

# 주파수 템플릿 정합법을 사용한 EMG 신호 분해

박세훈, 이영우\*, 고현운\*, 예수영\*\*, 임상희\*\*, 남기곤\*\*, 전계록\*\*\*  
부산대학교 의공학협동과정, \*부산대학교 의과대학, \*\*부산대학교 전자공학과,  
\*\*\*부산대학교병원 의공학과

## The Decomposition of EMG signals using Template Matching Method in the frequency domain

S. H. Park, Y. W. Lee\*, H. W. Go\*, S. Y. Ye\*\*, S. H. Eom\*\*, K. G. Nam\*\*, K. R. Jun\*\*\*

Dept. of Interdisciplinary program in Biomedical Eng., Pusan National Univ.

\*Dept. of School of Medicine., Pusan National Univ.

\*\*Dept. of Electronic Eng., Pusan National Univ.

\*\*\*Dept. of Medical Eng., Pusan National Univ.

### ABSTRACT

In this paper, we study a signal processing method which extracts each MUAP(motor unit action potential) from EMG(Electromyogram) interference pattern for clinical diagnostic purposes. First of all, differential digital filtering is selected for eliminating the spike components of the MUAP's from the background noise. And, the algorithm identifies the spikes over the certain threshold by template matching in frequency domain. After missing or false firing factor is cut off at the IPI(inter pulse interval) histogram, we averages the MUAP waveforms from the raw signal using the identified spikes as triggers, and Finally, measures their amplitudes, durations, and numbers of phases.

Specially, We introduce algorithm performed by template matching in the frequency domain. A typical 3-s signal recorded from the biceps brachii muscle using a conventional needle electrode during a isometric contraction is used. Finally, the method decomposed five simultaneous active MUAP's from original EMG signal.

### 서 론

생체 전기신호인 근전도(EMG, electromyogram)에 대한 연구는 생체시스템 분석 및 임상실험 등을 위하여 꾸준히 연구가 진행되고 있다. 특히, 진단을 위한 EMG 신호처리에는 운동단위 활동전위(MUAP, motor unit action

potential)의 여러 가지 파라메타의 분석을 기반으로 한다. MUAP를 분석하기 위한 파라메타로는 MUAP의 크기(amplitude), 지속시간(duration), 상의 수(the number of phase) 등이 있으며, 이러한 파라메타들을 구별해 내기 위하여 EMG 신호의 분해(decomposition)를 수행한다. EMG 신호의 분해는 두가지 관점에서 연구가 진행되어 오고 있다. 첫번째는 근력 신호나 신경신호 등의 생리학적 현상에 대한 해석을 위한 활동 전위(action potential : AP)의 모양의 추출 및 분석에 관한 연구[3]이며, 두번째는 운동근을 제어하기 위한 활동 전위의 트리거(trigger) 수를 구체화하기 위한 연구[4]가 있다.

본 연구에서는 주파수 템플릿 정합법(frequency template matching method; FTM)을 사용하여 EMG 신호를 분해하였다. 주파수 템플릿 정합법은 시간 템플릿 정합법과 비교하여 보다 정확한 결과를 얻을 수 있으므로 스파이크 분류 단계에서 사용되었으며, EMG 신호의 분해는 MUAP의 모양정보와 발화패턴 정보를 사용하였다. 실험 결과 추출된 EMG 신호는 적절한 수의 템플릿으로 분해가 가능하였다.

### EMG 신호의 분해

근으로부터 추출한 EMG 신호로부터 각각의 MUAPT(motor unit action potential train)를 분리해 내는 것을 EMG 신호 분해라 한다. 이 과정은 특히 임상적 진단을 내리기 위한 EMG 신호 분석의 핵심으로 개개의 MUAP의 특성을 파악하기 위해서 반드시 필요하다.

그림 1은 EMG 신호의 분해 과정을 나타낸 것이다. 척수로부터의 운동신경을 따라 신경근 접합부로 활동전위가 전달되고, 이것은 운동근에서 개개의 운동단위로 활동전위가 전달된다. 이 경우 개개의 운동단위의 활

동 전위는 중첩된 형태로 추출되며, 이를 개개의 운동단

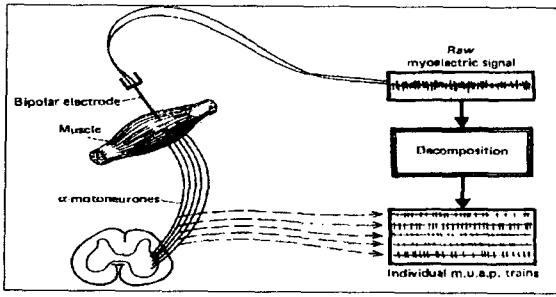


그림 1. 근전도 신호의 분해.  
Fig. 1. The decomposition of EMG signal.

