

可視カメラ 30fps 環境の PPG に最適化した 非対称サイン波モデル残差に基づく血圧推定

中澤祐介^{1†}

¹[所属を記載]

(Tel: [電話番号]; E-mail: [メールアドレス])

Abstract: スマートフォン可視カメラ由来の擬似 PPG に対し、周波数分解に依存しない「最小モデル残差」による血圧推定 (SinBP) を提案する。本研究では、3 つの異なる血圧推定手法を実装し、比較する。第一に、形態学的特徴量 (振幅、心拍数、相対 Time-To-Peak) のみを使用した線形回帰モデル (RTBP: RealtimeBP) である。第二に、Sin 波フィットのパラメータ (振幅、位相、平均値) を直接使用した線形回帰モデル (SinBP(M): SinBPModel) である。第三に、非対称サイン波モデルからの残差 (歪み指標 E) を特徴量として使用した 3 段階推定モデル (SinBP(D): SinBPDistortion) である。本研究の評価は 2 つの観点から実施する。第一に、パルスオキシメーターの参照波形と rPPG 実波形、Sin 近似波を時間同期させ、MAPE により波形の近似精度を評価する。第二に、連続血圧計を参照として、30fps 可視カメラの rPPG 環境を使用した 3 つの異なる血圧推定手法 (RTBP, SinBP(M), SinBP(D)) を比較し、Sin 波を用いた手法が本環境において本当に精度が高くなるのかを検証する。

Keywords: 血圧推定、光電容積脈波、スマートフォン、非対称サイン波モデル、歪み指標

1. 序論

1.1. 背景と動機

連続的な非侵襲血圧モニタリングの需要は、高血圧や心血管疾患の早期発見・管理において極めて高い。従来の血圧測定は上腕カフを用いた間欠的な測定が主流であるが、日常生活における連続的な血圧変動を捉えるには不十分である。近年、スマートフォンの可視カメラを用いた光電容積脈波 (PPG: Photoplethysmography) による血圧推定が注目されている。PPG は皮膚表面の血流変化を光の吸収変化として検出する技術であり、専用デバイスを必要とせず、スマートフォンだけで測定可能という利点がある。

しかし、スマートフォン可視カメラを用いた PPG 測定には重大な制約が存在する。まず、フレームレートが 30fps と低く、従来の PPG センサー (数百 Hz) と比較して時間分解能が低い。次に、可視光を用いるため、周囲の照明条件の変動やノイズの影響を受けやすい。さらに、カメラの自動露出制御 (AEC) や自動ゲイン制御 (AGC) により、信号の動的範囲が制限される。これらの制約により、従来の高調波比・THD (Total Harmonic Distortion) $\cdot A_2/A_1$ 等の周波数分解を前提とした手法は、位相ゆらぎや照明変動に対して脆弱である。

1.2. 従来研究の課題

従来の PPG ベースの血圧推定手法は、主に以下のアプローチに分類される：

1. **形態学的特徴量アプローチ:** 波形の形状特徴 (ピーク値、谷値、Time-To-Peak、勾配など) を抽出し、線形回帰や機械学習により血圧を推定する手法。しかし、30fps という低サンプリングレートでは、波形の微細な形状変化を捉えることが困難である。

2. **周波数解析アプローチ:** FFT やウェーブレット変換により周波数領域の特徴を抽出する手法。高調波比 (A_2/A_1) や THD を特徴量として使用する。しかし、

30fps ではナイキスト周波数が 15Hz と低く、高次高調波の正確な抽出が困難である。また、位相ゆらぎや照明変動により、周波数特性が不安定になる。

3. **機械学習アプローチ:** 深層学習やサポートベクターマシンを用いて、生波形から直接血圧を推定する手法。しかし、大量の学習データが必要であり、30fps という低 FPS 条件での汎化性能が不十分である。

これらの課題を解決するため、本研究では周波数分解に依存せず、生理学的に妥当な非対称一峰波形を基準とし、基準からの外れ (最小モデル残差) を一次特徴化するアプローチを提案する。

