

마비 환자의 근전도제어기능적전기자극을 위한 M-wave 제거용 최적적응필터 설계

염호준¹, 박영철², 이영희³, 윤영로⁴, 신태민⁴, 윤형로⁴

¹연세대학교 의료공학연구원, ²연세대학교 정보기술학부,
³연세대학교 원주의과대학 재활의학교실, ⁴연세대학교 의공학부
(2004년 5월 19일 접수, 2004년 12월 15일 채택)

Design of an Optimal Adaptive Filter for the Cancellation of M-wave in the EMG Controlled Functional Electrical Stimulation for Paralyzed Individuals

Hojoon Yeom¹, Youngcheol Park², Younghee Lee³, Youngro Yoon⁴, Taemin Shin⁴, Hyoungro Yoon⁴

¹ Institute of Medical Engineering, Yonsei University,

² Department of Information Technology, Yonsei University,

³ Department of Rehabilitation Medicine, College of Medicine, Yonsei University,

⁴ Department of Biomedical Engineering, Yonsei University

(Received May 19, 2004. Accepted December 15, 2004)

요 약 : 중추신경계손상으로 인하여 약화된 근육기능을 회복하기 위한 전기자극의 제어신호로 생체신호를 이용하고 있다. 생체신호중에서 마비된 근육에서 발생하는 자발적이면서 근수축을 하기에 부족한 자발근전도신호로 전기자극의 강도를 조절해야 하는 경우, 전기자극에 의해 발생되어 자발근전도신호에 섞이는 M-wave를 제거해야 한다. 본 연구에서는 M-wave를 제거하고 동시에 자발근전도신호의 크기를 보존하기 위한 최적필터를 설계하였고 최적필터의 계수는 입력 공분산 행렬의 최소고유치에 해당하는 고유벡터가 됨을 보였으며, inverse power method(IPM)을 사용하여 이를 적응적으로 구현하는 과정을 통해 기존의 예측오차필터 방법이 부최적 방법임을 보였다. 최적필터의 성능을 평가하기 위하여 모의데이터에 대한 false-positive rate를 측정하여 분석하였으며, 실험결과는 최적필터가 이전에 연구되었던 예측오차필터에 비해 효과적으로 M-wave를 제거할 수 있음을 보여준다.

Abstract : Biopotential signals have been used as command in systems using electrical stimulation of motor nerves to restore movement after an injury to the central nervous system (CNS). In order to use the voluntary EMG (electromyography) among the biopotentials as a control signal for the electrical stimulation of the same muscle for CNS injury patients, it is necessary to remove M-wave of having high magnitude from raw data. We designed an optimal filter for removing the M-wave and preserving the voluntary EMG and showed that the optimal filter is eigen filter. We also proved that the previous method using the prediction error filter(PEF) is a suboptimal filtering in the sense of preserving the voluntary EMG. On basis of the data obtained from a model for M-wave and voluntary EMG and from actual CNS injury patients, with false-positive rate analysis, the proposed adaptive filter showed a very promising performance in comparison with previous method.

Key words : EMG controlled FES, SCI, Stroke, Paralysis, M-wave, Optimal filter

서 론

현대사회는 점차 고령화 사회로 접어들면서 뇌출혈이나 뇌경색등 뇌혈관성 질환환자가 증가하고있으며, 또한 교통

본 연구는 보건복지부 보건의료기술진흥사업의 지원에 의하여 이루어진 것임. (02-PJ3-PG6- EV01-001)

통신저자 : 염호준, (220-842) 강원도 원주시 흥업면 매지리
연세대학교 첨단의료기테크노타워 218호

Tel. 033-760-2807, Fax. 033-760-2197

E-mail. hojoonmk@naver.com

사고나 기타 산업재해로 외상성 뇌손상이나 척추손상등의 중추신경계손상환자가 늘고 있다. 이러한 중추신경계손상환자는 신체의 일부에 마비가 오게 되는데, 이 경우 말초신경과 근육은 정상적이거나 근수축이 가능한 상태로 남아있게 된다. 이와 같이 마비된 근육기능을 회복하기 위한 전기자극을 기능적전기자극(functional electrical stimulation, FES)이라 하며 현재까지 임상에서 주로 사용되는 FES 시스템은 개루프(open loop)방식으로 전기자극의 크기나 기간은 전기자극기에 설정되어 있는 값에 의해 전기자극을 가하는 것이다. 이러한 개루프제어방식은 환자의 의지와는 무관하게 동작하게 되는데 효과적인 FES를 하기 위해 신체에서 발생되

는 생체신호를 제어신호로 사용하는 FES 시스템에 대한 연구가 활발하게 진행중에 있다. 제어신호로 사용되는 생체신호로는 근육, 신경, 및 뇌에서 얻을 수 있는 근전도 (electromyogram, EMG), 신경전도(electroneurogram, ENG), 뇌파(electroencephalogram, EEG) 신호가 대표적이다[1]. 몇몇 연구에서 이러한 페루프기술을 적용함으로써 근육움직임을 정상화하는데 효과적인 결과를 보여주고 있다[2][3].

근전도를 제어신호로 전기자극을 주는 경우, 전기자극을 가할 마비근육에서 환자의 의지에 따라 발생하는 그러나 근수축을 하기에 부족한 자발근전도신호를 검출하여 설정된 역치이상일 경우 일정한 전기자극을 가하여 근수축을 일으키는 근전도트리거기능적전기자극법(EMG triggered FES)이 있다. 이 경우 환자가 능동적으로 근수축을 발생시킴으로써 재활치료에서 긍정적인 효과가 이미 보고되고 있다[4]. 그러나 이방식은 검출된 근전도로 전기자극의 시작만을 판단할 뿐 전기자극이 가해지는 동안 자발적인 근전도에 대한 어떠한 처리도 하지 않으므로, 환자가 근수축의 기간이나 강도를 제어하지 못하고, 전기자극기의 설정값에 따라 이루어진다는 단점이 있다.

마비된 근육에 전기자극이 가해지는 동안 마비근육에서 자발근전도신호를 검출하여 이 신호의 크기에 따라 전기자극의 강도를 조절하여 자의적이고 자연스러운 동작을 유발시키는 전기자극법이 최근에 연구되고 있다[5]. 이러한 전기자극기를 근전도제어기능적전기자극기(EMG controlled FES) 또는 근전도제어 FES라고 하며 그림 1에 전체 구성도가 나와 있다.

