## Reconstructing QRS Complex From PPG by Transformed Attentional Neural Networks

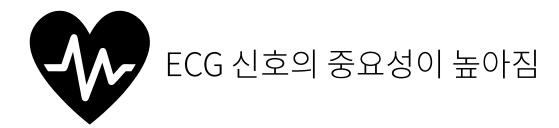
Presentation: Lee Jeong-Hwi

## **Contents**

- 1. Introduction
- 2. Related Work
- 3. Background
- 4. Method
- 5. Result
- 6. Implementation







## PPG

#### Pros

- 측정하기 편함
- 가격대가 저렴함

#### Cons

- 심박수 측정에 적합 (HRV는 불가)
- 의학진단에 있어서 신뢰도가 낮음

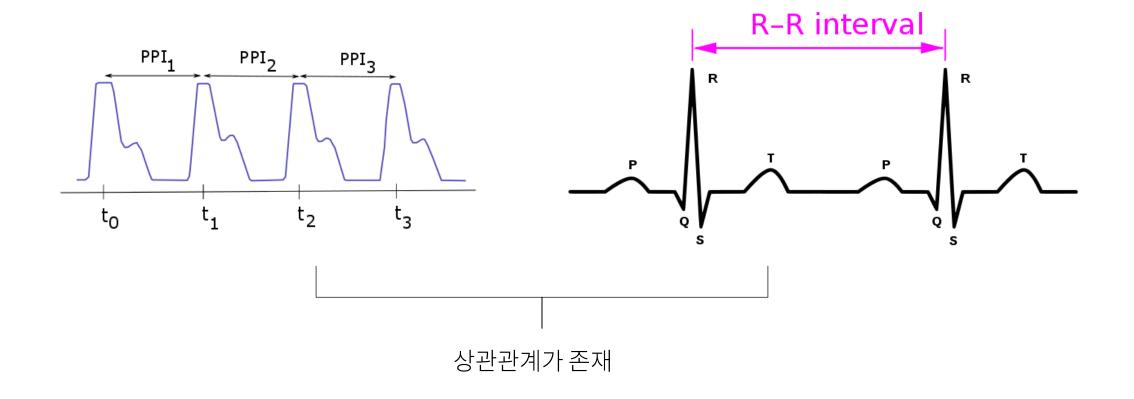
## **ECG**

#### Pros

- 많은 연구와 자료들이 존재
- HRV 측정 가능

#### Cons

- 측정하기 불편함
- 운동 중 측정이 어려움





PPG에서 ECG를 도출하는 것이 가능하다고 판단

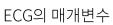
## CNN Based Encoder Decoder Architecture

1. CNN은 병렬계산 가능

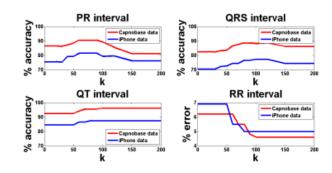
2. Encoder-Decoder 구조 - Signal Denoising [10]-[12] 에 효과적임을 입증
Anomaly Detection [10]

#### 1. PhotoECG

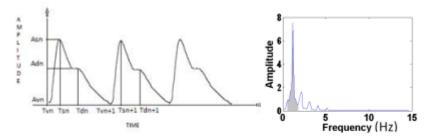
- PPG Features를 사용하여 ECG의 매개변수의 범위를 추정하기 위한 기계학습 기반 Feature Selection 알고리즘
  - PPG Features (15개)를 사용하여 ECG의 매개변수 범위를 추정
  - MIC (Maximum Information Coeffcient) 방법을 사용하여 Feature Selection 알고리즘 수행
     > 관련성에 따라 PPG의 Feature 순위를 지정
  - 노이즈가 많은 PPG에서 outlier Feature를 제거하여 성능을 향상시킴



- PR Interval
- QRS Interval
- QT interval
- RR interval



**Fig. 4**. Performance of ECG classifiers for different values of *k* for the two datasets.



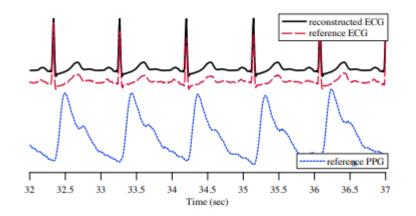
**Fig. 1**. (a) Sample PPG signal with 3 full cycles and its (b) frequency components.



