

편마비 환자의 재활운동치료를 위한 능동형 상지훈련시스템 개발

이민현 · 손종상 · 김정윤 · 김영호

연세대학교 대학원 의공학과, 연세의료공학연구원

Development of an Active Training System for Rehabilitation Exercise of Hemiplegic Patients

M. H. Lee, J. Son, J. Y. Kim and Y. H. Kim

Dept. of Biomed. Eng., Graduate School, Yonsei Univ., Institute of Med. Eng., Yonsei Univ.

(Received August 23, 2010. Accepted January 27, 2011)

Abstract: An active training system has been developed to assist the upper extremity function in patients with spasticity. We also evaluated the performance of the developed assistive system in five normal subjects and one hemiplegic patient. The maximum voluntary contraction (MVC) tests for biceps brachii and triceps brachii were performed and the relationship between linear enveloped EMG signal and the elbow joint torque was found. In order to implement an active training, our system was designed to allow isokinetic movement only when the subject generates elbow joint motion larger than the pre-fixed threshold level. The proposed EMG-feedback control method could provide active exercises, resulting in better rehabilitation protocol for spastic patients.

Key words: EMG-based active training system, Elbow joint, Spasticity, Upper limb rehabilitation, Exoskeleton

1. 서 론

경직은 뇌졸중 등 심혈관계 질환으로 야기된 중추신경의 손상 후 발생되는데, 이는 일상생활 동작에 기능적 장애를 초래한다[1]. 경직은 완치율이 낮으나 치료 없이 방치할 경우 관절의 변형이 불가피하므로 규칙적이고 지속적인 운동이 필요하다[2]. 경직은 규칙적인 스트레칭이나 관절가동범위(range of motion, ROM) 내의 수동운동(passive movement)을 통해 완화될 수 있다[3].

재활 스트레칭은 치료사가 환자의 관절을 수동적으로 움직여 관절의 변형을 방지한다. 이를 통하여 현재의 관절가동범위를 유지시켜주거나 제한된 관절가동범위(limited ROM)를 증진시킬 수 있다[4]. 그러나 국내 재활병원의 물리치료는 1일 1회 1시간 내에서 제한적으로 진행되므로, 1회 치료

시 치료사와 환자 모두 경제적, 시간적, 체력적 부담이 크다. 또한 치료 후에도 치료 시의 회복 상태를 유지 및 증진시키기 위해 지속적인 운동치료가 절실하다. 이를 위해 반복적 과제 중심 훈련(task-oriented repetitive training)을 목적으로 반복 작업이 용이한 로봇 재활 훈련이 도입, 적용되고 있다. 대표적인 예로 컴퓨터 기반의 등속성 동력계(isokinetic dynamometer)[5-9], 연속 수동 운동(continuous passive motion, CPM) 기기[10-11], 생체 신호 되먹임 기반의 스트레칭(feedback-controlled and programmed stretching) 기기[11] 등이 있다. 그러나 등속성 동력계는 높은 가격과 큰 부피로 인해 특정 시설에만 구비되어 있어 현재 재활의 목적보다는 환자의 임상적 평가를 위해 주로 사용되고 있다. 연속 수동 운동 기기는 환자의 기능 회복 면에서 큰 효과가 없다는 결과도 보고된 바 있다[12-14]. 또한 로봇형 훈련시스템에 쓰이는 힘센서(force/torque sensor)는 가해진 힘/토크와 모멘트의 성분을 측정하는 데에는 효과적이거나, 기계적으로 미세한 근육의 움직임이나 환자의 의지를 직접적으로 관찰하거나 반영하기 어렵다는 단점이 있다. 최근 로봇을 이용한 운동치료의 효과를 증진시키기 위해 수동적 치료 방식

Corresponding Author : 김영호
(220-710) 강원도 원주시 흥업면 매지리 234 연세대학교 원주캠퍼스 첨단의료기기 테크노타워 204호
TEL: +82-33-760-2859 / FAX: +82-33-760-2806
E-mail: younghokim@yonsei.ac.kr

을 벗어나 환자의 의지를 반영하여 기기를 구동시키는 능동형 훈련시스템이 개발되고 있다. 능동형 훈련시스템은 훈련 시 본인의 의지가 크게 반영되므로 수동적 재활에 비해 훈련효과가 크고[15,16], 신경과 근육의 재교육(re-education) 효과도 기대할 수 있다[15,17].