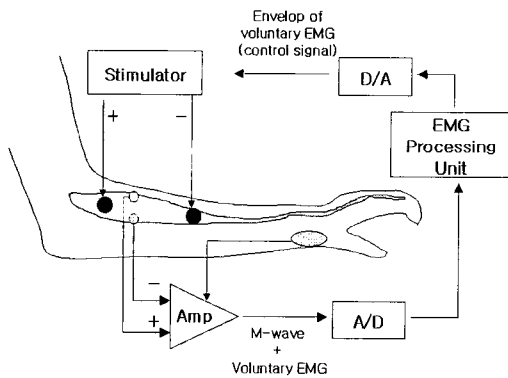


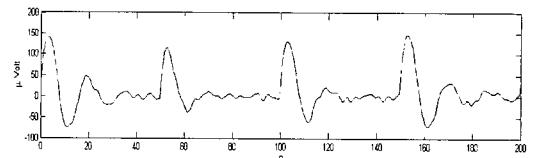
그림 1. 근전도제어 기능적전기자극기의 구성도
 Fig. 1. Architecture of an EMG controlled functional electrical stimulator

그러나 근전도제어 FES가 아직 임상에서 적용되지 못하는 가장 큰 이유는 전기자극에 의해 많은 운동단위(motor unit)들이 동시에 활성화되면서 유발되는 M(Magladery)-wave 또는 M(motor)-response라는 신호때문이다. 이 M-wave는 자발근전도신호에 비해 일반적으로 20dB 이상 크기 때문에 근전도 증폭단에서 얻는 신호의 대부분을 차지하며, 주파수대역이 자발근전도신호와 겹치기 때문에 밴드제한필터로는 제거할 수 없다[6]. 근전도제어 FES의 표면전극에서 얻어지는 신호를 그림 2에 예시하고 있다. 그림 2(a)는 4차례의 전기자극이 가해진 후에 그림 1과 같은 근전도 증폭단을 통해 얻어진 원신호(raw data)이다. 이 원

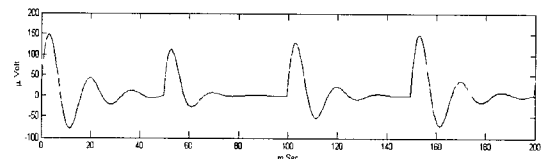
신호에는 네 개의 M-wave와 환자가 스스로 움직이려고 하는 자발적인 근전도신호, 즉 자발근전도신호가 섞여져 있다. 그림 2(b)와 그림 2(c)는 그림 2(a)에 포함된 M-wave 성분과 자발적인 근전도 성분을 보여주고 있으며, 증폭단에서 얻는 신호의 대부분의 에너지는 M-wave에 의한 것임을 알 수 있다.

M-wave에 섞여 있는 자발근전도신호만을 추출하기 위해 주로 사용되는 comb 필터는 [7], 시간에 따라 크기나 형태가 가변적인 M-wave를 효과적으로 제거할 수 없다. 이러한 M-wave의 경우 그 변화량을 추적하여 적응적으로 제거하는 적응필터의 사용이 더 좋은 결과를 보이고 있다 [5]. M-wave는 자극주기에 따라 비록 그 크기와 형태는 가변되지만 이전 자극주기와 상당히 높은 연관성을 갖는 것에 비해, 자발근전도신호는 자극주기에 대해 낮은 연관성을 가진다는 특성을 이용한 것으로 매우 효과적으로 M-wave를 제거할 수 있다. 그러나 적응예측오차필터는 출력단의 파워를 일방적으로 최소화하도록 동작하기 때문에 출력단에서의 자발근전도신호의 파워가 일정하게 유지되지 못하는 단점이 있다.

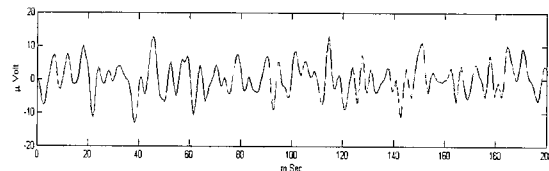
본 연구에서는 자발근전도신호를 유지하면서 출력을 최소화하는 두 가지 제한요소를 만족시키기 위한 최적필터를 설계한다. 이러한 두가지 제한조건을 갖는 최적화 과정은 전형적인 eigen 필터를 설계하는 과정과 동일함을 보이며, 결국 최적 필터는 입력 공분산 행렬의 최소고유치에 해당하는 고유벡터를 계수로 갖는다는 것을 보인다. 또한 inverse power method(IPM)을 사용하여 제안된 최적 필터를 적응적으로 구현하는 방법을 제안한다. 그리고 모의 데이터를 사용한 실험 과정을 통하여 제안된 방법의 최적성을 검증한다.



(a) M-wave와 자발근전도가 섞인 신호



(b) M-wave 만 존재하는 신호



(c) 자발근전도만 존재하는 신호.

그림 2. 근전도측정시 얻어지는 신호들.
 Fig. 2. Signal components in EMG recordings.

M-wave 제거를 위한 최적적응필터 설계

1. M-wave 제거를 위한 예측오차필터

근전도 제어 전기자극기에서 자극주파수는 20Hz~30Hz이며 자극주파수가 결정되면 일정한 주기로 전기자극이 가해진다. M-wave는 이 자극주파수에 동기화되어 있기 때문에 입력신호는 자극주파수와 동일한 주기를 가지며 자극주기에 따라 분할되어 있는 형태를 가진다. 따라서 M-wave를 제거하기 위한 필터는 자극주파수의 주기단위로 신호처리하는 구조를 가져야 한다. M-wave 제거를 위한 적응필터의 구조를 그림 3에 보였다. $w_0 = 1$ 인 경우 전형적인 예측오차필터(prediction error filter, PEF)의 구조임을 알 수 있다. 그림 3의 필터는 과거 주기의 신호를 선형결합하여 현재 주기의 신호를 추정하도록 동작한다.

