

심전도 신호에서 부정맥 환자의 R파 검출 알고리즘 연구

안세종^{1*}, 임창주², 김용권³, 정성택¹

¹한국산업기술대학교 컴퓨터공학과, ²한국산업기술대학교 게임공학과
³건양대학교 방사선학과

Study on R-peak Detection Algorithm of Arrhythmia Patients in ECG

Se-Jong Ahn^{1*}, Chang Joo Lim², Yong-Gwon Kim³ and Sung-Taek Chung¹

¹Department of Computer Engineering, Korea Polytechnic University

²Department of Game&Multimedia Engineering, Korea Polytechnic University

³Department of Radiological Science, Konyang University

요 약 심전도는 다양한 형태의 전기적 신호로 이루어져 있으며, 이러한 신호들의 특징점을 분석함으로써 부정맥을 검출할 수 있다. 지금까지 부정맥 검출을 위한 특징점 추출 방법에 대하여 많은 연구가 이루어졌으나, 복잡한 연산과 정으로 실시간 연산 결과를 활용하는 휴대형 기기에는 부적합하다. 이와 같은 문제점을 해결하기 위하여 본 연구에서는 환자의 R-R 간격과 QRS 너비의 정보를 이용하여 R파를 추출하였다. 우선 버터워스 필터를 이용하여 저주파 대역의 잡음을 제거하였으며, R-R간격의 이동평균과 QRS 너비의 이동평균을 이용하여 R파를 추출하였다. 이에 대한 결과 검증은 MIT-BIH 부정맥 데이터베이스의 데이터를 활용하여 실험하였으며, 제공된 데이터의 R파 위치와 제안한 알고리즘의 R파 위치를 비교하였다. 이에 대한 결과로는 제안한 알고리즘 방법이 우수한 검출 성능을 보였으며, 연산 과정에서도 효율적인 방법임을 확인 할 수 있었다.

Abstract ECG consists of various types of electrical signal on the heart, and feature point of these signals can be detected by analyzing the arrhythmia. So far, feature points extraction method for the detection of arrhythmia done in the many studies. However, it is not suitable for portable device using real time operation due to complicated operation. In this paper, R-peak were extracted using R-R interval and QRS width informations on patients. First, noise of low frequency bands eliminated using butterworth filter, and the R-peak was extracted by R-R interval moving average and QRS width moving average. In order to verify, it was experimented to compare the R-peak of data in MIT-BIH arrhythmia database and the R-peak of suggested algorithm. As a results, it showed an excellent detection for feature point of R-peak, even during the process of operation could be efficient way to confirm.

Key Word : Arrhythmia, R-R Interval, QRS width, R-peak

1. 서론

현재에는 인간의 평균 수명이 길어지면서 서구 선진

국가들뿐만 아니라 우리나라도 고령화 단계로 접어들고 있다. 고령화 사회로 진입함에 따라 만성 심장 질환을 가진 환자들의 수가 증가하고 있으며 심장 질환 원인으로

본 연구는 지식경제부 및 정보통신산업진흥원의 IT융합 고급인력과정 지원사업의 연구결과로 수행되었음
(NIPA-2011-C6150-1102-0001)

*교신저자 : 정성택(unitaek@kpu.ac.kr)

접수일 11년 08월 22일

수정일 11년 09월 08일

게재확정일 11년 10월 06일

돌연사 발생률이 증가하고 있다. 이를 예방하기 위하여 일상생활에서 심전도 모니터링에 대한 필요성이 증가하고 있다.

부정맥이란 심장 박동이 갑자기 빨라지거나 느려지고, 불규칙하고 고르지 않는 심장의 비정상적인 활동을 말한다. 부정맥 환자는 어지럼증, 흉부통증, 간질 및 경련 등의 증상을 나타낸다. 보통 때는 부정맥 환자들도 이러한 증상이 나타나기 전까지는 인지 할 수 없기 때문에, 자신들이 부정맥을 가지고 있다는 것을 알아내는 것이 중요하며 부정맥 분석은 심전도에 의해 명확히 된다.

