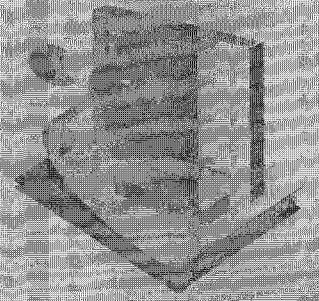


# 근전도 바이오피드백을 이용한 근상태 평가 및 응용



최홍호 교수, 강정훈 석사과정, 김강수 석사과정, 문치웅 교수 (인제대학교 의용공학과)

## 1. 서 론

근전도 (EMG : Electromyogram) 측정 시스템은 인체의 근 섬유막에서 발생하는 활동 전위를 측정하는 장치이다. 근전도 신호에는 근육의 신경자극에 대한 중요한 정보가 포함되어 있어 해당 근육의 활성화 및 비활성화 운동량의 정도 등 여러 가지 객관적 분석 정보로 활용될 수 있으며, 활성화된 신경근의 제어특성에 대한 분석이 가능하다. 근육에 대한 많은 정보를 가지고 있는 근전도는 현재 스포츠과학, 보철제어, 재활치료 등에서 널리 활용되고 있다 [1].

최근 사회의 급속한 산업화와 노령화에 따라, 뇌질환 및 노화에 의한 운동기능 장애인이 증가하는 추세이며, 운동 능력이 저하된 장애인은 독립된 일상생활을 영위하기가 어렵기 때문에 이들에 대하여 잔존 기능을 최대한 발휘시켜 신체적, 정신적, 사회적 능력을 회복시키는 재활치료 [2]의 필요성이 높아지고 있다. 환자의 운동 능력을 회복, 유지시키기 위해 여러 가지 재활 치료법들이 행해지며, 재활치료의 종류에 따라 시술 방법 또한 달라진다. 가장 대표적인 운동 치료의 효과는 환자의 회복 잠재력, 참여 의지 등이 중요한 요소로 작용하는데, 그 중 환자의 능동적 참여 의지는 일반적으로 긴 치료시간과 인내력을 요하는 물리 치료의 특성상 매우 중요하다고 할 수 있다 [3].

현재 인체의 어느 한 부분의 기능을 완전히 상실한 환자들을 위한 인간-컴퓨터 상호작용 (HCI :

Human-Computer Interaction) 기술을 응용한 휠체어, 키보드, 마우스 [4, 5] 등 여러 가지 주변기기가 개발되어 환자들의 편의를 돋고 있지만, 생체 신호를 이용하여 재활 치료의 효과를 개선해주는 연구는 부족하다. 따라서 이를 개선하기 위하여 게임과 같은 매체를 접목하여 환자의 흥미를 유발시킬 수 있는 재활 훈련 시스템의 개발이 요구되고 있다.

일반적으로 게임은 방향키와 버튼 키를 사용하여 동작시킨다. 따라서 근 신호를 이용하여 게임을 컨트롤하기 위해서는 근전도 신호의 분석을 통하여 추출된 힘의 세기와 방향에 대한 정량적인 데이터들이 필요하다. EMG 신호와 힘의 세기와의 상관관계는 이전의 연구들에 의하여 관계가 입증되었으며 [6, 7], 정해진 시간 영역에서의 힘의 세기를 유추하기 위한 방법으로 최대 수의적 수축 (MVC : Maximum Voluntary Contraction), 표준화된 절대 적분치 (IAV : Integral Absoulte Value) [8], 적분 근전도 (Integrated EMG) [9]와 같은 파라미터들을 사용할 수 있다. 또한, 근전도 신호를 이용하여 동작의 방향성을 유추하는 연구는 오랜 기간에 걸쳐 연구되어져 왔으며, 아직도 많은 연구자들에 의해 다양한 방법들이 발표되고 있다. 대표적으로는 퍼지 이론 [10, 11], 인공 신경망 [12, 13], 판별 분석 [14], AR 모델링 [15]과 같은 패턴 인식이 주로 사용되어진다. 본 연구에서는 동작의 방향성을 정량적으로 검출하기 위하여, 간단하면서도 계산량이 적은 k-최근린 분류법 (k-NN : k-Nearest Neighbor), 선형 판별 분석법 (LDA : Linear Discriminant Analysis), 이차 판별 분

