

BLOODFLOWSIGNAL PROJECT

予想される波形と 波形の違いの説明

| 3つのセンサー方式の波形特性と血管情報の比較

- Microphone Sensor
- Pressure Sensor
- Optical Sensor

マイク方式：心音の周波数成分を捉える

02

測定原理

体内音（心音、呼吸音）による空気圧力の変化を検出します。心音は複数の周波数成分を含む複雑な信号です。

予想される波形特性

- 周波数帯域: 100 Hz ~ 10 kHz
- 心音周波数: 20 Hz ~ 650 Hz (主に100 Hz以上)
- 特徴: 複数のピーク、高周波ノイズを含む

主要な波形要素

- 第1心音 (S1) : 心室収縮時の弁閉鎖音 (低周波・大振幅)
- 第2心音 (S2) : 心室弛緩時の弁閉鎖音 (高周波・小振幅)
- ノイズ特性: 環境音や衣服の摩擦音に敏感

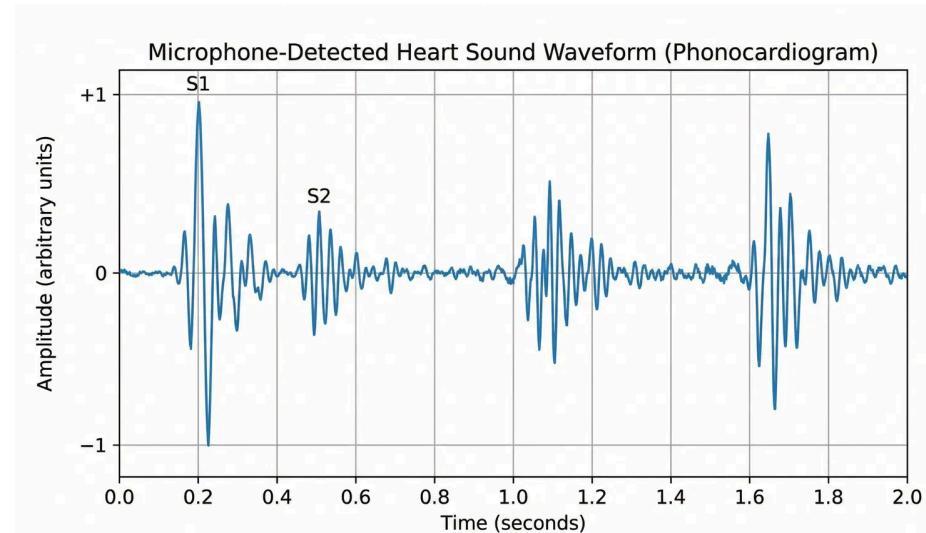


図1: マイクで検出された心音波形 (S1とS2のピークが明確)

