



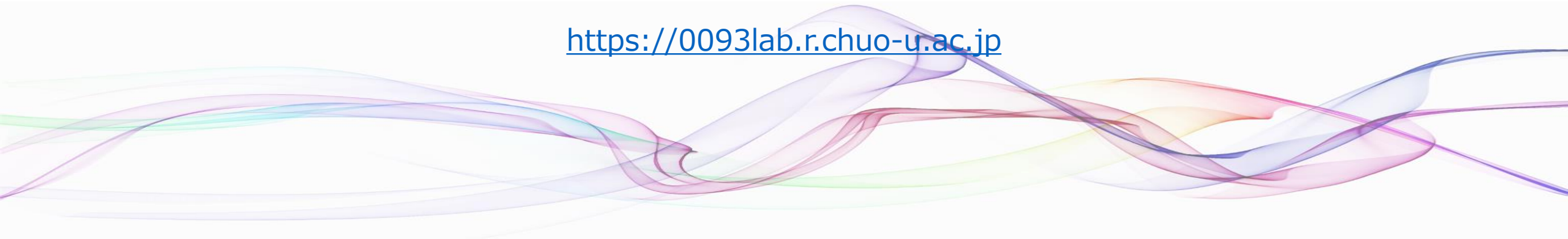
JST 新技術説明会

心変動・血管変動の数理モデリングによる 非接触心拍RRI・血圧の安定推定

中央大学理工学部ビジネスデータサイエンス学科

大草 孝介

<https://0093lab.r.chuo-u.ac.jp>



簡単な自己紹介

- 名前：大草 孝介
- 中央大学理工学部ビジネスデータサイエンス学科 准教授
横浜市立大学データサイエンス学部 客員准教授
九州大学応用生理人類学研究センター 学外協力研究員
- 専門：センシングデータの機械学習・統計モデリング
スマートファクトリー
- 所属学会（所属時期順）：
日本計算機統計学会，電子情報通信学会，
日本統計学会，IEEE Electron Devices Society，
日本分類学会，日本生理人類学会，
- 趣味：食べ歩き，天体観測，
最近は少しカメラ沼にも…
- 野球：燕党
- 推しポケモン：ゲンガー

目次

- 研究背景と従来技術の問題点
- 新技術の特徴
 - ドップラーセンサとは
 - 心変動の数理モデリング
 - 血管変動の数理モデリング
- 応用事例
 - 心拍RRIの高精度推定：ストレス推定への応用
 - 高精度心変動・血管変動推定による血圧推定
- 実用化に向けた課題
- 本技術に関する知的財産権，産学連携の経歴
- 問い合わせ先



研究背景と従来技術の問題点



研究背景

- 人のバイタル（呼吸・心拍・血圧など）を継続的にセンシングすることは
 - ・ 独居高齢者の見守りシステム
 - ・ 心不全など循環器系疾患の予防
 - ・ ストレスなどの心理状況の把握
 など様々な領域でご利益がある
- これらの正確なセンシングには
 - 【心拍】EEG（心電図）・PPG（光電式容積脈波記録法）
 - 【血圧】聴診器法・オシロメトリック法（カフ）
 などを利用するが、何れも**身体に接触する煩わしさや、継続的な計測に難がある**
 （スマートウォッチなども24/7つけるのは難しい）
- 非接触センシングでは
 - ・ 映像・音声
 - ・ ドップラーレーダセンサ（以降ドップラーセンサ）
 のものがいくつか提案されているが、前者は**プライバシーの問題**から忌避感が強く
 後者は**ノイズに弱い**という問題を抱える
【研究目的】
ノイズに強いドップラーセンサベースのバイタルセンシングアルゴリズムを考える



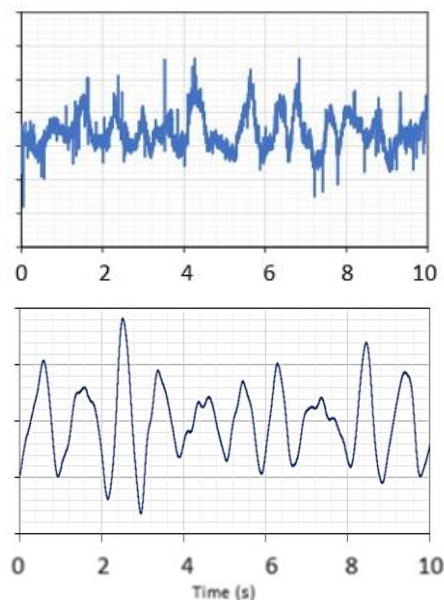
従来技術の問題点

ドップラーセンサを用いたバイタルセンシングでは

- ・周波数フィルタリング
- ・テンプレートマッチング
- ・深層学習

によるアプローチがよく用いられる

周波数フィルタリングによる方法

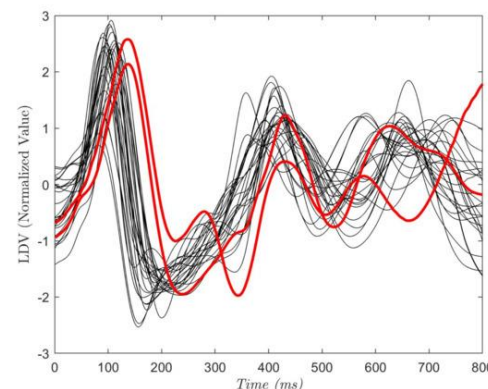


周波数フィルタリングを行うことで
大凡の心拍数は推定できるが、
RRIや血圧推定を行う場合には
推定精度が足りず、心拍のピークも
不明瞭

【アイディア】

心変動・血管変動から得られるセンサデータをシミュレーションし、
観測波形から類似度を測ることでノイズにロバストなシステムを作れないか？

テンプレートマッチングによる方法

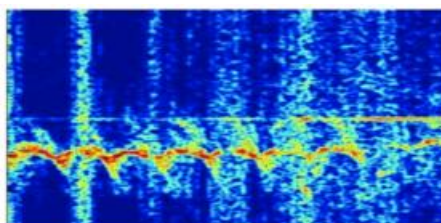


被験者のデータを一度測定し、
それをモデルデータとして観測波形との
テンプレートマッチングをとることで
推定を行う。

→高精度に推定できるが、

- ・キャリブレーションが必要なこと
- ・測定環境が変わると撮り直しなことがあり計測コストが高い

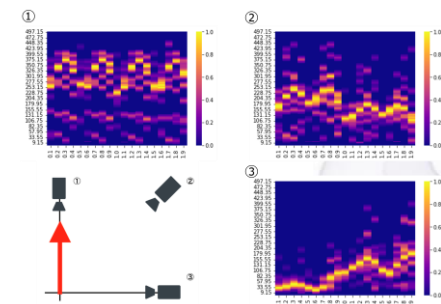
深層学習による方法



大量の測定データをもとに深層学習を
用いて学習することで、高精度な推定モデル
が構築可能。

一方で...