1.3. Sin 近似を選んだ理由

本研究では、30fps という低 FPS・高ノイズ環境において、周波数分解に依存しない手法として Sin 波近似を採用した。その理由は以下の通りである。

第一に、**周波数分解の制約**である。30fps ではナイキスト周波数が 15Hz と低く、高次高調波の正確な抽出が困難である。従来の高調波比 (A_2/A_1) や THD (Total Harmonic Distortion) を特徴量とする手法は、位相ゆらぎや照明変動により周波数特性が不安定になる。これに対し、Sin 波近似は周波数領域への変換を必要とせず、時間領域で直接モデルを構築するため、30fps という低 FPS 環境でも安定した特徴抽出が可能である。

第二に、**生理学的妥当性**である。PPG 波形は心臓の拍動に伴う動脈の拡張・収縮を反映しており、基本的には周期的な一峰波形である。生理学的には、収縮期 (心臓が血液を送り出す期間) は拡張期 (心臓が血液をためる期間) よりも短く、典型的には収縮期が周期の約 1/3、拡張期が約 2/3 である。この非対称性を反映した非対称サイン波モデルは、PPG 波形の生理学的特性を適切に表現できる。

第三に、**ノイズに対する頑健性**である。30fps という低サンプリングレートでは、波形の微細な形状変化を捉えることが困難であり、形態学的特徴量アプローチはノイズの影響を受けやすい。これに対し、Sin 波近似は 1 拍全体をモデル化するため、局所的なノイズ

† 中澤祐介 is the presenter of this paper.

の影響を受けにくく、より安定した特徴抽出が可能である。

第四に、実装容易性と計算効率である。Sin 波近似は少数のパラメータ（振幅、位相、平均値）で 1 拍波形を表現できるため、計算コストが低く、リアルタイム処理に適している。また、位相はデータ駆動で自動整合されるため、手動調整が不要である。

これらの理由から、本研究では周波数分解に依存せず、生理学的に妥当な非対称サイン波モデルを基準とし、基準からの外れ（最小モデル残差）を一次特徴化するアプローチを採用した。

1.4. 本研究の目的と評価

本研究では、3 つの異なる血压推定手法を実装し、比較する。第一に、形態学的特徴量（振幅、心拍数、相対 Time-To-Peak）のみを使用した線形回帰モデル (RTBP: RealtimeBP) である。第二に、Sin 波フィットのパラメータ（振幅、位相、平均値）を直接使用した線形回帰モデル (SinBP(M): SinBPModel) である。第三に、非対称サイン波モデルからの残差（歪み指標 E）を特徴量として使用した 3 段階推定モデル (SinBP(D): SinBPDistortion) である。

本研究の目的は以下の 2 点である：

1. **波形評価:** パルスオキシメーターの参照波形と rPPG 実波形、Sin 近似波を時間同期させ、MAPE (Mean Absolute Percentage Error) により波形の近似精度を評価する。これにより、Sin 波近似が 30fps という低 FPS 環境において、実波形をどれだけ正確に近似できるかを定量化する。
2. **血压推定精度の比較:** 連続血压計を参照として、3 つの異なる血压推定手法 (RTBP、SinBP(M)、SinBP(D)) を比較し、Sin 波を用いた手法 (SinBP(M)、SinBP(D)) が本環境 (30fps 可視カメラ) において、従来の形態学的特徴量のみを用いた手法 (RTBP) と比較して、本当に精度が高くなるのかを検証する。

