

MINNESOTA CODE 분류방식에 의한 전면 QRS 전기축 판정에 관한 연구

박 동 찬, 이 명 호
연세대학교 전기공학과

A Study on Determination of Frontal QRS Electrical Axis by Minnesota Coding Method

Dong Chan Park, Myoung Ho Lee
Dept. of Electrical Eng. Yonsei University

ABSTRACT

This paper present a algorithm for determination of the frontal QRS axis. Determination of electrical QRS axis helps in the differential diagnosis of wide QRS tachycardia and of hemiblock and in the localization of an accessory pathway. At first detecting R-point data and S-point data and two data is sumed and this data is determind such as positive or negative. Reference data is calculated by 9-point derivertives that is less affected by noise. Secondly, using data of lead2 calculate a morphology, this value is threshold for executing determination algorithm. This process is main body of this algorithm. As this algorithm have a six pattern of the axis that coded by minnesota coding method, the axis is determined more precisely than any other algorithm using 3 leads and affirm a relation of a axis and hemiblock and tachycardia.

1. 서 론

심장의 질환을 진단하는 진단변수로서는 기존의 부정맥 검출 시스템이 형태와 심박수를 진단 변수로 이용하는 경우도 있지만 단일파형 분류시 가장 큰 영향을 미치는 형태와 심박수 그리고 혈관수축에의한 국소적인 빈혈현상인 심근의 허혈상태를 진단하는 ST 세그먼트 및 심장의 변위를 나타내는 변수인 심장의 전기축(Electrical Axis)를 진단의 변수로 이용하는 경우도 있다. 본 논문에서는 심장질환 진단시

진단변수로서 이용될수 있는 심장의 전기축을 정확히 기존의 체계보다 세분화 시켜 판정하는 알고리즘을 구축하는 것을 목적으로 하고 있다. 일반적으로 심장의 전기축은 크게 정상, 좌측 편위, 우측 편위 등으로 분류할 수 있으며 심장의 전기축에 이상이 생겨 우측 편위로 진단 되었을시 우심실 비대(Right Ventricular Hypertrophy : RVH)나 또는 심실 이소성 비트인 경우가 다수 발견되고, 좌측 편위로 진단 되면 환자의 약50%정도가 좌심실비대(Left Ventricular Hypertrophy : LVH)로 진단된다. 또한 심장의 전기축을 정확히 판정하므로써 우심실비대와 우각차단의 감별, 우심실비대와 후벽부심근경색과의 감별, 심방질환진단, 좌각차단환자에서의 심근경색진단, 좌각전심유속차단환자에서의 하벽부심근경색등을 진단하는데 이용할수 있고 특히 심실빈맥과 심실진도장애등의 세부진단에 유용한 변수로 이용되는 등 심장의 전기축은 심장의 질환을 진단하는데 유용한 변수로 이용될수 있다. 심장의 전기축을 측정하는 방법에는 양극유도전극을 이용하는 경우, Lead I과 aVF전극을 이용하는 경우, Hexaxial System을 이용하는 경우 등이 있지만 본 논문에서는 양극유도전극을 이용하여 미네소타 코드의 전기축 분류기준에 의해 분류하는 방법을 이용하였다. 이 방법은 3 채널로 데이터를 받아들여 A-D Converting을 시킨후 Lead I, Lead II, Lead III 등으로 분류한 후 3유도전극의 데이터를 동시에 검색하여 형태의 정상여부를 판정한후 ECG데이터의 미분값을 사용하여 Q, R, S점을 검출하여 분류기준을 적용시키는 것으로서 기존의 방법보다 판정방법이 간편하면서도 세분화된 진단을 내릴수 있는 장점이 있다.

본 논문에서는 이와같이 미네소타 코드 분류기준법에의해 심장의 전기축을 보다 간편하고 세분화시켜 판정하는 알고리즘을 구축하려 한다.

