

## 심전도 신호의 리듬 특징을 이용한 부정맥 검출

김성완\*

# Arrhythmia Detection Using Rhythm Features of ECG Signal

Sung-Oan Kim \*

### 요 약

본 논문에서는 먼저 심전도 진단을 위한 처리 과정별 관련 연구내용을 살펴본 후 심전도 신호의 리듬 특징을 이용하여 부정맥을 검출 및 분류하는 방법을 제안한다. 특징 추출에서는 리듬 구간에 대하여 동일성 및 규칙성 등의 리듬 및 심박 분포에 관련되는 특징을 추출하게 되며, 리듬 분류에서는 리듬 구간의 특징에 대하여 미리 구축된 규칙 베이스를 이용하여 리듬 유형을 분류하게 된다. MIT-BIH 부정맥 데이터베이스의 모든 리듬 유형에 대한 실험을 통하여 정상 리듬 규칙만으로도 100% 부정맥 검출 성능을 보였으며, 부정맥 리듬 규칙으로는 유형 분류 적용 가능성을 확인하였다.

▶ Keywords : 심전도 사전진단, 리듬 특징, 부정맥 검출, 유형 분류

### Abstract

In this paper, we look into previous research in relation to each processing step for ECG diagnosis and propose detection and classification method of arrhythmia using rhythm features of ECG signal. Rhythm features for distribution of rhythm and heartbeat such as identity, regularity, etc. are extracted in feature extraction, and rhythm type is classified using rule-base constructed in advance for features of rhythm section in rhythm classification. Experimental results for all of rhythm types in the MIT-BIH arrhythmia database show detection performance of 100% for arrhythmia with only normal rhythm rule and applicability of classification for rhythm types with arrhythmia rhythm rules.

▶ Keywords : ECG Prediagnosis, Rhythm Features, Arrhythmia Detection, Type Classification

•제1저자 : 김성완 •교신저자 : 김성완

•투고일 : 2013. 7. 22, 심사일 : 2013. 7. 30, 게재확정일 : 2013. 8. 9.

\* 수원과학대학교 컴퓨터정보과(Dept. of Computer Information, Suwon Science College)

## I. 서론

심장질환의 예측 불가능한 발생 위험성은 심전도 신호 (electrocardiogram: ECG)를 수시로 모니터링 할 필요성을 방증하고 있으며, 특히 관련 병력이 있는 경우에는 시간과 장소에 무관한 상시 관리가 반드시 수반되어야 한다. U-헬스케어는 IT(Information Technology)와 BT(Biology Technology)를 핵심으로 한 디지털-컨버전스(digital-convergence)의 최신 집약체로서 시공간의 제약 없이 제공되는 보건의료 및 건강관리 원격서비스를 의미한다. 따라서 상시 모니터링이 요구되는 심장질환 조기 진단의 경우 U-헬스케어 서비스망에서 실시간 심전도 신호처리 및 분류기술이 재현됨으로써 그 효과를 극대화할 수 있다[1-3].

심전도 신호는 심장을 구성하는 심방 및 심실의 규칙적인 수축과 이완에 의해 발생하는 전기적 파형의 집합으로서 등전 위선 상에 주기적인 반복 곡선으로 생성된다. 일반적인 심전도 신호는 그림 1과 같이 P파, QRS군, T파의 연속적 형태로 구성되어 있으며, P, Q, R, S, T파 및 그 시작점과 끝점은 심장질환 진단에 매우 중요한 요소가 된다. 최근 심장질환의 자동 진단을 위해 잡음 유입을 최소화하는 전극 및 기구 개발 등의 하드웨어 기반 연구와 획득된 심전도 신호 상에서의 효과적인 잡음 제거, 진단에 필요한 특징점의 견실한 검출 방법, 검출된 특징점에 기반한 질환 분류기 설계 기술 등의 소프트웨어 기반 연구들이 다양하게 진행되고 있다.

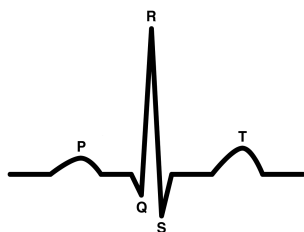


그림 1. 일반적인 심전도 신호  
Fig. 1. Typical ECG signal

심전계를 이용하여 측정되는 심전도 신호로부터 심장질환을 자동 진단하는 알고리즘은 치명적인 심장질환이나 위험 단계로 발전할 수 있는 질환의 사전 진단에 집중되어 왔다. 부정맥(arrhythmia)은 이에 대표적인 심장질환으로서 심전도 신호를 구성하는 각각의 파형에 불규칙하게 나타나는 비정상 상태를 반영하고 있다. 심전도 진단을 위한 기존 연구들은 주

로 심박(heartbeat) 단위에 대한 특징추출 및 분류를 통하여 비정상을 검출하는 접근법에 기반하고 있다. 그러나 이러한 심박 분류를 이용한 분류는 심실성(ventricular) 부정맥 또는 상심실성(supraventricular) 부정맥에 대한 개략적 진단 정보를 제공하지만, 부정맥 종류 및 위치에 대한 세부적 진단 정보는 제외되는 단점이 있다. 따라서 부정맥 진단을 위한 알고리즘은 심전도 신호의 구성요소, 즉 P파, QRS군, T파 등의 유무 및 리듬 등을 고려하여 설계되어야 할 필요가 있다 [4,5].

