

임상진단을 위한 근신호 분리의 속도 개선

◦김 규학, 김 종원, 김 근섭, 조 일준, 이 진, 김 성환
서울 시립대학교 전자공학과

Speed improvement of EMG signal decomposition for clinical diagnosis

◦G.H.Kim, J.W.Kim, K.S.Kim, I.J.Cho, J.Lee, S.H.Kim
Dept. of Electronics Engineering, Seoul City Univ.

A new speed improvement method for quantitative superimposed EMG signal analysis to diagnose the neuromuscular dysfunction is described. The improvement is achieved through the use of efficient software and hardware signal processing techniques. The software approach is composed of the MAMDF filter and HRWA algorithm which provides the optimal set and time delays of selected templates. The hardware employs a TMS320C25 DSP chip to execute the intensive calculation part. The purposed method is verified through a simulation with real templates which are obtained from needle EMG. As a results, the proposed method provides an overall speed improvement of 32 - 40 times.

I. 서 문

임상의학적인 근신경계 질환을 진단하는데 있어서 근전도 (EMG) 신호처리는 최근 다양한 디지털 신호처리 알고리즘과 이를 뒷받침 해주는 고속의 하드웨어 등장으로 효용이 증대되고 있으며 이분야에 대한 연구가 활발히 진행되고 있다.

센서(sensor)로 부터 검지되는 근전도 신호는 근육이 수축하면 운동신경세포에서 임펄스가 발생하여 이것이 신경을 통해 전달되어지면 각각의 활성화된 운동단위(motor unit)들은 수개의 시공간적으로 복합중첩된 랜덤(random)신호의 형태를 이루게 된다. 근전도 신호를 구성하는 기본요소인 MUAP(motor unit action potential)는 근육 수축시에 일어나며 근신경계 질환 진단에 있어서 복합중첩파형의 근전도 신호로부터 개개의 MUA P를 분리하는 것은 반드시 필요하다.

최근 복합중첩 파형의 분리방법이 여러 연구자들에 의해 발표되었다[1]-[5].

복합중첩파형은 첨두치점이 비교적 단순하게 중첩되어 신호주위의 첨두치점을 구별할 수 있는 부분중첩(partial superimposition) 파형과 복잡하게 하나의 첨두치로 겹쳐 보이는 완전중첩(complete superimposition)파형으로 구분할 수 있다[3].

복합중첩파형을 분리하는 방법은 순차적인 인식방법[1][2]과 복합중첩 파형의 모든 가능한 템플레이트(template)조합을 결정하며 이를 최적화 분해하는 정렬조합을 추적하는 방법[3][4]으로 나눌 수 있다. 이러한 접근방법은 순차적 인식방법보다 더많은 연산시간을 요구하는 반면 완전중첩파형의 분해가 가능하다.

본논문에서는 MAMDF(modified average magnitude difference function)방법을 적용하여 가능한한 템플레이트 조합의 수를 줄이고 DSP칩을 사용[7][8]하여 고분해능 정렬을 통한 선택된 템플레이트의 시지연을 추정하므로써 근신호 분리의 속도를 개선시켰으며 실제로 동심침전극을 사용하여 수집된 EMG신호로부터 템플레이트를 추출 하여 실험함으로써 제안된 방법의 타당성을 입증하였다.

II. 근 신호 분리의 속도 개선

II-1. 소프트웨어

복합중첩된 근전도 신호파형 분리시에 연산속도를 증가시키는 가장 큰 요인은 모든 템플레이트 조합을 검사하여야 한다는 점이다. 그러므로 다음의 방법을 사용하여 전체검사조합을 축소시켰다. 먼저 임의의 복합중첩신호는 다음과 같다고 가정하였다.

$$y(t) = \sum_{i=1}^m S_i(t - \tau_i) \quad t \in I \quad (1)$$

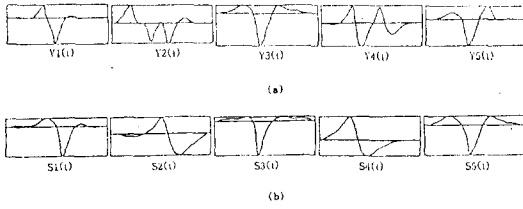


그림 1(a). EMG 신호로부터 얻은 템플레이트 신호

(b). 복합중첩 파형

여기서 $S_i(i=1, \dots, m)$ 는 그림1(a)에 나타난 바와 같이 유용한 일련의 데이터로 부터 얻어진 템플레이트 신호이고 $\tau_i(i=1, \dots, m)$ 는 i 번 템플레이트와 관련된 임의의 시간 지연이며 I 는 복합중첩신호의 유한한 시간 지연이고 I 는 관측신호의 유한한 time window를 표시하고 window내에 동일한 템플레이트는 한번 이상 나타나지 않는다고 가정한다.

