

http://dx.doi.org/10.7236/JIIBC.2013.13.6.109

JIIBC 2013-6-14

적응주파수추적필터기반의 생체임피던스분석을 통한 생물학적활성점측정에 관한 연구

Measurement of the Biological Active Point using the Bio-electrical impedance analysis based on the Adaptive Frequency Tracking Filter

박호동*, 이경중**, 염호준***

Hodong Park, Kyoungjoung Lee, Hojun Yeom

요 약 낮은 저항이나 좋은 전기투과도 지점으로 알려진 생물학적 활성점(biological active points, BAP)인 BAP검출을 위한 새로운 방법으로 적응주파수추적필터와 과도이벤트검출을 기반으로 하는 생체임피던스측정시스템을 사용하는 방식에 대해 제안하였다. 이 생체임피던스장치에 다중주파수 전류주입과 전압측정 모두 표면전극을 사용하였다. 또한 마이크로컨트롤러를 통하여 적응주파수추적필터를 사용한 다중주파수요소에 의해 변조된 신호의 연속적인 복조를 처리하였다. 또한 위상공간방식의 과도이벤트검출방식이 제안된 BAP등가모델에 각주파수에 대해 적용되었다.

Abstract The biological active points (BAP) are known as low resistance spots or good electro-permeable points. In this paper, a new method for BAP detection using the bio-impedance measurement system based on the adaptive frequency tracking filter (AFTF) and the transition event detector is presented. Also, the microcontroller process continuous time demodulation of the modulated signal by multi frequency components using the AFTF. The transition event detector based on the phase space method is applied about each frequency using the BAP equivalent model which is proposed.

Key Words : Biological active points, Adaptive frequency tracking filter, Bio-impedance, the transition event detector

1. 서 론

동양의학에 따르면 인체 기관과 혈 자리로 불리는 생물학적 활성 점은 서로 관련이 있다. 생체 임피던스 측정은 비침적이며 침습적 약물전달조사등과 같이 아양하

게 임상에 적용된다[1][2]. 인간의 BAP는 주변 피부들보다 낮은 저항과 높은 커패시턴스를 갖는 것으로 알려져 있다.[2][3][4][5]. BAP는 인체 전체에 균등하게 분포되어 있지 않으며 직류에 대한 저항은 BAP를 둘러싼 피부의 저항에 따라 다르다. 실시간으로 인체 피부의 저항

*정회원, MEZOO Inc. 연구개발부

**정회원, 연세대학교 의공학과

***정회원, 을지대학교 의료공학과 (교신저자)

접수일자 2013년 10월 10일, 수정완료 2013년 11월 20일

게재확정일자 2013년 12월 13일

Received: 10 October, 2013 / Revised: 20 November, 2013

Accepted: 13 December, 2013

*Corresponding Author: hyeom@eulji.ac.kr

Dept of Biomedical Engineering, Eulji University, Korea

과 커패시턴스를 측정하는 것은 어렵다. 주파수범위 조사에 따르면 하나의 BAP 저항과 커패시턴스를 측정하는데 보통 1분 30초에서 2분의 시간이 걸렸다. 현재까지 수천 개의 BAP를 감지하기 위한 실시간 검사법을 소개한 연구는 보고되지 않았다.

따라서 BAP등가회로 모델과 주변 피부 특성에 따라 달라지는 BAP의 다중 주파수 임피던스 특성을 이용하여 BAP를 검출하는 새로운 방법을 제안하고자 한다. 다중 주파수 생체 임피던스 계측은 주로 생체 수분과 지방분포 차이를 측정하는데 사용되어왔다[6]. 제시된 방법에서 다중 주파수 전류 주입과 전압 측정은 모두 마이크로컨트롤러로 제어되는 표면전극을 통해 이루어진다.

또한 등가회로 모델의 변수를 결정하기 위해 마이크로컨트롤러를 이용하여 적응노치필터 기반의 적응주파수추적필터(adaptive frequency tracking filter, AFTF)를 사용하여 다중주파수요소에 의해 변조된 신호의 연속적인 복조를 처리하였다. 다음단계로 각각의 주파수에 의해 복조된 생체 임피던스 신호는 위상공간방식의 파도이벤트검출방식에 적용되었다[7].