본 논문에서는 신뢰성 있는 심전도 사전 진단을 위해 리듬 분류 알고리즘을 이용하여 부정맥을 검출 및 분류하는 방법을 제안한다. 특징점 검출에서는 곡률기반 정점 선택(curvature-based vertex selection) [6]을 이용하여 리듬 구간에 대한 모든 P파, QRS군, 및 T파의 시작점, 최고점, 끝점의 위치를 검출하며, 특징 추출에서는 리듬 구간에 대하여 동일성 및 규칙성 등의 리듬 및 심박 분포에 관련되는 특징이 추출되어 계산된다. 그리고 리듬 분류에서는 리듬 구간의 특징에 대한 규칙 베이스를 이용하여 리듬 유형을 분류하게 되며, 이때 규칙 베이스는 임상 및 내과 분야의 심전도 전문 임상 자료에 기반하여 도출된 부정맥 진단 기준을 적용하게 된다. MIT-BIH 부정맥 데이터베이스의 모든 리듬 유형에 대한 실험을 통하여 다양한 부정맥 리듬에 대한 제안 방법의 타당성을 확인하고자 한다.

본 논문의 구성은 다음과 같다. II장에서 기존의 심전도 신호 분석 및 분류 연구에 대해 먼저 살펴본 후 III장에서는 제안한 리듬 특징을 이용한 부정맥 검출 및 분류 방법에 대해 기술한다. 그리고 IV장에서 MIT-BIH 부정맥 데이터베이스를 이용한 제안 방법의 실험 결과를 제시한 후 마지막 V장에서는 본 논문의 결론을 맺는다.

## II. 심전도 관련 연구

심전도 신호를 이용한 심장질환의 진단은 일반적으로 그림 2와 같이 전처리, 파형 검출 및 분할, 특징추출, 그리고 분류의 순차적인 처리과정이 필요하다. 여기서 각 단계에 대한 신호의 압축은 방대한 양의 심전도 데이터를 효과적으로 저장 및 전송하기 위한 필수 요소가 되고 있으며, 처리과정이 진행됨에 따라 더 높은 압축 성능을 재현한다.

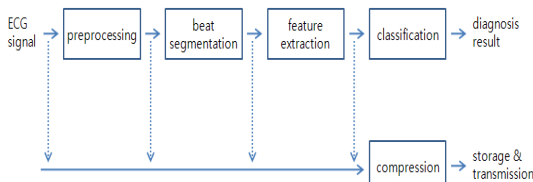


그림 2. 심전도 진단을 위한 일반적인 처리 과정  
Fig. 2. Typical process flowchart of ECG based diagnosis

신호처리, 패턴인식 등의 분야에서 심전도 신호의 분석 및 분류에 관련된 연구는 지속적으로 진행되어 왔으며, 최근에는 U-헬스케어 시대의 도래와 함께 실제 활용을 목적으로 한 심장질환의 조기 진단 알고리즘 설계 및 시스템을 구현하기 위한 다양한 접근이 시도되고 있다.

### 1. 전처리

전처리는 심전도 신호 측정시 심검자의 신체적 또는 환경적 요인으로 인하여 전기적 신호에 포함되는 저주파 및 고주파 잡음을 제거하는 과정으로 요약된다. 여기서 잡음의 종류는 전력선 간섭, 전극접촉 잡음, 움직임 왜곡, 근육 수축, 기저선 변동, 전기치료기 잡음 등이 있다. 기존 연구에서는 주로 전력선 간섭, 기저선 변동, 근육 수축, 그리고 움직임 왜곡을 대상으로 이후 처리과정을 위하여 불필요한 잡음을 제거하거나 원하는 신호를 추출하고자 하였다.

대표적 전처리 기술로는 웨이블릿(wavelet) 상의 필터 설계 및 신경망 기반 방법들이 있으며, 저역 및 고역 통과필터로 구성되는 디지털 필터를 이용하는 방법이 집중적으로 연구되었다(7-10). 특히 고정된 차단 주파수를 갖는 FIR 및 IIR 필터, 주파수 영향을 고려하지 않는 cubic spline 필터, 그리고 적용적으로 잡음을 제거할 수 있는 적응 필터 등이 제안되었으나 잡음을 제거하는 과정에서 원신호의 감쇄 또는 왜곡이 동시에 발생되므로 이를 개선하기 위한 방법이 요구되고 있다. 여기서 원신호의 왜곡은 최종 심장질환 진단시에 오류를 유도하는 치명적 요소가 될 수 있으므로 이에 대한 건설한 대응은 필수적이라 할 수 있다.

### 2. 파형 검출 및 분할

파형 검출 및 분할은 잡음이 제거된 신호 또는 잡음이 포함된 원신호로부터 원하는 파형을 검출하거나 분할하는 과정을 의미한다. 여기서 파형 검출은 주로 P파, QRS군, 및 T파의 최고점에 대한 시간값을, 파형 분할은 P파, QRS군, 및 T파의 시작점 및 끝점에 대한 시간값을 각각 검출한다. 정확한 파형 검출 및 분할을 위하여 대부분의 연구에서는 심전도 전

문가에 의한 수작업으로 주요 특징점을 검출하고자 하였다.

파형 검출 및 분할 연구는 접근방법에 따라 통계적, 모델 기반, 그리고 발전적 방법으로, 연구목적에 따라 특정 또는 모든 파형의 검출 및 분할 영역으로 각각 분류할 수 있다(11-14). 심전도 신호의 분류를 위한 많은 연구에서는 수동 검출 또는 자동 검출 후 보정을 통하여 특징추출 및 분류 성능을 최대화 하고자 하였다. 그러나 자동화된 심장질환 진단을 위해서는 보다 정확한 파형 검출 및 분할이 요구되고 있으며, 특히 T파 검출 성능은 심전도 전문가의 판단 기준과 큰 차이가 있는 실정이다.