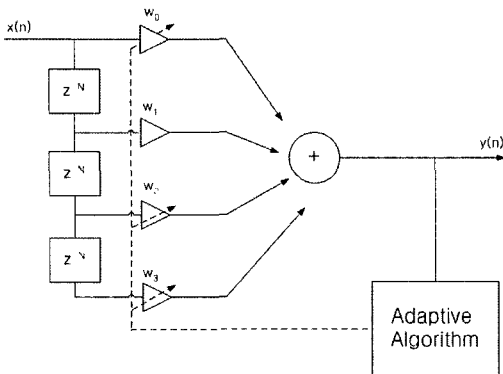


그림 3. 근전도제어 기능적전기자극기에서 M-wave 제거를 위한 적응필터 구조
 Fig. 3. An adaptive filter structure of M-wave cancellation in the EMG controlled FES

만약 자극 주파수가 f_0 이고 신호가 f_s 로 샘플링되었다면 각 주기(프레임)는 $N=(f_s/f_0)$ 개의 샘플로 구성되게 된다. 이때 M차 적응 필터의 출력은 다음과 같다.

$$y_j(n) = \sum_{i=0}^M w_i x_{j-i}(n), \quad n = 0, 1, \dots, N-1 \quad (1)$$

여기서 $x_j(n)$ 는 j 번째 프레임의 n번째 샘플을 나타낸다. 수식의 편의성을 위해 M차 적응필터의 출력을 벡터형태로 표현하면 다음과 같다.

$$y = X_{M+1} w, \quad (2)$$

$$X_{M+1} = [x_0 \ x_1 \ \dots \ x_M], \quad (3)$$

$$x_i = [x_{j-i}(0) \ x_{j-i}(1) \ \dots \ x_{j-i}(N-1)]^T, \quad (4)$$

$$y = [y(0) \ y(1) \ \dots \ y(N-1)]^T, \quad (5)$$

$$w = [w_0 \ w_1 \ \dots \ w_M]^T. \quad (6)$$

위 식에서 T는 전치(transpose)를 의미한다.

이때 출력파워는 다음과 같이 정의한다.

$$P_y = y^T y = w^T R_x w. \quad (7)$$

여기서 $R_x = X_{M+1}^T X_{M+1}$ 는 입력의 $(M+1) \times (M+1)$ 공분산행렬이다.

일반적인 PEF는 예측오차의 파워를 최소화하는 계수벡터를 찾으므로써 최적화된다. 그림 3의 구조에서는 $w_0 = 1$ 로 제한하고 출력파워 P_y 를 최소화함으로써 동일한 결과를 얻을 수 있다. 이를 위한 최적화식을 쓰면 다음과 같다.

$$\text{Minimize } P_y \text{ subject to } w^T c = 1. \quad (8)$$

위식에서 $c = [1, 0, \dots, 0]^T$ 는 $w_0 = 1$ 으로 제한하는 벡터이다. Lagrange multiplier 방법을 이용해서 벡터해를 다음과 같이 구할 수 있다.

$$w_{PEF} = \frac{R_x^{-1} c}{c^T R_x^{-1} c}. \quad (9)$$

위 식은 R_x 를 다음과 같이 정의함으로서 보다 간단해진다.

$$R_x = \begin{bmatrix} r_0 & r^T \\ r & R'_x \end{bmatrix} \quad (10)$$

식 (10)에서 R'_x 과 r 은 다음과 같이 정의된다.

$$R'_x = X_M^T X_M, \quad (11)$$

$$X_M = [x_1 \ x_2 \ \dots \ x_M], \quad (12)$$

$$r = X_M^T x_0. \quad (13)$$

만약 R_x 의 역행렬 R_x^{-1} 이 다음과 같이 정의된다고 하면

$$R_x^{-1} = \begin{bmatrix} q_0 & q^T \\ q & Q_x \end{bmatrix} \quad (14)$$

$R_x R_x^{-1} = I$ 성질을 이용하면 스칼라 q_0 와 벡터 q 를 다음과 같이 쉽게 구할 수 있다.

$$q = q_0 (-R_x^{-1} r) \quad (15)$$

$$q_0 = \frac{1}{r_0 - r^T R_x^{-1} r} \quad (16)$$

마지막으로 $c^T R_x^{-1} c = q_0$ 를 이용하면 식 (9)의 PEF 최적계수벡터는 다음과 같이 쓸 수 있다.

$$w_{PEF} = \left(\frac{1}{q_0} \right) \begin{bmatrix} q_0 \\ q \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 1 \\ -R_x^{-1} r \end{bmatrix} \quad (17)$$

결국 식(8)은 최소자승법 (least square)에 의한 예측오차필터의 최적 계수임을 알 수 있다[8].

S.Sennels[5]는 식 (17)로 주어지는 PEF를 사용하여 M-wave 제거를 위한 신호처리단을 구성하였다. 이 방법은 comb 필터에 비해 효과적으로 M-wave를 제거할 수 있다는 장점이 있으나 출력단에서 자발근전도의 크기가 보존되지 않는다는 단점이 있다. 따라서 S.Sennels는 PEF 출력을 계수벡터의 크기로 정규화함으로써 PEF에 의한 자발근전도신호 크기의 왜곡을 보상하는 방법을 사용하였다. 즉 출력을 다음과 같이 정규화하였다.

$$y' = \frac{y}{\|w_{PEF}\|} \tag{18}$$

위 식에서 $\| \cdot \|$ 은 벡터의 norm을 나타낸다.

그러나 이 방법은 PEF 자체가 출력단에서의 자발근전도신호의 파워를 유지시키는 제한점(constraint)를 가지지 않기 때문에 최적의 필터라고 할 수 없다. 이에 대해서는 다음 3절에서 자세히 설명한다.

2. 최적 알고리즘

자발근전도신호가 신호의 측정구간에 존재한다고 가정하고 j번째 프레임에서의 M-wave와 자발근전도신호를 각각 $r_j(n)$ 과 $g_j(n)$ 으로 정의한다면 자극된 근육에서 얻어지는 j-번째 프레임 입력신호 $x_j(n)$ 은 다음과 같다.

$$x_j(n) = r_j(n) + g_j(n) + v_j(n) \tag{19}$$

여기서 $v_j(n)$ 은 측정잡음이다.

측정잡음이 평균이 0이고 분산이 δ_n 인 백색잡음이고 자발근전도신호가 다른 신호들과 상관성이 없다고 가정하면 입력 공분산 행렬을 다음과 같이 다시 쓸 수 있다.

$$R_x = R_r + R_g + \beta I \tag{20}$$

위 식에서 R_r 과 R_g 는 각각 식 (7)의 R_x 와 유사하게 정의되는 M-wave와 자발근전도신호성분의 자기상관행렬이다.

한편 자발근전도신호는 일반적으로 400Hz정도로 대역 제한된 가우시안 잡음으로 가정된다[8]. 따라서 자발근전도신호의 상관성은 시간지연에 따라 급격히 떨어진다. 실제 근전도신호를 사용한 자기상관측정에서 약 20ms를 기준으로 상관도가 급격히 감소함을 관찰 할 수 있다[8].

