

◆특집◆ 의용생체역학

인체 균형기능의 정량화

박수경*

Quantification of human postural balancing performance

Sukyung Park *

Key Words : Postural control (자세제어), Balance (균형), Center of pressure (압력중심), Fall (낙상), Feedback control (피드백제어)

1. 서론

한국의 65 세 이상의 고령자 인구비율이 2000 년 7%에서 2019 년 14%로 급증하여 향후 OECD 국가중 가장 빠르게 초고령사회로의 전환이 전망 된다. 고령자 의료비용은 2003 년 건강보험제도안 에서 전체 진료비의 21.3%로 약 4 조 3723 억원에 이르며 전년도 대비 18.8%의 기하급수적인 증가 율을 기록하고 있다. 통계에 따르면 65 세 이상 노 인 인구의 3 분의 1 이상이 연간 1 회 이상의 낙상 을 경험하며 사고사망률의 가장 큰 원인으로 지적 되고 있다. 따라서 낙상으로 인한 신체기능저하 및 골절은 급증하는 고령자 의료비 증가의 주요 원인이 되고 있다^{1,2}.

낙상의 예방을 위해 이미 고령화사회로 접어 든 미국 등의 선진국에서는 National center for Injury Prevention and Control, American Geriatrics Society 등을 통해 일상생활에서의 낙상예방을 위 한 지침서를 발간하고 인체의 균형기능 연구를 지 원하고 있다. 낙상 환자의 경우 일상생활에서 서 서 균형을 잡거나 걷는 동작을 취할 때 더 큰 혼

들림이 있고 불안정함을 느끼며 자세를 바꾸는데 어려움을 호소하는 등 일반인들의 균형능력과의 차이점을 보인다는 연구결과에서 볼 수 있듯이³, 낙상의 예방을 위해서는 균형기능을 측정하고 이 를 통하여 낙상 위험인자를 조기에 진단하는 것이 매우 중요하다고 할 수 있다.

따라서 본 기사에서는 인체의 자세제어 메커 니즘에 대한 개요와 함께 현재 사용되고 있는 균 형기능 측정기법을 소개하고 이에 대한 공학적 관 점에서의 개선방법을 제시하고자 한다.

2. 균형기능의 측정

2.1 인체 자세제어의 개요

인체가 외부의 지지력 없이 직립자세에서 균형을 유지하는 동작은 일상생활에서 가장 간단한 동작 중에 하나이지만 실제로는 막대기를 세워 놓은 것과 같은 불안정한 상태에서 균형을 유지하는 동작이므로 중추신경계로부터의 자세제어가 지속 적으로 이루어지고 있는 동작이다. 여기에는 근골격계와 신경계, 그리고 감각기관간의 다양한 상호 작용이 포함되어 있다. 예를 들어 인체의 움직임 은 균형감각기관인 눈, 내이의 전정기관, 각 근육 의 근스핀들(muscle spindle)등을 통해 감지되어 각 관절의 운동정보가 척수, 뇌간, 소뇌, 대뇌 등의 중추신경계로 보내진다 (Fig. 1). 여기서 다중감각 신호의 통합이 이루어지고 이에 근거하여 직립자 세를 유지한다던가, 넘어지지 않기 위해 각 관절

* 한국과학기술원 기계공학과
Tel. 042-869-3230, Fax. 042-869-5230
Email sukyungp@kaist.ac.kr

인체 균형제어, 특히 다관절 근골격계의 운동제어 및 균형감각신호의 통합에 관심을 두고 있으며 내이의 균형감각기관인 전정기관을 모사한 생체모사 센서개발에도 관심을 두고 연구 하고 있다.

에 토크를 가한다던가 하는 자세제어가 계획되고 이 운동명령(motor command)은 신경을 통해 각 근육으로 전달되게 된다.

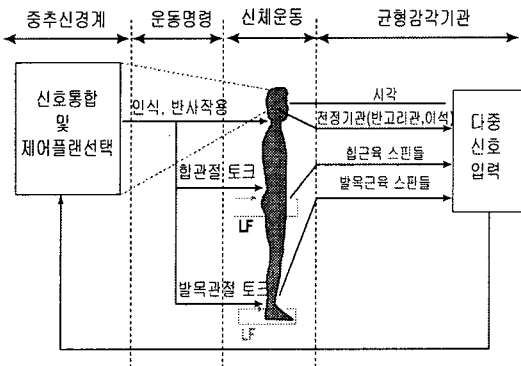


Fig. 1 Human postural control mechanisms

균형을 유지한다는 것의 정의는 무게중심(center of gravity, COG)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 무게중심을 지지면 안으로 이동시키거나 발을 이동하여 지지면을 넓히는 등의 균형유지동작을 취하게 된다.