### 3. 신호 압축

데이터 압축기술은 실제 신호의 분석을 이용하는 시간영역 압축(direct data compression)과 스펙트럼 및 에너지의 분석을 이용하는 변환영역 압축(transformation compression)으로 크게 분류할 수 있다. 시간영역 압축은 대부분 예측 또는 내삽 알고리즘에 기반하여 연속적인 이웃 샘플의 불필요한 중복을 감축하며, 변환영역 압축은 선형적교 변환으로 전처리 후 변환계수를 부호화하여 데이터의 양을 감축한다. 시간영역 압축기술은 일반적 신호처리에서 이용되는 고전적 기술과 심전도 처리에서 이용되는 새로운 또는 변형된 기술로 다시 분류된다(15).

신호 압축은 방대한 양의 심전도 데이터를 효과적으로 저장 및 전송이 가능하게 하며, 고수준 신호처리 기술이 적용됨에 따라 더 높은 압축 성능을 기대할 수 있다. 심전도 압축을 위한 최근의 연구추세는 기존의 변환영역 압축기술의 개선과 함께 손실 및 무손실 기술의 결합, 2차원 압축기술의 적용, 중요 진단정보의 포함 등이 시도되고 있다. 따라서 손실기술에 대한 성능개선, 2차원기술에 대한 활용방안, 진단정보에 대한 추출방안 등을 위한 연구가 필요하며, 궁극적으로 이러한 연구결과를 융합하여 지능화된 압축기술의 개발을 위한 연구도 필요하다.

### 4. 특징추출 및 분류

심전도 분류기술은 대부분의 연구에서 특징추출 및 심박분류의 연속적인 처리단계로 구성되어 있다. 특징추출 기술은 시간영역 또는 변환영역에서 특징을 추출하는 방법에 따라 기하학적 및 템플릿 특징으로 분류될 수 있으며, 심박분류 기술은 추출된 특징을 이용하여 분류하는 방법에 따라 경험적 및 통계적 접근방법으로 분류될 수 있다(16). 특징추출 및 심박분류를 위한 주요 기술은 방법의 선택에 따라 서로 다른 분류에 포함될 수 있다.

기존의 특징추출 및 분류 기술의 개선, 단일증상을 위한 비정상 검출, 개인화된 학습에 의한 분류, 무선통신망을 위한 알고리즘 설계 등 현재 대부분의 심전도 분류연구는 특징추출 및 심박분류 단계에서 진행되고 있다. 심전도 자동진단의 신뢰성을 높이기 위해서는 특징추출, 리듬분류, 위험평가의 모든 순차적 처리과정을 통하여 종합적으로 결정되어야 한다. 따라서 오분류에 대한 개선방안, 심박분류에 대한 성능개선, 리듬분류 및 위험평가에 대한 기술개발, 표준DB에 대한 성능평가 등을 위한 연구가 필요하며, 궁극적으로는 이러한 연구 결과를 통합하여 신뢰성 있는 자동진단시스템의 개발을 위한 연구도 필요하다.

### III. 리듬 특징을 이용한 부정맥 검출

신뢰성 있는 부정맥 진단을 위해서는 리듬 구간 및 심박 단위의 종합적인 분석을 통하여 심전도 신호에 대한 정확한 분류 결과가 제시되어야 한다. 리듬 구간에는 다양한 리듬 변형 및 혼재로 특정 리듬의 분류에 어려움이 있으며, 심박 단위에는 소수의 심박 특징으로 모든 심박의 분류에 어려움이 있다. 따라서 이전 연구(17,18)를 확장하여 좀더 다양한 부정맥 리듬의 분류에 전문가의 지식을 활용하는 규칙기반 분류기를 설계한다면 효과적인 심전도 신호의 분류가 가능할 것이다.

본 논문에서는 심전도 신호의 특징점으로부터 리듬 분류 알고리즘을 이용하여 부정맥을 검출 및 분류하는 방법을 제안한다. 먼저 전처리 과정에 해당되는 특징점 검출에서는 곡률 기반 정점 선택(6)을 이용하여 리듬 구간에 대한 모든 P파, QRS군, 및 T파의 시작점, 최고점, 끝점의 위치를 검출한다. 그리고 특징추출에서는 리듬 구간에 대하여 동일성 및 규칙성 등의 리듬 및 심박 분포에 관련되는 특징을 추출하며, 리듬 분류에서는 리듬 구간의 특징에 대한 규칙 베이스를 이용하여 리듬 유형을 분류하게 된다.

#### 1. 리듬 특징 추출

부정맥은 동방결절에서 생성된 전기 자극이 심근세포로 전도되어 발생하는 정상 리듬을 제외한 모든 리듬으로 정의된다. 발생기전에 따라 자극발생이상, 자극전도장애 등으로 분류되며, 발생부위에 따라 동방결절, 심방, 방실접합부, 심실 등으로 분류된다. 표 1은 실제 임상 및 내과 분야에서 진단되는 다양한 부정맥을 발생기전과 발생부위에 따라 체계적으로 분류한 것이다. MIT-BIH 부정맥 데이터베이스에는 정상동리듬, 박동리듬, 및 15가지 부정맥 리듬이 포함되어 있으며, 동성빈맥, 동성부정맥,

동정지, 심방빈맥, 방실접합부빈맥을 통합하여 상심실빈맥부정맥(Supraventricular Tachyarrhythmia; SVTA)으로 분류하고 있다.

