大韓機械學會論文集 第15卷 第6號, pp. 1967~1974, 1991.

〈論 文〉

근육의 힘이 신체 각 부분의 가속도에 미치는 영향

강 곤*

(1991년 6월 21일 접수)

Muscle-Induced Accelerations of Body Segments

Gon Khang

Key Words: Muscle Function(근육 기능), Muscle-Induced Acceleration(근육유발 가속도), Functional Electrical Stimulation(기능적 전기자극)

Abstract

When the functional electrical stimulation is employed to recover mobility to the plegic, it is very important to understand functions of the selected muscles. I have investigated how a muscle acts to accelerate the body segments, since the body segements are connected by joints so that contraction of a muscle not only rotates the segments to which it is attached but also causes other segments to rotate by creating a reaction force at every joint, which is called the inertial coupling. I found that a single-joint muscle always acts to accelerate the spanned joint in the same direction as the joint torque produced by the muscle. However, a double-joint muscle can act to accelerate the spanned joint in the opposite direction to the joint torque produced by the muscle depending on (1) the body position, (2) the body-segmental parameters, and (3) the type of the movement. Investigating the condition number of the inertia matrix of the body-segmental model gave us some insights into how controllable the body-segmental system is for different values of the factors mentioned above. The results suggested that the upright position is the most undesirable position to independently control the three segments(trunk, thigh and shank) and that the controllability is the most sensitive to variation of the shank length and the trunk mass, which implies that accuracy is required particularly when we estimate these two body-segmental parameters before the paralyzed muscles are innervated by using electrical stimulation.

기호설명

Θ	: 신체의 위치 벡터=$[\theta_1\ \theta_2\ \theta_3]^T$
Q	: 관절의 위치 벡터=$[q_1\ q_2\ q_3]^T$
T	: 관절 토크 벡터=$[\tau_1\ \tau_2\ \tau_3]^T$
$M(\Theta)$	: 관성을 나타내는 3×3행렬(inertia matrix)
R	: 상수로 구성된 3×3 행렬
$B(\Theta)$	: 각속도의 영향을 나타내는 3×3 행렬
$G(\Theta)$	: 중력의 영향을 나타내는 벡터
$\ddot{\Theta}_v$	: 각속도에 의하여 유발되는 가속도 벡터
$\ddot{\Theta}_g$	: 중력에 의하여 유발되는 가속도 벡터
$\ddot{\Theta}_m$	: 근육의 힘에 의하여 유발되는 가속도 벡터
p	: 근육의 힘
r	: 근육의 관절에 대한 팔길이(moment arm)
E_t	: 전체 에너지
E_p, E_k	: 위치 에너지와 운동 에너지

*정회원, 건국대학교 의과대학 의학공학과

W_m : 근육이 신체에 행한 일
m_i : 각 신체부분의 질량($i=1, 2, 3$)
I_i : 각 신체부분의 무게중심을 통과하는 회전축에 대한 관성모멘트(moment of inertia) ($i=1, 2, 3$)
L_i : 각 신체부분의 길이($i=1, 2, 3$)
l_i : 각 신체부분의 무게중심과 아래 관절사이의 길이($i=1, 2, 3$)

1. 서 론

신경손상 또는 질병으로 신체 일부분의 기동성을 잃어버린 장애자에게 외부에서 적당한 명령을 발생하여 불완전하나마 기동성의 일부분을 회복 시켜주는 것은 장애자 개인의 일상생활뿐 아니라 사회의 복지증진의 측면에서 매우 중요하다. 가령, 척추신경손상(spinal cord injury, SCI)의 경우 각종 교통사고를 비롯하여 스포츠 사고 등으로 말미암아 그 수는 현재 지구상에 큰 전쟁이 없음에도 불구하고 매년 꾸준히 증가하고 있고 더욱이 해당 환자의 대부분이 20세를 전후한 젊은이들이고 이러한 SCI에 의하여 손상된 신경은 회복이 거의 불가능하기 때문이다[1].

현재까지의 연구 결과에 의하면 가장 효과적인 기동성 재활방법의 하나는 기능적 전기자극(functional electrical stimulation, FES)의 이용이다. 즉, 외부의 제어기(controller)가 행하고자하는 동작에 맞는 전기자극을 해당 근육 또는 신경에 가하여 앉은 자리에서 일어나 걷거나 손을 움직여 일상생활에 필요한 최소한의 활동을 회복하는 것이다[2,3]. 그러나 FES가 실생활에 완전히 적용되기 위하여는 해결하여야 할 문제점이 많다. 그 중의 하나는 각 근육의 수축(contraction)이 어떠한 역학적 기능을 나타내는가에 대한 고찰이 충분히 수행되어야 한다는 점이다. 그리하여 어떠한 동작을 행하고자 할 때 알맞은 근육을 선택하여 자극을 가할 수 있을 것이다.