- ・大量の測定データが必要
- ・レーダセンサは測定方向が異なるだけでも
観測値が大きく異なるので、データ拡張
を実施したとしても、大元のデータの
測定コストが非常に高い



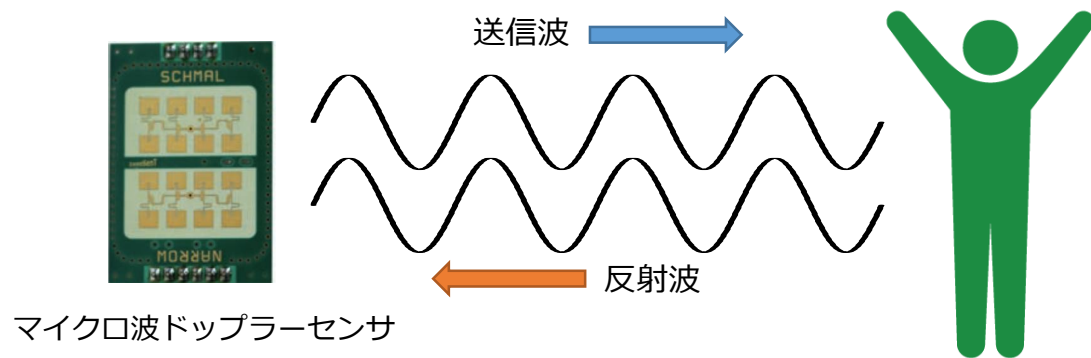
新技術の特徴



ドップラーセンサとは

- 教科書でもお馴染みのドップラー現象の電波版センサ
- センサの電波照射範囲内の全ての動きを捉えることが可能
- 部屋の端に取り付けるだけで心臓の動きも捉えることが出来る優れもの

【原理】 基本的には送信波と反射波の差を見ます



$$I^*(t) = \frac{A_s A_r}{2} (\sin(\varphi_s - \varphi_r))$$

$$Q^*(t) = \frac{A_s A_r}{2} (\cos(\varphi_s - \varphi_r))$$

送信波と反射波の振幅比率で対象の大きさを検知可能

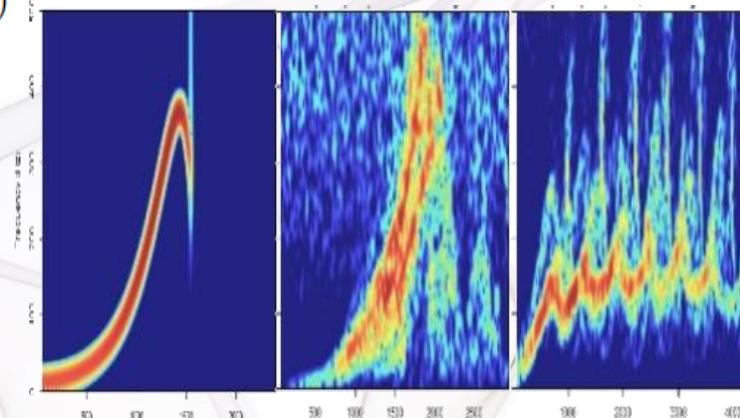
送信波と反射波の周波数差で移動速度を検知可能

2つの信号の位相差で移動方向を検知可能

どこに数理モデリングを使うの？

→ドップラーセンサは電波の照射範囲内の全ての動きを捉えてしまう

→ノイズの中から目的とする対象，動作，現象を検知するには
機械学習や統計モデリングが不可欠



数理モデルで再現した転倒動作（左）・
実際の転倒動作（中）・歩行動作（右）

どのようにセンサデータをモデリングするか

- 電波の送信波 T_x と受信波 R_x の関係式を以下に示す.

$$T_x = A \sin(2\pi f_0 t), \quad R_x = A' \sin(2\pi f_r t)$$

ここで A, A' は送信波と受信波の振幅, t は時間, f_0 は送信周波数, f_r は受信周波数である.

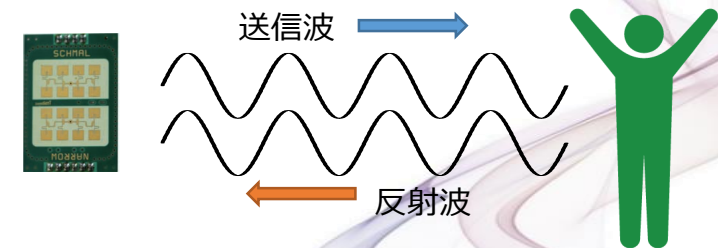
- TxとRxの位相差 ϕ_d は, 電波のセンサとターゲット間のラウンドトリップ時間を T_r , 距離を $D(t)$, 光速を c とすると次式になる.

$$\phi_d(t) = 2\pi f_0 T_r(t) = \frac{4\pi f_0}{c} D(t)$$

- ドップラレーダセンサは最終的に次式のIQ 検波信号を出力する.

$$I(t) = \frac{AA'}{2} \cos(\phi_d(t)), \quad Q(t) = \frac{AA'}{2} \sin(\phi_d(t))$$

以上のことから時刻 t におけるセンサと対象の距離 $D(t)$ を計算すれば
出力信号のシミュレーションが可能.



心変動の数理モデリング①

- 本研究では心動作を**仮想的に半径が任意の関数で変化する球と仮定**してモデリング
- 心臓を半径 R の球で仮定し, L_{xy} をセンサ側の球表面で積分し距離 D を計算する.

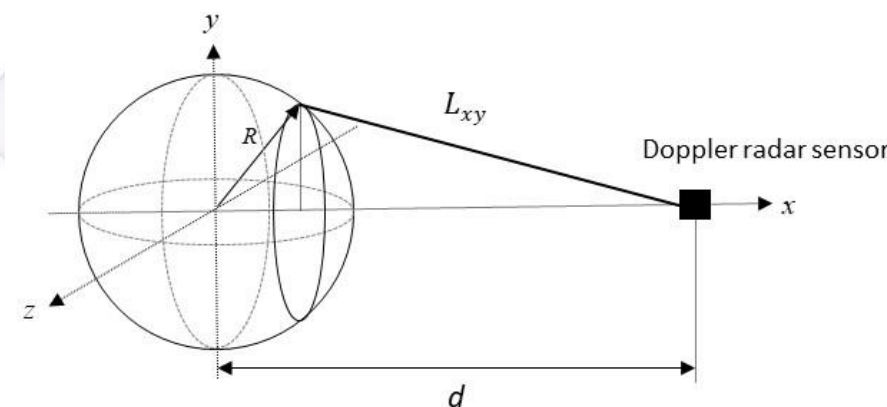
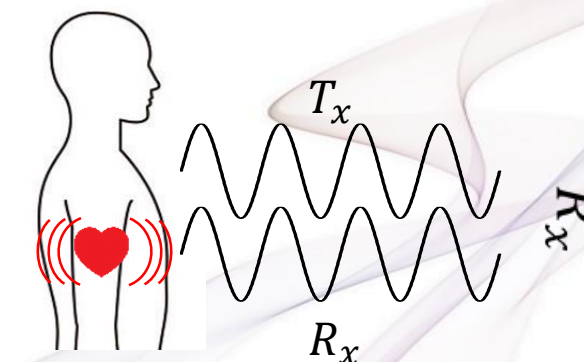
$$D = 2\pi \int L_{xy} dx = 2\pi \int_0^R \sqrt{(d-x)^2 + y^2} dx$$

ここで, y は球の方程式から $y = \sqrt{R^2 - x^2}$ である.