본 연구에서는 근전도 신호를 이용하여 팔꿈치 관절의 능동적 훈련이 가능한 상지훈련시스템을 개발하고 정상인과 편마비 환자를 대상으로 시스템의 동작 성능을 평가하였다.

II. 시스템 구성

1. 제어시스템을 위한 모터 선정

모터 선정을 위해 팔꿈치 관절의 굽힘/펼(flexion/extension) 토크를 측정하였다. 실험을 위해 평소 특별한 근력운동을 하지 않고, 근골격계 질환이 없는 건강한 남성 5명을 선정하였다(나이 24 ± 1 세, 키 171 ± 4 cm, 몸무게 67 ± 6 kg).

등속성 동력계(Biodex Medical Systems, USA)와 근전도 측정 시스템(MyoSystem 1200, Noraxon Inc., USA)을 연동하여 팔꿈치 관절 운동 시 발생하는 토크와 근전도 신호를 1000Hz로 측정하였다. 근전도 신호는 팔꿈치 관절의 굽힘과 펼을 제어하는 주요 근육인 이두근(biceps brachii)과 삼두근(triceps brachii)에서 획득하였다[18]. 피험자는 0~120°의 운동범위 내에서 10°/s의 등속으로 굽힘/펼 운동을 3회씩 총 3번 반복하였다.

정상인 실험을 통해 얻은 최대 팔꿈치 토크는 25 Nm였고, 그 이상의 토크를 발생시킬 수 있는 모터를 선정하였다(표 1). 선정된 모터는 RE 40(Maxon, Switzerland)으로 감쇠비가 230:1인 기어헤드 GP42C(Maxon, Switzerland)를 장착하여 토크 범위를 만족시키도록 하였다.

2. 시스템 구성

팔꿈치 관절의 재활훈련을 위한 외골격은 팔꿈치 관절의 굽힘/펼 운동을 구현하도록 1 자유도(degrees of freedom), 0°~120°범위 내에서 운동 가능하도록 제작, 설정되었다(그림 1). 팔꿈치 관절각도를 측정하기 위해 외골격의 회전축에 가변저항(potentiometer)을 장착하였다. 근전도 신호와 각도 데이터는 데이터 수집 장비(NI USB-6008, National Instruments, USA)를 통해 획득하였다. 근전도 신호는 전파 정류하여 2 Hz 2차 버터워스 저역통과필터로 잡음 제거

표 1. 모터 사양

Table 1. Motor Specification

Voltage	24 V
Speed	33 rpm
Torque	39 N-m

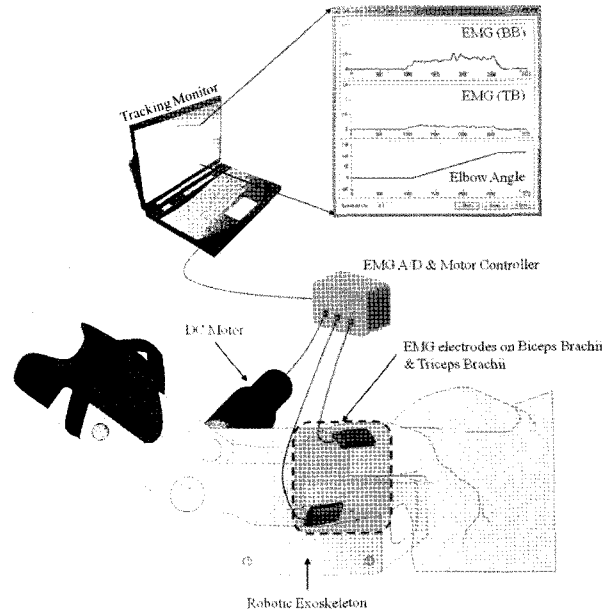


그림 1. 시스템 구성도

Fig. 1. System Configuration

및 선형 포락선(linear envelope)화 하였고[19], 각도 데이터는 5 Hz 2차 버터워스 저역통과필터를 취하여 잡음을 제거하였다. 제어 프로그램은 C# 기반의 Measurement Studio(National Instruments, USA)를 이용하여 개발되었다. 시스템 구동 시 측정된 데이터는 분석을 위해 ASCII 파일로 저장되었다.