ECG파형을 완벽히 재구성하지 못한다면 다양한 시스템에 사용이 어려움

#### 2. PPG 주기의 DCT 변환계수를 ECG 주기의 계수로 맵핑하여 ECG 파형을 재구성

- ECG와 PPG의 신호 쌍을 전처리 → 시간이 맞춰지고 정규화된 신호를 획득
- 정규화된 신호 쌍을 분할시켜서 PPG 주기의 DCT 계수를 ECG 주기의 계수로 맵핑
- DCT계수가 맵핑된 ECG 주기에 역DCT를 통해서 ECG 파형을 얻음



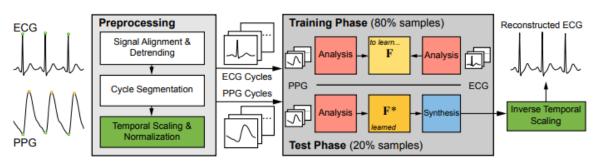
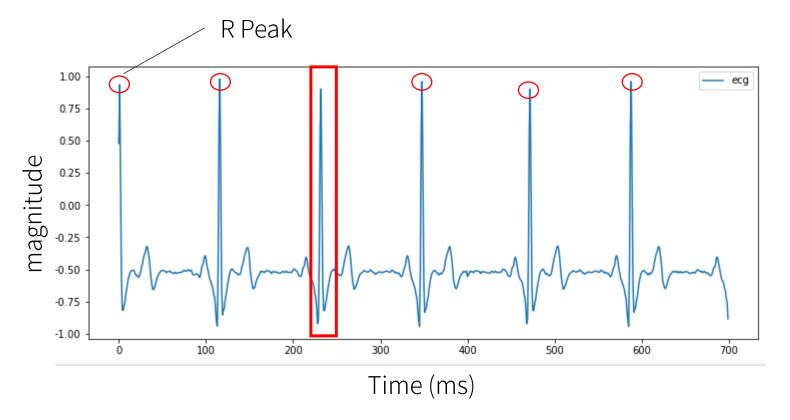


Fig. 3. Flowchart of the proposed system. The ECG and PPG signals are first preprocessed to obtain physically aligned and normalized pairs of cycles. The selected DCT coefficients of 80% pairs of cycles are used for training a linear transform F which is used in the test phase to reconstruct the ECG signals.



전처리 단계에서 PTT, HRV와 같은 Temporal information 을 잃게되기 때문에 좋은 방법이 아님 그리고 전처리 오버헤드가 발생할 수 있는 위험이 있어 실시간 변환이 어렵다고 함