일반적으로 자기상관함수(autocorrelation function)와 유사한 AMDF(average magnitude difference function)는 입력신호의 임의의 지연에 대해서 원신호와 의 각 샘플들 사이의 진폭차이를 모두 합함으로써 형성되는데 이러한 차신호는 $\tau = 0$ 에서 깊은 딥을 나타내며 다음 식으로 정의된다[6].

$$D_\tau = 1/L \sum_{n=1}^L |S(n) - S(n-\tau)|, \tau = 0, 1, \dots, \tau_{max} \quad (2)$$

여기서 $S(n)$ 은 입력 파형의 n 번째 샘플(sample), $S(n-\tau)$ 는 입력파형의 지연된 샘플, L 은 입력파형의 크기, τ 는 지연값, τ_{max} 는 최대지연 변이($\tau_{max} = L$)를 의미한다. 이러한 관점에서 본연구는 AMDF를 확장한 다음과 같은 MAMDF(modified average magnitude difference function)을 통하여 전체 조합의 공간을 줄임과 동시에 임의의 시간 지연 값의 초기 설정을 효율적으로 수행하여 속도 향상을 시도하였다. MAMDF 출력은 다음과 같다.

$$Z_j(\tau) = \int_I |S_j(t-\tau) - y(t)| dt \quad (3)$$

식(3)을 통하여 time window I 내에서 최종적으로 차신호 Z_j 를 얻을 수 있다. 그러므로 이와같이 형성된 신호 Z_j 로 부터 각 I 에 대한 딥의 깊이를 검색하여 복합중첩파형을 구성하고 있는 S_j 템플레이트의 존재여부

가능성을 알아볼 수 있으며, Z_j 의 가장 깊은 딥의 위치는 복합중첩파형내에서 S_j 가 존재할 수 있는 가장 의미 있는 시점을 표시하게된다. 이러한 시간지점을 초기값으로 하여 고분해능의 정렬이 모든 가능한 조합에 대해 수행되어지면 최소오차에 일치하는 하나의 조합이 유효한 것으로 채택된다. 여러개의 템플레이트 신호를 포함하는 복합중첩 신호의 분리를 위하여 다차원 형태의 고분해능 최적정렬 방법은 다음과 같다.

$$e^2 = 1/N \sum_{k=0}^{N-1} |Y_k - S_{1,k,\phi} - S_{m,k,\phi}|^2 \quad (4)$$

$$S_{m,k,\phi} = S_{m,k} \exp(j2\pi k\phi/N) \quad (5)$$

Y_k 는 복합중첩된 파형의 DFT계수이고 $S_{m,k}$ 와 ϕ 는 각각 m 번째 템플레이트 신호의 DFT계수와 ϕ 를 나타내며 m 은 템플레이트 수이다.

이상과 같이 제안된 소프트웨어 접근방법은 곱셈연산을 가지고 있지 않으며 템플레이트조합 추정이 훌륭한 MAMDF방법과 낮은 샘플링주파수에 의해서도 고분해능 정렬할 수 있는 방법을 사용하였다.

II-2. 하드 웨 이

본연구에서 제안된 소프트웨어 접근 방법에도 불구하고 복합중첩 파형 분해는 아직도 많은 계산 시간을 필요로 한다. 그러므로 본연구에서는 전체처리 시간에 있어서 집중적인 계산을 소모하는 고분해능 파형 정렬부분을 TMS320C25 DSP 칩을 사용하여 연산시간을 향상시켰다. 고분해능 정렬에 대한 DSP 인터페이스의 하드웨어 구조를 그림 2에 나타내었다. MAMDF에 의해 가능한 템플레이트의 조합을 줄이고 딥의 위치와 DFT계수및 모든 템플레이트들을 DSP보드의 데이터 메모리에 전송시킨다.