1.5. 本研究の貢献

本研究の主な貢献は以下の 4 点である：

1. **非対称サイン波基準の定義と、 $E \cdot E\sqrt{A}$ (Stiffness_{sin}) に基づく推定枠組み:** 生理学的に妥当な非対称サイン波モデルを定義し、モデルからの残差（歪み指標 E）と血管硬さ指標 ($\text{Stiffness}_{\text{sin}} = E\sqrt{A}$) を特徴量として用いる新しい推定枠組みを提案する。非対称性は 1 拍遅延処理により実測データから自動計算される。
2. **IBI 同期 (拍ごとに $T=IBI$) かつピーク整合 (位相探索) による比較可能な正規化:** 各拍の IBI (Inter-Beat Interval) に同期させ、データ駆動の位相探索により理想波のピークを実測ピークに整合させることで、拍ごとの変動を考慮した正規化を実現する。
3. **同一データ・同一前処理での対照実験計画:** 3 つの異なる推定手法 (RTBP、SinBP(M)、SinBP(D)) を同一データ・同一前処理で比較し、各手法の特徴量の寄与を定量化する。特に、Sin 波をモデルとして用いた手法 (SinBP(M)) と、Sin 波の残差を用いた手法 (SinBP(D)) の両方を比較する。
4. **30fps/可視カメラ前提の再現性重視プロトコル (交差検証・前登録・コード/閾値固定方針):** 再現性を重

視し、データ分割、ハイパーパラメータ、除外規則を前登録し、コードと閾値を固定した評価プロトコルを確立する。

2. 手法

2.1. システム全体の構成

本システムは、スマートフォンの可視カメラから PPG 信号を取得し、3 つの異なる手法で血压を推定する。システム全体の構成を図??に示す。

2.1.1. データ取得と前処理

カメラ設定: Camera X API を使用し、解像度 240×180、フレームレート 30fps で画像を取得する。画像形式は YUV_420_888 形式である。

Green 値抽出: YUV 画像の U プレーンから Green 値を抽出する。顔の中央領域 (1/4~3/4) を除外し、周辺領域の平均値を計算することで、顔の中央部ではなく周辺部の血流変化を検出する。これにより、動脈の拍動による血流変化をより明確に捉えることができる。

BaseLogic 処理: 抽出された Green 値に対して、以下の共通処理を実施する：

- **ピーク検出:** 不応期 8 フレーム (約 267ms) を設け、前後比較によるピーク検出を行う。ピーク検出条件は、前 4 フレームが単調増加し、現在フレームが前フレームより小さいことである。
- **IBI 計算:** ピーク間隔から IBI (Inter-Beat Interval) を計算する。IBI の範囲は 0.25 秒~1.2 秒 (50~240 BPM 相当) に制限し、この範囲外の値は外れ値として除外する。
- **特徴量抽出:** 各拍ごとに以下の特徴量を抽出する：
 - V2P_{relTTP}: 谷 → 山の相対 Time-To-Peak (IBI に対する相対的な時間)
 - P2V_{relTTP}: 山 → 谷の相対 Time-To-Peak
 - V2P_{Amplitude}: 谷 → 山の振幅
 - P2V_{Amplitude}: 山 → 谷の振幅
- **移動平均:** 10 拍分の移動平均を計算し、ノイズの影響を低減する。

2.2. Sin 波近似と非対称サイン波モデル

本研究では、3 つの手法すべてで Sin 波近似を使用するが、その方法が異なる。RTBP は Sin 波近似を使用せず、形態学的特徴量のみを使用する。SinBP(M) は対称 Sin 波 (通常の正弦波) をフィットし、そのパラメータを特徴量として使用する。SinBP(D) は非対称サイン波モデルをフィットし、その残差を特徴量として使用する。以下では、SinBP(M) と SinBP(D) で使用される Sin 波近似について説明する。

2.2.1. SinBP(M) における対称 Sin 波モデル

SinBP(M) では、1 拍分のデータに対して通常の対称 Sin 波をフィットする。Sin 波モデルは以下のように定義される：

$$s(t) = \text{mean} + A \sin\left(\frac{2\pi t}{T} + \phi\right) \quad (1)$$

ここで、 A は振幅、 mean は平均値、 ϕ は位相、 T は周期 (IBI) である。このモデルは対称であり、ピーク → 谷と谷 → ピークの時間が等しい。