## **ECG**



R Peak: ECG 신호 중 가장 높은 지점

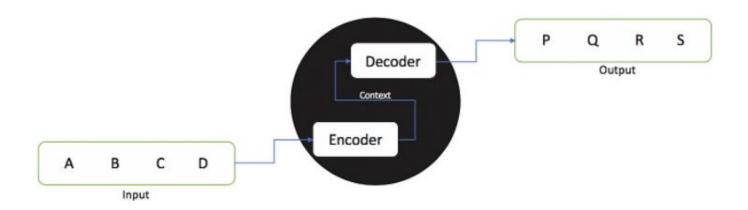
Magnitude : 신호의 크기

Phase : 주기의 시작

## **Background**

#### Encoder-Decoder

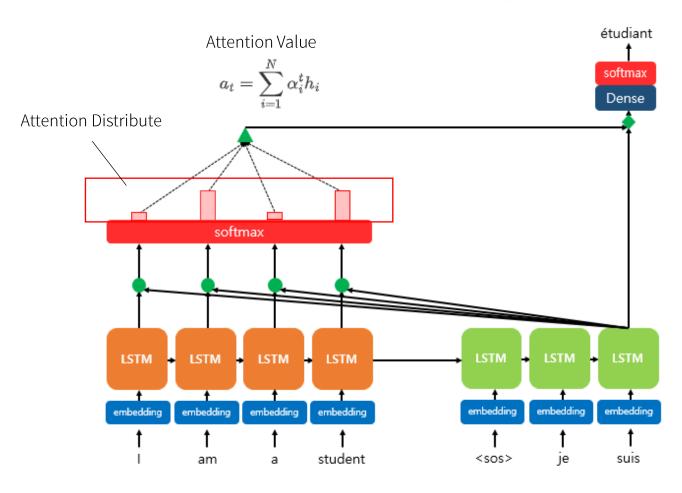
- 전체 입력 문장을 하나의 벡터로 **압축** 시키고(encoder), 압축된 내용을 **복원**시키는(Decoder) 구조
  - 입력값에 대한 정보를 잘 압축시키는 것이 encoder의 목표



## **Background**

#### Attention Network

- 딥러닝 모델이 특정 벡터에 주목(Attention) 하게 만들어 모델의 성능을 높이는 기법



- $h_i =$  인코딩과정에서 생긴 Hidden State
- $\alpha_i^t =$  디코딩과정에서 생긴 Hidden state와  $h_i$ 를 곱하여 생긴 벡터를 softmax 한 값
- $a_t =$ Attention Value

#### **Method**

#### Proposal Model Architecture

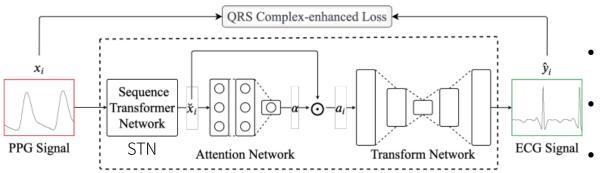


Fig. 1. The architecture of the proposed method.

오프셋을 자동적으로 보정해주는 Sequence Transformer Network

동적으로 ROI를 식별하는 Attention Network

재구성하는데 더 효과적인 QRS Complex-enhanced Loss

PPG: 
$$x_i = (x_{i,1}, \dots, x_{i,t}, \dots, x_{i,T_i})$$

ECG: 
$$y_i = (y_{i,1}, \dots, y_{i,t}, \dots, y_{i,T_i})$$

 $x_i$ 를  $y_i$  에 근접한  $\hat{y}_i$  로 변환하는 것을 목표로 함 i = user,  $T_i = Time\ steps$ 

#### **Method - STN**

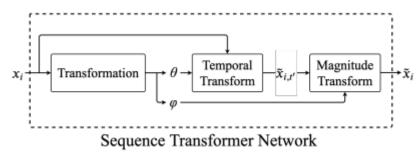


Fig. 2. The architecture of the Sequence Transformer Network.

phase

$$t' = oldsymbol{ heta} egin{bmatrix} t \\ 1 \end{bmatrix} = egin{bmatrix} heta_1 & oldsymbol{ heta}_0 \end{bmatrix} egin{bmatrix} t \\ 1 \end{bmatrix}.$$

 $t' = \theta_1 t + \theta_0$  변환된 시간축 (index)

 $x_{i,t}$ 의 시간축을 변형시키고 새로운 시공간에 맵핑 된 값 =  $\widetilde{x}_{i,t'} = x_{i,( heta_i+ heta_0)}$  위상 변환된 값

magnitude

$$reve{x}_{i,t} = \phiegin{bmatrix} ilde{x}_{i,t} \ 1 \end{bmatrix} = egin{bmatrix} \phi_1 & \phi_0 \end{bmatrix} egin{bmatrix} ilde{x}_{i,t} \ 1 \end{bmatrix} \qquad egin{bmatrix} ilde{x}_{i,t} = ext{시간 t에 대한 시간 변환된 값} \ ilde{\phi} = ext{크기에 대한 매개변수 값} \end{bmatrix}$$