하드웨어 구성은 5개 부분으로 나누어진다. 1) IBM-PC로 부터 전달되는 데이터의 고속연산을 수행하는 TMS320C25 2) MUAP의 DFT계수와 복합중첩파형 그리고 MAMDF 필터링 결과가 저장된 데이터 메모리 3) 식(4)의 프로그램과 테이블(sine, cosine)이 담겨진 프로그램 메모리 4) DSP의 수행 결과를 IBM-PC로 전송시키는 제어부(control unit) 그리고 5)동시에 버스가 액티브되는것을 제거하기위한 버퍼로 구성하였다.

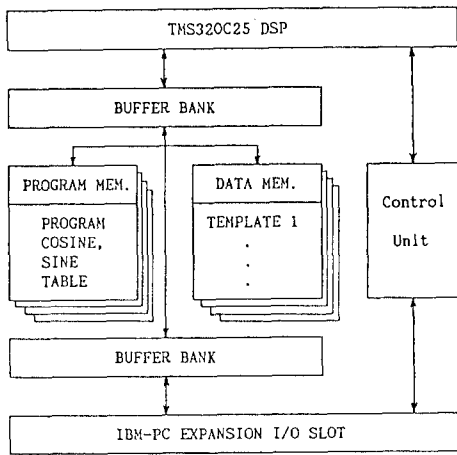


그림2. 분리 속도향상 하드웨어 시스템 블럭선도

복합중첩된 파형의 정확한 분리에 DSP칩의 유한 레지스터크기로 인해 고정소숫점 방식이 오버플로어(overflow)나 언더플로어(underflow)를 유발시키기 때문에 이를 방지하기 위하여 정렬알고리즘의 방정식이 적당히 스케일링(scaling)되어야 한다. 본논문에서는 데이터 값이 최대값 32767을 넘지 않게 하였으며 모든 변수에 대한 스케일링 인수를 표1에 나타내었다.

Parameters	Scaling factors
Y_k	2^{-3}
$S_{m,k,\phi}$	2^{-2}
$\text{Re}\{Y_k * \exp(j2\pi kn/N)\}$	2^{-16}
$\text{Im}\{Y_k * \exp(j2\pi kn/N)\}$	2^{-16}
e^2	2^{-16}

표1. TMS320C25에서의 스케일 인수

DSP칩의 동적 범위(dynamic range)가 -2^{15} 에서 $2^{15} - 1$ 이기 때문에 계산결과는 -2^{15} 보다 크고 $2^{15} - 1$ 보다 작아야한다. 곱셈의 경우 $\text{Re}\{S_k * \exp(j2\pi kn/N)\}$ 와 $\text{Im}\{S_k * \exp(j2\pi kn/n)\}$ 승수와 피승수는 최대값이 32767이어야 한다. 그러므로 피승수의 결과는 2^{-16} 으로 스케일 하였다. 같은 방법으로 오버플로어를 방지하기 위해 자승오차 e^2 도 2^{-16} 으로 스케일 하였다. $Y_k, S_{m,k,\phi}$ 가 정렬되어질때 얻어지는 오차는 최대 범위를 초과 해서 는 안되므로 그래서 각각 2^{-3} 과 2^{-2} 로 스케일 하였다.

III. 실험 방법

제안된 방법의 타당성을 입증하기 위하여 실제로 근전도 신호로부터 MUAP를 추출 하였다. EMG 신호는 피검자의 이두박근(biceps brachii muscle)에 침전극을 삽입하여 근전도 모니터의 RIEMG(Rectified Integrated EMG)를 보며 힘의 일정한 크기를 5초동안 유지시키고 30% MVC(Maximum Vountary Contraction)에서 검출하여 디스플레이에 기록 하였다. EMG 신호는 증폭하고 대역폭과(10 Hz - 4KHz)시켜 8192Hz 샘플링 하였다. ADEMG[3]에 의해 몇개의 MUAP들이 포함되어 있는지 확인한후 그림1(a)와 같이 각각 128 샘플로 구성된 다섯개의 템플레이트를 복합중첩의 분리를 위하여 선택하였으며 나머지 15개의 템플레이트는 수행시간을 비교하기 위하여 사용되었다. 이러한 신호로부터 그림1(b)에서 보여진것 처럼 다섯개의 복합중첩 신호를 구성하였다.