II. 측정 실험 설계

1. 실험 설계 및 데이터 측정

데이터 측정 시스템은 마이크로 컨트롤러(A/D, D/A 컨버터를 내장한 ADUC 7021)를 이용한 전류원과 저주파 통과 필터로 이루어져 있다. 전류원은 3~100Hz의 사인파 전류를 발생 시킨다. 발생된 전류는 인체 피부를 통과하게 되며, 이와 동시에 전압은 마이크로컨트롤러 내부의 D/A컨버터에 의해 측정된다. 기준 전극의 재질은 놋쇠이며 면적이 넓고 측정 전극의 크기는 3mm로 재질은 황동이다. 측정은 수혈음심포경의 PC6지점과 수소양심초경의 TB5지점에서 이루어 졌다. 측정 부위와 무관한 피부에 기준 전극을 부착하였고 측정 전극을 측정부위에 약하게 부착하여 다중 사인파를 이용해 측정하였다. 측정 부위가 약간만 벗어나더라도 결과 값이 크게 변화하므로 측정 부위는 신중하게 선택되어야한다. 본 실험에선 25명을 대상으로 총 50개의 BAP가 측정 되었다.

2. 피부, BAP 등가회로 모델

본 측정법은 참고문헌 [1]에서 제시된 등가 모델을 사

용 하였다. BAP등가회로 모델에선 저항 R_p , 커패시터 C_p 가 추가 되었으며 이들은 BAP 측정 부위의 저항과 커패시터 변화를 의미한다.

측정 시, 하나의 전극을 환자의 손에 부착하고 다른 하나를 BAP 부위나, 반대 쪽 손 또는 환자의 몸에 부착한다. 참고문헌 [1]에 제시된바와 같이 인간의 생체 임피던스는 대부분 3~100Hz 범위에 존재한다.

3. 적응 주파수 추적 필터(Adaptive Frequency Tracking Filter)의 구조

본 측정법에선 AFTF를 사용하여 다중주파수요소에 의해 변조된 신호의 연속적인 복조를 처리하였다. 적응노치 필터는 느린 간섭 사인파가 주파수 내에 나타날 때 유용하게 사용된다. 그림1은 적응 노치 필터의 구조를 나타낸다.

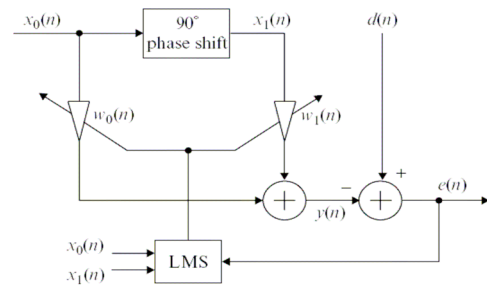


그림 1. 적응 노치필터의 구조
Fig. 1. The structure of adaptive notch Filter

사인파가 기준 신호로 적용되면 LMS 알고리즘은 적응노치필터로 작용한다. 이는 기준 주파수를 중심으로 하는 좁은 폭의 필터로 주요한 주파수성분을 제거한다. 그림1은 두 개의 가중치를 갖는 단일 주파수 적응 노치 필터를 나타낸 것이다.

기준 입력은 코사인 신호다.

$$x_0(n) = A \cos(\omega_0 n) \tag{1}$$

90도 위상 변화는 1/4 기준 신호를 생성하기 위해 사용된다.

$$x_1(n) = A \sin(\omega_0 n) \tag{2}$$

본 방법에선 Digital Hilbert 변환 필터가 사용되었다. 코사인 신호 발생기와 위상 변화기를 사용하는 대신 그림 1에 나타난 재귀 쿼드러처 오실레이터가 사인과 코사인 신호를 동시에 발생시키기 위해 사용하였고 기준 사인 신호에 대해선 2개의 필터 계수가 필요하며 LMS 알고리즘은 다음과 같다.

$$y(n) = w_0(n) \cdot x_0(n) + w_1(n) \cdot x_1(n) \quad (3)$$

$$e(n) = d(n) - y(n) \quad (4)$$

$$w_l(n+1) = w_l(n) + \mu \cdot x_l(n) \cdot e(n), l = 0, 1 \quad (5)$$

그림 1에 나타난 2개의 가중치를 갖는 적응 필터 $W(z)$ 은 다중 사인 기준 입력신호 $x(n)$ 을 사용하기 위해 범용 L 개 가중치 적응 FIR 필터로 대체 될 수 있다. 기준 입력은 주 입력신호 $d(n)$ 의 합성사인과 간섭신호를 추정하기 위한 연관성을 제공한다. 주사인과 노이즈와 주파수 크기가 같은 사인과 기준 신호에 따라 AFTF의 중심 주파수가 달라진다.