석법 (QDA : Quadratic Discriminant Analysis)을 대상으로 하여 인식율을 검토하였으며, 그 결과 인식율이 가장 높은 k-NN법을 이용하여 팔의 운동 방향성을 검출하였고, 이를 이용하여 게임 프로그램을 구동시켜 재활환자의 흥미를 유발하고 참여의지를 고취시키는 방법을 제시한다.

## 2. 근전도 측정 시스템 구성

근 섬유막에서 발생하는 활동전위를 측정하기 위해서는 우선적으로 전극을 사용하여 근전도를 획득하여야 한다. 이 때 전극을 통하여 들어온 신호에는 노이즈 및 근전도 이외의 다른 생체신호 등이 포함되어 있으므로 받은 원 신호로부터 신뢰성있는 근전도 신호를 추출하기 위해서는 다양한 방법의 신호처리가 일반적으로 수행된다. 근전도 신호의 크기는 대부분 10 mV 이하이며, 그 주파수 범위는 10 Hz ~ 500 Hz의 범위이기 때문에 이에 적합한 아날로그 신호를 디지털 신호로 변환할 때 분해능을 높이기 위한 증폭기 및 유효한 주파수의 데이터만을 획득하기 위한 대역 통과 필터의 구성이 필요하다.

본 연구에서 구성한 근전도 측정 시스템을 그림 1에 나타내었다. 근전도 신호를 획득하기 위한 센서로 써는 일회용 Ag/AgCl 전극과 여러 번 사용이 가능한 건식센서를 사용하였다. 건식센서의 경우 전극에서 입력되는 공통 노이즈를 제거하고 근전도 신호만을 증폭하기 위한 차동증폭기가 전극 부위에 위치하기 때문에 노이즈 제거에 있어서 우수한 특성을 나타내었다. 그리고 유효한 근전도 신호만을 선택하기 위하여 10 Hz의 차단 주파수를 가지는 8차 고역통과 필터와 500 Hz의 차단 주파수를 가지는 4차 저역통과 필터 특성을 갖는 밴드패스 필터, 60 Hz의 전원 노이즈와 120 Hz의 하모닉 노이즈를 제거하는 4차 노치 필터, 그리고 최종 증폭과 아날로그 디지털 컨버터의 입력 범위를 조절하기 위한 메인 증폭기를 이용하여 근전도 측정 시스템을 개발하였다. 아날로그 필터를 거친 유효한 근전도 데이터는 마이크로컨트롤러를 통하여 재활 훈련 보조용 게임기기 및 PC와 통신이 가능하며, 이를 통하여 재활 환자의 관

리를 포함하는 데이터베이스 구축이 가능하다.

개발된 근전도 측정 시스템은 1채널 및 2채널 시스템으로 사용 가능하며, 재활 훈련 보조용 게임에 적용할 경우에는 1채널에서 측정된 근전도 신호의 힘을 분석하여 동작하고, 2채널에서 측정된 근전도

