

# 노인이 되면 왜 잘 넘어지는가?

## (나이가 들면서 저하되는 균형의 문제에 관한 연구)

이 글에서는 인간 자세 제어에 대해 설명을 하고 나이가 들면서 자세 제어 기능에 어떠한 변화가 오는가와 인간 자세 제어에 관한 모델에 대해 설명을 한다.

글 · 박 수 경 / 한국기계연구원, 선임연구원  
e-mail · Sukyung\_Park@meei.harvard.edu

### 인간 자세 제어란 무엇인가?

인간이 외부의 지지력 없이 직립(upright standing) 자세에서 평형을 유지하는 동작은 일상생활에서 가장 간단한 동작 중에 하나로 여겨지지만 사실은 막대기를 세워놓은 것과 같은 불안정한 상태에서 평형을 유지하는 동작이므로 지속적인 자세 제어가 필요한 동작이다. 여기에는 각 신체 부위의 다양한 상호 기능 미케니즘이 포함되어 있다. 예를 들어 다양한 외부 섭동(disturbance)에 대해 균형을 유지하기 위해서는 자세 제어 시스템이 신체의 configuration을 모니터 하고 그 정보에 따른 보상 모터 커맨드(compensatory motor command)를 보내게 된다. 신체의 움직임은 시각, 내이의 전정기관, 근육 스핀들(muscle spindle), 관절의 proprioceptors, 촉각 등의 센서 시스템에 의해 감지가 되고 여기서 감지된 신체 움직임에 대한 정보가 척추 신경을 통해 뇌의 중추 신경계로 전달이 된다. 주로 근육 스핀들에 의한 몸의 위치 신호에 기초한 척추신경에 의한 반사 작용이 이루어지는 lower center에 대해, 보다 복잡한 자세 제어는 중추 신경계를 통한 higher center에서 관장이 된다. 중추 신경계는 보상 제어 명령을 각 근육과 관절로 보내는

데 이에 관련된 자세 제어 모델이 신경적으로 어떻게 이루어져 있고 또 어떠한 디자인으로 되어 있는지는 아직 알려진 바가 많지 않다.(그림 1)

### 노인들의 자세 제어 : 나이가 들면서 자세 제어 기능에 어떠한 변화가 오는가?

미국에서 발표된 통계 자료에 따르면 75세 이상 노인의 거의 3분의 1에 해당하는 인구가 1년 안에 적어도 한 번 이상 넘어진 적이 있으며 이중 6%는 골절을 경험했다고 한다. 또한 넘어지는 경우의 주 요인이 서서 균형을 잡거나 걷는 동작에서 보여 지는 비정상적인 요소들, 즉 정상인에 비해 직립

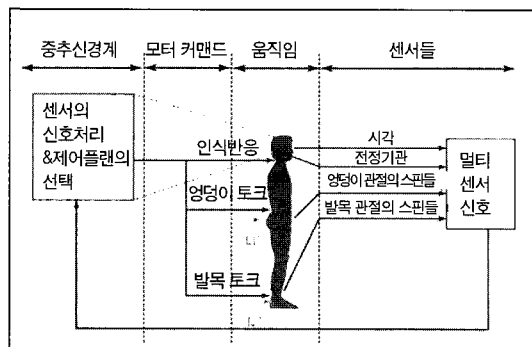


그림 1 인간 자세 제어 : 직립(upright standing) 자세에서 평형을 유지하기 위해서는 각 신체 부위의 다양한 상호 기능 미케니즘이 필요하다