4. 과도 이벤트 검출방식의 구조

4절에선 주변 피부로부터 BAP의 과도이벤트를 검출하기 위한 과도이벤트검출방식의 구조가 소개된다. 과도이벤트 검출 과정 블록 다이어그램이 그림 2에 나타나 있다. 아래 과정엔 위상공간법 (phase space method, PSM)과 최소자승가속필터 (least-squares acceleration filter, LSAF) 사용되었으며 PSM은 일종의 토폴로지맵핑방식이다.[7][8]

PSM은 실시간 특성 형태로부터 포인트를 검출 할 수 있다. 나아가 LSAF필터는 디지털화된 신호의 가속성과 파생성을 측정하기 위해 사용된다. LSAF는 가장 날카로운 형태를 검출하기 위한 간단한 수학적 알고리즘이다. 측정된 날카로운 형태의 파형의 일반적인 지속시간과 동일한 윈도우 길이를 만들기 위해 간단한 명령이 사용된다.

출력 p 차 LSA 필터 $\hat{x}(n)$ 는 다음과 같이 정의된다.

$$\hat{x}(n) = \sum_{i=0}^{p-1} l_i \eta(n-i) \quad (6)$$

$\eta(n)$ 가 잡음신호 일 때 LSA필터의 입력신호로 사용되고 $l_i, 0 \leq i \leq p-1$ 는 LSA 필터의 가중치가 된다. 이러한 접근은 계산적으로 간단하며 실시간에서 사용될 수 있고 잡음에 대해 특성이 좋다.

이벤트 검출 진행 부분에서 신호는 LSAF에 적용된다. LSA 필터링 후에 토폴로지 매핑방법은 주변 피부로부터 과도 이벤트 부위를 검출하기 위해 사용된다. 마침내 BAP 부위가 검출 된다. [9][10]

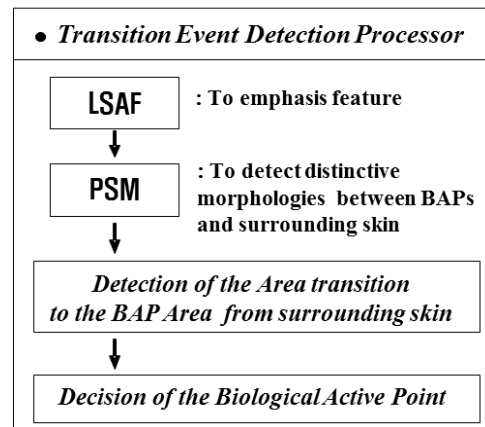


그림 2. 과도이벤트검출 과정 블록 다이어그램
Fig. 2. Block Diagram of the transition event detection processor

III. 실험 및 결과

피부를 통과하기 위한 다중 주파수 신호 생성과 신호 복조에 대한 그림이 그림 3에 나타나 있으며 (a), (b), (c), (d)는 각각 20Hz, 50Hz, 70Hz, 90Hz 사인파를 의미한다. 또한 그림 3의 (e)는 4개 신호의 합에 의한 복조 신호를 나타내며 이 신호가 피부에 침투하게 된다.

출력 임피던스 데이터 복조 과정은 AFTF를 사용하여 이루어졌다. 제안된 필터는 본 application을 적용하기에 충분 할 정도로 잘 동작한다. 그림 4의 (a)는 피부에서 측정된 다중 주파수 신호이며 (b),(c),(d),(e) 각각 제안된 필터에 의해 측정된 사인과 신호를 의미한다. BAP를 최종 결정하기 위해서 측정된 각각의 주파수들이 BAP 측정 과정에 적용된다.