최근에 이르기까지 근육의 기능은 그 근육이 해당 관절(예 : 무릎, 팔꿈치 등)에 어느방향으로 토크(torque)를 작용하느냐에 따라 분류되어 왔다. 예를 들면, 장딴지근(gastrocnemius, Fig. 1 참조)은 무릎과 발목의 뒤쪽에 위치하고 있으므로 이 근육이 수축되면 발목이 뒤로 젖혀지고 무릎은 굽혀진다고 인식되어 왔다. 그러나 이와같이 근육의 기능을 해부학적 구조에 의하여 해석하면 롬바드의 역설(Lombard's paradox)과 같이 이론과 실험 결과가 서로 상충되는 현상을 발견하게 된다. 예를 들면, 사람이 앉은 위치로부터 일어설 때 어떤 기간동안 해부학적으로 완전히 상반된 기능을 갖는 두개의 길항근(antagonistic muscles)이 동시에 작동됨을 관찰 할 수 있다. 이는 이론적으로 확실히 불필요하게 근육을 사용한다는 결론이 도출된다. 더욱이 자전거 경주와 같이 속도 뿐 아니라 지구력도 요구되는 동작에서도 같은 현상을 볼 수 있다.

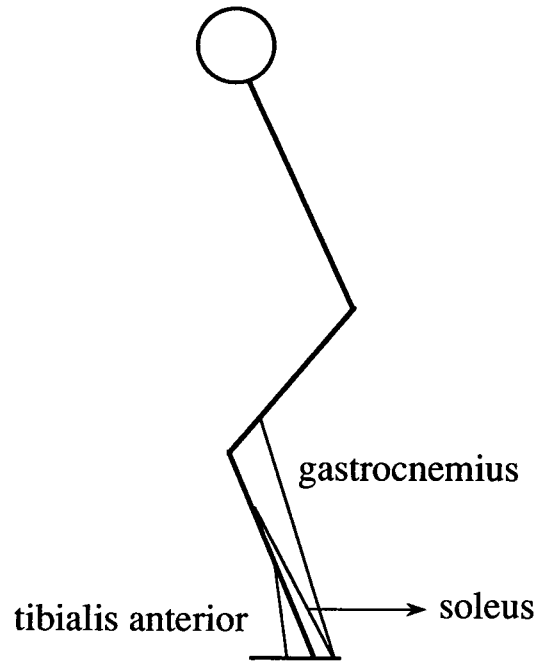


Fig. 1 Major lower leg muscles
Gastrocnemius and soleus are located on the opposite side to tibialis anterior

그러나, 본인의 기초적인 연구결과[4,5]에 의하면, 위와 같은 현상은 근육이 신체 각 부분의 가속도를 어떻게 유발하는가를 살펴 봄으로써 설명될 수 있다. 이 연구에서는 근육수축에 의해 발생되는 각 신체부분의 각가속도의 방향이 다음 두가지 요소의 변화에 따라 어떻게 달라지는가를 중점적으로 살펴보기로 한다 : (1) 신체매개변수(body-segmental parameter) : 길이, 무게 등, (2) 신체 각 부분의 위치. 이러한 상관관계를 더욱 명확히 이해함으로써, 주어진 운동(given task)을 FES에 의해 수행하고자 할 때 전기적으로 자극되어야 할 근육을 사전에 선택할 수 있을 것이다.

2. 방 법

2.1 인체의 2차원 모델

인체가 일어서는 동작을 살펴보기 위하여 Fig. 2에서와 같은 2차원(평면)모델을 사용하였다. 이 모델에서는 다음과 같은 가정을 하였다.

(1) 각 관절(joint)은 힌지형(hinge type)이며 마찰은 없다.

(2) 각 신체 부분(body segment)은 강체(rigid body)이고 무게중심은 양쪽 관절을 연결하는 직선상에 있으며 해당 신체부분과의 상대적 위치는 변하지 않는다.

(3) 양 발은 앞뒤 방향으로 나란히 위치하며 지면에 항상 고정되어 있다.