근전도제어 FES에서 사용하는 자극주파수는 20Hz에서 30Hz정도이다. 이 경우 자극에 의한 M-wave 주기간의 시간 간격이 30ms에서 50ms 정도이기 때문에 각 프레임에 포함된 자발근전도신호간의 상관성은 매우 작다고 할 수 있다. 따라서 자발근전도신호의 분산을 δ_n 라고 한다면 자발근전도신호의 공분산 행렬은 다음과 같이 근사화할 수 있다.

$$R_g \cong \delta_n I \tag{21}$$

식 (21)의 근사식을 이용하여 입력 공분산 행렬을 표현하면 다음과 같다.

$$R_x = R_r + \delta_n I, \quad \delta_n = \delta_v + \delta_n \tag{22}$$

또한 식 (21)로부터 필터 출력단에서의 자발근전도신호의 파워는 $w^T R_g w \cong \delta_n w^T w$ 가 됨을 알 수 있다.

이제 자발근전도신호의 크기에 영향을 주지 않고 M-wave를 제거하기 위해 다음과 같은 제한 조건을 갖는 최적화 문제를 만들 수 있다.

$$\text{Minimize } w^T R_x w, \text{ subject to } w^T w = \delta_n \tag{23}$$

위 식은 출력단에서의 자발근전도신호와 측정 잡음의 크기가 유지되도록 출력의 파워를 최소화 하는 과정을 나타낸다. 식 (23)의 최적화 문제를 풀기 위해 Lagrange multiplier 방법을 이용하여 다음과 같은 비용함수를 얻는다[9].

$$J(w) = w^T R_x w + \lambda(\gamma - w^T w) \tag{24}$$

식 (24)을 w 에 대해 일차미분을 취하고 미분값이 0이 되는 w 를 찾으면 최적의 해는 공분산행렬 R_x 의 최소고유치(minimum eigenvalue)에 해당하는 고유벡터(eigen vector)가 된다는 것을 알 수 있다[9].

$$w_0 = e_{\min} \tag{25}$$

그림 3에 있는 M-wave 제거 필터가 식 (25)와 같은 계수를 갖는 경우, 필터출력단의 파워는 $w_0^T R_x w_0 = \sigma_{\min}^2 + \delta_n$ 가 된다. 여기서 σ_{\min}^2 는 R_x 의 최소고유치이다. 만약 필터의 차수 M이 R_g 의 차원에 비해 충분히 높고 ($\sigma_{\min}^2 \approx 0$), 측정잡음이 없다면($\delta_n = 0$) 최적필터의 출력단파워는 자발근전도신호의 파워 δ_v 가 된다. 식 (13)에서 주어진 제약조건은 출력에서 자발근전도신호와 측정잡음의 크기를 유지시키는 것이었지만, 자발근전도신호의 크기가 측정 잡음의 크기에 비해 충분히 크기 때문에 출력 단의 파워는 자발근전도신호의 파워가 되게 된다. 만약 측정구간안에 자발근전도신호가 존재하지 않는 경우라면 필터 출력은 측정잡음의 파워 δ_n 에 의해 제한된다. 그러나 측정잡음이 백색가우시안으로 가정되기 때문에 R_x 의 최소고유치에 따른 고유벡터는 여전히 최적계수벡터가 된다.

3. 최적필터의 적응적 구현

고유벡터를 구하는 것은 많은 계산과정과 시간을 요한다. 만약 공분산 행렬이 주어져 있다면 inverse power method(IPM)을 사용하여 이 행렬의 최소고유치에 해당하는 고유벡터를 반복적인 루프를 사용하여 편리하게 구할 수 있다[10]. M차 M-wave 제거 필터 입력신호의 공분산행렬이 R_x 로 주어질 때 IPM은 다음과 같은 회귀식으로 표현된다.

Initialize w , to be $w^{(0)} w^{(0)} = 1$
 Repeat $W^{(k)} = R_x^{-1} w^{(k)}$

$$w^{(k)} = \frac{W^{(k)}}{\|W^{(k)}\|} \quad (26)$$

여기서 $w^{(k)}$ 는 반복수행 k번째 루프에서의 최소고유벡터 추정치이다. IPM은 행렬 R_x 의 고유치를 $\sigma_1^x, \sigma_2^x, \dots, \sigma_M^x$ 이라고 할 때 $|\sigma_M^x \sigma_{M-1}^x| < 1$ 를 만족하는 경우 $\lim_{k \rightarrow \infty} w^{(k)} = e_{\min}$ 가 보장되는 고유벡터추정방법이다[11].

근전도제어 FES에서 M-wave 제거를 위한 IPM의 유용성을 평가하기 위해 간단한 시뮬레이션을 수행하였다. 전기자극시 근전도증폭단에서 측정된 신호를 사용하여 (M×M) 자기상관행렬을 얻은 후 IPM을 수행하여 수렴 과정을 관찰하였다. 그림 4는 IPM의 반복수행에 따른 최소고유벡터에 근접하는 과정을 보여주고 있다. 시뮬레이션에서는 두 벡터간의 근접정도를 다음과 같은 함수를 정의하여 측정하였다.

$$C(k) = \frac{|w^{(k)T} \cdot e_{\min}|}{\|e_{\min}\|_2} \quad (27)$$

위 식에서 $\|\cdot\|_2$ 는 벡터의 2-norm이다. $w^{(k)} \approx e_{\min}$ 이 되면 $C(k) \approx 1$ 이 된다. 그림 4의 결과를 살펴보면 차수 M에 따라 수렴에 필요한 반복횟수가 증가하지만 일반적으로 4회에서 6회정도면 최소고유벡터에 근접하는 것을 알 수 있다.

IPM을 사용하여 입력 공분산 행렬의 최소 고유벡터를 추정하면 고유치 분할 과정을 거치지 않기 때문에 적은 계산량으로 최적 필터를 구현할 수 있다. 계산량을 M차 PEF와 비교하여 보면, PEF는 식 (17)의 계수벡터를 얻기 위해 M×M 역행렬 R_x^{-1} 을 연산하는 반면 최적 필터는 (M+1)×(M+1) 역행렬 R_x^{-1} 을 연산해야 한다. 그리고 최적 필터에서는 최소 고유벡터를 추정하기 위해 4~6회 정도의 IPM을 수행해야 한다. 따라서 최적 필터를 적용 구현하는 방법은 PEF에 비해 많은 계산량을 요한다. 그러나 근전도제어 FES에서 M-wave 제거를 위한 필터를 구성하는 경우, 프레임을 구성하는 샘플의 수(N)가 필터 차수(M)에 비해 훨씬 크기 때문에 최적 필터 구현을 위한 추가적인 계산량의 부담은 그리 크지 않다. 예를 들어 25Hz 자극주파수와 4kHz의 샘플링 주파수를 사용하는 FES에서 3차 M-wave 제거 필터를 사용하는 경우라면 한 주기를 구성하는 샘플의 수(N)가 160샘플이기 때문에 입력 신호의 공분산을 추정하는데 필요한 계산량에 비해 필터의 계수를 추정하는 과정의 연산량 부담이 크지 않다.