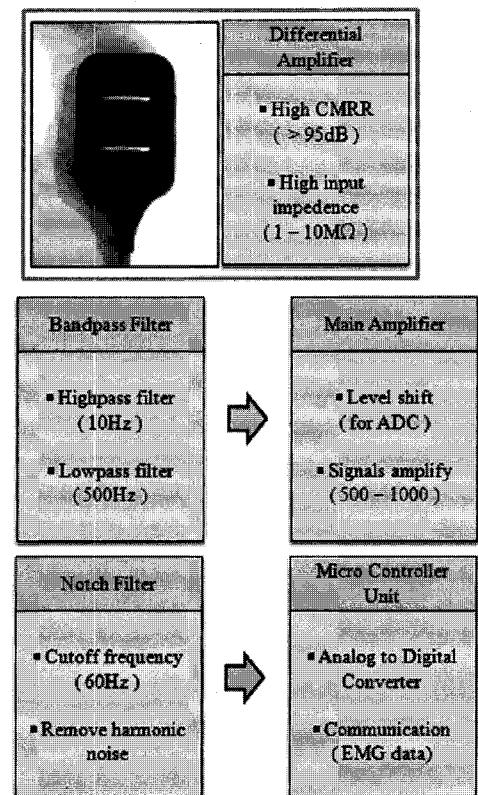


그림 1. 근전도 측정 흐름도.

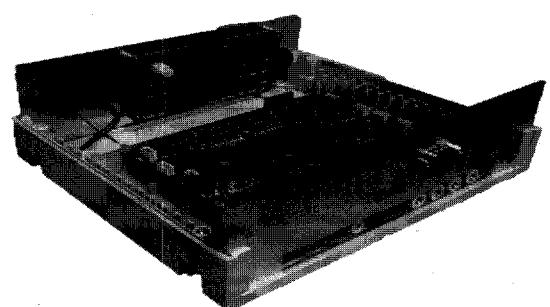


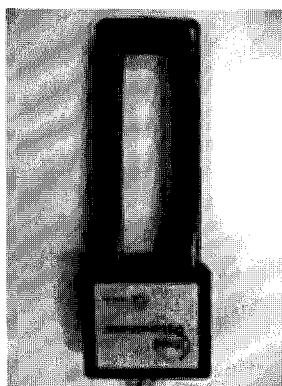
그림 2. 근전도 측정 시스템.



신호는 방향성을 분석하여 게임을 동작시킨다. 그리고 근전도 데이터베이스에 저장된 환자의 근전도 신호는 환자 근육의 상태를 분석하여 차후 재활 치료의 강도를 조절 가능하게 한다. 그림 2에 개발된 시스템의 H/W를 나타내었다.

### 3. 근전도를 이용한 힘의 세기 분석

근전도 신호를 이용하여 근육의 상태를 평가하기 위해서는 다양한 신호의 변환과 처리를 통하여 특징을 추출해야 한다. 근신호의 우선적인 처리법으로



(a) 악력계



(b) 전극부착위치

그림 3. 힘과 근전도의 관계 분석 실험.

정류를 통한 신호의 정량적 분석이 필요한데, 이는 음의 근전도 신호 크기를 양의 근전도 신호로 바꾸어 다양한 정량적 분석을 통하여 특징을 추출할 수 있기 때문이다. 정류되기 전의 근전도 원신호의 전체 평균은 '0'으로 나타나지만 정류된 근전도 신호를 이용하면 진폭의 평균, 최대값, 면적의 값을 산출할 수 있으며, 근전도 신호를 이용한 여러 응용 부분의 기초가 된다. 이를 통하여 얻어진 신호와 근에 가해지는 힘의 크기와의 상관성을 검토하기 위해서 그림 3과 같은 실험을 실시하였다.

상완근에 가해지는 정량적인 힘을 모니터링하기 위하여 악력 측정 장치 (Dynamometer)를 이용하였으며, 개발된 근전도 측정 장치와 함께 두 변수간의 상관관계를 분석해 보았다. 가해지는 힘을 측정하기

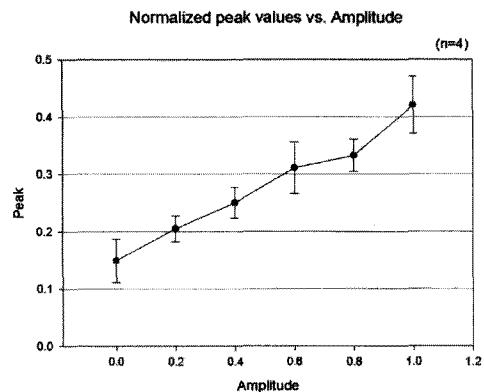


그림 4. 힘과 근전도의 평준화 최대값의 관계.