으로 서 있을 때 더 큰 흔들림이 있고 불안정함을 느끼며 자세를 바꾸는 데 어려움을 호소하는 등의 요소들이라는 연구 결과가 나왔다. 따라서 노인들이 왜 더 잘 넘어지는가를 연구하기 위해서 우선적으로 자세 제어에 대한 정확한 이해가 필요하게 되었다. 가장 많이 사용되는 자세 제어에 관한 실험적 접근 방법은 다양한 종류의 섭동을 센서 시스템이나 혹은 body dynamics에 가하는 방법이 있다. 예를 들어 시각환경(visual surround)을 섭동시킨다거나 근육에 섭동을 준다거나 전정기관 관련 신경계에 자극을 주는 등의 방법으로 센서 시스템의 자극에 의해 유발되는 자세 응답 특성(postural response)을 살펴보는 방법이 있다. 직립으로 서 있어 균형을 잡는 경우에 시각, 내이, 근육 스핀들 등의 멀티 센서 시스템간의 신호 사이에 불일치가 발생하는 경우 중추 신경계에서 어떻게 정보들을 처리하는지를 살펴보기 위한 방법으로 사용되어 온 방법으로 sensory organization test(SOT)가 있다. 앞뒤로 회전하는 force platform과 역시 앞뒤 방향으로 회전하는 visual screen을 이용하여 시각 신호와 근육 신호의 유, 무, 오류의 여섯 가지 경우를 조합하여 피 실험자에게 자세 섭동(postural perturbation)을 가하고 얼마나 안정하게 균형을 잡는지 ground reaction force의 중심, 즉 압력 중심(center of pressure)의 자취를 살펴보는 방법이다.(그림 2)

그러나 무게 중심을 좀더 큰 폭으로 움직이게 하기 위해서는 기계적인 섭동을 주는 방법이 가장 많이 이용되고 있다. 예를 들

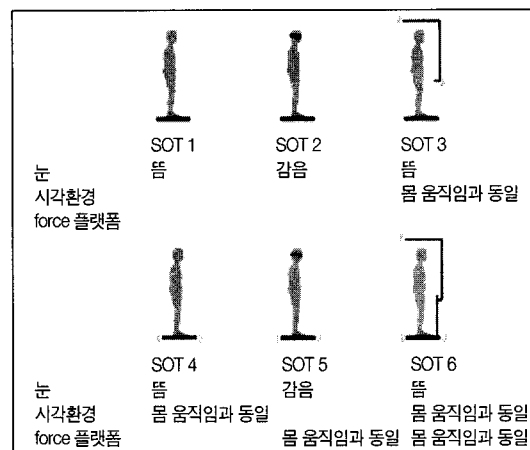
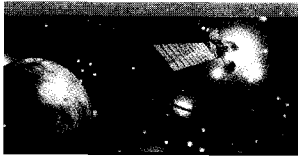


그림 2 SO 테스트: 시각과 근육의 스핀들의 신호의 유, 무, 오류의 경우를 조합하여 중추 신경계에서 어떻게 다중 센서 신호의 처리가 이루어지는지를 연구하기 위한 실험방법

어 허리에 당김 장치를 하여 직접 몸에 섭동을 가하거나 혹은 지지대(support surface)에 선형 또는 회전 섭동을 가하는 방법들이 사용되고 있다. 이때 가해진 섭동은 우리가 일상생활에서 접하게 되는 외부 외란, 즉 예기치 못하게 밀림이나 당김을 당한다던가 움직이는 버스나 지하철에 의해 가속된다거나 울퉁불퉁한 지지대 표면이나 장애물에 의해 받게 되는 외란을 상징하게 된다. 노인들이 경험하는 대부분의 넘어짐은 대부분 앞으로 향하고 미끄러짐이나 헛발을 디디는 등의 기계적인 외란을 동반하는 경우이다. 앞/뒤 방향(anterior/posterior) 자세 응답 특성은 일상생활에서 흔히 관찰되는 움직임일 뿐만 아니라 선형 모델로도 접근할 수 있기 때문에 가장 흔히 사용되는 실험 패러다임이 되어 왔다. 이밖에도 지지대모양 종류의 변화(편평한 바닥, 좁은 빔), 재질의 변화(단단한 지지

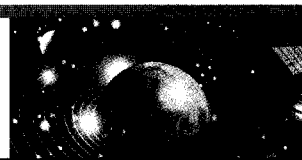


대, 폭신폭신했던 스폰지) 등에 따른 반응과 양발 및 한발로 서서 균형을 이루도록 하는 등의 방법들이 사용되어 왔다. 이때 관찰하는 물리량으로는 시간에 따른 각 신체 부위, 무게중심, 압력중심의 궤적이나 근전도(EMG : electromyogram)를 통한 근육의 신경의 활성화 패턴, 또는 각 물리량이 최대값에 도달할 때까지나 균형을 잃을 때까지의 시간 등이 있다. 이 외에도 주관적인 평형관련 전략 점수를 피 실험자로 하여금 보고하게 하는 방법도 있다.

