

인체 균형기능의 정량화와 진단시스템

박수경 | 한국과학기술원

1. 서론

한국의 65세 이상의 고령자 인구비율이 2000년 7%에서 2019년 14%로 급증하여 향후 OECD국가중 가장 빠르게 초고령사회로의 전환이 전망된다. 고령자 의료비용은 2003년 건강보험제도안에서 전체 진료비의 21.3%로 약 4조 3723억원에 이르며 전년도 대비 18.8%의 기하급수적인 증가율을 기록하고 있다. 통계에 따르면 65세 이상 노인인구의 3분의 1이상이 연간 1회 이상의 낙상을 경험하며 사고사망률의 가장 큰 원인으로 지적되고 있다. 따라서 낙상으로 인한 신체기능저하 및 골절은 급증하는 고령자 의료비 증가의 주요 원인이 되고있다. 낙상의 예방을 위해 이미 고령화사회로 접어든 미국 등의 선진국에서는 National center for Injury Prevention and Control, American Geriatrics Society 등을 통해 일상생활에서의 낙상예방을 위한 지침서를 발간하고 인체의 균형기능 연구를 지원하고 있다. 낙상 환자나 낙상 고위험군에 속하는 고령자의 경우 일상생활에서 서서 균형을 잡거나 걷는 동작을 취할 때 더 큰 흔들림이있고 불안정함을 느끼며 자세를 바꾸는데 어려움을 호소하는 등의 연구결과가 발표되었다. 따라서 낙상의 예방을 위해서는 균형기능을 측정하고 이를 통하여 낙상 위험인자를 조기에 진단하는 것이 매우 중요하다고 할 수 있다. 그럼에도 불구하고 일반적인 건강검진에서는 정작 낙상의위험도에 관한 검진은 수행되고 있지 않다. 이는 현재까지 낙상의 위험도, 혹은 균형기능에 대한 정량화가 객관적으로 이루어지고 있지 않기 때문이며, 혈압 등과 같이 균형기능도 수치화 되어 측정할 수 있다면 정기적이고 객관적인 모니터링을 통해 낙상 위험인자를 조기에 발견하고 예방할 수 있을 것이다. 본 기사에서는 인체의 균형기능 메커니즘에 대한 개요와 함께 현재 사용되고 있는 균형기능 측정기법을 소개하고 이에 대한 공학적 관점에서의 개선방법을 제시하고자 한다.

2. 균형기능의 측정

2.1 인체 자세제어의 개요

인체가 외부의 지지력 없이 직립자세에서 균형을 유지하는 동작은 일상생활에서 가장 간단한 동작 중에 하나로 여겨지지만 실제로 이는 막대기를 세워 놓은 것과 같은 불안정한 상태에서 균형을 유지하는 동작으로 근골격계와 신경계, 그리고 감각기관간의 다양한 상호작용이 포함되어있다. 균형유지를 위해 근육은 뇌와 척수로 이루어진 중추신경계로부터 지속적인 운동명령을 받고 있으며, 매 순간의 관절각, 무게중심 등의 인체정보가 시각, 내이의 전정기관, 각 근육내의 근스핀들에서 측정되어 말초신경계를 통해 다시 중추신경계로 보내진다. 중추신경계에서는

다중감각신호를 통합하여 인체의 운동정보를 예측하고 이에 근거하여 직립자세를 유지한다던가, 넘어지지 않기 위해 각 관절에 토크를 가한다던가 하는 제어계획을 설계하여 이를 운동명령(motor command)으로 신경을 통해 각 근육으로 전달하게 된다. (그림 1)