C언어로 작성된 메인 프로그램은 복합중첩된 데이터를 읽어 들여 MAMDF 필터링을 수행하고 DFT계수와 모든 템플레이트들을 DSP 보드 메모리로 전송시켜 정렬 알고리즘 오차를 계산하였다. 정렬알고리즘의 수행속도를 평가하기 위하여 수행시간을 각 템플레이트 5,10,15,20 개에 대하여 비교하였다.

IV. 결과 및 고찰

MAMDF필터의 출력(최대 딥 진폭의 40%)은 간단한 문턱치(threshold) 검지방법에 의해 검출하였으며 검출결과는 표2에 나타낸것처럼 a/b로 표시하여 a는 필터순번,b는 상대적인 시간위치(dip position)를 나타내었다.

Input	Filter number and dip position
Y1(t)	1/0, 2/16, 3/10, 4/25, 5/17
Y2(t)	1/0, 1/-20, 2/22, 2/0, 2/-62, 3/14 3/-3, 4/5, 5/-2, 5/-45, 5/-62
Y3(t)	1/-13, 1/-60, 2/-12, 2/-60, 3/0 3/-60, 4/16, 4/-60, 5/5, 5/-60
Y4(t)	1/-21, 1/-50, 2/24, 2/0, 3/17 3/-8, 4/10, 4/33, 5/-5
Y5(t)	1/-31, 1/-60, 2/7, 2/-13, 3/0 3/-60, 4/48, 4/16, 4/-60, 5/4, 5/-60

표2. 각중첩 파형의 MAMDF 결과

표2에서 볼수있는 바와같이 복합중첩파형의 MAMDF 필터링 결과는 템플레이트 각각에 대하여 하나 또는 수개의 dip 위치를 갖고 있으며, 복합중첩파형에 나타난 템플레이트의 최대 지연값에 대하여 ± 5 샘플내에 dip 위치해있다. 이것은 템플레이트 조합을 줄이는 이상적인 조건을 의미한다. 표2에서 y_1 의 경우를 보면 유일한 최소dip은 1/0에 있으며 시간0에서 템플레이트번호 1이나 혹은 하나이상의 템플레이트 조합으로 이루어지며 계산 요구량이 줄어들었음을 알 수 있다.

식(4)의 계산 절차를 살펴보면 Data window내에 가능한조합의 곱을 연산하는데 반복적인 계산이 필요하게 되는데 만약 MAMDF 필터링없이 가능한 조합을 모두 조합 하는데 필요한 계산요구량은 다음과 같다.

$$N_{tp} = \sum_{r=0}^{n-1} 4(PN)^{n-r} N^{1-\text{sgn}(r)} \quad (6)$$

여기서 $N_{tp} = \sum_{r=1}^n nCr$ 은 구하는 조합의 수, n 은 템플레이트 수, N 은 Data window, P 는 세분정도를 의미한다. 그리고

$$\text{Sgn}(r) = \begin{cases} +1 & \text{if } r > 0 \\ 0 & \text{if } r = 0 \\ -1 & \text{if } r < 0 \end{cases} \quad (7)$$

이러한 계산요구량은 MAMDF에 의해 줄어들었으며 ± 5 샘플범위 안에서 곱셈 연산이 이루어진다.

$$\tilde{N}_{tp} = \sum_{r=1}^n 4(11P)^{n-r} N^{1-\text{sgn}(r)} \quad (8)$$

여기서 \tilde{N}_{tp} 는 MAMDF후에 문턱치 검출에 의해 구해진 조합의 수이다. Window 길이 N 이 11로 줄어들었기 때문에 최대비율 $\sum_{r=0}^{n-1} (N/11)^{n-r}$ 에 의해 계산요구량이 적어진다. 또한 가능한 조합의 수를 MAMDF에 의해 줄였더라도 계산량은 여전히 과중하다. 특히 sine과 cosine 곱셈은 많은 명령 사이클이 요구되는데 한명령 사이클에 곱셈을 수행하는 TMS320C25 DSP칩과 High level language로 고분해능 정렬 알고리즘을 수행시켰을때의 수행 시간을 비교한것이다. 그림3에서 나타난것 처럼 템플레이트가 증가함에 따라 High level language에 의한 연산보다 DSP칩으로 수행한것이 훨씬 효과적이다. 표3은 MAMDF 필터링이 없이 High level language로 다차원의 Newton 방법으로 계산한것과 본논문에서 제안한 방법으로 고분해능 정렬 알고리즘의 수행시간을 비교한것이다. 20개

의 템플레이트에 대해서는 전체 속도가 32-40배 향상된 것을 볼 수 있다.