심전도는 심장의 활동으로 인해 생기는 전기적 신호로서 비침습적인 방법으로 심장의 활동 상태를 인지할 수 있기 때문에 심장 질환을 1차적으로 진단하는 데 널리 사용되고 있다. 심장과 심혈관 질환 등을 진단하기 위한 가장 효과적인 방법으로 심실빈맥, 심실 세동, 심방 세동, 심장 부전 수축, 부정맥 등과 같이 심장 내부의 전기적 신호의 전달 경로나 그 주위 심장 부위에 이상이 있는지를 알고자 할 때 사용되어진다[1].

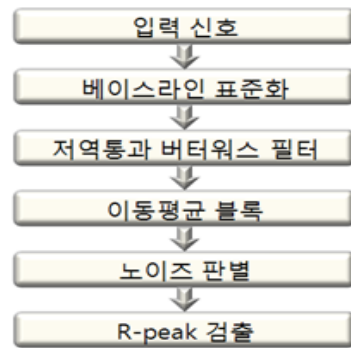
심전도를 자동으로 분석하기 위해서는 신호파형의 정량화가 이루어져야 하며 정확한 R파의 검출이 필요하다. 기존의 R파 검출 알고리즘으로는 미분을 이용한 방법[2], 심전도 파형의 형태적 연관성을 이용한 방법[3], 이산 푸리에 변환을 이용한 방법[4], 힐버트 변환 방법[5], 웨이블릿 변환 방법[6]등이 있다. 최근에는 실시간으로 자동 진단 시스템에 적용이 가능한 알고리즘 개발에 관한 연구가 이루어지고 있는데 기존의 방법들은 연산이 복잡하여 실시간 적용이 어렵고, 미분을 이용한 방법은 고주파 성분의 잡음이 포함된 신호에 대해서는 검출 성능이 떨어지며, 이산 푸리에 변환을 이용한 방법들은 그 관심이 되는 지점이 시간 축 상에 언제 발생 했는지 알 수 없는 단점이 있다[6-7].

본 논문에서의 연구 목적은 부정맥을 검출하기 위해 R-R 간격 및 QRS 너비 정보를 통해 R파를 검출하는 알고리즘을 구현하고자 하는데 있다. 제안한 방법은 연산이 복잡하지 않아 실시간으로 R파를 검출 할 수 있다. 또한 R-R 간격과 QRS 너비는 사람마다 다르기 때문에 알고리즘에 적용하여 개개인의 신체적 정보를 통해 최적의 R파를 검출 할 수 있을 것이다.

2. 연구 방법

본 연구에서 제안하는 R파 검출 방법은 입력된 신호에 대하여 베이스라인 신호 값을 최대한 영점에 맞추는 표준화 과정을 수행한 후, 심장근의 수축이나 전력선 간

섭, 전극 접촉에서의 잡음 등을 제거하기 위하여 저역통과 버터 위스 필터를 사용하였다. 또한, 두 개의 이동 평균을 통해 블록을 설정하고 연속된 블록 중에서 잡음과 QRS구간을 구분하여 R파를 검출하는 알고리즘을 구현하였다. 검증 방법으로는 구현된 알고리즘을 적용한 심전도 데이터에서의 R파 위치와 MIT-BIH Arrhythmia Database에서 제공한 심전도 데이터의 R파 위치와 비교하여 분석하였다. 그림 1에서는 본 논문에서 제안하고 있는 R파를 구하기 위한 과정을 블록도로 나타내고 있다.

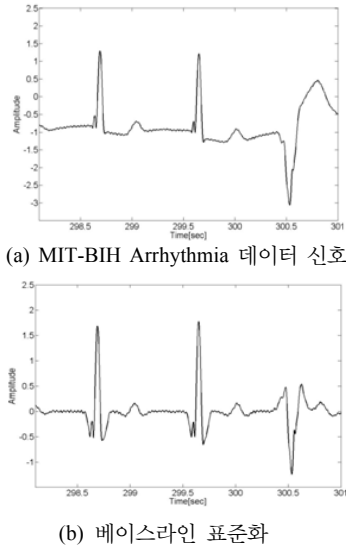


[그림 1] 알고리즘 블록도
[Fig. 1] Block diagram of algorithm process

2.1 베이스라인 표준화

사람마다 QRS 파형의 모양과 크기가 다르고, 전력선 간섭이나 전극 접촉에서의 잡음, 측정기기의 움직임, 심장근의 수축, 호흡에 의한 베이스라인의 이동과 ECG 신호의 변조, 신호처리 장비사용에서 생성된 잡음, 환자의 움직임에 의한 잡음, 전기외과 기구에서 생성된 잡음 등에 의해 신호가 변조된다[8-9].