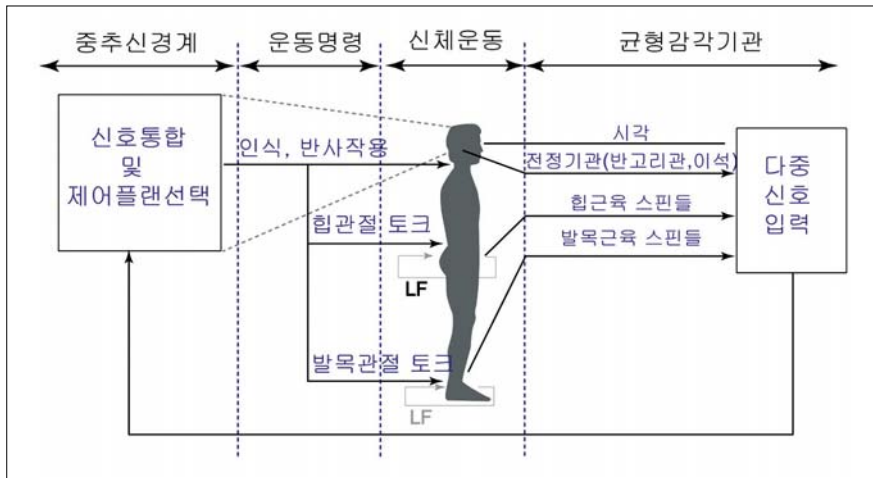


그림 1. 인체의 동작제어 메커니즘

균형을 유지한다는 것의 정의는 무게중심(center of gravity, COG) 혹은 압력중심(center of pressure, COP)이 양 발을 끝으로 하는 지지면 상에 위치한다는 것이다. 지하철이나 버스의 갑작스런 출발 등으로 인해 무게중심이 지지면을 벗어나게 되면 넘어지게 되며 이를 방지하기 위해 균형감각기관으로부터의 인체운동정보를 바탕으로 각 관절에 토크가 전달되어 무게중심, 혹은 압력중심을 지지면 안으로 이동시키거나 발을 이동하여 지지면을 넓히는 등의 균형유지동작을 취하게 된다. 무게중심을 이동하는 것을 정적인 관점에서의 안정성 정의라고 한다면 압력중심은 인체에 작용하는 지면반력에 기초하여 가속도의 변화를 유발한다는 면에서 동적인 관점에서의 안정성 정의라고 할 수 있겠다. 한편 중추신경계를 거친 운동명령의 전달이 수백 msec의 신호전달 시간을 요하는 반면, 걷다가 압정 등의 뾰족한 물체를 밟았을 때 해당부위의 발 혹은 다리를 드는 등의 반사작용은 주로 근스핀들에 의한 관절각 정보와 통각신호가 척수레벨에서의 제어에 의해 수십 msec 이내로 매우 빠르게 이루어진다. 현재까지 연구된 바로는 미끄럼 등의외부 섭동(perturbation)에 대해 균형을 유지하는 인체의 자세제어 메커니즘은 중추 신경계를 통한 higher center에서 제어가 이루어진다고 알려져 있다.

2.2 균형기능의 측정

자세제어의 유지능력을 측정하는 방법은 매우 다양하다. 직립자세 외에도 보행시, 그리고 앉았다 일어서는 자세에서의 동작이동시간, 안정을 유지하는 과정 등에 소요된 시간과 각 관절의 운동정보 및 동특성 등을 측정하는데, 측정변수의 특성에 따라 정적 측정방법과 동적 측정방법으로 구분할 수 있겠다. 임상적으로 정적인 직립자세의 균형기능의 측정을 위해 사용되는 방법에는 롬베르크 검사(Romberg Test)가 있다. 이는 피험자의 두 발을 모으고 양팔을 측면에 붙이고 눈을 뜬 상태와 감은 상태에서의 균형유지 여부를 약 20초동안 관찰하는 것인데, 그 변형으로 두 발을 앞뒤로 모으도록 하거나 고개를 들고 눈을 감도록한다거나, 혹은 한발로 균형을 잡는 시간을 측정하는

등의 방법으로 균형기능을 측정한다. 균형을 잃기까지의 시간을 측정하는 방법 외에도 모션캡처 장비나 힘판(force platform)을 이용하여 자세동요(postural sway)를 측정하는 방법이 있다(그림 2, 3). 피험자가 힘판 위에 서 있을 때 수직방향의 지면반력의 위치를 압력중심(center of pressure, COP)이라고 하는데 압력중심의 움직임 및 분포 또한 자세동요를 정량적으로 측정하는데 가장 많이 사용되는 인자중의 하나이다.