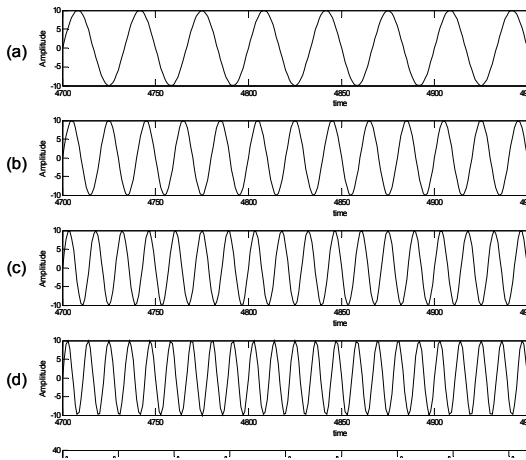


그림 3. 다중 주파수 신호의 발생
Fig. 3. The generated multi frequency signal

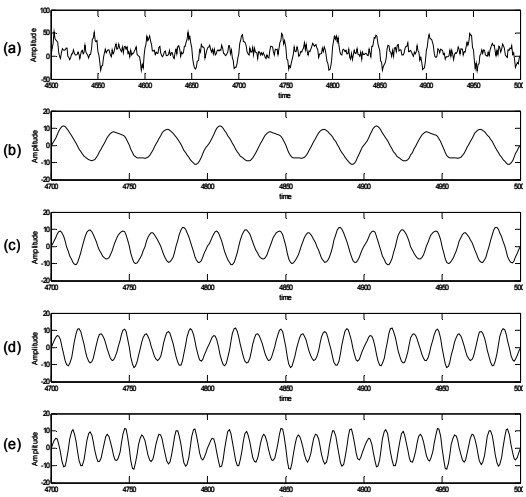
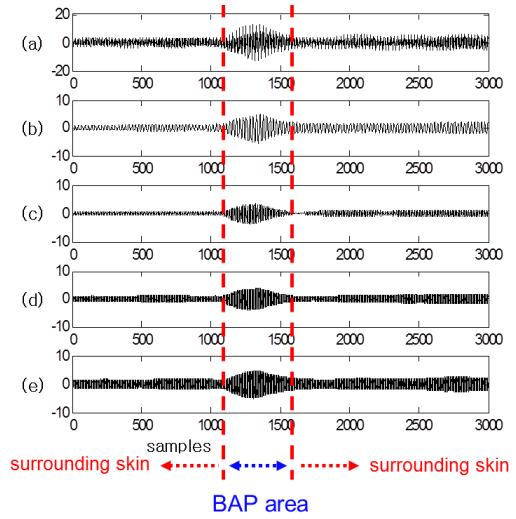


그림 4. ANF의 복조 결과
Fig. 4. The results of the ANF for demodulation

영역 과도 감지를 위해서 복조 신호로부터의 실시간 토폴로지맵핑이 사용된다. 실시간 AFTF 출력 신호와 신호 궤적이 그림5에 나타나 있다. 그림 5 (a)-(e)에 나타난 것처럼 BAP엔 위상 과도가 포함되어있다. 주변 피부와는 다르게 BAP 주변의 특정 패턴이 PSM도에 나타난다. 반면 주변 피부의 영역은 가려진 것이 그림 5의 (f)-(i)에 나타난다.

이러한 특정 패턴을 사용함으로써 주변 피부로부터 BAP를 정확하게 감지 할 수 있었다. 그러므로 위상과도 부분을 알 수 있다면 BAP를 간단하게 감지 할 수 있다.

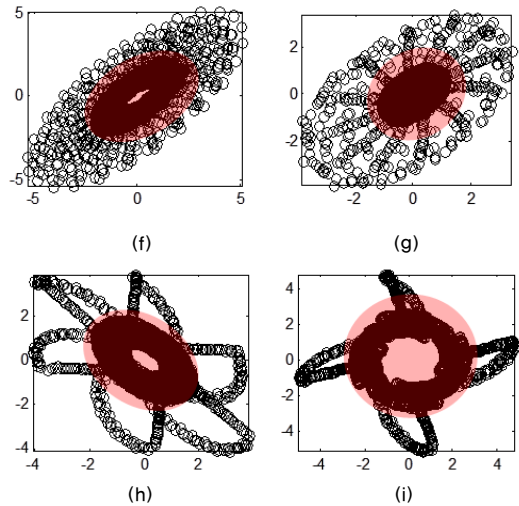


그림 5. 실제 데이터 결과 : 실제 데이터에 대한 AFTF결과
(a)측정된 다중 주파수 신호 (b)40Hz (c)80Hz (d)160Hz (e)240Hz, 복조신호 위상 공간도 - (f)40Hz (g)80Hz (h)160Hz (i)240Hz
Fig. 5. The results using real data :outputs of the AFTF using real data - (a)measured multi-frequency signal (b)40Hz (c)80Hz (d)160Hz (e)240Hz, Phase space plots of demodulated signals -(f)40Hz (g)80Hz (h)160Hz (i)240Hz