STN

시간 차원에 따라 데이터를 변환

입력데이터에서 값을 가져와서 새로운 시간 위치에 매핑하는 네트워크 [22]

- t' = 변환된 시간점• t = 기존 시간점

  - Θ = 위상에 관련된 매개변수, 세타를 사용하여 phase(위상) 변환

 $\varphi$  = 크기에 대한 매개변수 값

 $\check{x}_{i,t} = \varphi_1 \tilde{x}_{i,t} + \varphi_0 \quad \tilde{x}_{i,t}$  의 크기를 시간 t에서  $\tilde{x}$ 에 맵핑하여 크기를 shift, scale 있도록 하는 식

 $\breve{x}_i = STN(x_i)$ 

## Inner Attention Network[23] Attention before representation

• PPG의 중요한 부분을 학습하는데 사용함 → 인풋에서 더 중요한 곳을 찾기 위해 Inner Attention 을 사용했다고함

#### 기존 Attention과의 차이점

- 기존 Attention은 Encoder를 거쳐서 생긴 Context Vector를 기반으로 Decoder의 Hidden state와 product를 수행
- Inner Attention은 encoding 하기 전 x에 대한 attention value를 곱해주고 곱해준 값을 encoder-decoder(transform network)에 전달

#### $L_1$ loss function

$$L_1 = \sum_{i \in N} |y_i - \hat{y}_i|$$
. = 일반적인 절대오차의 합을 가리킴

- 재구성된 ECG에서 R Peak는 실제 값보다 작은 경향이 있음 → R Peak 검출 실패
  - R Peak의 위치가 약간만 어긋나도  $L_1loss$  가 크게 증가하게 되서 R Peak의 Magnitude가 작아짐

proposed loss function (QRS complex-enhanced Loss)

$$L_{QRS} = \sum_{i=1}^{N} \sum_{t=1}^{T} |y_{i,t} - \hat{y}_{i,t}| (1 + \beta \sum_{k=1}^{K_i} e^{-\frac{(t - c_{i,k})^2}{2\sigma^2}}),$$

 $K_i$  = R Peak의 개수

 $c_i = (c_{i,1}, c_{i,k}, c_{i,Ki})$  = R Peak의 index  $\rightarrow$  i번 user의 k번째 R Peak index를 가리킴

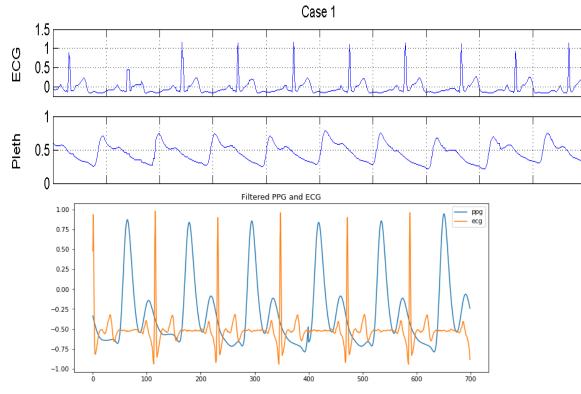
 $\beta = 7$  가운스 가중치 함수의 영향을 제어하는 하이퍼 파라미터

- 가우시안 가중치 함수를 사용해서 QRS Complex 영역에 집중하도록 함
  - R Peak의 index를 평균으로 사용하고, hyper parameter  $\sigma$  를 분산으로 하는 가우스 가중치 함수
- hyper parameter는  $\sigma$ ,  $\beta$  를 사용

