

심장질환 자동진단을 위한 심전도 해석 프로그램의 설계

Design of an Electrocardiogram Analysis Program for Automatic Diagnosis of Heart disease

이 병 채 (의료정보시스템과)

Byung-Chae Lee (Dept. of Medical Information System)

Key Words : ECG, Diagnosis, Computerized Electrocardiography

ABSTRACT : The outline of the initial ECG program, software package for computerized electrocardiography, is described. The Proposed program has been designed for measurement and interpretation of resting electrocardiogram. The developed module-based ECG analysis program consists of system interface, beat detection, feature extraction, rhythm analysis and diagnostic module. The Performance of the proposed program is satisfied with recommended range of CSE median results.

1. 서론

컴퓨터를 이용한 심전도 자동진단 프로그램은 1950년대 말부터 시작되어 40년 이상의 역사를 가지고 있다. 개발 초기에서부터 자동해석 프로그램의 목적은 임상전문의의 진단과정을 모방하여 진단보조 시스템으로서의 역할에 초점이 맞추어 졌다.⁽¹⁾

심전도 신호의 해석은 일반적으로 임상 전문가가 해석하는 것이 가장 정확하다고 인식되어져 왔다. 그러나 Milliken⁽²⁾ 과 Brohet⁽³⁾에 따르면 컴퓨터 단독 또는 전문의들의 해석만으로 얻은 결과보다는, 컴퓨터가 해석한 결과를 토대로 전문의들이 최종 해석을 내리는 경우가 훨씬 더 정확한 결과를 보였다고 보고하고 있다.

심전도 신호는 매우 다양한 형태적 특성을 내포하고 있어서, 이를 해석하는 데에는 경험적인 지식이 매우 중요하다. 그러므로 컴퓨터 프로그램 역시 오랜 임상경험의 축적에 의해서 정확성이 향상되는 것이다. 현재 세계적으로 상용화된 컴퓨터 프로그램의 경우 최소 10~20년간의 역사를 가진 프로그램들이 대부분이다

우리나라에서는 80년대에 들어와서 본격적인 연구가 시작되어 대학을 중심으로 연구가 이루어져 왔으나, 지속적인 투자와 연구가 이루어지지 않아 개발된 프로그램이 실제 임상에 적용되거나 상업화에 성공한 경우는 찾기 힘든 실정이다.

세계적인 상용 시스템과의 격차를 줄이기 위해서는 우선 심전도 자동해석 프로그램의 전체적인 체계를 완전히 갖추고, 임상에 적용하면서, 진단에 필요한 각 부분별 최신의 알고리즘을 개발하여 성능향상을 꾀할 수 있도록 일관된 노력을 경주하여야 한다. 이러한 목적으로 본 논문에서는 어떠한 하드웨어 시스템에서도 동작 가능하도록 시스템 인터페이스가 용이하며, 성능향상 및 알고리즘의 추가, 삭제, 변경이 쉬운 모듈 형식의 심전도 자동진단 프로그램의 시작버전을 설계하여 구조 및 특성을 기술하고, 제안된 프로그램의 비트 검출 및 리듬분석성능을 평가하고자 한다.

2. 프로그램 개발 조건

본 논문에서 개발된 심전도 자동 해석 프로그램은 안정 상태에 있는 성인의 체표면에 12 리드 ECG 전극 시스템을 연결하여, 심장의 전기 전도 상태를 측정하고 임상적으로 필요한 파라미터를 추출하여, 이를 바탕으로 각종 심장 질환을 자동적으로 해석해 주는 소프트웨어이다.

제안된 프로그램은 모듈 방식으로 설계되며 각각의 모듈은 High-Level Module로부터 Low-Level Module로 확산되어 나간다. 이를 Modular Decomposition 방식이라 한다. 각 모듈 및 Low-Level에서 High-Level로 또는 이와 반대 방향으로의 interface가 전체 소프트웨어를 운영하도록 하는 방법을 채용하였다. 이와 같은 방식은 소프트웨어의 수정 및 성능 개선 등에 매우 유리하다. 모듈설계에 있어서 중요한 사항은 각 모듈이 효율적으로 결합되고 변형이 용이해야 한다는 것이다. 프로그램 코딩은 ANSI C 표준에 근거한 C 언어를 이용하여 작성되었다. 각 모듈은 통일된 구조와 설명문 등을 포함하며, Black Box방식으로 입력될 함수와 이용되는 라이브러리, 그리고 출력하는 변수 및 함수 값을 기술하여 코딩함으로써, 설계조건을 만족하도록 하였다.