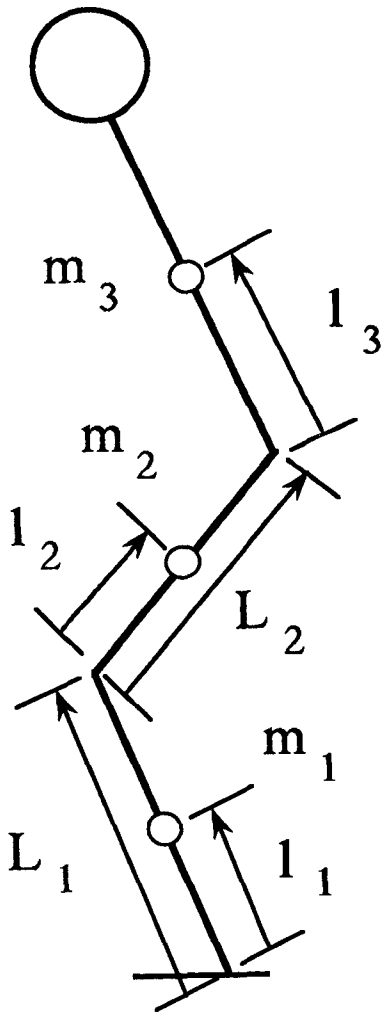


Fig. 2 Planar body-segmental model
The model consists of three segments, the shank, the thigh and the trunk
The head and the arms are assumed to be fixed to the trunk, and the feet are always flat on the ground

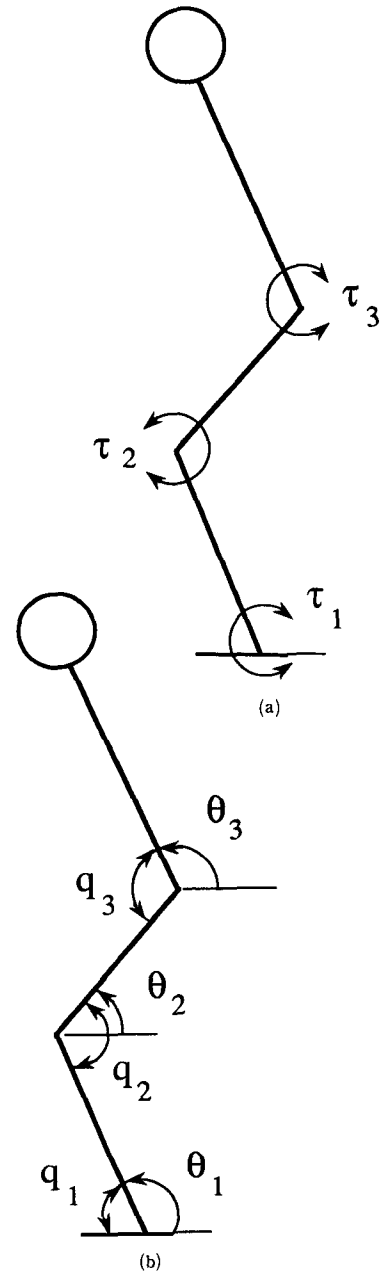


Fig. 3 Segmental angles(θ), joint angles (q) and joint torques(τ)

Table 1 Nominal body-segmental parameters used for computations

i	1	2	3
m(kg)	7.5	15.2	47.5
L(m)	0.43	0.4	0.87
l(m)	$0.63L_1$	$0.6L_2$	$0.45L_3$
I(kgm^2)	0.1	0.2	1.78

(4) 양 다리는 신체중심을 통과하는 수직선에 서로 대칭이다. 예를 들면, 오른쪽 대퇴부의 모양은 왼쪽과 대칭이며 무게, 길이 등 모든 신체매개변수가 같다.

(5) 양 팔은 윗몸에 고정되어 있고 머리, 팔과 몸통은 하나의 강체로 간주한다. 가령, 달리기 경주의 경우 속도를 조금이라도 증가시키기 위하여 팔과 머리의 움직임을 이용하지만, 일어서서 크지 않은 외부의 간섭을 배제하고자 할 때에는 머리와 팔이 몸통에 대한 상대운동을 거의 하지 않으므로 전체를 하나의 체절로 간주할 수 있다.