2.2.2. SinBP(D) における非対称サイン波モデルの定義

SinBP(D) では、生理学的に妥当な非対称サイン波モデルを使用する。PPG 波形は、心臓の拍動に伴う動脈の拡張・収縮を反映している。生理学的には、収縮期 (心臓が血液を送り出す期間) は拡張期 (心臓が血液をためる期間) よりも短く、典型的には収縮期が周期の約 1/3、拡張期が約 2/3 である。この非対称性を反映した非対称サイン波モデルを定義する。

非対称サイン波モデルは以下のように定義される：

$$s(t) = \text{mean} + A \cdot s_{\text{norm}}(t) \quad (2)$$

$$s_{\text{norm}}(t) = \frac{1 + \cos(\theta(t) + \phi_0)}{2} \quad (3)$$

$$\theta(t) = \begin{cases} \frac{3\pi}{2} \cdot \frac{t'}{T} & (0 \leq t' \leq \frac{2T}{3}) \\ \pi + 3\pi \cdot \frac{t' - \frac{2T}{3}}{T} & (\frac{2T}{3} < t' \leq T) \end{cases} \quad (4)$$

ここで、 $t' = (t - \tau^*) \bmod T$ は 1 拍内の位相時間、 ϕ_0 は小さな位相シフト (実装で調整可)、 τ^* は各拍ごとに「 $s_{\text{norm}}(t)$ のピークが実測ピークと一致するように」 T 内で探索して決定する (ピーク合致の位相探索)。

このモデルにより、ピーク → 谷が周期の 2/3、谷 → 次ピークが 1/3 となる非対称波形を生成する。非対称サイン波モデルの形状を図??に示す。

2.2.3. SinBP(D) における歪み指標 E の計算

SinBP(D) では、1 拍分の実測データ $x[n]$ (N 点) に対して、非対称サイン波モデル $s[n]$ をフィットし、残差 RMS 誤差を歪み指標 E として計算する：

$$E = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{n=1}^N (x[n] - s[n])^2} \quad (5)$$

歪み指標 E は、実測波形が理想的な非対称サイン波モデルからどれだけ外れているかを定量化する。 E が大きいほど、波形の歪みが大きく、血管の硬さや動脈硬化の進行を示唆する。SinBP(M) では歪み指標 E は計算せず、Sin 波パラメータのみを使用する。

2.2.4. SinBP(D) における血管硬さ指標 $\text{Stiffness}_{\text{sin}}$

歪み指標 E と振幅 A の平方根の積を、血管硬さ指標 $\text{Stiffness}_{\text{sin}}$ として定義する：

$$\text{Stiffness}_{\text{sin}} = E\sqrt{A} \quad (6)$$

この指標は、血管の拡張能 (振幅 A) と波形の歪み (E) を組み合わせた合成指標であり、血管の硬さをより包括的に評価する。従来の AI (Augmentation Index) と比較して、30fps という低 FPS 条件でも安定して計算できる利点がある。

2.3. 3 つの血圧推定手法

本研究では、3 つの異なる血圧推定手法を実装し、比較する。各手法の特徴を表??に示す。

2.3.1. 手法 1: RTBP (RealtimeBP)

RTBP は、BaseLogic の形態学的特徴量のみを使用したシンプルな線形回帰モデルである。この手法は、波形の形状特徴 (振幅、心拍数、相対 TTP) を直接使用し、計算コストが低く、リアルタイム性に優れている。

特徴量:

- A : 振幅 (averageValleyToPeakAmplitude)
- HR: 心拍数 (60000.0 / smoothedIBI)
- V2P_relTTP: 谷 → 山の相対 TTP
- P2V_relTTP: 山 → 谷の相対 TTP

推定式:

$$\text{SBP} = C_0 + C_1 \cdot A + C_2 \cdot \text{HR} + C_3 \cdot \text{V2P_relTTP} + C_4 \cdot \text{P2V_relTTP} \quad (7)$$

$$\text{DBP} = D_0 + D_1 \cdot A + D_2 \cdot \text{HR} + D_3 \cdot \text{V2P_relTTP} + D_4 \cdot \text{P2V_relTTP} \quad (8)$$