그림 2. Biodex© 가 개발한 Balance trainer



그림 3. Motion Analysis© 사의 모션캡처 시스템을 이용한 보행분석의 예

한편 다양한 종류의 섭동에 대한 균형유지 메커니즘을 살펴보는 동적 측정방법이 실험실 셋업의 균형 및 보행연구에서는 흔히 쓰이고 있다. 예를 들어 피험자가 서 있는 지지면에 힘판 등을 설치하고 이를 전후, 좌우, 혹은 회전시키고 이에 대한 피험자의 관절운동 및 지면반력을 측정하는 것은 보편화된 균형연구 프로토콜 중의 하나이다. Neurocom과 AMTI가 합작으로 Dynamic platform이라는 지지면 섭동 시스템을 상용화하여 판매하고 있다. (그림 4)

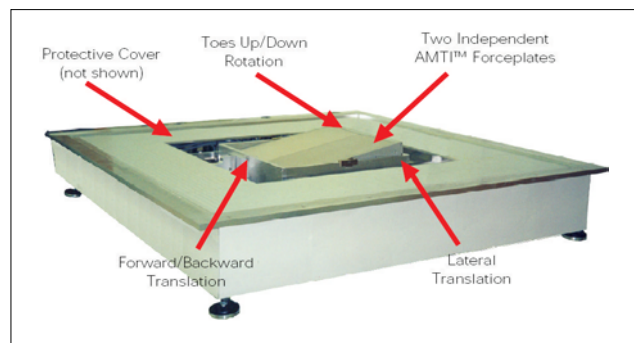


그림 4. Neurocom© and AMTI™ 가 공동개발한 Dynamic platform

이 외에도 피험자의 시각환경(visual surround)을 가진하여 섭동을 가한다거나 근스핀들의 전기자극에 의해 유발되는 자세동요를 살펴보는 방법 등이 동적인 균형기능 측정방법으로 사용되고 있다. 또한 균형감각기관인 시각, 내이의 전정기관, 근스핀들 등으로부터의 감각신호충돌(sensory conflict)이 발생하는 경우 중추 신경계에서 어떻게 감각

신호 정보를 처리하는지를 살펴보기 위한 방법으로 지각조절검사(Sensory organization test, SOT)가 있다. SOT는 그림 5와 같이 피험자의 압력중심을 측정하는 힘판, 피험자의 시야를 커버하는 시각환경으로 구성되어 있다. 힘판으로부터 측정된 피험자의 자세동요에 근거한 시각환경 및 힘판가진을 통한 시각신호와 근스핀들 신호의 유, 무, 섭동기준(sway referenced)의 6가지의 검사조건(표 1)에 대하여 피험자의 무게중심의 궤적을 측정하여 균형기능을 정량화하는 장치이다. 즉 피험자가 직립자세를 유지하는 상태에서 무게중심의 궤적을 측정하고 각 시험조건에 대한 궤적의 범위를 백분율로 환산하여 정량화된 평형점수를 제안하고 이를 이용하여 균형기능을 진단하게 된다.

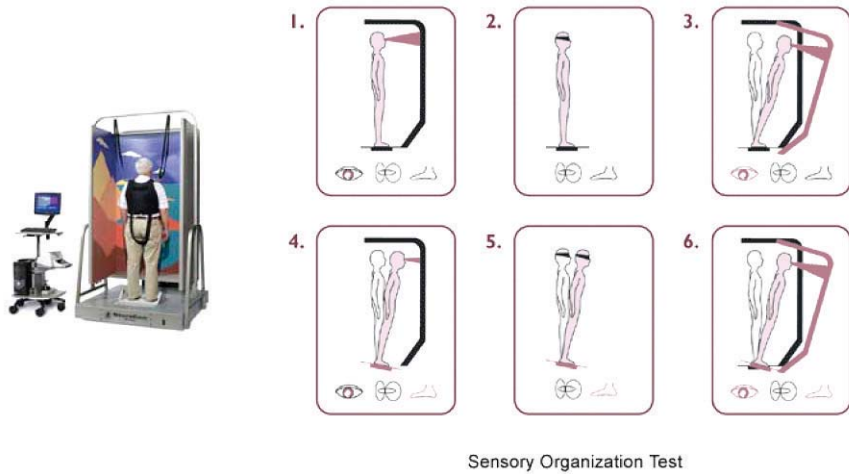


그림 5. Neurocom®사가 개발한 지각조절검사기인 Equitest

표 1. EquiTest®의 6가지 검사조건

조건	시각(Vision)	체성감각(Somatosensory)	전정기관(Vestibular)
1	정상	정상	정상
2	차단	정상	정상
3	섭동기준	정상	정상
4	정상	섭동기준	정상
5	차단	섭동기준	정상
6	섭동기준	섭동기준	정상