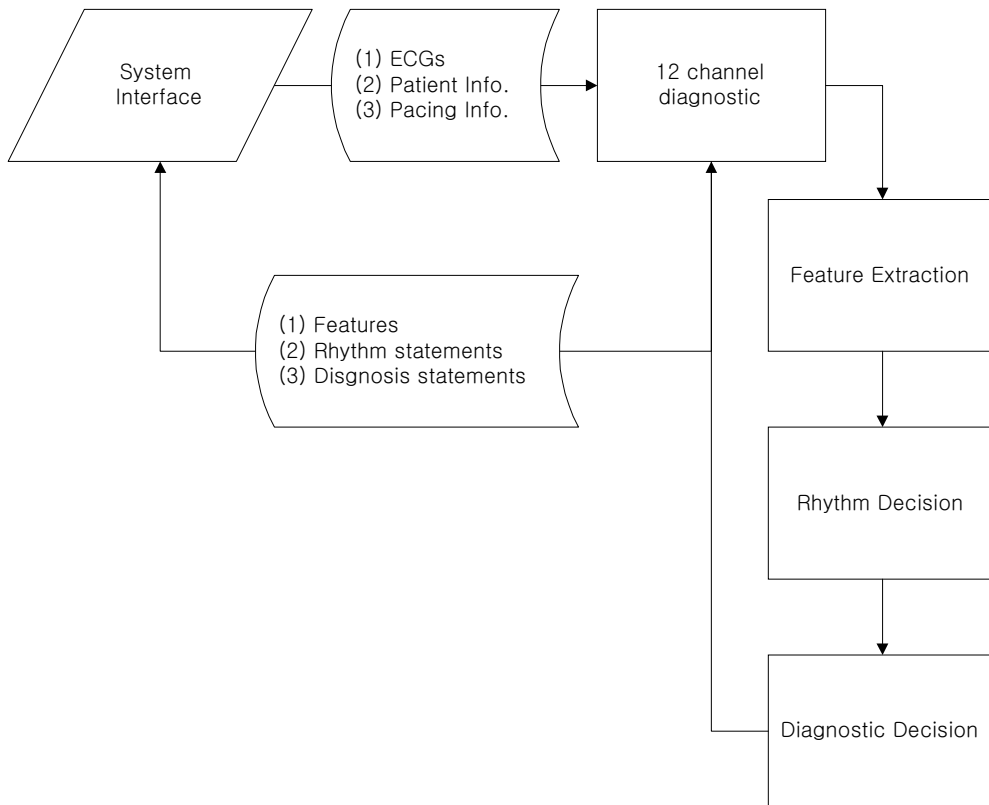


그림 1. 심전도 해석 프로그램의 구조

3. 심전도 해석 소프트웨어의 구성

3.1 전체 소프트웨어의 구조

그림 1에 전체 소프트웨어의 흐름도를 나타내었다. 시스템에서 해석명령이 발생되면, 10초 동안의 심전도 데이터와 입력된 환자정보 및 페이스펄스(Pace pulse) 정보가 진단 소프트웨어 메인모듈에 입력된다. 입력된 신호는 특징추출부, 리듬분석부 및 진단부를 통해 처리되어 해석된 각종 특징, 리듬 및 진단 statement는 시스템에 제공된다.

3.2 데이터 입력부

시스템으로부터 심전도 신호는 LIMB LEAD I,II,III, Augmented Limb Lead aVR, aVL, aVF, Chest Lead V1-V6, 이상 12 Lead의 신호를 동시에 입력받아 처리하게 되며, 신호의 특성은 표 1과 같다.

표 1. 입력 심전도 신호의 특성

심전도 신호의 길이	10초간의 12리드 데이터
중폭도	1,000배
샘플링 주파수	2,000 Hz
정밀도	16bit

시스템에 따라서 입력되는 심전도 신호의 특성이 변화할 수 있으므로 해석 소프트웨어 입력부는 신호 특성의 변화에 따라 신호를 보정해 주도록 하여 특징추출 및 진단로직에 오류가 발생하지 않도록 설계하였다.

환자 정보 역시 진단에 중요한 요소이므로, 다양한 환자정보를 처리할 수 있도록 환자데이터베이스와 연결이 용이하도록 설계하였다. 해석소프트웨어가 동작하는 시스템의 특성에 따라서 환자데이터베이스가 변화하겠지만, 진단에 직접 이용되는 정보는 나이와 성별 그리고 투약정보 등이다.

3.3 특징추출부

특징 추출부는 잡음측정, 비트 검출 그리고 특징계산 모듈로 구성된다. 잡음측정부는 신호의 평탄함과 포화도를 검사하여 각 리드의 신호가 비트 검출 및 진단이 가능한 정상적 신호인지를 구분하여 차후 신호처리가 가능한 리드와 불가능한 리드를 선택해준다.

비트검출 모듈은 신호처리의 핵심부분으로서 필터링 과정과 탐색과정, 재정렬, 검증과정이 결합되어 심전도 신호의 P파의 시작점, 끝점, QRS Complex의 시작점과 끝점, T파의 끝점을 검출한다. 특징계산 모듈에서는 비트검출 모듈에서 검출된 P, QRS, T의 특징점을 이용하여 진단에 이용되는 각종 파라미터를 계산하여 준다.

3.3.1 잡음 측정 알고리즘

입력신호의 잡음의 정도를 측정하여 계속진행 또는 적절한 조치를 요구하여 되돌림 구조 및 다양한 잡음 테스트를 하여 현재 리드가 분석할 가치가 있는지 결정한다. 입력된 리드에 대해

즉, 평탄한 부분과 포화된 영역이 있는지를 측정하여 분석 가능한 리드인지 여부를 결정한다.