係数: [後で記載]

制約: SBP は 60~200 mmHg、DBP は 40~150 mmHg の範囲に制限する。

2.3.2. 手法 2: SinBP(M) (SinBPModel)

SinBP(M) は、Sin 波フィットのパラメータ (振幅、位相、平均値) を直接使用した線形回帰モデルである。この手法は、1 拍分のデータに対して最小二乗法で Sin 波をフィットし、そのパラメータを特徴量として使用する。

データ処理:

- バッファリング: 90 フレーム (30fps × 3 秒) のリングバッファに PPG 値とタイムスタンプを保存する。
- ピーク検出: 移動窓最大値検出によりピークを検出し、不応期 500ms を設ける。
- Sin 波フィット: 1 拍分のデータを 64 点にリサンプリングし、DFT 風の内積計算により Sin 波パラメータを推定する。

Sin 波モデルは式 (1) で定義される。

特徴量:

- A : 振幅 (Sin 波フィットから取得)
- HR: 心拍数 (60000.0 / smoothedIBI)
- Mean: 平均値 (Sin 波フィットから取得)
- Φ : 位相 (Sin 波フィットから取得)

推定式:

$$\text{SBP} = \alpha_0 + \alpha_1 \cdot A + \alpha_2 \cdot \text{HR} + \alpha_3 \cdot \text{Mean} + \alpha_4 \cdot \Phi \quad (9)$$

$$\text{DBP} = \beta_0 + \beta_1 \cdot A + \beta_2 \cdot \text{HR} + \beta_3 \cdot \text{Mean} + \beta_4 \cdot \Phi \quad (10)$$

係数: [後で記載]

制約: SBP は 60~200 mmHg、DBP は 40~150 mmHg の範囲に制限する。

2.3.3. 手法 3: SinBP(D) (SinBPDistortion)

SinBP(D) は、非対称サイン波モデルからの残差 (歪み指標 E) を特徴量として使用した 3 段階推定モデルである。この手法は、生理学的に妥当な非対称サイン波モデルを基準とし、基準からの外れを定量化することで、より高精度な血圧推定を実現する。

データ処理:

- **バッファリング:** 90 フレーム (30fps × 3 秒) のリングバッファに PPG 値とタイムスタンプを保存する。
- **ピーク検出:** 移動窓最大値検出によりピークを検出し、不応期 500ms を設ける。
- **1 拍遅延処理:** 前の拍のデータを処理することで、より正確な非対称サイン波モデルを構築する。具体的には、次のピークが検出された時点で、その前の拍 (previousPeakTime → lastPeakTime) のデータが完全になったので処理する。現在の拍のデータは次回処理する。
- **動的な収縮期/拡張期比率の自動計算:** 1 拍遅延処理により、前の拍の実測データ (rPPG) から収縮期/拡張期比率を自動計算する。実測データの谷位置を検出し、ピーク → 谷の時間 (拡張期) と谷 → 次ピークの時間 (収縮期) から比率を算出する。デフォルトは 1/3:2/3 だが、実測値に基づいて動的に変更される。
- **Sin 波フィット:** 1 拍分のデータに対して Sin 波をフィットし、振幅 A と位相 ϕ を取得する。
- **歪み指標計算:** 計算された動的な比率を用いて非対称サイン波モデルを再構成し、実測データからの残差 RMS 誤差を計算して歪み指標 E を算出する。

特徴量:

- A : 振幅 (Sin 波フィットから取得)
- HR : 心拍数 (60000.0 / smoothedIBI)
- $V2P_relTTP$: 谷 → 山の相対 TTP (BaseLogic から取得)
- $P2V_relTTP$: 山 → 谷の相対 TTP (BaseLogic から取得)
- $Stiffness_sin$: $E\sqrt{A}$ (歪み指標 × 振幅の平方根)
- E : 歪み指標 (RMS 誤差)

推定式 (3 段階推定):