베이스라인 표준화 과정은 이와 같은 잡음이 섞인 신호들의 베이스라인을 잡아주는 과정을 말한다. 베이스라인은 측정 시 호흡에 의해 움직이거나 환자의 움직임에 의해 그 값이 변하게 된다. 이러한 베이스라인의 움직임에 의해 변한 신호의 값을 최대한 영점에 맞추어 알고리즘에 적용하기 위해 현재 신호($I[n]$)를 중심으로 QRS 너비(w)만큼의 값의 평균을 구한 후 현재 신호에 평균값을 차감해준다. 이러한 과정으로 생성된 신호 중 QRS가 아닌 베이스라인은 영점에 신호가 몰리게 된다. 이 과정을 식 1에서 표현하였다. 그림 2에서는 이와 같은 방법을 MIT-BIH Arrhythmia 데이터 신호와 베이스라인 표준화 과정을 거친 신호를 보여주고 있다.



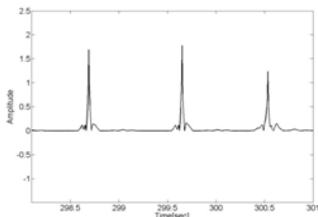
[그림 2] MIT-BIH Arrhythmia database 데이터 신호 및 베이스라인 표준화 적용 신호
 [Fig. 2] MIT-BIH Arrhythmia database signal and signal with baseline standardization.

$$S[n] = I[n] - (I[n - \frac{w_1}{2} + 1] + I[n - \frac{w_1}{2} + 2] + \dots + I[n - \frac{w_1}{2} + w_1]) \quad (1)$$

또한 식 1은 부분적으로 평균을 구해 원래 신호에 차감해주는 방법이기 때문에 베이스라인 움직임 변화에 대해서도 용이하게 해결해줄 수 있다.

2.2 저역통과 버터워스 필터

상기에서 베이스라인의 신호를 표준화 하는 과정을 서술하였으며, 이번 과정은 심장근의 수축이나 전력선 간섭, 전극 접촉에서의 잡음 등에 의해 생기는 베이스라인 신호의 떨림을 제거하는데 그 목적이 있다. 이 과정에서 저역통과 버터 워스 필터에 절대값을 적용한 신호를 사용하였으며 그 과정을 그림 3에서 보여주고 있다.



[그림 3] 베이스라인 표준화 적용 후 저역통과 버터워스 필터 통과 신호
 [Fig. 3] Low pass butterworth filtered signal after baseline standardization

2.3 이동평균 블록

본 논문에서 제안하는 알고리즘을 이용하여 이동평균 블록을 구하기 위해서는 QRS 너비와 R-R간격의 정보가 필요하다. 이와 같은 정보는 환자의 평균적인 QRS 너비와 R-R간격에서 구할 수 있다. 우선 미리 측정된 환자의 ECG신호에서 Q파와 R파의 위치 값을 선택하여 두 값 사이의 시간과 샘플링 수를 곱하여 QRS 너비(w_1)를 계산한다. 그리고 R-R 간격은 하나의 R파와 이전의 R파의 시간 간격과 샘플링 수를 곱하여 R-R 간격(w_2)을 계산한다. R파를 검출하는 알고리즘이기 때문에 QRS의 너비는 고정적으로, R-R간격은 이전 R파들의 시간적 정보를 바탕으로 계산되기 때문에 R-R간격은 유동적으로 각 신호에 적용하였다.