표 1. 심장 리듬의 분류  
Table 1. Classification of cardiac rhythm

발생기전	발생부위	부정맥 유형	MIT-BIH	
정상	동방결절	정상동리듬(N)	○	
	보조박동기	박동리듬(P)	○	
자극 발생 이상	상심실성	동방결절	동성서맥(SBR)	○
			동성빈맥(ST)	●
			동성부정맥(SA)	●
			동정지(SAR)	●
	심방	심방조기수축(AB)	○	
		심방빈맥(AT)	●	
		심방조동(AFL)	○	
		심방세동(AFIB)	○	
	방실접합부	방실접합부조기수축(JB)		
		방실접합부리듬(NOD)	○	
		방실접합부빈맥(JT)	●	
	심실성	심실	심실조기수축(B)	○
			심실조기수축(T)	○
심실고유리듬(IVR)			○	
심실빈맥(VT)			○	
심실조동(VFL)			○	
심실세동(VFIB)				
심정지(AS)				
자극전도장애	동방결절	동차단(SAB)		
	방실결절	1도방실차단(BI)		
		2도방실차단(BII)	○	
	방실결절/His속	3도방실차단(BIII)		
심실	우각차단(RBBB)	○		
	좌각차단(LBBB)	○		
자극전도이상	심실	조기흥분증후군(PREX)	○	

심검자를 대상으로 병원에서는 정확한 심전도 진단을 위하여 12유도 심전계를 이용하지만 실생활에서는 필요시 심전도 진단을 위하여 휴대용 심전계를 이용한다. 휴대용 심전계는 일반적으로 P파와 QRS군을 가장 잘 관찰할 수 있는 유도 II를 중심으로 심전도 신호를 측정하며, 신호의 리듬 및 심박 분포를 분석함으로써 대부분의 부정맥에 대한 진단 근거를 도출할 수 있다(19). 즉 심방과 심실의 심박수, 리듬의 동일성 및 규칙성, P파의 모양, PR간격의 길이, QRS군의 폭에 따라 다양한 부정맥 유형을 판단할 수 있다.

심전도 관련 전문 임상 자료에 기반하여 심전도 신호의 부정맥 검출 및 분류를 위해 필수적인 특징을 선별하여 표 2와 같이 구성하였다. 여기서 P파와 R파의 심박수가 같은 리듬의 경우 동일성(identity), PP간격 또는 RR간격의 길이가 일정

하게 유지되는 경우 규칙성(regularity)의 특징으로 정의하였다. 본 논문에서는 표 1의 다양한 심장 리듬의 유형에 대하여 리듬 구간내 리듬 및 심박 분포를 분석하여 표 2의 특징들을 이용한 지식 베이스를 구축한 후 부정맥 유형간의 차별성을 시각적으로 표현함으로써 부정맥 진단 기준을 도출하였다. 이를 통하여 리듬 특징과 리듬 유형을 변수로 한 각 부정맥의 신호특성 표현과 함께 신호학적으로 유사한 특성을 보이는 부정맥 사이의 변별성 확인이 용이하게 된다.

표 2. 부정맥 진단을 위한 리듬 특징  
Table 2. Rhythm Features for arrhythmia diagnosis

리듬 특징(Rhythm Features)
• P파의 심박수(heartrate of P wave)
• R파의 심박수(heartrate of R wave)
• 동일성(identity of P wave and R wave)
• 규칙성(regularity of PP interval and RR interval)
• P파(positive and negative of P wave)
• PR간격(PR interval)
• QRS폭(QRS width)

## 2. 규칙기반 리듬 분류

리듬 특징에 대한 분석 및 분류는 다양한 리듬 유형 및 심박 분포의 변형과 혼재로 인하여 심전도 전문가에게도 많은 시간과 노력이 필요한 작업이다. 숙련된 심전도 전문가의 지식과 경험을 활용할 수 있는 전문가 시스템이 구현된다면 실생활에서 신속하고 정확한 부정맥 진단이 가능할 것이다. 본 논문에서는 전문가 시스템을 위하여 그림 3과 같이 지식 베이스, 규칙 베이스, 추론 과정, 그리고 사용자 인터페이스로 구성되는 규칙기반 시스템을 구성하였다.

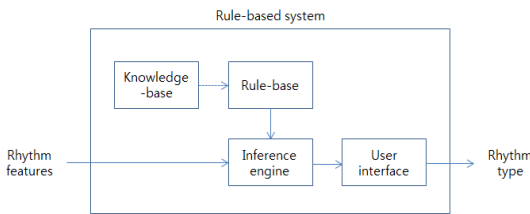


그림 3. 규칙기반 리듬 분류를 위한 구성도  
Fig. 3. Diagram for rule-based rhythm classification

규칙 베이스는 심장 리듬의 유형별 진단 기준을 if ~ then ... 형식의 문장으로 표현함으로써 표 3과 같이 생성되며, 각 규칙은 진단 기준에 해당하는 전제부와 부정맥 유형에

해당하는 결론부로 구성된다. 규칙에는 해당 부정맥에 특징적인 리듬 및 심박 기준을 가지고 있으며, 심검자로부터 추출된 리듬 특징이 규칙에 있는 진단 기준을 모두 만족하는 경우 해당 부정맥으로 분류되도록 하였다. 보편적인 리듬을 가지는 부정맥은 유형별 단일 규칙으로 충분하지만 변형 및 혼재된 리듬을 가지는 부정맥은 유형별 다중 규칙이 필요하게 된다.