위의 가정에 의하여 운동방정식은 Kane의 방법[6](주 : 이 방법은 Lagrange 방법이나 Newton-Euler방법등에 비하여 물리적인 개념을 얻기에 다소 어려움이 있으나, 반면에 복잡한 기계구조의 운동을 컴퓨터를 사용하여 해석하는데 매우 큰 장점을 가지고있다)에 의하여 다음과 같이 유도되고 (Fig. 3, (4)의 부록 참조) 사용한 신체매개변수는 Table 1과 같다.

$$M(\Theta)\ddot{\Theta}=B(\Theta)\dot{\Theta}^2+G(\Theta)+RT \qquad (1)$$

2.2 근육유도 가속도(muscle-induced acceleration, MIA)

식 (1)에 관성행렬 M은 항상 역행렬(inverse matrix)이 존재하므로 (2.5 참조) 식(1)의 양변에 M^{-1}을 곱하면 (premultiply), 각속도 벡타 $\ddot{\Theta}$는 식 (2)에서와 같이 3개의 요소에 의하여 선형적으로 구성되어 있음을 알 수 있다.

$$\ddot{\Theta}=M^{-1}(\Theta)B(\Theta)\dot{\Theta}^2+M^{-1}(\Theta)G(\Theta)+M^{-1}(\Theta)RT=\ddot{\Theta}_v+\ddot{\Theta}_g+\ddot{\Theta}_m \qquad (2)$$

여기서 $\ddot{\Theta}_v$, $\ddot{\Theta}_g$와 $\ddot{\Theta}_m$은 각각 각속도, 중력과 근육의 힘에 의하여 유발되는 각가속도를 나타낸다. $\ddot{\Theta}_m$을 근육유도 가속도(muscle-induced acceleration, MIA)라 부른다.

주어진 근육이 신체 각 부분을 가속시키는 방법은 $\ddot{\Theta}_m$의 각 원소(element)의 부호로서 나타내어진다. 가령, 가자미근(soleus)이 작동되면 $T=[1\ 0\ 0]^T$(주 : normalized value)으로 표시되어지고, 현재의 위치 Θ가 주어지면 $\ddot{\Theta}_m$을 계산할 수 있다. 만약 $\ddot{\Theta}_m$의 두번째 원소가 양(+)이라면 (즉, $\ddot{\theta}_{m2}>0$), 이는 가자미근이 대퇴부의 각도 (θ_2)를 양(+)방향으로 가속함을 뜻한다. 다시 말해서, 가자미근은 주어진 위치에서 대퇴부의 각도를 증가시키는 역할을 함을 의미한다.

적지 않은 경우에 각 신체부분의 수평선에 대한 각도(θ_i, $i=1,2,3$)보다 관절의 각도(q_i, $i=1,2,3$)가 역학적 해석에 더 유용할 때가 있다(Fig. 3 (b)). 간단한 분석을 통해보면 Θ와 Q의 요소들은 선형적인 상관상관계를 가지고 있으므로 필요한 경우마다 쉽게 변환 시킬 수 있다. 예를 들면, $q_2=-\theta_1+\theta_2+180°$.

2.3 근육의 힘과 관절 토크

Fig. 4(a)에서와 같이 하나의 관절을 통과하는 근육을 직선이라고 가정하고 그 근육이 수축할 때 양 신체부분에 힘 p를 작용한다고 하자. 위의 신체부분에 작용하는 힘은 Fig. 4(b)에서와 같이 관절에 작용하는 힘 p와 짝힘(couple)으로 대체될 수 있고 그 짝힘의 크기는 pr과 같다[6]. 같은 방법으로 아래 신체 부분에 작용하는 힘은 관절에 작용하는 힘 p와 짝힘으로 대체될 수 있고 그 짝힘의 크기는 pr과 같다. 관절에 작용하는 두힘은 크기

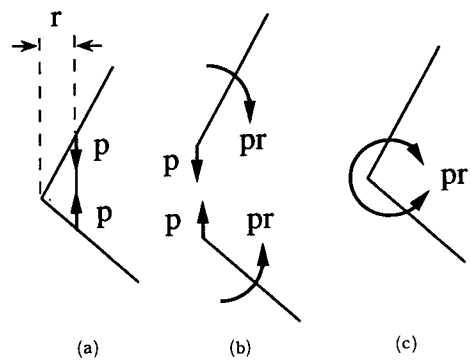


Fig. 4 Joint torque produced by a muscle
A muscle force can be transformed into a joint torque, if we assme that the segments are connected by frictionless hinge joints

가 같고 방향이 반대이므로 서로 상쇄되고 두개의 짝힘은 크기가 같고 방향은 반대이므로 Fig. 4(c)에서와 같이 하나의 관절토크로 나타낼 수 있다. 즉, 근육이 수축되어 힘 p를 작용하면 그 힘은 해당 관절에서의 팔길이 r과 곱해진 관절토크로 대치할 수 있다. 두개의 관절을 통과하는 근육(double-joint muscle)은 그 근육이 통과하는 두개의 관절에 각각 하나의 관절 토크를 작용하며 그 크기의 비(ratio)는 각 관절에서의 팔길이(moment arm)의 비와 같다.