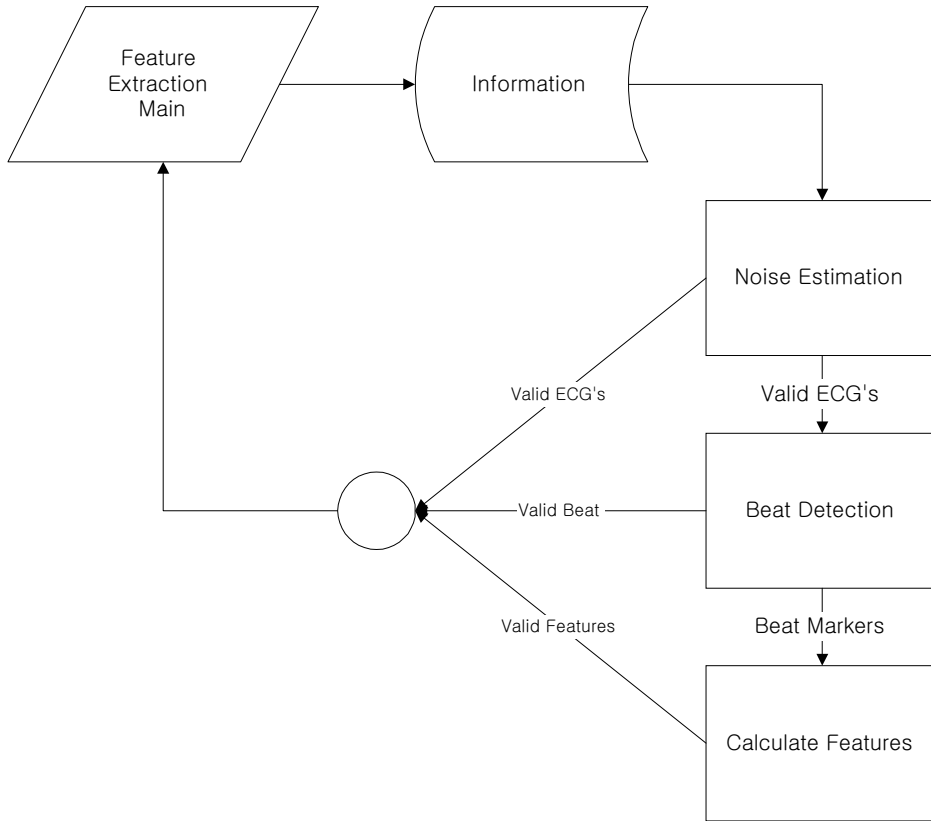


그림 2. 특징 추출부의 구조

3.3.2 비트 검출

잡음측정단계를 거친 심전도의 각 리드 신호는 정상적인 심전도신호의 리드에 대해 P, QRS, T의 시작점 및 끝점을 측정하는 단계로 이어진다. 분석 가능한 모든 리드 신호의 모든 비트에 대해 검출이 이루어진다.

비트 검출은 각 지점의 기울기 변화에 따라 가변문턱치를 적용하는 일반적인 방법이 사용되었다. 이때 검출의 정확성을 높이기 위해 재정렬을 통한 조정과정이 각 단계별로 첨가되었다. 기울기를 연속적 신호로 나타내고 이 신호를 평활화하여 가변 문턱치를 적용하여, 먼저 분석 초기에 모든 검출의 기준이 되는 기준점(fiducial point)을 검출한다. 검출된 기준점은 각 리드별로 정렬하여 12개 리드 중에 일정 수 이상의 리드에서 검출되었는지 여부를 검사하는 조정과정을 거쳐 기준점을 확정한다.

먼저 QRS의 시작점, 끝점을 검출하기 위해 위의 과정을 반복하지만 이미 검출된 기준점을 이용하여 탐색구간을 설정하고, 기울기의 변화가 일정하게 되는 점을 찾는 방식으로 시작점과 끝점을 검출하게 된다. 마찬가지로 이 비트 위치들의 타당성을 검증하는 조정과정을 거친다.

T파의 경우에 시작점은 커다란 의미가 없다. 따라서 T 끝점만을 검출한다. 이미 QRS 시작점과 끝점을 알고 있는 상태에서, 이를 기준으로 탐색구간을 설정하여 QRS와 같은 방법으로 끝점을 검출하게 된다.

P파의 경우에는 QRS 및 T파와 달리 신호의 크기가 작고, 검출하기가 어렵다. 따라서 12개의 리드중 심전도 발생기전상 비슷한 유형을 보이는 리드 그룹별로 한데 묶는다. 이때 리드

I,II,III 그룹, V1,V2,V3그룹, V4,V5,V6그룹 그리고 aVr,aVf, aVl그룹 이렇게 4개 그룹 별로 각각 공간속도를 계산하여 평활화 필터링 한후 가변 문턱치를 적용하여 검출한다. 따라서 같은 그룹인 경우 P파의 시작점, 끝점은 같게 된다.

다음 그림 3은 비트검출모듈의 전체 구성도를 보인 것이다.

