

플라이오메트릭스의 생역학과 신경생리

대구대학교 재활과학대학 물리치료학과

배 성 수

대구대학교 보건과학부 물리치료전공

이 한 숙 · 김 경

울산과학대학 물리치료과

김 수 민

대구대학교 재활과학대학원 물리치료전공

최 재 원

Biomechanics and Neurophysiology of Plyometrics

Bae, Sung-Soo, P.T., Ph.D

Department of Physical Therapy, College of Rehabilitation Science, Taegu University

Lee, Han-Suk, P.T., M.S. · Kim, Kyoung, P.T., M.A.

Department of Physical Therapy, Division of Health Science, Taegu University

Kim, Soo-Min, P.T., M.S.

Department of Physical Therapy, Ul-San Science College

Choi, Jae-Won, P.T., M.S.

Major of Physical Therapy, Graduate School of Rehabilitation Science, Taegu University

<Abstract>

Successful return to work or athletic sports after rehabilitation of an orthopedic condition and sports injury of the lower extremities requires that the therapist understand the mechanical requirements of high level physical activity. High level physical activity need resistance exercise program in the treatment approaching methods. One of them, the plyometrics training is the best way that will be magnifying the musculotendon unit. So it is important understanding of biomechanics and neurophysiology of plyometrics.

I. 서 론

정형외과적 환자, 스포츠 손상 환자, 신경계 환자 등이 완전한 활동을 회복하는 것은 대단히 중요한 일이다.

특히 근골격계의 손상으로부터 완전한 회복은 필수적이며 가능한 것이다. 손상자가 원래의 작업 환경과 스포츠 현장으로 가기 위해서는 강도 높은 저항 운동이 필요하다. 강도 높은 저항 운동을 위한 초기의 운동은 수동운동

치료, 능동운동치료, 저항운동치료 순으로 혹은 복합적으로 기능회복을 위한 접근이 필요하다(Kisner & Colby, 1996 ; 김태원 등, 1991 ; 배성수, 1993, 1995).

저항운동 치료시에는 저항을 제공함으로써 근생리학적으로 근수축시 근섬유가 굵게되어 근력이 증가하게 되며, 근력의 증가에 따라 저항을 변화시킴으로 근력을 더 증가시킨다(Bandy et al, 1990 ; Ciccone & Alexander, 1988 ; Fleck & Kraemer, 1988 ; Lehmkuhl et al, 1966 ; Pardy, 1993 ; 배성수, 1995 ; 이재학, 1987 ; 민경옥, 1987).

근수축의 형태는 등척성 수축, 구심성 수축, 원심성 수축이 있으며, 각각의 형태는 근장력 발생이 다르며 근력을 증가시키는 순서는 원심성 수축, 등척성 수축, 구심성 수축 순이다(배성수, 1995 ; 김태원 등, 1991 ; Kisner & Colby, 1996).

근력을 증가시키기 위한 최종 단계에서 정형의과환자, 스포츠 손상환자 들에게는 저항의 양을 최대로 부가하게 되는 데 그 한 방법으로 플라이오메트릭스(plyometric)을 적용하게 된다(Kisner & Colby, 1996 ; McArdle et al, 1991 ; Chu, 1984, 1992 ; Boocock, 1990).

"플라이오메트릭스"라는 용어는 미국 Iowa의 육상코치인 Fred Wilt가 만든 신조어이다. 이것은 라틴어에 기원을 둔 것으로 "증가시킨다(plyo)"와 "측정할 수 있는(metrics)"을 합성한 것이며 Wilt는 "측정할 수 있는 증가(measurable increase)가 이 운동의 효과"라고 보고 하였다(Chu & Cordier 1998). 미국의 코치와 선수들이 이러한 경향의 운동에 집착하는 동안 유럽의 연구자들은 이 운동의 생리학적 기초와 이론을 확립하려고 시도하고 있었다(Bosco & Komi, 1978, 1980 ; Cavagna et al, 1964). Komi(1992), Komi & Buskirk(1972) 등은 독립적인 연구를 통해서 "신장-단축 사이클(stretch-shortening cycle)"이 운동능력 향상을 가져온다는 이론을 발표하였다.

최초의 플라이오 메트릭 훈련은 1960년 후반 소련 국가 대표 선수들에 의해 수행되는 원심성 운동의 형태로 선을 보이기 시작했으며, 때를 같이 하여 소련은 올림픽 경기 각 종목에서 두드러진수의 금메달을 획득함에 따라 관심을 끌기 시작했다 그 당시 소련 국가대표 선수코치였던 Veroshanski & Chernousov(1974)는 그것을 간단히 말해 점프 훈련(jump training)이라 부르며 소련의 운동 시스템을 발표하였다. 미국에서는 1980년

대를 지나면서 이것을 러시아식 훈련(Russian training)이라고 하여 미식 축구, 래스링, 야구, 배구 선수들에게 적용하였던 바 탁월한 성과를 얻게 되었다(Chu, 1992).

플라이오메트릭스는 최대의 가속도로 몸을 수직 방향으로 또는 직선(linearly) 방향으로 뻗으려는 동작에 의해서 최대의 수의근 수축을 이용하는 것에서 개발되었다. 따라서 본 연구에서는 스포츠 손상자, 정형물리치료 대상 환자들을 손상전 작업환경으로, 스포츠 현장으로 복귀시키기 위한 플라이오메트릭스의 생리학적, 생역학적 측면을 고찰하려고 한다.

II. 플라이오메트릭의 생역학

스포츠 손상자 혹은 정형물리치료 대상자가 원래의 작업 환경 혹은 경기를 위해 운동장으로 복귀하려고 할 때 그들에게 필요한 달리기, 뛰어오르기 등 고강도의 하지 활동에 필요한 역학적 요구를 이해하는 것은 매우 중요하다. 하지 활동을 위한 플라이오메트릭스 훈련의 목적은 점프(jump) 활동을 하는 동안, 달리기 중 발이 지면에 접지하는 시간 혹은 입각기시의 정지 시간을 최소화 하기 위한 것이다. 이와 같은 접지(ground contact)는 발의 착지 혹은 감속시에 일어나는 원심성 근활동을 반전시키고, 걸거나 뛰거나 달릴 때 발끝밀기(push-off)나 가속시의 구심성 근수축의 시작 때까지를 말한다.

