

TrueHeart 논문

PPG

: 혈액량 변화를 광학적으로 측정한 파형

심장의 수축과 이완에 따라 **파형의 정점(수축)**, **오목(이완)**, **딕로틱 노치** 같은 랜드마크가 나타남

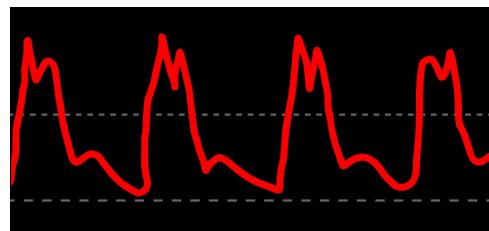
PPG 파형은 심장의 수축, 이완 주기에 따라 매우 규칙적인 리듬이 나타나고, 사람마다 혈관 탄성, 전달속도가 달라서 **파형 특징이 개인마다 고유함**

그러나 팔이나 손목을 움직이면 광학적 반사 경로가 변하면서 파형이 심하게 뒤틀림

- 피 속의 헤모글로빈(hemoglobin)이 빛을 흡수하는 성질을 이용

**** 딕로틱 노치**

: 심장 수축 후 대동맥 판막이 닫히는 순간 생기는 짧은 혈압 하강(혈류가 잠시 역류하려다가 반사되는 순간)으로, 혈류의 탄성 반사 때문에 생기며 PPG 파형의 두 번째 작은 굴곡으로 나타남 (수축기 끝에서 살짝 꺼지는 부분)



수축기(상승) → 피크 → 딕로틱 노치 → 딕로틱 웨이브(재상승) → 이완기(하강) → 말초 반사파

기본 원리

- **수축기(systole)**: 심장이 수축 → 손끝, 손목 모세혈관에 혈액이 많이 흐름 → 혈액량 증가
- **이완기(diastole)**: 심장이 이완 → 모세혈관의 혈액량 감소

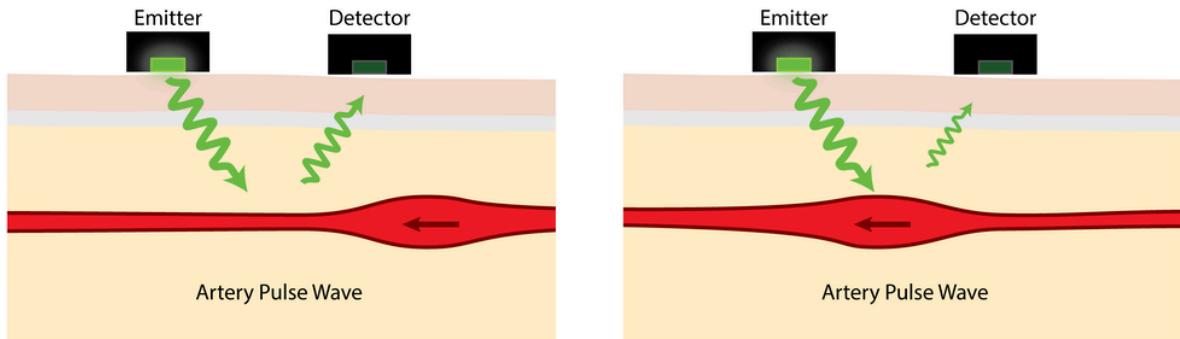
반사광(투과광)의 세기는 혈액량의 반비례 값, 이 반사광의 세기 변화를 시간에 따라 측정한 것이 PPG 파형

→ 피 속의 헤모글로빈(hemoglobin)이 빛을 흡수, 혈류가 많이 흐르는 수축기에 반사광이 약해짐

PPG 센서의 원리

구성요소	역할
LED (발광부)	일정 세기의 빛을 피부에 조사
포토다이오드 (수광부)	피부에서 반사되어 돌아오는 빛의 세기를 전류로 변환
혈액량 변화 감지	심장이 수축할 때 혈액량이 늘어나 빛의 흡수가 커지고, 이완할 때 감소