IPM에서 초기 고유벡터는 크기가 1인 임의의 벡터로 설정한다. 만약 $w^0 = [1, 0 \dots, 0]^T$ (식 (8)에 정의된 벡터 c)로 초기화한다면, 식 (26)에서 루프를 한번 수행(k=1) 후에 얻어지는 최소 고유벡터의 추정치는 다음과 같다.

$$W^{(1)} = R_x^{-1} c \quad (28)$$

$$w^{(1)} = \frac{W^{(1)}}{\|W^{(1)}\|} \quad (29)$$

식 (11)에서 식 (14)로부터 $W^{(1)}$ 은 다음과 같은 관계에 있음을 알 수 있다.

$$W^{(1)} = q_0 w_{PEF} \quad (30)$$

따라서 $w^{(1)}$ 은 다음과 같이 다시 쓸 수 있다.

$$w^{(1)} = \frac{w_{PEF}}{\|w_{PEF}\|} \quad (31)$$

식 (31)에서 중요한 점은 이 식을 M-wave 제거필터의 계수벡터로 사용하는 경우 식 (2)로 표현되는 필터의 출력 $y(n)$ 은 정확히 식 (18)의 $y'(n)$ 과 정확히 일치한다는 것이다. 즉, 참고문헌 [5]에서 사용한 PEF 출력을 계수벡터로 정규화하는 방법은 최적필터를 IPM으로 구현하는 경우 1회의 반복루틴수행으로 얻을 수 있는 결과가 된다는 것이다. 그러나 그림 4에서 볼 수 있듯이 IPM의 수렴성이 단 한번의 반복연산으로 보장된다고 말할 수 없기 때문에 계수가 정규화된 PEF는 출력에서 자발근전도신호의 크기에 영향을 주지 않고 M-wave만을 제거한다는 면에서 보면 부최적(suboptimal)인 방법 중 하나라고 말할 수 있다.

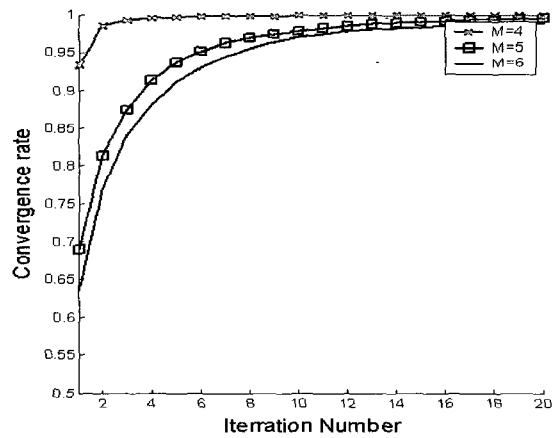


그림 4. IPM의 반복연산에 따른 최소고유벡터의 근접과정도. 단, M은 필터차수

Fig. 4. Convergence curve of the IPM iteration. M is the filter order

실 험

1. 모의데이터에 대한 필터성능평가

설계된 필터가 M-wave를 충분히 제거하고 자발근전도신호만을 출력하는지 알아보기 위해서는 입력단의 M-wave와 자발근전도신호를 각각 알아야 한다. 그러나 자극된 근육에서 근전도신호를 기록할 때 자극에 의해 생성되는 M-wave와 자발근전도신호를 필터링 전단계에서 분리하는 것은 불가능하다. 또한 M-wave와 자발근전도신호의 상대

적인 크기와 변화에 따라 필터의 성능이 달라질 수 있기 때문에 실제 환자의 근전도데이터를 가지고 필터성능을 비교하는 것보다 모의데이터를 사용함으로써 필터수행능력을 보다 객관적으로 평가할 수 있다. M-wave의 nonstationary 한 변화는 크기와 모양의 변화로 표현될 수 있다. M-wave는 지수함수적으로 감소되는 사인파로 가정하고 크기와 시정수를 가변함으로써 M-wave의 크기와 모양을 조절할 수 있다. 이 경우 근전도의 j번째 채널의 i번째 샘플은 아래와 같이 나타낼 수 있다[5].

$$x_j(n) = a_j \exp(-n/\tau_j) \sin(2\pi 3 n/N) + v(jN + n), \quad n=0, 1, \dots, N-1 \quad (32)$$

$v(n)$ 은 자발근전도신호이며 파라미터 a_j 는 j번째 M-wave의 크기를 결정하는 크기조정 요소이고 τ_j 는 모양을 결정하는 감쇄수이다.

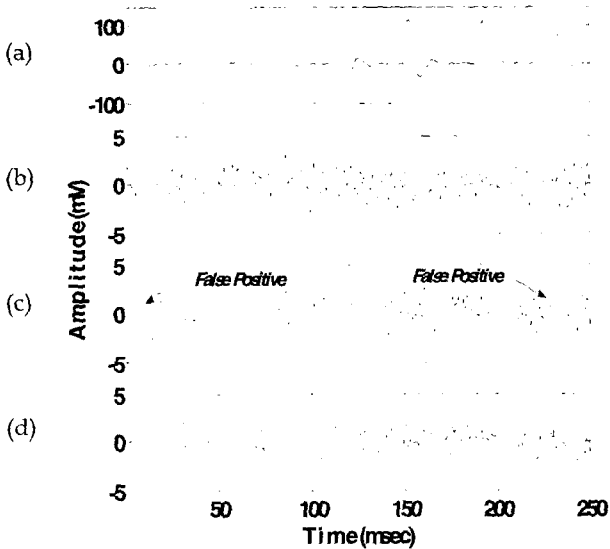


그림 5. 모의데이터에 대한 필터성능평가 (a) M-wave와 자발근전도가 섞인 원신호 (b) 자발근전도만 있는 신호 (c) 3차의 PEF 출력 (d) 3차의 최적필터 출력
 Fig. 5. Performance measures using simulated data (a) M-wave plus voluntary EMG (b) Voluntary EMG only (c) Output of a 3rd-order PEF (d) Output of 3rd-ordered optimal filter