2. 심장의 전기축생성 및 축편위의 결정

2-1. 심실에서의 전류흐름

심장에서의 전류의 흐름은 심방을 거쳐 심실로 전달되는 주기적인 반복과정이다. 특히 심실에서의 전류의 흐름은 축편위 현상과 매우 밀접한 연관성을 지니고 있다. 그림2-1과 그림2-2는 심실에서의 전류흐름의 과정을 보여주고 있다. 심실벽은 체계적으로 동작하여 폭이 좁은 QRS파형을 발생시키고 있다. 심실에 전달되는 전류 임펄스는 오른쪽 격막이 왼쪽 격막보다 얇기 때문에 오른쪽에서 왼쪽으로 전달되어 진다. 즉 그림2-2에서 볼 수 있는 것처럼 벡터이 초기 원동력이 되고 이벡터가 발생후 분극이 심실의 다른 영역으로 퍼져 나가게된다. 그림2-3에서는 심장수축기간동안 발생한 전류의 합을 두꺼운 화살로 표시해 놓았다.

이것이 심장의 전기축을 형성하게 되는 것이다.

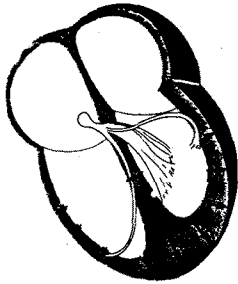


그림 2-1. 심실내의 전류의 흐름

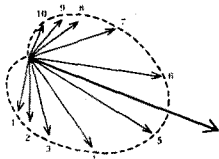


그림 2-3. 심실내의 전류벡터

그림 2-2. 심실내의 전류 흐름과정



2-2 전기축의 분류

일반적으로 4가지(정상, 좌편위, 우편위, 극편위)로 나누어 분류하나 미네소타코드 분류법에서는 보다 세분하여 6가지(정상, 좌편위, 우편위, 편저한우편위, 극편위, 비결정)가지로 분류한다.

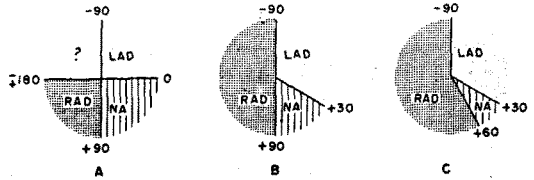


그림 2-4. 심장전기축의 분류기준

2-3. 전기축 측정법

가. Minnesota Code 분류법을 이용한 판정법

이 분류법은 R_{peak}의 크기뿐만 아니라 S_{peak}의 크기도 확인하여 두 peak의 차이를 이용하여 전기축을 위의 방법보다 보다 세분하여 판정하게 된다.

나고 Lead II, Lead III에서는 "음" 또는 "0"으로 나타나면 좌측편위(-30도 이상)로 판정하고 코드번호 2-1로 기록한다.

ㄴ. 두 peak의 차이가 Lead I에서는 "음"으로 나타나고 Lead III에서는 "양"으로 나타나며 Lead I에서 절대값이 Lead III의 절대값에 적어도 절반 이상이 되면 +110도 이상의 편저한 우측편위 전기축으로 판정하고 코드번호2-2를 기록한다

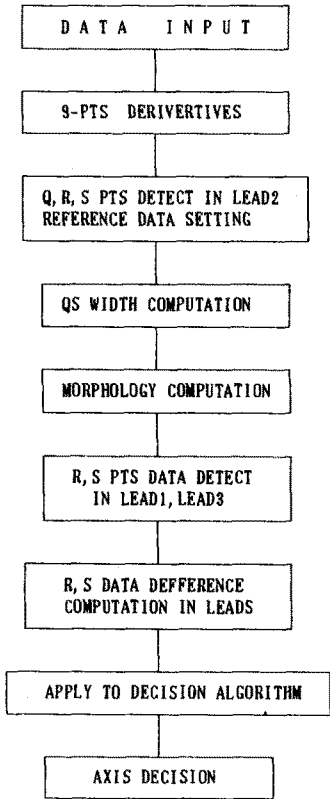
ㄷ. 두 peak의 차이가 lead I에서는 "0" 또는 "음"이고 Lead II, Lead III에서는 "양"으로 나타날때 +90도에서 +110도 사이의 우측편위로 판정하고 코드번호2-3으로 기록한다.

ㄹ. 두 peak의 차이가 Lead I, Lead II, Lead III에서 모두 "음"으로 나타나면 극편위 전기축으로 판정하고 코드번호 2-4로 기록한다.

ㅁ. 두 peak의 차이가 Lead I, Lead II, Lead III에서 모두 거의 '0'에 가까울때 비결정 축편위로 판정하고 코드번호 2-5로 기록한다.