2.4 주동근(agonist)과 길항근(antagonist)

두개 또는 그 이상의 근육이 하나의 관절에 대하여 작용하는 관절토크의 방향이 같으면 서로 주동근이라고 정의한다. 즉, 해부학적으로 같은 방향으로 관절을 통과하면 주동근이 된다. 반면에 하나의 관절에 대하여 서로 반대편에 위치하여 작용하는 토크의 방향이 반대일 경우 길항근이라 한다. 예를 들면, 발목의 앞쪽에 위치한 전경골근(tibialis anterior)과 뒤쪽에 위치한 가자미근(soleus)은 서로 길항근이고 가자미근과 장딴지근은 발목에 대하여 서로 주동근이다.

2.5 관성 행렬(inertia matrix)과 조건수(condition number)

식 (1)에서의 관성행렬 $M(\Theta)$는 몇가지 중요한 성질을 갖는다. 첫째, M은 항상 대칭(symmetric)이고 ($M_{ij}=M_{ji}$, $i, j=1, 2, 3$) 양의 정치(positive definite)성질 (0이 아닌 임의의 벡터 x에 대하여 x^TMx는 항상 0보다 크다)을 나타내므로 M의 역행렬은 항상 존재한다. 둘째, M의 비대각원소(off-diagonal element)는 신체부분의 위치(body-segmental position) Θ에 따라 변하고 대각원소(diagonal element)는 항상 일정하다.

M^{-1}의 계수(rank)가 2 또는 1에 얼마나 가까운가를 결정하는 척도로서 조건수(condition number)[11]를 들 수 있다. 조건수는 해당 행렬의 특성값(eigenvalue)중 가장 큰 특성값를 가장 작은 특성값으로 나눈 값으로 정의되며, 이 조건수가 증가할수록 M^{-1}의 계수는 2에 접근한다. 즉, 이 경우 3개의 신체부분을 독립적으로 제어하는 것이 점점 어려워진다는 것을 의미한다. 따라서, 각 신체부분의 독립적인 위치제어를 위하여는 M^{-1}의 조건수를 가능한 한 작게 하는 것이 바람직 하다.

2.6 컴퓨터

이 연구의 모든 계산은 Macintoshi Ⅱci를 사용하였고 행렬에 관한 연산은 Matlab(The Math Works, Inc., version 1.0)을 사용하였다.

3. 결 과

3.1 근육 유도 가속도

어느 한 근육이 수축되면 그 근육이 지나가고 있는 관절(들)에 토크를 작용하여 움직이게 할 뿐 아니라 다른 관절들에도 반력(reaction force)이 생기게 하여 그들 또한 위치를 변화하게 한다. 예를 들면, 삼두박근(triceps)을 수축하면 팔꿈치가 펴질 뿐 아니라 다른 신체부분, 즉 몸통, 다리 등의 위치에도 변화를 가져오게 한다. 이렇게 신체 각 부분들이 서로 역학적인 상관관계를 가지는 것을 관성 커플링(inertial coupling)이라 한다.

단관절근육(single-joint muscle)은 그 근육이 통과하는 관절의 각도를 항상 관절토크와 같은 방향으로 가속시킨다 : 가령 $T=[1\ 0\ 0]^T$ 일때 $\ddot{q}_{m1}$의 부호는 신체 부분의 위치에 관계없이 항상 음(−)이다. 반면에, 다관절(multijoint)근육의 경우에는 그 작용하는 토크와는 반대방향으로 각 신체부분의

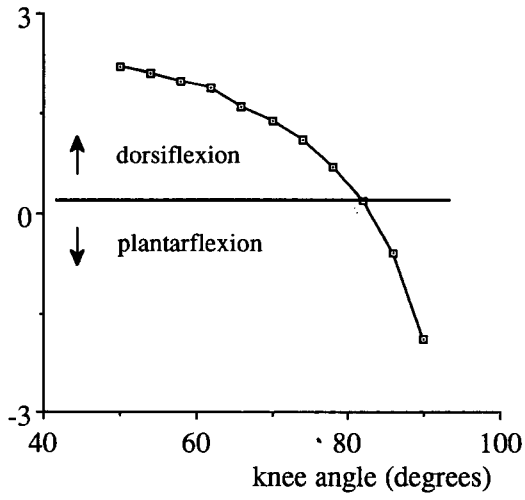
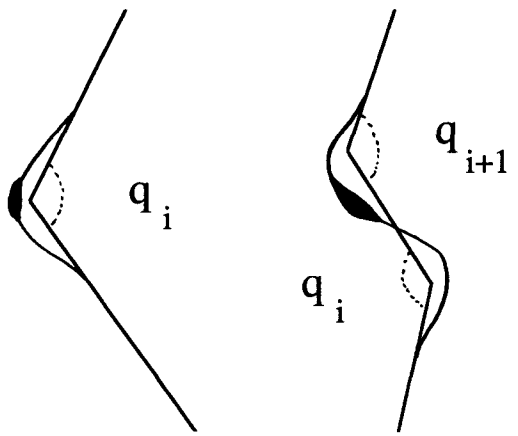