러시아인들은 접지 시간을 아모티제이션(amortization) 단계라고 명명했다(Veroshanski & Chernousov, 1974). 고도로 훈련된 운동 선수들의 아모티제이션 혹은 보행의 발끝이 떨어지는 단계(payload)는 일반적으로 짧다. 뛰어난 달리기 선수와 높이 뛰기 선수들의 입각기 혹은 달리기, 뛰어오르기 동작시 소요되는 시간은 0.10~0.12초이다. 동작의 속도는 유전적이며 훈련에 의해 영향을 받지 않는다는 것이 일반적 견해이다. 그러나 플라이오메트릭스 훈련은 접지 시간 혹은 아모티제이션을 감소시킴으로 동작의 속도는 유전적이며 훈련에 의해 영향을 받지 않는다는 견해가 잘못된 것임을 증명할 수 있다. 플라이오메트릭스 훈련은 지면에 대항한 개인의 순간력(impulse force, 일반적으로 단기간에 생기는 큰 힘으로 설명된다)을 증가시키는 데 역점을 두고 있다. 순간력은 뉴턴의 제 3법칙 "작용-반작용"의 지배를 받는다. 달리기와 뛰어오르기를 할 때 지면으

로 작용된 힘은 똑같이 추진력으로 작용된다. 이와 같은 수직과 수평힘의 결합은 관찰자들에게 달리기 속도, 뛰기의 높이로 받아들여지게 되는 것이다.

아모티제이션 시간을 줄이는 것과 동작 속도를 증가시키는 상관관계는 이러한 운동을 가치있게 하는 것이다. 정형물리치료환자, 스포츠손상자가 완전한 활동으로 회복하는 것은 매우 바람직한 일이다. 이러한 결과는 환자가 손상이나 수술 후에 충분한 힘이나 두 하지가 같은 수준의 힘을 되찾는 것 뿐만 아니라 특별한 목표를 만족시킬 만한 순간력을 되찾는 것까지 의미한다.

1. 근육의 역할

근육의 역할과 구조는 운동의 한계 중 하나이다. 신경적인 요소와 함께 힘의 생산은 근육의 구조, 근섬유의 종류, 운동의 대사 등에 의해서 결정된다. Browstein & Bronner(1997)는 세 종류의 근건단위(musculotendinous unit)를 다음과 같이 요약했다.

1) 긴소속(fascicles)과 비교적 짧은 건을 가진 근육, 즉 예를 들면 대둔근이다. 이러한 근육들은 근위부에 위치하며 크기가 크다. 이 근육들은 큰 힘을 낼 수 있으며, 큰 가동범위 운동에서 하지를 가속시킬 수 있다. 또한 감속시의 에너지를 흡수할 수 있는 능력을 가지고 있다.

2) 길고, 비교적 두껍고 탄력성이 없는 근육, 즉 예를 들면 비복근이다. 이 근육의 건은 근육이 근위부에 위치하게 하고, 보행시 하지의 관성을 감소시킨다. 이 두꺼운 건은 상당히 견고하며, 원위 분절의 조절에 중요한 역할을 한다. 이 근육은 주어진 힘의 변화보다 비교적 근육 길이의 큰 변화를 갖게 한다.

3) 짧은 속과 길고 가느다란 건을 가진 근육, 즉 예를 들면 전경골근이다. 이들의 건은 비교적 탄성적(5% 이상 신장성)이며, 빠르게 신장되었을 때 많은 양의 탄성을 저장할 수 있다. 이들은 주어진 힘보다 적은 길이 변화를 가지며 길이-장력(length-tension)과 힘-속도곡선(force-

velocity curve)에서 더 효율적이다. 이와 같은 근육들은 걷거나 달리 때 효율적인 변형이라고 생각되어진다.

각 종류의 근육 구조는 기능적으로 독특한 역할을 가지고 있다(Browstein & Bronner 1994). 환자는 치료 과정을 통해서 회복해 가는 동안 각 종류의 근건단위(musculotendinous unit)가 운동에 특별한 기여를 하며, 각각의 역할이 기능 회복에 관여함을 인지할 수 있어야 된다. 플라이오메트릭스 훈련은 근건단위가 "탄성"에 에너지를 효과적으로 흡수하고 저장할 수 있도록 하는 것에 의존된다. 만약 근섬유의 빠른 수축(구심성 수축) 후에 근조직의 빠른 신장(원심성 수축)이 없다면, 탄성에너지는 근육내에서 열의 형태로 낭비될 것이다(Chu, 1992). 이와 같은 성질은 근육 섬유의 구조에 의해서 결정되어진다. 근섬유 분절(sarcomere)이 서로 연결된 부분을 Z 선이라고 하고, 이 부분이 탄성의 성질을 가지고 있다. 이것은 독특한 구조를 이루며 이것이 근육이 길어(lengthen)질 수 있게 해주며 제자리로 돌아가려는 자연적인 성질을 만들어낸다. 이와 같은 신장력은 신장시의 크기와 비에 따라 결정된다. 이것은 근조직의 연속 탄성 요소(serial elastic component)라고 불리우며, 추가

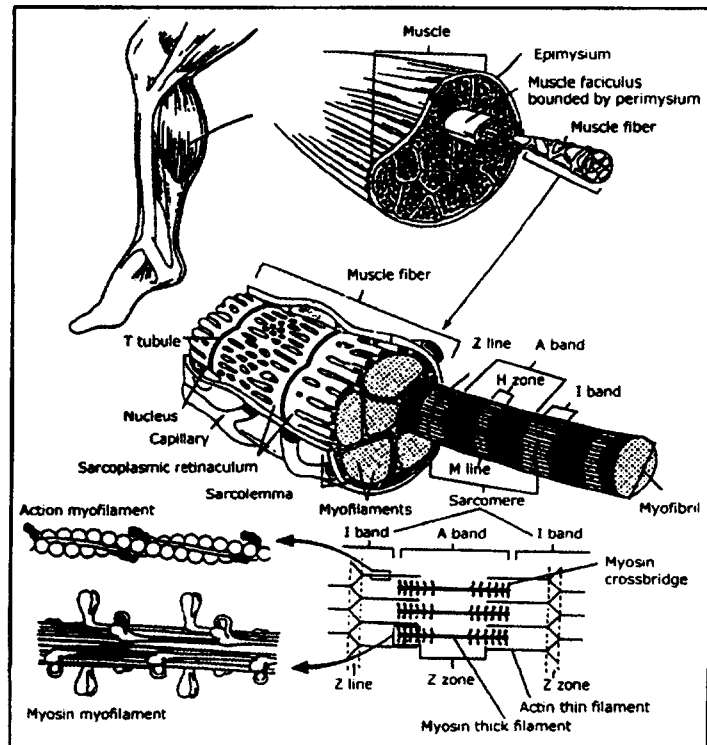


그림 1. 근의 구조

된 근력을 생산하는 일차적인 요소이다(그림 1).

