11주차 과제 HRV 해석



과목: 생체신호해석

소속 대학: 순천향대학교

학과: 의공학과

학번: 20195293

이름: 정민섭

1. HRV 해석

[Matlab code]

```
close all
clear all
clc
%% Data load and preprocessing
fs = 125;
Fn = fs/2
load('Sample_Data_ECG.mat', 'ECG')
% HRV분석(short-term)을 위하여, 600초(5분) 구간 사용
ECG_{raw} = ECG(1, 60 * fs : 660 * fs);
%% R peak (QRS complex) detection
% pan - Tompkins 알고리즘을 이용한 R peak 검출
[qrs_amp_raw, qrs_i_raw, ~] = pan_tompkins_R_peak(ECG_raw, fs , 0);
% HRV analysis
%% HRV analysis - time domain
rri = abs((diff(qrs_i_raw)/fs)*1000); % RR-interval 계산
d_RRi = abs(diff(rri)); % RR-interval의 차이의 절댓값
% Standard deviation of the NN intervals(SDNN),표준편차
SDNN=std(d_RRi);
% Root Mean Square of the Successive Differences (RMSSD)
squared dRRi = d RRi.^2;
```

```
mean_squared_dRRi = mean(squared_dRRi);
RMSSD = sqrt(mean squared dRRi);
% proportion of successive RR intervals >= 50 ms to the total RRI (pNN50)
N_{total} = length(d_RRi);
N_{over50} = sum(abs(d_RRi) > = 50);
pNN50 = N_over50/N_total*100;
% HRV frequency band deine
VLF = [0.0033, 0.04];
LF = [0.04, 0.15];
HF = [0.15, 0.4];
for i = 1:length(rri) % rri 간격을 time stamp로 나열 [ms]
    rri_time(i) = 0 + sum(rri(1:i))/1000;
end
% Lomb - scargle periodigram to estimate power spectral denstiy(PSD)
[power_lomb, freq_lomb] = plomb(rri, rri_time);
% Normalize Power spectral denstiy
power_lomb = power_lomb / max(power_lomb);
% Find the indexes corresponding to the VLF, LF, and HF bands
iVLF = (freq_lomb>=VLF(1)) & (freq_lomb<=VLF(2));
iLF = (freq\_lomb > = LF(1)) & (freq\_lomb < = LF(2));
iHF = (freq\_lomb > = HF(1)) & (freq\_lomb < = HF(2));
% Find peaks for each frequency band
% VLF peak
tmpF = freq_lomb(iVLF);
```

```
tmppsd = power_lomb(iVLF);
%zippeaks: finds local maxima of input signal y
[pks,ipks] = zipeaks(tmppsd);
if ~isempty(pks)
    [\sim, i] = max(pks);
    peakVLF=tmpF(ipks(i));
else
    [\sim, i] = max(tmppsd);
    peakVLF=tmpF(i);
end
%LF Peak
tmpF = freq_lomb(iLF);
tmppsd = power_lomb(iLF);
[pks,ipks] = zipeaks(tmppsd);
if ~isempty(pks)
    [\sim, i] = max(pks);
    peakLF=tmpF(ipks(i));
else
    [\sim, i] = max(tmppsd);
    peakLF=tmpF(i);
end
%HF Peak
tmpF = freq_lomb(iHF);
tmppsd = power_lomb(iHF);
[pks,ipks] = zipeaks(tmppsd);
if ~isempty(pks)
    [\sim, i] = max(pks);
```

```
peakHF=tmpF(ipks(i));
else
    [\sim, i] = max(tmppsd);
    peakHF=tmpF(i);
end
% 계산
% calculate raw areas (power under curve), within the freq bands (ms^2)
aVLF = trapz(freq_lomb(iVLF), power_lomb(iVLF));
% trapz 함수 = 사다리꼴 적분 수행
aLF = trapz(freq_lomb(iLF), power_lomb(iLF));
aHF = trapz(freq_lomb(iHF), power_lomb(iHF));
%calculate normalized areas (relative to HF+LF, n.u.)
nLF = aLF / (aLF + aHF);
nHF = aHF / (aLF + aHF);
%calculate LF/HF ratio
LFHF = aLF / aHF;
% HRV Time Domain Metrics (SDNN, RMSSD, pNN50)와 Frequency Domain Metrics (nLF,
nHF, LF/HF)
figure;
subplot(1, 2, 1);
bar([SDNN, RMSSD, pNN50]);
set(gca, 'XTickLabel', {'SDNN (ms)', 'RMSSD (ms)', 'pNN50 (%)'});
title('HRV Time Domain Parameters');;
grid on;
```

