

論文 / 著書情報
Article / Book Information

題目(和文)	日常生活環境での自然なヒューマンセンシング技術の開発
Title(English)	
著者(和文)	吉岡元貴
Author(English)	Mototaka Yoshioka
出典(和文)	学位:博士(工学), 学位授与機関:東京工業大学, 報告番号:甲第10991号, 授与年月日:2018年9月20日, 学位の種別:課程博士, 審査員:小林 隆夫,金子 寛彦,小池 康晴,山口 雅浩,篠崎 隆宏
Citation(English)	Degree:Doctor (Engineering), Conferring organization: Tokyo Institute of Technology, Report number:甲第10991号, Conferred date:2018/9/20, Degree Type:Course doctor, Examiner:,,,,
学位種別(和文)	博士論文
Type(English)	Doctoral Thesis

日常生活環境での自然な
ヒューマンセンシング技術の開発

平成 30 年 8 月

吉 岡 元 貴

目次

第 1 章	序論	1
1.1	研究の背景と目的	1
1.2	本論文の構成	6
第 2 章	移動先エントロピーを用いた車両の走行履歴による到着地推定	7
2.1	はじめに	7
2.2	車両走行履歴を用いた到着地の推定とその課題	9
2.3	移動先エントロピー	12
2.4	車両走行履歴データへの適応実験	15
2.5	むすび	23
第 3 章	カメラによる非接触での脈拍推定と脈波伝播時間推定	25
3.1	はじめに	25
3.2	提案手法	27
3.3	実験	33
3.4	考察	34
3.5	むすび	37
第 4 章	自然な高齢者モニタに向けたカメラとマイクロ波による脈波伝播時間推定	41
4.1	はじめに	41
4.2	関連研究	43
4.3	提案システム	44

4.4	脈波伝播時間計測	46
4.5	実験	49
4.6	考察と今後の課題	56
4.7	むすび	57
第 5 章	結論	59
5.1	まとめ	59
5.2	今後の課題	61
	謝辞	63
	参考文献	63

目 次

1.1	人感センサーシステム（パナソニック）	3
1.2	カーナビゲーションシステム（パナソニック）	3
1.3	IVI「Smart Design Cockpit」（パナソニック）	3
1.4	日常生活環境での自然なヒューマンセンシング	5
2.1	車両の走行履歴とノードの推移系列	10
2.2	移動先エントロピーと走行時間	17
2.3	移動先エントロピーと推定精度	19
2.4	走行数の変化に対する移動先エントロピーと走行時間	21
2.5	移動先エントロピーと走行数	21
3.1	IIR フィルタ (a) 及び FIR フィルタフィルタ (b) によって処理された脈波信号。 (黒色の点線:オリジナル信号,, 青色の実線:フィルタ後の信号)	28
3.2	フィルタ処理後の波形から算出された微分特徴点	30
3.3	微分特徴点から脈波到達ポイントを算出するフローチャート	31
3.4	実験環境全体と撮像された画像. 手首及び足首の画像 (60fps, 640x480 画素) から脈波を計測し, 参照用データとして PPG センサを指先に装着. カメラは 仰向けの被験者から約 90cm 離れた上方に設置.	33
3.5	手首 (青色実線) と足首 (黒色点線), 及び参照用 PPG センサ (赤色実線) か ら得られた脈波信号を示す図. いずれもほぼ一致しながらピークが生じている. 一方で詳細を見ると, 手首と足首にわずかな時間差が生じていることも分かる. これが到達の時間差, すなわち脈波伝播時間を示している.	34

3.6	参照用 P P G (赤色実線), 従来法 (I I R フィルタ) (黒色実線), 提案法 (F I R フィルタ及び微分特徴点) (青色実線) による脈波間隔 (IBI) の時系列変化.	35
3.7	脈波伝播時間と血圧の相関	38
3.8	高血圧グループと健常者グループの脈波伝播時間の比較	38
4.1	システムブロック図	44
4.2	システムの外形図	45
4.3	マイクロ波による心拍検出と位相変換	48
4.4	カメラからの脈波信号とフィルタ処理	48
4.5	頬領域の抽出 (ROI) とインタフェース	49
4.6	実験環境	50
4.7	被験者 (No.14) の接触式による脈波, 心電, カメラ, マイクロ波によるデータ .	52
4.8	接触式 (参照データ) と非接触式 (提案手法) による脈波伝播時間の相関 . . .	54
4.9	グループ間での接触及び非接触での脈波伝播時間の比較	55

表 目 次

2.1	走行履歴の例	15
2.2	各運転者のプロフィール	17
2.3	移動先エントロピーの収束条件と推定精度との相関	18
3.1	全被験者の各情報と平均脈波伝播時間.	37
4.1	各被験者の心拍間隔（心電，脈波センサ，カメラ，マイクロ波）と脈波伝播時間 （参照データ，非接触）	51
4.2	各被験者の推定誤差とその平均	54

第 1 章

序論

1.1 研究の背景と目的

1.1.1 パーソナライズの実現に向けたヒューマンセンシング

近年，商品機器やシステムの基本性能・スペックについては，一定のレベルであれば容易に達することが可能となり，商品ごとの差がほとんどなく，「どれを選択しても同じ」という，いわゆるコモディティ化が進んでいる [1]．商品・システムがコモディティ化した社会では，その安さだけを競うコスト競争へと陥ってしまうため，産業分野ではシステムの差別化や，より高い付加価値の創出が求められている [2]．

この差別化・高付加価値化の一手段として，システムのパーソナライズが着目されている [3]．システムのパーソナライズとは，「より個々の興味や関心，行動等に合わせてシステムやサービスを最適化する」概念であり，近年サービス・マーケティング分野で着目されている [4]．

また，システムを採用する側であるユーザも，多くの商品群の中から選択する判断材料として，より自分に合った商品・システムを採用するため，多くの商品群の中から選択する判断材料として，パーソナライズ化が重要な要素となっている．

このパーソナライズ化されたシステムを実現するために，人の興味等を示す様々な生理指標や行動などの状態をセンシングすること，すなわちヒューマンセンシングが重要な手段として考えられ，多くの研究がなされている [14]．

Thiago ら [14] は，ヒューマンセンシングにおいて，観測・把握できる項目を大きく，（１）空間的な情報（存在，人数，位置，個人識別等），（２）行動情報（姿勢，移動，行動等），そし

て（３）身体的情報（心拍、肌の色、体重、体温、血圧等）に大別し、これらの情報のセンシングの重要性を述べている。まず、その人がそこに「存在する」又は「しない」など、取得が比較的容易な情報である（１）空間的な情報を利用したシステムは従来から研究開発が取り組まれており、また実用化されたシステムとしてもよく目にする。

ヒューマンセンシングの研究開発の取り組みは、空間的情報だけでなく、その人が機能・サービスの提供を受け入れられる体勢か否か（姿勢）、あるいはそこに「行く」又は「行かない」（移動・行動）など、より高度なセンシングや推定を含む情報へと発展し、人の現在の状態や将来の状態である（２）行動情報のセンシングが、よりその人を把握するために必要と考えられている。

さらに、位置や移動などの表層的に把握できる情報だけではなく、心拍や血圧など、人の内部の状態である（３）身体的情報を把握し、機能の実現を目指す取り組みも行われている。そして、これらの情報の融合、及びセンシングデバイスの融合による人の詳細な把握に向け、様々な研究が取り組まれている [14]。

このように人の様々な状態をセンシングし、その人をより知ることによって、その人に応じた機能・情報提供・サービス・支援などが実現できることとなる。

1.1.2 日常生活環境とヒューマンセンシング

ヒューマンセンシングにおける空間情報は、実用化されているシステムも多く、我々の日常生活環境でも馴染みが深い。例えば図 1.1 は人の存在や動作量を検知する「人感センサー」である。例えば住宅環境において玄関などに設置し、またタイマー機能により時間（16:00～18:00等）を設定し、当該時間内の入出の情報を親のスマートフォンへ通知することで、子供の帰宅・安全を確認したり、あるいはトイレ、浴室前、寝室など所望の場所に設置し、遠隔にいる高齢者をさりげなく見守るシステムとして利用されている。

ヒューマンセンシングの中でも重要な項目の一つである行動情報に着目すると、人の行動センシングによって実現される技術の展開先としては、自動車やスマートフォンなどのモビリティ環境があり、これらモビリティ環境での差別化システムの実現に向けた行動情報センシングに関する研究開発が数多く取り組まれている [5][6]。



図 1.1: 人感センサーシステム (パナソニック)



図 1.2: カーナビゲーションシステム (パナソニック)



図 1.3: IVI「Smart Design Cockpit」(パナソニック)

自動車やスマートフォンなどは、その使用時に移動を伴うことが多く、現在の位置や将来の位置に応じた情報選別、情報提供が必要となり、差別化を生むパーソナライズの重要なファクタの一つと考えられているためである。

特に近年、自動車分野では、スマートフォンの普及により、車の中でも常時ネットに繋がるコネクテッドカー社会が実現しつつある [7]。地図表示が主な機能であったカーナビゲーションシステム (図 1.2) は、近年、様々な情報を提供する IVI(In-vehicle Information System) へと進化してきている (図 1.3)[8]。車室内環境は「走る・止まる・曲がる」の移動空間から、移動する情報空間へと進化してきているのである。このような環境では、運転タスクを妨げないようにしつつ、ドライバの状態を把握し、必要な情報を選別し提供するシステムが必要となる。

また、学術的な視点に加え、産業的な視点としても、これらモビリティ分野は市場規模が非常に大きく、新たな機能の実現によって社会への貢献も大きいため、モビリティ環境は人々の生活環境の中でも重要な位置づけを占め、多くの企業によってこれらモビリティ環境でのヒューマンセンシングとシステム開発競争がなされている。

次に、ヒューマンセンシングにおける身体的情報について着目すると、これら身体的情報が求められる理由としては、これらが人の様々な状態をより詳細に表す情報であることが挙げられる。例えばカメラなどを用い、人の動作や表情から喜怒哀楽などの感情を推定する研究が行われている [9]。人の感情はカメラだけでは捕らえきれない場合もあるため、脈波や呼吸、血圧など、より内部の情報である生理指標を参照し、精度の向上や、表情には表れにくい深層の感情を推定する研究も行われている [10]。

また、特にこれらの身体的情報のセンシングが求められる理由として、昨今の社会的背景による影響も大きい。近年、世界的な高齢化を背景に、外部的な行動情報だけでなく、人の内部の状態である体調や健康状態を推定し、より快適な生活空間を実現する技術へのニーズが高まっている [11]。特に人々の生活と密接に関連し、過ごす時間も長い住宅環境で、日々の身体的情報をセンシングし、健康管理や支援を行うシステムが必要とされている。

一方で、日常生活環境下でのヒューマンセンシングにおいてシステムに欠かすことが出来ない要素として、「煩わしくなく、自然であること」が挙げられる [12]。

従来、心拍や呼吸など身体的情報を取得するためには、医療機関など特殊な施設において、特殊なセンサシステムを必要していたが、日常生活環境でのセンシングを実現するためには、日々の生活を妨げたり、あるいは煩雑な操作や装着などの作業を伴うのではなく、ユーザにとって自然な状態でセンシングすることが必要とされている。

このようなニーズから、近年小型化のセンサデバイスが開発され、日常的に装着可能なウェアラブル型のセンサとして研究開発がなされている [12]。また、ベッドや椅子、便座などに埋め込まれた形で日常生活空間に溶け込み、ユーザに意識させることなく自然にセンシングするシステムの研究も行われている [12][15]。

さらには、煩雑な操作や装着などの作業を伴うのではなく、非接触式による、ユーザにとって自然な状態でセンシングすることも必要と考えられる [15][13]。

日常生活環境での自然なヒューマンセンシング

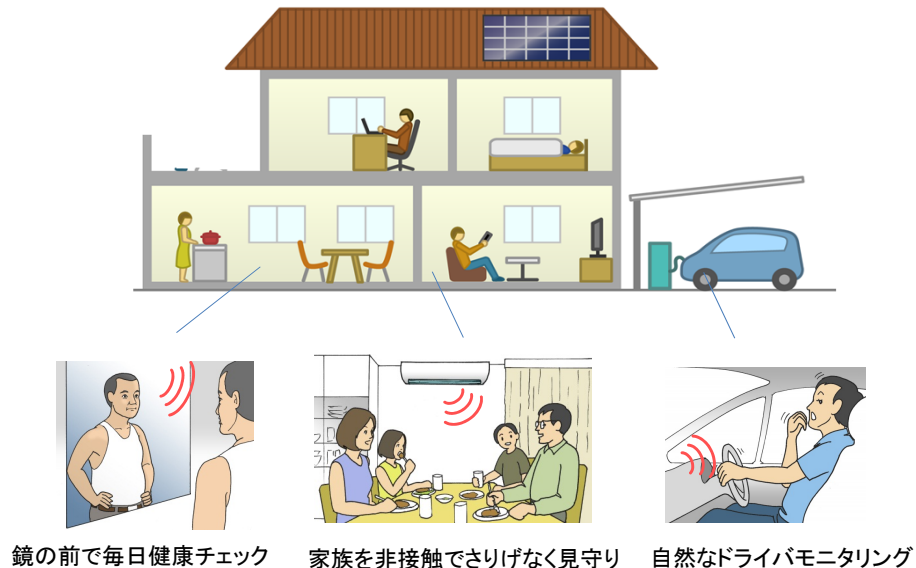


図 1.4: 日常生活環境での自然なヒューマンセンシング

1.1.3 本研究の目的

これらの背景を踏まえ本研究では、日常生活環境に溶け込んだセンサシステムにより、ユーザに意識させることなく自然に非接触でユーザの様々な状態をセンシングすることで、安心して快適な日常生活環境の実現を目指し、「日常生活環境で自然なヒューマンセンシングの開発」を目的とする（図 1.4）。