혈액량 변화 → 광 흡수량 변화 → 전류 변동(파형)의 과정을 통해 맥파가 형성



움직임이 파형에 미치는 영향

발생 원인	결과
센서-피부 접촉면 압력 변화	반사광 세기가 갑자기 변함 → PPG 파형 진폭 급변
광 경로 변화(기울기, 피부조도)	LED → 피부 → 포토다이오드 사이의 경로 길이 변동 → 위상, 형상 왜곡
근육, 피부 변형	피하혈류 분포가 순간적으로 달라져 베이스라인이 흔들림
동시 진동	주변 근육 진동이 고주파 성분으로 섞여 파형이 요동

손목 vs 손가락

손목 PPG 센서는 일상 사용 가능하지만 잡음, 움직임이 많아 데이터를 바로 쓰기 어려움 → 전처리 필요

MA(운동 아티팩트)

: 팔, 손가락 움직임으로 PPG가 뒤틀리는 현상. 논문 저자는 이를 원거리-손목(far-wrist), 근거리-손목(near-wrist)으로 회복 가능성에 따라 구분하고 각각 완화, 제거 전략을 사용

논문에서 선택한 보편적 기준점 특징

일반 기준점(fiducial) 5특징 ⇒ 모두 생리적 의미가 있어 사람 간 구분력이 높은 특징에 해당함

- 수축 진폭 As
- 펄스 폭 Pw(절반 높이)
- 간격/진폭 비 Pi/As
- Crest Time Tc
- 2차 미분의 a-b 파 진폭비 Ab-w/Aa-w

GBT(Gradient Boosting Tree)

: 서로 스케일이 다른 혼합형 특징을 전처리 없이 잘 다루고, 이상치에 강하며, 이진(one-vs-all) 구성으로 사용자 식별에 적합

+ 적응학습?

소량 데이터(≈5분)로도 학습되고, 시간 드리프트에 주기적 미세 업데이트
슬라이딩 윈도우 CA

: PPG 세그먼트 여러 개(기본 4개)를 묶어 다수결로 통과 or 차단을 판정
→ 응답 ≈3초 수준에서 보안과 편의의 균형을 맞춤

연구 방법

샘플링

프로토타입 기기로 300Hz (초당 300회) 샘플링

ECG(심전도)처럼 파형을 이루는 시계열 데이터 샘플
 $t = 0.00s \rightarrow 0.53$
 $t = 0.0033s \rightarrow 0.55$
 $t = 0.0066s \rightarrow 0.57$
...
 $t = 1.000s \rightarrow 0.51$

수집 시나리오

- 정적(**Static**): 참가자 20명이 각자 **10분** 동안 착용

- **동적(Moving)**

: 5명이 원거리-손목 활동(팔 전완 들어 올리기 등), 근거리-손목 활동(컵 잡고 물 마시기 등) 반복

- 총 수집량: 15,000 세그먼트 (정적)

전처리

- **Band-pass 필터:** 기저 변동 및 고주파 억제를 위해 0.5–6 Hz 사용해 Butterworth 2차 (맥동 성분 0.5–4 Hz 및 일부 MA 대역을 보존)

PPG 신호에 섞이는 두 종류의 노이즈

노이즈 종류	주파수 영역	예시
저주파(DC drift)	< 0.5 Hz	손목 압력 변화, 센서 움직임, 호흡 등
고주파(잡음)	> 6 Hz	근육 진동, 전기적 간섭, LED 노이즈 등

맥박 주파수(heart-rate) 는 대략 **1 Hz ± 1** (60–120 bpm) 사이

Butterworth 2차 Band-pass filter 0.5 ~ 6 Hz를 통해서 0.5 ~ 6 Hz 사이(=맥박 리듬)만 통과시키고, 그 위/아래 노이즈는 모두 잘라냄

- **펄스 세그멘테이션 (세그먼트 정의, 하나의 '심주기' 단위로 자르기)**

: 정제된 시계열에서 한 번의 심장 박동(맥파 1주기) 을 기준으로 데이터를 잘라냄

논문에서의 세그먼트 규칙: **수축 피크(peak)** 를 중심으로
정점(수축) 기준으로 앞, 뒤 계곡(이완)