Fig. 5 The angular acceleration of the shank induced by gastrocnemius for different knee angles When the shank angle (θ_1) and the trunk angle (θ_3) are both fixed at 110°, gastrocnemius acts to accelerate the shank toward dorsiflexion for $\theta_2<80°$, while toward plantarflexion for $\theta_2>80°$

각가속도를 유발하게 되는 경우가 발생한다. 일어서기동작을 나타내기 위하여 θ_1와 θ_3를 각각 110°에 고정하고 θ_2를 50°에서 95°까지 변화시키면서 장딴지근이 정강이를 어떤 방향으로 가속시키는가를 살펴보았다. $T=[35\ 40\ 0]^T$(여기에 사용된 수치와 Fig. 5의 수직축의 절대값은 의미가 없으며 장딴지근의 발목에 대한 팔길이는 무릎에 대한 팔길이의 약 88%가량임을 의미한다). Fig. 5에서 보는바와 같이 앉은 위치에서는 장딴지근이 정강이를 양의 방향, 즉 θ_1를 증가시키는 방향으로 가속시키며, 직립위치에 다다를수록 그 가속도방향이 바뀌어감을 알 수 있다. 이로써, 장딴지근이 작동되면 정강이의 각도 (θ_1)를 항상 줄어들게한다는 통설이 언제나 옳은 것은 아니라는 결론에 도달하게된다. 이을 응용하여 FES로 직립위치를 유지하고자 할때 장딴지근을 자극하게되면 경우에 따라 주저앉게 될 때가 있다.

위와 같은 결론은 다음과 같은 정리(theorem)로 표현되어 질 수 있다.

· 정리 : Fig. 6(a)에서와 같이 마찰이 없는 수평면 위에 근육 $t=0$에서 정지(靜止)상태(resting position)에 있다고 가정하자. 만약 이 근육이 $t=0$부터 수축하기 시작 한다면, $\ddot{q}_i(0)>0$, 따라서 $\dot{q}_i(\varepsilon)>0$. 여기에서 ε는 매우 작은 양의 상수이다. 즉, 단관절근육이 작용하는 토크의 방향과 해당 관절의 MIA의 방향은 항상 같다. 그러나, 이와 같은 결론이 다관절근육의 경우에도 항상 성립되지는 않는다.



(a) single-joint muscle (b) multijoint muscle

Fig. 6 Directions of muscle-induced accelerations

· 증명 : 우선 Fig. 6(a)에서 $t=0$와 $t=\varepsilon$ 사이의 에너지 관계식을 살펴보자. 마찰이 없는 수평면위에서의 운동을 가정하였고 외부에서 작용하는 힘이 없으므로 전체 에너지는 보존되어야 한다 :

$$\begin{aligned} E_t(0) &= E_p(0)+E_k(0)+W_m(\varepsilon) \\ &= E_t(\varepsilon)=E_p(\varepsilon)+E_k(\varepsilon) \end{aligned} \tag{3}$$

$E_p(0)=E_p(\varepsilon)$, $E_k(0)=0$이고 $E_k(\varepsilon)>0$이므로 근육이 0과 ε사이에 신체부분에 행한 일 $W_m(\varepsilon)$는 0보다 커야 한다.

$$W_m(\varepsilon)>0 \tag{4}$$

식 (4)는 근육의 길이가 0과 ε사이에서 줄어들어야 함을 의미한다. 따라서 다음과 같은 결론을 얻을 수 있다.

$$\dot{q}_i(\varepsilon)>0 \text{ 즉 } \ddot{q}_i(\varepsilon)>0 \tag{5}$$

그러나 다관절근육의 경우 (Fig. 6(b)) 위와 같은 「근육은 작동시 전체길이가 줄어 들어야 한다」를 얻기 위하여 다음과 같은 필요충분조건식을 나타낼 수 있다.