그러나 불행하게도 이러한 방법들을 통해 젊은이들(통상 20~35세)과 노인들(통상 65세 이상) 간의 자세 제어의 차이점이 명확하게 구분되어 나타나지는 않았다. 일반적으로 두 그룹간의 차이점은 실험에 사용되는 섭동이 작을 때는 잘 나타나지 않았고 한발로 선 상태 혹은 초기에 앞으로 기댄 상태에서 지지대를 움직이는 등 섭동의 강도가 세어질수록 더 명확하게 나타났다. 주로 젊은이 그룹이 노인 그룹에 비해 더 큰 압력 중심의 최대값에 더 빨리 도달하는 것이 관찰되었고 근육 활성화 패턴도 더 규칙적으로 나타난 반면 노인 그룹은 근육 활성화에 걸리는 시간차는 비슷하더라도 좌우 비대칭형의 근육 활성화 패턴을 보이고 부적절한 근육 활성화 신호가 많이 측정되었다. 그러나 이러한 차이점 역시 두 그룹간의 자세 제어의 차이에 기인하는지 아니면 노화와 함께 수반되는 각종 질병에 의해 영향을 받는 평형기능에 기인하는지를 명확하게 구분하기는 어렵다. 노화에 수반되는 질병이 자세 제어에 미치는 영향을 살펴보면, 먼저 나이가 들면 시력이 약화되어 정확도나 거

리감, 그리고 명암 등을 구분하는 능력이 떨어지게 된다. 이러한 시력의 약화가 균형을 이룰 때 불필요한 움직임을 유발하고 따라서 넘어질 위험성이 높아지게 되는 경향이 있다. 또한 근육의 스핀들이 위치를 감지하는 능력이나 촉각이 저하 되면 자세 제어에 중요한 역할을 담당하는 하체에 영향을 주어 자세 제어에 불안정성을 유발하고 쉽게 넘어지게 되는 경향이 관찰되었다. 한편 내이의 전정기관은 노화에 의해 그 기능이 감퇴 되더라도 인간이 전정 기관의 기능 변화에 대한 적응 능력이 있어서 자세 제어에 크게 영향을 미치지 않는다는 연구 결과가 있다. 한편 시각, 전정기관, 근육 등으로부터의 멀티 센서 신호를 종합하고 비교/판단하는 뇌의 중추 신경계의 기능의 저하는 노인들의 자세 제어에 영향을 미치게 된다. 예를 들면 각 센서로부터 측정되어 중추 신경계로 보내지는 신호 처리를 하는 속도의 감소, 신호 처리에 의한 상황 판단 속도의 감소, 자극에 대해 근육이 반응하는 속도의 감소 등을 들 수 있다. 이 외에도 나이가 들면서 넘어질까봐 두려워하고 자신감을 잃는 등의 심리적 요인도 노인들의 자세 제어에 영향을 미칠 수 있다.

노인 그룹에서 관찰된 자세 제어에 있어서의 어려움 등은 운동이나 훈련으로 일정 부분 호전 될 수는 있으나 아직까지 일관적으로 향상된 자세 제어 기능을 보여주는 훈련 프로그램을 찾는 데에는 어려움이 있다. 아직은 훈련방법뿐만 아니라 균형을 잘 잡는 능력을 객관적으로 규정하고 예측할 수 있는 측정 방법도 부족한 현실이다. 최근 들어 타이치운동(TCC : Tai Chi Chun)



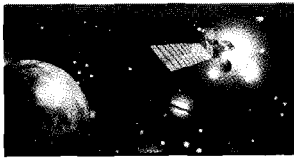
이 균형감각을 향상 시킨다는 연구결과가 나와 있다. 아주 심하지는 않은 균형 장애를 가진 환자들을 대상으로 실험한 결과 균형능력의 향상이 나타났고 큰 섭동에 대한 노인들의 균형능력도 향상 되었다는 결과이다. 따라서 자세 제어의 정확한 이해가 균형 장애를 진단하는 것뿐만 아니라 효과적인 재활 훈련 프로그램을 개발하고 그것을 측정하는 데 있어서 필수적이라고 할 수 있다.