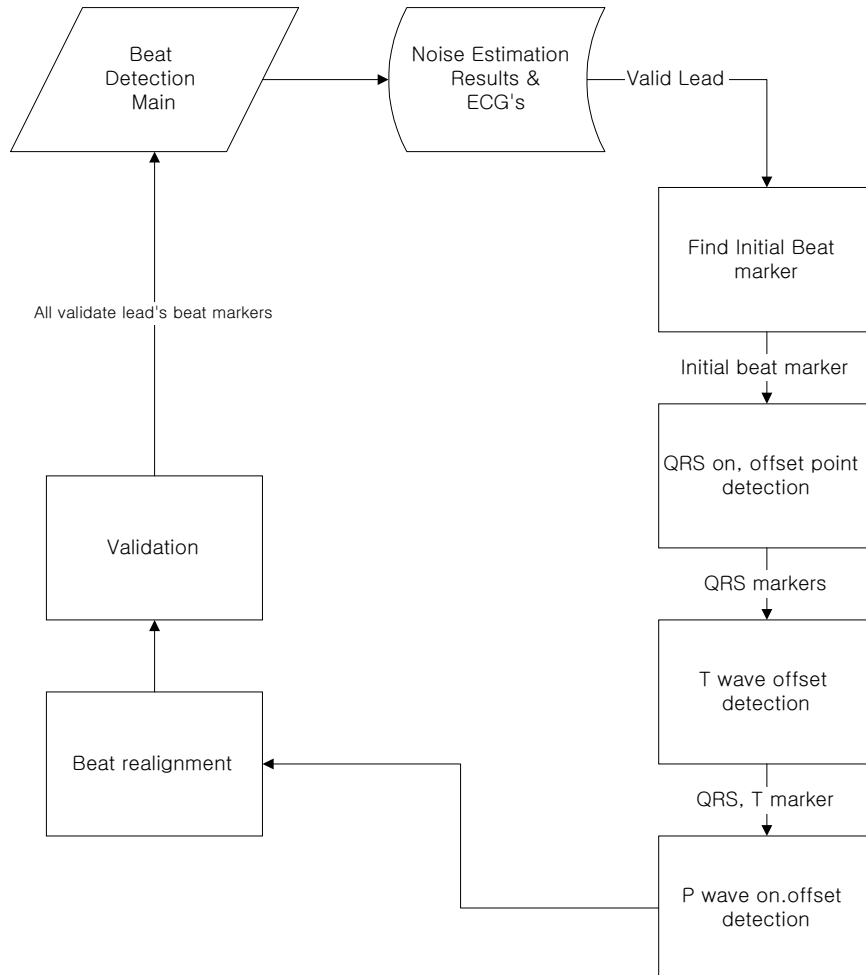


그림 3. 비트검출부의 구조

3.3.3 진단 파라미터

진단 파라미터는 P 파라미터, QRS 파라미터, ST-T 파라미터 및 일반 파라미터로 크게 4 종류로 분류된다. 비트검출모듈을 통해 모든 12리드의 각각의 비트에 대한 P,QRS,T파의 시작점 및 끝점에 대한 정보가 결정되면, 그림 4에서와 같이 각 신호의 크기는 기저선 변동과 직류 오프셋을 보정한 후에 등전위면을 기준으로 하여 측정된다.

구간길이는 각 특징점 사이의 시간간격을 측정하여 얻어지며, PR구간과 같은 전체적인 특성을 반영하는 파라미터는 특정 리드 또는 모든 12개 리드의 모든 비트들의 구간을 평균해서 획득된다.

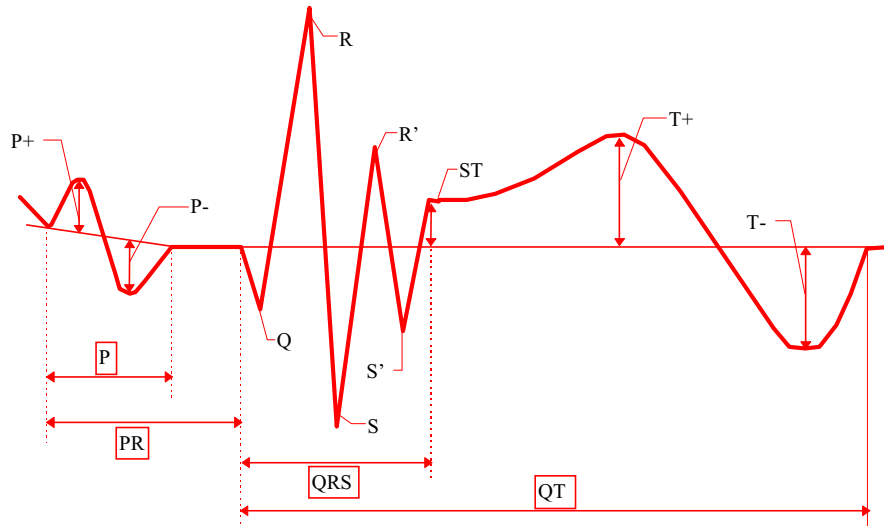


그림 4. 진폭 특징점 및 시간구간

3.4 리듬 분석부

리듬분석을 위해서 각 리드 중에 가장 진폭의 차이가 확실한 리드를 리듬 분석용 리드로 설정하고 이 리드가 Sinus리듬인지 여부를 판별한다.

Sinus리듬이 아닌 경우에만 좀더 복잡한 리듬 여부를 판별하기 위한 작업이 시작된다. 리듬 분석에서는 37종류의 Dominant Rhythm 중 가장 적절한 하나만을 선택하며, 이에 따라 신호에 알맞은 Supplementary리듬 분석결과를 제공해 준다. 표2에는 Sinus리듬 판별 규칙을 예로 나타내었다.

표 2.Sinus리듬의 조건

조건(1) P파가 검출되고(AND) 조건(2) P파의 개수가 QRS 개수와 같으며(AND) 조건(3) PP구간이 일정거나(OR) RR구간길이가 일정하고(AND) 조건(4) PR구간길이가 일정하고 각 비트가 $80ms < PR < 500ms$ 이며(AND) 조건(5) $60 < \text{심박수(QRS기준)} < 100$ 이고(AND) 조건(6) $60 < \text{심박수(P파기준)} < 100$
--

3.5 심장질환 분석부

단기간에 수많은 질환에 대한 진단규칙을 단독으로 구축한다는 것은 불가능하다. 본 해석 프로그램의 진단규칙은 Siemens 시스템에서 채용하고 있는 Glasgow프로그램⁽⁴⁾의 진단 규칙을 근간으로 하여 구축되었고, 우리나라 환자의 현실에 맞도록 수정 보완하였다.