위별로 활동 전위를 구별해 내는 과정이 EMG 신호 분해이다.[5]

근전계를 이용하여 추출한 EMG 신호를 분해하기 위한 신호처리 과정은 그림 2와 같다.

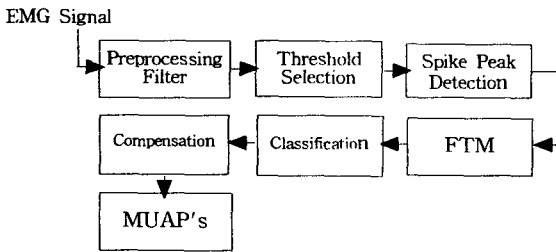


그림 2. EMG 분해를 위한 신호처리 과정.  
Fig. 2. The blockdiagram of signal processing for EMG decomposition.

EMG 신호는 MUAP들의 날카로운 에지들을 검출하고 분류가 용이하도록 적합한 스파이크(spike)로 바꾸기 위해서 전처리 필터를 거친다. 식 1은 전처리 필터의 방정식이다.

$$x_t = y_{t+1} - y_{t-1} \quad (1)$$

(단,  $y_t$ 은 샘플된 신호,  $x_t$ 는 샘플되고 필터된 신호)

전처리 필터들은 일반적으로 첨두치에서 나타나는 신호의 특성을 강조하거나 억제하기 위하여 미분기를 많이 사용한다.

전처리 필터를 통과한 신호는 미분된 신호로서 식 2와 3을 사용하여 적절한 문턱치(threshold)를 선택하고 추출하고자 하는 스파이크의 첨두치 검출한다.

$$\alpha = c_1 \left[ \frac{\sum_{t=1}^T x_t^2 I(\alpha, t)}{\sum_{t=1}^T I(\alpha, t)} \right]^{1/2} \quad (2)$$

$$I(\alpha, t) = \begin{cases} 1, & \text{if } |x_t| < \alpha \\ 0, & \text{otherwise} \end{cases} \quad (3)$$

여기서  $\alpha$ 는 스파이크를 분리하기 위한 문턱치이며 1는 기저선을 선택하기 위한 것이다.

추출된 스파이크들은 FTM법에 의하여 모양이 유사한 스파이크들을 선택하여 템플릿에 저장한다. 그러나 분류된 개별 템플릿의 스파이크들은 그 형태가 다양하고 오인식된 스파이크들이 존재하므로 재분류 과정이 필요하다.

보정(compensation) 과정은 FTM법에 의한 분류를 보완하기 위한 과정으로 스파이크의 모양과 발화 패턴(firing pattern)을 검사하여 재분류한다. 이와같이 보정하여 재분류된 템플릿들은 미분된 신호이므로 입력된 EMG 신호에서 적절한 MUAP들을 추출하기 위하여 MUAP 평균을 구하여 MUAP 템플릿을 구성한다. 이와같이 구성된 MUAP 템플릿은 개개의 운동단위의 활동전위를 나타낸다.

### 주파수 템플릿 정합법과 보정법

#### 1. 주파수 템플릿 정합법

스파이크의 분류는 개개의 MUAP들을 구별하기 위한 것으로 EMG 분해에서 가장 중요한 부분 중의 하나이다. 스파이크를 분류하기 위하여 다양한 방법이 사용되고 있으나 본 연구에서는 주파수 템플릿 정합법을 사용하였다. 주파수 템플릿 정합법은 시간 템플릿 정합법과 비교하여 보다 급격한 변화를 나타내는 스파이크들을 분류하기에 우수한 특성을 가지고 있다.