### 인간 자세 제어에 관한 어떠한 접근방법이 필요한가?

인간 자세 제어의 가장 큰 특징 중의 하나는 다양한 외부 postural 섭동에 대해 인간이 매우 유연하게 반응한다는 점(flexible postural adjustments)이다. 지지대 표면의 섭동의 크기를 변화시키거나 그에 따른 처음 자세를 바꾼다거나 혹은 지지대 표면의 길이나 형태를 변화시키면서 인간 자세 반응이 어떻게 달라지는지에 대한 연구가 있는데 예를 들어 크기가 증가하는 표면 섭동에 대해 일정하게 증가하는 근전도, 각 관절의 각도, 관절의 토크의 크기 등이 관찰되었다. 또한 외부 섭동이 증가할수록 관절 토크의 패턴이 변화 하는, 즉 발목 관절 토크 중심에서 허리관절 토크의 역할이 주가 되는, 현상이 관찰되었다. 명백하게 다른 그룹의 근육이 활성화되는 패턴이 편평한 지지대위에 서 있을 때와 좁은 빔위에 서있을 때에 각 다르게 관찰 되었고 선행 섭동에 대해서는 scaling현상을 보이지 않았지만 회전 섭동에 대해서는 scaling이

관찰되기도 하였다. 이와 같이 유연한 자세 반응은 균형을 잡는데 필수적인 요소이며 더 나아가 유연하게 반응하는 자세 제어의 미케니즘을 이해하는 것은 중추 신경계의 손상이나 병이 있는 환자들에 대한 재활과 관련되어 매우 중요하다. 많은 균형 장애가 주로 앞서 언급한 자세 섭동에 대한 부적절한 자세 조정으로부터 기인한다. 예를 들어 신경 손상이 있는 환자들의 경우 신경 신호 전달과 관련된 시간차가 동일함에도 불구하고 적절한 자세 반응을 보이는 데 어려움을 나타내고 있으며 파킨슨씨병 환자들의 경우 주요 자세 균형 장애가 적절한 레벨의 보상 힘을 충분한 빠르기로 발생시키지 못한다는 데 있다. 또한 균형 장애를 가진 환자들은 정상인들과 달리 자세 섭동에 대해 유연하지 못하고 지나치게 큰 반작용 힘을 가하려 한다는 사실도 관찰 되었으며 노인들은 젊은이들에 비해 비효율적으로 자세 전략을 변형시킨다는 보고가 있다.

그렇다면 어떠한 미케니즘에 의해 인간의 유연한 자세 조정 능력(flexible postural adjustability)이 가능한 것일까? 한 가지 가설은 뇌에서 외부 섭동에 대응하는 여러 가지 제어 플랜이 미리 짜여져 있고 이들 중 하나가 외부 외란에 의해 트리거 되어 선택된다고 하는 것이다. 이 가설은 중추 신경계가 어떻게 적응 모터 커맨드를 계획하는지와 관련하여 전형적으로 다른 형태로 나타나는 근육의 시너지 패턴과 이에 따른 자세 전략(postural strategy)의 관찰에 기초하여 제안 되었다. 근골격계(musculoskeletal system)와 근육 활성화 패턴은 높은 자유도를 가지므로 주어진 자세 응답