심장질환 분석부는 Atrial Abnormality(6종류), QRS AXIS(11종류), Conduction Defect(13 종류, 6개의 sub) Hypertrophy(15종류), Myocardial Infraction(102 중

류), ST Abnormality(19 종류), ST-Changes(12 종류), Misc.(5종류)의 진단 규칙으로 구성되어 decision tree방식으로 각각의 질환을 탐색하도록 설계하였다. 이는 앞으로 계속적인 진단규칙의 수정과 첨가 등의 수정을 간편하게 하기 위해서이다.

표 3. 비트 위치 검출의 결과

The Number Of Detected Beats is 9									
The most mono polar lead is 7									
The P onset markers are:									
	1st	2nd	3rd	4th	5th	6th	7th	8th	9th beat
Lead0	168	669	1169	1670	2168	2668	3171	3668	4168
Lead1	168	668	1168	1670	2169	2669	3171	3668	4168
Lead2	167	668	1168	1670	2168	2668	3171	3667	4167
Lead3	170	667	1169	1670	2169	2668	3168	3669	4167
Lead4	170	667	1169	1670	2169	2668	3168	3669	4167
Lead5	170	668	1169	1670	2169	2668	3168	3669	4168
Lead6	168	668	1168	1668	2168	2669	3169	3669	4169
Lead7	168	668	1168	1668	2168	2669	3168	3668	4168
Lead8	168	668	1168	1667	2167	2669	3168	3668	4168
Lead9	168	670	1171	1670	2168	2669	3168	3668	4168
Lead10	168	668	1168	1669	2168	2668	3168	3668	4167
Lead11	168	670	1171	1670	2168	2668	3168	3668	4168
The P offset markers are:									
209	710	1209	1712	2209	2709	3213	3709	4209	
209	710	1209	1712	2209	2709	3213	3709	4209	
209	710	1209	1712	2209	2709	3213	3709	4209	
214	710	1212	1713	2213	2711	3210	3712	4210	
214	710	1212	1713	2213	2711	3210	3712	4210	
214	710	1212	1713	2213	2711	3210	3712	4210	
209	709	1209	1709	2209	2711	3209	3710	4209	
209	709	1209	1709	2209	2711	3209	3710	4209	
210	710	1209	1709	2209	2711	3209	3710	4209	
209	712	1213	1712	2209	2710	3209	3710	4210	
210	710	1210	1711	2210	2710	3210	3710	4209	
209	712	1213	1712	2209	2710	3209	3710	4210	
The QRS onset markers are:									
251	751	1250	1753	2251	2751	3256	3750	4251	
252	752	1250	1750	2254	2754	3253	3753	4252	
251	750	1251	1752	2252	2752	3252	3752	4252	
252	751	1252	1752	2252	2752	3252	3751	4250	
248	751	1249	1749	2249	2751	3252	3750	4250	
251	751	1251	1749	2249	2753	3252	3749	4252	
251	752	1249	1748	2250	2752	3251	3750	4251	
252	752	1252	1752	2251	2750	3252	3749	4252	
252	752	1251	1750	2252	2751	3252	3750	4251	
251	751	1252	1752	2250	2751	3251	3751	4252	
251	748	1248	1752	2252	2751	3252	3750	4251	
252	752	1251	1749	2252	2750	3252	3750	4252	
The QRS offset markers are:									
295	796	1294	1802	2294	2796	3294	3794	4297	
295	793	1294	1802	2294	2794	3294	3794	4294	
295	793	1294	1802	2294	2794	3294	3794	4294	
297	793	1296	1800	2293	2796	3294	3794	4294	
297	797	1294	1800	2296	2796	3296	3796	4293	
293	794	1294	1797	2297	2797	3293	3793	4293	
293	792	1291	1800	2295	2795	3295	3792	4292	
295	792	1294	1800	2295	2792	3295	3794	4292	
298	792	1296	1800	2293	2793	3293	3794	4292	
293	792	1291	1800	2295	2792	3297	3793	4292	
294	797	1294	1800	2295	2792	3294	3797	4293	
298	792	1296	1800	2295	2793	3292	3794	4292	
The T offset markers are:									
409	909	1409	1909	2409	2909	3408	3908	4408	
409	909	1409	1909	2409	2909	3408	3908	4408	
408	909	1408	1909	2408	2909	3408	3908	4408	
408	908	1408	1909	2408	2909	3408	3909	4408	
409	909	1409	1909	2409	2909	3409	3909	4409	
409	909	1409	1909	2409	2909	3409	3909	4409	
410	909	1410	1909	2409	2909	3409	3910	4409	
409	909	1409	1909	2410	2910	3410	3910	4410	
408	907	1407	1910	2410	2911	3411	3910	4410	
409	909	1409	1909	2409	2909	3410	3910	4410	
410	910	1410	1909	2408	2907	3407	3908	4408	
409	908	1408	1909	2410	2910	3410	3910	4410	

표 3에는 비트 검출 결과의 한 예를 보였으며, 표 4에는 검출된 비트 위치를 이용하여 계산한 진단 파라미터들 중 P파와 관련된 파라미터 계산 결과를 예로 보였다. 그림 5는 해석 프로

그럼 개발과 디버깅을 위해 작성된 CSE 데이터⁽⁵⁾ 처리 검용 윈도우 프로그램을 통해 입력된 신호의 처리 결과를 보여준다.