ユーザに負荷をかけることなく自然なセンシングとして、移動情報（GPS）や、カメラ、マイクロ波などの非拘束・非接触センサによる人の状態推定について検討する。

また日常生活環境としては、産業分野の中でも市場とニーズが大きく、人々の生活で重要な位置づけをなす自動車分野に着目し、ドライバの移動情報によるセンシングについて検討を行う。次に人々の生活と最も密接な空間である、住宅でのセンシングに着目し、特に健康見守りに向けたセンシングについての検討を行なう。

1.2 本論文の構成

まず 2 章では移動情報（GPS）を用いたドライバの将来の目的地推定技術について述べる．移動を伴う自動車環境では，将来の位置に応じた情報選別・提供が求められており，将来の目的地の推定と情報提供タイミングや，蓄積に必要な移動情報量の指標となる移動先エントロピーを提案する．そして，実環境における走行実験データを用い，移動先エントロピーの有効性を示す．

3 章では，住宅環境での健康モニタリングに向け，非接触センサであるカメラを用いた脈波伝播時間推定技術について述べる．身体上の 2 箇所における脈波の伝播時間差である脈波伝播時間は，血圧や動脈硬化などの指標と考えられている．そこでカメラによって撮像された手首と足首の動画から脈波タイミングと，その時間差である脈波伝播時間を推定する手法について述べ，被験者実験にて有効性を示す．

次に 4 章では，より日常生活環境での自然なセンシングに向けて，カメラとマイクロ波を融合した脈波伝播時間推定システムについて述べる．カメラによって顔の脈波タイミングを推定し，またマイクロ波によって胸部の振動による心拍タイミングを推定し，その時間差から脈波伝播時間を推定するシステムを提案する．また，健康モニタリングとしてよりニーズの高齢者への展開を目指し，高齢者を被験者とした実験によりシステムの有効性を示す．最後に 5 章にて結論と今後の課題を述べる．

第 2 章

移動先エントロピーを用いた車両の走行履歴による到着地推定

2.1 はじめに

近年、携帯電話やカーナビゲーション（以下、カーナビ）などの屋外で利用するモバイル端末において、インターネット等による情報取得が可能となり、ユーザは時間や場所を越えて情報と接する機会を得るようになってきている。これらモバイル端末には、GPS（Global Positioning System）機能が搭載され、検出されたユーザの現在位置に応じて情報を提供するサービスも行われている [16] [17].

一方、GPS などの位置情報取得デバイスの普及を背景に、ユーザの行動特徴を抽出するために行動履歴を解析し、ユーザの行動をモデル化しようとする研究が数多く行われている [18] [19] [20]. これら行動分析では、ユーザの行動履歴から「行動 A、行動 B が起これば、行動 C が起こる」など所定の単位行動の組み合わせや遷移関係を抽出する。さらに、あらかじめユーザによって登録されたスケジュール情報を用いたユーザの行動単位の遷移関係の抽出や [21], ユーザが歩行していた道路の勾配や移動手段の情報をを用いて移動特徴を分析する研究も行われている [22] [23]. このようにユーザの行動を分析することで、モバイル分野でのマーケティングへの利用や、あるいは将来のユーザの移動先を予測し、移動先に関する情報を事前に提供することで、モバイル端末での情報サービスの高機能化を目指している [24].

また、車両向けの情報サービスの高度化を目指し、車両の移動履歴を解析する研究も多く行われている。例えば、車両運転者が通過した交差点等の系列と、さらに交差点を通過したとき

の天気、交通量、日付等の付帯情報を蓄積し、ユーザの将来の移動先を推定する研究がなされている [25] [26]. また、運転者に有用な情報を提供するため、蓄積された移動履歴から運転者のプロフィールに応じて移動先を推定し、推定した移動先に基づく情報提供手法の有効性を示している [27] [28]. また、VICS (Vehicle Information and Communication System) 情報の履歴を解析することで、将来の交通渋滞を推定する研究もある [29].

一方、車両の走行履歴からユーザの到着地を推定する研究において、その推定の精度はユーザによって様々であることが示されている [27] [30]. 例えば、普段同じ経路を走行するユーザと比較して、渋滞等の交通状況に応じて迂回経路を選択する車両の到着地を推定することは困難である [27]. また、車両を通勤に利用するか否かによって、車両の移動先を推定する精度の違いが生じる [30].

従来までの到着地の推定手法は、蓄積された走行履歴をもとに類似経路の検索と、その結果の経路における到着地を用いて行うのが一般的である. 具体的には、ユーザの車両の走行履歴を蓄積し、現在地点までの経路が与えられたとき、その経路と一致する走行履歴を検索し、検索された走行履歴の到着地のうち、到達頻度の多いものを推定結果として出力する. そのため、推定の精度はあらかじめ蓄積される走行履歴に大きく依存し、ユーザによって推定精度の差が大きい. また到着地の推定の評価は、現在地点までの走行で推定された到着地と、その後の実際の走行での到着地の一致度で評価したものであり、履歴を取得した時期や、評価に用いた走行によっても大きく影響を受ける. 従って実験的に算出された推定精度のみからでは、到着地の推定手法の性能が保証できない.

本章では、走行履歴から到着地の推定を行う困難性を示す指標として、あらたに移動先エントロピーを提案し、移動先エントロピーと到着地推定精度との関係について議論する. 移動先エントロピーとは、移動開始からの所定時間経過後における、移動先の不確定さを情報量を用いて表したものである. 移動先エントロピーは、まず、ある出発地から所定の走行時間までの推移系列の集合を取り出し、類似した推移系列を一つのクラスに分類し、各クラスの利用確率と、各クラスにおける移動先の分散度合の積によって算出される.

走行時間毎に変化する移動先エントロピーの収束性は、移動先のばらつき度合の収束性を示しているため、車両走行履歴における移動先エントロピーの値から、運転者の走行を多面的に

評価することが可能となる。また、移動先エントロピーの推移を観測することで、所定の推定精度を実現するために必要な走行時間を算出することが可能となる。また、蓄積された走行履歴の走行数に応じたエントロピーの変化を観測することで、所定の推定精度を実現するために必要な走行数を算出することが可能となる。さらに、移動先エントロピーは各運転者毎に異なり、この値を比較することで運転者毎に到着地の推定の可能性を比較できる。

以下、2.2 節で従来までの到着地の推定手法について説明し、その問題点と、移動先エントロピーの必要性について述べる。2.3 節では移動先エントロピーの算出方法を定式化し、具体例を用いて算出方法を説明する。2.4 節では車両走行データに対して本章で提案する移動先エントロピーを算出し、その結果について述べる。最後に 2.5 節でまとめと今後の課題について述べる。

2.2 車両走行履歴を用いた到着地の推定とその課題

2.2.1 車両走行履歴を用いた到着地の推定

従来、ノードの推移からなる時系列データから、頻出パターンを抽出し、所定のノード系列が与えられたときに、与えられた系列以降のノードの推移を推定する手法が提案されている [31] [32]。車両走行履歴から到着地を推定する場合も、これらの手法を適用することができる。次に到着地を推定する一般的な手法について説明する。

図 2.1 に示すようにユーザは、車両を用いて出発地から到着地へ、交差点を経由しながら走行する。このとき、出発地、交差点、到着地を一つのノードとして表現し、ユーザの走行をノード間の推移系列として捉え、その推移系列を走行履歴として蓄積する。例えば、「ノード A を出発してノード B、そしてノード D、ノード G、ノード H、と経由し、ノード X へ到着した」という走行履歴が、「 $A \rightarrow B \rightarrow D \rightarrow G \rightarrow H \rightarrow X$ 」というノードの推移系列で蓄積される。

ユーザの所定時間までの走行経路として、「 $A \rightarrow B \rightarrow D$ 」というノードの推移系列が検出されたとする。このとき、走行経路と一致する推移系列を走行履歴より検索する。例えば、前述の推移系列「 $A \rightarrow B \rightarrow D \rightarrow G \rightarrow H \rightarrow X$ 」が走行履歴として蓄積されている場合、この推移系列をもとに到着地は X である、と推定することとなる。

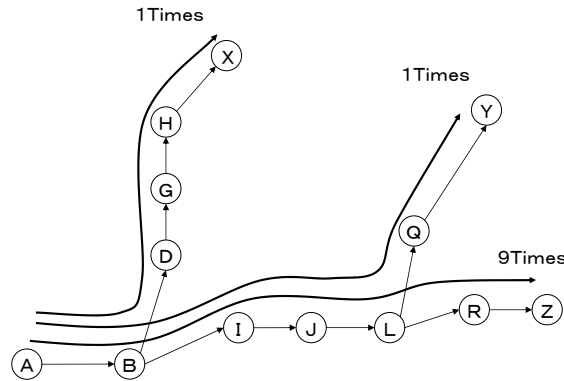


図 2.1: 車両の走行履歴とノードの推移系列

なお、上記例は現在地点までの推移系列と、過去の走行履歴における推移系列の一つとが一致し、その推移系列の到着地が一つであるため、到着地を一意に推定できた。しかしながら、現在地点までの推移系列によっては、過去の走行履歴で到着地が一意に決まらない場合もある。例えば現在、ユーザの車両が「A→B」と走行してきたとする。ここで、到着地として考えられるのは、ノード X、ノード Y、ノード Z と複数に渡り、一意に推定することができない。一方、その後、車両がさらに移動し、「A→B→D」と走行したとする。この場合、蓄積された走行履歴によると、到着地はノード X と限られており、到着地は X と推定することが可能となる。また、その後ノード G、ノード H、と走行し続けても、到着地はノード X であり、その後の走行によって到着地は変わらない。

次に、推移系列の頻度を利用して、到着地を推定する例について述べる。現在ユーザの車両が「A→B→I」と移動してきたとする。この場合、到着地として考えられるのは、ノード Y、ノード Z である。さらにノード J、ノード L と走行を続けても到着地を一意に推定することができず、ノード Q、またはノード R まで走行しなければ、一意には推定することができない。しかし、ここで走行履歴をもとに到着地への到達した頻度を考慮すると、一意に推定することができる。例えば走行履歴より、ノード Z への到達した頻度が 9 回、ノード Y への到達した頻度が 1 回であったとする。前述の「A→B→I」と走行してきた場合、過去 1 度しか到達したことがないノード Y ではなく、9 回と頻度よく到達しているノード Z であろうと一意に推定することが可能となる。

2.2.2 到着地の推定精度とその課題

前節で述べたように、従来までの到着地推定手法は、現在地点までの推移系列が与えられたとき、蓄積された走行履歴をもとに、その推移系列と一致する推移系列を走行履歴より検索する。検索された推移系列の到着地のうち、到達した頻度の多いものを推定結果として出力し、この推定結果が実走行での到着地と一致しているか否かで評価を行っている。そのため、到着地の推定の性能は、車両の走行履歴に依存する。例えば、ユーザが普段通勤に車両を利用し、所定の経路に対して到着地が一意に決まる場合には、推定精度が向上するが、一つの経路に対して多数の到着地が存在する場合には、推定精度が低くなってしまう [30]。さらに、同じユーザの車両の走行履歴を利用しても、到着した頻度をもとに到着地を推定する場合、過去の走行履歴と同一の走行をした場合でも、推定に成功しない場合もある。このように、走行履歴によって到着地推定が容易な走行履歴と、困難な走行履歴が存在する。

また、一般には、推定を行うための走行履歴を多く蓄積することにより、推定精度の向上が期待できる。しかしながら、各走行履歴に対して、どれだけの走行を蓄積すれば十分な推定精度が実現できるかも分からない。また、車両が出発してからの走行時間が長ければ、推定精度が向上すると予想される。一方で、走行時間が長いと、目的地へ到着してしまう可能性があり、推定の意味がなくなる。そのため、到着地を推定するための適切な走行時間を設定する必要がある、この値は走行履歴に応じて異なるものと予想される。

以上のように、走行履歴から到着地の推定を行うためには、その走行履歴の特性と推定性能との関係を定量的に解析する必要がある。そこで、車両走行における移動先の分散度合を表現する指標として移動先エントロピーを提案する。走行履歴の移動先エントロピーを算出することで、車両の走行履歴毎に到着地を推定する困難性や、推定を行う変数を決定するための指針の導出を行う。