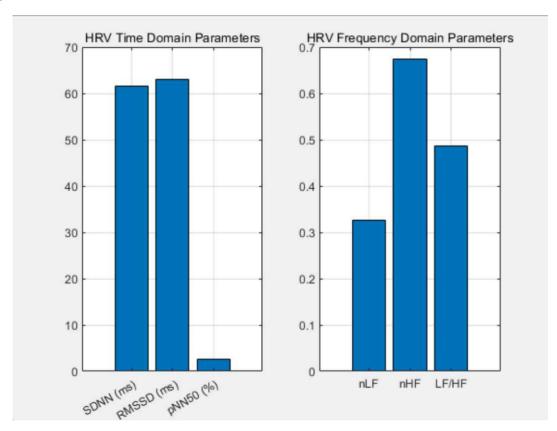
```
subplot(1, 2, 2);
bar([nLF, nHF, LFHF]);
set(gca, 'XTickLabel', {'nLF', 'nHF', 'LF/HF'});
title('HRV Frequency Domain Parameters');
grid on;
```

[결과]

Fn =

62.5000

[Figure]



<Fig 1. time domain과 frequency domain에서의 분석>

[설명]

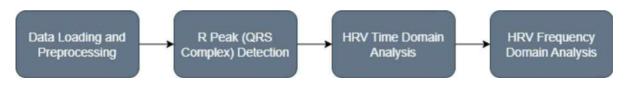
HRV(Heart Rate Variability)는 심박수 사이의 RR interval의 변동을 측정한 값이다. HRV는 자율신경계의 기능을 평가하는 지표로 사용되게 되며, 교감신경과 부교감 신경의 균형 상태를 나타낸다. 교감신경이 활성화 되면 심박수가 증가하며, 부교감신경이 활성화되면 심박수가 감소한다. 두 신경계의 조절로 인해 심장 박동 간의 간격이 미세하게 변동하게 되며, 이 변동을 측정하고 분석하는 것이 HRV이다.

HRV는 시간 영역과 주파수 영역에서의 분석이 가능하다. 본 실습에서는 시간 영역일 때는 SDNN, RMSSD, pNN50을 사용하였고, 주파수 영역일 때는 nLF, nHF, LF/HF ratio를 사용하였다.

SDNN은 전반적인 건강상태 및 자율 신경계의 조절 능력을 나타낸다. RMSSD는 연속된 RR interval 차이의 제곱평균제곱근으로 연속된 두 심박 간격의 변화 정도를 측정한다. RMSSD는 주로 부교감 신경의 활성 정도를 나타낸다. pNN50은 연속된 NN 간격의 차이가 50ms 이상인 비율을 퍼센트로 나타낸 것이다. 부교감 신경의 활성 정도를 평가할 때사용된다.

nLF는 교감 신경계와 부교감 신경계의 활성도를 모두 반영한다. 장시간 측정을 할 경우에는 교감 신경계를 더 많이 반영한다. nHF는 심장에서 분주하는 미주신경의 활성도를 주로 반영하며 부교감 신경의 활성도를 대표하는 측정치이다. LF/HF ratio는 자율신경계에 대한 전체적인 균형 정도를 나타낸다.

실습에 사용한 Matlab 코드의 Flow chart는 다음과 같다.



<Fig 2. Matlab 코드의 Flow chart>

ECG 데이터를 5분 동안의 구간으로 추출하여 HRV 분석에 사용하였다. 그 후 Pan-Tompkins 알고리즘을 사용하여 ECG 데이터에서 R Peak를 검출하였다. R Peak는 RR interval을 계산하는 데 사용되며, 이를 통해 HRV 분석이 가능하다. time domain에서의 분석은 SDNN, RMSSD, pNN50을 계산하여 분석하였다. SDNN (Standard Deviation of NN intervals)은 RR interval의 표준 편차로 다음과 같이 나타낼 수 있다.

SDNN =
$$\sqrt{\frac{1}{N-1} \sum_{i=1}^{N} (NN_i - \overline{NN})^2}$$

RMSSD (Root Mean Square of Successive Differences)는 연속적인 RR 간격 차이의 제곱 평균의 제곱근으로 계산되며, 다음과 같이 나타낼 수 있다.

RMSSD =
$$\sqrt{\frac{1}{N-1} \sum_{i=1}^{N-1} (NN_{i+1} - NN_i)^2}$$

pNN50은 연속적인 RR 간격 차이가 50ms 이상인 비율로, 다음과 같이 나타낸다.

$$pNN50 = \frac{N_{>50}}{N_{total}} \times 100$$

Frequency domain에서의 분석은 Lomb-Scargle 주기 그래프를 사용하여 전력 스펙트럼 밀도를 추정한다. VLF (Very Low Frequency): 0.0033-0.04 Hz, LF (Low Frequency): 0.04-0.15 Hz, HF (High Frequency): 0.15-0.4 Hz로 설정하여 교감신경계와 부교감신경계의 활동을 반영하였다. 그 후 zippeak 함수를 이용하여 VLF peak, LF peak, HF peak를 계산한 후 trapz 함수를 이용하여 적분을 진행하여 aVLF, aLF, aHF를 계산한 후 이를 바탕으로 nLF, nHF, LF/HF를 계산하여 plot하였다.

결과값을 살펴보면 비교 대상이 없어, 직접적으로 어떻다고 평가하기 어렵다. 하지만 LF/HF ratio가 낮은 모습으로, 전반적으로 부교감 신경계의 활성도가 우세한 모습이다. 즉, 어느정도 안정적이고 스트레스가 낮은 상태에서 측정된 데이터임을 알 수 있다.