3. 제어 알고리즘

제어 알고리즘은 환자의 최대 수의적 수축(maximal voluntary contraction, MVC) 시의 근전도 신호를 기반으로 하여 팔꿈치 관절 토크를 추정하고, 추정된 팔꿈치 관절 토크가 일정 수준 이상에 도달할 경우에만 등속 관절 운동이 가능하도록 구현되었다. 따라서 역치값이 크다면 운동 시 그만큼 많은 힘을 발생시켜야 하며, 이는 운동 강도를 임의로 설정할 수 있음을 의미한다.

근전도-토크 관계식은 모터 선정 시 참여했던 정상인 5명과 편마비 환자 1명으로부터 획득한 이두근과 삼두근의 최대 수의적 수축 시의 근전도 신호와 토크 데이터를 바탕으로 멱함수(power function; $y = ax^b$)로 회귀분석을 통해 얻었다(그림 2, 3).

4. 시스템 적용

본 연구의 목적에 따라 정상인 피험자 5명(나이 24 ± 1 세, 키 171 ± 4 cm, 몸무게 67 ± 6 kg)과 편마비 환자 1명(나이 19세, 키 172 cm, 몸무게 82 kg)에게 시스템을 적용하여 평가하였다. 실험에 참여한 환자는 임상 전문가의 근긴장도 평가(muscle tone assessment) 결과 근 긴장도가 두드러지

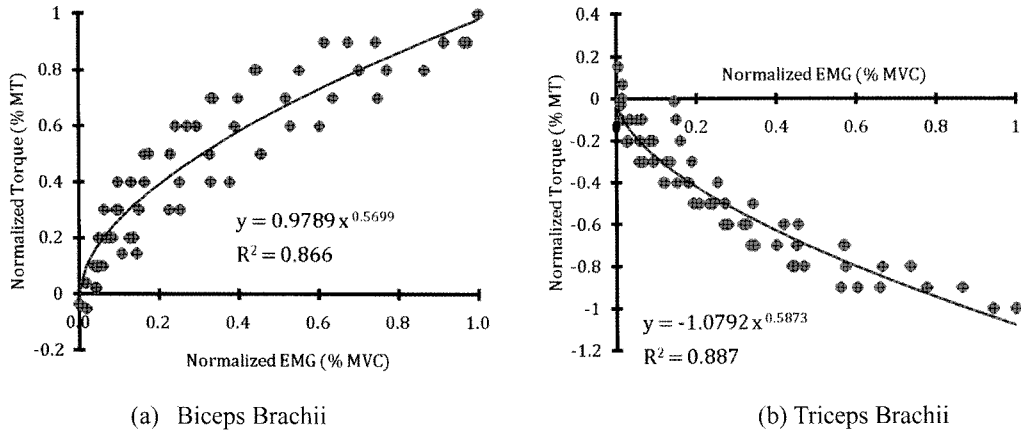


그림 2. 정상인의 근전도 신호와 토크값의 관계
 Fig. 2. The relationship between EMG signal and torque of normal

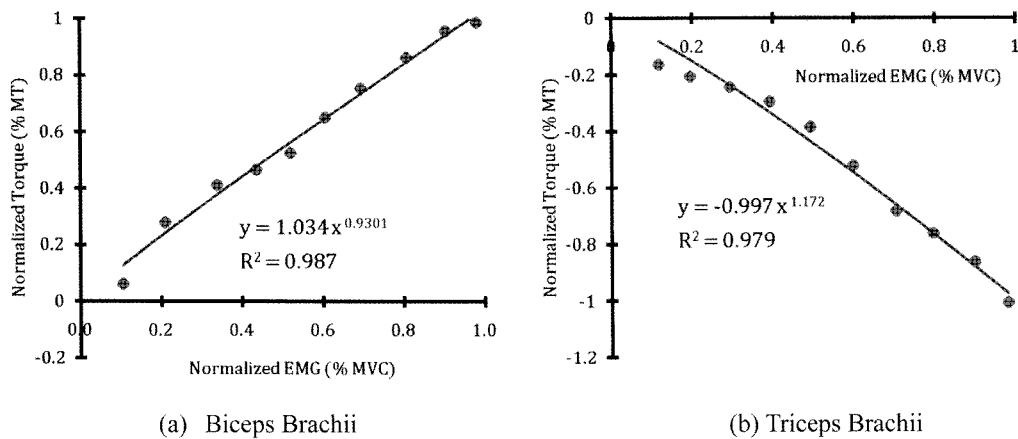


그림 3. 편마비 환자의 근전도 신호와 토크값의 관계
 Fig. 3. The relationship between EMG signal and torque of hemiplegic patient

계 증가하지만 사지는 쉽게 굴곡되는 경한 편마비 증상이 있었다. 역치값은 피험자가 발생시킬 수 있는 최대 토크의 10%(0.1)와 50%(0.5)로 설정하였다[24]. 관절가동범위는 0°~120°로 설정하였고, 착용자의 이두근 근전도 신호로부터 예측된 팔꿈치 관절 토크가 미리 설정한 역치값에서 실험을 진행하였다.