2.3 移動先エントロピー

2.3.1 移動先エントロピーの提案

車両の走行履歴に基づいて出発から所定の時間経過後における到着地の不確定さを表した移動先エントロピーを提案する．車両の走行を出発地，交差点，到着地のノードの系列で表す．一つのノードを s とすると，出発地 s_1 ，交差点 $s_2, \dots, s_{V-1}$ ，到着地 s_V までの V 個のノードからなる1回の推移系列は，

$$S = \langle s_1, s_2, \dots, s_V \rangle$$

で表現される．また，これら推移系列 S が N 個の蓄積された推移系列の集合は，

$$\mathbf{S} = \{S_1, S_2, \dots, S_N\}$$

で表現される．

ここで，走行を開始してから到着地の推定を行うまでの時間を T とする．このとき到着地推定は，現在走行における時間 T までのノードの推移系列と，蓄積された走行履歴のうち，時間 T まで推移系列と一致する推移系列を検索して行う．さらに，その推移系列の集合のうち最も頻度の多い到着地を，今後，到着する到着地と推定する．次に，出発してからの時間 T までの推移系列を有する推移系列の集合の生成について説明する．出発してからの時間 T までの推移系列を，

$$S(T) = \langle s_1, s_2, \dots, s_U \rangle \quad (U \leq V)$$

とすると，走行履歴 $\mathbf{S}$ における，時間 T までの推移系列の集合は，

$$\mathbf{S}(T) = \{S_1(T), S_2(T), \dots, S_N(T)\}$$

で表現される．ただし，走行履歴 $\mathbf{S}$ においては異なる推移系列であったが，走行を開始してからの時間 T までの走行になることにより，同一となる $S(T)$ が存在するために， $S(T)$ をあらためて，代表推移系列 $F(T)$ の集合，

$$\mathbf{F}(T) = \{F_1(T), F_2(T), \dots, F_M(T)\} \quad (M \leq N)$$

として定義する．次に各 $F(T)$ を接頭語 (*prefix*) に持つ推移系列 S の集合を， $C_{F(T)}$ とする．

そして到着地推定は，時間 T までの現在走行が検出された場合，検出された現在までの推移

系列と一致する $F(T)$ のクラス $C_{F(T)}$ に含まれる推移系列の到着地を用いて到着地の推定を行う。従って、出発から所定時間 T までの走行における到着地推定の評価分析は、各クラス $C_{F(T)}$ に属する履歴を分析することと等しくなる。そこで、各クラス $C_{F(T)}$ の到着地のエントロピーを算出し、そのクラスの利用確率と、エントロピーの積を移動先エントロピーと定義する。

まず、各クラス $C_{F(T)}$ に含まれる 推移系列 S の走行数を $\text{Freq}(C_{F(T)})$ で表現する。また、走行履歴 S における K 個の到着地のノードを $s_k (k = 1, 2, \dots, K)$ とすると、各クラス $C_{F(T)}$ においてノード s_k へ到着する確率 P_k は、

$$P_k = \frac{\text{Freq}(s_k | C_{F(T)})}{\text{Freq}(C_{F(T)})} \quad (2.1)$$

となる。ただし、 $\text{Freq}(s_k | C_{F(T)})$ は、 $C_{F(T)}$ に含まれる走行数のうち、ノード s_k へ到着した走行数を表している。従って、各クラス $C_{F(T)}$ のエントロピー $E_{C_{F(T)}}$ は、上記 P_k を用いて以下の式で表すことができる。

$$E_{C_{F(T)}} = \sum_{k=1}^K \frac{-P_k \log P_k}{\log K} \quad (2.2)$$

さらに、上記エントロピー $E_{C_{F(T)}}$ に、到着地推定の際、クラス $C_{F(T)}$ が選択される割合を考慮して平均をとることで、所定時刻 T までの走行における到着地推定の評価値である、移動先エントロピー $E(T)$ が得られる。各ユーザの走行履歴 S より、クラスが M 個構築されているので、移動先エントロピー $E(T)$ は、

$$E(T) = \sum_{m=1}^M \frac{|C_{F_m(T)}|}{N} E_{C_{F_m(T)}} \quad (2.3)$$

となる。この $E(T)$ は、出発してからの走行時間 T における、到着地のあいまいさの平均を示す値となっており、最もあいまいな場合、 $E(T) = 1$ 、到着地が一つに絞られている場合は $E(T) = 0$ となるようになっている。また、時刻 T を変更することで、時間の経過に伴う、到着地のあいまいさとの関係を表すことも可能である。

2.3.2 移動先エントロピーの計算例

走行履歴が与えられたときに、移動先エントロピーを算出する方法について、具体例を用いて説明する。表 2.1 に示すように 5 つの推移系列が蓄積されているとする。例えば 1 行目の推

移系列は、ノード A を出発し、時刻 3（単位は分とする）後にノード B、5 分後にノード D へ移動し、最終的に 10 分後にノード X へ到着したことを示している。走行履歴の推移系列これらの推移系列は、

$$\begin{aligned} S_1 &= \langle A, B, D, G, H, X \rangle \\ S_2 &= \langle A, B, I, J, L, R, Z \rangle \\ S_3 &= \langle A, B, I, J, L, Q, Y \rangle \\ S_4 &= \langle A, B, I, J, L, R, Z \rangle \\ S_5 &= \langle A, B, I, J, L, R, Z \rangle \end{aligned}$$

となる。そして走行開始から 5 分までの推移系列は、

$$\begin{aligned} S_1(5) &= \langle A, B, D \rangle \\ S_2(5) = S_3(5) = S_4(5) = S_5(5) &= \langle A, B, I \rangle \end{aligned}$$

となる。従って、代表推移系列は、

$$\begin{aligned} [s]F_1(5) &= \langle A, B, D \rangle \\ F_2(5) &= \langle A, B, I \rangle \end{aligned}$$

となる。次に上記 2 種類の推移系列と一致する推移系列を一つのクラスとして集めると、

$$\begin{aligned} C_{F_1(5)} &= \{S_1\} \\ C_{F_2(5)} &= \{S_2, S_3, S_4, S_5\} \end{aligned}$$

となる。ここで、新たな走行時に 5 分までの走行によって $\langle A, B, I \rangle$ が検出されたとする。この場合、クラス $C_{F_2(5)}$ に属する推移系列を用いて到着地を予測することとなる。例えばクラス $C_{F_2(5)}$ に属する推移系列の各到着地 Y, Z の頻度は、Y の 1 回に対し、Z は 3 回と多く存在するため、例えば到着地頻度が一番多いものを推定地とするシステム仕様の場合、到着地を Z と推定することとなる。

一方、移動先エントロピーは、以下のようにして算出される。まず、各クラスにおける移動先のエントロピーを算出する。ユーザが到達しうるゴール数は X, Y, Z の 3 種類であり、 $C_{F_1(5)}$, $C_{F_2(5)}$ は、式 (2.2) よりそれぞれ、

$$\begin{aligned} E_{C_{F_1(5)}} &= \frac{1 \log 1}{\log 3} = 0 \\ E_{C_{F_2(5)}} &= \frac{0 - \frac{1}{4} \log \frac{1}{4} - \frac{3}{4} \log \frac{3}{4}}{\log 3} = 0.51 \end{aligned}$$

表 2.1: 走行履歴の例

01	$(A,0) \rightarrow (B,3) \rightarrow (D,5) \rightarrow (G,7) \rightarrow (H,8) \rightarrow (X,10)$
02	$(A,0) \rightarrow (B,3) \rightarrow (I,5) \rightarrow (J,7) \rightarrow (L,9) \rightarrow (R,12) \rightarrow (Z,13)$
03	$(A,0) \rightarrow (B,3) \rightarrow (I,5) \rightarrow (J,7) \rightarrow (L,9) \rightarrow (Q,12) \rightarrow (Y,14)$
04	$(A,0) \rightarrow (B,3) \rightarrow (I,5) \rightarrow (J,7) \rightarrow (L,9) \rightarrow (R,12) \rightarrow (Z,13)$
05	$(A,0) \rightarrow (B,3) \rightarrow (I,5) \rightarrow (J,7) \rightarrow (L,9) \rightarrow (R,12) \rightarrow (Z,13)$

となる．また，各クラスが利用される確率は， $C_{F_1(5)}$ が $1/5$ ， $C_{F_2(5)}$ が $4/5$ ，であるため，移動先エントロピーは，式 (2.3) より，

$$E(5) = \frac{1}{5}E_{C_{F_1(5)}} + \frac{4}{5}E_{C_{F_2(5)}} = 0.41$$

となる．

2.4 車両走行履歴データへの適応実験

2.4.1 実験概要

車両の走行履歴データに対して前節で定義した移動先エントロピーを算出し，到着地の推定精度との関連性を明らかにすることで，移動先エントロピーの有効性を示す．本実験では松下電器産業（株）製カーナビ「CN-HD9000WD」を改造することで，車両の走行履歴データを取得した．カーナビの GPS ユニットから車両の緯度経度の位置情報，およびその位置情報が検出された時刻の情報の組を，1 秒間隔で取得した．取得した位置情報から，到着地推定に用いるノードの推移系列を以下の定義により得た．

1. エンジンをスタートした地点（出発地），およびエンジンをストップした地点（到着地）を中心とする所定の半径以内の位置情報を 1 つのノードとする
2. 2 方向以上に進路選択をしたことのある交差点を中心とする所定の半径以内の位置情報を 1 つのノードとする

次に取得した緯度経度，および検出時刻情報を，上記で定義したノードとその通過時刻へと変換し，走行開始（エンジン始動）から走行終了（エンジン停止）までの移動を 1 つの系列データとした．

本実験では、被験者 10 名の自家用車に走行履歴データ取得用カーナビを装着し、ユーザの普段の走行データを取得し、走行履歴として用いた。

ユーザの車両の利用環境や取得されるデータに応じて、移動先エントロピーや推定精度は大きく異なる。今回の実験での各ユーザの車両の利用環境と取得したデータの概要を図 2.2 に示す。図 2.2 において走行数は、ユーザが走行開始から終了までの走行を 1 走行とした場合の総数である。また、1 走行の平均走行時間である平均走行時間、1 ヶ月あたりの平均走行数、取得した走行履歴の到着地の種類数を示している。さらに休日利用率は、土曜日、日曜日、祝日等、休日の利用率であり、各ユーザが普段、どのような目的で車両を利用するかという質問を行い、その結果をタイプとして記載している。User1, User3, User4, User10 は、車両を主に通勤に利用するユーザ（通勤者と記す）である。また、User5, User6, User7, User9 は主婦であり、通勤者とは異なり、買い物等、1 日の平均走行時間が短い。また、User2, User8 は、主に日曜・休日のみにしか利用しないユーザ（休日利用者）であり、休日利用率が、他の User と比較して高い値となっている。以上のようにバリエーションに富むデータが得られた。

運転開始から所定時間の走行における到着地の推定は、次のようにして成否の判定を行う。はじめに、運転開始から現在地点までの走行による位置情報が、随時検出されているため、その推移系列をノードの推移系列に変換する。次に、変換されたノードの推移系列に対して、過去に走行した推移系列の検索を行う。検索の結果の推移系列において、その到着地の最も多かった地点を到着地として推定する。最後に、実走行において到着した地点と、推定された到着地とが同じであれば、到着地の推定が成功したことになる。一方、異なっていた場合には、到着地の推定に失敗したことになる。

2.4.2 移動先エントロピーの走行時間による変化

各被験者 (User) の走行開始からの時間経過に伴う移動先エントロピーの変化と、その平均値 (Average) を図 2.2 に示す。図 2.2 のグラフは、横軸に走行開始からの経過時間（単位は分で表す）、縦軸に移動先エントロピーの値を示している。移動先エントロピーは、所定時間における移動先の不確定さを表しているため、後に到達する地点があいまいな場合その値は高く、一方、到着地が定まっている場合は低い値となる。

表 2.2: 各運転者のプロフィール

	走行数 (回)	平均走行時間 (分/回)	平均走行数 (回/月)	到着地数 (箇所)	休日利用率 (%)	運転者タイプ
User1	185	24.7	49.0	47	0.25	通勤者
User2	107	22.8	34.6	46	0.71	休日利用者
User3	617	17.5	78.5	104	0.37	通勤者
User4	286	41.8	57.0	75	0.29	通勤者
User5	427	8.4	111.6	84	0.30	主婦
User6	236	25.3	79.0	62	0.31	主婦
User7	156	12.9	150.0	16	0.30	主婦
User8	106	40.2	78.0	44	0.63	休日利用者
User9	189	11.1	74.0	47	0.36	主婦
User10	285	39.9	47.1	59	0.18	通勤者

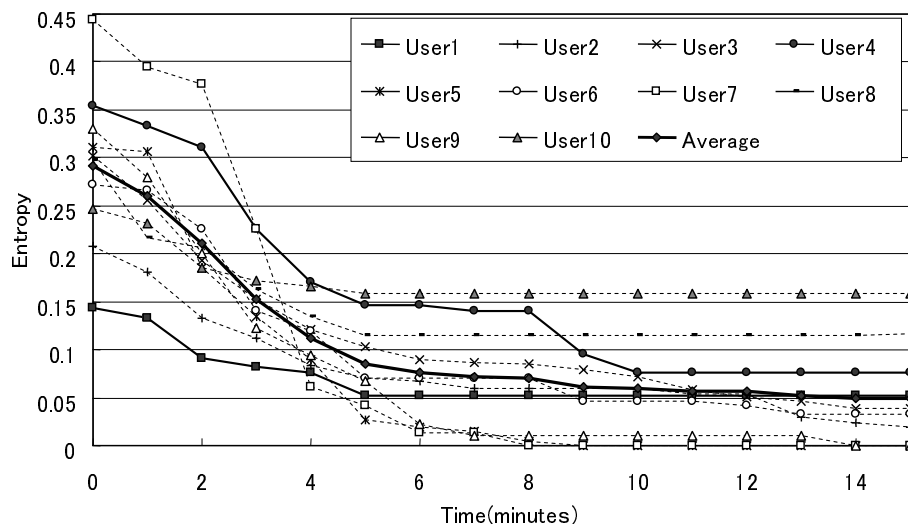


図 2.2: 移動先エントロピーと走行時間

被験者 10 名の移動先エントロピーの平均値は、走行時間 0 分において 0.29、走行時間 5 分において 0.08 と、エントロピーの値が走行時間とともに減少している。また、走行時間 0 分の移動先エントロピーの値は被験者ごとに異なるが、すべての被験者において走行開始から移動先エントロピーが走行に伴い減少している。これは、被験者ごとに到着地数が異なるため、後に到達する地点のあいまいさに個人差はあるが、走行時間の経過に伴い到着地の候補が絞れ、結果、移動先エントロピーが減少していることを表している。