표 4. P파 관련 진단 파라미터의 추출예

Features Extracted from 12 Lead ECG Data Sequence		
Lead used for Rhythm analysis is 7		
Number of QRS waves on rhythmlead	=	9
Number of P waves on rhythmlead	=	9
Heart rate based on QRS information	=	60.00
Heart rate based on P wave information	=	60.00
P Wave flag is set		
P-Wave Parameters		
P Wave amplitude on lead 0	=	0.10 mV
P Wave amplitude on lead 1	=	0.08 mV
P Wave amplitude on lead 2	=	0.12 mV
P Wave amplitude on lead 3	=	0.13 mV
P Wave amplitude on lead 4	=	0.13 mV
P Wave amplitude on lead 5	=	0.09 mV
P Wave amplitude on lead 6	=	0.08 mV
P Wave amplitude on lead 7	=	0.13 mV
P Wave amplitude on lead 8	=	0.05 mV
P Wave amplitude on lead 9	=	0.10 mV
P Wave amplitude on lead 10	=	0.00 mV
P Wave amplitude on lead 11	=	0.09 mV
P+ amplitude on lead 0	=	0.10 mV
P+ amplitude on lead 1	=	0.08 mV
P+ amplitude on lead 2	=	0.12 mV
P+ amplitude on lead 3	=	0.13 mV
P+ amplitude on lead 4	=	0.13 mV
P+ amplitude on lead 5	=	0.09 mV
P+ amplitude on lead 6	=	0.08 mV
P+ amplitude on lead 7	=	0.13 mV
P+ amplitude on lead 8	=	0.05 mV
P+ amplitude on lead 9	=	0.00 mV
P+ amplitude on lead 10	=	0.00 mV
P+ amplitude on lead 11	=	0.09 mV
P- amplitude on lead 0	=	0.00 mV
P- amplitude on lead 1	=	0.00 mV
P- amplitude on lead 2	=	0.00 mV
P- amplitude on lead 3	=	0.00 mV
P- amplitude on lead 4	=	0.00 mV
P- amplitude on lead 5	=	0.00 mV
P- amplitude on lead 6	=	0.00 mV
P- amplitude on lead 7	=	0.00 mV
P- amplitude on lead 8	=	0.00 mV
P- amplitude on lead 9	=	-0.10 mV
P- amplitude on lead 10	=	0.00 mV
P- amplitude on lead 11	=	0.00 mV
P terminal duration on lead 0	=	86.00 ms
P terminal duration on lead 1	=	86.00 ms
P terminal duration on lead 2	=	86.00 ms
P terminal duration on lead 3	=	84.00 ms
P terminal duration on lead 4	=	84.00 ms
P terminal duration on lead 5	=	84.00 ms
P terminal duration on lead 6	=	84.00 ms
P terminal duration on lead 7	=	82.00 ms
P terminal duration on lead 8	=	82.00 ms
P terminal duration on lead 9	=	82.00 ms
P terminal duration on lead 10	=	82.00 ms
P terminal duration on lead 11	=	84.00 ms
P duration	=	84.00 ms
P axis	=	72.18 degrees
PR interval	=	166.00 ms
PP intervals on rhythmlead for beat 0	=	1000.00
PP intervals on rhythmlead for beat 1	=	1000.00
PP intervals on rhythmlead for beat 2	=	1000.00
PP intervals on rhythmlead for beat 3	=	1000.00
PP intervals on rhythmlead for beat 4	=	1002.00
PP intervals on rhythmlead for beat 5	=	998.00
PP intervals on rhythmlead for beat 6	=	1000.00
PP intervals on rhythmlead for beat 7	=	1000.00
PP intervals on rhythmlead for beat 8	=	0.00
PR intervals on rhythmlead for beat 0	=	168.00
PR intervals on rhythmlead for beat 1	=	168.00
PR intervals on rhythmlead for beat 2	=	168.00
PR intervals on rhythmlead for beat 3	=	168.00
PR intervals on rhythmlead for beat 4	=	166.00
PR intervals on rhythmlead for beat 5	=	162.00
PR intervals on rhythmlead for beat 6	=	168.00
PR intervals on rhythmlead for beat 7	=	162.00
PR intervals on rhythmlead for beat 8	=	168.00