圧力センサー方式：脈動の機械的振動を捉える

03

測定原理

体表面の脈動（血管の拡張・収縮に伴う機械的振動）を直接測定します。脈波は周期的で比較的規則的な信号です。

予想される波形特性

- 周波数帯域: DC ~ 1.25 kHz
- 脈波周波数: 1 Hz ~ 3 Hz (脈拍に対応)
- 特徴: 周期的、ノイズが少ない、形状が明確

波形の主要構成要素

- 立ち上がり: 心室収縮による急速な圧力上昇
- ピーク: 最大圧力 (収縮期血圧に対応)
- ディクロティック・ノッチ: 大動脈弁閉鎖による小さなピーク

得られる情報

脈波伝播速度 (PWV)、血管硬化度、血管弾性など、**血管の物理的特性**を詳細に評価可能です。

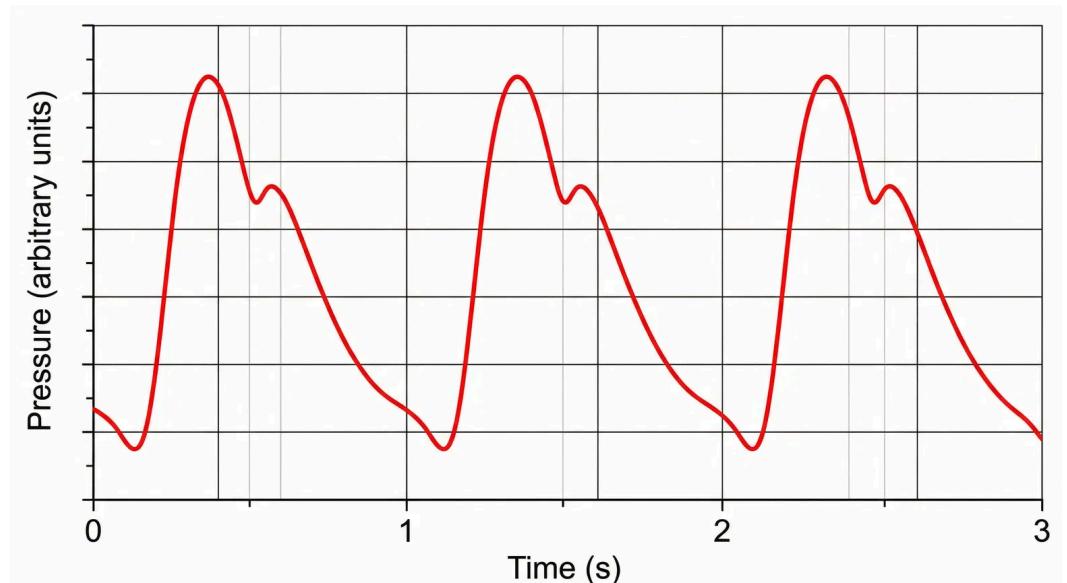


図2: 圧力センサーで検出された脈波 (明確なピークとノッチ)

光学式センサー：血液容積の変化を捉える

04

測定原理

光 (LED) を照射し、血液 (ヘモグロビン) による吸光度の変化を測定します。血液容積の変化が光強度の変化として検出されます (PPG)。

予想される波形特性

- **AC成分 (脈動成分)** : 心拍に同期した変動
- **DC成分 (直流成分)** : 組織や静脈血によるベースライン
- **特徴**: 圧力波形に似ているが、より滑らか

ノイズと課題

- **体動アーティファクト**: 動きに非常に弱い
- **環境光**: 外光の混入によるノイズ
- **測定部位**: 指先や耳たぶなど、光が透過/反射しやすい部位に限定

得られる情報

脈拍数、酸素飽和度 (SpO_2) 、呼吸数 (ベースライン変動から推定) などが得られます。

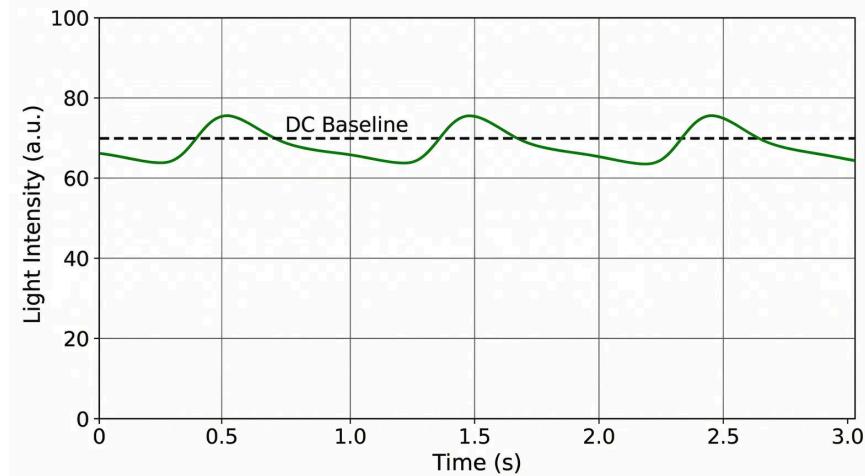


図3: 光学式センサー (PPG) の波形 (AC成分とDC成分)

マイク vs 圧力センサー vs 光学式

05

比較項目	マイク方式	圧力センサー方式	光学式 (PPG)
測定対象	音 (空気圧変化) — 心音・呼吸音	機械的振動 (脈動) — 血管の拡張・収縮	血液容積変化 — ヘモグロビン吸光度
周波数帯域	広帯域 — 20 Hz ~ 10 kHz	低周波 — DC ~ 100 Hz	低周波 — DC ~ 20 Hz
波形特性	複雑・高周波成分 (S1, S2)	周期的・規則的 (立ち上がり、ノッチ)	滑らか・周期的 (AC/DC成分)
ノイズ耐性	環境音に弱い・衣服の擦れに敏感	環境音に強い・体動にやや強い	環境光に弱い・体動に非常に弱い
測定部位	胸部・頸部・背中 (音源に近い場所)	全身の動脈上 (脈が触れる場所)	指先・耳たぶ・手首 (光透過/反射部)

脈波形状から血管の状態を推定する

06

正常・若い血管

- 急峻な立ち上がり: 心室収縮のエネルギーが効率よく伝達
• 明確なディクロティック・ノッチ: 大動脈弁閉鎖時の反動が明瞭
• 反射波が遅い: 血管が柔らかいため、反射波が拡張期に戻る