필터를 통과한 ECG신호의 절대값($y[n]$)에 두 개의 이동 평균을 이용하여 QRS 너비(w_1)의 이동 평균(M_{QRS})과 R-R 간격(w_2)의 이동 평균(M_{beat})을 구하는 식은 아래의 식 2와 같다.

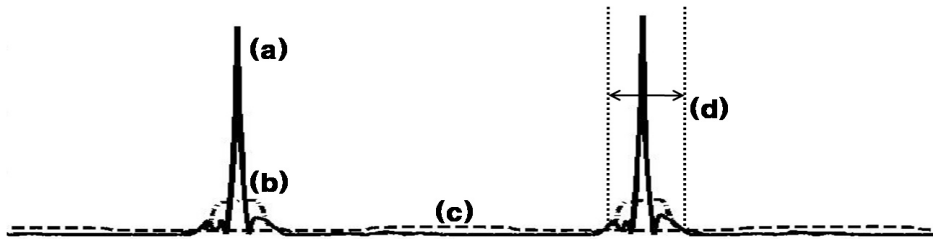
$$M_{QRS}[n] = \frac{1}{w_1} (y[n - \frac{w_1}{2} + 1] + y[n - \frac{w_1}{2} + 2] + \dots + y[n - \frac{w_1}{2} + w_1])$$

$$M_{beat}[n] = \frac{1}{w_2} (y[n - \frac{w_2}{2} + 1] + y[n - \frac{w_2}{2} + 2] + \dots + y[n - \frac{w_2}{2} + w_2]) \quad (2)$$

위 식을 이용하여 구해진 QRS 너비의 이동 평균과 R-R 간격의 이동 평균을 이용하여 R파의 후보 점을 찾아내기 위한 블록을 구하게 된다. 이에 대한 프로그램으로 적용하기 위하여 QRS 너비의 이동 평균 값이 R-R 간격의 이동 평균 값보다 큰 값을 BLOCKS이라 하고, 여기서 얻어진 BLOCKS의 너비를 구하고자 하는 R파 후

보 점 블록이라고 정의한다. 이에 대한 과정을 식 3과 그림 4에서 보여주고 있다.

$$\text{IF } M_{QRS}[n] > M_{beat}[n] \text{ THEN} \\ \text{BLOCKS}[n] = 1 \\ \text{ELSE} \\ \text{BLOCKS}[n] = 0 \\ \text{END} \quad (3)$$



[그림 4] (a) 필터가 적용된 ECG 신호, (b) ECG신호의 QRS 너비 이동평균, (c) ECG신호의 R-R 간격 이동평균, (d) R파 후보 점 블록

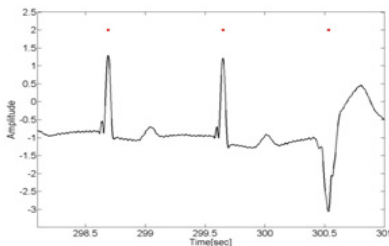
[Fig. 4] (a) Filtered ECG signal, (b) QRS width moving-average, (c) R-R interval moving-average, (d) Block to obtain candidate point of R-peak

2.4 R파 판별

위에서 제안한 방법에 의해 설정된 블록을 기준으로 R파를 찾아야 하는데, 이 구간 내에는 QRS 구간과 잡음 구간이 함께 존재하게 된다. 이 구간에서 QRS 구간만을 찾아내기 위해 아래의 식 4를 이용하였다.

$$Width(BLOCKS) > w_i \quad (4)$$

위 식에 해당하지 않는 블록들의 구간은 잡음이며, 나머지 블록에는 R파 값으로 판별한다. 블록 안에 있는 신호 값들 중에서 저역통과 버터워스 필터를 적용한 신호의 값이 가장 큰 신호가 R파가 되는 것이다. 그림 5에서 이에 대한 결과를 보여주고 있다.



[그림 5] 제안된 알고리즘을 적용한 R파 검출 결과
[Fig 5] Result of the R-peak obtained using a suggested algorithm.