근방추체의 선조의 섬유(extrafusal fiber)는 두 개의 서로 다른 섬유 형태의 혼합으로 된다. 먼저 섬유의 형태를 결정짓는 것은 사용 가능한 미오신(myosin) ATP의 양에 따른 것을 알아야 한다. 기본적인 분류는 무산화 섬유(nonoxidative fiber)로 무산소 운동에 적용되는 빠른 연속(fast twitch)과 유산화 섬유(oxidative fiber)로 유산소 운동에 사용되는 느린 연속(slow twitch)이 있다. 플라이오메트릭스 운동은 속도와 힘을 증진시키기 위해 빠른 연속 섬유의 훈련에 중점을 두고 있다. 빠른 연속 섬유는 다시 I a 형태와 I b 형태로 나뉘어 진다. 이 두 형태는 전자현미경의 염색기법에 의해 구분할 수 있다. I a 형태는 빠른 연속 섬유이지만 산화 섬유로 여겨지며 I b 형태는 빠른 연속 섬유이고 글리코틱 섬유(glycolytic fiber)이다. I b 형태 섬유는 운동이 지배되는 대사의 방법에 큰 영향을 받는 것으로 생각된다(Enoka, 1994). 빠른 연속 섬유들은 아주 짧은 시간(10초)에 더 빠른 운동을 할 수 있다. 플라이오메트릭스 운동이 이런 짧은 시간에 일어나므로 올바르게 계획되고, 감독되고, 실행된다면 이러한 형태의 운동 능력을 향상시키는 데 도움이 된다는 것이 확실하다. 긴 시간(10~90초)의 플라이오메트릭스 운동은 대사작용의 젖산

역치에 적용됨으로 무기성-지구력 활동(anaerobic-endurance activities)라고 정의될 수 있다.

2. 원심성 수축과 구심성 수축

원심성 수축은 근육의 길이가 길어짐과 동시에 근육내 장력(tension)이 발생된다. 구심성 수축은 근육의 길이가 짧아짐과 동시에 근육내 장력이 발생된다. 이와 같이 구별하는 것은 근육이 수축성 요소와 비수축성 요소를 가지고 있음으로 매우 중요하다. 구심성 수축에서는 다 만 수축성 요소인 액틴과 미오신 필라민트가 짧아져 장력을 발생시킨다. 반면에 원심성 수축에서는 작용하는 비수축성 요소인 연속 탄성요소(serial elastic component, SEC)는 근건에 있다(Albert,1991). 병렬 탄성요소(parallel elastic component, PEC)는 결합조직과 근초에서 발견된다. 비수축성 구조인 SEC와 PEC는 두 가지로 작용을 한다. SEC는 수축성 구조가 수축하였을 때 작용하며(그림 2a), 근육이 구심성으로 부하를 받았을 때와 근육이 길어졌을 때 저항을 받게 되면 수축성 구조와 SEC, PEC의 탄성이 함께 작용하게 된다(그림 2b).

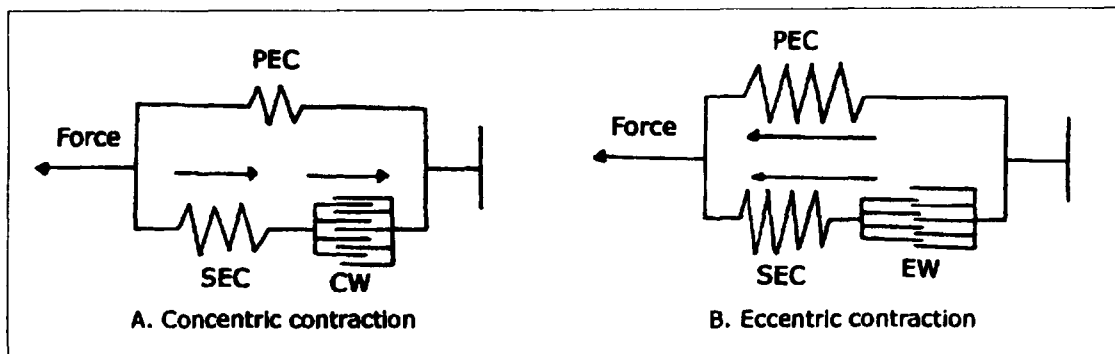


그림 2. A. 구심성 수축 B. SEC, PEC 탄성구조작용

PEC = Parallel elastic component = Connective tissue sheath

SEC = Serial elastic component = Primary muscle tendon

CW = Concentric work

EW = Eccentric work

3. 근길이의 변화율

건거나 달릴 때, 그리고 점프를 할 때 하지에서는 구심성 근육(가속)과 원심성 근육(감속)의 상호작용이 계

속해서 일어나게 된다. 근육의 힘이나 토크가 관절에 가해진 부하와 같지 않을 때 근육의 길이에 변화가 오게 된다. 이런 상황에서 근육이 낼 수 있는 토크는 길이의 변화율의 크기와 방향에 영향을 받는다(그림 3). 이것이

근수축의 속도를 결정한다. 근수축의 속도가 증가할 때 그 근육이 생산할 수 있는 토오크의 양이 줄어든다는 것은 잘 알려진 사실이다(그림 4).