III. 결 과

그림 4는 개발된 시스템이 정상인에 적용되었을 때의 팔꿈치 관절각도, 이두근, 삼두근의 근전도 신호, 그리고 설정된 역치값이다. x축은 훈련 시간(frame)이고, y축은 역치값 설정을 위해 0에서 1 사이로 정규화된 근전도 신호 값(value)이다.

그림 4(a)는 피험자 최대 토크의 10%(0.1)를 역치값으로 설정하였을 때의 시스템 작동 화면이다. 역치값 이상의 근전도 신호가 획득될 때 팔꿈치 관절각도가 상승(굽힘)하였다.

그림 4(b)는 역치값이 50%(0.5)일 때의 작동 화면이다. 이두근에서의 근전도 신호는 측정되나, 역치값 이하이므로 팔꿈치 관절각도의 변화를 관찰할 수 없었다. 근전도 신호가 역치값 이상으로 측정되는 범위에서 팔꿈치 관절각도가 잠시 상승하였다.

그림 5는 본 시스템을 편마비 환자에 적용하였을 때의 팔꿈치 관절각도, 이두근, 삼두근에서의 근전도 신호, 그리고 설정된 역치값을 나타낸다. 환자에게도 정상인과 동일한 역치 범위를 설정[24]하여 평가하였다.

그림 5(a)는 역치값이 편마비 환자가 최대로 낼 수 있는 토크의 10%(0.1)로 설정되었을 때의 시스템 작동 화면이다. 이두근의 근전도 신호가 역치값 이상이 되는 시점부터 팔꿈치 관절각도가 상승(굽힘)하는데, 이는 정상인과 동일하였다. 그림 5(b)는 역치값이 50%(0.5)일 때의 화면이다. 정상인의 경우와 같이 이두근의 근전도 신호가 측정되지만 역치값을 넘기 전까지는 팔꿈치 관절의 각도에 변함이 없으며, 역치값 이

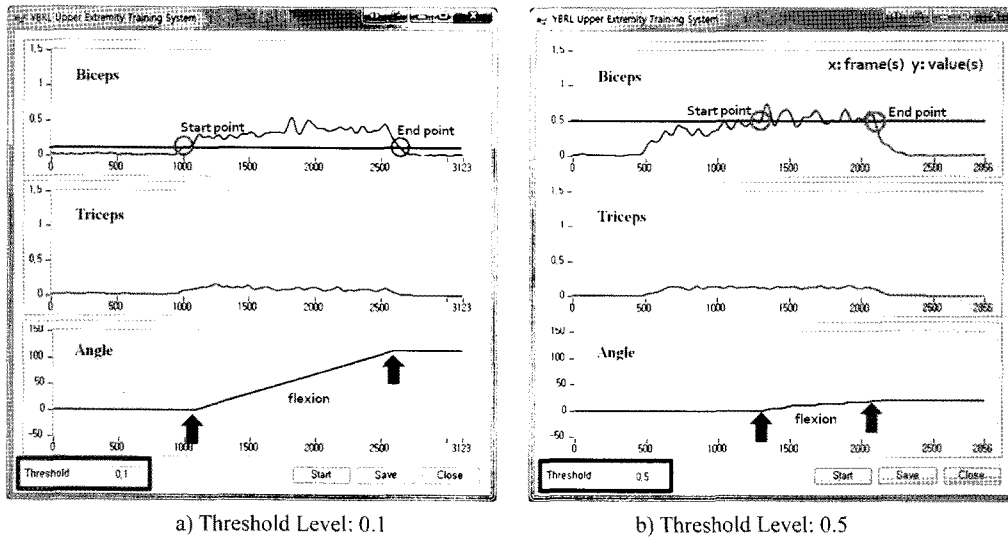


그림 4. 정상인의 이두근과 삼두근에서의 근전도 신호와 팔꿈치 관절각도
 Fig. 4. EMG signals of biceps brachii and triceps brachii muscles, and elbow joint angle in normal