3. 전기축 판정 알고리즘

알고리즘의 구성도



. 9-Point Derivatives

$$y[n] = 1/60(-4x[n-4] - 3x[n-3] - 2x[n-2] - x[n-1] + x[n+1] + 2x[n+2] + 3x[n+3] + 4x[n+4])$$

. Q-Point, R-Point, S-Point 검출

본 연구에서는 우선 R점을 검출한후 이 점을 기준으로 하여 Q점과 S점을 검출하는 방법을 이용하였다. R점은 Zero Crossing기법을 우선 적용한후 입력 데이터중에서 최대값과 최소값을 구하여 이 값을 문턱치로 이용하고 P파와의 구별을 확실히 하기 위해 미분값의 최대, 최소를 구하여 이값 또한 문턱치로 설정하여 정확히 R점을 검출했다. 이렇게 검출한 R점을 기준으로하여 역방향으로 20개의 데이터를 검색하여 미분값이 두점을 곱하여 음이거나 0이되는 첫번째점을 Q점으로 설정하였다. S점 검출에서는 QRS Complex가 역방향이 되었을때를 고려하여 R점을 기준으로하여 R점을 기준으

로 하여 전후15개의 데이터를 검색하여 R점의 데이터값이 양수일때는 최소값을 음수일때는 최대값을 S점으로 설정하였다.

형태(Morphology) 계산

심장의 전기축을 판정할때는 항상 형태가 정상으로 판정된 파형으로 시행하기 때문에 형태계산을 반드시 해야만 한다. 형태를 계산하는 방법은 여러가지가 제안되었지만 본 연구에서는 Wigertz등이 제안한 방식을 이용했다. 즉 32개의 템플릿 데이터값과 이에 대응되는 심전도 입력신호와차이 값을 구하여 절대값을 취하는 방법을 이용했다.

$$Morphology = (1/Mp) \sum_{i=1}^{32} (data(i) - temp(i))$$

data : 새로 입력된 심전도파형의 데이터.

temp : 템플릿 데이터.

Mp : 템플릿 데이터값내의 최대값.

정상, 비정상을 구분하는 기준값은 8로 설정 하였다. 만약 형태값이 8보다크면 비정상파로 인식하여 새로이 입력 데이터를 받아 들여야 한다. 하지만 형태값이 8이하가 되었을 경우 정상으로 판정하여 템플릿 데이터를 재생성하는 과정을 거쳐 향상된 템플릿을 생성하게 된다.

$$temp(k+1, i) = \sum_{i=1}^{32} ((dnorm(i) - davg) + 7*temp(k, i)) / 8$$

temp(k+1, i) : 새로 생성된 템플릿

temp(k, i) : 현재의 템플릿

dnorm(i) : 정상으로 판정된 파형의 데이터

davg : dnorm(i)의 평균값

전기축의 판정

미네소타 코드 분류법에서는 코드별로 6가지를 분류한다. 분류의 기준은 R파의 크기 및 S파의 크기 또는 Q파의 크기를 비교한 데이터를 이용하여 정한다.

4. 실험

4-1. 환자데이터의 종류

본 연구에서 채택한 미네소타 코드 분류법에 의한 알고리즘을 임상적으로 실험하기 위해 실제 환자에서 추출한 데이터중 의사에 의해 심장전기축에 이상이 있다고 판정된 데이터를 사용하여 실험 하였다.

심전도실에서 채취한 환자데이터의 종류는 다음과 같다.

(1) 환자 번호 : 279829

의사의 진단 : RAD, LAE, RVH

(2) 환자 번호 : 742189-1

의사의 진단 : s. tachycardia, RAD, RAE, RVH

(3) 환자 번호 : 758558

의사의 진단 : RAD, RVH, complete RBBB

(4) 환자 번호 : 689925-6

의사의 진단 : LAD

(5) 환자 번호 : 136943

의사의 진단 : LAD, LVH&Strain

(6) 환자 번호 : 751017-8

의사의 진단 : RAD, LVH, RAE, RVH

4-2. 판정 알고리즘

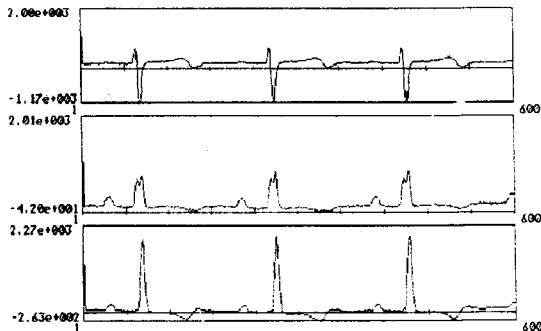
실제로 미네소타 코드 분류법에서는 R_{point}의 데이터값을 기준으로 좌, 우의 데이터를 검색하여 가장 큰값 또는 가장 작은 값을 계산한후 그차이값을 구해야 정확한 알고리즘을 구성할 수 있다.