- 上式を計算すると以下の式を得られる

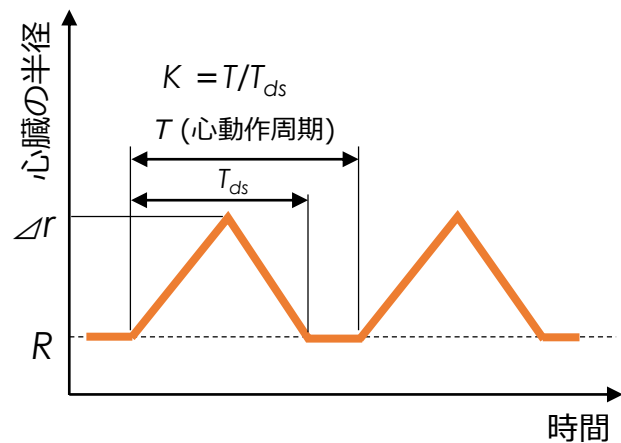
$$D = \frac{-2\pi}{3d} \left[(-2dx + d^2 + R^2)^{\frac{3}{2}} \right]_0^R$$

- これで時刻 t のときのセンサと心臓の距離をモデル化できたが, 次に心臓がどのように動くかを考える必要がある

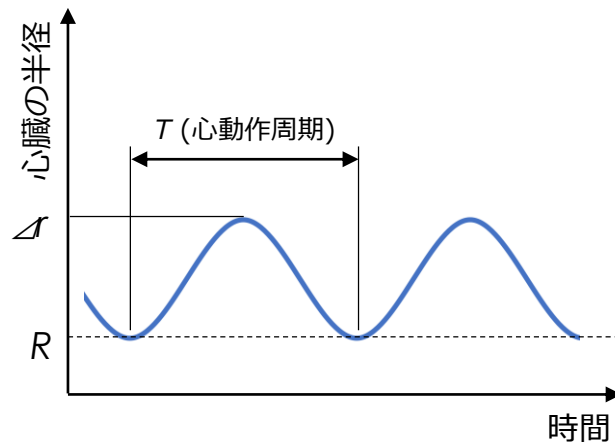


心変動の数理モデリング②

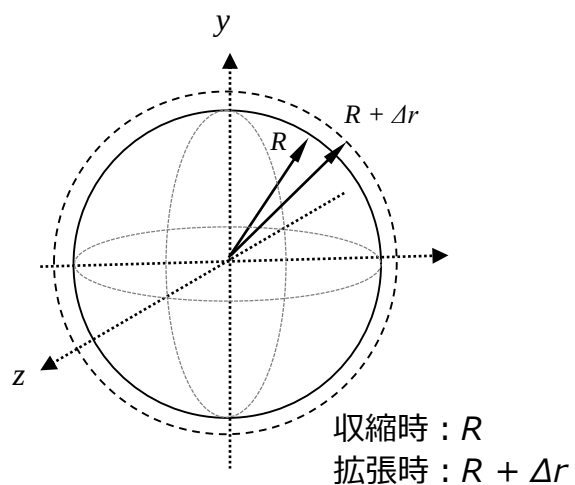
- 心臓がどのように動くかについては**拡張三角波**を採用



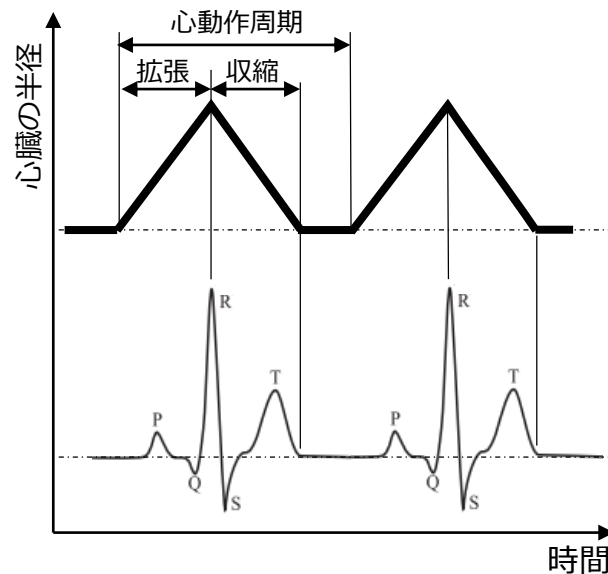
(a)



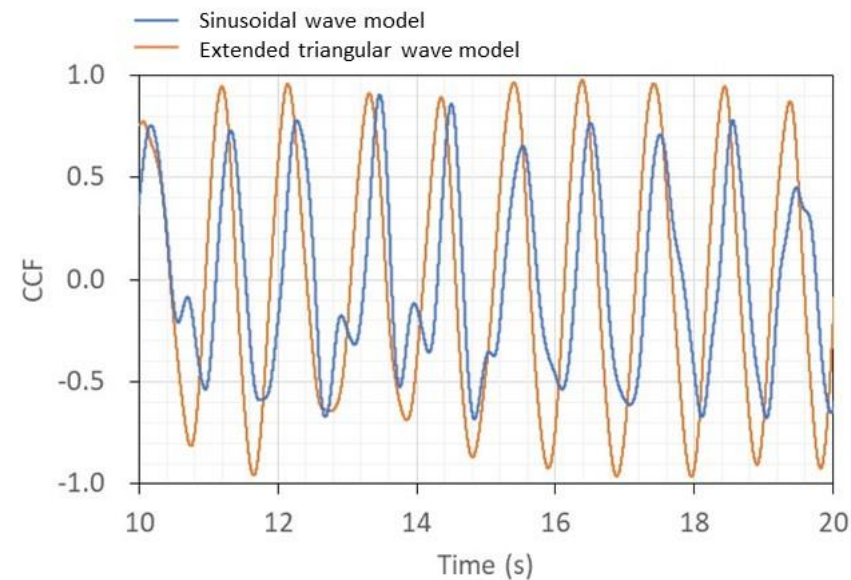
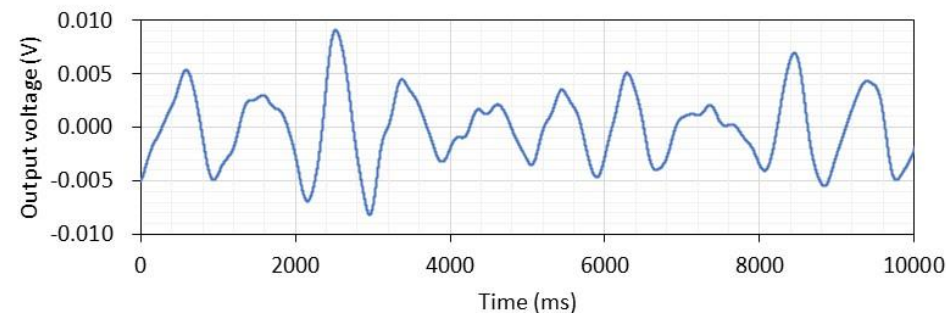
(b)



(c)



(d)



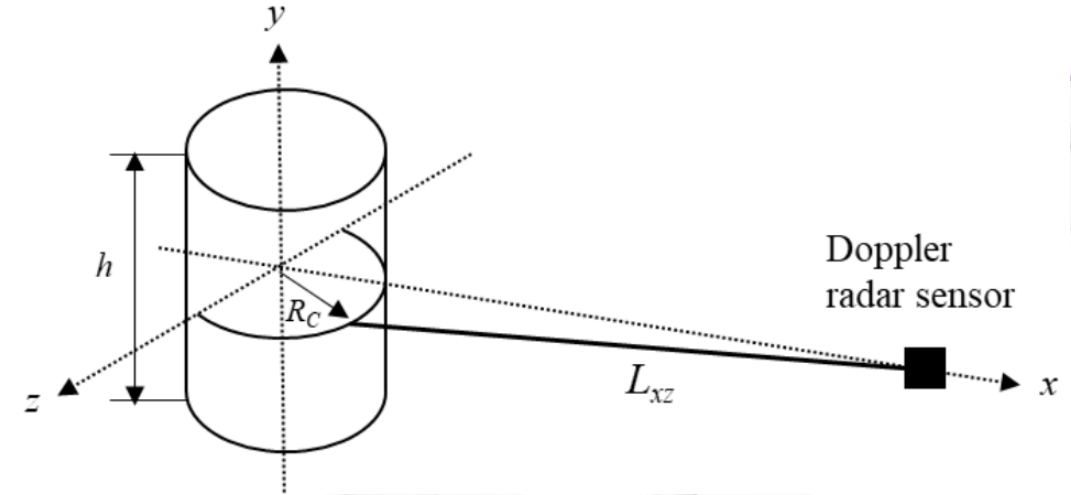
血管変動のモデリング

- 本研究では血管変動を**仮想的に半径が任意の関数で変化する円柱と仮定**してモデリング
- 血管を高さ h , 半径 R_C の円柱と仮定する. このときセンサとの距離 D_C は円筒表面上の点 $(x, 0, z)$ とレーダー間の距離を表す L_{xz} を $x-z$ 平面と $x-y$ 平面で積分することで