Healthy

硬化・老化した血管

- ノッチの消失・不明瞭化: 血管弾性の低下により反動が吸収されない
• 反射波の早期到達: 血管が硬いため反射波が速く戻り、収縮期血圧を増大させる (Augmentation)
• 脈圧の増大: 最高血圧と最低血圧の差が広がる

Stiff / Aged

※ 血管狭窄がある場合、波形は全体的に鈍化 (Dampening) し、ピークまでの時間が遅延します。

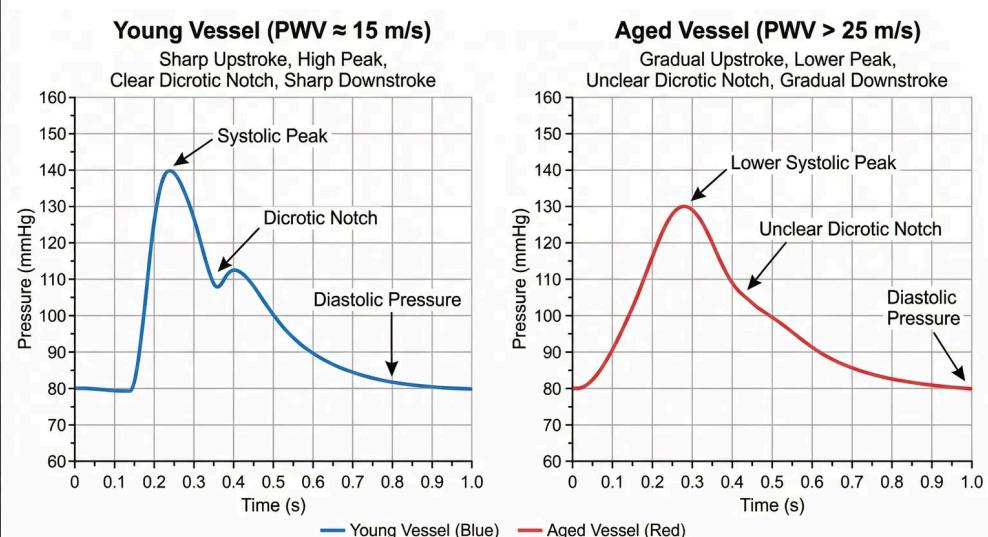


図4: 血管年齢による脈波形状の変化 (左: 若年、右: 高齢)