표 1. 미네소타 코드에서의 전기축 분류기준

Lead I	Lead II	Lead III	Diagnosis
R+S>0	R+S<0	R+S<0	LAD / CODE2-1
R+S<0	*	R+S>0	Marked RAD / CODE2-2
R+S<0	R+S>0	R+S>0	RAD / CODE2-3
R+S<0	R+S<0	R+S<0	Extreme Axis/CODE2-4
R+S=0	R+S=0	R+S=0	Indeterminate Axis CODE2-5
R+S>0	R+S>0	*	Normal

RAD:Right Axis Deviation LAD:Light Axis Deviation
* :Don't Care

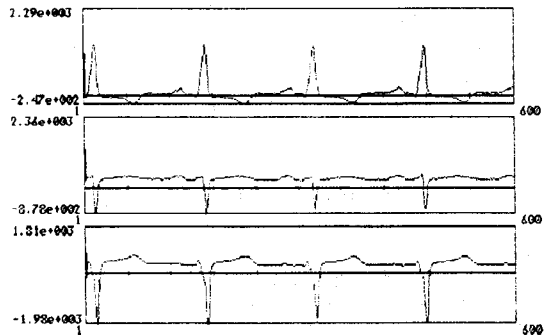
5. 결 과



```

===== RESULT =====
R_data1 654      : Base1 172
R_data2 830      : Base2 99
R_data3 1640     : Base3 22
=====
S_data1 -1122    : Base1 172
S_data2 78      : Base2 99
S_data3 -18     : Base3 22
=====
Morphology = 1.000000
=====
R1 Amplitude plus S1 Amplitude = -812
R2 Amplitude plus S2 Amplitude = 710
R3 Amplitude plus S3 Amplitude = 1578
=====
Diagnosis : RAD Code 2-3
=====
    
```

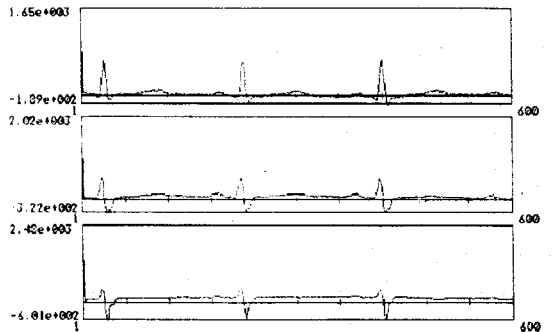
환자번호 751017-8의 결과



```

===== RESULT =====
R_data1 1338     : Base1 -1
R_data2 345     : Base2 258
R_data3 439     : Base3 307
=====
S_data1 -41     : Base1 -1
S_data2 -761   : Base2 258
S_data3 -1874  : Base3 307
=====
Morphology = 1.000000
=====
R1 Amplitude plus S1 Amplitude = 1299
R2 Amplitude plus S2 Amplitude = -932
R3 Amplitude plus S3 Amplitude = -2049
=====
Diagnosis : LAD Code 2-1
=====
    
```

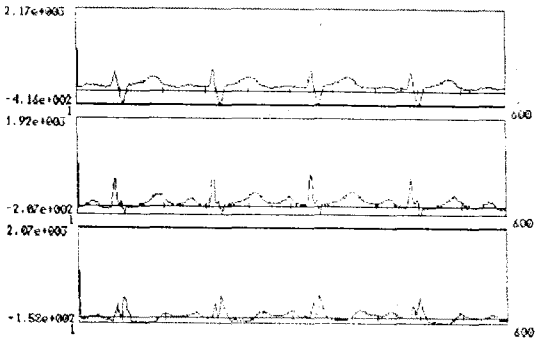
환자번호 136943의 결과



```

===== RESULT =====
R_data1 688      : Base1 -42
R_data2 486      : Base2 38
R_data3 454      : Base3 152
=====
S_data1 -189     : Base1 -42
S_data2 -303     : Base2 38
S_data3 -570     : Base3 152
=====
Morphology = 0.994444
=====
R1 Amplitude plus S1 Amplitude = 583
R2 Amplitude plus S2 Amplitude = 107
R3 Amplitude plus S3 Amplitude = -420
=====
Diagnosis : Normal
=====
    
```