Biosppy python 패키지에 있는 Hamilton Segmenter 를 사용해서 R Peak 위치 탐색

#### **Results - Dataset**

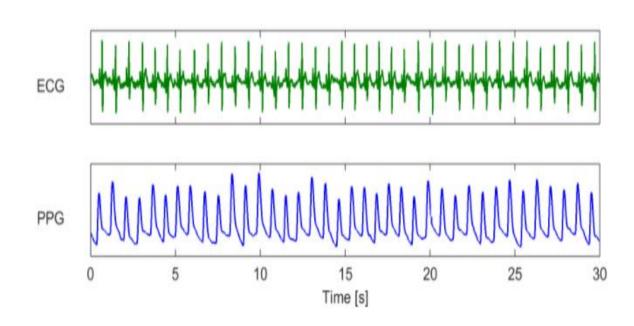
#### UQVSD The University of Queensland Vital Signs Dataset



마취 받은 32명의 수술 환자로 부터 얻은 데이터셋 Sampling Rate 125Hz

따라서 주로 **정상 심박수**이다 앞단, 끝단에서 발생한 동잡음을 필터링함

#### BIDMC PPG and Repiration Dataset



중환자 53명의 데이터 (8분), Sampling Rate 125Hz

PPG, ECG 파형이 UQVSD와 다름

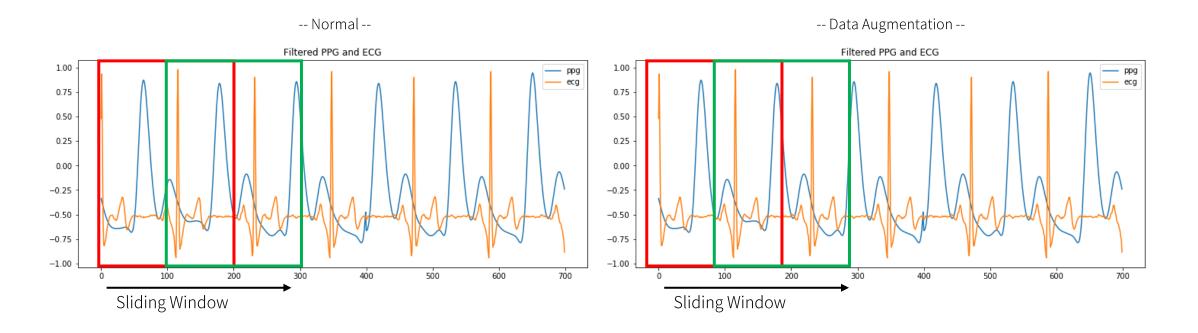
좀 더 노이즈가 많음

BIDMC Dataset은 Robust, 일반화를 검증하기 위해 사용함

#### **Results - Dataset**

## **Data Augmentation**

- PPG,ECG의 위상을 무작위로 옮겨서 모델 훈련
- Sliding Window에 걸치는 R Peak가 있을 때의 문제를 완화시키기 위함



#### **Results - Metrics**

#### 총 7가지의 평가지표를 사용

L1 QRS – Loss of QRS Complex Area

L1n QRS – Loss of non-QRS Complex Area

NMAE – Normalized Mean Absoulte Error

NRMSE - Normalized Root Mean Square Error

➡ [-50ms, 70ms] 범위를 QRS Complex Area라고 지정[30]

전체 성능 평가 지표

MLE (Mean Location Error): GroundTruth ECG와 재구성된 ECG사이의 R Peak 위치 차이의 평균

MME (Mean Magnitude Error) : GroundTruth ECG와 재구성된 ECG사이의 R Peak 크기 차이의 평균

 $R_{FAIL}$  (R Peak Failure Rate) : 전체 R Peak중 찾지 못한 갯수의 확률

 $R_{FAIL} = \frac{\text{failed R peak detection}}{\text{all R peaks in groundtruth signals}}.$ 