특성을 발생시키는데 있어서 무한 경우의 수의 근육 활성화 컴비네이션이 가능하나 외부 섭동에 대해 전형적인 자세 응답 특성 패턴이 존재 하고 그에 해당하는 근육 burst 타입이 유한 경우로 제한되며 다양한 섭동과 지지대 표면의 종류에 따라 다른 형태로 나타나는 이 움직임 패턴을 각각 ankle strategy와 hip strategy라고 분류한다. Ankle strategy는 몸의 중심에서 먼 곳에서 가까운 곳에 있는 근육이 차례로 활성화되며 발목 관절의 보상 움직임이 균형을 잡는데 주된 역할을 하는 패턴을 말한다. 예를 들어 지지면이 뒤로 움직여서 앞으로 몸이 움직이게 된 경우, 처음의 직립 자세로 되돌리기 위해서 발목에 이완하는 토크가 작용하게 되고 발목-무릎-엉덩이 관절의 근육들이 차례로 활성화 된다. 주로 가만히 서 있거나 외부 섭동의 크기가 작거나 느릴 때, 그리고 비교적 단단하고 넓은 지지면 위에 있을 때 관찰되는 패턴이다. 한편 hip strategy는 상체를 엉덩이

관절을 기준으로 굽히고 반작용으로 목과 발목을 젖히게 되어 목-배-허벅지의 순서로 먼저 몸의 중심에서 가까운 데 위치한 근육부터 차례로 활성화 되고 결과로 보상 전단력을 유발하는 패턴이다. 이는 외부 외란의 크기가 크거나 ankle strategy로 균형을 잡기 어려운 때(예를 들어 좁은 빔 위에서 있거나 유연한 지지대 위에서 있는 경우 등)에 주로 관찰 된다. 경우에 따라서는 두 전략의 컴비네이션이 관찰되기도 한다. 이러한 관찰에 기초 하여 중추 신경계의 유연한 자세 조정 능력은 중추 신경계에 미리 프로그램 되어있는 유한한 갯수의 각각의 자세전략 및 이들의 컴비네이션이 존재 하고 외부 섭동의 종류나 행동 목표(behavioral goals), 또는 기존의 경험 및 섭동의 예측도에 따라 적합하게 선택된다는 가설이 주장 되었다. 그러나 어떠한 미케니즘이 strategy transition을 관장하며 또한 transition이 연속적인지 이산적인지에 대해서는 아직도 연구가 진행 중에 있다. 두

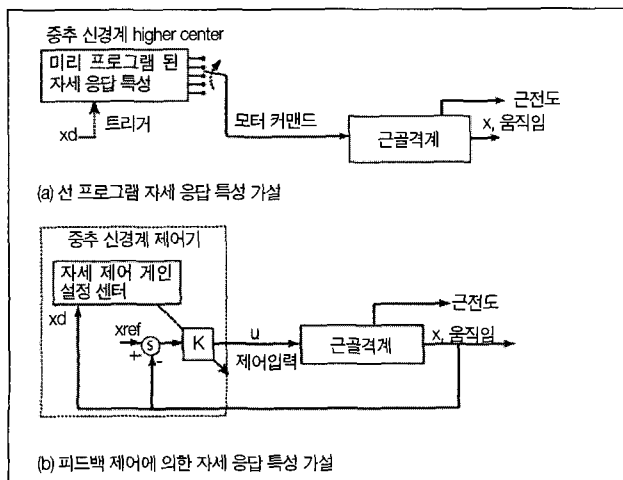


그림 3 인간 자세 제어 모델

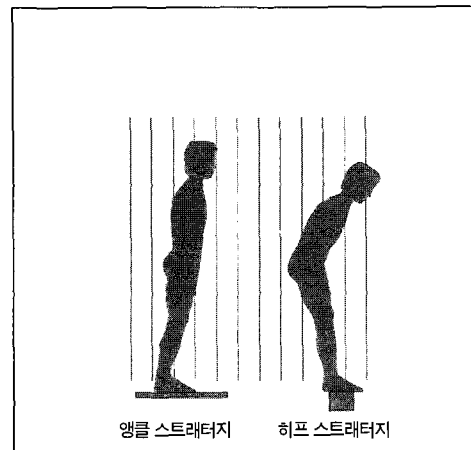


그림 4 구분되어 나타나는 근육 활성화 패턴에 따른 자세 전략(postural strategy)

가지 전략의 콤비네이션은 여러가지 다양한 자세 섭동에 대해, 파킨슨씨병 환자와 같이 균형 장애를 가진 환자들에게도 관찰된 바 있으며 이는 중추 신경계가 방대한 양의 자세 응답 특성들을 미리 저장해 놓고 있거나 아니면 소수의 response들을 유연하게 변화시킬 수 있어야 함을 의미한다.(그림 3, 4)