표 3. 지식 베이스로부터 생성된 규칙 베이스  
Table 3. Rule-base generated from knowledge-base

Rule 1	if $\{(60 \leq P_{rate} \leq 100) \cap (60 \leq R_{rate} \leq 100) \cap (D_{rate} = 0)\} \cap \{(DPP \leq 0.16) \cap (DRR \leq 0.16)\} \cap \{(PHV)0\} \cap \{(0.12 \leq PR_{int} \leq 0.2)\} \cap \{(QRS_{wid} \leq 0.1)\}$ , then Normal Sinus Rhythm
Rule 2	if $\{(60 \leq R_{rate} \leq 100)\} \cap \{(DRR \leq 0.16)\} \cap \{(QRS_{wid} \geq 0.12)\}$ , then Paced Rhythm
Rule 3	if $\{(40 \leq P_{rate} < 60) \cap (40 \leq R_{rate} < 60) \cap (D_{rate} = 0)\} \cap \{(DPP \leq 0.16) \cap (DRR \leq 0.16)\} \cap \{(PHV)0\} \cap \{(0.12 \leq PR_{int} \leq 0.2)\} \cap \{(QRS_{wid} \leq 0.1)\}$ , then Sinus Bradycardia
Rule 4	if $\{(100 < P_{rate} \leq 160) \cap (100 < R_{rate} \leq 160) \cap (D_{rate} = 0)\} \cap \{(DPP \leq 0.16) \cap (DRR \leq 0.16)\} \cap \{(PHV)0\} \cap \{(0.12 \leq PR_{int} \leq 0.2)\} \cap \{(QRS_{wid} \leq 0.1)\}$ , then Sinus Tachycardia
Rule 5	if $\{(60 \leq P_{rate} \leq 100) \cap (60 \leq R_{rate} \leq 100) \cap (D_{rate} = 0)\} \cap \{(DRR > 0.16)\} \cap \{(PHV)0\} \cap \{(0.12 \leq PR_{int} \leq 0.2)\} \cap \{(QRS_{wid} \leq 0.1)\}$ , then Sinus Arrhythmia
...	...

표 3에서  $P_{rate}$ 와  $R_{rate}$ 은 P파와 R파의 분당 심박동수를 각각 나타내며,  $D_{rate}$ 은 식 (1)과 같이 P파와 R파의 분당 심박동수 차이를 나타낸다. 여기서  $\alpha$ 는 리듬 구간의 가변성을 고려하여 동일성을 인정하는 허용범위를 반영한 것이다.  $D_{PP}$ 와  $D_{RR}$ 은 식 (2)와 (3)과 같이 PP간격과 RR간격의 최대값과 최소값의 차이를 각각 나타낸다.  $P_{HV}$ 는 식 (4)와 같이 P파의 폭에 대한 P파의 높이 비율을 나타낸다.  $PR_{int}$ 은 PR간격으로 P파의 시작점과 QRS파의 시작점 사이의 시간으로 정의되며,  $QRS_{wid}$ 는 QRS폭으로 QRS파의 시작점과 QRS파의 끝점 사이의 시간으로 정의된다.

$$D_{rate} = P_{rate} - R_{rate} + \alpha \tag{1}$$

$$D_{PP} = PP_{max} - PP_{min} \tag{2}$$

$$D_{RR} = RR_{max} - RR_{min} \tag{3}$$

$$P_{HV} = P_{height} / P_{width} \quad (4)$$

그림 4는 제안된 규칙기반 리듬 분류에 의하여 사용자 인터페이스에 제시되는 리듬 구간의 처리 결과를 예시한 것이다. 심전도 원신호와 함께 특징점 검출, 특징 추출, 분류 과정을 통하여 얻어진 진단 결과를 보여준다. 그림 4에 예시된 심전도 신호는 분당 심박동수 72회의 동방결절에서 발생한 리듬으로 P파, PR간격, QRS폭이 정상 범위에 해당되므로 분류 결과가 정상동리듬(Normal Sinus Rhythm: N)으로 판정된다.

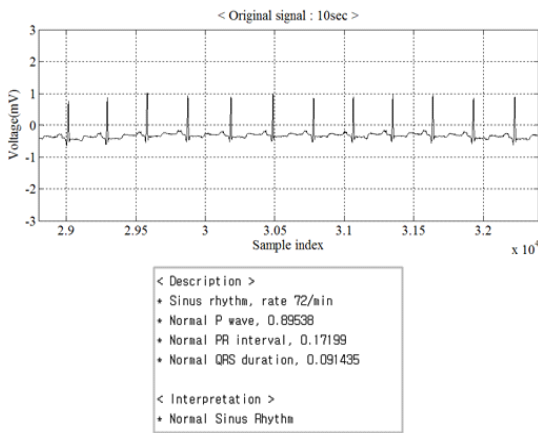


그림 4. 규칙기반 리듬 분류를 위한 사용자 인터페이스  
Fig. 4. User interface for rule-based rhythm classification

#### IV. 실험 및 고찰

제안된 리듬 분류 알고리즘을 이용하여 부정맥의 검출 및 분류 성능을 평가하기 위해 심전도 데이터베이스를 대상으로 실험을 수행하였다. 실험용 PC는 3.10GHz×2 i5-2400 CPU와 4GByte RAM의 사양을 가지고 있으며, 처리 알고리즘은 MATLAB R2010a를 이용하여 구현하였다. 심전도 신호의 리듬 구간 크기는 모든 부정맥 리듬을 충분히 진단할 수 있어야 하므로 관련 논문[20-23]의 연구 결과를 면밀히 검토하여 10초로 설정하였다.

