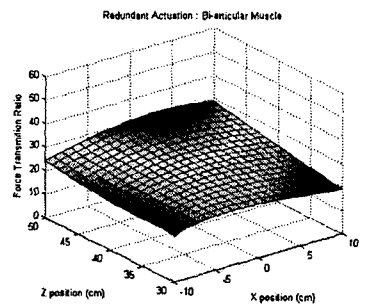
Fig. 10 Simulation Model



(a) Non-Redundant Actuation



(b) Redundant Actuation



(c) Redundant Actuation

Fig. 11 Maximum Force Transmission Ratios

6. 설계

Fig. 13 은 세 개의 단일관절 근육 액츄에이터와 두 개의 쌍관절 근육 액츄에이터로 동작되는 골반구조를 나타낸다.

여기에서 근육 액츄에이터에 사용되는 모터는 발목과 무릎 관절의 움직임에 방해가 되지 않도록 역방향구동 가능해야 (backdrivable) 한다. 이를 위해서 5.8:1 의 비교적 작은 기어비를 갖는 기어헤드를 사용한다. 그러나 이렇게 작은 1 차 감속 기어는 출력 토크에 큰 영향을 주지 않는다. 따라서, 2 차 감속 기어는 출력토크를 향상시키기 위하여 Fig. 12 에서와 같이 평기어를 사용한다.

Fig. 13 은 전체적인 골반 구조를 보여 준다. 그리고 Fig. 14 는 본 논문에서 제안한 병렬형 구조로 동작하는 보행로봇의 전체도를 나타낸다. 각각의 다리는 6 개의 선형 액츄에이터를 가지고 있고, 골반 모듈에서 첫 번째와 세 번째 체인들은 각각 체인의 상위와 하위 부분에 유니버설 관절과 구형 관절을 갖는다. 좀 더 강력한 움직임을 위해 무릎 모듈은 듀얼 선형 액츄에이터로 구동을 하고, 발목 모듈은 병렬형 구조를 사용하는 선형 액츄에이터로 구동을 한다.

Fig. 15 에 설계된 로봇의 보행동작에 따른 시뮬레이션 결과를 나타내었다. 이 시뮬레이션을 통해 보행동작에 따른 각각의 근육과 관절들의 운동량을 측정할 수 있었다.

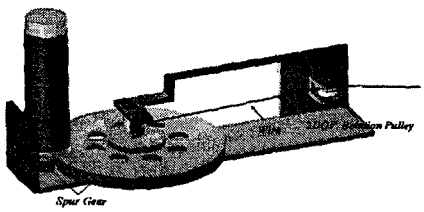


Fig. 12 Muscle Module

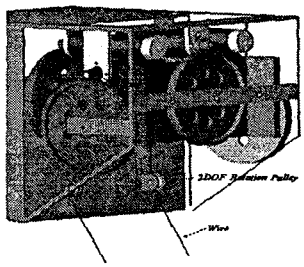


Fig. 13 The Prototype of Hip Module

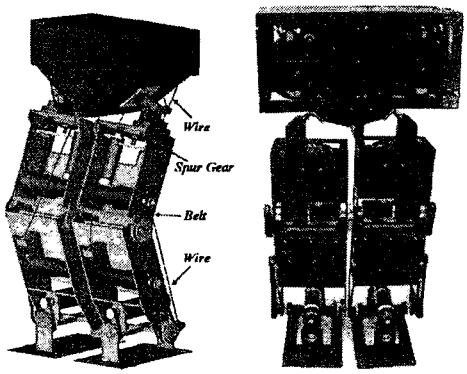


Fig. 14 Biped Robot

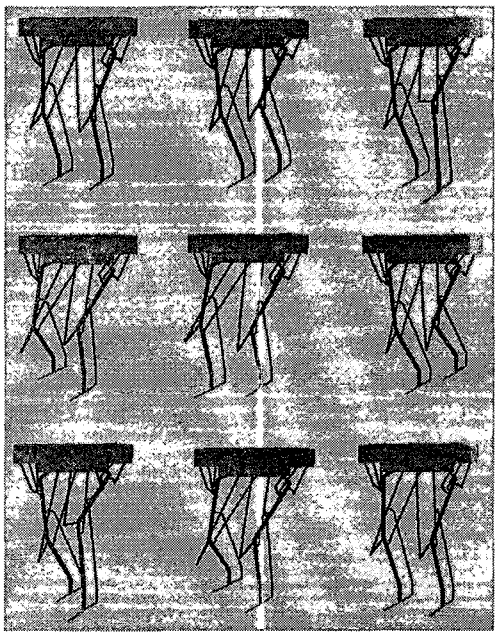


Fig. 15 Walking Simulation

7. 결론

본 논문에서는 여유구동으로 구현된 근골격 구조의 새로운 생체모방형 보행로봇의 구조를 제안했다. 제안한 구조에서 사용된 쌍관절 근육은 보행로봇의 힘 전달 능력을 향상시키는데 중요한 역할을 하는 것으로 밝혀졌다. 이러한 특징은 쌍골격 구조로 인한 병렬형 구조가 직렬형 구조와 비교했을 때 힘 전달 특성이 더 향상되었다는 것을 시뮬레이션을 통해 확인할 수 있었다. 그리고 그 결과는 여유구동으로 동작할 때의 힘 전달비는 최소 구동 모드에 비해 두 배 정도 향상되는 것을 살펴볼 수 있었다.