모의실험에서 N은 4000Hz의 표본화주파수와 25Hz의 자극주파수에 따라 160으로 고정되었고, 모의데이터의 상대적 크기 1에 대해 1mV로 적용하였고, 자발근전도신호는 400Hz 저대역필터로 대역제한된 가우시안잡음으로 가정하였다. 모의데이터에 대해 필터차수는 3차로 고정하고 예측오차필터(PEF)와 최적필터인 eigen 필터에 대해 각각 실험한 결과를 그림 5에 보였다. Nonstationary 환경을 시뮬레이션 하기 위해 실험에서는 M-wave의 크기와 감쇄정수를 원래 크기의 80%씩 랜덤하게 가변하였다. 그림 5(a)는 M-wave와 자발근전도가 섞인 신호로서 필터의 입력데이터가 된다. 그림 5(b)는 그림 5(a)에 섞여있는 자발근전도이다. 결국 필터의 성능은 그림 5(b)에 나타난 자발근전도를

그대로 유지시켜 출력하는지에 따라 결정된다. 그림 5(c)는 S.Sennels[5]의 방법처럼 PEF 출력을 계수벡터로 정규화한 경우이다. 그림 5(c)를 보면 출력에서 간헐적으로 피크성분들이 존재하며, 이는 그림 5(d)의 최적필터의 출력과 비교될 수 있다. 최적필터의 출력에서는 간헐적인 피크가 관찰되지 않으며, M-wave가 완전히 제거되어 필터출력이 입력 근전도의 파워를 유지하고 있음을 볼 수 있다. 그러나 본 필터의 알고리즘은 제거하고자 하는 M-wave의 파워를 자발근전도의 파워이하로 감소하는 것으로 자발근전도의 파워는 유지되거나 파형의 형태는 달라질 수 있다.

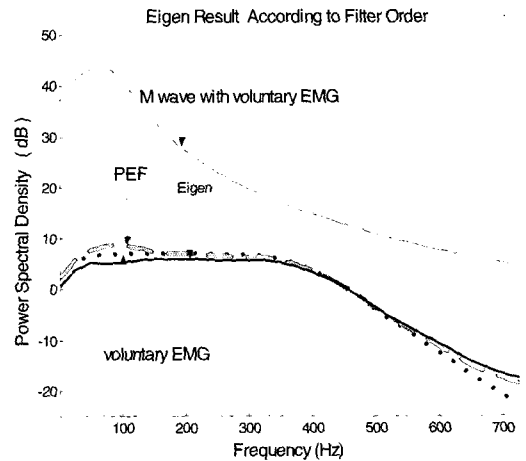


그림 6. 입력신호와 적응필터출력에 대한 주파수분석
 Fig. 6. Frequency analysis for input signal and adaptive filter output

그림 5의 데이터에 대한 각각의 스펙트럼을 그림 6에 나타내었다. 자발근전도와 M-wave가 섞인 입력신호는 그림 6에서 보면 100Hz대역에서 자발근전도에 비해 상당히 크고 주파수대역은 서로 겹치는 것을 볼 수 있다. PEF의 경우 100Hz대역에서 자발근전도신호보다 더 큰 크기를 갖는데 이것은 M-wave가 충분히 제거되지 못한 결과이고 이러한 성분은 결국 false-positive를 발생하게 된다. 최적필터의 경우 비록 자발근전도신호의 크기보다 작아져 있지만 그림 5와 그림 6을 비교하여 보면 M-wave의 형태를 띄지 않고 자발근전도의 변화를 갖고 있다. 그러므로 자발근전도만을 검출하기 위해서는 PEF에 비해 좋은 결과를 나타내고 있다.

M-wave가 충분히 제거되지 않는 경우 주로 피크성분을 나타내는데 근전도제어 FES에서는 이러한 피크성분들에 대한 크기에 따라 환자가 의도한 강도보다 더 강한 전기자극을 가하게 된다. 이러한 false-positive는 근전도제어 FES의 오동작을 유발하므로, 그림 5에 적용되었던 모의데이터를 가지고 출력을 계수벡터로 정규화한 PEF필터와 최적필터에 대해 false-positive rate를 통한 정량적인 분석결과를 표 1에 나타내었다.

이 실험에서 M-wave의 크기 a_j 는 기본크기 200에 대해 20%에서 ±100%의 랜덤한 변화를 주었고, 감쇄정수 τ_j 도 역시 20의 기본크기에 대해 20%에서 ±100%의 랜덤한 변화를 주었다. 이러한 크기는 측정된 데이터의 최악의 조건에 해당하는 값이다[5].

False-positive에 대한 검출은 입력근전도신호의 최대값을 임계치로 정의하고 필터출력 $y(n)$ 이 최대값을 넘는 샘플을 false-positive로 정의하였고, 4000Hz 샘플링 주파수에 대한 9600샘플에 대해 false-positive가 몇 샘플 발생하였는지 실험하였다. 표 1을 살펴보면 PEF의 출력에서는 최적 필터에 비해 많은 false-positive가 검출된다는 것을 알 수 있다. 필터의 차수가 높아지면서 PEF의 false-positive 횟수는 줄어들지만 대부분의 경우 여전히 존재함을 알 수 있다. 특히 크기와 시정수가 모두 80%씩 랜덤하게 가변되는 경우, PEF는 6차의 필터를 사용하는 경우에도 false-positive가 13샘플이 발생되지만 최적필터의 경우 3차에서 단 1개의 false-positive도 검출되지 않는 결과를 얻을 수 있었다.

표 1. 모의데이터에 대한 PEF와 최적 필터 출력의 false-positive rate (단, a : M-wave의 크기, τ : M-wave의 형태, ord m : m 차 필터)

Table 1. False-positive rate each of PEF output and optimal filter output for simulated data (a : the amplitude of M-wave, τ : the shape of M-wave, ord m : m th order of filter)

a , τ	Filter	Samples	ord 1	ord 3	ord 6
200±20%, 20±20%	PEF	9600	105	16	0
	최적	9600	101	0	0
200±40%, 20±40%	PEF	9600	773	5	1
	최적	9600	736	0	0
200±60%, 20±60%	PEF	9600	1009	50	6
	최적	9600	938	0	0
200±80%, 20±80%	PEF	9600	1130	60	13
	최적	9600	1062	0	0
200±100%, 20±100%	PEF	9600	1152	142	19
	최적	9600	991	0	0

2. 측정데이터에 대한 필터성능평가

중추신경계 손상환자로부터 측정된 M-wave를 가지고 필터 성능을 평가하기 위해 Biopac system사 제품의 MP150을 사용하여 측정하였다. 증폭단은 UIM100C를 연결하였고 자극은 STM100과 STMISOB를 사용하였고 전극은 전기자극기와 근전도증폭단 모두 표면전극을 사용하였다. 실험은 5000Hz의 샘플링을 하였고 자극주파수는 25Hz로 정하였으므로 각 자극에 대한 M-wave의 주기는 200샘플이 되고 6차의 PEF와 eigen 필터를 각각 적용하였다. 이 경우 M-wave의 주기에 해당하는 40ms에서는 자발근전도의 상관성이 매우 작은 시간으로 자발근전도를 유지하기 위한 decorrelation delay로 충분한 시간지연이다. 자극은 환자로 부터 수축을 유발하기에 충분한 20Volt에서 70Volt 사이의 전압을 인가하였다. 총 3명의 환자를 대상으로 실험하였으며 환자에 대한 정보는 표 2에 나타내었다. 전극은 extensor capi ulnaris의 근육에 그림 1과 같이 배치하였다.