심전도 데이터베이스는 임상에서 수집되어 심전도 관련 연구를 위한 표준 데이터베이스로 널리 이용되고 있는 MIT-BIH 부정맥 데이터베이스[24]이다. 23~89세 사이의 남성 및 여성 47명을 대상으로 30분 길이의 총48개 레코드로 구성되어 있으며, 100~124번까지의 23개 레코드는 전형적인 정기검진, 200~234번까지의 25개 레코드는 복잡한 비정상 환자로부터 측정되었다. 0.1~100Hz 대역필터링과

360Hz 샘플링을 통하여 12비트 해상도의 디지털 신호로 저장되었으며, 이후 2명의 심전도 전문가로부터 분류된 심박 및 리듬 유형에 대한 정보가 추가되었다.

실험을 위하여 MIT-BIH 부정맥 데이터베이스에 포함된 정상 및 비정상 17가지 리듬을 균등하게 표본 추출하여 222개의 테스트 신호를 준비하였다. 여기서 정상동리듬은 다른 리듬 유형에 비해 매우 큰 분포 범위 및 샘플 수를 가지므로 다양한 심검자 및 왜곡 신호에 대한 분류 결과의 확인이 필요하여 많은 수의 테스트 신호가 포함되도록 하였다. 테스트 신호에 대하여 전처리 과정을 통해 검출된 특징점을 이용하여 리듬 및 심박 분포 특징을 추출하였으며, 미리 구축된 규칙 베이스를 이용하여 리듬 유형을 분류하였다. 각 부정맥에 특징적인 리듬 및 심박 기준에 대한 규칙 정합을 통하여 모든 조건을 만족하는 경우 해당 부정맥으로 분류하게 된다.

그림 5와 그림 6은 자극발생이상으로 발생하는 부정맥으로서 상심실성 및 심실성 부정맥에 대한 분류 결과를 각각 예시한 것이다. 그림 5는 레코드 222번의 테스트 신호로서 심방이단맥(Atrial Bigeminy: AB)에 해당되며, 심방조기수축에 의한 P파 왜곡으로 인하여 심실박동수의 60~100회/분, 동일성, 및 불규칙성과 QRS폭의 정상범위 기준으로 부정맥 검출 및 분류가 가능하다. 그림 6은 레코드 119번의 테스트 신호로서 심실삼단맥(Ventricular Trigeminy: T)에 해당되며, 심실조기수축에 의한 QRS군 왜곡으로 인하여 심실박동수의 60~100회/분 및 불규칙성과 QRS폭의 0.12초 미만으로 부정맥 검출 및 분류가 가능하다.

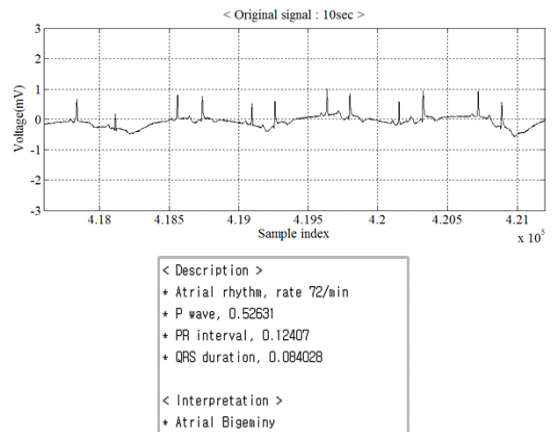


그림 5. 심방이단맥(레코드 222번)에 대한 리듬 분류  
Fig. 5. Rhythm classification for Atrial Bigeminy(Record no.222)



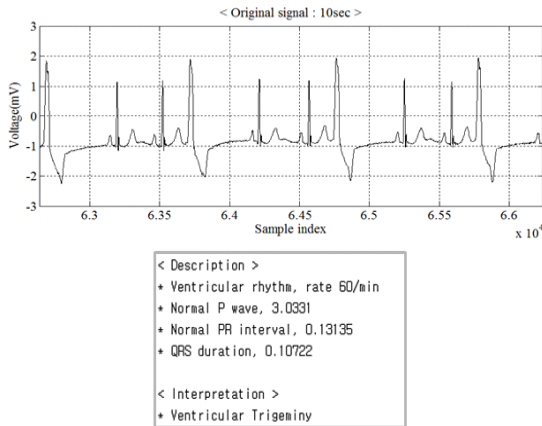


그림 6. 심실삼단맥(레코드 119번)에 대한 리듬 분류  
 Fig. 6. Rhythm classification for Ventricular Trigeminy(Record no.119)

그림 7은 제안된 알고리즘을 이용하여 자극전도장으로 발생하는 부정맥에 대한 분류 결과를 예시한 것이다. 레코드 231번의 테스트 신호로서 2도방실차단(2° Heart Block; BII)에 해당되며, 심방박동수의 60~100회/분 및 동일성에 의해 동성서맥(Sinus Bradycardia; SBR)으로 오분류 되었다. MIT-BIH 부정맥 데이터베이스에 포함되어 있는 2도 방실차단, 조기홍분증후군 등 자극전도 장애 및 이상에 해당 되는 부정맥은 QRS와 없음 또는 delta과 검출에 어려움이 있어 리듬 고유의 진단기준으로는 분류에 어려움이 있다.