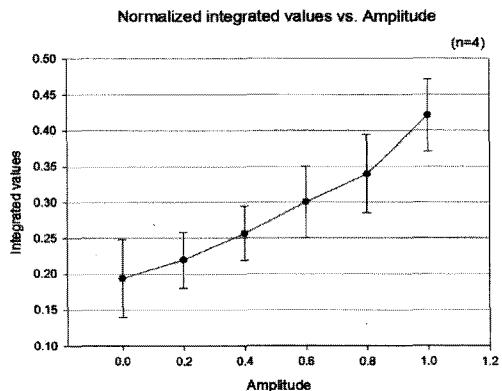


그림 5. 힘과 근전도 평준화 적분값의 관계.

위하여 이용된 악력계는 스트레인게이지를 이용하여 압력을 측정하며, 이는 악력계에 가해지는 힘의 방향에 따라 저항이 달라지는 특성을 가지고 있어 최종 출력 전압에 영향을 준다. 악력계의 출력 범위는 -2.5 V ~ 2.5 V의 범위를 가지며, 본 연구에서는 0 V, 0.2 V, 0.4 V, 0.6 V, 0.8 V, 1 V의 출력값을 기준으로 하여 근신호를 획득하여 분석하였고, 사람마다 다른 결과가 나타나는 근전도 신호의 오차를 줄이기 위하여 최대 수의적 수축 (MVC) 시의 근전도를 이용한 평준화 최대값, 평준화 적분값을 이용하여 측정하였다. 그림 4는 힘과 측정된 근전도의 평준화 최대값 사이의 관계를 나타내며, 그림 5는 힘과 측정된 근전도의 평준화 적분값 사이의 관계를 나타내고 있다. 그림에서도 알 수 있듯이 큰 힘이 주어졌을 경우에는 작은 힘이 주어졌을 때 보다 더 많은 양의 근전도가 활성화되며, 두 변수 사이에는 그림 4의 경우  $R^2 = 0.8725$ 이며, 그림 5의 경우  $R^2 = 0.7306$ 으로써 높은 상관관계가 있음을 알 수 있다.

## 4. 근전도를 이용한 방향성 분석

근전도를 이용한 방향성 분석 알고리즘은 HCI 등 많은 분야에서 연구되고 있는데, 환자의 선정 및 대상 근육의 위치 선정이 매우 중요하다. 본 연구에서는 전완근의 수근척골굴근과 지신전근에 전극을 부착하여 전완근의 움직임에 따른 근전도의 변화를 관찰하였다. 수근척골굴근과 지신전근의 2채널에서 측정된 근전도 신호를 이용하여 패턴 인식을 위한

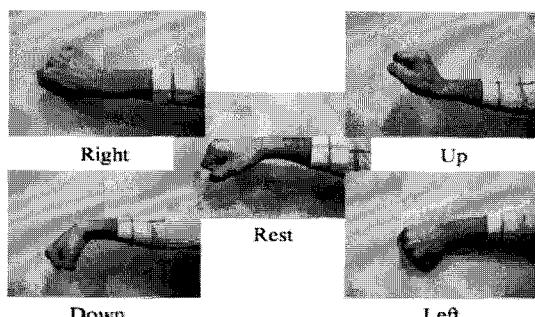


그림 6. 손목의 오른쪽, 위쪽, 휴식, 아래쪽, 왼쪽 동작.