複数部位での脈波測定による情報抽出

07

脈波伝播速度 (PWV) の測定原理

心臓から送り出された血液の拍動が、動脈を通じて末梢へ伝わる速度を測定します。血管が硬いほど、脈波は速く伝わります。

$$PWV = \Delta L / \Delta T$$

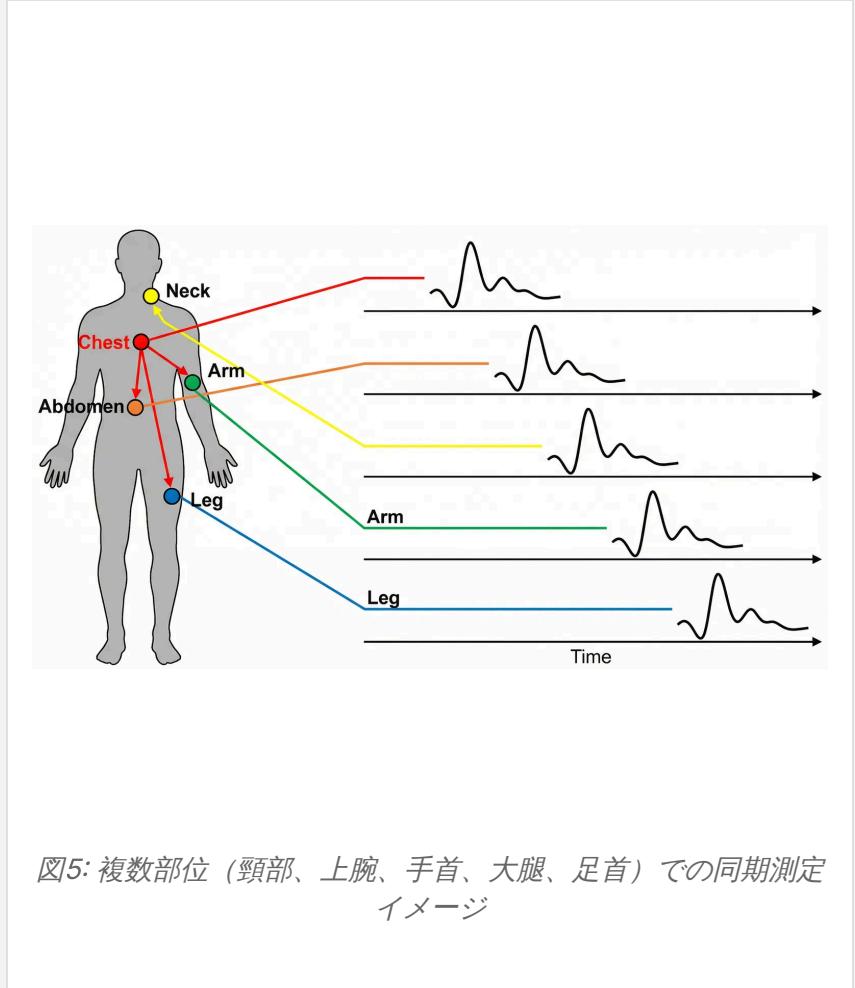
ΔL : 2点間の距離
 ΔT : 脈波到達時間差

測定部位と臨床的意義

- 頸動脈 - 大腿動脈 (cfPWV): 大動脈の硬さを評価
- 上腕 - 足首 (baPWV): 全身の血管硬化度のスクリーニング
- 局所測定: 特定区間の狭窄や閉塞の検出

得られる情報

血管年齢、動脈硬化の進行度、血管弾性（コンプライアンス）の推定が可能になります。



マイク方式：心音の周波数解析で心臓の状態を把握

08

■ 周波数特性

正常心音 (S1, S2)

心臓弁の閉鎖に伴う低周波音。

20 - 150 Hz

異常心音 (S3, S4)

心室壁の振動による微弱な低音。

20 - 70 Hz

心雜音 (Murmurs)

血流の乱流によって生じる広帯域ノイズ。

200 - 800 Hz+

■ 解析手法

FFT (高速フーリエ変換)

時間領域の信号を周波数領域に変換し、主要な周波数成分を特定します。

スペクトログラム解析

周波数成分の時間変化を可視化。心周期（収縮期・拡張期）における雑音の発生タイミングを特定します。

デジタルフィルタリング

- › ローパス: 環境ノイズ除去
- › ハイパス: 呼吸音の分離
- › バンドパス: 特定の心雜音抽出

■ 診断への応用

弁膜症の検出

- › 狹窄症: 高周波の駆出性雑音
- › 逆流症: 全収縮期/拡張期の広帯域雑音

心不全の兆候

S3 (ギャロップ音) の出現は、心室のコンプライアンス低下や容量負荷を示唆します。

人工弁の機能評価

人工弁特有のクリック音（高周波）の周波数解析による動作確認。

圧力センサー方式：脈波形状の詳細解析

09

波形の特徴点抽出

■ 立ち上がり時間 (Rise Time)

脈波の開始からピークまでの時間。心収縮力や大動脈のコンプライアンスを反映します。

■ 収縮期ピーク (Systolic Peak)

最大圧力点。心拍出量と血管抵抗のバランスを示します。

■ 重複切痕 (Dicrotic Notch)

大動脈弁閉鎖に伴う一時的な圧力変動。

定量的指標の算出

■ PWV (脈波伝播速度)

$$PWV = \frac{\text{距離}}{\text{時間差}}$$

血管が硬いほど速くなります。

■ AIx (Augmentation Index)

$$AIx = \frac{(P2 - P1)}{PP}$$

反射波の影響度合いを示します。

■ ET (駆出時間)

脈波の立ち上がりからノッチまでの時間。

臨床的解釈の基準

立ち上がりが遅く、ノッチが消失し、PWVが高い場合、**血管の硬化（老化）**が示唆されます。
逆に、急峻な立ち上がりと明瞭なノッチは、**若く弾力性のある血管**の特徴です。

光学式センサー：AC/DC比と環境光補正

10

信号解析の核心 (AC/DC)

信号の構成要素

- AC成分 (交流)**: 心拍に伴う動脈血容量の変化。信号全体のわずか1-2%程度。
- DC成分 (直流)**: 静脈血、骨、皮膚組織による一定の吸光。信号の大部分を占める。

灌流指標 (Perfusion Index, PI)

末梢の血流状態を評価する指標。

$$PI = (AC / DC) \times 100 (\%)$$

PI値が低い (< 0.5%) 場合、信号品質が悪く、測定精度が低下します。

信頼性の確保と課題

環境光の補正 (Ambient Light Cancellation)