한편 인간의 유연한 자세 제어 능력은 뇌에 body dynamics를 모방하는 시스템과 유연하게 조정하는 하나의 제어 플랜이 존재하여 외부 섭동에 대응하는 응답을 발생시키게 되어 있다는 가설로도 설명할 수도 있다. 피드백 제어로 설명되는 자세 응답의 장점은 첫째, 안정성(stability)이 보장된다는 점이다. 자체 불안정성을 포함하고 있는 직립 자세가 외부 외란에 의해 발산하려 할 때 피드백 제어에 의해 안정화 되고 시간이 지남에 따라 평형 위치에 해당하는 직립 자세로 수렴한다는 것이다. 둘째로 비교적 간단한 원리로 자세 제어를 설명할 수 있다는 점을 들 수 있다. 앞서 언급한 pre-programmed postural strategy의 가설로써 자세 조정 능력을 설명하려면 무한히 많은 응답들이 기억되어야 하는데 피드백 제어의 경우 body dynamics를 인지하고 있으므로 입력 값과 초기값에 대한 함수로 결과를 예측할 수 있다. 또한 다변수인 피드백 gain이 신체 좌표계에 대한 정보를 나타내고 있기 때문이다. 자세 제어에는

인간의 신경계에 기본적으로 존재하는 신경 신호간의 시간차, 근육 이완의 힘의 크기에 따른 속도 변화곡선의 비선형성등과 같은 비선형성이 존재 한다. 그러나 직립 자세에서의 body dynamics는 선형화할 수 있으므로 선형 피드백 제어 모델이 자세 제어를 설명하는 데 많이 사용되고 있다. 이때 피드백 gain은 각 body segment의 dynamics가 각 관절에 작용하는 제어 입력값인 관절 토크 에의 기여도를 나타내는 데 각 근육이 활성화되는 양과 순서를 시간의 함수로 관찰하여 자세 응답 특성을 표현하는 것보다 훨씬 간단하게 그리고 정량적으로 자세 응답 특성을 설명 할 수 있다. 기존에 자세 응답 특성을 측정하기 위해서 주로 사용되었던 측정량으로는 무게 중심과 압력 중심을 들 수 있는데 우리 몸이 다자유도계로 이루어진 multi-body segments라는 점을 고려하고 또 근골격계의 dynamics에 의해 결정되는 좌표계가 방

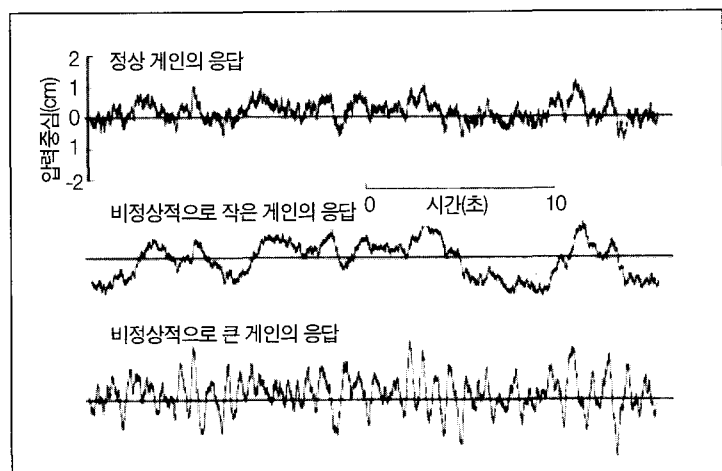


그림 5 서로 다른 피드백 계인에 대한 자세 응답 : 비 정상적으로 작거나 큰 계인값 모두 동일한 rms값 혹은 최대값을 가지는 응답을 유발할 수 있다.