$$\begin{aligned}
 D_C &= 2 \int_{-\frac{h}{2}}^{\frac{h}{2}} \int_{-R_C}^{R_C} \sqrt{L_{xz}^2 + y^2} dz dy \\
 &= \frac{2}{3d_C} \frac{1}{8} \left[y\sqrt{A+y^2} (5A+2y^2) \right. \\
 &\quad \left. - y\sqrt{A+B+y^2} (5A+5B+2y^2) \right. \\
 &\quad \left. + 3A^2 \tanh^{-1} \left[\frac{y}{\sqrt{A+y^2}} \right] \right. \\
 &\quad \left. - 3(A+B)^2 \tanh^{-1} \left[\frac{y}{\sqrt{A+B+y^2}} \right] \right]_{-\frac{h}{2}}^{\frac{h}{2}}
 \end{aligned}$$

※但し

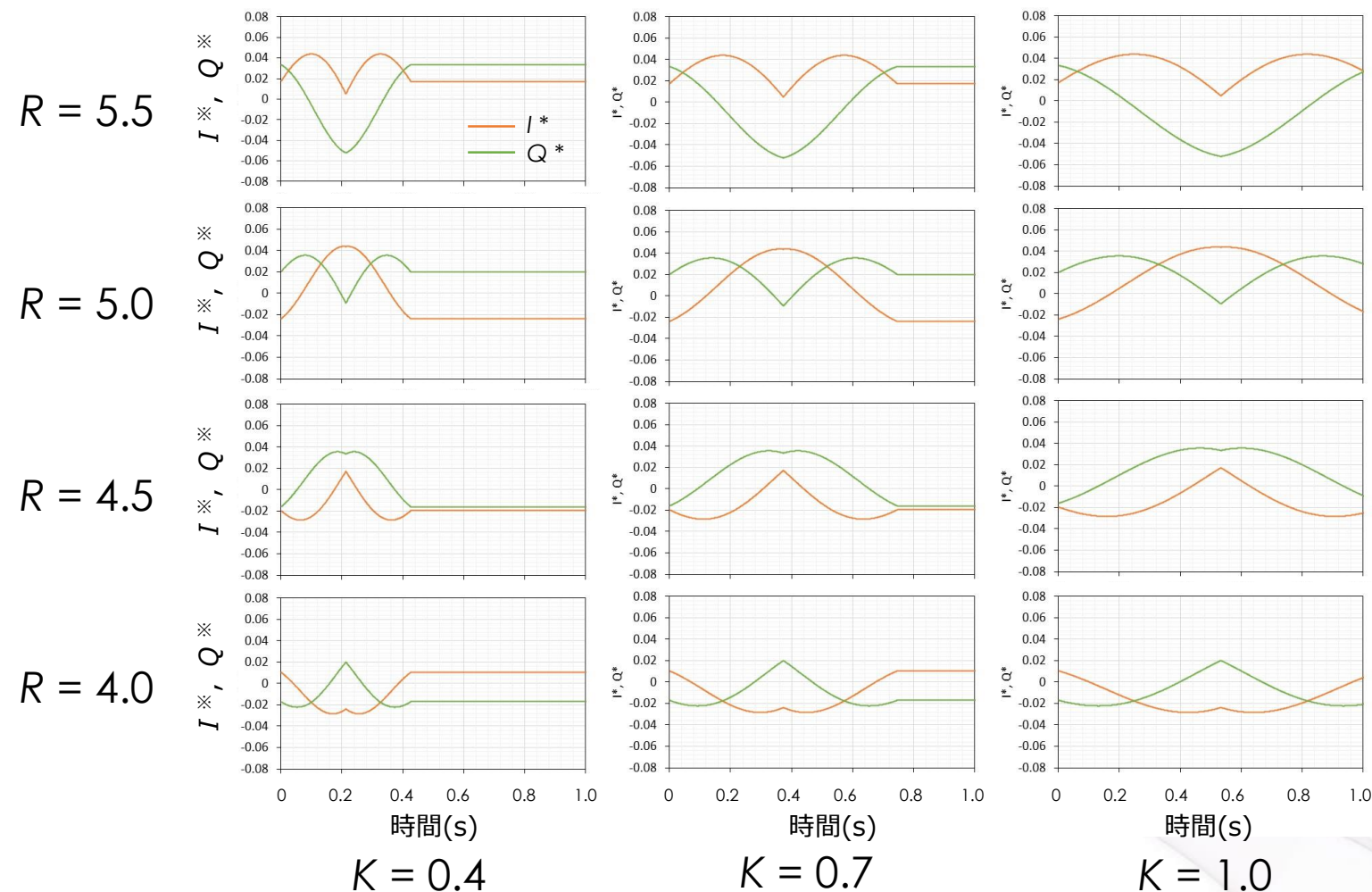
$$A = d_C^2 + R_C^2, B = -2d_C R_C$$



と表せる.