4

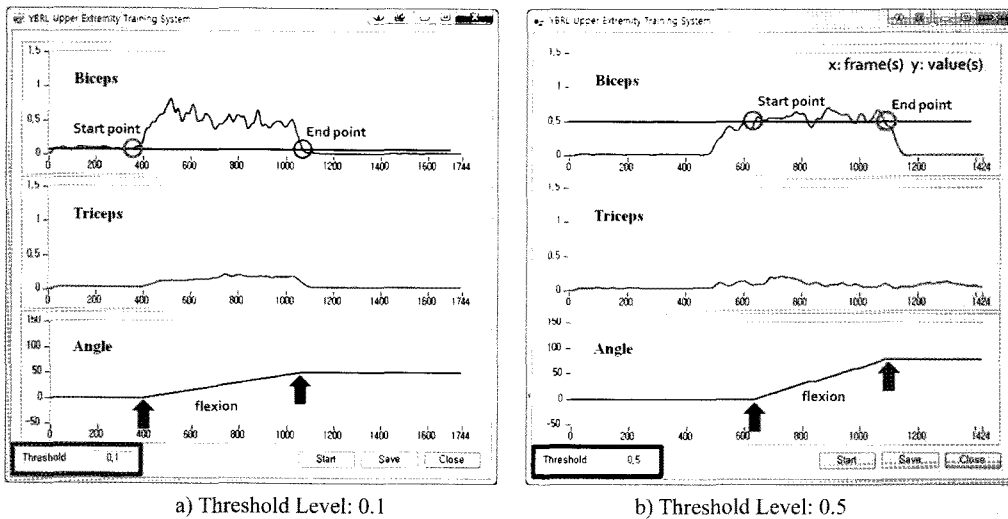


그림 5. 편마비 환자의 이두근과 삼두근에서의 근전도 신호와 팔꿈치 관절각도
 Fig. 5. EMG signals of biceps brachii and triceps brachii muscles, and elbow joint angle in hemiplegic patient

상의 근전도 신호가 측정될 시에 팔꿈치 관절각도가 잠시 상승하는 것을 확인하였다.

IV. 고 찰

본 연구는 경직 현상이 있는 편마비 환자의 능동적 훈련을 위해 능동형 상지훈련시스템을 개발하였고, 핵심적 동작 원리를 정상인과 환자에게 적용하여 활용 가능성을 확인하였다.

팔꿈치 근육에서 실시간으로 측정된 근전도 신호의 크기가 미리 설정한 역치 수준을 초과할 때만 모터가 구동하여 팔꿈치 등속운동을 가능하도록 하였다. 개발된 시스템이 환자의 의지를 반영한 능동적 훈련시스템의 역할을 수행함을

확인하였다. 환자의 경직이 심해 미약한 근전도 신호가 획득되더라도 환자의 최저 능력치부터 역치값을 설정하여 훈련을 진행할 수 있다. 이는 환자의 의지를 반영하여 근력을 조절할 수 있도록 함으로써 수동적 훈련보다 더 효과적으로 환자의 회복을 도울 수 있을 것으로 기대된다.

본 시스템은 근전도 신호에서 변환된 토크 정보로 피험자의 운동 범위를 지정하고, 환자에게 능력 이상의 무리한 운동을 요하지 않는다는 점에서 증상의 경중을 고려하지 않는 연속 수동 운동 치료 기기와 차이가 있다. 또한 운동 치료에 지대한 영향을 끼치는 몸 상태나 기분 등이 피험자 자신의 운동 의지로 반영되어 훈련의 강도를 조절할 수 있으므로 치료사의 임의적 치료 종료[21]와 달리 성과 향상이 높다는 장

점이 있다. 따라서, 본 연구를 통해 개발된 시스템은 환자의 의지를 반영한 능동적 운동을 유도함으로써 기존의 수동치료보다 더 효과적인 치료효과를 가져다 줄 것으로 기대된다.