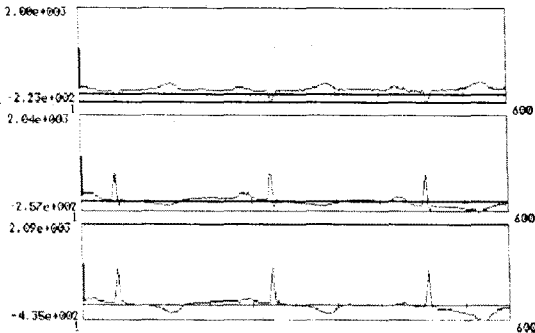
환자번호 689925-6의 결과



```

===== RESULT =====
R_data1 512      : Base1  82
R_data2 713      : Base2  26
R_data3 505      : Base3  94
-----
S_data1 -371     : Base1  82
S_data2 -153     : Base2  26
S_data3 -35      : Base3  94
-----
Morphology = 7.260597
=====
R1 Amplitude plus S1 Amplitude = -23
R2 Amplitude plus S2 Amplitude = 508
R3 Amplitude plus S3 Amplitude = 284
=====
Diagnosis : Marked RAD Code 2-2
    
```

환자번호 758558의 결과



```

===== RESULT =====
R_data1 -218     : Base1  30
R_data2 640      : Base2 -89
R_data3 926      : Base3 -64
-----
S_data1 59       : Base1  30
S_data2 -223     : Base2 -89
S_data3 -125     : Base3 -64
-----
Morphology = 0.254902
=====
R1 Amplitude plus S1 Amplitude = -219
R2 Amplitude plus S2 Amplitude = 595
R3 Amplitude plus S3 Amplitude = 929
=====
Diagnosis : Marked RAD Code 2-2
    
```

환자번호 279829의 결과

6. 결론

본 연구에서 채택한 미네소타 코드분류법에 의한 전기축 판정 알고리즘은 기존의 R파의 크기만을 이용하여 3가지 종류의 축편위를 판정했던것에 비해 미네소타 알고리즘은 Q, R, S파의 크기를 모두 이용하여 판정 알고리즘이 간편하면서

도 세분화 되어 정확하게 심장의 전기축을 판정해 주었다. 특히 축편위가 발생한 환자는 상당수가 심실빈맥이거나 심실전도장애등 심실쪽에 질환이 발생되었음을 의사의 진단과 비교하여 확인 할수 있었다.

7. 참고문헌

- (1) "Understanding Electrocardiography", 5th ed., Mary Boudreau Conover, Mosby
- (2) "Practical Electrocardiography", 8th ed., Henry J.L. Marriott, Williams&Wilkins
- (3) "A real time QRS detection algorithm", Jiapu Pan, Tompkins, IEEE Trans. BME-32, NO3, Mar. 1985
- (4) "QRS wave detection", Fraden, J and Neuman, M. R, Med. & Biol. Eng. & Comput. 18., pp.125 - 132, 1980
- (5) "임상 심전도학", 최은식, 서울대학교 출판부
- (6) "실시간 부정맥 검출을 위한 컴퓨터 시스템에 관한 연구", 윤형로, 연세대학교 박사학위 논문, 1986
- (7) "파이프라인 프로세서에 의한 심전도 자동진단 시스템에 관한 연구", 이경중, 연세대학교 박사학위 논문, 1988
- (8) "심전도 자동진단 시스템에 관한 연구", 김정훈, 연세대학교 석사학위 논문, 1988
- (9) "마이크로 컴퓨터를 이용한 실시간 ECG 자동진단 알고리즘", 이명호, 윤형로, 의공학회지, Vol. 6, No. 1, pp.55-63, 1985
- (10) "P파 검출에 의한 부정맥 진단 알고리즘에 관한 연구", 황선철, 연세대학교 석사학위 논문, 1988