$$r_i\dot{q}_i(\varepsilon)+r_{i+1}\dot{q}_{i+1}(\varepsilon)>0 \tag{6}$$

여기에서 r_i와 r_{i+1}는 $t=\varepsilon$에서 i와 $i+1$의 관절에 대한 팔길이를 나타낸다. 식 (6)에서 알 수 있듯이, $\dot{q}_i(\varepsilon)$와 $\dot{q}_{i+1}(\varepsilon)$가 동시에 양(+)이 될 필요는 없다. 즉, 다관절근육이 수축하였을 때 그 근육이 통과하는 두개의 관절중 어느 하나의 각가속도는 가해진 토크의 방향과 반대일 수도 있다.

3.2 MIA의 방향을 결정하는 요소

식 (1)에서 보듯이 MIA의 방향은 관성행렬 $M(\Theta)$을 역변환하여 RT에 곱함으로써 얻어진다. R은 항상 일정한 행렬이므로 $M(\Theta)$를 구성하는 요소가 MIA의 방향을 결정하게 된다. $M(\Theta)$의 각 원소는 (i) 신체 각 부분의 위치 Θ, (ii) 신체매개변수 L_i, l_i, m_i, I_i, ($i=1,2,3$) 및 (iii) 수행하고자하는 동작의 종류(예 : 일어서기, 걷기 등)에 따라 달라지게 된다. 가령, 장딴지근의 발목 각가속도에 대한 영향은 곧바로 일어서 있을 때와 허리를 굽힌 자세에서 서로 다를 수 있으며, 같은 위치라 하더라도 사람에 따라 다를 수 있으며, 서있는 자세와 걷고 있을 때에는 인체의 운동방정식 자체가 달라지므로 전혀 다른 $M(\Theta)$를 가지고 해석하여야 한다.

3.3 관성행렬 조건수의 민감도(sensitivity)

위치와 신체매개변수의 변화에 따라 역관성행렬의 조건수가 변화하므로 (2.1 참조), 다른 모든 매개변수의 값을 고정시키고 어느 하나의 매개변수를 변화시키면서 조건수의 민감도에 대한 해석을 하였다. 우선, 각 신체부분의 위치를 직립위치(upright position : $\Theta=[90^\circ\ 90^\circ\ 90^\circ]^T$)로부터 각각 $\pm10^\circ$씩 변화시켜 M^{-1}의 조건수가 어떻게 변하는지 살펴보았다. 직립위치에서의 조건수가 예상대로 가장 높았고, 무릎의 각도를 10° 줄였을 때 가장 현격하게 (29.3%) 줄어들었다.

신체매개변수를 ±10% 변화시켰을때의 조건수는 L_1(정강이의 길이)의 변화에 가장 민감하게 (10% 이상) 증감하였고 그 다음으로 m_3(상체의 질량)에 민감하게 변하였다. 그 외의 신체매개변수 및 각 근육의 등장수축력(isometric force) 등에 대한 M^{-1}의 조건수의 감도는 ±3% 이내로 작았다. 이는 저자가 컴퓨터 시뮬레이션을 통하여 유추한 결과[5]와 일치한다.

4. 토의 및 결론

인체의 일어서기 동작에 있어서는 본 연구에서 사용한 측평면모델(sagittal plane model)이 충분히 유용하다. (7, 8, 9)에서와 같이 반력측정반(force plate)을 사용한 실험결과에 의하면 인체의 압력중심(center of foot pressure)이 좌우방향 (medial-lateral direction)보다는 앞뒤방향(anterior-posterior direction)으로 많이 이동하기 때문이다. 본 연구에서와 같이 양발이 지면에서 움직이지 않을 정도의 마찰력이 가정된 경우에는 위와 같은 사실이 더욱 현저하게 나타나게 된다. 예를 들면, 한쪽의 대내전근(adductor magnus, 다리를 측방향으로 드는 역할을 함)이 작용되면 그 측방향의 기능은 지면의 마찰력에 의하여 서로 상쇄된다. 그러나 근육의 피로를 덜기 위하여 신체의 무게중심을 고의적으로 좌우로 이동할 경우(posture switching)[10] 또는 자전거의 페달을 돌릴 경우에는, 3차원 모델로 확장 사용하여야 한다.