次に、被験者 10 名の移動先エントロピーの平均値に着目すると、出発から 5 分を経過するま

表 2.3: 移動先エントロピーの収束条件と推定精度との相関

	収束に必要な走行時間 (分)	移動先エントロピーと推定精度の相関係数	収束に必要な走行数 (回)
User1	5	-0.997	160
User2	4	-0.987	70
User3	4	-0.970	150
User4	10	-0.931	70
User5	5	-0.992	90
User6	5	-0.986	170
User7	4	-0.994	90
User8	3	-0.980	80
User9	6	-0.992	70
User10	3	-0.991	160
Average	5	-0.996	170

で減少を続け、5 分以降は、ある程度一定の値を保ち続けている。これは、所定時間走行することで到着地の候補が絞れ、移動先エントロピーが定常的になり、収束していることを示している。一方、各被験者の移動先エントロピーが収束する時間については個人差があることが分かる。そこで、移動先エントロピーが収束する時間を定義し、各被験者の移動先エントロピーが収束する時間を算出する。まず、出発してから走行時間 t (分) における移動先エントロピーを $E(t)$ とする。出発時 $E(0)$ に対する、時間 t (分) の移動先エントロピー $E(t)$ の減少率は $(E(0) - E(t))/E(0)$ (%) と表すことができる。また、時間 $t - 1$ (分) における減少率は $(E(0) - E(t - 1))/E(0)$ (%) となる。よって時間 $t - 1$ (分) と、時間 t (分) の減少率の差分 ρ は、

$$\rho = \frac{E(t - 1) - E(t)}{E(0)} \quad (2.4)$$

となる。

ここで、ある時間以降、減少率の差分 ρ の値が所定の値より小さくなった場合に移動先エントロピーが収束し、定常的となったとする。

本実験においては ρ の値が 10%未満となる状態を移動先エントロピーが収束し、定常的となったと解釈する。各被験者の移動先エントロピー、およびその平均値が定常的となる時間

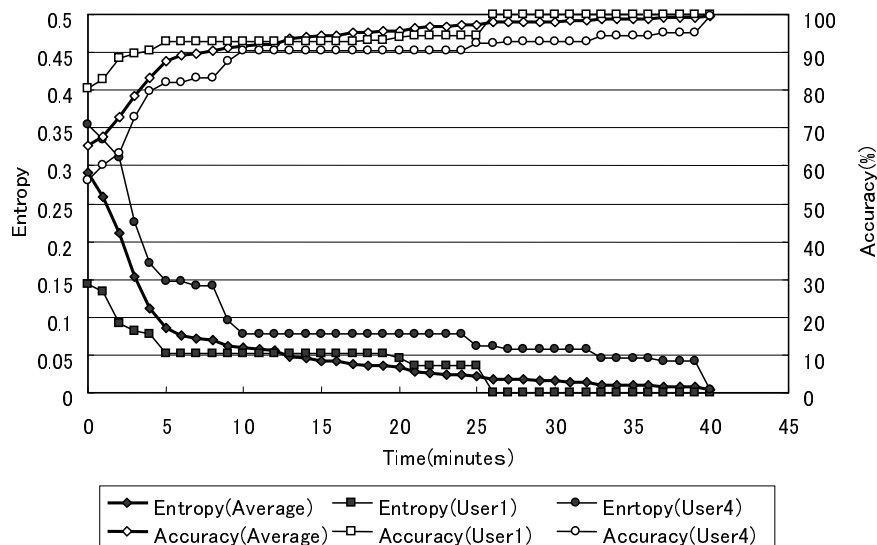


図 2.3: 移動先エントロピーと推定精度

(分)を表 2.3 に示す。表 2.3 より、User4 を除く、すべての被験者が、走行開始から 3 分～6 分と比較的早い時間で移動先エントロピーが収束し、定常的となることが分かる。また、各被験者の移動先エントロピーの平均値においても、定常的となる時間は 5 分となっている。一方、User4 の移動先エントロピーが定常的となる時間は、10 分と他の被験者と比較して遅く、到着地の候補を絞るために必要な時間はおおよそ 5 分から 10 分と、ユーザによって異なることが分かる。

走行開始からの時間経過に伴う移動先エントロピーの変化と、到着地推定の精度との関係の結果を図 2.3 に示す。図 2.3 のグラフは、横軸に走行開始からの経過時間（単位は分で表す）、縦軸に移動先エントロピーの値を示している。また、到着地の推定精度を算出するため、被験者ごとに 40 走行の系列を用いて推定精度（単位はパーセントで表す）を算出した。ここでは、移動先エントロピーが定常的となる時間が 5 分と比較的早いユーザの代表として User1 と、定常的となる時間が 10 分と比較的遅い User4 との結果を示す。また、被験者 10 名の移動先エントロピーの平均値と、推定精度の平均値との走行時間に対する関係を示す。

図 2.3 より、移動先エントロピーの平均値は走行時間 0 分において 0.29、走行時間 5 分において 0.08 と、走行時間とともに減少しているのに対し、推定精度は走行時間 0 分において 65%、走行時間 5 分において 88% と増加している。同様に、User1 の移動先エントロピーは、

走行時間 0 分において 0.15, 走行時間 5 分において 0.05 と減少しているのに対し, 推定精度は走行時間 0 分において 80%, 走行時間 5 分において 91%と, 移動先エントロピーが減少するにつれて増加しており, 移動先エントロピーと推定精度に相関があると考えられる.

そこで次に, 各被験者の移動先エントロピーと推定精度の相関関係について計算した結果を図 2.3 に示す. 図 2.3 より, 各被験者の相関係数はすべて -0.9 以下と, 高い負の相関があることが分かる. なお, これらの相関係数が -1 とはならないのは, 以下の理由によるものである.

推定精度は到達頻度が最大である到着地を推定結果として出力し, その到着地が実走行での到着地と一致しているか否かで決定される. 一方, 移動先エントロピーは, 到着頻度が最大である到着地と, 他の到着地の頻度の相対関係により決定される. その結果, 推定された到着地以外の到達地の数や推定された到着地の頻度によって, 推定精度は変化しないが, 移動先エントロピーの値が変化するために起きている.

次に, User1 および User4 の移動先エントロピーの推移に着目すると, User1 の場合, 出発から 5 分を経過するまで減少を続け, 5 分以降は, ある程度一定の値を保ち続けている. 一方, 推定精度は増加し, 5 分以降はある程度一定の値を保ち続けている. また, User4 の移動先エントロピーは, 10 分を経過するまでは大きく減少を続け, 10 分以降の減少は少ない. これらは, 所定時間走行することで, ある程度到着地の候補が絞れ, 移動先エントロピーが定常的になることを示している. 逆に, 10 分以上走行しても, 到着地の推定精度の向上は少ない. 図 2.3 において, もっとも相関係数の絶対値が小さい User4 においても, 図 2.3 より移動先エントロピーと推定精度において大きな相関が見られる.

User1 と User4 との移動先エントロピーの推移, および推定精度を比較すると, User1 に対し, User4 の移動先エントロピーの値は, 全体的に高くなっていることが分かる. 逆に推定精度においては, User1 と比較し, User4 の値は低くなっていることが分かる. これは, User1 に対し, User4 の移動先の不確定さが高く, 到着地の推定が困難であることを示している.

以上の結果より, 次のことが考察される. 走行履歴の移動先エントロピーと到着地の推定精度には大きな相関関係がある. また, 走行開始からの時間が 5 分から 10 分で, 移動先エントロピーの減少と, 推定精度の向上が見られる. しかし, 所定時間以降は移動先エントロピーの減少, 推定精度ともに向上は見られない.

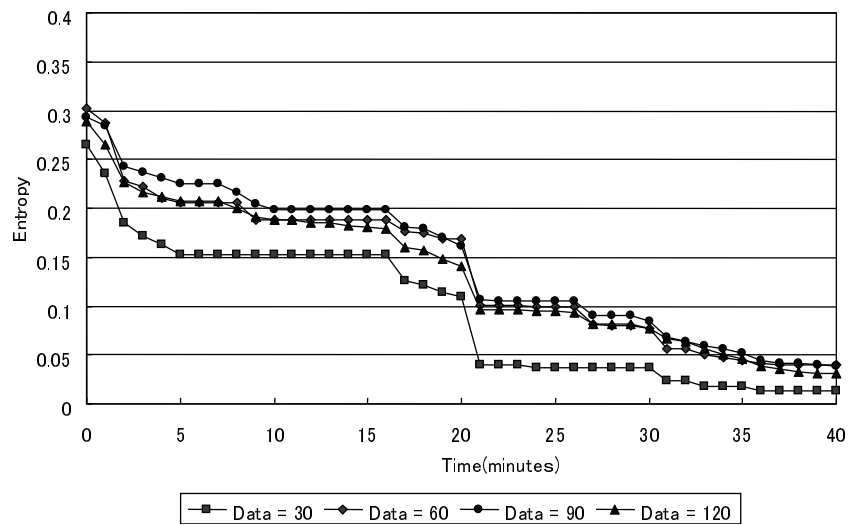


図 2.4: 走行数の変化に対する移動先エン트로ピーと走行時間

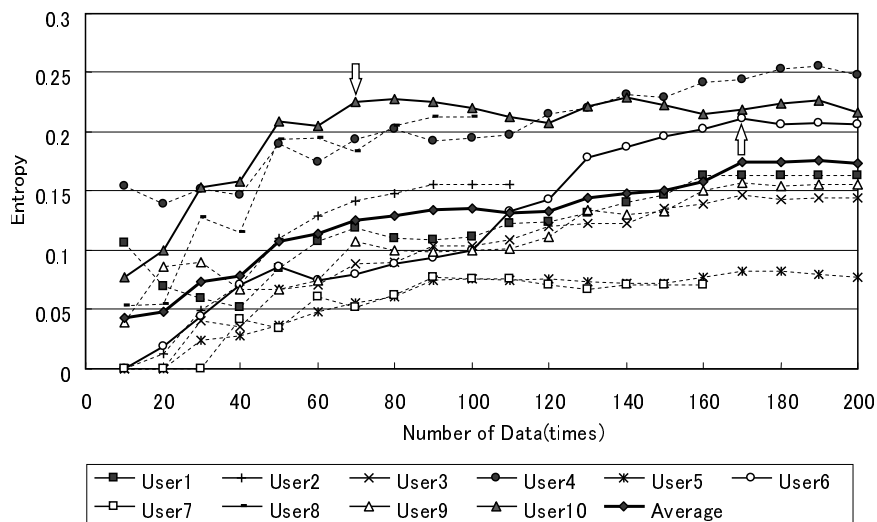


図 2.5: 移動先エン트로ピーと走行数

2.4.3 移動先エン트로ピーの走行数による変化

次に移動先エン트로ピーと、走行数による変化について示す。図 2.4 は、User10 の所定の走行数における移動先エン트로ピーを示したものである。横軸は走行開始からの経過時間、縦軸は移動先エン트로ピーの値である。また、評価した走行数が 30 の場合、90 の場合、120 の場合と、各走行数におけるエン트로ピーの値を示している。図 2.4 より、各走行数における移動先エン트로ピーの値が、走行開始からの経過時間と共に減少しながら推移していることが分かる。

一方、各走行数における移動先エントロピーを比較すると、走行数が増加すると移動先エントロピーも増加していることが分かる。例えば、走行数が30の場合における走行時間0分の値は0.27、走行時間5分の値は0.15となっているのに対し、走行数が60の場合、走行時間0分において0.29、走行時間5分において0.21と、走行数が30の場合と比較して、移動先エントロピーの値が高くなっている。これは、走行数が増加するにつれ、移動のパターンや到着地数が増え、その結果、移動先エントロピーが増加することを示している。一方、走行数が60, 90, 120の場合を比較すると、移動先エントロピーの値や、時間の経過における推移に大きな差はないことが分かる。これは、評価する走行数の増加に伴い、移動先エントロピーの値は増加するが、ある程度の走行履歴が蓄積されると、ユーザの移動パターンのおよそ大半が蓄積され、ばらつきが定常化することを示している。また、走行開始から5分で移動先エントロピーが減少し、その後、15分から20分で再び移動先エントロピーが減少するというパターンについては、走行数が増加しても保持されている。走行時間の経過に伴う移動先エントロピーの推移の類似性は、User10以外の被験者においても同様の傾向が見られた。

次に各被験者の移動先エントロピーと走行数の関係について示す。図2.5は、被験者10名の出発から5分経過後における移動先エントロピーおよびその平均値と、走行数との関係を示したものである。横軸は走行数（回）、縦軸はエントロピーの値である。

図2.5における被験者10名の移動先エントロピーの平均値より、走行数の増加に伴い、移動先エントロピーが増加している。同様に、各被験者においても、走行数の増加に伴い、移動先エントロピーが増加している。これは、蓄積される走行数が増加することにより、各ユーザの様々な走行パターンが蓄積され、その後到達する地点のあいまいさが増加していることを示す。

しかしながら、所定の走行数以降、各被験者およびその平均値において、移動先エントロピーの値がほぼ定常的に推移している。これは、走行データが蓄積されることにより、各ユーザの移動パターンがほぼ蓄積され、その後は走行数を増加しても、移動先のあいまいさは増加しないことを示している。