적절한 문턱치로 추출된 스파이크들을 주파수 영역에서 해석하기 위하여 FFT처리를 한후 템플릿 정합을 수행한다. 시간 영역에서 FFT를 수행하면 적절한 첨두치를 중심으로 스파이크 템플릿이 발생한다. 발생된 스파이크 템플릿은 적절한 수의 템플릿 버퍼에 저장하고 새로운 스파이크 템플릿이 발생할 때마다 저장된 스파이크 템플릿과 비교한다. 다음 식 4는 저장된 스파이크 템플릿과 새로운 스파이크 템플릿과의 비교를 위한 오차함수를 나타낸 것이다.

$$e^2 = \frac{1}{N} |S_0 - X_0|^2 + \frac{2}{N} \sum_{k=1}^{N/2-1} |S_k - X_k|^2 \quad (4)$$

$X_k, k=0, \dots, N/2-1$  : 스파이크의 FFT

$S_k$  : 템플릿의 FFT

$N$  : 스파이크길이

식 4에 의하여 정합이 일어나는 조건은  $e^2 < 0.1$ 이며, 정합이 발생된 경우 현재의 스파이크 템플릿은 식 5와 같이 갱신(update)된다.

$$S_k = (1 - c_3)S_k + c_3X_k, \quad k = 0, 1, \dots, N/2-1 \quad (5)$$

여기서  $c_3$ 는 템플릿의 스파이크의 모양에서 느린변화를 추적 가능하게 하는 파라메타이다. 만약 정합이 발생하지 않는 경우의 스파이크 템플릿은 새로운 템플릿에 저장되어진다

2. 보정법

FTM 과정을 거쳐 분류된 개별 템플릿의 스파이크들은 그 형태가 다양하고 오인식된 스파이크들이 존재한다. 발화 시간이 짧은 경우에 나타나는 다른 종류의 스파이크가 중첩되어 스파이크 검출에 실패(missing)하는 경우가 발생하며, 같은 패턴을 가지는 스파이크라 할지라도 다른 종류의 패턴으로 인식하여 분류에 실패(false)하는 경우가 생긴다.[6] 따라서 분류된 스파이크 템플릿들은 재분류할 필요가 있다.

오인식된 스파이크들을 IPI(inter peak interval) 히스토그램을 통하여 관찰해 보면 확연히 구별할 수 있으므로 IPI 히스토그램에서 일정한 발화 주기 내에 존재하지 않는 스파이크들은 일차적으로 제거 가능하다.

일차적으로 오인식된 스파이크들을 제거한 템플릿들은 분류된 MUAP 주파수 템플릿 사이의 모양의 유사성의 정도에 따라 개개의 템플릿 사이에 첫 번째 오류코드표를 만들고, IPI 발화통계에 기반하여 두 번째 오류코드표를 만든다. 작성된 에러코드 표는 템플릿간의 오류 정도에 따라 적절한 템플릿을 병합한다.

실험결과 및 고찰

본 연구에서는 전형적인 바늘전극을 25세 남성의 이두근에 삽입하여 최대 수의 수축력(maximum voluntary contractile contraction : MVC)의 20%의 수축력을 유지한 상태에서 3초간의 EMG 신호를 추출하였다. EMG 신호를 검출하기 위하여 네델란드 DANTEC사의 counterpoint2 MK를 사용하였으며, 10-10k Hz로 필터링한 후 SONY사의 DAT (Recorder)에 기록하였다. 기록된 EMG 데이터는 DT2821 보드를 사용하여 10kHz로 샘플링하여 컴퓨터로 읽어 들였고, Text 형태의 파일로 저장하여 C언어를 사용하여 프로그램하였다. 전체적인 실험구성도는 그림 3과 같다.

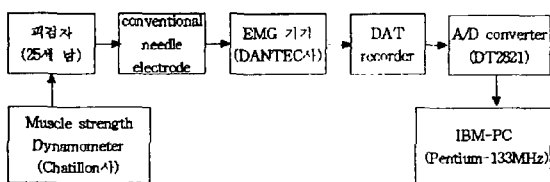
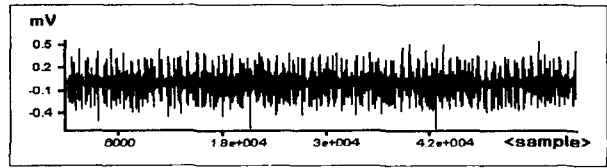


그림 3. EMG 신호 추출 과정.

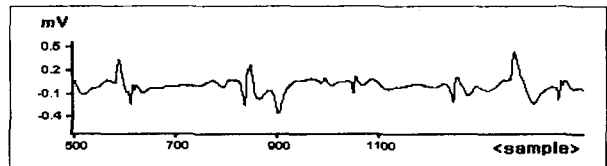
Fig. 3. The process of EMG signal extraction.