예를 들어, 시각정보가 존재하지 않는 조건 2의 경우와 오류정보를 제공받는 조건 3의 경우의 피험자의 자세동요를 측정함으로써 중추신경계가 신호의 부재의 경우와 신뢰했던 감각신호에 오류가 발생하는 경우 다중감각신호에 대한 상대적 가중치를 어떻게 조정하는지를 연구할 수 있다. 또한 전정기관 기능이 정상인 피험자의 경우, 시각신호 및 근스핀들에 의한 체성감각(somatosensory)신호가 없거나, 오류정보로 측정되는 조건 5, 6의 경우 전정기관을 통하여 균형유지에 필요한 인체의 운동정보를 받아들일게 되나, 전정기관기능 이상 환자의 경우 해당조건에 대해서 100% 넘어지는 결과를 보이게 된다.

2.3 다관절 동특성을 반영한 균형기능 측정법

2.3.1 단변수 균형기능 측정값의 한계점

균형기능의 정량적 측정은 결국 이를 통한 균형기능의 장애를 예측하고 낙상위험인자를 조기 발견하여 낙상사고를 예방하는데 그 주된 목적이 있다. 그러나 앞서 언급한 균형기능 측정방법을 통한 정상 청년군(통상 20-35세)과 노인군(통상 65세 이상)간의 균형기능 특성에 관한 다수의 연구결과를 통해, 기존의 정량화 방법이 일반적이고 일관된 차이점을 나타내는 데는 한계가 있음이 보고되었다. 구체적으로는 일반적으로 두 그룹간의 차이점은 섭동의 크기가 작을 때는 잘 나타나지 않았고 섭동의 크기가 크거나 테스트 동작의 난이도가 높을수록, 즉 예를 들면 한발로 선 상태 혹은 초기에 앞으로 기댄 상태에서 지지대를 움직이는 등의 경우에서 더 명확하게 나타났다. 주목할 점은 압력중심의 분산과 같은 단일 변수 측정으로는 피험자 그룹간의 균형기능의 측정에 명확한 구분이 어려운 경우가 보고되었다는 점이다. 이는 압력중심 등과 같은 단변수(uni-variate) 측정값이 다자유도계(multi-degree-of-freedom)의 특성을 가지는 인체의 거동을 대표하는데 한계를 가지기 때문이다. 실제로 stochastic 자세제어모델을 통해 잡음의 영향에 대한 압력중심의 궤적을 살펴보면 분산이 최소일 때 최적의 제어이득(control gain)을 보장하는 것이 아니며 여러 다른 제어이득에 의해서 동일한 압력중심의 분산이 얻어 질 수 있다는 것이 알려졌다(그림 6). 이는 근육의 긴장도가 증가하는 파킨슨병환자와 정상 청년군간의 균형기능을 비교할 경우 압력중심의 분포만으로는 명확한 구분이 어려울 수도 있음을 나타내는 결과라고 할 수 있다.

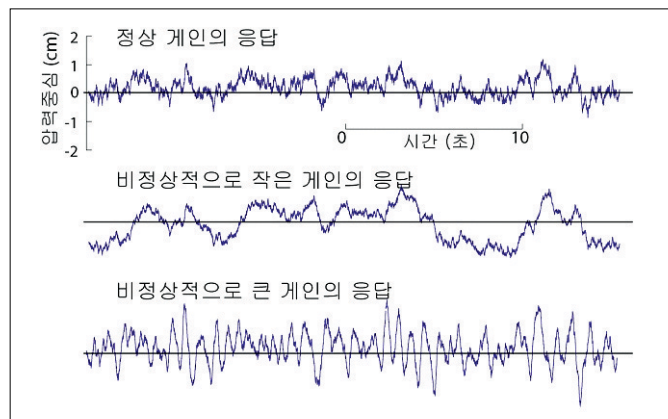


그림 6. 궤환 이득값에 따른 압력중심 분포 모사실험 결과

2.3.2 공분산을 이용한 균형기능 측정

앞서 언급한 압력중심 등의 단변수 측정값의 한계를 극복하기 위해 최근에는 상, 하체 관절 움직임의 상호좌표 특성을 반영하는 관절각의 공분산(covariance)을 이용하여 균형동작의 자세좌표(postural coordination) 특성을 나타냄으로써, 압력중심이나 무게중심 등과 같은 단변수 측정값으로는 구분되지 않았던 정상 청년군과 노인군간의 균형기능을 구분해낸 연구결과가 보고되었다(그림 7). 관절각의 공분산은 상,하체의 상대운동에 대한 정보를 제공하므로 노화에 따라 균형유지를 위한 자세동요의 크기가 증가하는 변화뿐만 아니라 자세좌표상의 변화도 고찰할 수 있다.