- 血管拡張の速度については心臓と同様に拡張三角波をあてはめる.
- これにより**心動作および血管動作のセンサ上の観測値をシミュレーション可能**

パラメータによるシミュレーション波形の変化



拡張三角波モデルを使用したシミュレーションにおけるモデルパラメータの影響の例

応用事例



心拍RRIの高精度推定：ストレス推定への応用

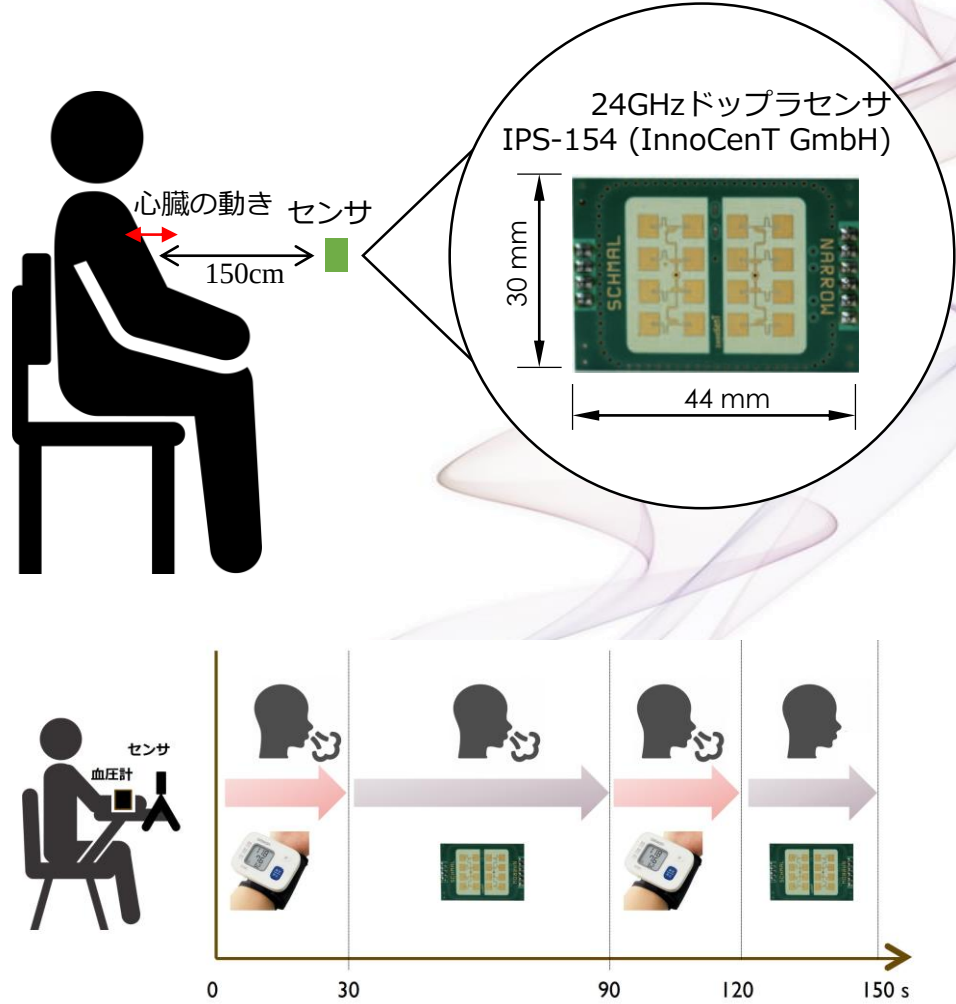
- 提案手法を用いて心拍/RRI推定を実施

Table 2 Estimation results of CCF_median value, K value, heart radius R , and the average and standard deviation values for measurements 1 and 2, along with the physical characteristics of the participants

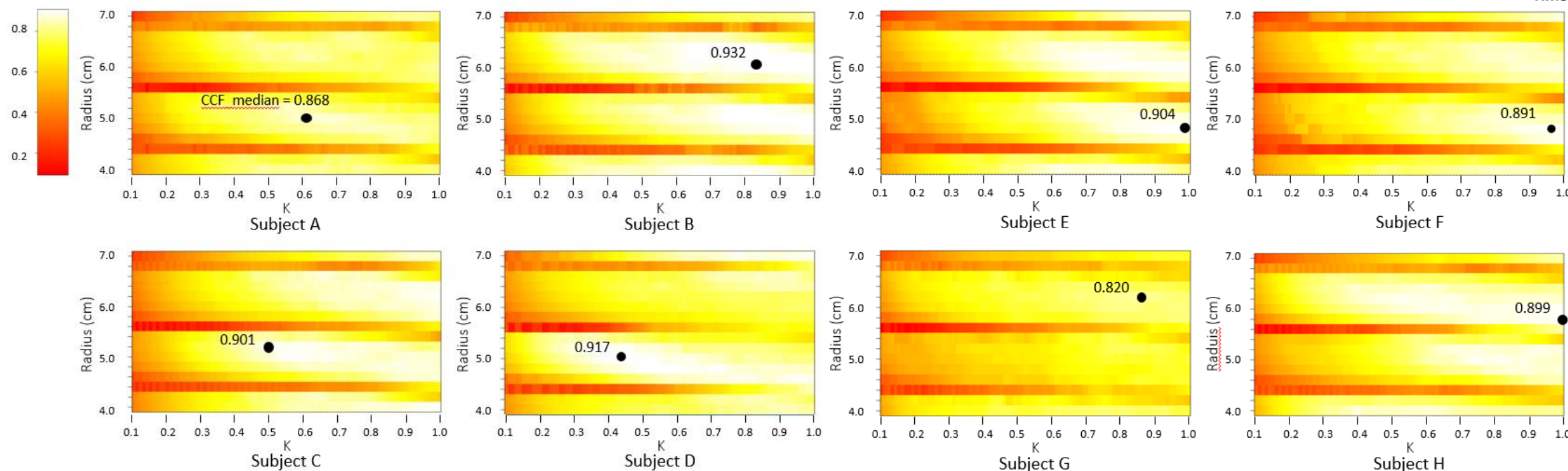
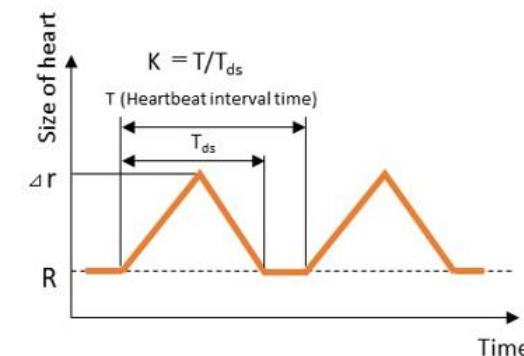
Participant	Maximum CCF_median Average $\pm$ SD		K Average $\pm$ SD		R (cm) Average $\pm$ SD		Age	Sex	Height (cm)	Weight (kg)	HRA (bpm)
	1st	2nd	1st	2nd	1st	2nd					
F	0.975 ± 0.032	0.984 ± 0.019	0.819 ± 0.130	0.873 ± 0.120	5.7 ± 0.62	5.5 ± 0.67	22	F	154	51	78
G	0.980 ± 0.025	0.977 ± 0.029	0.898 ± 0.116	0.816 ± 0.195	5.8 ± 0.59	5.7 ± 0.7	23	M	180	65	84
H	0.982 ± 0.005	0.992 ± 0.004	0.839 ± 0.071	0.990 ± 0.083	5.4 ± 0.61	5.7 ± 0.61	23	F	155	44	91
I	0.982 ± 0.015	0.982 ± 0.015	0.925 ± 0.091	0.846 ± 0.120	5.6 ± 0.67	5.7 ± 0.61	23	M	181	66	93
J	0.978 ± 0.024	0.983 ± 0.015	0.827 ± 0.144	0.978 ± 0.160	5.9 ± 0.56	5.6 ± 0.71	22	M	172	70	95
K	0.974 ± 0.022	0.958 ± 0.037	0.825 ± 0.108	0.692 ± 0.110	5.7 ± 0.69	5.5 ± 0.70	23	M	180	72	68
L	0.970 ± 0.020	0.975 ± 0.026	0.847 ± 0.119	0.937 ± 0.058	5.7 ± 0.65	5.4 ± 0.72	22	M	177	77	90
M	0.983 ± 0.012	0.969 ± 0.027	0.805 ± 0.118	0.862 ± 0.110	5.4 ± 0.60	5.7 ± 0.74	22	F	157	49	76

Sex: M Male, F Female, HRA Heart rate average, SD Standard deviation

Ota, T., & Okusa, K. (2024). Model-based estimation of heart movements using microwave Doppler radar sensor. *Journal of Physiological Anthropology*, 43(1), 27.