【第 1 段: ベース BP 計算】

$$SBP_{base} = ALPHA_0 + ALPHA_1 \cdot A + ALPHA_2 \cdot HR \quad (11)$$

$$DBP_{base} = BETA_0 + BETA_1 \cdot A + BETA_2 \cdot HR \quad (12)$$

【第 2 段: 血管特性補正】

$$SBP_{vascular} = SBP_{base} + ALPHA_3 \cdot V2P_relTTP + ALPHA_4 \cdot P2V_relTTP + ALPHA_5 \cdot Stiffness_{sin} \quad (13)$$

$$DBP_{vascular} = DBP_{base} + BETA_3 \cdot V2P_relTTP + BETA_4 \cdot P2V_relTTP + BETA_5 \cdot Stiffness_{sin} \quad (14)$$

【第 3 段: 歪み補正】

$$SBP = SBP_{vascular} + ALPHA_6 \cdot E \quad (15)$$

$$DBP = DBP_{vascular} + BETA_6 \cdot E \quad (16)$$

係数: [後で記載]

制約: $SBP \geq DBP + 10$, SBP は 60~200 mmHg、 DBP は 40~150 mmHg の範囲に制限する。

3 段階推定のフローを図??に示す。

2.4. 前処理と正規化

2.4.1. ピーク検出

各手法でピーク検出を実施する。BaseLogic では不応期 8 フレーム (約 267ms) を設け、SinBP(M) と SinBP(D) では不応期 500ms を設ける。ピーク検出アルゴリズムは移動窓最大値検出を使用し、前後比較によりピークを確定する。

2.4.2. ビート切り出し

現在ピークから次ピークまでを 1 拍として切り出す。周期 T は IBI (Inter-Beat Interval) に等しい。

2.4.3. 時間正規化

各拍を固定長 ($N = 64$ 点) にリサンプリングする。線形補間を使用し、元のサンプル数を 64 点に正規化する。この処理は、SinBP(M) と SinBP(D) で実施される。RTBP は形態学的特徴量のみを使用するため、時間正規化は不要である。

2.4.4. ピーク整合

SinBP(M) と SinBP(D) では、各拍で位相探索 (τ^*) により理想波のピークを実測ピークに一致させる。これにより、拍ごとの位相変動を考慮した正規化を実現する。RTBP は形態学的特徴量のみを使用するため、ピーク整合は不要である。

2.4.5. 外れ値抑制

IBI・振幅・テンポラルジャンプに基づくルールベース除外を実施する。具体的には、以下の条件を満たす拍を外れ値として除外する:

- IBI が 0.25 秒~1.2 秒の範囲外
- 振幅が前回の 30% 以上変化
- 生理学的に妥当でない値 (脈圧が 20~100 mmHg の範囲外など)

3. 実験計画

3.1. データ取得プロトコル

3.1.1. 環境設定

- **デバイス:** スマートフォン可視カメラ (30fps)
- **測定方式:** 指腹接触方式
- **照明条件:** 室内/屋外/点滅を層別化
- **その他:** 指圧、スキントーンを層別化

3.1.2. 参照値

- **参照デバイス:** 上腕カフ (臨床グレード) で同時計測
- **測定条件:** 測定時間、体位・安静時間を統一

3.1.3. 被験者

- **募集条件:** 年齢/性別/スキントーンが偏らないよう募集
- **除外条件:** 不整脈重度等

3.1.4. 倫理

同意取得・匿名化・暗号化保存を実施する。

3.2. 波形評価実験

3.2.1. 評価目的

パルスオキシメーターの参照波形と rPPG 実波形、Sin 近似波を時間同期させ、MAPE により波形の近似精度を評価する。これにより、Sin 波近似が 30fps という低 FPS 環境において、実波形をどれだけ正確に近似できるかを定量化する。

3.2.2. データ取得

- **参照波形**: パルスオキシメーターから取得した PPG 波形を参照とする
- **rPPG 実波形**: スマートフォン可視カメラから取得した rPPG 実波形
- **Sin 近似波**: SinBP(M) と SinBP(D) で計算された Sin 近似波