향성을 가진다는 사실을 고려하면 이러한 단변수 물리량이 postural performance

를 나타내는 데 한계가 있음을 알 수 있다. 실제로 stochastic postural control

model로 알아본 잡음의 영향에 의하면 COP의 root mean square (rms) 값이 최소일 때가 최적의 control gain을 보장하는 것이 아니며 여러 다른 값의 gain에 의해서도 동일한 COP rms 값이 얻어질 수 있다는 사실이 알려졌다. 또한 각각의 관절 움직임의 상호작용을 고려한 covariance를 이용하여 postural performance를 나타냄으로써 COP나 COM과 같은 단변수로는 서로 동일하게 표현되는 응답들에 대해 그 차이점을 찾아내는 방법을 이용하여 나이가 들어감에 따라 단순히 균형을 잡을 때 동작의 크기만 커지는 것만이 아니라 신체 좌표계상에 어떠한 변화가 있는지를 알 수 있다.(그림 5, 6, 7)

따라서 기계공학적 지식을 바탕으로 피드백 제어 시스템등과 같은 공학적 모델과 피드백 gain이나 covariance ellipse등의 다 자유도계 특성을 가지는 자세 제어 좌표계에 대한 정보를 포함하고 있는 정량적인 물리량을 이용하여 보다 간단하게 그러나 좀더 체계적으로 자세 제어에 관련된 미케니즘에 대한 해석이 이루어진다면 노인들의 자세 제어에 관련된 문제점에 대한 깊은 이해가 가능하게 될 것이다.

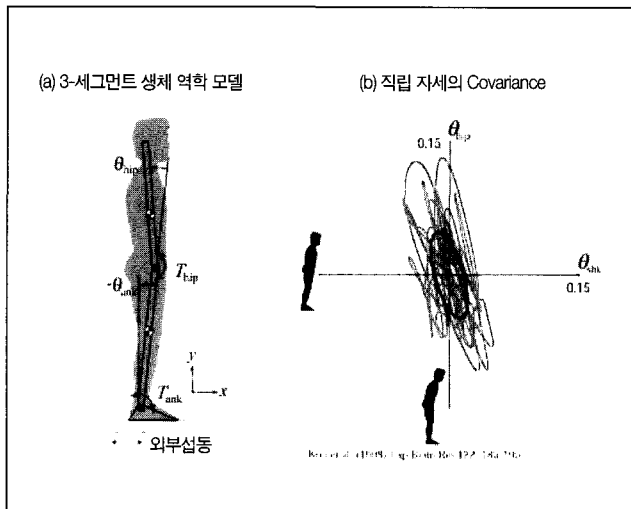


그림 6 멀티 세그멘탈 생체 역학 모델 및 자세 응답의 다변수 측정량인 covariance

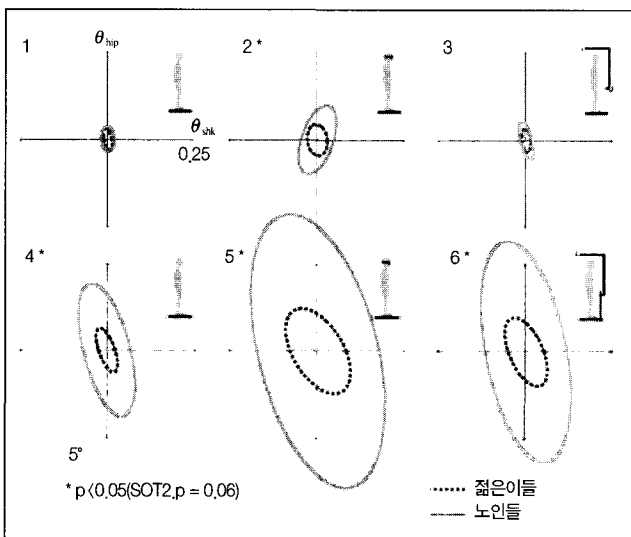


그림 7 젊은이들(N=19, 20~29세)과 노인들(N=16, 60~79세)의 SO테스트의 운동 응답 : 노인들의 경우 젊은이들에 비해 더 많이 움직일 뿐만 아니라 다른 좌표 특성을 보인다. 이러한 현상은 실험조건의 난이도가 클수록 더 뚜렷이 나타난다. 다변수 물리량인 covariance를 이용하여 이러한 차이점을 쉽게 알 수 있다. (데이터와 그림은 Kuo & Speers로부터)