V. 결론

본 연구에서 적응 주파수 추적 필터 기반 생체 임피던스 측정 시스템과 과도 이벤트 검출은 BAP를 측정하

기 위해 설계 되었다. 마이크로컨트롤러를 통하여 적응 주파수추적필터를 사용한 다중주파수요소에 의해 변조된 신호의 연속적인 복조를 처리하였다. 그러므로 이 방법을 통해 실시간으로 BAP를 검사 할 수 있다. 왜냐하면 오직 BAP의 과도 위상만 검출되기 때문이다. 실험 결과에 나타나는 봐와 같이 BAP의 생체 임피던스 과도 특성은 그에 상응하는 주변 피부에 따라 다른 값을 갖는 것을 알 수 있다. 그 결과로 BAP에서의 특정 과도 패턴 분석이 실시간으로 이루어진다면 인간의 BAP를 결정하는데 사용 될 수 있을 것이다.

참 고 문 헌

- [1] Jonas WB and Levin JS: "Essentials of Complementary and Alternative Medicine", Williams & Wilkins.
- [2] E. F. Prokhorov: "In vivo electrical characteristics of human skin, including at biological active points" Med. Biol. Eng. Compute., 38, 507-511, 2000
- [3] VOLL,R: "Messbare Acupunctur-Diagnostic und Therapiefurden Praktier", Elfahrung heilkunde, 4, 1955
- [4] NAKATANI, Y: "Skin electric resistance and ryodoraku", J. Autonomic Nerve, 6, p. 52, 1956
- [5] KRAMER, F: "Einführung in die Electroacupuntumach Voll", Med.-Lit. Verlag, Uelzen, 1972
- [6] Lusseveld EM, Peters E T and Deurenberg P: "Multifrequency bioelectrical impedance as a measure of differences in body water distribution" Ann. Nutr. Metab. 37,pp44 - 51, 1993
- [7] Srinivasan, N., M. T. Wong, and S. M. Krishnan: "A new phase space analysis algorithm for cardiac arrhythmia detection" EMBC 82 - 85, 2003
- [8] Mark, G., Frei et al.: "Least squares acceleration filtering for the estimation of signal derivatives and sharpness at extrema". IEEE Trans. Biomed. Eng. 46(8):971 - 977, 1999
- [9] Jae-Seung Choi, "Speech Synthesis Algorithm Applied to Methods of Multi-Cepstrum Extraction and Root Mean Square Amplitude". Journal of Korean Institute of Information Technology, Vol.11 No.6 2013.6, page(s): 157-162
- [10] Dae-chul Cho, Sung-Hyun Kwon, "Operation of Biofilters with Different Packing Material - development of media and biological parameters for optimal odor treatment process in a biofilter". Journal of the Korea Academia-industrial cooperation Society, v.4, no.3, September 2003, pp.236-241

저자 소개

박 호 동(정회원)



• received his B.S., M.S., and Ph. D degrees in biomedical engineering from Yonsei University. He is currently a Head of MEZOO (Medical Equipment Zoo) Research Institute. His research interests include real-time biomedical signal processing and optimization algorithm of biomedical systems.

이 경 중(정회원)



• received his B.S., M.S., and Ph. D degrees in Electrical engineering from Yonsei University. He is currently a Professor in the Department of Biomedical Engineering at Yonsei University. His interests include medical instrumentation, biosystem modeling and biomedical signal processing.

염 호 준(정회원)



• received his BS, MS and Ph.D in Biomedical Engineering from Yonsei University. He has been an Assistant Professor of Medical Engineering at the Eulji University since 2008. His main research interests involve studying rehabilitation engineering and biomedical signal processing.