근육의 역학적인 기능은 해부학적 위치가 아니라 각 근육이 신체부분을 어떻게 가속시키는가를 살펴봄으로써 해석되어야 한다. MIA의 방향에 의한 근육의 역학적 기능 판단은 여태까지 해석하지 못하였던 현상에 대한 설명을 가능하게 하였다. 서론에서 언급하였듯이 사람이 앉은 위치에서 일어설 경우, 또는 자전거의 페달을 돌리고 있을 경우에 서로 해부학적으로 완전히 상반된 두개의 근육이 동시에 작동되고 있음을 간단한 근전도(electromyogram, EMG)실험을 통하여 관찰할 수 있다 이들은 고관절과 무릎의 앞을 통과하는 대퇴사두근(quadriceps)과 뒤를 통과하는 슬건(hamstrings)으로서 모두 다관절근육이다. 이들은 고관절과 무릎에 각각 반대방향의 토크를 작용하므로 역학적으로 정반대의 역할을 한다고 믿어져 왔으나 본 논문에서 제시한 방법으로 그들이 어느 일정한 조건하에서 관절(들)을 같은 방향으로 가속시키므로 그 기간동안은 역학적으로 같은 역할을 한다는 것을 밝힐 수 있다.

이와 같은 기능판단 방법을 FES 시스템에 적용하면 회복하고자하는 동작과 운동범위(range of motion)에 따라 사용할 근육을 미리 선택하여 동작수행의 가능성 및 안전도를 컴퓨터를 사용하여 점검할 수 있다. 그럼으로써 실험도중에 발생할지도 모르는 위험(예 : 넘어짐)과 불필요한 시행착오 및 인력과 시간의 낭비를 사전에 방지하게 된다.

FES에 의하여 필요한 동작을 회복할 경우, 직립위치에서 역관성행렬 M^{-1}의 조건수가 가장 크므로 각 관절의 독립적인 제어도(controllability)가 가장 나쁘다고 말할 수 있다. 또한 M^{-1}의 조건수가 정강이의 길이 L_1과 상체의 질량 m_3의 변화에 가장 민감하게 변하였다는 것은 FES를 적용하기 위한 준비단계에서 L_1과 m_3의 측정이 다른 신체매개변수에 비하여 가능한 한 정확하여야 함을 의미한다.

후기

이 논문은 1990년도 교육부 지원 한국학술진흥재단의 자유공모과제 학술 연구조성비에 의하여 연구되었으며 이에 심심한 감사를 드립니다.

참고문헌

(1) Yashon, D., 1986, "spinal Injury," Appleton-Century-Crofts.

(2) Mortimer, J.T., 1981, "Motor Prosthesis," Handbook of Physiology : The Nervous System Vol. 2, Motor Control, ed. by V.B. Brooks

Amer. Physiol.Soc., pp.155~187.

(3) Kralj, K. and Grobelik, S., 1973, "Functional Electrical Stimulation : A New Hope for Paragplegics Patients?," Bull. Prosthet. Res., Vol.20, pp. 75~102.

(4) Khang, G. and Zajac, F.E., 1989, "Paraplegic Standing Controlled by Funcitional Neuromuscular Stimulation : Part Ⅰ-Computer Model and Control-System Design," IEEE Trans Biomedical Engineering, Vol. BME-36, pp.873~884.

(5) Khang, G. and Zajac, F.E., 1989, "Paraplegic Standing Controlled by Functional Neuromuscular Stimulation : Part Ⅱ-Computer Simulation Studies," IEEE Trans Biomedical Engineering, Vol.BME-36,pp.885~894.

(6) Kane, T.R. and Levinson, D.A., 1985, "Dynamics : Theory and Applications," McGraw Hill,New York.

(7) Stevens, D.L. and Tomlinson, G.E., 1971, "Measurement of Human Postural Sway," Proc. Roy. Soc. Med., Vol.64, 653~655.

(8) Stribley, R.F., Albers, J.W., Tourtellotte, W. W. and Cockrell, J.L., 1974, "A Quantitative Study of Stance in Normal Subjects," Arch. Phys. Med. Rehab., Vol. 55, pp.74~80.

(9) Murray, M.P., Seireg, A. and Sepic, S.B., 1975, "Normal Postural Stability and Steadiness : Quantitative Assessment," J. Bone and Joint Surgery, Vol. 57, pp.510~516.

(10) Kralj, A., Bajd, T., Turk, R. and Benko, H., 1986, "Posture Switching for Prolonging Functional electrical Stimulation Standing in Paraplegic Patients," Paraplegia, Vol. 24, pp. 221~230.

(11) Strang, G., 1980, "Linear Algebra and Its Applications," Academic Press, London, pp. 280~387.