推定された心動作パラメータの傾向

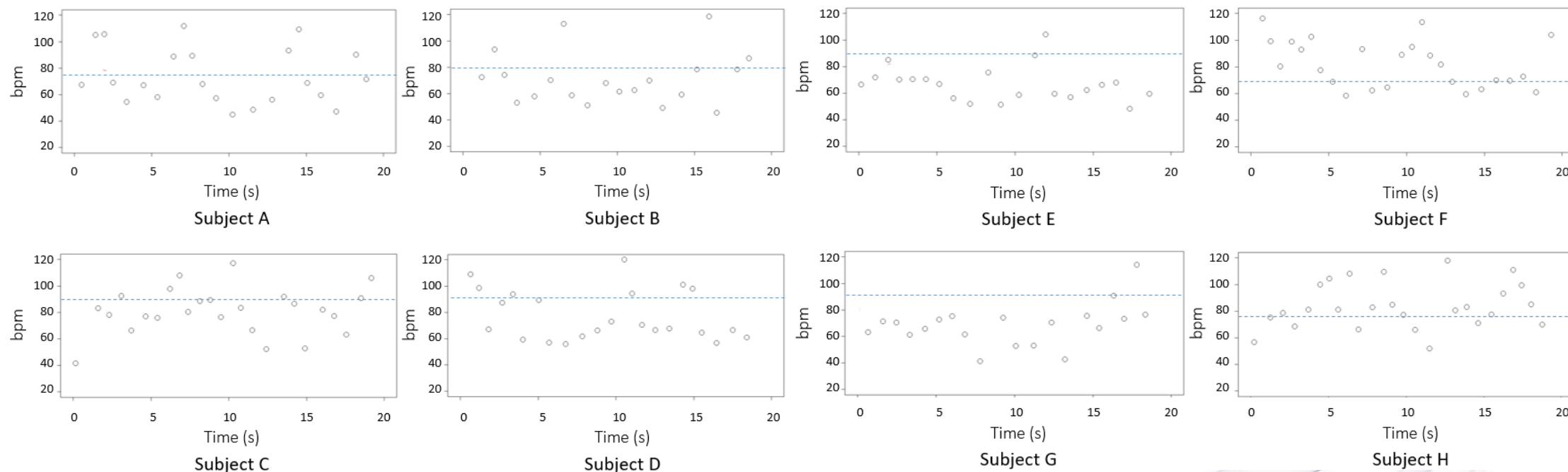


K 値と R 値を変化させた場合ののヒートマップ (K, R の最大値: ●)

→被験者ごとに個人差があることが見て取れる

→心疾患などの特徴なども検出可能？

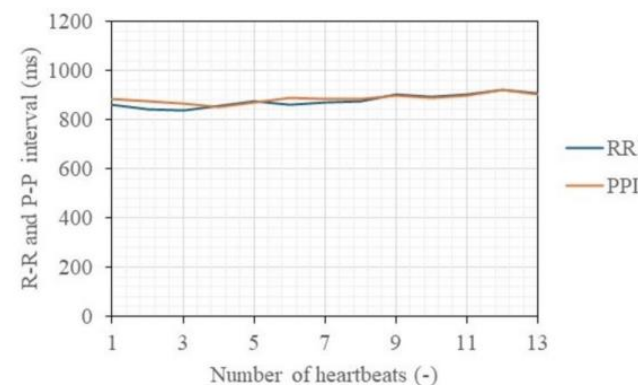
推定された心拍数



推定した心拍数(bpm)の時間変化と脈拍数との比較 (破線：血圧計測定 of 脈波数)

提案手法により推定された心拍パターンは心電図計 (Uniontool MyBeat) で得られた結果と一致

青：接触型心電図計による心拍パターン
赤：提案手法による心拍パターン



非接触ストレス推定技術の開発

- ストレス測定は、心身の健康を守るため、環境設計やサービス設計で重要である。
- 従来ストレス測定手法には…
 - ・ アンケートや質問票
 - ・ 唾液接種によるコルチゾール濃度測定
 - ・ 接触型心拍センサによるHRV（心拍変動）解析など
- 唾液採取の手間や接触型センサの不便さなどの課題がある。
- 接触型心拍センサによるHRV解析では、RRI（心拍間隔）から周波数解析を用いて、LF/HF値を求めるのが一般的(LF/HF値が高いほどストレス値が大きい)。
- 提案手法でも同様の解析が可能であり、接触型に比べて負担を軽減し、より連続的な計測が可能なのでは…？

→非接触型ストレス推定技術の開発

実験条件

• TSST (Trier Social Stress Test)

心理的ストレスを誘発し, その影響を評価するために設計された実験.

• 基本情報

被験者: 23名(男11名, 女12名)

測定環境: 温湿度一定・静寂・課題中出入禁止

ストレッサー: スピーチ課題, 暗算課題

• 測定指標

① マイクロ波レーダーによるRRI推定からLF/HF算出

(レーダーと被験者の距離は約100cm)

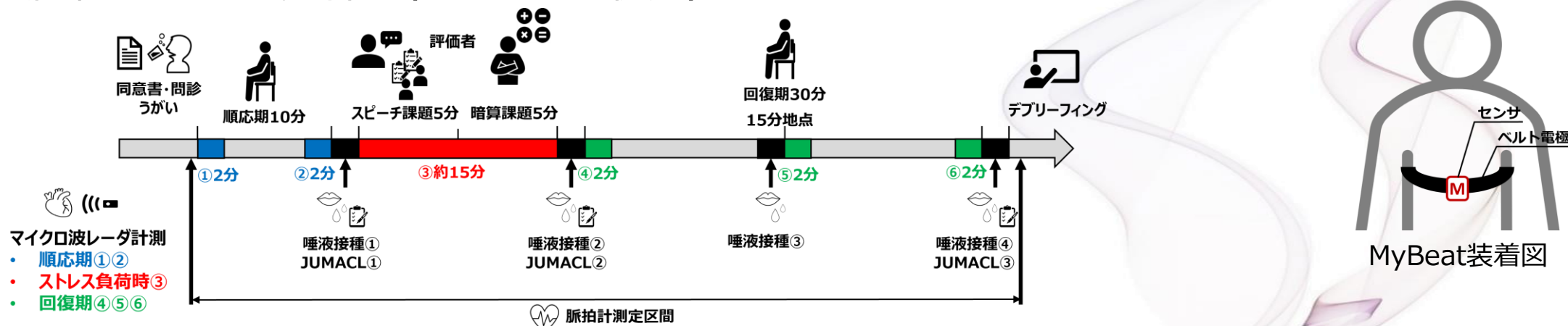
② 装着型センサによるRRIからLF/HF算出 (myBeatのWHS-1を使用)

③ 唾液接種によるコルチゾール濃度測定 (Salivette®を使用)

④ 質問紙による主観評価 (JUMACLを使用)