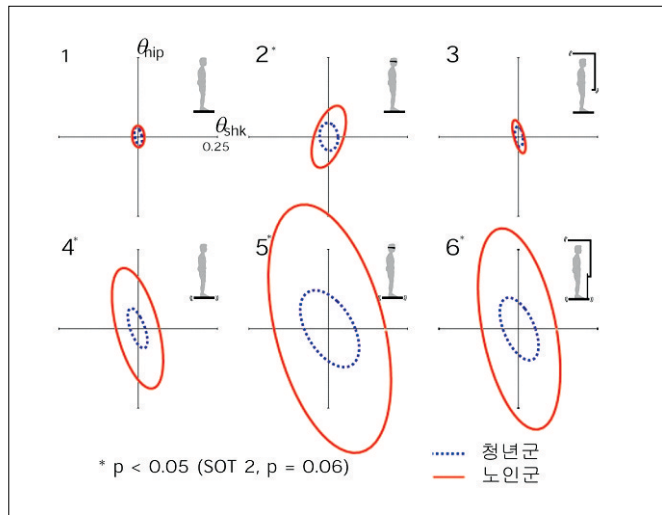


그림 7. 지각조절검사에 참여한 정상청년군 (19 subjects, 20–29 yrs)과 노인군 (16subjects, 60–79 yrs)의 관절각의 공분산 [Adapted from Kuo & Speers, 1998]

2.3.3 자세피드백제어 (Postural feedback control)

중추신경계의 higher center에서 이루어지는 인체의 자세제어는 관절운동정보를 바탕으로 보상응답을 발생시키는 일종의 피드백제어로 설명할 수 있다 (그림 8).

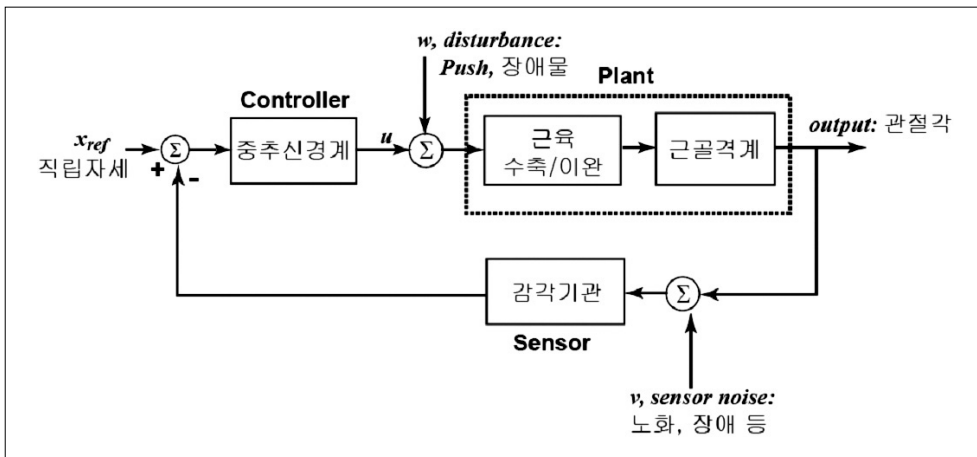


그림 8. 자세균형제어의 블록 다이어그램

중추신경계로부터 자세를 유지하기 위해 근육으로 보내지는 운동명령 (motor command)은 제어입력 (control input)에 해당하고 외부섭동이나 장애물 등은 외란 (disturbance)으로 나타난다. 근육의 수축 및 이완에 의한 근골격계의 운동은 플랜트로 모델링할 수 있고 관절운동은 시각, 전정기관, 근스핀들 등의 감각기관을 통해 측정되며 이는 센서에 해당한다. 노화로 인한 감각신호의 부정확성 및 기타 감각기관 및 신경계 장애 등은 센서에 가해지는 노이즈로 가정할 수 있다.