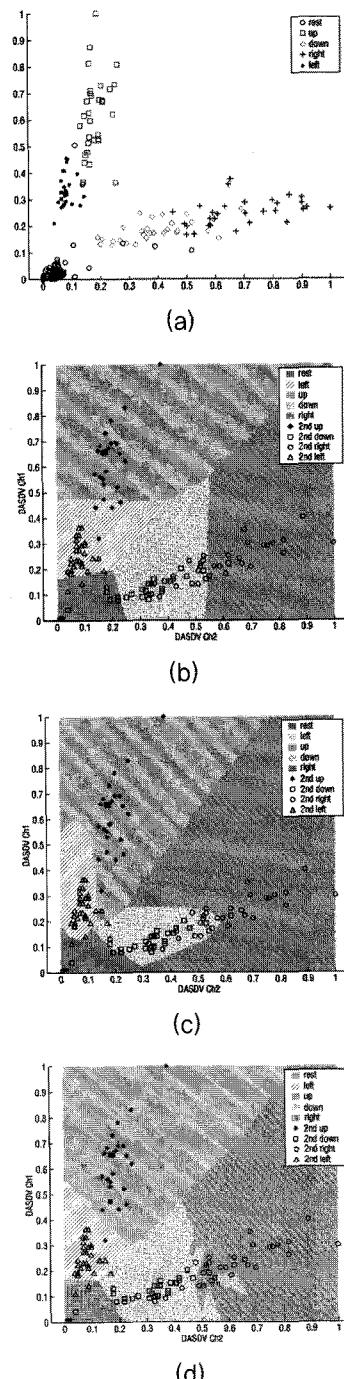


그림 7. 손목 동작의 패턴 인식 (26세 남성의 실시 예)  
 (a) DAMV를 이용한 특징 맵, (b) k-NN (c)  
 QDA (d) LDA.

특정 추출법으로 널리 이용되는 절대 차분 평균값(DAMV : Difference Absolute Mean Value) [15]을 이용하여 특징 맵을 구성하였다.

$$DAMV = \frac{1}{N-1} \sum_{i=1}^N |X_{i+1} - X_i|$$

본 연구에서는 방향성에 관한 동작을 정상 성인 남녀 30명을 대상으로 하여 그림 6과 같이 위, 아래, 오른쪽, 왼쪽, 휴식 총 5가지의 동작으로 규정하여 실험하였으며, 2채널의 데이터를 DAMV를 사용하여 특징 맵을 구성하고, LDA, QDA, k-NN 방식을 적용하여 동작을 분류하였다. 각각의 알고리즘들을 이용하여 손목 동작의 영역을 매핑한 후 새로 들어오는 데이터들과 각 동작의 영역이 일치하는지를 비교하여 인식률을 계산하였다. 또한, 인식률을 통하여 각각의 알고리즘을 일원 분산 분석(ANOVA)으로 비교하였으며, 유의한 차이가 그룹 간 발견될 경우 사후 검증 방법으로 Tukey 방법을 사용하였다.

30명의 인식률을 비교한 결과 그림 7과 같이 k-NN과 LDA 사이에는 유의한 차이가 있었으며, k-NN과 QDA, QDA와 LDA 사이에는 유의한 차이를 보이지 않았다. 따라서 손목 동작의 방향성을 분류함에 있어 k-NN이 LDA보다 균전도 방향성을 분류함에 있어 성능이 더 우수한 분류기로 검증되었으며, k-NN과 QDA 사이에서는 통계적 유의한 결과는 확인할 수 없었지만 인식률의 평균은 k-NN이 가

장 높게 분석되었다. 그 결과를 그림 8에 나타내었으며, 인식률이 k-NN은 84.9%, QDA는 81.1%, LDA는 81.1%로 산출되었다. 따라서 본 연구에서는 k-NN 방식을 적용하여 게임에 응용하였다.

## 5. 응용시스템 개발

본 연구에서는 재활 훈련에 적용할 수 있는 응용 시스템을 개발하기 위하여 균전도의 크기와 방향성을 이용한 재활 훈련 보조용 게임기를 개발하였다. 그림 9는 킹 오브 더 해머라는 기존 제품의 출력 장치와 균전도 측정 시스템을 적용하여 가해진 힘의 크기에 비례하는 값을 정량적으로 표시하게 된다. 킹 오브 더 해머는 타격부에 해머로 힘을 가하였을 때 타격부의 움직임을 측정하여 점수로 변환되어 출력하는 게임 시스템이다. 본 연구에서는 게임 시스템의 타격부를 균전도 측정 시스템으로 대체하여 균전도 신호의 최대값을 점수로 표시하도록 하였다. 게임기의 출력 장치와 균전도 측정 시스템은 RS-232 통신을 이용하여 데이터를 송수신하며, 킹 오브 더 해머 모듈의 시작 신호에 동기하여 5초 동안 측정된 균전도의 최대값을 측정하게 된다. 측정된 값은 점수로 변환되고, 세븐 세그먼트와 LED로 구성된 출력 장치를 통하여 디스플레이되어 환자에게 시각적