実験風景



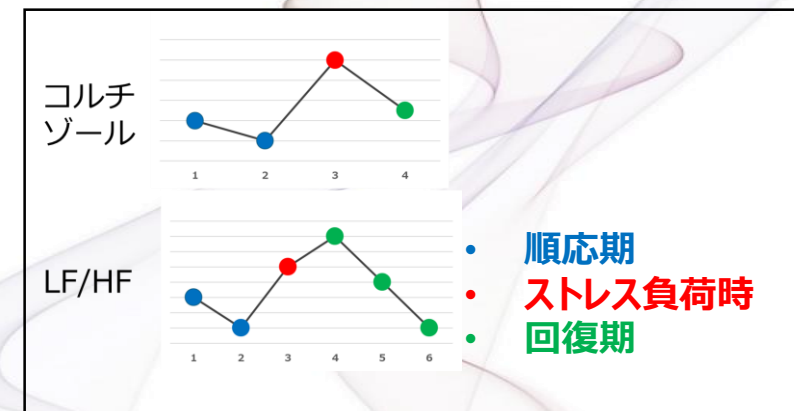
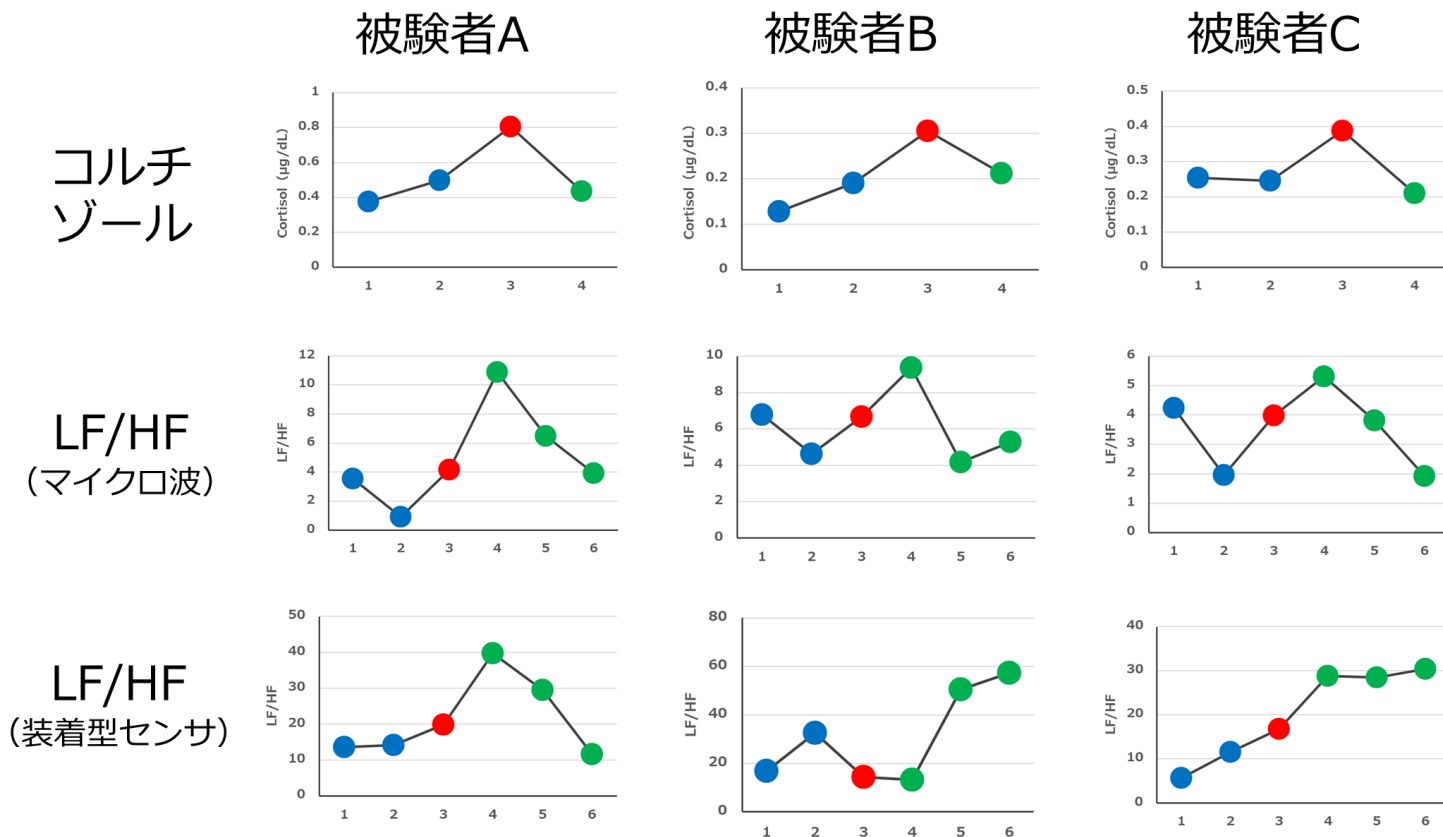
実験結果

各ストレス指標の変化

有効被検者3人（コルチゾールの変化が顕著に出ていた被検者）において、コルチゾールとマイクロ波レーダーそれぞれにおける値の変化の傾向が一致した。

一方で、装着型センサの傾向は必ずしもそれらと一致しなかった。

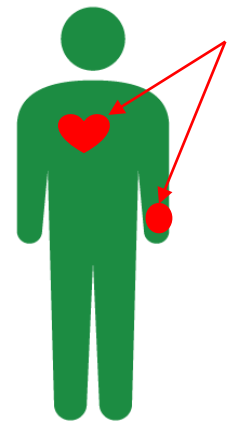
→生データを検証したところ装着型センサはRRIの推定精度が低い



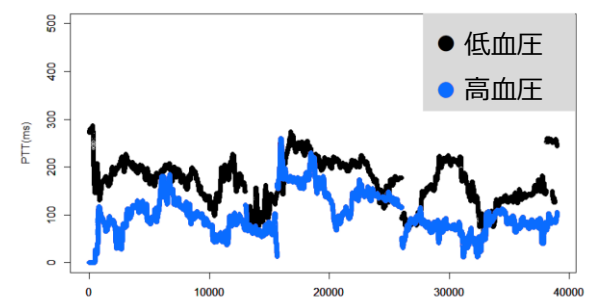
TSSTのストレス変動イメージ図

非接触型血圧推定システムの開発

- 非接触血圧計測も非接触心拍推定と同様に医療など様々な領域で重要
- 提案手法では心変動モデルと血管変動モデルを組み合わせることで、脈波伝搬時間の性質を利用することで血圧推定を実施（ベッドなどでの非接触血圧推定を想定）
- 実験は9名の被験者に対して
 - ・ 運動後血圧推定
 - ・ バルサルバ法による血圧推定を利用して、提案手法の有効性を検証



脈波は血圧によって末端までの伝達時間が異なる
高血圧：伝搬時間が早い
低血圧：伝搬時間が遅い

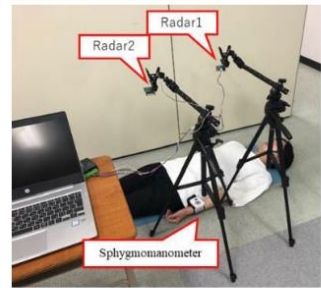


Participant	Age	Sex	Body height (cm)	Weight (kg)	BMI
A	21	F	160	41	16.02
B	21	F	163	53	19.95
C	21	F	154	52	21.93
D	22	F	148	42	19.17
E	22	M	166	55	19.96
F	23	M	177	65	20.75
G	21	M	175	68	22.2
H	21	M	170	60	20.76
I	35	M	164	58	21.56
Average	23.0	-	164.1	54.9	20.26
SD	4.6	-	9.37	9.23	1.87

M: MALE, F: FEMALE, SD: STANDARD DEVIATION

Experiment 1			
Resting 5 min.	Radar meas.	Walking 5 min.	Radar meas.
	Holding breath 30 s		Holding breath 30 s

Experiment 2			
Resting 5 min.	Radar measurement		
	Holding breath 10 s	Valsalva 5 s	Holding breath 15 s

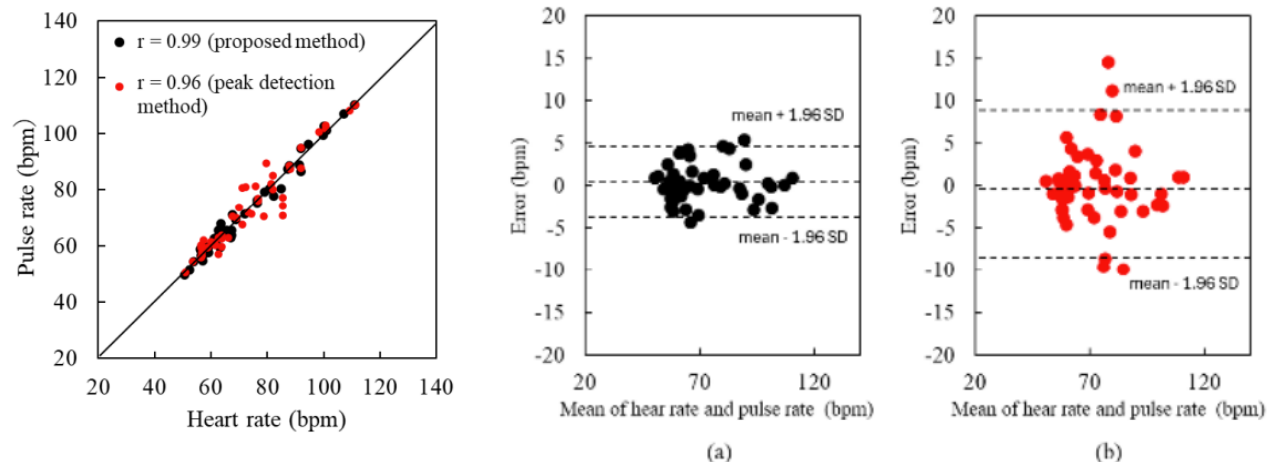


Time (a) (b)