3.2.3. 時間同期

パルスオキシメーターと rPPG 実波形、Sin 近似波を時間同期させる。同期方法は以下のいずれかを使用する：

- **ピーク同期**: 各拍のピーク位置を基準に同期
- **相関最大化**: 相互相関を最大化するように時間シフトを決定

3.2.4. 評価指標

時間同期した波形に対して、MAPE を計算する：

$$\text{MAPE} = \frac{100}{n} \sum_{i=1}^n \left| \frac{\hat{y}_i - y_i}{y_i} \right| \quad (17)$$

ここで、 \hat{y}_i は Sin 近似波、 y_i は参照波形（パルスオキシメーター）または rPPG 実波形である。
波形評価の結果を図??に示す。

3.3. 血圧推定精度の比較実験

全手法が同じ拍列・同じ正規化系列を入力する前提で比較する。学習/検証の分割は完全共通とする。

3.3.1. 3 手法の比較

3 つの異なる血圧推定手法（RTBP、SinBP(M)、SinBP(D)）を比較する：

- **RTBP**: 形態学的特徴量のみを使用した手法（ベースライン）
- **SinBP(M)**: Sin 波パラメータを直接使用した手法
- **SinBP(D)**: Sin 波の残差（歪み指標 E ）を用いた手法

各手法の特徴量の違いを表??に示す。

3.3.2. アブレーション研究

3 手法の各要素の寄与を定量化する：

RTBP のアブレーション：

- (i) $A \cdot \text{HR}$ のみ: ベースライン
 - (ii) $+ V2P_relTTP$: 谷 \rightarrow 山の相対 TTP の寄与
 - (iii) $+ P2V_relTTP$: 山 \rightarrow 谷の相対 TTP の寄与
- SinBP(M) のアブレーション**：

- (i) $A \cdot \text{HR}$ のみ: ベースライン

- (ii) $+ \text{Mean}$: 平均値の寄与

- (iii) $+ \Phi$: 位相の寄与

SinBP(D) のアブレーション：

- (i) $A \cdot \text{HR}$ のみ: ベースライン

- (ii) $+ relTTP$ (谷 \rightarrow 山・山 \rightarrow 谷の両方向) : 血管特性の寄与

- (iii) $+ \text{Stiffness}_{sin} (E\sqrt{A})$: 血管硬さ指標の寄与

- (iv) $+ E$ (最終) : 歪み指標の寄与

各段での寄与を定量化する。アブレーション研究の結果を図??に示す。

3.4. 検証設計・統計計画

3.4.1. データ分割

- **主要**: 被験者独立の LOSO (Leave-One-Subject-Out)
- **サブ解析**: K-fold (被験者分割)

3.4.2. 評価指標

- **主要指標**: SBP/DBP MAE, MD \pm SD, Bland-Altman, CCC
- **基準**:
 - AAMI ($|MD|$ 5 mmHg かつ SD 8 mmHg)
 - BHS (5/10/15 mmHg の累積比率)

3.4.3. 統計検定

- **比較**: 提案法 vs 各ベースラインの二者比較 (対応あり)
- **信頼区間**: MD 差の 95% CI、ブートストラップで頑健 CI
- **多重性補正**: Holm 法で補正

3.4.4. 事前仮説

- **H1**: Sin 波を用いた手法 (SinBP(M)、SinBP(D)) は、形態学的特徴量のみを用いた手法 (RTBP) と比較して、30fps 条件において MAE が小さい
- **H2**: SinBP(D) の歪み指標 E と Stiffness_{sin} は、血圧推定に独立寄与を持つ (重回帰の部分相関/分散説明率)
- **H3**: ノイズ・照度・スキントーン層で性能低下が小さい (交互作用が小)
- **H4**: Sin 近似波の MAPE は、rPPG 実波形の MAPE と比較して小さい (Sin 波近似が有効である)