移動先エントロピーが収束し、定常化する走行数は、被験者ごとに異なる。移動先エントロピーが収束する走行数を定義し、各被験者に対して計算する。

まず、走行数 n における移動先エントロピーを $E(n)$ とする。さらに10回の走行を行った後

の移動先エントロピーは $E(n+10)$ となる．そこで，各走行数 $n(n=10, 20, \dots, 200)$ における移動先エントロピーの増加率を，

$$\xi = \frac{E(n+10) - E(n)}{E(n)} \quad (2.5)$$

と定義する．

ここで，ある走行数以降，増加率 ξ が所定の値より小さくなった場合，移動先エントロピーが収束し，定常的となったとする．

本実験においては，10 走行の増加による移動先エントロピーの増加率 ξ の値が，10%未満となる走行数を収束する走行数とする．各被験者の移動先エントロピーが定常的となる走行数（回）を図 2.3 に示す．図 2.3 より，被験者ごとに移動先エントロピーが収束し，定常的となる走行数が異なることが分かる．また，最も早い段階で移動先エントロピーが収束するのは，User2, User4, User9 であり，走行数は 70 となっている．一方，移動先エントロピーの収束に最も走行データを必要とする被験者は User6 であり，走行数 170 となっている．また，各被験者の移動先エントロピーの平均値も，定常的となる走行数は 170 であり，その後は定常的となっている．

以上の結果より，次のことが考察される．走行数が増加すると共に移動先エントロピーは増加し，所定の値で収束する．また，走行数が増加しても変化のパターンは一致している．例えば，User10 の場合，5 分までの走行で移動先エントロピーが減少し，10 分から 15 分では変化がない．また，移動先エントロピーが収束するのに必要な走行数はユーザによって異なり，約 70 走行から 170 走行で推定するための走行が収束し，これ以上履歴を取得しても推定精度の向上は期待できないことが分かる．

2.5 むすび

走行履歴から到着地を推定する場合の困難性を示す指標として，移動先エントロピーを提案した．走行履歴の移動先エントロピーは，所定時間における移動先の不確定さを表現し，走行時間とともに減少する．また，10 名の運転者の走行履歴を取得し，実走行履歴に対する移動先エントロピーを算出する実験を行った．その結果，移動先エントロピーと到着地の推定精度に

関しては大きな相関があり、走行開始から5~10分で移動先エントロピーの減少および移動先の推定精度の向上が見られた。その後は、移動先エントロピーの減少が顕著には見られないことから、移動先の推定は走行開始から数分で行うことが望ましいことが分かった。また、走行回数の増加とともに移動先エントロピーは増加するが、ある所定値の走行数で収束が見られる。収束する走行数は被験者によって異なるが、それ以上、走行履歴を蓄積しても、到着地の推定精度は向上しないことが分かった。

一方、本研究における上記結果は被験者10名によるものであり、必ずしもすべての運転者に該当する傾向とは結論づけられない。さらに今後、被験者数を増加させ、移動先エントロピーの走行時間に対する変化のパターンを分析することにより、走行履歴の分類を行うことが必要である。またこのパターンと運転者のプロフィールとの関連を分析することで、運転者に応じて到着地を推定するための変数を設定することが可能になる。さらに本研究では、車両の走行履歴に付随する情報を考慮せずに移動先エントロピーを定義した。到着地を推定するためには、走行に伴う天候や、出発時刻、走行時刻、乗車人数等の位置情報以外の付帯情報も有用となる。そこで、それらの付帯情報をも考慮した移動先エントロピーを定義することで、さらに実用的な移動先エントロピーを定義することが可能になる。

第 3 章

カメラによる非接触での脈拍推定と脈波伝播時間推定

3.1 はじめに

前章では、ヒューマンセンシングの中でも、移動から捉えられる人の状態について着目し、その検討を行った。本章では、さらに人の内部の状態について着目し、特に近年、世界的な高齢化を背景に重要と考えられている人の健康状態について検討していく。

世界的な高齢化を背景に、日常的に心拍などのバイタル情報を取得することで、健康維持を促進する社会の実現が求められている。特に、心拍や心拍変動は健康状態を示す重要な指標として考えられ、例えば心拍変動からのストレス推定や [33]、車載時の運転者のドライバモニタリングなどの研究開発がなされている [34][35]。

心拍 (Heart rate: HR) や心拍変動 (Heart rate variability: HRV) と同様に、近年、脈波伝播時間 (Pulse transit time; PTT) も重要な指標として考えられている。脈波伝播時間とは、心臓から所定の箇所、あるいは複数の箇所間での脈波が到達する時間差のことを言う。あるいは、伝播時間を、伝播する各箇所間の距離で割った脈波伝播速度 (Pulse wave velocity; PWV) を用いる場合もある。計測箇所としては例えば、頸動脈と大腿動脈間 (carotid-femoral pulse wave velocity; cfPWV) や、あるいは上腕動脈から足首の動脈間 (brachial-ankle pulse wave velocity; baPWV) を用いるものが知られている [36]。脈波伝播時間は、血圧や動脈硬化の一指標とも考えられ、多くの研究がなされている [37]。

従来、脈波伝播時間は、病院などの専門の施設において、医師など専門のスキルを有する者

によってのみ計測が行われていたが、その負担を軽減し、日常環境下で気軽に計測できるよう、接触式による簡易センサでの計測が研究されている [38][39]。例えば、心電計と脈波計を同期させ、脈波伝播時間を計測する装置が研究されている [38][39]。また、脈波センサやパルスオキシメーター（血酸素飽和度）を指先と足先に装着し、伝播時間を計測する手法も提案されている [40]。

しかしながら、これらの心電計や脈波計は身体への装着を必要とする。また、心電計は皮膚電抵抗を抑制するためにジェルを付着する必要があるなど、これらの接触式センサは、場合によってはユーザへ装着の負荷や不快感を与えてしまうこともある。

装着の負荷を減らし、より快適で日常的な計測を目指し、非接触でバイタルをセンシングする研究が行われている [33]-[35][41]。特に近年、独立成分分析などを用いて、カメラ動画から脈拍を計測する技術が行われている。[34][35][41]。中でも、McDuff ら [41] は、数メートルの遠方から、高精度に心拍及び心拍変動を計測することに成功している。

独立成分分析を用いる手法は、まず、カメラの RGB の計測信号が、環境ノイズ成分と脈波成分などの複数の信号の合成からなると仮定し、これらを統計的に分離する変換行列を推定・算出する。RGB の信号に対し、変換行列を施し、分離された信号群の中から、心拍信号を主に含む信号を選択する。選択された信号をバンドパスフィルタへ通し [41]、周波数分析を行うことで脈拍数を推定する [34][35]。この手法は、環境ノイズの中から心拍成分を分離抽出し、心拍数を計測するためには効果的ではあるが、一方で、得られた信号は必ずしも心拍の形や到達タイミングを正確に保持しているものではない。またさらに、一般的なバンドパスフィルタなどの周波数解析は、必ずしも波形のピークタイミングを保持するものでもない。

一般的に心拍数というと、1 分間に得られる平均心拍数のことであり、例えば周波数解析を行った際の周波数を逆算して平均数を求める (1.5Hz ならば 90bpm など)。また心拍変動は、拍動間の時間的な変動であり、周波数解析を用いて得られた高周波数成分 (HF) と低周波数成分 (LF) を用い、ストレス計測などに利用されている。これらのアプリケーションでは、脈波の到達タイミングであるピーク抽出の高精度は、必ずしも必要ではない。一方、脈波伝播時間はわずか数十ミリ秒の事象あるため、脈波時間測定ではミリ秒オーダーの精度が要求される。

以降、本章では、90cm 離れた距離からウェブカメラを使用して撮影した手首と足首の画像が

ら被験者の脈波を取得する。脈波伝播時間の測定に必要な、高精度な脈波到達タイミングを得るため、波形の形状および到達タイミング（位相）が保持できる FIR フィルタを用い、線形位相特性と遅延補償（タップ数の半分のシフト）を利用し、高精度な脈波到達タイミング推定を図る。次に、ノイズがフィルタリングされた波形から、微分特徴点を抽出し、脈波の到達タイミングであるピークタイミングを推定する。また、微分特徴点を用いたピーク抽出は、高々数十フレーム/秒（fps）のみが限界であるイメージセンサの低フレームレートによる課題を改善できる。

本手法によって得られた脈波到達タイミングは、参照用である接触型での脈波センサ（PPG）による脈波信号との比較により分析する。具体的には、提案法によって得られた到達タイミングの時間差（interbeat interval: IBI）を算出し、脈波センサでの IBI との一致性を検討する。

次に、本章で説明する脈波到達タイミング手法を用いて手首と足首の画像から到達タイミングを抽出し、その時間差から脈波伝播時間（PTT）の算出を行う。得られた PTT と、血圧、年齢、身長などの身体情報との関係性を検討する。

3.2 提案手法

本節では、画像センサによって遠隔で撮影された被験者の手首および足首の画像から得られた脈波信号を推定する方法について説明する。遠隔から画像を撮像する生の画像データは、周囲からの環境光ノイズや画像センサ自体からのノイズを含むため、フィルタリングが必要となる。本論文では、生画像の時系列系列に対し、波形形状を維持する FIR フィルタと時間ずれを補償する遅延補償を用いてフィルタリングする。また、正確な脈波到達タイミングを取得するため、微分特徴点を用いて推定を行う。

3.2.1 FIR フィルタによるノイズ除去

図 3.1 は、被験者の手首の画像から得られた輝度の時系列データを示したグラフである（黒い点線で示されている）。本研究では、脈波の取得には、画像の RGB データのうち、G（グリーン）の信号の輝度を用いた。グリーンの波長帯は、脈波が到達することによる血液中のヘモグロビンの時系列の変化がよく表れるためである [42]。

脈波伝播時間は、通常、パルスの到着点（PPG の立ち上がり点）を用いて計算する [37]。一

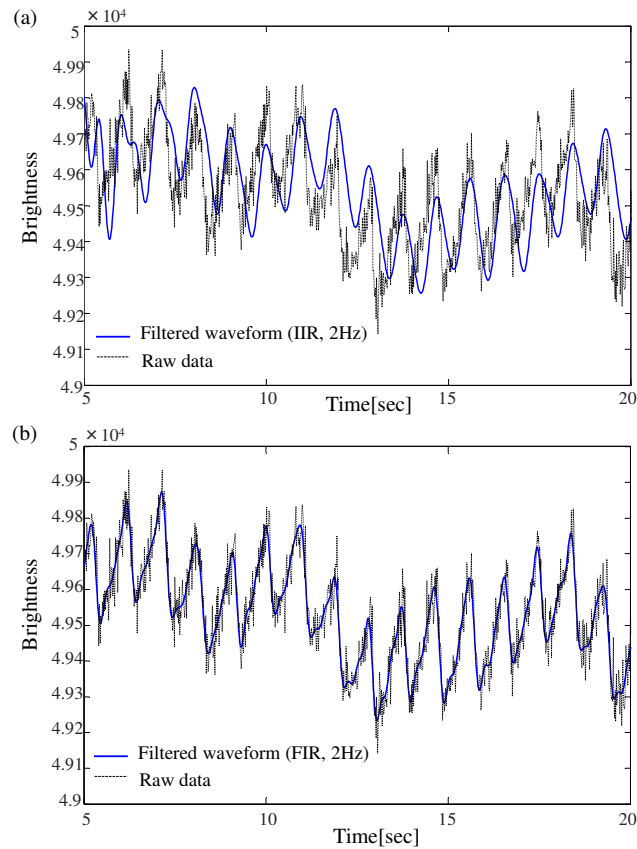


図 3.1: IIR フィルタ (a) 及び FIR フィルタ (b) によって処理された脈波信号.
(黒色の点線:オリジナル信号, 青色の実線:フィルタ後の信号)

方, 脈波の到達は, このようなカメラベースのセンシングの場合, 画像の輝度の低下にとして現れる. 従って, 輝度の減少の開始点 (つまり本図の場合, 山の頂点) を脈波の到達の開始点として抽出することとなる.

図 3.1 に示すように, 生の輝度データには, 非接触に伴う周辺からの環境光ノイズ, 及びセンサノイズなど, 大きなノイズが含まれており, 正確なピークタイミングが捉えにくくなっていることが分かる. 一般的に, ノイズが混入した信号から所望のタイミングや波形を得るため, バンドパスフィルタを使用し, フィルタリングする. しかしながらノイズ除去, 処理に掛かる時間にのみ着目し, フィルタリングによって生じる信号の位相遅延および歪みは, 十分に考慮されていないことも多い.