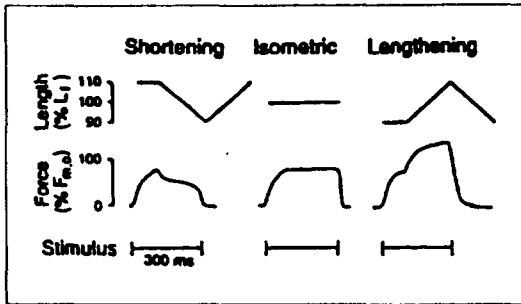


그림 3. 근의 길이가 조절된 동안 근력의 변화.

근 길이는 휴식시 근 길이에서 근 섬유길이 퍼센트(%L1)를 나타낸 것이다. 근력은 최대 동적성 수축력(%Fm0)을 나타낸 것이다. 자극은 각각 맨 아래 수평선으로 표시했다.

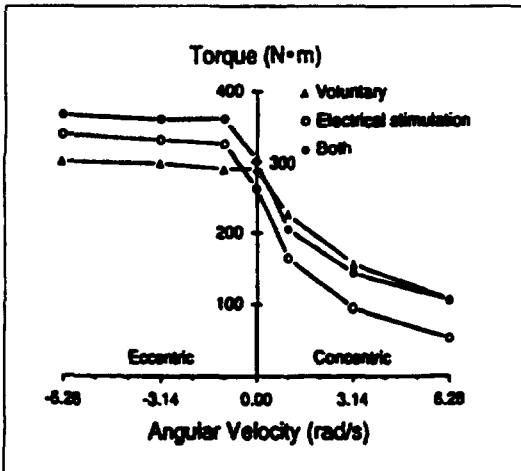


그림 4. 슬관절 신전근을 위한 속도-토오크 관계

토오크는 각각 정속(contrast-velocity)수축에서 약 1.0rad의 슬관절 각도를 측정한 것이다.

그러나 원심성 수축시에는 반대가 된다. 원심성 수축이 더 큰 토오크를 만들어내는 이유는 아직 명확하지 않다. 한가지 가능성은 근섬유 사이의 교차다리(cross-bridge)를 분리시키는 데는 동적성 수축을 지속시키는 것보다 더 큰 힘이 필요하기 때문이다. 일반적인 구심성

활동은 액틴과 미오신이 결합한 교차다리에서 미오신의 구상두(globular head)가 액틴의 교(bridge site)에 결합하고 형태의 변화가 일어나서 생기는 것이다. 원심성 수축에서는 이것이 다른 과정을 가지게 되며, 교차교에 의해 방출된 힘이 늘어나게 되는 것이라고 여겨진다. 또 다른 이론은 칼슘의 분비가 늘어나거나 덜 활성화(activate)된 근섬유분절을 늘임으로 수축 작용을 증가시키기 때문이라는 것이다(Enoka, 1994). 근섬유가 길어지는(원심성) 수축시에는 근육의 스티프니스(stiffness)가 처음에는 높다가 수축이 계속됨에 따라 낮아지게 된다. 이 초기의 스티프니스는 단 범위 스티프니스(short range stiffness)라고 하며, 아마도 신장-단축 사이클(stretch-shortening cycle)을 통한 초기의 탄성 에너지의 저장에 기여하는 것으로 생각된다.

4. 신장-단축 사이클

신장-단축 사이클이라는 용어는 고차적인 운동수행에서 볼 수 있는 특별한 운동 패턴을 묘사한 것이다. 이 패턴은 작용된 근육이 처음엔 늘어났다가 줄어드는 원심성 수축 - 구심성 수축 순서를 이룬다. 이러한 것의 잇점은 근육이 짧아지기 전에 능동적으로 신장된다면 더 큰 구심성 일을 할 수 있다는 것이다(Cavagna, 1977). 결과적으로 근육은 그 자체만으로 구심성 수축을 할 때보다 수축전에 근길이가 신장된후 일어나는 구심성수축(strech-shorten)이 더 많은 일을 할 수 있다는 것이다(그림 5).

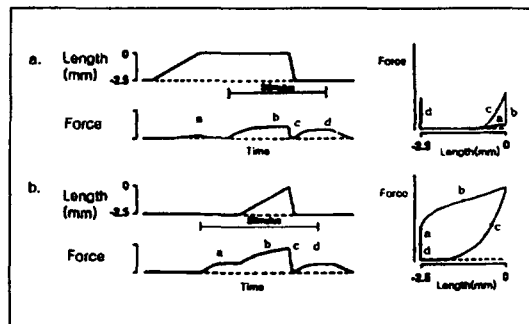


그림 5. 선별된 근육이 (a) 동적성-구심성 수축 (b) 원심성-구심성 수축을 하는 동안의 양성적인 일의 양. 근수축에 의한 일의 양은 원심성-구심성(stretch-shorten)수축이 더 크다.

근조직의 일-에너지(work-energy) 관계는 근육에 의해 수행되는 일의 양이 늘수록 사용하는 에너지도 늘어난다는 것을 말한다. 이 때 늘어나는 에너지에 대한 이론은 Cavanga(1977)에 의해 발표되었다. 원심성 수축은 연속탄성요소(serial elastic element)를 늘어줌으로써 그것이 부하가 된다. 이것은 부하에서 연속탄성요소로 근에너지를 옮기는 것. 예를 들면 탄성에너지의 저장을 보여주는 것이다.

이 현상은 고무밴드의 양 끝을 두 손으로 잡고 늘렸을 때에 비유될 수 있다. 이 밴드를 늘릴 때 팔과 손의 에너지는 이 밴드의 탄성에너지의 형태로 "저장"되는 것이다. 풀렸을 때, 이 고무밴드는 이 에너지를 원래의 모양과 길이로 돌아가는 데 사용하게 될 것이다. 이와 같은 방법으로 근력(muscle force)과 부하의 비가 변하고 근육이 구심성 수축을 할 때 연속탄성요소에 저장되었던 탄성에너지는 구심성 일을 하는 수축에 기여하게 되는 것이다.