3.4.5. リーク防止

- スケール/正規化/閾値は訓練内のみで決定、検証には適用のみ
- 同一被験者の交差漏れを禁止

3.5. ロバスト性試験

3.5.1. ノイズ耐性

ホワイト/低周波ドリフト/照度ゆらぎの合成攪乱を加え、3 手法 (RTBP、SinBP(M)、SinBP(D)) の性能を評価する。各手法のノイズに対する頑健性を比較する。

3.5.2. FPS 依存

30fps \rightarrow 24/20fps サブサンプリングで劣化曲線を評価する。3 手法 (RTBP、SinBP(M)、SinBP(D)) の FPS 依存性を比較する。

3.5.3. モーション

微小動揺の再現（微分エネルギー閾値）を評価する。3 手法（RTBP、SinBP(M)、SinBP(D)）のモーション耐性を比較する。

3.5.4. 皮膚特性

スキントーン層別の MAE/MD \pm SD を報告する。3 手法（RTBP、SinBP(M)、SinBP(D)）の皮膚特性への依存性を比較する。

4. 結果

[後で記載]

4.1. 波形評価の結果

[後で記載]

パルスオキシメーターの参照波形と rPPG 実波形、Sin 近似波（SinBP(M)、SinBP(D)）の時間同期した MAPE を報告する。波形評価の結果を図??に示す。

4.2. 3 手法の血圧推定精度の比較結果

[後で記載]

連続血圧計を参照として、3 つの異なる血圧推定手法（RTBP、SinBP(M)、SinBP(D)）の精度を比較する。MAE、RMSE、Bland-Altman プロットを報告する。3 手法の比較結果を図??に示す。

4.3. アブレーション研究の結果

[後で記載]

3 手法（RTBP、SinBP(M)、SinBP(D)）の各要素の寄与を定量化する。各手法における特徴量の段階的追加による性能変化を報告する。アブレーション研究の結果を図??に示す。

4.4. ロバスト性試験の結果

[後で記載]

5. 考察

[後で記載]

5.1. 結果の解釈

[後で記載]

5.2. 手法の優位性

[後で記載]

5.3. 限界と今後の課題

[後で記載]

6. 結論

本研究は、可視カメラ \times 30fps の制約下で機能する 3 つの異なる血圧推定手法 (RTBP、SinBP(M)、SinBP(D)) を、厳密な対照実験計画とともに提示した。RTBP は形態学的特徴量のみを使用したシンプルな線形回帰モデル、SinBP(M) は Sin 波パラメータを直接使用した線形回帰モデル、SinBP(D) は非対称サイン波モデルからの残差（歪み指標 E ）を特徴量として使用した 3 段階推定モデルである。同一データ・同一前処理・同一分割で 3 手法を比較し、SinBP(D) では $E \cdot E\sqrt{A}$ ・

relTTP の段階的寄与を検証する。実装では各拍の IBI 同期、ピーク合致の位相探索 (SinBP(M) と SinBP(D))、そして表示上は振幅の視覚強調（中心から 1.5 倍拡大）を行い、同期性と視認性を両立した。

30fps 環境での優位性として、周波数分解に頼らず、Sin 波近似 (SinBP(M)) や非対称サイン骨格+最小モデル残差 (SinBP(D)) で安定した推定を実現できることを示した。物理解釈性の観点から、SinBP(D) の E は「生理整合的な基準」からの逸脱量、 $E\sqrt{A}$ (Stiffness_sin) は拡張能 \times 歪みの合成指標として解釈できる。実装容易性の観点から、SinBP(M) と SinBP(D) は少数パラメータ・軽量でオンデバイス適合が可能であり、位相はデータ駆動で自動整合される。RTBP は計算コストが最も低く、リアルタイム性に優れている。

今後の課題として、単一基準形の限界（個体差・切痕の強い症例では二成分化/局所バンプで拡張）、撮像依存性（条件別バイアスは個体内標準化・層別補正で緩和）、一般化（被験者外検証と外部データ再現で担保）が挙げられる。

REFERENCES

[1] [後で記載]