- 피크 이전 0.15 ~ 0.26 초 (수축 시작 전 계곡 Ts)
- 피크 이후 0.44 ~ 0.74 초 (이완 후 계곡 Te)

대략 한 세그먼트가 0.8 ~ 1초 정도 길이(= 약 240–300 샘플)

하나의 심주기 시작과 끝을 각각 수축 전 계곡과 이완 후 계곡으로 두는데, 이때 딕로틱 노치가 '가짜 계곡'으로 잡히는 문제를 피하기 위해 수축피크 기준으로 상대시간을 사용
수축피크→시작 **Ts = 0.15–0.26 s**, 수축피크→끝 **Te = 0.44–0.74 s** 범위를 만족하는 계곡만 선택

- **슬라이딩 윈도우 길이** (연속 인증 판정 단위)

전형적 1맥파(ex. 0.6–1 s)보다 약 2 초 더 긴 슬라이딩 윈도우를 경험적으로 결정하고,
이 윈도우 안에서 여러 세그먼트를 모아 다수결로 판정

세그먼트 수가 많아질수록 공격 탐지 ROC가 개선되며, **4세그먼트**에서 탐지율 > 88%,
오탐 ≈ 3.9%를 달성

MA (운동 아티팩트) 탐지 및 대응 파이프라인

탐지 (왜도, 첨도, 표준편차 CDF 기반 임계치)

왜도: 데이터가 평균 기준으로 좌우 어느 쪽으로 치우쳐 있는지를 나타내는 척도

$$\text{Skewness} = \frac{\frac{1}{N} \sum (x_i - \bar{x})^3}{\sigma^3}$$

PPG에서의 역할?

→ 정상적인 PPG 파형은 거의 대칭적인 리듬이지만, 움직임에 의해 파형이 찌그러져 한 쪽이 길어지거나 납작해짐. **분포가 비대칭**이 되므로 **왜도 값이 ±로 크게 됨**

⇒ 대칭성이 붕괴되면 MA 가능성성이 높아짐

첨도: 데이터 분포의 뾰족함(sharpness)을 나타내는 척도

$$\text{Kurtosis} = \frac{\frac{1}{N} \sum (x_i - \bar{x})^4}{\sigma^4}$$

낮은 첨도 (<3) : 완만하고 넓게 퍼진 분포 → 납작한 분포

높은 첨도 (≥ 3) : 중심에 데이터가 몰리고 꼬리가 길다 → 뾰족한 분포

PPG에서의 역할?

→ 정상 파형은 주기적으로 뾰족한 피크(수축기)가 있지만 규칙적, 움직이면 **파형이 납작해지거나 여러 피크**가 생기며 분포가 흐려짐

⇒ 첨도가 비정상적으로 낮거나 높게 튀는 경우 MA의 징후

분류 (10초 윈도우 30% 비율 임계 → 원거리, 근거리 손목 분)

대응 (근거리 = 제거, 원거리 = **SMAF 완화**)

- **MA 탐지** → 세그먼트별 왜도, 첨도, 표준편차가 사전 '고품질 구간'의 **CDF 95%** 범위를 벗어나면 MA로 탐지
- **탐지 절차**

단계	설명	사용 정보
1. 기준 구간(Reference window) 설정	움직임이 없는 구간을 일정 시간(ex. 10 초) 확보하여 통계 기준을 만듦	PPG만 사용
2. 각 세그먼트별 통계 계산	각 세그먼트의 왜도(skewness), 첨도(kurtosis), 표준편차(σ)를 계산	PPG
3. 누적분포함수(CDF) 비교	기준 구간의 분포에서 95 % 범위를 벗어나면 MA 구간으로 판정	PPG
4. 분류 단계로 전달	이후 전체 윈도우 내 MA 비율 λ 가 임계치(30 %)를 넘는지 여부로 근거리 or 원거리-손목 활동을 구분	PPG