Cavanga(1977)는 저장된 탄성에너지를 사용할 수 있는 능력은 세가지의 변수 즉 시간, 근의 신장 크기, 신장 속도에 의해 영향을 받는다고 했다. 그는 원심성에서 구심성 수축으로 변화될 때 시간의 지체(time delay)가 있어서는 안됨을 증명하였다. 만약에 지체가 있었다면 저장되었던 탄성에너지는 없어지거나 흩어지게 될 것이다. 이 에너지의 손실은 교차교(cross-bridge)의 분리와 재결합이 이 지체(segment) 사이에 일어나기 때문이라고 믿어진다. 이 작용은 재결합 도중 근육내의 근필라멘트(myofilament)가 신장을 소실하는 것으로 알려졌다. 같은 이치로 근육이 너무 크게 신장되었을 때에도 소수의 교차교만이 결합되어 있고 따라서 저장된 탄성에너지가 적게 된다. 그러나 만약 교차교가 붙어있다면 신장의 속도가 클수록 저장되는 탄성에너지의 양도 커진다(Enoka, 1994).

탄성에너지의 저장과 이용에도 불구하고 강화된 일 잠재력(enhanced work potential)은 개인의 사용 가능한 화학적 에너지(chemical energy)의 양의 증가에 따른다. 사용 가능한 화학적 에너지의 증가를 "전부하(preload)" 효과라 부른다. Komi와 Bosco(1978)는 두 가지 다른 방법의 수직 뛰기로 도달하는 높이를 연구함으로써 탄성에너지와 전부하 효과의 상대적인 기여를 관찰했다. 첫 번째는 "정적 점프(static jump)"로, 완전히 쪼그린(full squat) 자세에서 무릎과 발목만 펴므로 점프를 하는 것이었다. 팔은 높이뛰기에 영향을 주지 않게

머리위로 높게 들게 하였다. 두 번째는 "역동작(counter movement)"으로 똑바로 선 자세에서 연속적으로 쪼그린 자세까지 움직였다가 곧바로 무릎과 발목을 펴서 뛰는 것이었다. 이런 방법의 뛰기로 슬관절 신전근은 일의 50%에 기여하는 것으로 추정된다. 첫 번째는 등척성-구심성 근활동이고 두 번째는 원심성-구심성 근활동이다.

한발로 뛰거나 두발로 뛰기 모두가 관찰했지만 결과는 동일했다. 결과에 의해서 탄성에너지(저장과 활용)와 화학적 에너지(전부하)의 기여 모두를 볼 수 있다. 그림 6은 역동작을 이용한 뛰기가 정적 점프보다 더 높이 뛰었음을 나타내고 있다.

| | Squat | Countermovement |
|------------|-------------|-----------------|
| One-legged | 22.1 ± 5.9* | 24.0 ± 6.6 |
| Two-legged | 32.4 ± 9.1 | 36.4 ± 8.5 |

Note. The values are mean ± SD in centimeters for 44 subjects.

그림 6. 한쪽과 두쪽 발 정적 쪼그린(squat)자세에서 높이 뛰어오르기와 똑바로 선자세에서 쪼그린 자세로 갔다가 높이 뛰어오르기

이 관찰은 원심성-구심성 순서가 등척성-구심성 순서보다 우위에 있음을 나타낸다. 두 번째로 두발로 뛰는 것이 한발로 뛰는 것보다 우월하다. 이것은 아마도 근육의 부피(mass)가 늘어남에 따라 화학적 에너지가 더 많이 사용되었기 때문에 두발로 뛰는 것이 더 우월한 것이다. 끝으로 두발로 뛰었을 때의 사용되는 근육의 부피는 두배가 되지만, 뛰는 높이는 한발로 뛰었을 때의 두배가 아니다. 두발로 뛰었을 때 평균 147% 더 높이 뛰는 것으로 나타났다. 만약 차이점이 근육의 부피 때문이라면 두발로 뛰었을 때가 한발로 뛰었을 때보다 200% 더 높이 뜰 수 있어야 할 것이다. 그러나 결론적으로 이 결과는 전부하 효과 혹은 화학적 에너지의 영향을 받았음을 보여준다. 연구자들의 결론은 이런 수직 뛰기에서 탄성 에너지는 뛰기(hopping)를 할 때처럼 선요소(linear component)가 있을 때 더 중요해질 것이다.

인간의 움직임 중에는 신장-단축 효과가 주된 역할을 하는 것이 많다. 분명히 수직 점프가 행해지는 스포츠(야구, 배구, 육상)에서 역운동은 더 높이뛰기 위해서 반드시 행해져야 하는 움직임이다. 신장-단축 싸이클이라고 알려진 이 현상은 차기와 달리기에도 적용된다. Cavanga(1977)은 달리는 과정에서 얻어진 탄성 에너

지가 6.5m/sec 보다 빨리 달릴 때만 하지의 근육이 힘을 생성하는 데 큰 기여를 한다고 추정했다. 멀리뛰기와 삼단뛰기에서도 비슷한 현상이 Lauthanen과 Komi(1980)에 의해 관찰되었다. 그러므로 달리기 선수와 멀리뛰기 선수가 신장-단축 활동을 강화시켜 근육이 더 많은 힘을 생성하도록 하기 위해서는 역치 속도가 있는 것 같다. 모든 스포츠 활동에서 역운동은 운동의 개시에 앞선 "장전(cocking)" 용어가 있다. 예를 들면 "엉덩이를 끌어라(load with the hips)", "팔을 앞으로 쭉 내밀어(pop the arm through)" 그리고 "몸을 낮추었다가 뛰어올라(drop and explode)"와 같은 것은 역운동의 적용을 최대화하도록 사용되는 몇가지 용어들이다.

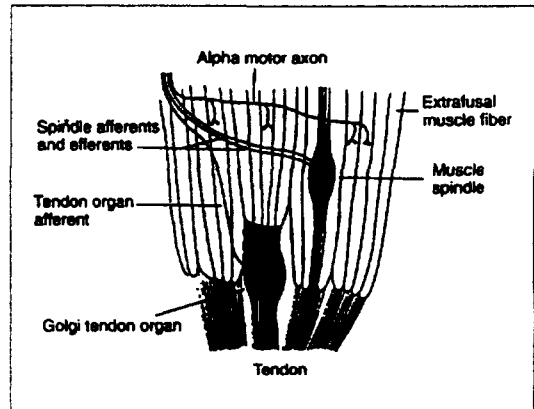


그림 7. 골격근의 지각감수기

III. 신경생리

스포츠 손상과 정형외과적인 재활에서 가장 중요한 것은 근골격계의 기능이다. 따라서 스포츠 손상 혹은 정형외과 환자들을 위한 플라이오메트릭스를 적용하기 위해 신경계와 근골격계 사이의 상호 작용에 대해 이해가 필요하다.