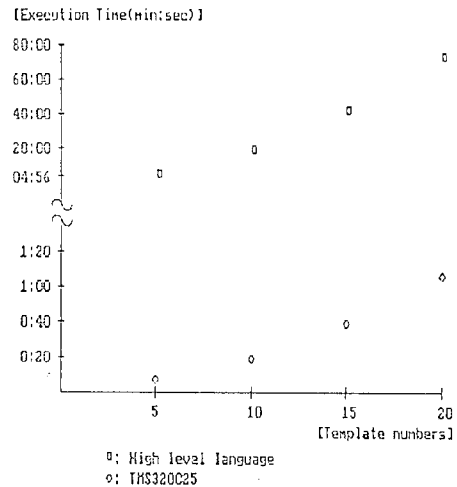


그림3. DSP칩과 IBM-PC의 High level language를 사용한 수행시간 비교

Template numbers	Newton's method (min:second)	Proposed method (min:second)
5	01:11	0:07
10	06:11	0:19
15	14:54	0:39
20	37:31	1:06

표3. DSP칩과 Newton 방법의 템플레이트가 5,10,15,20 개일때의 수행시간 비교

그리고 표4는 제안된 방법에 의한 복합중첩 파형의 분리 결과로서 실제값과 일치됨을 볼 수 있다.

Input	Template number and dip position
Y1(t)	1/0, 2/15
Y2(t)	1/0, 4/3, 5/0
Y3(t)	3/0, 5/5
Y4(t)	2/0, 4/33
Y5(t)	3/0, 4/45, 5/5

표4. 제안된 방법에 의한 분리결과

V. 결 론

신경 및 근육 이상의 진단을 위하여 근신호의 분리시 템플레이트를 이용한 복합중첩 파형의 분해는 실제적으로 많은 시간이 소요되는 단점이 있었다. 이러한 문제점을 개선하기 위하여 본논문에서는 효과적인 소프트웨어와 하드웨어 접근방법을 사용하여 새로운 복합중첩 파형분리의 속도향상 방법을 제시하였다. MAMDF필터에 의하여 가능한 조합의 수를 줄이고 완전 중첩의 정확하고 빠른 분리를 위해 고분해능 정렬을 하였으며 DSP 칩을 사용하여 연산시간을 줄였다. 제안된 방법은 부분 중첩 및 완전중첩의 정확한 분리를 하였고 전체적인 속도를 32-40배 향상 시켰다.

참 고 문 헌

- [1] R.S.Lefever and C.J.De Luca, "A procedure for decomposing the myoelectric signal into its constituent action potentials," IEEE Trans.Biomed.Eng., vol. BME-29, pp.149-157, 1982.
- [2] P.Guiheneuc, J.Calamel, C. Doncarli, D. Gitton, and C. Michel, " Automatic detection and pattern recognition of single motor unit potentials in needle EMG," in Computer - Aided Electromography, J.E.Desmedt, Ed.Basel, Switzerland : Karger, pp. 73-127, 1983.
- [3] K.C.McGill, " A method for quantitating the clinical electromyogram," Ph.D.dissertation, Stanford Univ., Stanford, CA,1984.
- [4] R.J.P.De Figueiredo and A.Gerber, " Separation of superimposed signals by a cross-correlation method," IEEE Trans. Acoust., Speech, Signal Processing, vol.ASSP-31, pp.1084-1089, 1983.
- [5] K.C.McGill, L.J.Dorfman, " High-resolution Alignment of sampled waveforms," IEEE Trans. Biomed. Eng., vol.BME-31, pp.462-468, 1984.
- [6] M.J.Ross, H.L.Schaffer, A.Cohen, R.Freudberg, and J.L.Flanagan, " Average magnitude difference function extraction," IEEE Trans. Acoust., Speech, Signal processing, vol.ASSP-22, pp.353-362, Oct. 1974.
- [7] TMS320C25 Simulator User's Guide, Texas Instruments Inc., 1986.
- [8] TMS320C25 User's Guide, Texas Instruments Inc., 1986.