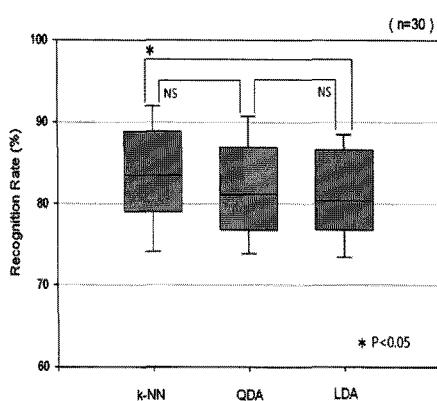


그림 8. 알고리즘 간의 인식률의 비교.



그림 9. 균전도의 크기를 이용한 재활 훈련 보조용 기기.

인 효과와 점수에 대한 기대감 등의 보조적인 치료 효과를 제공하게 된다.

그림 10은 2채널 근전도 측정 시스템을 컴퓨터 게임에 적용한 모습을 보여주고 있다. 이와 같은 컴퓨터 게임이나 기타 응용 장비의 제어 방법으로 근전도를 이용할 경우 크기만을 이용한 제어에는 어려움이 많다. 이에 본 연구에서는 2채널 근전도 시스템을 이용하여 방향성을 분석하고, 4종류의 방향키 (상, 하, 좌, 우)를 대체하여 적용해 보았다. 입력되는 방향에 따라 동작하는 게임기의 인식률은 매우 중요한 요소이므로 게임을 시작하기 전에 사용자의 각 동작에 대한 특징을 추출하여 적용하였다. 각 동작에 대

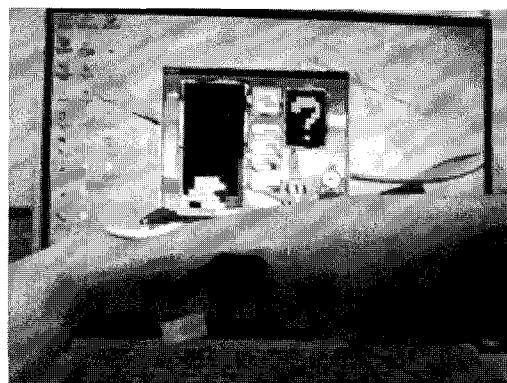
하여 5초간의 근전도 신호를 측정한 후, DAMV 방식을 적용하여 특징을 추출하고 특징 맵을 구성하였다. 구현된 특징 맵을 바탕으로 가장 높은 인식률을 가지는 k-NN 알고리즘을 적용하여 게임의 제어를 위한 파라미터를 추출하였으며, 추출된 파라미터에 따른 제어신호를 이용하여 ‘테트리스’와 ‘Push-Push’와 같은 게임에 적용하였다. 컴퓨터 게임에 적용된 재활 훈련 보조용 기기는 재활 환자에게 보다 흥미로운 재활 치료 환경을 제공하였으며, 이를 통하여 재활 치료에 긍정적인 효과를 줄 수 있을 것이라 기대된다.