걸다가 압정 등의 빠촉한 물체를 밟았을 때 다리를 드는 등의 반사작용이 주로 근스핀들에 의한 관절각 정보와 통각신호의 척수레벨에서의 제어에 의해 이루어지는데 반해 미끄럼 등의 섭동(perturbation)에 대해 균형을 유지하는 자세제어 메커니즘은 중추 신경계를 통한 higher center 에서 관찰된다.

2.2 균형기능의 측정

자세제어의 유지능력을 측정하는 방법은 매우 다양하다. 직립자세 외에도 보행시, 그리고 앉았다 일어서는 자세에서의 동작이동시간, 안정을 유지하는 과정 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 피검자의 두 발을 모으고 양팔을 측면에 붙이고 눈을 뜬 상태와 감

은 상태에서의 균형유지여부를 약 20 초동안 관찰하는 것인데, 그 변형으로 두 발을 앞뒤로 모으도록 하거나 고개를 들고 눈을 감도록 한다거나, 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 (Fig. 2). 피검자가 힘판 위에서 있을 때 수직방향의 지면반력의 위치를 압력중심(center of pressure, COP)이라고 하는데 압력중심의 움직임 및 분포 또한 자세동요를 정량적으로 측정하는데 가장 많이 사용되는 인자 중의 하나이다.

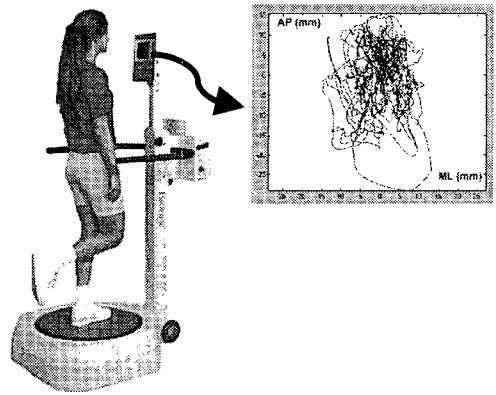


Fig. 2 Balance Trainer by Biodex©

한편 다양한 종류의 섭동에 대한 균형유지 메커니즘을 살펴보는 동적 측정방법이 자세제어연구에서는 흔히 쓰이고 있다. 예를 들어 피검자의 시각환경(visual surround)을 가진하여 섭동을 가한다거나⁴ 근스핀들의 전기자극에 의해 유발되는 자세동요를 살펴보는 방법⁵ 등이 있다. 또한 균형감각기관인 시각, 내이의 전정기관, 근스핀들 등으로부터의 감각신호충돌(sensory conflict)이 발생하는 경우 중추 신경계에서 어떻게 감각신호 정보를 처리하는지를 살펴보기 위한 방법으로 지각조절검사(Sensory organization test, SOT)가 있다⁶. SOT는 Fig. 3 과 같이 피검자의 압력중심을 측정하는 힘판, 피검자의 시야를 커버하는 시각환경으로 구성되어 있다. 힘판으로부터 측정한 피검자의 자세동요에 근거한 시각환경 및 힘판가진을 통한 시각신호와 근스핀들 신호의 유, 무, 오류의 6 가지의 검사조

건(Table 1)에 대하여 피검자의 무게중심의 궤적을 측정하여 균형기능을 정량화하는 장치이다. 즉 피검자가 직립자세를 유지하는 상태에서 무게중심의 궤적을 측정하고 각 시험조건에 대한 궤적의 범위를 백분율로 환산하여 정량화된 평형점수를 제안하고 이를 이용하여 균형기능을 진단하게 된다.

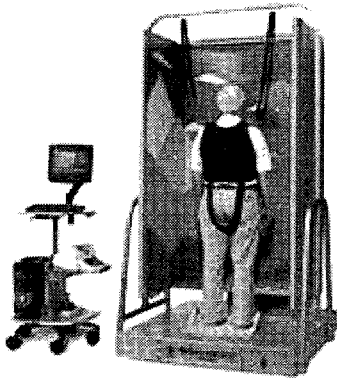


Fig. 3 EquiTest® by Neurocom®

Table 1 Six test conditions of EquiTest®

Condition	Vision	Somatosensory	Vestibular
1	Normal	Normal	Normal
2	Absent	Normal	Normal
3	Sway referenced	Normal	Normal
4	Normal	Sway referenced	Normal
5	Absent	Sway referenced	Normal
6	Sway referenced	Sway referenced	Normal