본 연구를 통해 개발된 상지 훈련시스템은 운동효과를 증진시킬 수 있는 다양한 운동치료 프로그램과 결합하는 것이 필요하다. Baltzopoulos 등[22]과 Hald 등[23]은 등속성운동 시 시각적 피먹임이 긍정적인 역할을 한다고 하였다. 훈련 시 환자가 발생시킨 토크를 시각적 피먹임 한다면 더욱 효율적인 훈련 효과를 기대할 수 있다. 또한, 현재 알고리즘은 피험자의 근력으로 가동되므로 연속적인 훈련은 피험자에게 피로와 부담을 줄 수 있다. 따라서 휴식과 훈련을 적절히 조합하여 피험자의 흥미를 유발시킬 수 있는 프로토콜은 운동효과 향상에 도움이 되리라 생각한다[20].

V. 결 론

본 연구에서는 경직이 있는 편마비 환자의 빠른 회복을 위해 능동적 재활이 가능한 근전도 신호 기반의 재활훈련시스템을 개발하였다. 본 연구에서 개발된 상지 외골격 시스템은 정상인과 편마비 환자의 근전도 신호와 팔꿈치 관절 토크의 관계를 이용하여 팔꿈치 관절의 운동을 제어하였다. 특히, 피험자가 역치값 이상의 운동력을 발생시킬 때만 관절 운동이 가능하게 설계한 훈련 알고리즘이 정상인과 환자에서 정상적으로 구현됨을 확인하였다. 차후 연구로 편마비 환자를 대상으로 한 시스템의 정량적, 임상적 평가를 진행하고, 시스템을 보완하는 것이 필요할 것으로 사료된다.

감사의 글

본 연구는 산학협력 기업부설연구소 설치 지원 사업(00039631-2)과 교육과학기술부와 한국 산업기술재단의 지역혁신인력양성사업(M-02-20080702185137)으로 수행된 연구결과입니다.

참고문헌

- [1] A. D. Pandyan, H. Hermens, and G. R. Johnson, "Spasticity," *Encyclopedia of Neuroscience*, pp. 153-163, 2009.
- [2] J. K. Lee and J. W. Lee, "Development of Rehabilitation Robot for Patients with Elbow Spasticity," *The Korean Society of Mechanical Engineers*, pp. 14-19, 2006.
- [3] C. Butefisch, H. Hummelsheim, P. Denzler, and K. H. Mauritz., "Repetitive Training of Isolated Movements Improves the Outcome of Motor Rehabilitation of the Centrally Paretic Hand," *Journal of Neurological Sciences*, Vol. 130, No. 1, pp. 59-68, 1995.
- [4] C. L. Wu, M. H. Huang, C. L. Lee, C. W. Liu, L. J. Lin, and C. H. Chen, "Effect on Spasticity After Performance of Dynamic-Repeated-Passive Ankle Joint Motion Exercise in Chronic Stroke Patients," *The Kaohsiung Journal of Medical Sciences*, Vol. 22, No. 12, pp. 610-617, 2006.
- [5] S. R. Pierce, R. T. Lauer, P. A. Shewokis, J. A. Rubertone, and M. N. Orlin, "Test-Retest Reliability of Isokinetic Dynamometry for the Assessment of Spasticity of the Knee Flexors and Knee Extensors in Children With Cerebral Palsy," *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, Vol. 87, No. 5, pp. 697-702, 2006.
- [6] A. Nordez, P. Casari, and C. Cornu, "Accuracy of Biodex System 3 Pro Computerized Dynamometer in Passive Mode," *Medical Engineering & Physics*, Vol. 30, No. 7, pp. 880-887, 2008.
- [7] T. J. Bovend'Eerd, M. Newman, K. Barker, H. Dawes, C. Minelli, and D. T. Wade, "The Effects of Stretching in Spasticity: A Systematic Review," *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, Vol. 89, No. 7, pp. 1395-1406, 2008.
- [8] J. R. Engsborg, K. S. Olree, S. A. Ross, and T. S. Park, "Quantitative Clinical Measure of Spasticity in Children with Cerebral Palsy," *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, Vol. 77, No. 6, pp. 594-599, 1996.
- [9] D. J. Clark, E. G. Condliffe, and C. Patten, "Reliability of Concentric and Eccentric Torque during Isokinetic Knee Extension in Post-Stroke Hemiparesis," *Clinical Biomechanics*, Vol. 21, No. 4, pp. 395-404, 2006.
- [10] B. J. Singer, J. W. Dunne, K. P. Singer, "The Short Term Effect of Cyclic Passive Stretching on Plantarflexor Resistive Torque after Acquired Brain Injury," *Clinical Biomechanics*, Vol. 23, No. 9, pp. 1178-1182, 2008.
- [11] R. W. Selles, X. Li, F. Lin, S. G. Chung, E. J. Roth, and L. Q. Zhang, "Feedback-Controlled and Programmed Stretching of the Ankle Plantarflexors and Dorsiflexors in Stroke: Effects of a 4-Week Intervention Program," *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, Vol. 86, No. 12, pp. 2330-2336, 2005.
- [12] B. T. Volpe, M. Ferraro, D. Lynch, P. Christos, J. Krol, C. Trudell, H. I. Krebs, and N. Hogan, "Robotics and Other Devices in the Treatment of Patients Recovering from Stroke," *Current Neurology and Neuroscience Reports*, Vol. 5, No. 6, pp. 465-470, 2005.
- [13] M. E. Baar, J. Dekker, R. Oostendorp, D. Bijl, T. Voorn, and J. Bijlsma, "Effectiveness of Exercise in Patients with Osteoarthritis of Hip or Knee: Nine Months' Follow Up," *Annals of the Rheumatic Diseases*, Vol. 60, No. 12, pp. 1123-1130, 2001.
- [14] J. Stein, H. I. Krebs, W. R. Frontera, S. E. Fasoli, R. Hughes, and N. Hogan, "Comparison of Two Techniques of Robot-Aided Upper Limb Exercise Training After Stroke," *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*, Vol. 83, No. 9, pp. 720-728, 2004.
- [15] C. Burgar, P. Lum, P. Shor, and H. Van der Loos, "Development of Robots for Rehabilitation Therapy: The Palo Alto VA/Stanford Experience," *Journal of Rehabilitation Research and Development*, Vol. 37, No. 6, pp. 663-673, 2000.
- [16] B. T. Volpe, H. I. Krebs, N. Hogan, L. Edelstein, C. Diels, and M. Aisen, "A Novel Approach to Stroke Rehabilitation: Robot-Aided Sensorimotor Stimulation," *Neurology*, Vol. 54, No. 10, pp. 1938-1944, 2000.
- [17] S. L. Wolf, M. Nacht, and J. L. Kelly, "EMG Feedback Train-