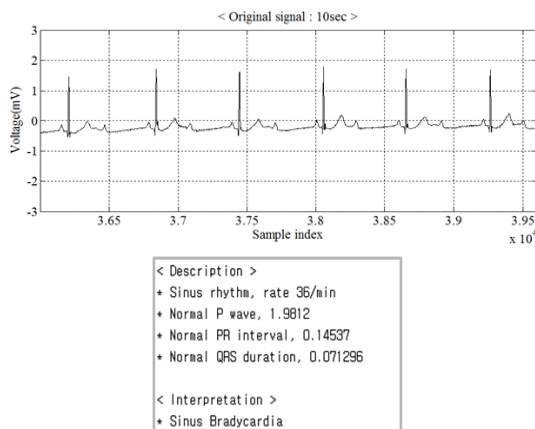


그림 7. 2도방실차단(레코드 231번)에 대한 리듬 분류  
 Fig. 7. Rhythm classification for 2° Heart Block(Record no.231)

리듬 분류 알고리즘을 이용한 분류 실험을 통하여 MIT-BIH 부정맥 데이터베이스에 포함되어 있는 다양한 리듬의 유형별 분류 성능은 표 4와 같다. 첫 번째 열은 리듬 유형과 위험 수준을 나타낸 것이며, 두 번째 열은 테스트 신호의 수로서 심검자 및 에피소드 분포에 따라 표본 추출된 것이다. 세 번째 열은 정상 리듬 규칙에 의한 비정상 검출 성능을 나타낸 것이며, 네 번째 열은 부정맥 리듬 규칙에 의한 유형 분류 성능을 나타낸 것이다. 첫 번째 열의 괄호 안에 표기된 위험 수준은 심전도 전문서적을 참고하여 정상(1), 관심(2), 주의(3), 경계(4), 및 심각(5)의 5가지 레벨로 표현된 것이다.

정상 리듬 규칙만을 이용하였을 경우 부정맥 리듬은 100% 비정상적으로 검출됨으로써 오검출율이 0%가 되며, 정상 리듬은 78.13% 정상으로 검출됨으로써 오검출율이 21.87%가 된다. 한편 부정맥 리듬 규칙을 이용하였을 경우 전체 17가지 리듬 유형에 대한 분류 성능은 51.80%가 되지만, 분류 성능이 낮은 6가지 리듬을 제외하는 경우와 중복리듬에서 단일리듬 검출을 허용하는 경우에는 11가지 리듬 유형에 대한 분류 성능은 각각 56.17%와 68.52%가 된다.

따라서 제안된 리듬 분류 알고리즘만으로는 좀더 높은 유형 분류 성능을 기대하기에는 어려움이 있으며, 향후 6가지 리듬(심방조동, 심방세동, 방실접합부리듬, 심실고유리듬, 심실조동, 2도방실차단)에 대한 QRS 파형 검출 불가능, 단조 및 배열 리듬(우각차단, 좌각차단 등)에 대한 부정맥 유형 오분류 등을 개선할 수 있는 방안 연구가 필요하다.

표 4. 제안된 리듬 분류 알고리즘에 의한 분류 성능  
 Table 4. Classification performance by proposed algorithm

Rhythm type (Risk level)	No. of test signals	Abnormal detection		Type classification	
		No. of normal	No. of Abnormal	No. of type	Ratio
Normal Sinus Rhythm(1)	64	50	14	50	78.13
Paced Rhythm(2)	10	0	10	9	90.00
Sinus Bradycardia(2)	10	0	10	6	60.00
Supraventricular Tachyarrhythmia(2)	10	0	10	7	70.00
Atrial Bigeminy(2)	8	0	8	6	75.00
Atrial Flutter(2)	10	0	10	0	0.00
Atrial Fibrillation(2)	10	0	10	0	0.00
Junctional Rhythm(3)	10	0	10	2	20.00
Ventricular Bigeminy(2)	10	0	10	8	80.00

Rhythm type (Risk level)	No. of test signals	Abnormal detection		Type classification	
		No. of normal	No. of Abnormal	No. of type	Ratio
Ventricular Trigeminy(3)	10	0	10	6	60.00
Idioventricular Rhythm(4)	10	0	10	1	10.00
Ventricular Tachycardia(4)	10	0	10	7	70.00
Ventricular Flutter(4)	10	0	10	1	10.00
2° Heart Block(3)	10	0	10	0	0.00
RBBB Rhythm(2)	10	0	10	5	25.00
LBBB Rhythm(2)	10	0	10		
Pre-excitation syndrome(2)	10	0	10	7	70.00
Total	222	50	172	115	51.80

### V. 결론

본 논문에서는 신뢰성 있는 심전도 사전 진단을 위해 리듬 분류 알고리즘을 이용하여 부정맥을 검출 및 분류하는 방법을 제안하였다. 특징추출에서는 리듬 구간에 대하여 동일성 및 규칙성 등의 리듬 및 심박 분포에 관련되는 특징을 추출하도록 하였으며, 리듬 분류에서는 심전도 임상 진단 기준에 기반하여 구축된 규칙 베이스를 이용하여 리듬 유형을 분류하도록 하였다. MIT-BIH 부정맥 데이터베이스를 이용한 실험을 통하여 정상 리듬 규칙만으로도 100% 부정맥 검출 성능을 보였으며, 부정맥 리듬 규칙으로는 유형 분류 적용 가능성을 확인하였다. 향후 좀더 많은 심전도 신호에 대한 신뢰성 있는 성능평가와 함께 리듬 분류만으로 분류가 어려운 조동 및 세동 리듬, 단조 및 배열 리듬 등에 대한 추가 연구가 필요하다.