非接触型血圧推定システムの開発

● 血圧推定の有効性

→ 先行研究の非接触血圧推定手法に対して高い精度が得られることを確認

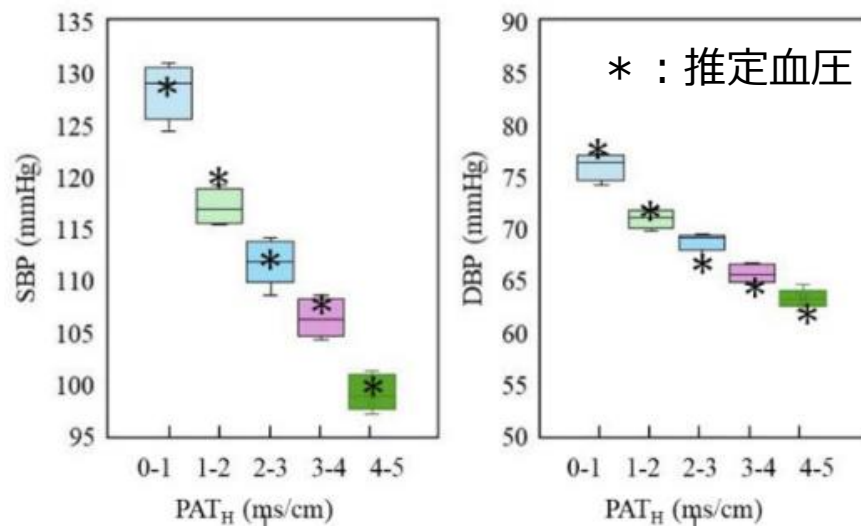


赤：先行研究

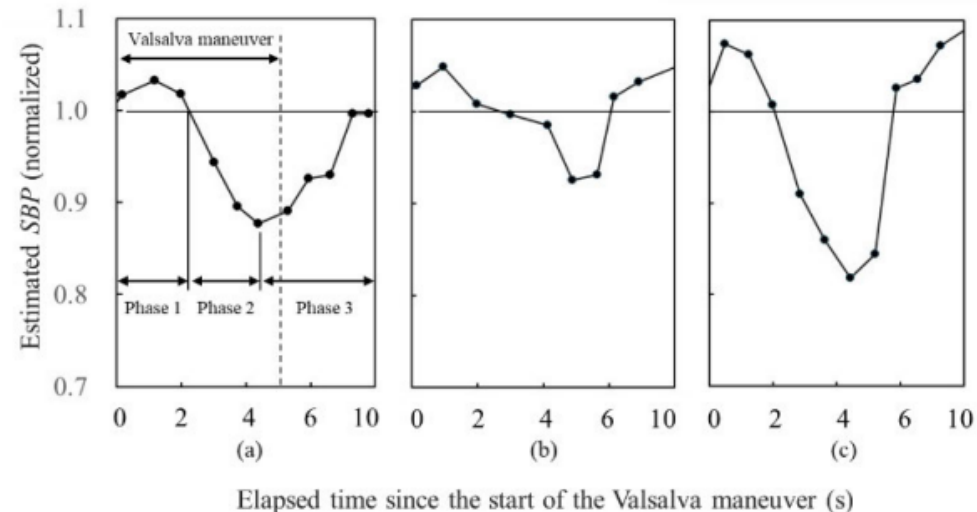
黒：提案手法

→ ブランドアルトマンプロットでは先行研究はばらつきが大きいのに対して提案手法は安定して推定できていることが分かる

● 拡張期血圧・収縮期血圧の推定精度



● バルサルバ法による連続血圧推定精度検証



実用化に向けた課題

- 基本モデルの構築やパラメータ探索範囲などのノウハウ構築などは完了している
- 一方で今回の成果は実験室環境に基づくものなので、より実際の環境に近いフィールドでの有効性検証のためには追加実験が必要
- また、現状では計算コストが高い部分があるので、アルゴリズムの改善も一つの課題（高速化に関してはある程度可能見込み）
- センサ照射エリアに2名以上いる場合にはFMCWレーダーなどを活用するなどの工夫が必要

まとめ

• 本技術の特徴

- 従来手法では推定精度に限界のあった非接触の心拍RRI, 血圧推定を心臓や血管の変動をモデリングすることで高精度に推定が可能となった
- 心臓や血管モデルから推定されたパラメータは個々のバイタルを表現する特徴量とも言え, ストレスや血圧などの領域以上の対象の状態（病気など）を推定できる可能性がある

• これまでの実績

【学術論文】

- Ota, T., & Okusa, K. (2024). Model-based estimation of heart movements using microwave Doppler radar sensor. *Journal of Physiological Anthropology*, 43(1), 27.
- Ota, T., & Okusa, K. (2025). Study on Model-based Estimation of Continuous Blood Pressure from Pulse Arrival Time using Two Doppler Radar Sensors. IEEE Access.

【国際会議】

- Ota, T., Okusa, K. (2023). Statistical estimation of heart movements by microwave Doppler radar sensor. The 25th International Conference on Computational Statistics.
- Tsuchiya, M., Watanabe, A., Ota, T. & Okusa, K. (2025). Development of a Non-Contact Stress-Estimation Method Based on Cardiac Motion Modeling Using Microwave Doppler Radar International Congress of Physiological Anthropology 2025.
- Watanabe, A. & Okusa, K. (2025). Non-Contact Identification of Sleep Apnea Using Integrated Cardiac and Respiratory Models on Microwave Doppler Signals International Congress of Physiological Anthropology 2025.

【国内会議】

5件

本技術に関する知的財産権，産学連携の経歴

- **知的財産権**

名称：

生体情報推定方法、生体情報推定プログラム、生体情報推定装置、及び生体情報推定システム

出願番号：特願2024-088349

出願人：中央大学

発明者：大草孝介・太田隆

- **産学連携の経歴**

- ・ 株式会社ホンダ・リサーチ・インスティテュート・ジャパン（2018～2020）
 - ・ 生理データからの快不快情動の推定に関する研究
- ・ ソニーセミコンダクタマニュファクチャリング株式会社（2017～実施中）
 - ・ 半導体製造におけるもの流し最適化に関する研究
 - ・ シリコンウェハーの面内分布予測に関する数理モデル開発
 - ・ 後工程AGVの渋滞予測モデル構築に関する研究
- ・ 東京応化工業株式会社（2020～実施中）
 - ・ 製造データからのフォトレジストの品質予測技術の開発
 - ・ 半導体原材料の需要予測に関する研究

問い合わせ先

- 中央大学 研究戦略本部 研究支援室
- TEL :03-3817-1674
- EMAIL : ksanren-grp@g.chuo-u.ac.jp



ご清聴ありがとうございました