기존의 단변수 측정값을 통한 균형기능의 정량화는 주로 무게중심이나 관절각 등으로 대표되는 자세 피드백 시스템의 출력값이나, 근전도로 측정되는 운동명령, 즉 제어입력값의 측정에 주로 초점을 맞추어 왔다. 이에 대해 최근 피드백시스템의 제어법칙(control law)의 규명을 통해 자세제어를 정량화 하려는 시도가 다수의 연구자들에 의해 제안되었다. 경험과 학습에 의해 적절한 자세응답이 미리 프로그래밍되어 기억되었다가 외란 등에 의해 선택된다는 피드포워드제어 가설에 대해 피드백제어 가설을 이용한 자세제어의 해석은 다음과 같은 장점을 가진다. 첫째, 안정성(stability)이 보장된다는 점이다. 자체 불안정성을 가지고 있는 직립자세가 외란에 의해 평형위치로부터 발산하려 할 때 피드백제어에 의해 안정화 되고 시간이 지남에 따라 평형위치에 해당하는 직립자세로 수렴한다는 것이 보장된다. 둘째로 비교적 간단한 메커니즘으로 자세제어응답을 해석할 수 있다는 점이다. 인체 자세균형제어의 가장 큰 특징 중의 하나는 다양한 크기/종류의 외란에 대해 매우 유연하게 반응한다는 점이다. 근육의 활성화 정도를 분석하여 보고된 바에 의하면 외란의 크기가 작거나 지지면의 면적이 넓은 경우, 균형을 유지하기 위해 주로 발목관절 토크를 사용하나(발목전략: ankle strategy) 외란의 크기가 크거나 얇은 빔 위에 서있는 경우 등과 같이 지지면의 면적이 작을 때에는 힙관절의 토크를 사용하여 무게중심이 지지면 내에 존재하도록 균형을 유지한다는 것이 알려져 있다(힙전략: hip strategy). 전형적인 근전도 패턴으로부터 구분되는 자세전략은 균형유지 응답을 설명하는 정성적 기법으로 다수의 연구자에 의해 인용되고 있다. 자세전략의 전환으로 설명되는 인체의 자세응답 유연성 혹은 조정성의 원인을 정량적으로 설명할 수 있다면 이는 또하나의 균형기능의 정량적 특성으로 활용될 수 있을 것이다. 균형기능의 유연성을 앞서 언급한 피드포워드제어 가설로 설명하기 위해서는 중추신경계가 발생할 수 있는 수많은 다양한 외란에 대응하여 무한히 많은 자세응답이 기억하고 있어야 한다. 반면 피드백제어 가설의 경우 인체의 동역학적 특성을 중추신경계가 인지하고 있으므로 시스템의 출력값, 즉 자세응답은 외란과 초기자세에 대한 함수관계로부터 예측할 수 있다. 또한 자세제어법칙을 나타내는 피드백이득(feedback gain)은 관절토크와 관절운동간의 상호관계를 규정지어주는 다변수 물리량으로, 균형유지를 위해 각 관절의 운동이 어떠한 비율로 보상관절토크값에 기여하는지를 나타내는 값이다. 상, 하체로 이루어진 2-segment 생체역학모델을 가정하면 상태변수 $x = [\theta_{ank} \quad \theta_{hip} \quad \dot{\theta}_{ank} \quad \dot{\theta}_{hip}]^T$ 에 대해 관절토크의 제어법칙은 다음과 같이 쓸 수 있고

$$T = K(x - x_{ref})$$

여기서 K는 다관절 자세좌표계가 자세제어를 유지하기위해 어떠한 상호관계를 가지는지를 나타내는 제어이득값이다. 앞서 언급한 자세응답 조정성은 피드백 이득값의 외란의 크기에 대한 함수관계로 나타나게 된다. 즉 지지면의 섭동의 크기에 대해 발목전략(ankle strategy)에서 힙전략(hip strategy)으로의 변환을 피드백 이득의 증가로 정량화 하여 나타낸 연구가 발표되었다(그림 9). 즉 외란에 따라 ankle strategy로부터 hip strategy에 이르는 자세응답의 유연한 변화는 중추신경계에서 관절토크의 값을 계획할 때, 각 상태변수값의 기여도를 스케일링함으로써 얻어진다는 것이다. 이는 동적환경 하에서 인체의 유연한 균형유지 기전을 공학적 모델을 통해 정량화하여 보고하였다는 점에서 그 의미가 있다.