향후에는 제안한 보행로봇 구조를 이용하여 빨리 걷기, 뛰기, 계단 오르기 등의 높은 힘을 요구하는 실험을 수행할 예정이다.

참고문헌

1. Morisawa, M., Yakoh, T., Murakami, T. and Ohnishi, K., "An approach to biped robot with parallel mechanism," Proceedings 6th International Workshop on Advanced Motion Control, pp. 537-541, 2000.
2. Morisawa, M., Fujimoto, Y., Murakami, T. and Ohnishi, K., "A walking pattern generation for biped robot with parallel mechanism by considering contact force," Proceedings on IEEE 27th Annual Conference, IECON '01, Industrial Electronics Society, pp. 2184-2189, 2001.
3. Sugahara, Y., Tatsuro, E., Lim, H.O. and Takanishi, A., "Design of a battery-powered multi-purpose bipedal locomotor with parallel mechanism," Proc. of the IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and System, pp. 2658 –2663, 2002.
4. Takita, K., Hodoshima, R. and Hirose, S., "Fundamental Mechanism of Dinosaur-like Robot TITRUS-II Utilizing Coupled Drive," Proc. of the IEEE International Conference on Intelligent Robots and Systems, pp. 1670-1675, 2000.
5. Sellaouti, R., Konno, A. and Ouezdou, F.B., "Design of a 3DOFs Parallel Actuated Mechanism for a Biped Hip Joint," Proc. of the IEEE International Conference on Intelligent Robotics and Automation, pp. 1161-1166, 2002.
6. Freeman, R.A. and Tesar, D., "Dynamic modeling of serial and parallel mechanisms/robotic systems, Part I-Methodology, Part II-Applications," Proceedings on 20th ASME Biennial Mechanisms Conference, Trends and Development in Mechanisms, Machines and Robotics, DE-Vol. 15-3, pp. 7-27, 1988.
7. So, B. R., Yi, B. J., Kim, W. K., Oh, S. R., Park, J. I. and Kim, Y.S., "Design of a Redundantly Actuated Leg Mechanism," Proc. of the IEEE International

Conference on Intelligent Robotics and Automation, pp. 4348-4353, 2003.

8. Hemami, H. and Dinneen, J., "A marionette-based control strategy for stable movement," IEEE Transactions in Biomedical Engineering, Vol. 40, No. 10, pp. 541-548, 1993.
9. Spägele, T., Kistner, A. and Gollhofer, A., "A multi-phase optimal control technique for the simulation of a human vertical jump," Journal of Biomechanics, pp. 87-91, 1999.
10. Hirose, S. and Ma, S., "Coupled Tendon-driven Multijoint Manipulator," Proc. of the IEEE International Conference on Intelligent Robotics and Automation, pp. 1268-1275, 1991.
11. Massie, T. and Stalisbury, K., "PHANTOM Haptic Interface: A Device for Probing Virtual Objects," ASME Journal of Dynamic System and Control, pp. 295-299, 1994.

부록

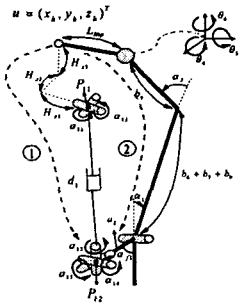


Fig. 16 Chain 1 for d_1

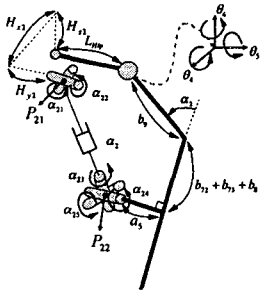


Fig. 17 Chain 2 for d_2

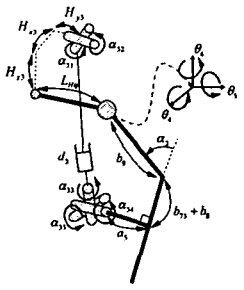


Fig. 18 Chain 3 for d_3

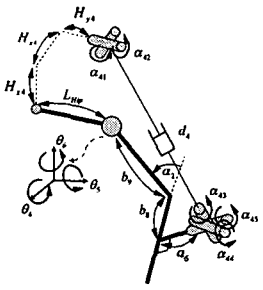


Fig. 19 Chain 4 for d_4

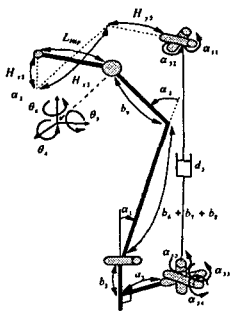


Fig. 20 Chain 5 for d_5

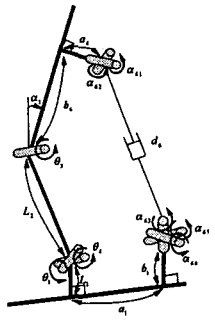


Fig. 21 Chain 6 for d_6

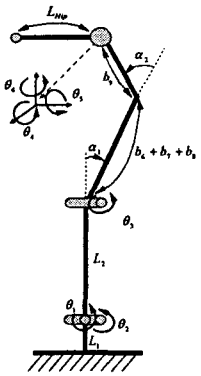


Fig. 22 Serial chain (chain 0)