外光ノイズを除去するための基本アルゴリズム。

$$\text{Signal} = \text{Value(LED On)} - \text{Value(LED Off)}$$

高速にLEDの点滅を切り替え、消灯時の値を減算することで純粋な反射光を抽出します。

測定部位の限定理由

- 毛細血管密度**: 指先や耳たぶは血管密度が高く、AC成分が検出しやすい。
- 光の透過性**: 骨や筋肉が薄く、光が深部まで届きやすい部位が必要。

マルチモーダル測定による包括的な血管評価

11

1 データの相互検証 (Cross-validation)

異なる原理のセンサーで同一の生理現象（心拍）を測定し、データの信頼性を担保します。

例：圧力センサーのピーク間隔と、マイクのS1音間隔を照合し、不整脈や測定エラーを即座に検出。

2 情報の補完と統合 (Data Fusion)

単一センサーでは得られない多角的な情報を統合します。

マイク 弁の開閉タイミング

圧力 血管の硬さと形状

光学 酸素飽和度 (SpO2)

3 高度な診断指標の算出

複数の信号を組み合わせることで、新たな指標を算出可能です。

PEP (前駆出期間) = 心音S1 開始から 脈波 立ち上がりまでの時間。

心臓の収縮能力 (Inotropy) を評価する重要な指標です。

4 口バストなノイズ除去

環境要因に強いセンサーを基準に、弱いセンサーの信号を補正します。

例：体動に強い 圧力センサー の信号を参照し、体動に弱い 光学式センサー のアーティファクト（偽信号）をフィルタリング除去します。

リアルタイム波形処理のフロー

12

1

信号取得 (Acquisition)

1kHzサンプリングでアナログ信号を取得。
リングバッファを用いて直近のデータを保持。

2

前処理 (Preprocessing)

移動平均フィルタによる高周波ノイズ除去。
ベースライン変動の補正 (DCオフセット除去)。

3

特徴抽出 (Feature Extraction)

2次微分法を用いた脈波の立ち上がり点検出。
ピーク、ノッチのタイミング特定。

4

診断・出力 (Diagnosis)

複数センサー間の時間差(ΔT)からPWVを算出。
血管硬化度を推定し、ディスプレイに表示。

Seeeduino XIAO 実装

PROCESSING POWER

ARM Cortex-M0+ (48MHz)

圧力波形(~100Hz)のリアルタイム処理には十分な演算能力。

ADC PERFORMANCE

12-bit Resolution

微細な圧力変化 (ノッチなど) を捉えるのに十分な分解能。

MEMORY CONSTRAINTS

32KB RAM

大量のデータ保存は不可。循環バッファによる効率的なメモリ管理が必須。

実装上の注意点：課題と技術的対策

13

マイク方式

主な課題

- **環境ノイズ:** 周囲の話し声や空調音を拾いやすい。
- **摩擦音:** 衣服や皮膚との擦れが大きなノイズになる。

推奨される対策

- **音響シールド:** 密閉性の高いゴム製ハウジングで外部音を遮断する。
- **ローパスフィルタ:** 200Hz以上の高周波ノイズをアナログ回路またはソフトでカットする。

圧力センサー方式

主な課題

- **温度ドリフト:** 体温によるセンサー素子の特性変化。
- **接触圧の変動:** 押し付ける強さでベースラインが変わる。

推奨される対策

- **温度補正:** 温度センサーを併用し、ソフトウェアで値を補正する。
- **予圧管理:** 一定の圧力で固定できるバンドや治具を使用する。

光学式 (PPG)

主な課題

- **外乱光:** 太陽光や照明のフリッカーノイズ。
- **体動アーティファクト:** わずかな動きで信号が乱れる。

推奨される対策

- **遮光設計:** センサー部を黒いカバーで覆い、外光を物理的に遮断する。
- **適応フィルタ:** 加速度センサーの値を参照し、動き成分を減算する。

マルチモーダル血流測定システムの将来

14

Phase 1: プロトタイプ開発と原理検証

短期 (0-6ヶ月)

- Seeeduino XIAOを用いた単一部位測定デバイスの完成と動作検証。
- マイク・圧力・光学センサーの信号品質評価とノイズ対策の確立。

Phase 2: マルチモーダル・マルチサイト化

中期 (6-18ヶ月)

- 複数デバイスの無線同期 (BLE/Wi-Fi) による全身5点同時測定システムの構築。
- PWV (脈波伝播速度) のリアルタイム算出アルゴリズムの実装と精度検証。

Phase 3: AI診断と社会実装

長期 (18ヶ月以降)

- 機械学習を用いた「血管年齢推定」および「心血管疾患リスク予測」モデルの構築。
- 日常生活で常時モニタリング可能なウェアラブルデバイス (スマート衣料) への展開。

GOAL: 誰もが手軽に、非侵襲で血管の健康状態を知ることができる未来へ