예를 들어 시각정보가 존재하지 않는 조건 2의 경우와 오류정보를 제공받는 조건 3의 경우의 피검자의 자세동요를 측정함으로써 중추신경계 신호의 부재의 경우와 신뢰했던 감각신호에 오류가 발생하는 경우 다중감각신호에 대한 상대적 가중치를 어떻게 조정하는지를 연구할 수 있다. 또한 전정기관 기능이 정상인 피검자의 경우, 시각 신호 및 근스핀들에 의한 체성감각(somatosensory) 신호가 없거나, 오류정보로 측정되는 조건 5, 6의 경우 전정기관을 통하여 균형유지에 필요한 인체

의 운동정보를 받아들이게 되나, 전정기관기능 이상 환자의 경우 해당조건에 대해서 100% 넘어서는 결과를 보이게 된다.

2.3 다관절 동특성을 반영한 균형기능 측정법

2.3.1 단변수 균형기능 측정값의 한계점

앞서 언급한 균형기능의 측정방법을 사용하여 정상 청년군(통상 20-35 세)과 노인군(통상 65 세 이상)간의 균형기능 특성에 관한 다수의 연구가 수행되었으나 일반적이고 일관된 차이점을 나타내는 데는 한계가 있음이 보고되었다⁷⁻¹⁰. 일반적으로 두 그룹간의 차이점은 섭동의 크기가 작을 때는 잘 나타나지 않았고 한발로 선 상태 혹은 초기에 앞으로 기댄 상태에서 지지대를 움직이는 등 섭동의 강도가 커질수록 더 명확하게 나타났다. 주목할 점은 압력중심의 분산과 같은 단일 변수 측정으로는 명확한 구분이 어려운 경우가 보고되었다는 점이다⁷. 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(Fig. 4). 이는 근육의 긴장도가 증가하는 파킨슨병환자와 정상 청년군간의 균형기능을 비교할 경우 압력중심의 분포만으로는 명확한 구분이 어려울 수도 있음을 나타내는 결과라고 할 수 있다.

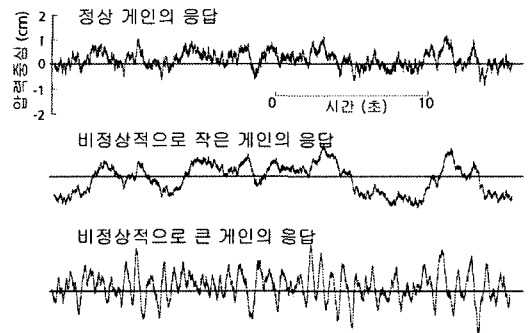


Fig. 4 Both abnormally low and high feedback gains can give same RMS of center of pressure

2.3.2 공분산을 이용한 균형기능 측정

앞서 언급한 압력중심 등의 단변수 측정값의 한계를 극복하기 위해 상, 하체 관절 움직임의 상호좌표를 나타내는 관절각의 공분산(covariance)을 이용하여 균형유지동작의 자세좌표(postural coordination)의 특성을 나타냄으로써, 압력중심이나 무게중심 등과 같은 단변수 측정값으로는 구분되지 않았던 정상 청년군과 노인군간의 균형기능을 구분해낸 연구결과가 보고되었다 (Fig. 5) ¹¹⁻¹². 관절각의 공분산은 상,하체의 상대운동에 대한 정보를 제공하므로 균형유지동작에 있어서 노화에 따른 자세동요의 증가 뿐만 아니라 자세좌표상의 변화도 고찰할 수 있다.

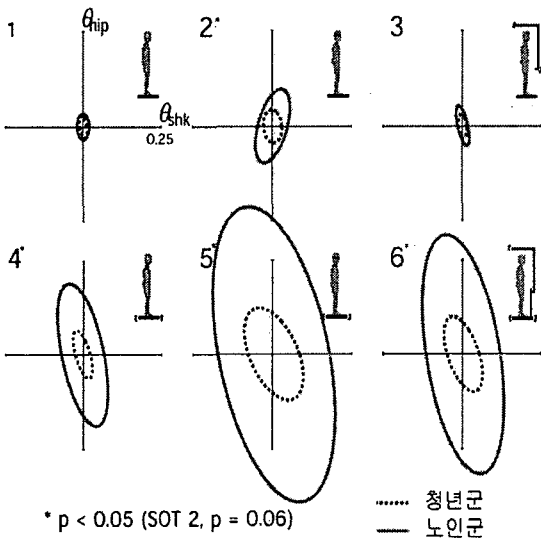


Fig. 5 Measured kinematics of 19 young (20-29 yrs), 16 older (60-79 yrs.) adults performing Sensory Organization Test. Elderly had significantly more sway and different sway coordination, especially for difficult sensory conditions. [Adapted from Kuo & Speers, 12]

2.3.3 자세피드백제어

(Postural feedback control)

중추신경계의 higher center 에서 이루어지는 인체의 자세제어는 관절운동정보를 바탕으로 보상응답을 발생시키는 일종의 피드백제어로 설명할 수 있다 (Fig. 6).