플라이오메트릭스는 운동으로써 여러 가지 계(system) 상호 작용이 필요한 운동이다. 중추신경계(CNS)는 의사결정, 예측, 운동계획이 일어나는 곳이다. 말초신경계는 위치의 인지, 운동 그리고 중추신경계의 피드백이 일어난 곳이다. 염증, 부종, 통증 같은 손상의 후유증이 생겼을 때 말초신경계의 기능에 직접적인 영향을 줄 수 있다(Kandel et al, 1995). 그러므로 플라이오메트릭스를 적용하기 전에 염증의 증상을 먼저 줄여 주는 것은 매우 중요하다. 빠른 속도의 운동과 같이 고위 지각 과정에서 뇌는 신체가 외부의 환경에 반응하고 적응하게 하기 위해 감각 신호와 운동 신호를 조화시킬 필요가 있다.

1. 근방추

근육내에는 근육의 길이와 힘의 변화를 CNS에 전해 주는 두가지 종류의 감각수용기가 있다. 첫 번째는 "근방추"이다. 근방추는 골격에 평행하며(extrafusal), 작은 근섬유(intrafusal)를 둘러싸는 결합조직으로 이루어져 있다(그림 7).

근방추는 두 가지 종류의 유수초(myelinated)의 구심성 섬유에 의해 지배를 받는데, Group Ia(굵음, large diameter)와 Group II(가늘, small diameter)이다. 유수초의 지각 축색돌기는 근방추의 중간부분에서 근방추내로 들어가서 근방추내선조의 섬유(intrafusal fiber) 주위를 나선으로 감아 중간 부분에서 끝나게 된다. 근방추내선조의 섬유가 당겨졌을 때("loading" of the spindle, 방추의 "장전"), 지각신경말단은 신호를 보내는 횡수를 증가시킨다. 이것은 근방추내선조의 섬유가 길어짐에 따라 주위를 둘러싼 구심성 말단의 신장 감각 이온채널(stretch sensitive ion channel)이 활성화되기 때문에 일어난다. 이렇게 채널이 열리면 세포내로의 이온 흐름이 변하게 되고 따라서 세포막이 탈분극되어 활동 전위로 만들어 내는 것이다. 신장이 풀어지면(unloading) 근방추내선조의 섬유가 줄어들고, 흥분율(firing rate)도 줄어든다.

근육이 신장으로부터 이완되든지 혹은 신장될 때 근육의 길이 변화는 두 단계를 거친다. 첫 번째는 역동적인 단계(dynamic phase)로, 근육의 길이가 실제로 변하는 단계이다. 두 번째는 정적 단계(static phase)로 변화된 근육의 길이가 안정화되고 등척성 수축이 일어나는 때이다. 근육이 길어졌을 때 일차와 이차 감각 말단이 꾸준히 빠른 속도로 신호(firing)를 만들어낸다. 그러나 일차 감각 말단은 역동적 단계 동안에 나중의 안정 단계(stead-state) 혹은 등척성 단계(isometric phase)보다 빠른 비율로 신호를 만들어낸다. 이차신경의 신호는 점차적으로 증가하며 역동적인 단계가 안정 단계보다 그렇게 높지 않다.

역동적인 단계는 감수성이 예민하기 때문에 일차 말단은 근육의 길이 변화에 매우 민감하다. 신장 때의 역동적인 단계 동안의 신호율 증가(firing rate)는 근육길의 변화율을 반영한다. 그림 8은 빠른 신장일수록 높은 신호율이 나타남을 보여준다.

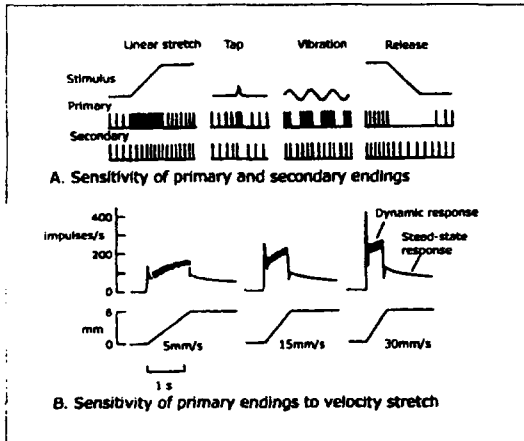


그림 8. 근방추에서 일차와 이차말단은 다른 흥분 특성을 갖고 있다.

- A. 근육이 신장되었을 때, 혹은 신장되었던 근육이 이완과 단축되었을 때 양 말단은 정적단계(stead-state) 신호증가율에 이르고 이것은 근육이 새롭게 길어지는데 영향을 미친다. 부가적으로 역동적인 신경단계와 이완시 순간적 정적단계에서는 일차말단의 신호(흥분)증가율은 갑작스레 증가(burst)가 나타난다. 일차말단들은 근육의 바이브레이션 혹은 탭(taps)과 같이 자극의 변화 혹은 순간적인 변화에 대한 민감도는 매우 높다.
- B. 일차 말단은 신장 속도에 매우 민감하다. 일차말단의 역동적 빠른 신장 단계의 신호(흥분)율은 이차말단보다 높다. 일차말단들은 아주 작은 신장에도 특히 민감하다. 이것은 신장시작 초기에 신호(흥분)증가율이 순간적으로 증가시키도록 영향을 미친다.

이런 성질은 근방추가 속도에 민감하게 한다. 속도민감성은 근육이 길어질 때 뿐 만 아니라 짧아질 때도 나타난다. 근육이 짧아짐에 따라 일차말단도 신호를 중단하고 근육이 짧아지기를 그치면 낮은 비율로 신호를 만들어 낸다. 일차 말단이 근육의 길이 뿐만 아니라 길이의 변화속도도 감지하기 때문에 이들은 운동속도 뿐만 아니라 관절의 정적위치(static position)에 관한 정보도 제공한다.