표 2. 병변을 포함한 환자정보

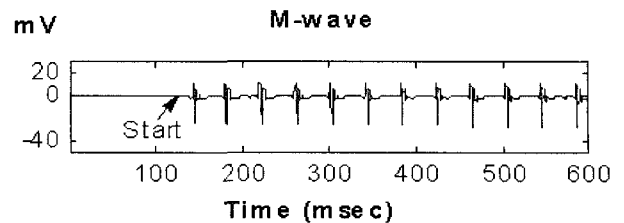
Table 2. Subject profiles including lesions

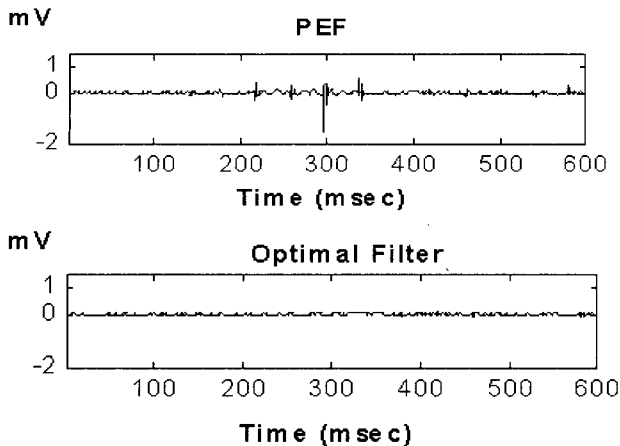
ID	Lesion	Sex	Age
JDY	posttraumatic myelopathy C5 (SCI)	M	35
PYB	Left Hemiparesis stroke	M	34
KYJ	posttraumatic myelopathy C4/C5 (SCI)	F	45

실험은 ID가 JDY인 환자에 대해 두 가지 방법으로 측정되었다. 첫 번째 실험은 환자의 휴식상태에서 전기자극을 가하였다. 이때 자발근전도는 발생하지 않고 M-wave만 발생하게 된다. 이러한 실험의 결과가 그림 7(a)에 나와 있다. 그림 7(a)의 첫번째의 그림은 신호처리되기 전의 데이터로 비교적 크고 주기적인 M-wave가 보인다. 그림 7(a)의 두 번째 그림은 선행연구되었던 정규화된 PEF의 출력이다. 자세히 살펴보면 중간에 간헐적으로 높은 피크성분들이 검출되는데 이러한 결과는 M-wave가 충분히 제거되지 않았기 때문이다. 7(a)의 세 번째 그림은 최적필터의 출력으로 두 번째 그림에서 나타나는 피크성분은 검출되지 않는 것을 알 수 있다.

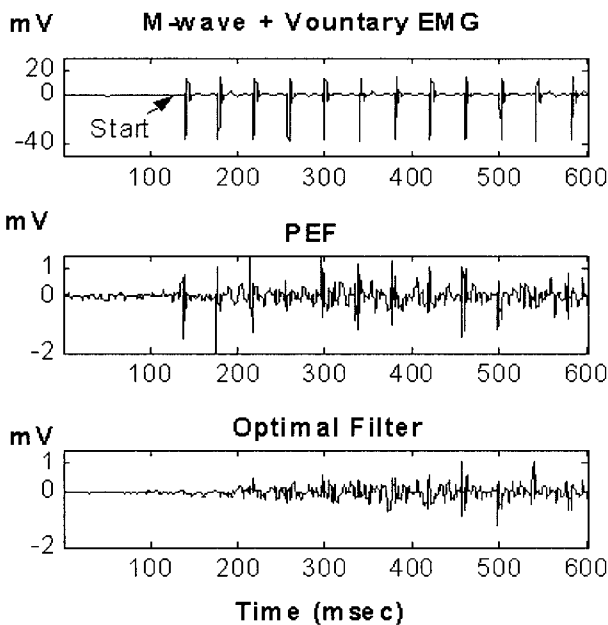
두 번째 실험은 전기자극을 가하면서 환자에게 자의적인 근수축을 지시함으로써 M-wave와 함께 자발근전도도 같이 발생하게 된다. 이 경우 그림 7(a)의 경우와는 달리 자발근전도로 예상되는 주기적이지 않은 신호가 남아 있어야 한다. 즉 자발적인 근수축이 있을 때 M-wave의 제거 정도와 함께 자발근전도의 검출정도를 비교해 보기 위한 실험이다. 전기자극과 함께 자발적인 근수축을 지시한 경우 그림 7(b)의 첫 번째는 근전도증폭단으로부터 얻어지는 M-wave와 자발근전도가 섞인 신호이고 그림 7(b)의 두 번째는 기존의 PEF방법으로 필터링한 결과이며 그림 7(b)의 세 번째는 최적 필터로 필터링한 결과이다. 이 경우 그림 7(a)의 두 번째와 그림 7(a)의 세 번째 결과와는 달리 자발근전도로 추정되는 자발근전도가 남게 되는데 그림 7(b)의 두 번째 그림에서 보면 표면전극형에서 얻어지는 자발근전도의 형태가 아닌 피크성분들이 존재하므로 효과적인 필터링이 되지 않은 반면 그림 7(b)의 세 번째의 경우 이러한 피크성분들이 존재하지 않고 자발근전도의 형태를 유지하고 있으므로 이 신호를 자발근전도신호로 추정할 수 있다.

피크성분들은 결국 환자의 의지와는 무관한 강한 전기자극을 주는 false-positive의 원인이 된다. 이에 비해 본 연구에서 설계한 최적 필터의 경우 이러한 피크성분들이 나타나지 않으면서 대부분의 M-wave가 잘 제거되는 것을 그림 7(a)와 그림 7(b)의 세 번째 그림을 통해 알 수 있다.





(a) 입력신호가 M-wave일 때



(b) 입력신호가 M-wave와 자발근전도신호가 섞여 있을 때

그림 7. 환자로 부터 측정된 신호에 대한 6차의 PEF와 최적 필터에 대한 성능평가
 Fig. 7. Filter performance of 6th order PEF and optimal filter for measured signal from patient.