#### **Results - Metrics**

MLE (Mean Location Error): GroundTruth ECG와 재구성된 ECG사이의 R Peak 위치 차이의 평균

MLE = 
$$\frac{1}{|D_{test}|} \frac{1}{K_i} \sum_{(x_i, y_i) \in D_{test}} \sum_{k=1}^{K_i} f(c_{i,k}, \hat{c}_{i,k}),$$

$$f(c_{i,k}, \hat{c}_{i,k}) = \begin{cases} |c_{i,k} - \hat{c}_{i,k}| & \text{if } |c_{i,k} - \hat{c}_{i,k}| < 10\\ 10 & \text{otherwise.} \end{cases}$$

MME (Mean Magnitude Error) : GroundTruth ECG와 재구성된 ECG사이의 R Peak 크기 차이의 평균

$$MME = \frac{1}{|D_{test}|} \frac{1}{K_i} \sum_{(x_i, y_i) \in D_{test}} \sum_{k=1}^{K_i} |y_{i, c_{i,k}} - \hat{y}_{i, c_{i,k}}|.$$

※  $c_i = (c_{i,1}, c_{i,k}, c_{i,Ki})$  = R Peak의 index  $\hat{c}_{i,k}$  = r peak index와 가까운 예측 y값의 r peak position을 의미

## UQVSD Dataset 에서의 LSTM과의 비교 결과

#### THE PERFORMANCE COMPARISON FOR THE UQVID DATASET.

Model	$L1_{QRS}$	$L1_{nQRS}$	MLE	MME	$R_{FAIL}$	NMAE	NRMSE
Vanilla LSTM	0.3421	0.0688	1.927	0.343	6.66%	0.2741	0.1081
Ours	0.3390	0.0524	1.611	0.118	3.67%	0.2382	0.1070

저자가 제안한  $L_{QRS}$  , STN, Attention 을 제외한 LSTM 만으로 구성된 모델보다 전반적으로 성능이 좋음을 알 수 있음

 $L1_{QRS}$  보다  $L1_{nQRS}$  의 결과가 더 작은 이유는 non-Complex Area가 좀 더 일정한 값을 가지고 있기 때문

#### COMPARISONS OF RUNNING TIME WITH DIFFERENT BATCH SIZES.

Model	#Parameters	1	10	100
Vanilla LSTM	10.6M	1.513ms	1.559ms	2.502ms
Ours	10.8M	1.514ms	1.546ms	2.054ms

LSTM의 경우 순차적으로 처리하기 때문에 처리 시간이 더 느림

Convolution의 경우 병렬로 계산이 가능하기 때문에 더 빠름

## UQVSD Dataset의 hyper-parameter( $\sigma$ , $oldsymbol{eta}$ ) 에 따른 결과

$$L_{QRS} = \sum_{i=1}^{N} \sum_{t=1}^{T} |y_{i,t} - \hat{y}_{i,t}| (1 + \beta \sum_{k=1}^{K_i} e^{-\frac{(t - c_{i,k})^2}{2\sigma^2}}),$$

VARIANCE.

Performances evaluation with different  $\sigma$  of the UQVSD Performances evaluation with different  $\beta$  of the UQVSD DATASET. NOTE THAT THE VALUE IN THE BRACKET REPRESENTS THE DATASET. NOTE THAT THE VALUE IN THE BRACKET REPRESENTS THE VARIANCE.

$\sigma$	MLE	MME	$R_{FAIL}$	
1	1.641 (5.121)	0.111 (0.015)	3.82%	
3	1.665 (5.365)	0.172 (0.022)	4.27%	
5	1.683 (5.417)	0.182 (0.023)	4.39%	
7	1.656 (5.349)	0.190 (0.024)	4.31%	

$\beta$	MLE	MME	$R_{FAIL}$
0	1.690 (5.572)	0.209 (0.027)	5.05%
0.1	1.632 (5.086)	0.109 (0.014)	3.84%
0.5	1.616 (5.074)	0.109 (0.014)	3.75%
1	1.633 (5.224)	0.110 (0.015)	4.02%
10	1.630 (5.193)	0.111 (0.014)	4.05%

위 파라미터들은  $L_{ORS}$ 에 영향을 주는 파라미터

 $\sigma$ ,  $\beta$  가 각각 1, 0.5 일때 가장 좋은 성능

## STN, Attention, $L_{QRS}$ 유무에 따른 결과

ABLATION STUDY IN TEST SET OF THE UQVID DATASET. NOTE THAT THE VALUE IN THE BRACKET REPRESENTS THE VARIANCE.