- **CDF** (Cumulative Distribution Function, 누적분포함수)
: 확률분포에서 '이 값 이하가 나올 확률'을 나타냄
PPG 신호의 표준편차 σ 를 여러 구간에서 계산했을 때, 기준(정상) 구간에서 얻은 σ 값들의 분포를 그리면
값 $\sigma \rightarrow x$ 축
누적확률 $F(x) \rightarrow y$ 축 (0~1)
이 새로운 구간에서 측정된 σ , skewness, kurtosis 값이, 기준 CDF(정상 PPG의 통계적 패턴(분포), 움직임 X일 때)의 95% 범위를 벗어나면 → 이상치로 간주
- **MA 분류** → 10초 창에서 MA 비율 $\lambda = MW/NW$, $\theta_{ma} = 30\%$ 이상이면 근거리-손목,
미만이면 원거리-손목

SMAF (Special Moving Average Filter)

세그먼트 평균화 기법

원거리-손목에 해당하는 MA 세그먼트를 같은 사용자에게서 추출한 깨끗한 심박 세그먼트들과 정렬, 보간 후 평균해서 기준점 위치를 보존함으로써 잡음을 덜어냄

절차

1. 레퍼런스 세그먼트 선택(Pure N개) → 논문에서는 **N=4**를 채택
2. 정렬(Alignment)

: systolic peak (수축점두) 기준으로 모든 pure 세그먼트들을 정렬 → 주요 기준점 위치 (피크, 계곡, 노치) 보존
3. 보간 - 길이 통일

: 세그먼트마다 샘플 개수가 달라 동일한 길이가 되도록 보간을 수행 (샘플 별 평균을 내기 위함)
4. 평균화

: 정렬과 보간이 끝난 뒤 N개의 세그먼트 ($\rightarrow P_h$)와 대상 세그먼트 ($\rightarrow M$)를 단순 평균해서 복원 신호 S를 얻음

$$S = \frac{\sum_{h=1}^N \vec{P}_h + \vec{M}}{N + 1}$$

5. 연속성 보정 (Smoothing)

: 평균화로 얻은 S는 인접 세그먼트와의 경계에서 단차가 생길 수 있으므로, 스무딩 함수를 한 번 더 적용해 연속성을 확보 (논문에서 구체적인 함수 형이나 수식 명시하지 않음)

후보 방법	설명	특징
Moving average (이동평균)	인접 k개의 샘플 평균을 취함	구현 단순, 노이즈 완화
Savitzky–Golay 필터	다항식 회귀로 파형 보존형 스무딩	기준점 형태 보존에 유리
Gaussian 필터	가우시안 커널로 가중 이동평균	피크 손상 최소화
Spline 보간	세그먼트 경계에서 자연스러운 연결	연속성 확보에 강점

학습

특징: As, Pw, Pi/As, Tc, Ab-w/Aa-w(2차미분 점 포함) 5개

학습: GBT(손실 exp, learning rate 0.1, 반복 M=2000, subsample=0.5), 사용자당 이진(one-vs-all) 분류

인증: 세그먼트별 점수를 다수결(기본 P=4 세그먼트 ≈ 3초 응답)

수집 데이터

구성 요소	설명
PPG 센서	손목 안쪽에 부착된 녹색 LED 기반 PPG 센서, 혈액량 변화에 따른 반사광 세기를 측정합니다.
가속도계(Accelerometer)	손목 바깥쪽에 부착되어 움직임 강도 및 방향을 감지합니다.
Sampling rate	300 Hz, 즉 1초에 300개의 샘플이 들어오는 연속 시계열 데이터입니다.
데이터 구성	시간 축에 따라 PPG 값과 3축 가속도(x, y, z) 값이 순차적으로 기록된 다채널 시계열
저장/처리	Arduino UNO → PC로 실시간 스트리밍 후 MATLAB/파이썬으로 전처리 수행

논문의 주요 처리 파이프라인(MA 탐지, 특징 추출, 인증)은 PPG 채널만 사용

가속도 데이터는 움직임 조건 분류 실험에서 참고용으로 사용

개선 제안 (추가 연구 아이디어)

- 다중센서 융합: PPG + IMU(가속도, 자이로) 를 특징 수준에서 융합하면 MA 구간 식별 과 보정이 더 정밀해질 가능성