제안된 모델은 외란에 대한 자세응답을 조정능력이 떨어지는 노인군이나 파킨슨병 환자의 상, 하체의 상호작용에 의한 균형유지 기전을 측정하는데 활용될 수 있을 것이다. 즉, 균형기능이 낮은 피험자는 정상군에 비해 외란의 증가에 따른 피드백 이득값의 스케일링이 유연하지 못하거나 스케일링의 정도가 현저히 적을 것이며 이는 압력중심 등의 단변수 측정값으로는 나타내기 어려운 다관절 특성을 가지는 인체의 균형기능 특성을 나타내는 것이다.

앞서 예로 제시한 선형 피드백제어 가설은 신경신호전달에 있어서의 잠복기(latency), 근육의 이완/수축 속도에 따른 근력의 비선형성, 스텝으로의 전환 등을 고려하지 않았다는 한계를 가진다. 또한 기술적으로는 제어이득을 계산하는 과정이 최적화를 통한 계산을 요구하고 있어 실시간 측정에 활용될 수 없다는 제한점을 가진다. 그러나 직립자세의 인체거동이 선형화로 근사할 수 있다는 점, 간단한 선형 피드백제어 가설로 복잡한 자세응답 특성을 설명할 수 있다는 점에서 선형제어 모델을 활용하여 균형기능 정량화에 활용하고자 하는 연구가 수행되고 있다 [그림 10].

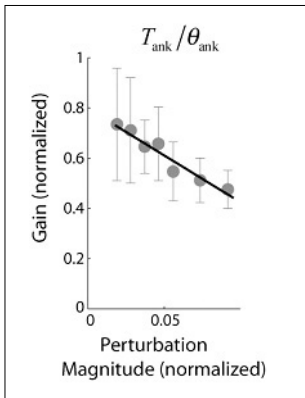


그림 9. 섭동의 크기에 대한 자세제어 피드백 이득의 스케일링 현상 [Adapted from Park et. al., 2004]

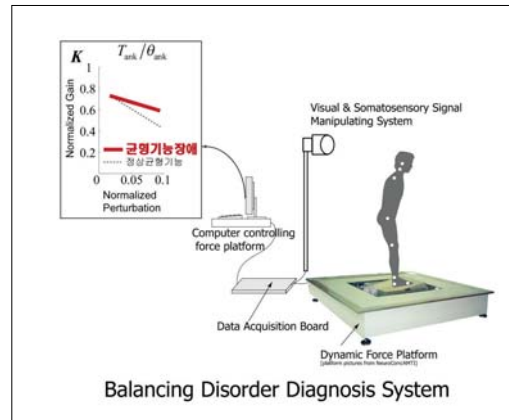


그림 10. 외부공모과제에서 제한하는 균형기능 진단시스템의 개략도

3. 결 론

인체의 자세제어 메커니즘을 이해하고 균형기능을 정량화 하는 것은 낙상의 위험인자를 조기에 진단하여 예방 하는데 있어서 필수적인 요소이다. 무게중심, 압력중심, 근전도 등 단변수 측정값을 통해 균형기능을 정량화 하였던 기존의 방법은 인체의 다관절 동특성을 대표하는 데 있어서 한계가 있다. 이에 관절각의 공분산, 피드백제어이득 등의 다변수 측정값을 통해 인체의 자세좌표계에 대한 정보를 정량화 하려는 시도가 이루어지고 있다. 향후 자세제어에 대한 객관적이고 정량적인 측정법이 제시되어 혈압 등과 같이 일상생활에서의 균형기능을 정량화할 수 있는 균형지수 등의 제안이 이루어질 것을 기대한다.

※ 본고는 한국정밀공학회지 23권 2호에 게재되었던 기사를 편집하여 작성하였습니다.



박 수 경

- 한국과학기술원 기계공학과 조교수
- 관심분야 : 생체역학, 자세제어, 감각신호통합, 운동지각, 생체모사, 전정기관 신경보철
- E-mail : sukyungp@kaist.ac.kr