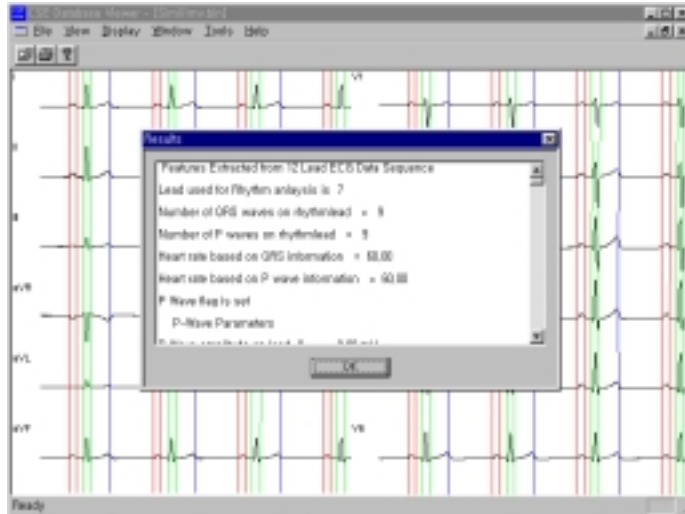


그림 5. 입력 신호의 처리 결과 예

4. 비트검출 성능평가

CSE(Common standards for Quantitative Electrocardiography)프로젝트는 심전도 신호처리 및 해석의 기준이 되는 표준 제시하고, 현존하는 여러 컴퓨터 프로그램 및 임상전문가가 결정한 심전도 해석 결과의 편차를 줄이기 위해, 신호 측정 및 해석에 대한 권고안을 제시하였다⁽⁵⁾. CSE 그룹에서는 성능평가 및 정확성 향상을 위한 표준 데이터베이스를 구축하기도 하였다. CSE 프로젝트는 1980년도에 유럽을 중심으로 미국, 일본등 심장전문의로 구성된 위원회와 전세계적으로 대학과 심전계 전문의료기 회사에서 개발한 9개의 VCG, 10개의 표준 12리드 심전도 해석 프로그램 참여, HP, Marquette, Fukuda, Simense 최초의 컴퓨터 프로그램 개발자 Pipberger를 포함하는 대학연구기관이 참여하여 1990년도에 완료하였으나 현재에도 국제적 협력연구를 계속진행하고 있다.

이중에서 CSE 멀티리드 데이터베이스는 심장전문가의 위원회에서 결정한 P 파의 시작점, 끝점, QRS의 시작점, 끝점 그리고 T파의 끝점의 위치와 참여한 14개 컴퓨터 프로그램으로 측정된 위치값을 제시하여 개발된 해석 소프트웨어의 비트 검출 정확성을 평가하는 목적으로 사용되고 있다⁽⁶⁾.

표 5. CSE권고치와 제안된 프로그램의 비트 검출 위치 표준편차

파형의 위치	CSE프로젝트 권고치 (CSE임상전문가의 median값)	제안된 프로그램
P파 시작점	± 10.2 ms	± 9.6ms
P파 끝점	± 12.7 ms	± 11.2ms
QRS 시작점	± 6.5 ms	± 5.6ms
QRS 끝점	± 11.6 ms	± 8.1ms
T파 끝점	± 30.6 ms	± 17.8ms

따라서 각 파형의 위치정보가 제공되는 원 심전도 파일인 MO1 125건과, 이를 이용해서 인공적으로 만든 파일인 MA1 125개 심전도 데이터의 파일을 이용하여 비트 검출 성능을 평가하였다.

표5에는 CSE 그룹에서 권고한 비트 검출 위치의 표준편차와 본 논문에서 설계한 제안된 프로그램의 비트 검출 위치의 표준편차를 비교하였다. CSE 그룹에서는 컴퓨터 프로그램의 비트 검출 오차의 표준편차가 권고치 범위 안에 반드시 들도록 권고한다⁽⁷⁾.

표5에서 보인 바와 같이 모든 파형 위치의 편차가 권고치 이내에 있음을 알 수 있다. 표6에는 MO1,MA1 250개 파일 중에 위치 정보가 제공된 모든 비트에 대해 권고치 이내에서 정확하게 검출된 비트 수를 백분율로 나타내었고, 이를 CSE 프로젝트에 참여한 14개 컴퓨터 프로그램의 메디안 값과 비교하였다.

표 6. CSE 권고 오차 이내의 CSE 메디안 프로그램과 제안된 프로그램의 비트 검출율

파형의 위치	CSE 참여 프로그램 (14개 프로그램의 메디안)	제안된 프로그램
P파 시작점	79%	88%
P파 끝점	81%	71%
QRS 시작점	92%	85%
QRS 끝점	85%	71%
T파 끝점	65%	72%

5. 임상적용에서의 리듬분석의 성능

현재 대부분의 해석 소프트웨어는 Heuristic Classification Method를 이용한다. 수십 년간의 임상 경험의 체계화하여 기본적인 Decision Tree로부터 퍼지 분류, 신경회로망을 이용한 분류 시스템 및 전문가 시스템에까지 이르고 있다. 그러나 대부분의 상용시스템의 경우 Decision Tree방식의 분류법을 이용하고 있다.

진단 규칙은 이와 같이 다년간의 경험을 바탕으로 하기 때문에 각 하드웨어 및 개발자의 전략에 따른 대규모의 심전도 신호 데이터베이스를 구축하고 이를 해석할 수 있는 심장전문의의 직접적인 참여가 이루어 질 수 있는 환경에서 개발되어 질 수 있다.

심전도 해석 프로그램을 위한 임상시험은 영국 Royal victoria 병원(RVH)에서 외래환자 또는 자원자에 대하여 획득한 340건의 12채널 심전도 데이터를 이용하였다.

RVH 임상데이터는 가장 우세한 리듬인 sinus rhythm이 전체 340건 중 216건 이상을 차지하고있다. 이 리듬의 경우 제안된 프로그램은 임상전문의의 진단과 87%이상의 일치됨을 보이고 있다.