## 6. 결 론

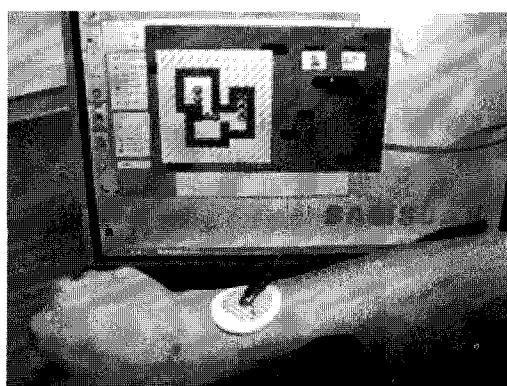
본 연구에서는 근전도 측정 시스템을 개발하였으며, 이를 통하여 얻은 근전도 신호를 정량적으로 분석하여 근에서의 힘의 크기 및 방향을 검출하여 현재의 근상태를 평가하였다. 힘의 크기는 MVC를 이용하여 최대값과 적분값을 측정하여 이용하였으며 손목의 상, 하, 좌, 우 방향은 k-NN, LDA, QDA 방법을 적용하여 그 인식률을 비교하였으며, k-NN 방법의 인식률이 84.9%로 QDA (82.4%), LDA (81.1%) 보다 높게 측정되어 이들 중에 가장 정확한 방법으로 평가 되었다.

또한 이렇게 검출된 힘의 크기 및 방향을 활용하여 재활 훈련보조용 게임기에 적용하였다. 본 게임기는 수동적인 자세로 재활 치료에 임하는 환자가 지루함을 덜 느끼며 보다 능동적으로 재활 치료에 임할 수 있게 하여 긍정적인 치료효과를 줄 수 있고, 데이터베이스를 통하여 저장된 데이터는 근육의 상태를 반영해 의사가 환자의 재활 훈련의 강도를 조절할 수 있는 기준 척도가 될 수 있을 것이라고 기대한다.

앞으로의 연구에서는 상완근에 국한된 근전도 신호뿐만 아니라 여러 위치의 근전도 신호를 분석하여 적용 가능한 재활 치료의 범위를 넓혀 보다 효과적인 재활 치료 환경 개선 방법을 연구하고 실제로 재활 치료가 필요한 환자들에게 적용할 예정이다.



(a) 테트리스



(b) Push-Push

그림 10. 근전도의 방향성을 이용한 재활 훈련 보조용 게임기.

## 감사의 글

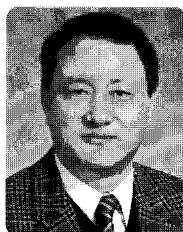
본 연구는 산업자원부와 한국산업기술진흥원의 지역혁신인력양성사업(2차년도)으로 수행된 연구 결과임