이런 근방추체내선조의 섬유와 근방추체외선조의 섬

유의 직렬배열은 흥미로운 문제를 일으킨다. 근방추체내선조의 섬유는 근육이 짧아질 때 둔감해지는 경향이 있으므로 골격근이 수축할 때 근방추는 신호를 멈추어야 한다. 만약 이런 일이 생긴다면 근방추는 근육의 길이 변화에 대한 정보를 그 정보가 가장 중요한 순간에 전달하지 못하게 된다. 이 정보가 반드시 전달 되도록 하기 위해 CNS는 방추의 부하를 감마 운동신경원(γ -motor neuron)을 통해 제어한다(Kandel et al, 1995) (그림 9).

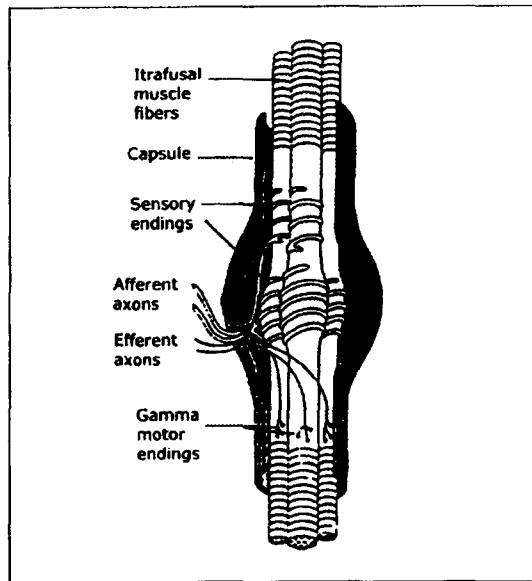


그림 9. 근방추

감마운동신경원의 활동은 방추의 활성을 조절하는데 이는 이들이 근방추체내선조의 섬유의 극부분(polar region)을 지배하기 때문이다. 감마운동 신경원이 활성화되면 극부분이 수축하고 짧아지고, 가운데 부분은 신장된다(Kandel et al, 1995). 이것은 지각신경말단이 근방추체내선조의 섬유의 신장에 더 민감하게 한다. 감마 시스템(γ -system)은 근방추체내선조의 섬유와 수의 운동 중 상호 활성화됨으로 움직임이 부드러워 질 수 있다. 만약 이것이 일어나지 않는다면 근방추는 둔감해지고 근육의 수축은 불규칙적이 될 것이다. 요약하면 CNS는 근방추에 "바이어스(bias)"를 든다고 할 수 있다. 이것은 근장력으로 특징지어 질 수 있다. 근장력은 여러개의 요소로부터 발생되는데 그 중 하나가 근육의 고유한 스티프니스(intrinsic stiffness)이다. 근육은 자연적으로 스프링(spring)과 같이 활동하려는 경향이 있다. 주어진 환경에서 특정한 일을 하려면 그것에 필요한 장력

의 기대치가 있다. 예를 들면 농구에서 덩크슛을 넣기 위해 높이뛰기가 필요한 것과 같다. 이러한 기대는 근방추가 감각정보를 척수의 단일 접합반응(mono-synaptic reflex)을 통해 근육에 전달되도록 조절한다. 빠른 신장/원심성 수축(stretch/ eccentric contraction)의 감각정보가 근방추에서 척수를 통해 지나가면 이 정보는 다시 근방추체외선조의 섬유로 전해져 구심성 수축을 일으키는 자극으로 전달된다. 이 시스템은 개인이 특정한 때에 초점을 두고 있는 운동(skill task)을 효과적으로 수행하도록 신장-단축 싸이클(stretch-shortening cycle)이 근육계(muscular system)에서 힘을 생산하도록 한다.

2. 골지건기관

근방추와 골지건기관(golgitendon organs, GTO)은 근육의 역학적 상태 즉 근의 길이와 장력의 정도에 대한 상보적인 정보를 제공한다. 근방추에서부터 오는 근육길이에 관한 정보는 CNS가 사지의 상대적인 위치를 결정하도록 한다. GTO에서부터 오는 정보는 어떤 물체를 잡고 있을 때처럼 지속적인 일을 수행하는데 사용된다. GTO는 얇고 낭으로 둘러싸인 구조로 길이가 약 1mm, 지름이 0.1mm의 작은 구조이다. 근섬유와 건의 콜라겐 섬유가 만날 때 그 끝은 근방추체외선조의 섬유에 연결된다. 이 콜라겐 섬유들은 GOT의 낭내에서 묶음(bundle)을 이루고 서로 꼬인 형태인 작은 다발(fascicle)로 나뉜다(Kandel et al, 1995). (그림 10).

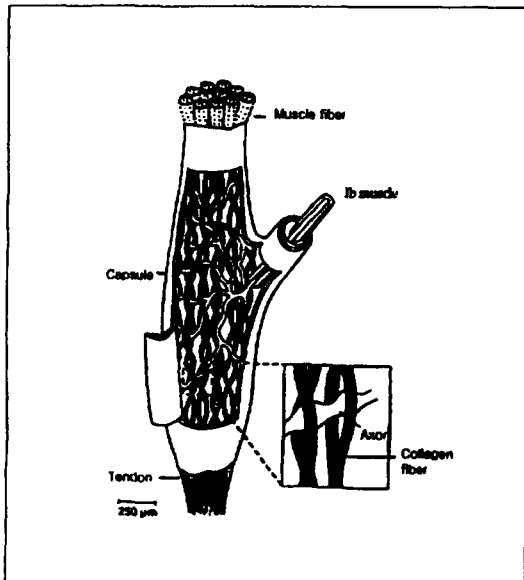


그림 10. 골지건 기관

각각의 GOT는 Group 1b 축삭에 의해 지배를 받는데 이 신경은 낭에 들어오면서 수초(myelin)가 없어지고 가는 가지로 나뉘어져 콜라겐 작은 다발이 꼬인 사이로 통과하게 된다. 건을 신장하면 GOT내의 콜라겐 섬유들도 팽팽(straighten)하게 된다. 이런 압력은 신경말단들이 지각신경계에 신호를 보내도록 한다. GOT는 근육의 아주 작은 길이 변화에도 민감하다. 하지만 근장력의 증가가 근수축에 의한 것일 때 더 쉽게 신장된다. 이들은 골격근 섬유에 "연속(series)"으로 배열되어 있다.