6. 토의 및 결론

본 논문에서는 12채널 심전도신호의 입력, 비트검출, 특징추출, 리듬 및 질환진단에 이르는 완전한 체계를 갖춘 안정상태의 성인용 12채널 심전도 자동해석 프로그램의 시작버전 설계하였다. 이를 위해 하드웨어의 진화에 따른 시스템 인터페이스가 용이하며, 성능향상 및 알고리즘의 추가, 삭제, 변경이 쉽게 가능하도록 모든 처리과정이 블랙박스 형태의 입력 및 출력 정보를 가지고 유기적으로 결합된 모듈 형식의 프로그램을 개발하였다.

CSE 멀티리드 데이터베이스에 의한 비트 검출 성능시험결과는, P, QRS, T의 시작점 및 끝점의 편차는 CSE 권고치 이내였고, 권고치 이내에 드는 비율도 CSE 프로그램의 결과와

비슷한 분포를 보였다. 시작버전의 상태에서 기존의 세계적인 시스템의 성능을 당장 뛰어넘을 수 있다는 것은 불가능하다. 서론에서 언급한 바와 같이, 심전도 해석 프로그램은 수십년간의 임상적용 및 경험의 산물이기 때문이다. 따라서 본 연구를 알고리즘의 추가, 변경을 전제로 한 것도 이 때문이다. 심전도진단프로그램 설계의 이상적인 형태는, 해석기능이 없는 기록계형태의 심전계의 개발이 완료되고, 안정화시키면서, 임상에서 많은 데이터를 쉽게 수집할 수 있는 환경이 우선적으로 갖추어진 후, 이를 바탕으로 자동해석기능이 추가되어야 한다.

앞으로 계속될 임상실험을 통해, 수집된 심전도 신호를 데이터베이스로 구축하고 이를 이용하여, 임상인들의 조언을 결합하여 각 신호처리 및 진단 모듈별로 지속적으로 성능향상이 이루어 질 것이다.

참고문헌

- (1) P.W. Macfarlane, "A brief history of computer assisted electrocardiography", *Methods of information medicine*, vol.29, pp.272-281, 1990.
- (2) J.A. Milliken et.al., "The impact of an ECG computer program on the cardiologist's interpretation A cooperative study", *J. of Electrocardiology*, vol.16, pp.141-149, 1983.
- (3) C.R. Brohet, "Computer assisted interpretation of electro and vectorcardiograms" *Thesis. Brussels*, University of Louvain, 1980.
- (4) P.W. Macfarlane, "Methodology of ECG interpretation in the Glasgow program", *Methods of Information of Medicine*, vol.29, pp.354-361, 1990.
- (5) Jos L Willems et.al., "Common Standards for quantitative electrocardiography : Goals and main results", *Methods of Information of Medicine*, vol.29, pp.263-271, 1990.
- (6) Jos L Willems et.al., "A Reference Database for Multilead Electrocardiographic Computer Measurement Programs," *JACC*, vol. 10, no.6, pp.1313-1321, 1987.
- (7) CSE Working Party, "Recommendations for measurement standards in quantitative electrocardiography", *Eur. Heart Journal*, vol.6, pp.815-825, 1985
- (8) Bailey et.al., "Recommendation of Standardization and Specifications in Automated Electrocardiography: bandwidth and Digital Signal Processing", *Circulation*, Vol.81, No.2, pp.730-73, 1987
- (9) E.J. Berbari, et.al., "Recording from The Body Surface of Arrhythmogenic Ventricular activity During The S-T Segment", *Am. J. Cardiol.*, No.41, p. 697, 1978
- (10) P.O. Borjesson et. al., "Adaptive QRS Detection Based on Maximum A Posteriori Stimulation", *IEEE Trans. EMBS.*, Vol.29, No.5, pp.341-351, 1982
- (11) M. Okada, "A Digital Filter for The QRS Detection", *IEEE Trans. EMBS.*, Vol.26, No.1, pp.700-703, 1979
- (12) P. Hamilton, et.al., "Quantitative investigation of QRS Detection Rules Using MIT/BIH Arrhythmia Database", *IEEE Trans. EMBS.*, Vol.33, No.12, pp.1157-1165, 1986
- (13) O. Escalona, et.al., "An Algorithm for Microbased QRS Detection", *Journal of Clinical Eng.*, Vol.11, No.3 pp.213-219, 1986
- (14) Drazen et.al., "Survey of Computer Assisted Electrocardiography in The United States", *Jouranl of Electrocardiology*, Vol. 21, pp.98-104, 1988
- (15) Sheffield et.al., "Seminar on Computer Applications for The Cardiologist"

Computer Aided Electrocardiography, *JACC*, Vol. 10, No.2, pp.448-455, 1987

(16) Mortara DW, "Digital filters for ECG signals ", *Computers in Cardiology*, pp.511-514,1977

(17) Willems et.al., "influnce of Noise on Wave Boundary Recognition By ECG Measuremet Programs", *Computers in Biomedical Research*, p.83, 1987

(18) Suppappola, S., et. al., "Nonlinear Transforms of ECG Signals for Digital QRS Detection: A Quantitative Analysis." *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, Vol.41, No.4, pp.397-400, 1994

(19) Laguna, P., 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, 1994

(20) Scherer, J. A., et al. "Evaluation of 12-lead ECG Synthesis Using Analysis Measurements in 240 Patients." *Proceedings of Computer in Cardiology*, IEEE Comput.soc. Press, pp.91-94, 1994

(21) Bortolan, G., et al. "ECG Classification With Neural Networks and Cluster Analysis." *proceedings. Computers in Cardiology.*, IEEE Comput. Soc. Press, pp. 177-180, 1991