3. 연구 결과

본 연구에서는 MIT-BIH Arrhythmia Database에서 제공하는 부정맥 데이터를 사용하였다. 이 데이터들은 심전도에 대한 수많은 알고리즘을 검증하기 위하여 많은 연구실에서 사용되고 있으며, 초당 360개의 샘플링 데이터

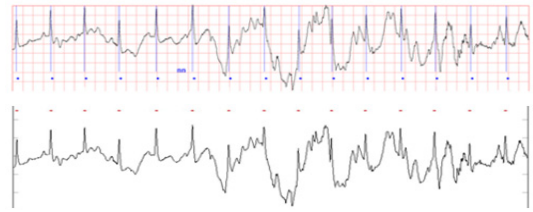
를 30분 동안 측정된 값을 가지고 있다. 구성된 파일은 3개로 나누어져 있는데 참조주석의 내용이 있는 atr 파일과 ECG신호의 값이 저장 되어 있는 *.dat 파일, 그리고 데이터에 대한 정보가 들어있는 *.hea 헤더파일로 이루어져 있다. 사용되어지는 부정맥 데이터들은 여러 가지 상황에 대한 신호와 잡음이 섞여 있기 때문에 다양한 알고리즘을 시험 검증하는 데 이용되고 있다. 또한 각 데이터들의 심전도 신호에 대하여 R파와 부정맥의 위치가 기록 되어 있기 때문에 그림 6과 그림 7에서 보듯이 제안한 알고리즘을 적용한 심전도 데이터와 MIT-BIH Arrhythmia Database에서 제공한 심전도 데이터를 비교 분석하여 R파를 명확히 찾아내는지 알아보았다. 그 결과는 표 1에서 보여주고 있으며 여기서 TP(True Positive)는 검출된 정확한 R파, FP(False Positive)는 검출하지 못한 R파, FN(False Negative)은 잘못된 위치를 검출한 R파의 개수이다.

표 1에서는 제안한 알고리즘을 이용하여 R파를 찾아낸 결과를 보여주고 있다. 예를 들어 신호 105번인 경우에 대하여 베이스라인이 흔들리고 잡음 등이 섞여 있을 때 R파를 검출 한 결과는 그림 6에서 보여주고 있다. 그림 6에서 위의 신호는 데이터베이스에서 제공하는 R파를 위치를 나타낸 신호이고, 아래 신호는 본 논문에서 제안한 알고리즘을 적용하여 R파를 검출한 신호로써 R파를 정확히 찾아낸 것을 볼 수 있다. 또한 R파가 뒤집히는 부정맥이 섞여 있는 신호 210번 같은 경우에서도 데이터베이스에서 제공한 신호와 본 논문에서 제안한 알고리즘을 적용한 신호를 비교하였을 때 R파를 검출 할 수 있음을 그림 7에서 보여주고 있다. 푸리에 변환을 통해 신호를 변환하여 잡음에 강한 모습을 보였으며, 환자의 고유한 정보를 통한 이동 평균을 통해 R파를 검출하기 때문에 유연하게 R파를 찾아 낼 수 있었다.

[표 1] MIT-BIH Arrhythmia database에서 검출된 R파 검출 결과

[Table 1] Results of the R-peak detected with MIT-BIH Arrhythmia database

No	beats	TP	FP	FN
100	2273	2273	0	0
101	1865	1865	1	2
102	2187	2187	0	0
103	2084	2084	0	0
104	2229	2228	1	5
105	2572	2564	8	24
106	2027	2027	0	9
107	2136	2136	0	1
108	1763	1762	1	5
109	2532	2532	0	0
111	2124	2124	0	1
112	2539	2539	0	0
113	1795	1795	0	0
114	1879	1868	11	4
115	1953	1953	0	0
116	2412	2411	1	0
117	1535	1535	0	1
118	2278	2278	0	0
119	1987	1984	3	0
121	1863	1863	0	0
122	2476	2474	2	0
123	1518	1517	1	0
124	1619	1619	0	0
200	2601	2058	3	2
202	2136	2134	2	0
203	2980	2939	61	33
205	2656	2647	9	0
207	1860	1839	31	45
208	2995	2984	11	4
209	3005	3004	1	0
210	2650	2641	14	2
212	2748	2748	0	0
213	3251	3250	1	0
214	2262	2254	8	4
215	3363	3347	16	0
217	2208	2208	0	1
219	2154	2153	1	2
220	2048	2048	0	0
221	2427	2425	2	5
222	2484	2456	48	1
223	2605	2605	0	0
228	2053	2034	21	21
230	2256	2255	1	0
231	1571	1571	0	28
233	3079	3079	0	0
234	2753	2753	0	0