	STN	Attention	$L_{QRS}$	MLE	relative MLE	MME	relative MME	$R_{FAIL}$
	✓	<b>√</b>	<b>√</b>	1.611 (5.059)	+0.00%	0.118 (0.016)	+3.51%	3.67%
	✓	<b>√</b>		1.620 (5.149)	+0.56%	0.208 (0.028)	+82.46%	4.49%
	✓			1.648 (5.325)	+2.30%	0.221 (0.030)	+93.86%	4.59%
Vanilla LSTM —				1.690 (5.572)	+4.90%	0.209 (0.027)	+83.33%	5.05%
		<b>√</b>	<b>√</b>	1.624 (5.228)	+0.81%	0.114 (0.016)	+0.00%	3.75%
	<b>√</b>		<b>✓</b>	1.631 (5.111)	+1.24%	0.117 (0.016)	+2.63%	4.04%
		✓		1.656 (5.522)	+2.79%	0.210 (0.028)	+84.21%	4.96%
			<b>√</b>	1.657 (5.214)	+2.86%	0.116 (0.016)	+1.75%	3.91%

│STN을 쓰지 않는 경우, MLE, MLE 분산이 증가하여 R Peak Failure가 증가함

Attention은 R Peak 위치에 더 영향을 주는 것을 알 수 있음 (Vanilla LSTM과의 비교)

■ QRS complex-enhanced Loss는 MME를 낮추는데 사용됨을 알 수 있음

## Data Augmentation 유무의 차이

IMPROVEMENT BY DATA AUGMENTATION OF THE UQVSD DATASET.

NOTE THAT THE VALUE IN THE BRACKET REPRESENTS THE VARIANCE.

Model	MLE	MME	$R_{FAIL}$	
Ours	1.611 (5.059)	0.118 (0.016)	3.67%	
Ours w/o DA	1.828 (5.978)	0.121 (0.022)	4.45%	

Data Augmentation을 통해 윈도우 경계에 걸쳐있는 R Peak에 대한 학습도 하기 때문에 MLE를 감소시킴

#### BIDMC 데이터셋과의 비교

THE PERFORMANCE COMPARISON ON THE UQVID AND BIDMC DATASETS.

Dataset	$L1_{QRS}$	$L1_{nQRS}$	MLE	MME	$R_{FAIL}$
UQVSD	0.3390	0.0688	1.611	0.118	3.67%
BIDMC	0.3202	0.0386	1.667	0.108	4.37%

BIDMC의 데이터셋이 좀 더 노이즈가 많기에 R FAIL이 증가하였지만 증가폭이 작음을 알 수 있음

#### Possible Application

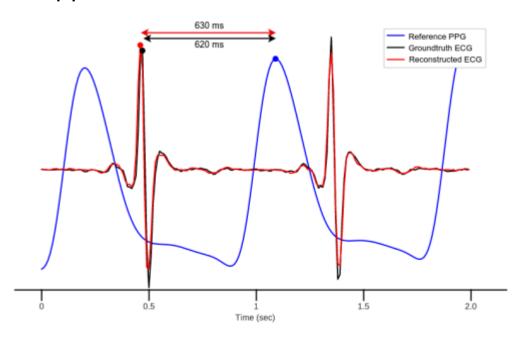


Fig. 5. The pulse transit time from the groundtruth signals and reconstructed signals in the UQVSD dataset.