그림 4(a)는 EMG 신호를 분해하기 위하여 사용된 EMG 신호의 3초간의 데이터를 나타낸 것이다. 그림 4(b)는 그림 4(a)의 일정한 구간(500~1,500sample)을 잘라 확대한 것으로 개별 스파이크들과 여러 가지 잡음이 혼합되어 있는 것을 볼 수 있다. 그림 4(c)와 (d)는 전

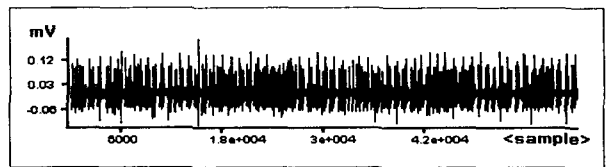
처리 필터를 거친 후의 EMG 신호를 나타낸다. 전처리 필터는 저주파 배경 잡음과 고주파 열잡음을 감소시키므로 개개의 스파이크가 구별하기 쉽게 되었음을 알 수 있다.



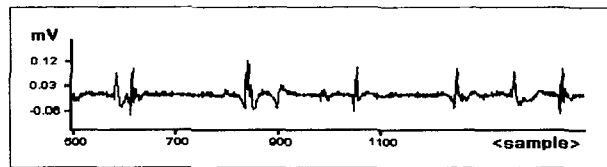
(a) 사용한 근전신호(전체)



(b) 사용한 근전신호(일부)



(c) 전처리 필터링후의 근전신호(전체)



(d) 전처리 필터링후의 근전신호(일부)

그림 4. 입력 EMG 신호와 전처리 필터링 후의 EMG 신호. Fig. 4. The original and after pre-filtering EMG signal.

전처리 필터를 거친 미분된 신호는  $c1=3.5$ 로 선택하고 식 2와 3에 의하여 적절한 문턱치(threshold)  $\alpha=0.02635$ 을 계산한 후, 추출하고자 하는 스파이크의 첨두치 검출하였다. 이와같이 검출 신호는 템플릿의 길이(N)를 64 샘플, 오류 함수에서 정합정도를 0.9이상으로 두어 식 4에 의하여 스파이크를 분류하였으며, 식 5에서  $c3=0.2$ 로 설정하여 주파수 템플릿 정합법을 이용해 주파수 영역에서의 스파이크 템플릿으로 생성하였다. 그림 5는 스파이크 분류 단계에서 나타난 여러 종류의 주파수 템플릿을 나타낸 것이다.

주파수 템플릿 정합을 거쳐 분류된 스파이크 템플릿들은 보정을 거쳐 개개의 MUAP로 구성할 수 있다. 그림 6은 보정 전·후의 IPI histogram을 나타낸 것이며, 그림 6(a)의 a와 d부분에서 발생된 스파이크들이 제거되었음을 알 수 있다

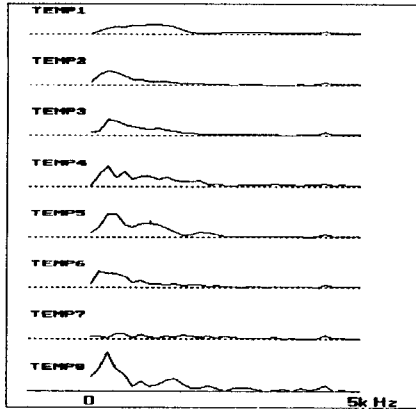


그림 5. 주파수 영역에서의 스파이크 템플릿.  
Fig. 5. The spike template in frequency domain.