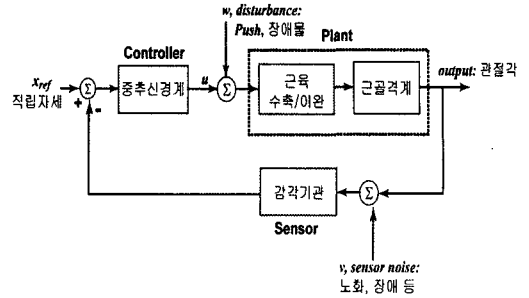


Fig. 6 Block diagram of postural feedback control

중추신경계로부터 자세를 유지하기 위해 근육으로 보내지는 운동명령은 제어입력(control input)에 해당하고 외부섭동이나 장애물 등은 외란(disturbance)으로 나타난다. 근육의 수축 및 이완에 의한 근골격계의 운동은 플랜트로 모델링할 수 있고 관절운동을 측정하는 시각, 전정기관, 근스핀들 등의 감각기관은 센서에 해당한다. 노화로 인한 감각신호의 부정확성 및 기타 감각기관 및 신경계 장애 등은 센서에 가해지는 센서노이즈로 가정할 수 있다.

기존의 단변수 측정값을 통한 균형기능의 정량화는 주로 무게중심이나 관절각 등으로 대표되는 자세피드백시스템의 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 ¹³⁻¹⁶. 경험과 학습에 의해 적절한 자세응답이 미리 프로그래밍되어 기억되었다가 외란 등에 의해 트리거된다는 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 안정화되고 시간이 지남에 따라 평형위치에 해당하는 직립자세로 수렴하는 것이 보장된다. 둘째로 비교적 간단한 메커니즘으로 자세제어응답을 해석할 수 있다는 점이다. 인체 자세제어의 가장 큰 특징 중의 하나는 다양한 크기/종류의 외란에 대해 매우 유연하게 반응한다는 점이다. 예를 들어 외란의 크기가 작거나 지지면의 면적이 넓은 경우, 균형을 유지하기 위해 주로 발목관절 토크를 사용하나

(ankle strategy) 외란의 크기가 크거나 얇은 빔 등과 같이 좁은 면적의 지지면상에서 있을 때에는 힙관절의 토크를 사용하여 무게중심이 지지면 내에 존재하도록 균형을 유지한다는 것이 알려져 있다(hip strategy). 이러한 인체의 자세응답 조정성을 피드포워드제어 가설로 설명하기 위해서는 다양한 외란에 대응하는 무한히 많은 자세응답이 기억되어야 하나 피드백제어 가설의 경우 인체의 동역학적 특성을 중추신경계가 인지하고 있다는 가정하에 시스템의 출력값, 즉 자세응답은 외란과 초기 자세에 대한 함수관계로부터 예측할 수 있다.

또한 자세제어법칙을 나타내는 피드백이득(feedback gain)은 관절토크와 관절운동간의 상호관계를 규정지어주는 다변수 물리량으로써, 균형유지를 위해 각 관절의 운동이 어떠한 비율로 보상관절토크값에 기여하는지를 나타내는 값이다. 상, 하체로 이루어진 2-segment 생체역학모델에 대해 중추신경계의 선형 피드백제어를 가정하면 상태변수 $x = [\theta_{ank} \ \theta_{hip} \ \dot{\theta}_{ank} \ \dot{\theta}_{hip}]^T$ 에 대해 관절토크의 제어법칙은 다음과 같이 쓸 수 있고

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

여기서 K 는 다관절 자세좌표계가 자세제어를 유지하기 위해 어떠한 상호관계를 가지는지를 나타내는 제어이득 값이다. 앞서 언급한 자세응답 조정성은 피드백이득값의 외란의 크기에 대한 함수관계로 나타나게 된다 (Fig. 7) ¹⁶. 즉 외란에 따라 ankle strategy로부터 hip strategy에 이르는 자세응답의 유연한 변화는 중추신경계에서 관절토크의 값을 계획할 때, 각 상태변수의 기여도를 스케일링함으로써 얻어진다는 것이다. 또한 외란에 대한 자세응답 조정능력이 부족한 것으로 관찰되는 노인군이나 파킨슨병환자에 대해서는 피드백이득값의 스케일링이 비효율적으로 나타날 것이며, 이러한 균형기능의 변화는 압력중심 등의 단변수 측정값으로서는 나타내기 어려운 인체의 자세좌표 특성이다.