실제 ECG 신호와 재구성된 ECG신호의 PTT 차이는 약 10ms PPG Peak가 ECG 의 RR interval의 80% 위치에 있음을 보여줌[37]

→ 따라서 480ms ~ 800ms 범위 내의 PTT 값을 필터링하였음 총 5483개의 R Peak 중 323개의 탐지 실패한 PTT가 있음

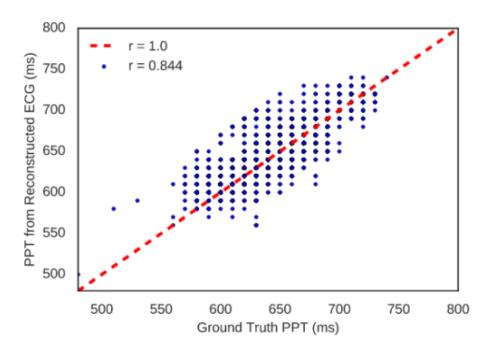
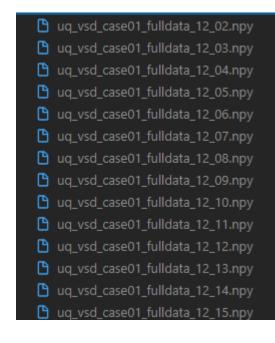
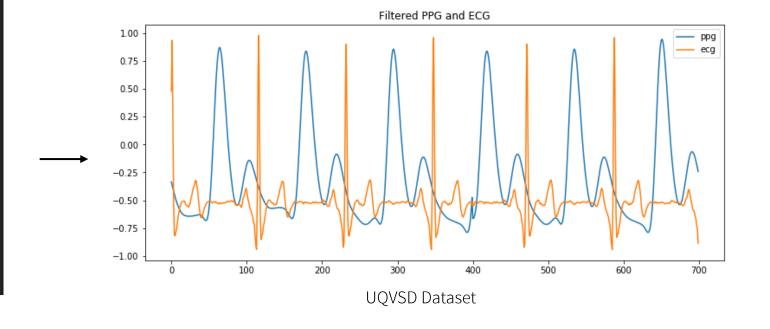


Fig. 6. The scatter plot illustrates the relationship between pulse transit time calculated from the groundtruth and from the reconstructed ECG in the UQVSD dataset.

피어슨 상관계수  $\rho = 0.844$  이는 재구성된 ECG가 기존 ECG의 PTT가 유사함을 나타냄 PTT의 대부분이 550ms ~ 750ms에 떨어짐

## **Implementation**



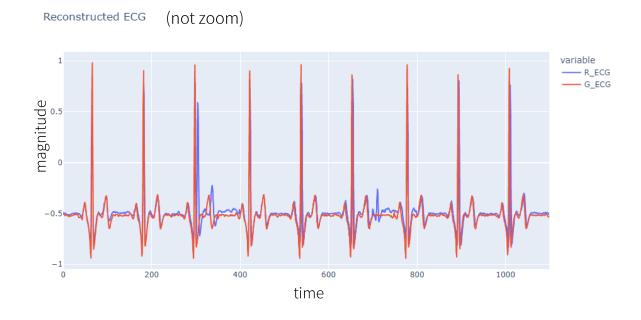


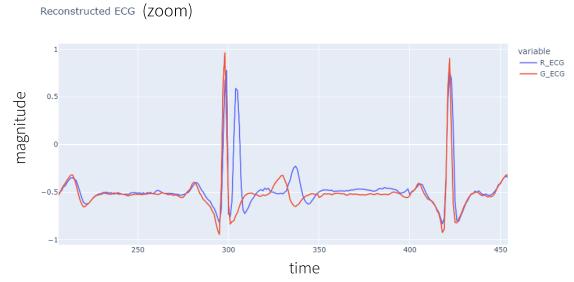
## **Implementation**

```
df = pd.DataFrame()
df["R_ECG"] = reconstruct_ECG
df["G_ECG"] = ecg[50:-50]

fig = px.line(df,title="Reconstructed ECG")
fig.show()
```

1200 1100





# 감사합니다!