脈波伝播時間の測定に必要な精度を達成するために, 本論文では FIR (101 タップ) のロー

パスフィルタを生輝度データに適用し、フィルタによって生じる遅延のずれを補償するため、遅延補償のシフト（50 タップ）を行う。FIR フィルタ及びタップ数による遅延補償を行うことで、波形の形状と位相タイミングを比較的良好に保持することが可能となる。

なお本論文では、予備実験の結果、ノイズ抑制として良好であった 2Hz のカットオフ周波数を用いることとする。

図 3.1 の (a) 及び (b) はそれぞれ、IIR フィルタ（次数=2 の IIR フィルタを Matlab にて設計）によるものと、FIR フィルタ（タップ数= 101）によるフィルタリングであり、FIR フィルタの方は、タップ数に基づく遅延補正を行ったものの結果を示す。図 3.1 の (a) によるフィルタリングでは、真のピークと、フィルタ後のピークの間に、時間的な誤差がはっきりと示されているが、図 3.1 の (b) のフィルタリングは、波形の形状を維持しつつ、ピークの位置も一致していることが分かる。

3.2.2 微分特徴点を用いた脈波到達タイミング

本論文ではさらに、より正確な脈波到達タイミングを得るために、微分特徴点系列を用い、脈波到達タイミング推定を行う。

脈波到達タイミングを推定する方法を、図 3.2 及び図 3.3 を参照しながら、以降説明する。

図 3.2(a) は、先の図 3.1(b) に示す FIR フィルタによりフィルタリングされ、遅延補償された波形である。図 3.2(b) は、図 3.2(a) を一次微分したグラフである。図 3.3 は、微分特徴点を使用し、パルスのピークを推定するためのフローチャートを示している。

図 3.2(a) に示すように、フィルタリングされた画像からの脈波波形は、ピークの頂点（赤色の丸印で示される）から底部（ピンク色のアスタリスク印で示される）まで急峻でほぼ直線的に減少する。一方で、底部（ピンク色のアスタリスク印）から、頂部（赤色の丸印）までの傾斜は、降下と比較して緩やかで直線的ではない動きを示す。

実際、接触ベースの PPG では、人間の脈波波形は、脈波の到達により急峻にピークを生じ、脈が当該箇所を過ぎ去っていくとともに、緩やかに減少していく形状を示すのが一般的である [37]。本研究における画像データも、脈拍の到達が急峻なピーク（下降）として、また脈が過ぎ去っていく様子が、緩やかな上昇として表れ、これらの傾向は、得られた波形が確かに人間の

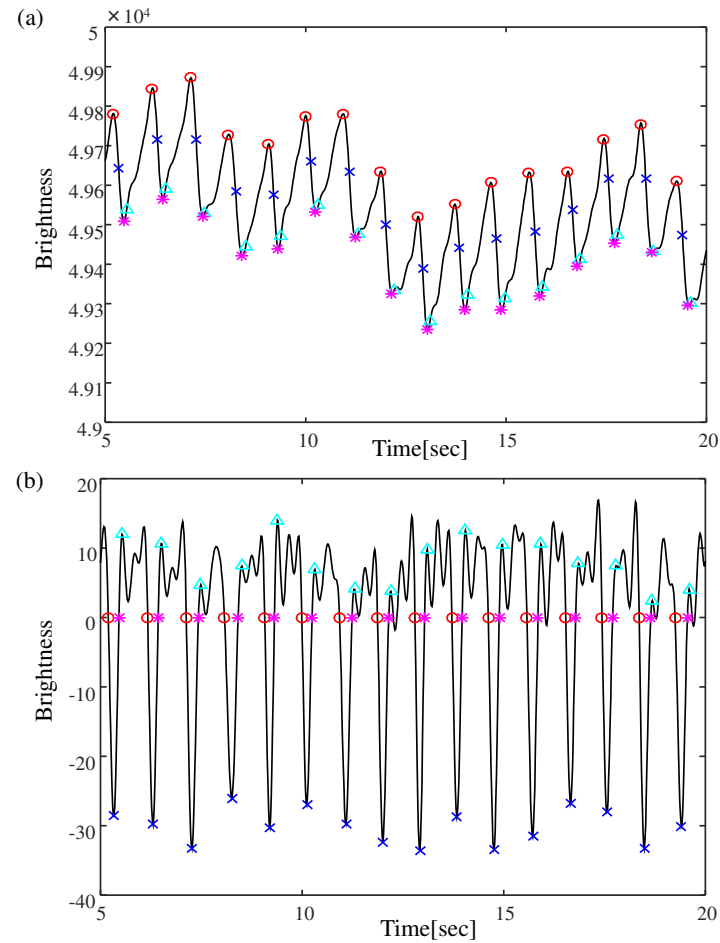


図 3.2: フィルタ処理後の波形から算出された微分特徴点

脈拍に対応していることを示している。

なお、PPG では脈波が到達してくる様子を信号の正として表示するのが一般的であるが、前述の通り、画像の場合は脈波が到達することによって輝度が減少するため、信号の形としては正負で反対となった対称の形状として現れることとなる。

図 3.2 (a) に示すフィルタリングされた波形におけるトップ（赤色の丸印）からボトム（ピンク色のアスタリスク印）までの急激な降下は、図 3.2(b) に示す微分波形上においては、赤色の丸印から青色のバツ印、ピンク色のアスタリスク印の順に通過する経路に沿った微分係数の

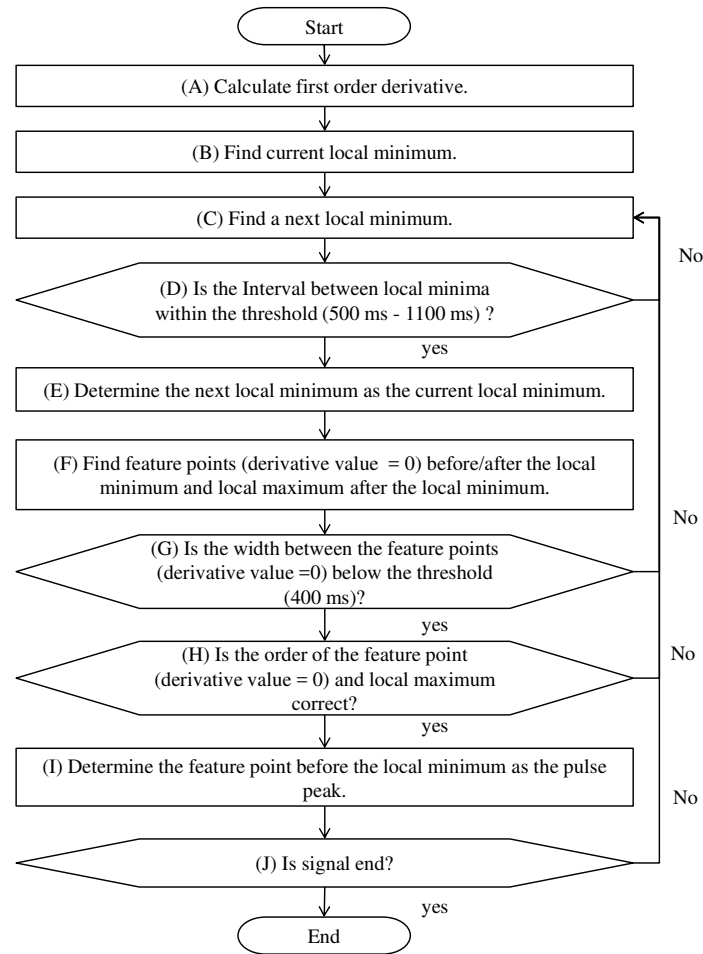


図 3.3: 微分特徴点から脈波到達ポイントを算出するフローチャート

急な谷として表される。

図 3.2 (b) の赤色の丸印と、ピンク色のアスタリスク印は、微分値 0 の箇所であり、フィルタリングされた波形（図 3.2 (a)）のピークとボトムに対応する点となる。

図 3.2 (b) における局所的な最小値（青いバツ印）は、フィルタリングされた脈波波形上では、脈波到達における急な下降期間中であって、その中の変曲点に対応する点となる。

また、脈波波形のピークからの減少は、ほぼ線形のような線形的な変化であるため、微分波形のほぼすべての局所的な最小値（図 2 (b) の青色のバツ印）は、微分値がゼロ（である赤色の丸印とピンク色のアスタリスク印）の間に現れる。

対照的に、脈波波形の回復期間は、直線性が低く、緩やかに回復するため、図 3.2 (b) の微分

値がゼロ（であるピンク色のアスタリスク印）の後ろに局所的な極大値（薄青色の三角印）が現れ、薄青色の三角形から再び急勾配を始める赤い丸印の順番へ至るまで、図 3.2 (b) に示すような、局所的な最小値および最大値をランダムに繰り返すような形となる。

本章における予備実験では、この急峻な谷の特徴がよく現れ、またノイズの多い波形の中でも比較的良好に得られたため、提案手法では、この谷の部分、すなわち 1 次微分の極小値を基準として利用し、脈波到達タイミングを推定する。また同じく予備実験による経験則から得た閾値を用い、特徴点が現れる順序や間隔等を判定し、脈波到達タイミングを得ることとする。

図 3.3 は微分特徴点と、脈波到達タイミングを推定するための動作フローチャートである。まず微分特徴点を算出し (A)、極小点を特定する (B)。例えばある時間における変局点 (青色のバツ印) が特定されることとなる。また次の極小点を参照する (C)。

ここで、人の拍動の間隔 (Inter beat interval: IBI) は、一般生活の中では約 500ms から約 1100ms の間で変化する。したがって本論文では、極小点 (青色のバツ印) 間の間隔について、閾値 (予備実験によって実験的に得られた下限は 500ms であり、上段は 1100ms である) を用い、判定を行い (D)、現在の極小点を特定する (E)。当該極小点の前後であって、微分値が 0 となる点を算出する (F)。なお、ここで微分値が 0 となる点は必ずしもサンプリングされた点である必要はなく、サンプリングされた点からあらたに微分値 0 となる点を算出することで、より正確なトップ及びボトムが算出されることとなる。

脈波波形が到達することによる急峻な減少のため、赤色の丸印から青のバツ印を経て、ピンク色のアスタリスク印まで順番に通過する経路に沿った谷の幅は非常に狭く、従って赤色の丸印とピンク色のアスタリスク印の間も狭い。そこでこの時間幅に閾値 (予備実験における経験的に良好な結果が得られた 400ms とする) を設定し、特徴点の判定を行う (G)。

また、特徴点の出現順序も考慮する。具体的には当該極小点 (青色のバツ印) の後に算出された微分値 0 である点 (ピンク色のアスタリスク印) を参照し、その後に極大値 (薄青色の三角印) となっているか否かを判定し (H)、正しければ当該極小点の前にある微分値 0 である点 (赤色の丸印) を脈波到達タイミングとして特定する (I)。

得られた脈波到達タイミングは、多くても数十 fps であるカメラの低いフレームレートによって決定される離散的なサンプル時間による時間ではなく、微分値 0 となる点、つまり前後

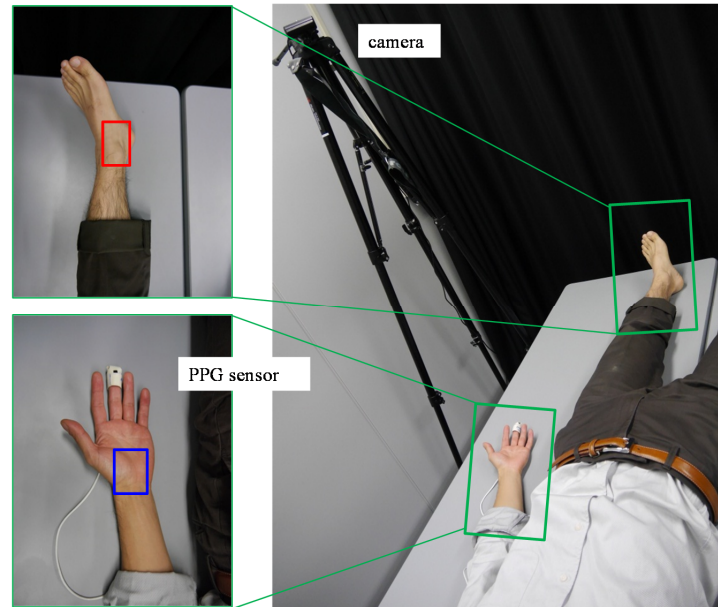


図 3.4: 実験環境全体と撮像された画像。手首及び足首の画像（60fps, 640x480 画素）から脈波を計測し、参照用データとして PPG センサを指先に装着。カメラは仰向けの被験者から約 90cm 離れた上方に設置。

の関係から実際に脈波が到達するタイミングを連続時間上に新に計算されることとなる。したがって、本手法は、画像センサの低フレームレートに基づく制限を抑制し、より正確な脈波伝播時間を算出することが可能となる。

3.3 実験

図 3.4 は実験環境を示した図である。10 人の男性被験者のデータを収集した。10 人中、6 人が健常者であり、4 人が高血圧者（収縮期血圧（SBP）が 135 mmHg 以上）であった。年齢は 25 歳から 60 歳であった。被験者は、高血圧の他には疾患はなかった。

脈波伝播時間は、姿勢に依存し、比較的安定した測定値は横臥位で得られる [43]。そこで、図 3.4 に示すように、被験者は仰向けに横たわってもらい、計定中は静止安静を指示した。また、手と足は通常の蛍光灯環境下で撮像した。被験者の上方 90cm に市販のカメラ（Sony 製、品番 CEJH-15007、フレームレート = 60fps）を設置し、動画像を得た。この実験環境により、手首

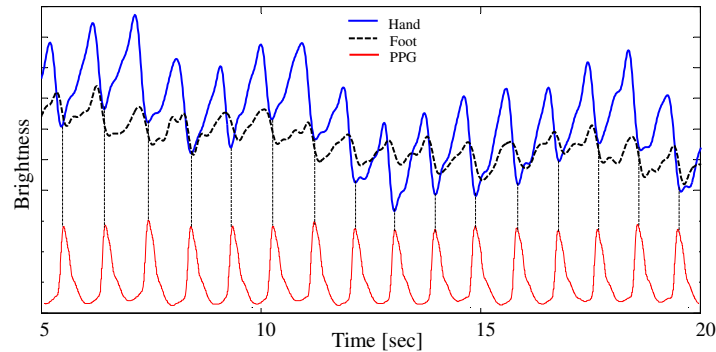


図 3.5: 手首（青色実線）と足首（黒色点線），及び参照用 PPG センサ（赤色実線）から得られた脈波信号を示す図．いずれもほぼ一致しながらピークが生じている．一方で詳細を見ると，手首と足首にわずかな時間差が生じていることも分かる．これが到達の時間差，すなわち脈波伝播時間を示している．

と足首を同期させて撮影することが可能となる．

画像から得られた脈波タイミングの精度を確認するため，各参加者の指先に参照用として脈波センサ (PPG) を装着した．サンプリングレートは 200Hz である．脈波センサと，画像を同期させ，手首および足首の動画像を取得した．測定期間は約 30 秒であり，測定は各参加者に対して 2 回行った．また脈波伝播時間と血圧との相関を調べるために，各参加者の血圧をカフ型血圧計（Panasonic 製，EW-BU35）で測定した．

本章の実験について倫理審査承認（パナソニック株式会社），及びすべての被験者の同意を得て実施した．

3.4 考察

図 3.5 は，10 名の被験者のうちのある 1 名の結果を示している．図中の青色の実線および黒色の点線は，撮像された動画をフィルタリングおよび位相補償を行った手首および足首のカメラ画像であり，それぞれから得られた脈波を表している．また脈波センサ (PPG) による信号は，図中の赤色の実線で示している．

脈波の到達は，画像の輝度を低下させるので，画像からの脈波信号は，参照用脈波センサのパルスと反転した形状となる．図 3.5 の黒色の縦線は，画像から得られた手首脈波のピークが，

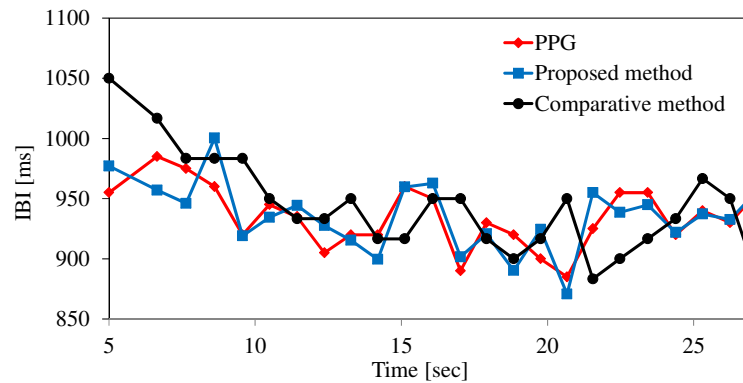


図 3.6: 参照用 PPG (赤色実線), 従来法 (IIR フィルタ) (黒色実線), 提案法 (FIR フィルタ及び微分特徴点) (青色実線) による脈波間隔 (IBI) の時系列変化.