표 2에서 나타낸 환자의 데이터에 대해 좀더 정량적인 평가를 하기 위해 환자가 자발적인 근수축을 하지 않고 휴식상태에 있을 때 마비된 근육에 전기자극을 가하고 이때 발생하는 false-positive를 검출하였다. 3명의 환자를 대상으로 자발적인 근수축의 크기를 비교해 본 결과 모두 0.5mV이상의 크기를 가지므로 false-positive를 검출하기 위한 경계값은 0.5mV로 정하였다. 두 필터의 false-positive를 측정 한 결과를 표 3에 나타내었다.

표 3. 환자로 부터 측정된 PEF와 최적 필터 출력의 false-positive rate
 Table 3. False-positive rate each of PEF output and optimal filter output with data measured from patients

ID	Filter	Samples	ord 1	ord 3	ord 6
JDY	PEF	345622	10219	413	9
	최적	345622	10048	90	0
PYB	PEF	438138	16794	1022	44
	최적	438138	15655	488	0
KYJ	PEF	451066	10663	476	50
	최적	451066	10596	90	1

ID가 JDY인 환자의 경우 3차 필터에서 PEF의 경우 최적에 비해 4배가 넘는 샘플수가 false-positive로 검출되었다. 6차의 경우에는 최적 필터는 단 한개의 샘플도 검출되지 않았다. ID가 PYB인 환자의 경우 3차의 PEF 경우 최적에 비해 2배이상의 false-positive가 검출되었고 6차의 경우 최적의 경우 false-positive는 검출되지 않았다. ID가 KYJ인 환자의 경우 3차의 PEF에서 476 샘플로 90 샘플인 최적에 비해 5배 이상의 false-positive가 검출되었다. 또한 6차의 경우 PEF는 50개, 최적 필터는 1개의 false-positive가 검출되었다. 환자마다 이러한 비율이 다르게 나타나는 것은 환자마다 M-wave의 non-stationary한 특성이 다르게 나타나기 때문으로 추정된다.

결론

본 연구에서는 M-wave를 제거하기 위해 출력크기를 최소화하면서 자발근전도를 유지하는 제한을 가지고 최적 필터를 유도하였다. 설계한 최적 필터의 성능을 평가하기 위하여, M-wave과 자발근전도를 수학적으로 모델링한 모의 데이터와 실제 환자 데이터를 이용하여 실험하였다. 먼저 모의 데이터를 예측오차 필터(PEF)와 최적 필터에 인가한 후 입력과 출력을 비교한 결과 PEF의 경우 M-wave가 충분히 제거되지 않아 간헐적으로 피크성분들이 검출되는 반면 최적 필터인 eigen 필터의 경우 피크성분들이 제거되었으며 자발근전도의 크기를 유지하는 결과를 확인하였다. 또한 false-positive rate를 이용하여 M-wave의 제거 정도와 자발근전도를 유지하는 정도를 정량적으로 확인하였다. 마지막으로 중추손상환자 데이터를 필터 입력으로 인가하여 그 출력을 측정 한 결과 대부분의 M-wave는 제거되고 자발근전도 신호만이 남아 있는 것을 확인하였다.

마비된 근육에서 근전도를 검출하는 근전도 제어 FES 연구는 현재까지 false-positive 문제를 해결하지 못하여 안정적이지 못하기 때문에 임상 적용이 어려운 실정이다. 본 연구를 통해 구현된 최적 필터는 false-positive rate 면에서 기존의 PEF보다 우수한 결과를 보이고 있으므로, 근전도에 의해 제어되는 FES에 적용할 경우 중추신경계 손상 환자가 일상생활에 필요한 기능성을 갖게 될 뿐만 아니라 마비된 근육을 스스로 움직인다는 만족감에 적극적으로 재활 치료에 임하게 될 것이며 이러한 재활 치료를 통해 완치에 상당한 도움이 될 수 있을 것으로 사료된다.

참 고 문 헌

1. T.Sinkjaer et al., "Biopotentials as Command and Feedback Signals in Functional Electrical Stimulation Systems", *Med Eng Phys.*, Vol. 25, pp. 29-40, 2003
2. P.E. Crago, R.J. Nakai and H.J. Chizeck, "Feedback Regulation of Hand Grasp Opening and Contact Force During Stimulation of Paralyzed Muscle", *IEEE Trans Biomed Eng.*, Vol. 38, No. 1, pp. 17 -28, 1991
3. J.S. Petrofsky, C.A. Philips and H.H. Heaton, "Feedback Control System for Walking in Man", *Biol Med.*, Vol. 14, No. 2, pp. 135-149, 1984
4. J.H. Cauraugh, K. Light, S. Kim, M. Thigpen and A.L. Behrman, "Chronic Motor Dysfunction After Stroke: Recovering Wrist and Finger Extension by Electromyography -Triggered Neuromuscular Stimulation", *Stroke*, Vol. 31, pp. 1360-1364, 2000
5. S. Sennels, et al., "Functional Neuromuscular Stimulation Controlled by Surface Electromyographic Signals Produced by Volitional Activation of the Same Muscle", *IEEE Trans Rehab Eng.*, Vol. 5, No. 2, pp. 195-206, 1997
6. R. Merletti, M. Knaflitz, and C.J. Deluca, "Electrically Evoked Myoelectric Signal", *Crit Rev Biomed Eng.*, Vol. 19, No. 4, pp.293-340, 1992
7. W. Peasgood, T. Whitlock and A. Bateman, "EMG-controlled Closed Loop Electrical Stimulation Using a Digital Processor", *Electronics letters*, Vol.36, No.22, pp. 1832-1833, 2000
8. R. Merletti, A. Gulisashvili and L.R. Lo.Conte, "Estimation of Shape Characteristics of Surface Muscle Signal Spectra from Time Domain Data", *IEEE Trans on Biomed Eng.*, Vol.42, No. 8, pp.769-776, 1995
9. A.E. Bryson, "Applied Optimal Control: Optimization, Estimation, and Control", A halsted press book, 1975
10. Y.C. Park, H.J. Sung and D.H. Youn, "Adaptive eigenfilter implementing optimum MTI processor", *Electronics letters*, 29th, Vol. 32, No. 18, pp.1654 -1655, 1996
11. F.K. Soong and A.M. Peterson, "On the High Resolution and Unbiased Frequency Estimates of Sinusoids in White Noise-A New Adaptive Approach", *Int Conf Acoust Speech Signal Proc.*, pp. 1362-1365, 1982