[그림 6] MIT-BIH Arrhythmia 105번 데이터
[Fig. 6] No. 105 of MIT-BIH Arrhythmia database from Table 1



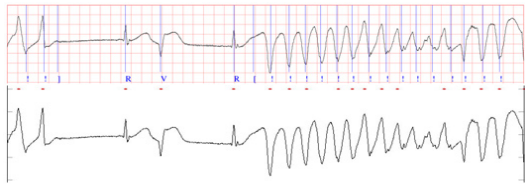
[그림 7] MIT-BIH Arrhythmia 210번 데이터
[Fig. 7] No. 210 of MIT-BIH Arrhythmia database from Table 1

4. 고찰 및 결론

환자의 고유한 정보를 통한 이동 평균을 통해 R파를 검출하기 때문에 다른 알고리즘에 비해 유연하게 R파를 검출 할 수 있었지만 표 1에서 보듯이 신호 203번과 205번인 경우는 FP와 FN의 개수가 많다. 그러나 이 신호들은 신호 자체가 워낙 손상이 심하여 본 논문에서 제안한 알고리즘 뿐만 아니라 다른 알고리즘의 경우에도 정확도가 떨어지는 편이다. 하지만 신호 207번 같은 경우 심장 박동수가 빨라지는 심실조동이 나타나게 되는 경우에는 R-R간격과 QRS의 너비의 차이가 많이 나지 않게 되면 두 개의 R파의 블록 구간을 하나로 인식하면서 하나의 R파를 검출하게 되는 단점이 있음을 그림 8에서 보여주고 있다. 심장 박동수가 빨라지는 신호에 대해서는 이전 R파를 찾아내는 시간적 정보를 통해 R-R간격에 변화를 주면서 알고리즘을 적용 할 수 있으나, QRS의 너비는 고정적이기 때문에 처음에 적용한 QRS 너비와 R-R간격이 차이가 적어지게 되면 여러 개의 R파가 있어도 하나의 블록으로 설정된다. 그래서 하나의 R파만 검출되는 문제점이 있었다. 심실조동이 나타나는 신호에서 R파 검출이 뛰어난 타 연구와 비교 하게 되면 심실조동은 검출하였지만 전체 부정맥 신호에 대해서는 본 연구에서 제한안 알고리즘의 검출률이 더 좋았고, 검출방법 또한 연구방법과 적합하지 않았다[10]. 결국 실시간으로 QRS의 너비를 정적으로 변화시키는 방안이 연구방법에 적합한 해결책

이 될 것이며, R파의 검출률이 더 좋을 것이다.

본 연구에서는 환자 고유의 ECG를 통해 R-R간격과 QRS너비의 정보를 이용하여 R파를 검출하는 알고리즘을 구현하였다. 이 알고리즘은 우선 푸리에 변환을 통해 신호를 변환하여 잡음에 강한 모습을 보였다. 또한 환자의 고유한 정보를 통한 이동 평균을 통해 R파를 검출하여 R파를 검출하는데 유연한 모습을 보였다. 환자의 QRS 너비와 R-R간격의 정보만 가져오게 되면 본 논문에서 제안한 알고리즘을 사용하여 실시간으로 R파를 검출할 수 있기 때문에 병원에서 뿐만 아니라 휴대용으로 지닐 수 있는 심전도 기기에도 적용할 수 있을 것으로 기대된다.



[그림 8] MIT-BIH Arrhythmia 207번 데이터
[Fig. 8] No. 207 of MIT-BIH Arrhythmia database from Table 1

Reference

[1] V.X. Afonso, et al., "Detecting ventricular fibrillation", IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, vol. 14, Issue 2, pp.152-159, 1995.