## 참고 문헌

- [1] Y. J. Choi, H. J. Yu, "Human Arm Motion Tracking based on sEMG Signal Processing", Journal of Control, Automation, and Systems Engineering Vol.13, No.8, pp.769-776, 2007
- [2] D. Y. Lee, "A study on the vocational rehabilitation facilities: Focusing on the current situations, conditions and administrative efficiency", Korean Journal of Physical and Multiple Disabilities, Vol.53, No.1 pp.1-24, 2010
- [3] D. Y. Lee, et. al "Related factors of the motivation for rehabilitation in stroke patients", Korean Academy of university Trained Physical Therapists PTK Vol.13, No.1, pp.16-23, 2006
- [4] H. Jeong, J. H. Choi, "An EMG-controlled Graphic Interface Considering Wearability," Human-Computer Interaction INTERACT '03, pp.958-961, 2003.
- [5] Tsuji T, Fukuda O., Murakami M., Kaneko M., "An EMG Controlled Pointing Device Using a Neural Network," Transactions of the Society of Instrument and Control Engineers, 37, 5, pp.425-31, 2001.
- [6] D. G. Lloyd, T. F. Besier, "An EMG-driven musculoskeletal model to estimate muscle forces and knee joint moments in vivo", Journal of Biomechanics, Vol.36, pp.765-776, 2003.
- [7] Calancie. B, Molano. M. R, Broton. J. A, Alexeeva. N, "Relationship between EMG and muscle force after spinal cord injury", Journal of spinal cord medicine, Vol.24, No.1, pp.19-25, 2001.
- [8] S. H. Park, S. P. Lee, "EMG Pattern Recognition Based on Artificial Intelligence Techniques", IEEE Transactions on rehabilitation engineering, Vol.6, No.4, pp.400-405, 1998.
- [9] A. Phinyomark, C. Limsakul, P. Phukpattaranont, "A Novel feature extraction for Robust EMG Pattern Recognition", Journal of computing, Vol.1, No.1, pp.71-80, 2009.
- [10] Ajiboye. A. B, Weir. R. F, "A heuristic fuzzy logic approach to EMG pattern recognition for multifunctional prosthesis control", IEEE Transactions on neural systems and rehabilitation engineering, Vol.13, pp.280-291, 2005.
- [11] S. Micera, A. M. Sabatini, P. Dario, B. Rossi, "A hybrid approach to EMG pattern analysis for classification of arm movements using statistical and fuzzy techniques", Medical engineering and physics, Vol.21, pp.303-311, 1999.
- [12] A. Soares, A. Andrade, E. Lamounier, R. Carrijo, "The Development of a Virtual Myoelectric Prosthesis Controlled by an EMG Pattern Recognition System Based on Neural Networks", Journal of Intelligent Information Systems, Vol.21, No.2, pp.127-141, 2004.
- [13] P. J. Gallant, E. L. Morin, L. E. Peppard, "Feature based classification of myoelectric signals using artificial neural networks", Medical and Biological Engineering, Vol.6, pp.400-405, 1998.
- [14] Y. Matsumura, Y. Mitsukura, M. Fukumi, "Hybrid Wrist EMG Recognition Systems by MDA and PCA", Transactions of the Institute of Systems, Control and Information Engineers, Vol.20, pp.51-59, 2007.
- [15] Sang, H. P., Seok, P. L., " EMG Pattern Recognition Based on Artificial Intelligence Techniques", IEEETrans.Rehabil.Eng.,6 pp.400-405,1998.

# Special Thema

## 저|자|약|력|



성 명 : 최충호

◆ 학 력

- 1984년 인하대학교 공과대학 전자공학과 공학사
- 1986년 인하대학교 대학원 전자공학과 공학 석사
- 1991년 인하대학교 대학원 전자공학과 공학 박사

◆ 경 력

- 1989년 - 현재 인제대학교 의용공학과 교수
- 1993년 - 1994년 일본 동경대학 교환교수
- 1997년 - 1999년 인제대학교 학장
- 1998년 - 2000년 대한의용생체공학회 간행이사
- 2002년 - 현재 한국재활복지공학회 이사
- 2003년 - 2005년 대한의용생체공학회 재무이사



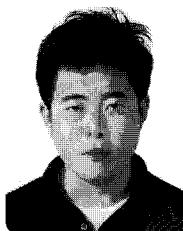
성 명 : 문치웅

◆ 학 력

- 1983년 서강대학교 공과대학 전자공학과 공학사
- 1985년 한국과학기술원 전기전자공학과 공학석사
- 1991년 한국과학기술원 전기전자공학과 공학박사

◆ 경 력

- 1987년 - 1988년 미국 Columbia 대학교 의과대학 방사선과 연구원
- 1991년 - 1995년 서울중앙병원 아산생명과학연구소 NMR연구실 선임연구원
- 1996년 - 1999년 삼성종합기술원 의료기기팀 전문 연구원
- 1999년 - 현재 인제대학교 의용공학과 부교수
- 2005년 - 2006년 미국 Emory Univ. Dept. BME, BITC, 교환교수
- 2006년 - 2008년 인제대학교 대학원 부원장



성 명 : 강정훈

◆ 학 력

- 2010년 인제대학교 공과대학 의용공학과 공학사
- 현재 인제대학교 대학원 의용공학과 석사 과정



성 명 : 김강수

◆ 학 력

- 2010년 인제대학교 공과대학 의용공학과 공학사
- 현재 인제대학교 대학원 의용공학과 석사 과정