- ing during Dynamic Movement for Low Back Pain Patients,” *Behavior Therapy*, Vol. 13, No. 4, pp. 395-406, 1982.
- [18] L. Weiss, J. Silver, and J. Weiss, “Easy EMG - A Guide to Performing Nerve Conduction Studies and Electromyography,” *Butterworth-Heinemann Medical*, pp. 228-230, 2004.
- [19] J. R. Potvin and S. H. Brown, “Less Is More: High Pass Filtering, to Remove up to 99% of the Surface EMG Signal Power, Improves EMG-Based Biceps Brachii Muscle Force Estimates,” *Journal of Electromyography and Kinesiology*, Vol. 14, No. 3, pp. 389-399, 2004.
- [20] A. Bruulsema, B. Maxwell, T. Black, B. Harding, and P. W. Stratford, “The Effect of Inter-Trial Rest Interval on the Assessment of Isokinetic Thigh Muscle Torque,” *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, Vol. 11, No. 8, pp. 362-366, 1990.
- [21] K. H. Tsai, C. Y. Yeh, H. Y. Chang, and J. J. Chen, “Effects of a Single Session of Prolonged Muscle Stretch on Spastic Muscle of Stroke Patients,” *Proceedings of the National Science Council Republic of China, Part. B*, Vol. 25, No. 2, pp. 76-81, 2001.
- [22] V. Baltzopoulos, J. G. Williams, and D. A. Brodie, “Sources of Error in Isokinetic dynamometry: Effects of Visual Feedback on Maximum Torque Measurements,” *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, Vol. 13, pp. 138-141, 1991.
- [23] R. D. Hald and E. J. Bottjen, “Effect of Visual Feedback on Maximal and Submaximal Isokinetic Test Measurements of Normal Quadriceps and Hamstrings,” *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, Vol. 9, No. 3, pp. 86-93, 1987.
- [24] D. M. Connelly, C. L. Rice, M. R. Roos, and A. A. Vandervoort, “Motor Unit Firing Rates and Contractile Properties in Tibialis Anterior of Young and Old Man,” *Journal of Applied Physiology*, Vol. 87, No. 2, pp. 843-852, 1999.