앞서 예로 제시한 선형 피드백제어 가설은 신경신호전달에 있어서의 잠복기(latency), 근육의 이완/수축 속도에 따른 근력의 비선형성 등을 고려하지 않았다는 한계를 가진다. 그러나 직립자세의 인체거동이 선형화로 근사할 수 있다는 점, 복잡한 자세응답 특성을 간단한 선형 피드백제어로 합

수관계화 할 수 있다는 점 등의 장점으로 인하여 최근 자세제어의 해석에 많이 사용되고 있다.

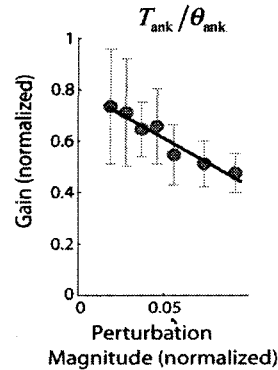


Fig. 7 Postural feedback gain scaling as a function of perturbation magnitude [Adapted from Park et. al., 16]

3. 결론

인체의 자세제어 메커니즘을 이해하고 균형기능을 정량화 하는 것은 낙상의 위험인자를 조기에 진단하여 예방하는데 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.

참고문헌

1. Alexander, N., "Postural control in older adults," J Am Geriatr Soc, Vol. 42, pp. 93-108, 1994.
2. Black, S., Maki, B., Fernie, G., "Aging, Imbalance, and Falls," in the Vestibulo-Ocular Reflex and Vertigo, Raven Press, Chapter 26, pp. 317-335, 1993.
3. Lord, S., Clark, R., Webster, I., "Physiological factors associated falls in an elderly population," J Am Geriatr Soc, Vol. 39, pp. 1194-1200, 1991.

4. Loughlin, P., Redfern, M. and Furman, J. "Time-varying characteristics of visually induced postural sway," *IEEE Trans. Rehab. Eng.* Vol. 4, pp. 416-24, 1996.
5. Krizkova, M. and Hlavacka, H., "Binaural monopolar galvanic vestibular stimulation reduces body sway during human stance," *Physiol. Res.* Vol. 43, pp. 187-92, 1993.
6. Nashner, L., "Neurophysiology of the balance system and dynamic platform posturography," *Diagnostic and Rehabilitative Aspects of Balance Disorders and Dizziness*, New York, NY, Vol. 104, pp. 62-68, 1994.
7. Maki, B., Holiday, P., Ferni, G., "Aging and postural control: a comparison of spontaneous- and induced-sway balance tests," *J Am Geriatr Soc*, Vol. 38, pp. 1-9, 1990.
8. Hasselkus, B. and Shambes, G., "Aging and postural sway in women," *J Gerontol*, Vol. 30, pp. 661-667, 1975.
9. Teasdale, N., Stelmach, G., Breunig, A., "Age differences in visual sensory integration," *Exp Brain Res*, Vol. 85, pp. 691-696, 1991.
10. Woollacott, M., Shumway-cook, A., Nashner, N., "Aging and posture control: changes in sensory organization and muscular coordination," *Int J Aging Hum Dev*, Vol.23, pp. 97-114, 1986.
11. Speers, R., Paloski, W. and Kuo, A., "Multivariate changes in coordination of postural control following spaceflight," *J. Biomech*, Vol. 31, pp. 883-889, 1998.
12. Kuo, A., Speers, R., Peterka, R. and Horak, F., "Effect of altered sensory conditions on multivariate descriptors of human postural sway," *Exp. Brain Res*, Vol.122, pp. 185-95, 1998.
13. Barin, K., "Evaluation of a generalized model of human postural dynamics and control in the sagittal plane," *Biol Cybern*, Vol. 61, pp. 37-50, 1989.
14. Fransson, P., Johansson, R., Hafstrom, A. and Magnusson, M., "Methods for evaluation of postural control adaptation," *Gait & Posture*, Vol. 12, 14-24, 2000.
15. Kuo, A., "An optimal control model for analyzing human postural balance," *IEEE Trans Biomed Eng*, Vol. 42, pp. 87-101, 1995.
16. Park, S., Horak, F., Kuo, A., "Postural Feedback Responses Scale with Biomechanical Constraints in Human Standing," *Exp. Brain. Res.* Vol. 154, pp.417-427, 2004.