GOT가 근방추의 활동 혹은 "신장-반사(stretch-reflex)"를 방해하지 않는 이유는 콜라겐 섬유가 근섬유보다 더 섬유의 연속성에서 스티프니스(stiffness)가 더 크기 때문이다. 그러므로 대부분의 신장은 근섬유에 의해 일어나고 GOT의 직접적인 역학적 변화는 거의 일어나지 않는다. 근육이 수축할 때 근섬유는 콜라겐 섬유를 직접 당겨 신장을 GOT에 효과적으로 전달한다. 따라서 GOT는 수동적인 신장보다 근육의 수축에 더 효과적으로 반응한다. 이것이 고유수용성 신경근 촉진법(proprioceptive neuromuscular facilitation, PNF)이라 불리는 기술에서 연부조직을 신장하는 이유이다(Alder, Beckers, Buck, 1993). 반대로 근섬유는 근육이 수축할 때 신호전달율이 줄어드는데 그 이유는 근방추체외선조의 섬유가 짧아지면서 근방추체내선조의 섬유에 작용하는 부하가 없어지기 때문이다.

따라서 GOT와 근방추는 서로 다른 종류의 정보를 전달하는 데 그것은 서로 다른 상황에서 활성화되기 때문이다. 근육이 신장되었을 때 근방추는 방전율(discharge rate)을 빠른 속도로 증가시키는 데 비해 GOT는 조금 또는 거의 변화가 없이 신호전달율이 증가된다. 근육이 수축하였을 때는 GOT의 신호전달율(firing rate)은 멈추거나 줄이게 된다.

IV. 결 론

정형물리치료 대상 환자와 스포츠 손상자의 물리치료 프로그램을 위한 마지막 단계는 강도 높은 저항을 부하한 운동치료를 하며 손상 전 작업장 또는 운동 경기로 되돌아 갈 수 있게 하여야 한다. 따라서 강도 높은 저항운동이 필요하다. 강도 높은 저항운동은 여러 가지 방법이 있으며 그 중 플라이오메트릭스는 근전 단위의 잠재력을 극대화시키는 데 가장 좋은 방법이다. 플라이오메트릭스

를 적용하여 훈련하기 위해 이것의 생역학과 신경생리를 이해하고 운동을 처방함으로써 운동치료 목적을 극대화할 수 있다.

〈 참고 문헌 〉

- 김태운, 배성수, 안소윤, 박래준, 장정훈, 최재청 : 운동치료학, 형성출판사, 1991.
- 민경옥 : 운동치료학, 고려의학, 1987.
- 배성수 : 운동치료학, 대학서림, 1995.
- 배성수, 구봉오, 김동대 외 24명 : 물리치료학 개론, 개정 4판, 1999.
- 이재학 : 운동치료학, 대학서림, 1987.
- Adler S, Beckers M, Buck M : PNF in practice, Springer-Verlag, 1993.
- Albert M : Eccentric muscle training in sports and orthopaedics. Churchill Livingstone Inc. 1991
- Bandy WD, Lovelace-Chandler V, Mckitrick-Brandy B : Adaptation of skeletal muscle resistance training, Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy, 12 : 248-225, 1990.
- Boocock MG : Changes in stature following drop jumping and post-exercise gravity inversion, Med. Sci. Sports Exerc. 22 : 385, 1990.
- Bosco C, Komi PV : Influence of ageing on the mechanical behavior of leg extensor muscles, Europ J Applied Phys. 45 : 209-219, 1980.
- Bosco C, Komi PV : Utilization of stored elastic energy in leg extensor muscles by men and women, Medicine and Science in Sports, 10 : 261-265, 1978.
- Browstein B, Bronner S : Functional Movement, Churchill Livingstone Inc, 1994.
- Cavagna GA, Saibene FP, Margaria R : Mechanical work in running, Journal of Applied Phys. 19 : 249-256, 1964.
- Cavanga GA : Storage and utilization of elastic energy in skeletal muscle. In : Hutton, RS, ed., Exercise and Sport Science Reviews. CA. : Journal Publishing Affiliates 5 : 89-129, 1977.
- Chu DA : Plyometric exercise, NSCA Journal, 5 : 56, 1984.
- Chu DA : Jumping into plyometrics, Human Kinetics, 1992.
- Chu DA, Cordier DJ : Plyometrics-Specific Applications to Orthopaedic, Orthopaedic Physical Therapy, Orthopaedic Section, APTA, INC, June 1998.
- Ciccone CD, Alexander A : Physiology and therapeutics of exercise. In Goodgold, J(ed) : Rehabilitation Medicine, C.V. Mosby, 1988.
- Enoka RM : Neuromechanical Basis of Kinesiology, Human Kinetics, 1994.
- Fleck SJ, Kraemer WJ : Resistance training : Physiological response and adaptation (part 2 of 4), The Physician and Sports Medicine 16 : 108-124, 1998.
- Kandel ER, Schwartz JH, Jessel TM. : Essentials of Neural Science and Behavior, Appleton & Lange, 1995.
- Kisner C, Colby LA : Therapeutic Exercise, Functional and Techniques, 3rd ed, F.A. Davis, 1996.
- Komi PV, Buskirk ER : Effects of eccentric and concentric muscle conditioning on tension and electrical activity of human muscle, Neuromechanical Basis of Kinesiology, 15 : 417-434, 1972.
- Komi PV. : Stretch-shortening cycle. In : Komi PV, ed. Strength and Power in Sports, Human Kinetic's, 169-179, 1992
- Lehmkuhl LD, Smith LK, Weiss EL : Brunnstrom's Clinical Kinesiology, 5th ed, F.A. Davis, 1996.
- McArdle WD, Katch FI, Katch VL : Exercise Physiology, Energy, Nutrition and Human Performance, 3rd ed, Lea & Febiger, 1991.
- Pandy W : Strength training, In Basmajian, JV, Nyberg, R. : Rational Manual Therapies, Williams and Wilkins, 1993.
- Veroshanski UV, Chernousov G : Jumps in the training of a sprinter, Track and Field, 16-17, 1974.