### 참고문헌

[1] F. Sufi et al., "Novel Methods of Faster Cardiovascular Diagnosis in Wireless Technology," IEEE Journal on Selected Areas in Communications, Vol. 27, No. 4, pp. 537-552, May 2009.

[2] H. Kim et al., "ECG Signal Compression and Classification Algorithm with Quad Level Vector for ECG Holter System," IEEE Trans. on

Information Technology in Biomedicine, Vol. 14, No. 1, pp. 93-100, Jan. 2010.

[3] Y. Han, "A Study on Monitoring of Bio-signal for U-healthcare System," Journal of the Korea Society of Computer and Information, Vol. 16, No. 3, pp. 9-15, Mar. 2011.

[4] Recommended Practice for Reporting Performance Results of Ventricular Arrhythmia Detection Algorithm, Association for the Advancement of Medical Instrumentation, Arlington, VA, 1987, ANSI ECAR:1987.

[5] Testing and Reporting Performance Results of Cardiac Rhythm and ST Segment Measurement Algorithms, Association for the Advancement of Medical Instrumentation, Arlington, VA, 1998, ANSI-AAMI EC57:1998 (American National Standard).

[6] T. Kim et al., "ECG Signal Compression Using Feature Points Based on Curvature," Journal of Korean Institute of Intelligent Systems, Vol. 20, No. 5, pp. 624-630, Oct. 2010.

[7] D. Donoho, "De-noising by Soft-thresholding," IEEE Trans. on Information Theory, Vol. 41, No. 3, pp. 613-627, May 1995.

[8] S. Mallat, "A Theory for Multiresolution Signal Decomposition: The Wavelet Representation," IEEE Trans. on Pattern Analysis and Machine Intelligence, Vol. 11, No. 7, pp. 674-693, Jul. 1989.

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

[10] R. Jane et al., "Adaptive Baseline Wander Removal in the ECG: Comparative Analysis with Cubic Spline Technique," Computers in Cardiology, pp. 143-146, Oct. 1992.

[11] J. Pan and W. Tompkins, "A Real-time QRS Detection Algorithm," IEEE Trans. on Biomedical Engineering, Vol. 32, No. 3, pp. 230-236, Mar. 1985.



- [12] P. Laguna et al., "Automatic Detection of Wave Boundaries in Multilead ECG Signals: Validation with the CSE Database," *Computers and Biomedical Research*, Vol. 27, No. 1, pp. 45-60, Feb. 1994.
- [13] Q. Zhang et al., "An Algorithm for Robust and Efficient Location of T-wave Ends in Electrocardiograms," *IEEE Trans. on Biomedical Engineering*, Vol. 53, No. 12, pp. 2544-2552, Dec. 2006.
- [14] J. Kim et al., "An R-wave Detection Method in ECG Signal Using Refractory Period," *Journal of the Korea Society of Computer and Information*, Vol. 18, No. 1, pp. 93-101, Jan. 2013.
- [15] S. Jaleleddin et al., "ECG Data Compression Techniques - A Unified Approach," *IEEE Trans. on Biomedical Engineering*, Vol. 37, No. 4, pp. 329-343, Apr. 1990.
- [16] S. Mitra et al., "A Rough-set-based Inference Engine for ECG Classification," *IEEE Trans. on Instrumentation and Measurement*, Vol. 55, No. 6, pp. 2198-2206, Dec. 2006.
- [17] S. Kim, "Arrhythmia Detection and Type Classification of ECG Signals by Rule-based Rhythm Classification," *Kyungpook University, Ph. D. Dissertation*, Dec. 2011.
- [18] C. Ryu et al., "Abnormality Detection of ECG Signal by Rule-based Rhythm Classification," *Journal of Korean Institute of Intelligent Systems*, Vol. 22, No. 4, pp. 405-413, Aug. 2012.
- [19] J. O' Keefe, "The ECG Criteria Book, 2nd Edition" Jones & Bartlett Publishers, 2009.
- [20] M. Kundu et al., "A Knowledge-based Approach to ECG Interpretation Using Fuzzy Logic," *IEEE Trans. on System, Man, and Cybernetics*, Vol. 28 Part B, No. 2, pp. 237-243, Apr. 1998.
- [21] D. Ge et al., "Cardiac Arrhythmia Classification Using Autoregressive Modeling," *BioMedical Engineering Online*, Vol. 1, No. 5, pp. 1-12, Nov. 2002.
- [22] J. Rodriguez et al., "Real-time Classification of ECGs on a PDA," *IEEE Trans. on Information Technology in Biomedicine*, Vol. 9, No. 1, pp. 23-34, Mar. 2005.
- [23] U. Ayesta et al., "Complexity Measure Revisited: A New Algorithm for Classifying Cardiac Arrhythmias," *Proceedings of the 23rd Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, Vol. 2, pp. 1589-1591, 2001.
- [24] G. Moody and R. Mark, "The MIT-BIH Arrhythmia Database on CD-ROM and Software for Use with It," *Computers in Cardiology*, pp. 185-188, Sep. 1990.

### 저 자 소 개



김 성 완

1989: 경북대학교 전자공학과 공학사

1993: 경북대학교 전자공학과 공학석사

2012: 경북대학교 전자공학과 공학박사

현 재: 수원과학대학교

컴퓨터정보과 부교수

관심분야: 영상처리, 신경망, 병렬처리

Email : sungkim@ssc.ac.kr