[2] W. J. Brady, et al., "Wide QRS Complex Tachycardia: ECG Differential Diagnosis", The American Journal of Emergency Medicine, Vol. 17, No. 4, pp.376-381, 1999.

[3] S.E. Dobbs, et, al.. "QRS Detection By Template Matching Using Real-Time Correlation On A Microcomputer", Journal of Clinical Engineering, Vol. 9, No. 3, pp.197-212, 1984.

[4] D.L. Pierce, et, al., "Fast Fourier Transformation of the Entire Low Amplitude Late QRS Potential to Predict Ventricular Tachycardia", Journal of the American College of Cardiology, Vol. 14, No. 7, pp.1731-1740, 1989.

[5] D.S. Benitez, et, al, "A New QRS Detection Algorithm Base on the Hilbert Transform", Computers in Cardiology of IEEE, vol.27 pp.379-382, 2000.

[6] S.K. Kil, et, al., "Recognition of Feature points in ECG and Human Pulse using Wavelet Transform", The Korean Institute of Electrical Engineers, Vol.55, No.2, pp.75-81, 2006.

[7] H.J. Chung, et, al. "A Study on R-peak Detection algorithm in ECG", Korea Multimedia Society, Vol.13, No.1, pp.438-441, 2010.

[8] Gary M. Friensen, et al., "A Comparison of the Noise Sensitivity of Nine QRS Detection Algorithms", IEEE Transactions on Biomedical Engineering, Vol.37, No. 1, pp.85-98, 1990.

[9] N.V. Thakor, et, al. "Applications of Adaptive Filtering to ECG Analysis: Noise Cancellation and Arrhythmia Detection", IEEE Transactions on Biomedical Engineering, Vol. 38, No. 8, pp.785-794, 1991.

[10] P. S. Hamilton, et, al. "Quantitative Investigation of QRS Detection Rules Using the MIT/BIH Arrhythmia Database", IEEE Transactions on BioMedical Engineering, Vol. BME-33, No 12, pp.1157-1165, 1986.

안 세 중 (Se-Jong Ahn)

[준회원]



- 2010년 3월 ~ 현재 : 한국산업기술대학교 컴퓨터공학과 석사 과정 재학 중

<관심분야>

의공학, 의료영상시스템, 영상처리, 헬스케어

임 창 주 (Chang Joo Lim)

[정회원]



- 1997년 2월 : 한국과학기술원 산업공학과 석사 (공학석사)
- 2002년 2월 : 한국과학기술원 산업공학과 박사 (공학박사)
- 2002년 3월 ~ 2004년 1월 : 한솔테크놀로지 기술연구소 책임연구원

- 2003년 3월 ~ 2004년 1월 : 펜실베이니아주립대학교 컴퓨터공학과 초빙연구원
- 2004년 3월 ~ 현재 : 한국산업기술대학교 게임공학과 교수

<관심분야>

게임인터페이스설계, HCI/VR, 교육용 Game Design

김 용 권(Yong-Gwon Kim)

[정회원]



- 1995년 2월 : 한국과학기술원 정보 및 통신공학과 (공학석사)
- 2008년 2월 : 고려대학교 대학원 의공학협동과정 (공학박사)
- 2008년 6월 ~ 2009년 2월 : 삼성전기 책임연구원
- 2009년 3월 ~ 현재 : 건양대학교 방사선학과 교수

<관심분야>

의공학, 의료영상시스템, 융합시스템, 내시경

정 성 택(Sung-Taek Chung)

[정회원]



- 1995년 2월 : 한국과학기술원 정보 및 통신공학과 (공학석사)
- 2000년 2월 : 한국과학기술원 전기 및 전자공학과 (공학박사)
- 1998년 1월 ~ 2000년 4월 : 메디슨 MRI연구소 선임연구원
- 2000년 5월 ~ 2004년 2월 : 메디너스 MRI 연구소장
- 2004년 3월 ~ 현재 : 한국산업기술대학교 컴퓨터공학과 교수

<관심분야>

의공학, 의료영상시스템, 영상처리, 헬스케어