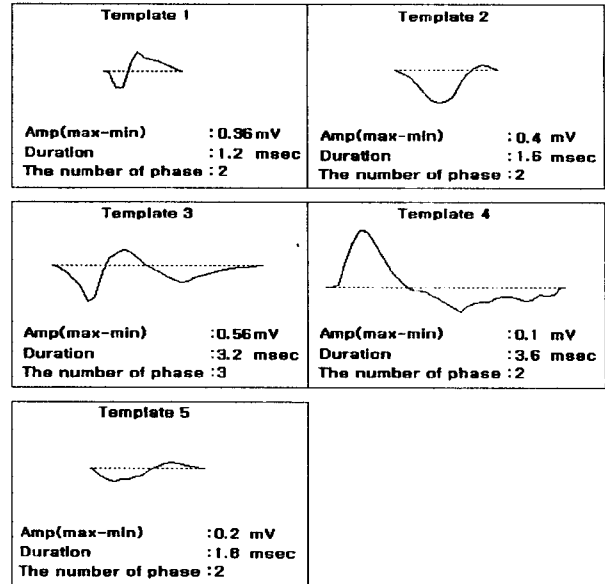
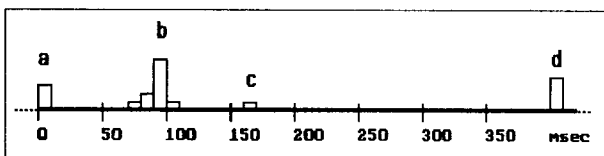
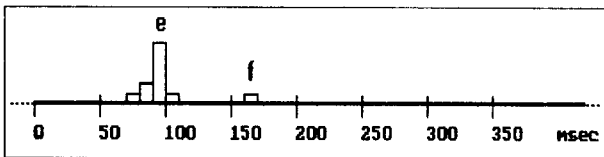


그림 7. 분해된 MUAP.  
Fig. 7. The decomposed MUAP templates.



(a) 보정 전



(b) 보정 후

그림 6. 보정 전·후의 IPI 히스토그램.  
Fig. 6. The IPI histogram before/after compensation.

이상과 같은 방법으로 EMG 신호를 분해하여 얻어진 개개의 MUAP를 그림 7에 나타내었다.

각각의 MUAP의 크기는 0.2-0.8 mV였으며, 지속시간은 1.2-3.6mSec, 상의 수는 세 번째 MUAP 템플릿이 3개, 나머지는 2개였다.

본 연구에서는 MUAP의 모양과 저 배경잡음을 가진 신호에서 매우 잘 수행된다. 필터된 스파이크의 사용으로 1ms(10samples)이하에서도 분별할 수 있었고, 주파수 템플릿 매칭 기술을 사용하여 믿을만한 스파이크 분류를 달성하게 해 준다. 또한, 여러 가지 선택 임계치 결정에 따라 전체적 성능이 많이 좌우된다는 문제점도 노출되었다. 이렇게 얻어진 MUAP들은 여러 가지 파라미터 제공하여 임상적 진단에 도움을 준다

#### 4. 결론

본 연구에서는 모양과 발화패턴 정보를 고려해서 EMG 신호를 각각의 MUAP들로 분해하였다. 그리고 각각의 MUAP에 대한 크기, 지속시간, 상의 수를 산출하였다.

전처리 단계에서 간이화된 미분필터를 사용하여 스파이크 추출 속도를 향상시킬 수 있었다. 또한 미분필터는 스파이크 검출시에 정밀도를 높일 수 있었다. 주파수 영역에서 템플릿 정합법을 사용하여 시간 영역에서 템플릿 정합법보다 정확한 분류할 수 있었다. 미분 필터를 사용한 스파이크 검출시의 오류를 줄이기 위하여 IPI 히스토그램을 이용한 보정한 결과 그 특성이 우수하였다.

본 연구는 EMG 신호를 MUAP 단위로 분해하여 추출함으로써 신경·근에서의 활동전위를 MUAP 단위로 관측하는 임상적 진단에 도움이 될 수 있을 것으로 판단된다.

EMG 신호를 분해하여 추출하기 위하여 임계치의 설정, 상승률이 느린 스파이크의 검출이 용이하지 않은 점등을 등이 향후 보완되어야 하며, 추후 재활의학의 진단 보조시스템 등에 활용될 수 있으리라 생각된다.

#### 참고 문헌 (REFERENCES)

- [1] 강두희, "생리학", 新光出版社, 1993
- [2] 의공학 교육연구회, "의용계측공학", 麗文閣, 1993
- [3] KEVIN C. McGill, Kenneth L. Cummins, and etc, "Automatic Decomposition of the Clinical Electromyogram", IEEE, Trans. on Biomedical Eng., Vol. BME-32, NO. 7, July 1985, pp470-477
- [4] R. S. LeFever and C. J. De Luca, "Decomposition of superimposed action potential trains," in Proc. 8th Annu. Meet. Soc. Neurosci., 1978, p299
- [5] De Luca, C.J., "Physiology and mathematics of myoelectric signals" IEEE Trans., BME-29, pp149-162
- [6] D. Stashuk and Y.Qu, "Robust method for estimating motor unit firing-pattern statistics", Medical & Biological Engineering & Computing January 1996, pp50-57