脈波センサのピークと一致することを示している.

次に, 提案手法を用いて推定されたピークの精度を確認するために, 提案手法と, 比較手法を用いて画像から得られた手首脈波のピークとの一致と, 参照用の脈波センサのピークを用いて考察する.

3.4.1 脈波到達タイミング抽出

本章では, イメージセンサと脈波センサのそれぞれは, データ取得時に異なるレイテンシを有し, 測定の開始時にわずかな時間差が生じている. したがって, 提案法と比較法を用いた画像からの脈波伝播時間の時間的な精度の比較は, それぞれの手首脈波と参照用脈波信号における脈波間隔 (IBI) を比較することによって検討した. 比較のために従来法として, 画像からの脈波検出に近年よく用いられている ICA 法 [45][46] を用い脈波信号を抽出し, さらに IIR のローパスフィルタ (カットオフ周波数 2Hz) を用い, 得られた信号のピークを脈波タイミングとして特定した [45][46].

図 3.6 に結果を示す. 図 3.6 において, 横軸は時間であり, 各時間における脈波間隔 (IBI) がプロットされている. 縦軸はミリ秒単位の IBI 値を示している. 赤色、青色、黒色の実線は, それぞれ脈波センサで取得された信号による IBI, 提案法および比較法による IBI データを表している.

測定中の脈波センサによるデータの平均 IBI は、933ms（約 64bpm）であり、これは通常の条件下で考えられる人の一般的な脈拍数（50～100bpm）の範囲内であった。さらに、仰向け姿勢による静止安静であったため、通常よりやや低めの数値であったことも妥当な結果と言える。脈波間隔（IBI）は、885ms から 985ms まで大きく変化していることが分かる。このように安静時には脈波間隔が大きく変動することが従来知られている。提案された方法の IBI（青色）と PPG 信号（赤色）を比較すると、各タイミングにおいてより一致していることが分かる。これら 2 つの IBI は高い相関を示し（相関係数 = 0.871）、測定中の IBI の絶対誤差（平均 ± 標準偏差として示す）は、 $14.8 \pm 11.1\text{ms}$ であった。

一方で、比較方法（黒色）および PPG（赤色）信号の絶対誤差は $32.3 \pm 24.6\text{ms}$ であり、パルスピーク推定における提案された方法の方が、より高い精度を示していることが分かる。

10 人すべての被験者において、提案法の方がより一致している結果が得られ、提案法の平均絶対誤差は、 $30.5 \pm 11.2\text{ms}$ となり、比較法の $47.0 \pm 12.8\text{ms}$ に対し、誤差が小さい結果となった。

心拍や心拍変動の測定において、ピーク精度の高々数ミリ秒の改善は、一見小さく見えるかもしれないが、脈波伝播時間は、せいぜい約 100 ms の現象であるため、より正確なピーク推定がより正確な脈波伝播時間推定には必要となる。脈波伝播時間推定と本手法による脈波到達タイミングの結果と考察を以下で行う。

3.4.2 脈波伝播時間推定

図 3.5 より、足首画像から得られた脈波ピークは、手首の脈波ピークに対して、わずかに遅れていることが分かる。この遅延は、心臓と手首との間よりも心臓と足首の間の血管の長さが長いことに起因する。脈波伝播時間は、手首のピーク時間と対応する足首パルスとの間の時間差として算出できる。

本章では、提案手法を用いて手首および足首の画像から脈波タイミングを特定し、手首と足首のピークの時間差から脈波伝播時間を算出し、さらに 30 秒間の脈波伝播時間の平均を算出した。表 3.1 は、10 人の参加者の平均 PTT、SBP、身長、および年齢を列挙したものである。10 人の参加者の平均 PTT と身体情報との間の相関係数を算出した。

表 3.1: 全被験者の各情報と平均脈波伝播時間.

Subject No.	Mean PTT[ms]	SBP[mmHg]	Height[cm]	Age
1	129.9	112	177	42
2	138.2	114	170	30
3	123.4	116	165	37
4	127.2	104	158	28
5	120.3	123	164	27
6	129.7	125	178	25
7	110.3	142	170	48
8	85.6	157	174	49
9	92.4	146	179	37
10	110.3	165	168	60

PTT と身長は低い相関となった ($R=-0.2697$).

対照的に、PTT は血圧および年齢と有意に相関し、相関係数はそれぞれ -0.879 および -0.646 であり、これは PTT が両方の変数と負の高い相関があることを示している。特に、図 3.7 に示すように、PTT と血圧との間に直線的に負の関係が認められた。この傾向は、PPG を用いた接触式測定結果と非接触 PTT による血圧モニタリングの可能性との一致を示している。

次に、PTT と血圧との関係を t 検定により統計的に解析した。参加者を 135mmHg 以上の SBP (高血圧群; 表 1 に示された被験者 No.7 から No.10) および健常群 (被験者 No.1 から No.6) の 2 つの群に分け、高血圧群と健常群との間の脈波伝播時間の差について検討を行った。

図 3.8 に示すように、高血圧患者の PTT 平均値は 97.1 ± 10.6 ms であり、健康な被験者の場合 (128.1 ± 6.2 ms) となり、2 つの群の有意な差が得られた ($t(10) = 5.26, p < 0.01$)。この結果は、将来、脈波伝播時間により、健常者と高血圧者と識別できる可能性を示唆している。

3.5 むすび

本章では、カメラで得られた画像から人の手首や足首の脈波タイミングを推定し、その時間差から脈波伝播時間を推定する手法を提案した。より正確な脈波到達タイミングを得るために、撮像されたデータに FIR のローパスフィルタおよび遅延補償を適用し、波形の形状と位相の保

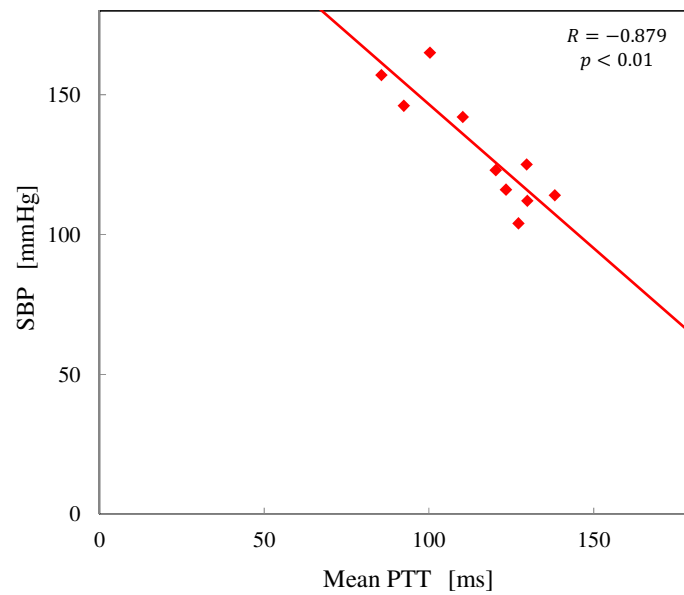


図 3.7: 脈波伝播時間と血圧の相関

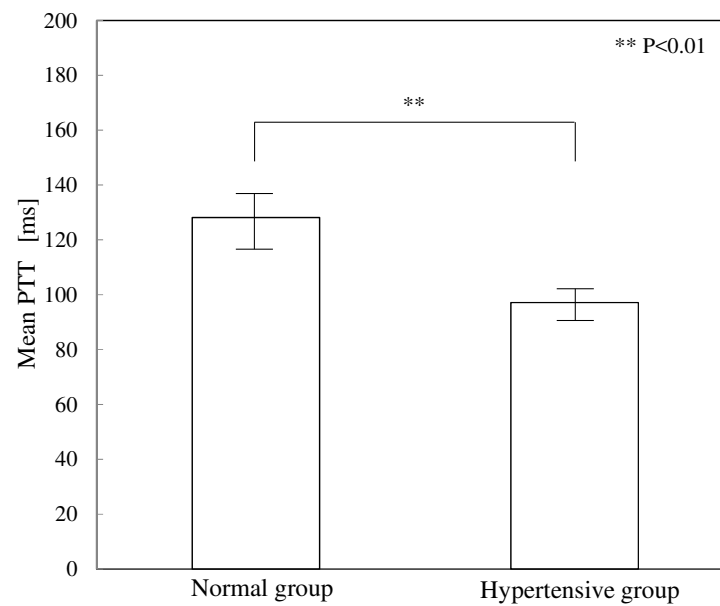


図 3.8: 高血圧グループと健常者グループの脈波伝播時間の比較

持を行った。さらに、得られた波形から微分特徴点を用いて脈波到達タイミングを推定した。得られた脈波伝播時間は血圧と高い相関を示した。また高血圧グループの平均脈波伝播時間は、

健常者の脈波伝播時間よりも小さく、有意な結果となった。

今後の取り組みとしては、まずはより高いフレームレートのカメラを使用することで、脈波ピークタイミング推定の高精度化，ならびに脈波伝播時間推定の高精度化が考えられる。また，カメラによる手足の撮像だけではなく，日常生活空間でのより自然なセンシングに向け，マイクロ波とカメラの融合によるシステムの検討を行っていく。

また，被験者の数を増やすことにより，データの信頼性の向上を図る必要がある。特に健康分野では，より高齢者を対象としたモニタリングへのニーズが，今後は高齢者を被験者とした取り組みも検討していく。さらに，脈波伝播時間と血圧や，動脈硬化などの他の疾患情報との相関関係について分析を行っていく必要がある。

第 4 章

自然な高齢者モニタに向けたカメラとマイクロ波による脈波伝播時間推定

4.1 はじめに

前章では，手首と足首の時間差から脈波伝播時間を計測する手法に基づき，カメラを用いて手首と足首から非接触での脈波伝播時間について検討を行った．一方で，日常環境下でのセンシングを考えた場合，必ずしも手首や足首が計測できない場合も考えられる．そこで，本章ではより自然な日常環境下でのセンシングを目指し，マイクロ波とカメラの融合によるセンシングについて検討を行うこととする．また，健康分野で特にニーズの高い高齢者を対象としたモニタリングに向け，高齢者を被験者とした有効性について検討していく．以下，背景より述べる．

世界的な高齢化を背景に，日常的に心拍などのバイタル情報を取得することで，疾患の早期発見，予防を通じ，健康維持を促進する社会の実現が求められている [47]．特に，屋内等に設置されたセンサから非接触・非拘束でバイタルを計測する技術は [48][49]，装着に対する心理的な負荷を軽減し，生活空間の中で自然にバイタルを取得することができ，日々の健康管理や，自然なバイタル計測による円滑な介護・コミュニケーション支援が期待されている [50]．

非接触でのバイタルセンシングの代表として，例えばカメラによる研究が行われている [48]．計測できるバイタルとして脈波や呼吸，酸素飽和度などが報告され [51]，また，脈波間隔のゆらぎ（心拍変動）から，ストレス推定についての研究も行われている [52]．

カメラの他に，マイクロ波による心拍計測の研究が行われている [53]．マイクロ波やミリ波は，衣類や布団などを透過し，心拍に伴う胸部の振動を直接検出できるため，日常生活時の心

拍モニタリングの手段として期待されている。

健康管理に向けて日常的に取得する生理指標としては、これら脈波や心拍、心拍変動に加え、脈波伝播時間が重要な指標の一つとして挙げられる [54]。

脈波伝播時間とは、心臓の収縮によって血液が伝播し、指先や足などの身体の所定の箇所へ到達するまでの時間差をいう [54]。この脈波の伝播は、生体力学の分野において動脈壁の弾性等によってモデル化され (Moens-Korteweg の式)、原理的には血管壁が硬く、厚くなるほど、伝播時間が短く (伝播速度が速く) なることが知られている [66]。

臨床の分野では、20 歳代から 80 歳代までの幅広い年齢層を対象とした、群での統計的な対比実験から、年齢が高い群は伝播時間が短い傾向があり [69]、また、60 歳以上の群は 40 歳以下の群に比して伝播時間が短いとの報告があり [70]、加齢によって増加する血管の硬化度と、伝播時間の関係についての研究が取り組まれている。また、健常者と糖尿病などを有する群との対比や [67][68]、高血圧患者との対比により [71][72]、これらの動脈硬化因子を有する群は、伝播時間が短い傾向があることが報告されており、初めは薄く柔らかい動脈壁が、不良な血糖や高血圧などで刺激されることによって、厚く、硬くなる原因の一つと考えられている [73]。

一方で、脈波伝播時間は、使用する機器や手法 (計測部位) によって値は様々であり、また、個人差や様々な変動要因の影響のため血圧のような絶対的な数値に基づく指標ではないが、脈波伝播時間をもとに、血管年齢や機器ごとの指標に変換され、それらの長短の傾向は血管老化や動脈硬化の一判断要素になりうると考えられ、現在も医療や工学の分野で多くの研究が取り組まれている [55][56]。

脈波伝播時間の計測装置としては、上腕と足関節の四肢にカフを巻き、脈波の立ち上がりの時間差から脈波伝播速度を計測する装置 (brachial-ankle PWV: baPWV 法) などが開発されている [74]。装置によって得られた値が短い (伝播速度が速い) 傾向がある場合、生活習慣の改善を促したり、あるいは医師が所定の症例の診断の際の参考情報、補助ツールとして利用されている。また、動脈硬化の進み具合が血管年齢として表示され、被験者本人が血管の健康状態を直感的にイメージすることができる。しかしながら、これらの装置は、専門機関において、四肢にカフを巻いて計測する必要がある、身体的な拘束を伴う。

センサを装着することなく、非接触でこの脈波伝播時間を計測することができれば、例えば、

ベッドの横など、屋内に設置されたセンサにより血圧や動脈硬化の傾向など含めたバイタルを日常的に自然に計測し、日々の健康管理や介護支援を図ることが将来的には実現する可能性がある。

本論文では、非接触での脈波伝播時間計測に向けた基礎的研究として、マイクロ波とカメラを用いたシステムのプロトタイプについて提案する。具体的には、マイクロ波を用いて胸部の反射波から心拍のタイミングを検出し、また、カメラを用いて顔画像の輝度変化から脈波の到達タイミングを検出する。心拍タイミングと脈波タイミングの時間差から脈波伝播時間を算出することで、非接触で脈波伝播時間を計測する。

一方で、実際のあらゆる日常シーンでの利用には、非接触での計測の可否だけではなく、体動によるノイズの影響が大きいと考えられる。そこで本論文では基礎的研究として、例えば横になった安静時での利用等を想定し、また重心動揺の少ない仰臥位における静止及び安静時の基礎検証を行い、報告する。

以下、4.2 節にて関連研究を述べ、4.3 節にて開発システムと、心拍及び脈波のタイミング検出手法を説明する。4.4 節にて開発システムによる脈波伝播時間の計測と、4.5 節にて実験及び結果を報告する。4.6 節で実験結果についての考察と、将来の日常生活空間での実現に向けての今後の課題を述べ、最後 4.7 節でまとめを述べる。

4.2 関連研究

マイクロ波やミリ波を用いた心拍計測の研究が取り組まれている [53][57]。概要は以下となる。

まず、マイクロ波を胸部に照射し、胸部からの反射波を取得する。反射波には心臓の拍動に伴う胸部の微細な振動成分が含まれており、これを位相や振幅の変化として検出する。心拍成分は微弱であるため、受信信号にノイズ除去及びスムージングのためにフィルタリング処理を行う。そして周波数解析を行い、周波数成分から平均心拍数を算出する。

例えば、微弱な心拍成分に対し、大きなノイズ成分となる体の動きに対し、複数のセンサを用いて選択的に利用する方法などが提案されている [58]。

一方で、カメラにより脈波を計測する技術が多く提案されている [48]。血液中のヘモグロビ

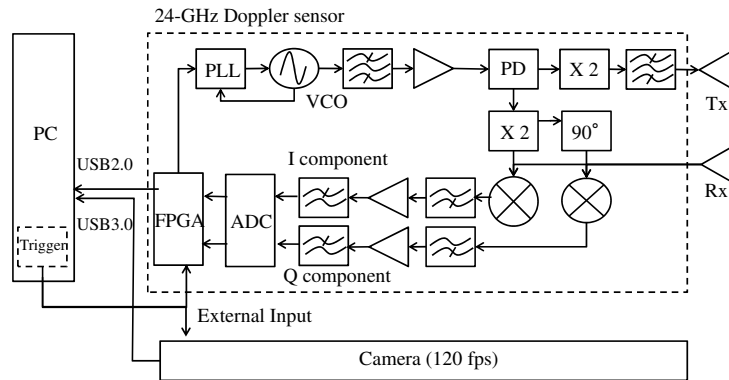


図 4.1: システムブロック図

ンは緑色 (波長 550nm) や青色 (波長 450nm) の帯域の光を吸収し、脈波の到達により皮膚表面におけるこれらの色の輝度が下がるため、肌の輝度の変化を捉えることで脈波を計測する原理である。

特に, McDuff ら [52] は, 色の RGB 帯域それぞれで得られた信号から独立成分分析によって脈波信号を分離抽出し, 体動やノイズにロバストかつ, 数メートル離れた遠隔においても, 高精度な心拍検出を実現している。

しかしながら, これら従来技術は, 体動や, カメラの場合は外乱光など, ノイズに対するロバストな心拍・脈拍の計測を目的としており, 対象項目としても平均の心拍数 (回数/分) や, 一拍ごとの間隔である心拍間隔 (約 700ms~1000ms 程度) とその変動 (心拍変動) に着目している。また, 従来は各々のセンサのみによる心拍あるいは脈拍の検出を行っており, これらセンサを同期させ, その時間差による脈波伝播時間 (約 100ms 前後の現象) の計測や検討はなされていない。

本章では, マイクロ波とカメラによる非接触での脈波伝播時間推定することを目的とし, 基礎実験よりその可能性を報告する。

4.3 提案システム

本節では, 非接触で脈波伝播時間を計測するためのシステムについて説明を行う。図 4.1 は, システムブロック図である。システムは, 心拍検出をするマイクロ波センサと, 脈波検出をす



図 4.2: システムの外形図

るカメラ，そしてセンサ間の同期や心拍・脈波信号を抽出するアルゴリズムを実行するPCの3つの構成要素からなる．図 4.2 は，マイクロ波センサ及びカメラの外形図である．以下，各構成要素の詳細を説明する．

4.3.1 マイクロ波センサ

図 4.1 に示すようにマイクロ波センサは，電波を送信する送信アンテナと，胸部からの反射波を受信する受信アンテナを有し，送信波とのミキシングにより，同相 (I) 及び直交 (Q) 信号を取得する．微弱な胸部からの反射成分に対し，回路内やアンテナ部分，さらには周辺環境からの反射波による直達波が大きいため，AC カップリングによって，直到波を抑制している．予備実験の結果，直達波を抑制しつつ，心拍成分をロバストに検出できる 5Hz をカットオフ周波数としている．12bit の AD コンバータによりデジタル信号へと変換し，USB2.0 を通じて PC へと信号を出力する．他のセンサとの同期に向け，外部入出力ポートを備える．

センサのサンプリングレートは 956Hz である．脈波伝播時間はわずか百数十ミリ秒の現象であるため，高いサンプリングレートに加え，さらにその揺らぎ（ジッター）が課題となる．そこで，発振回路に PLL を用い，サンプリングのジッターを抑制している．生体計測の研究分野で利用されている医療機器 (polymate V AP5148) を参照センサとし，外部入力ポートにより同期させ，周期信号発生しながら約 120 秒間の計測を複数回行った結果，ジッターがほぼないことを確認している (120 秒中 $\pm 1\text{ms}$)．

マイクロ波センサの周波数は 24.15GHz の連続波 (Continuous wave) であり，出力，アンテナ利得はそれぞれ 1mW，20dBi であり，技術適合認証を得ている．

4.3.2 カメラ

脈波を検出するカメラは，Point Grey 社の FL3-U3-13S2C-CS である．カメラのフレームレート，ビット数，ダイナミックレンジはそれぞれ 120fps，12bit，64dB であり，取得データを USB3.0 を通じて PC へと出力する．

4.3.3 マイクロ波とカメラの同期

本論文は，マイクロ波による心拍とタイミングと，カメラによる脈波タイミングの時間差による脈波伝播時間の計測を目的とするため，センサ間に高精度な同期を要する．本システムでは，マイクロ波及びカメラのそれぞれに外部入力ポートを有しており，外部からの電氣的なトリガーにより同期を取る．スタートトリガーに対するカメラのレイテンシーは 1～2ms 程度であり，また，周期信号発生しながら約 120 秒間の計測を複数回行った結果，計測の間，センサ間にずれや遅れがほぼないことを確認している ($\pm 2\text{ms}$)．

4.4 脈波伝播時間計測

4.4.1 マイクロ波による心拍タイミング検出

基本周波数 f_0 によって送信されるマイクロ波 $T \cos(2\pi f_0 t)$ は被験者の胸部で反射波され，以下の式 (1) として受信される．

$$R(t) = R \cos(2\pi f_0 t - \frac{4\pi d}{\lambda} - \frac{4\pi x(t)}{\lambda}) \quad (4.1)$$

ここで d は被験者までの距離， λ は波長であり，心拍によって生じるわずかな $x(t)$ の動きが含まれることになる (図 4.3(a))．

次に，ミキサで送信波との混合し，ローパスフィルタにより，以下の同相 (I) 及び直交 (Q) の信号 S を取得する．

$$S_i(t) = R \cos(\theta - \frac{4\pi x(t)}{\lambda}) \quad (4.2)$$

$$S_q(t) = R \sin\left(\theta - \frac{4\pi x(t)}{\lambda}\right) \quad (4.3)$$

位相 θ は直達波や、ミキサなどの処理に伴う位相遅延の定数であり、胸部の動きは主に位相変化として計測される。

実際は、心拍に伴う胸部の動きは僅かであり、また、胸部以外の身体や周辺からの反射、直達波などの影響により、以下と書き表せる (図 4.3(b)).

$$S_i(t) = A \cos(\theta) + B(t) \cos\left(\theta' - \frac{4\pi x(t)}{\lambda}\right) \quad (4.4)$$

$$S_q(t) = A \sin(\theta) + B(t) \sin\left(\theta' - \frac{4\pi x(t)}{\lambda}\right) \quad (4.5)$$

A は直達波、周辺からのクラッター、胸部以外の静止した部位からの反射波の総和による直流成分である。一方、心拍に伴う胸部の変化は、僅かな振幅の変化 $B(t)$ と、 $x(t)$ に比例した位相の変化の交流成分として表れる (図 4.3(b)). 本論文では、さらに AC カップリングにより直流成分をカットしており、最終的に心拍信号は図 4.3(c) で示すように、位相 ϕ を有した瞬時的に I Q 領域に振幅 $B'(t)$ として現れる信号となる。

$$S'_i(t) = B'(t) \cos(\phi) \quad (4.6)$$

$$S'_q(t) = B'(t) \sin(\phi) \quad (4.7)$$

位相 ϕ は体動等によって適宜回転してしまうため、I 成分や Q 成分のみを用いたのでは感度が下がる場合がある。一方でパワーを用いた場合、位相情報が失われ、またフィルタ処理によってはピーク位置の誤差が大きくなってしまう。

そこで、所定の窓長で線形近似を行い、位相 $\hat{\phi}$ を算出し、 $-\hat{\phi}$ 回転させて補正した I' 成分 ($\approx B'(t)$) を信号として用いる (図 4.3(d)). 本研究では、窓長はおよそ一拍分が入る 1000ms とし、窓のシフト幅は 100ms としている。得られた I' 成分を 30Hz の FIR ローパスフィルタによりスムージングし、ピークをマイクロ波による心拍タイミングとして検出する。

$$S'(t) = B'_i(t) \cos(-\hat{\phi}) - B'_q(t) \sin(-\hat{\phi}) \quad (\approx B'(t)) \quad (4.8)$$

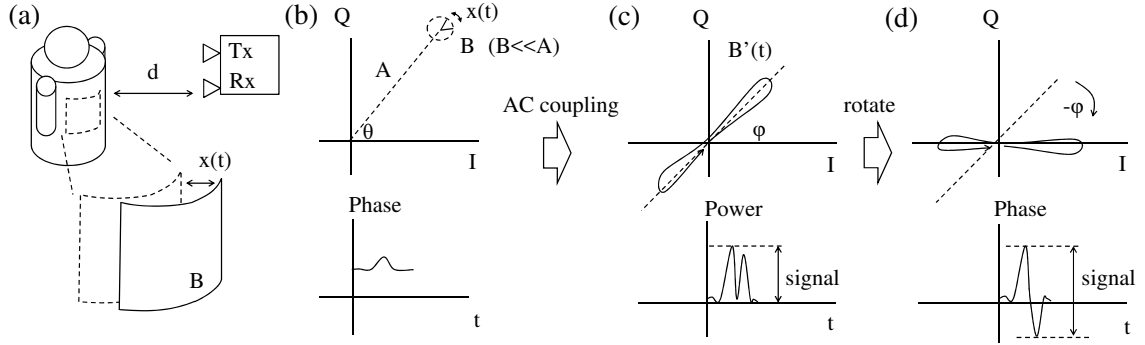


図 4.3: マイクロ波による心拍検出と位相変換

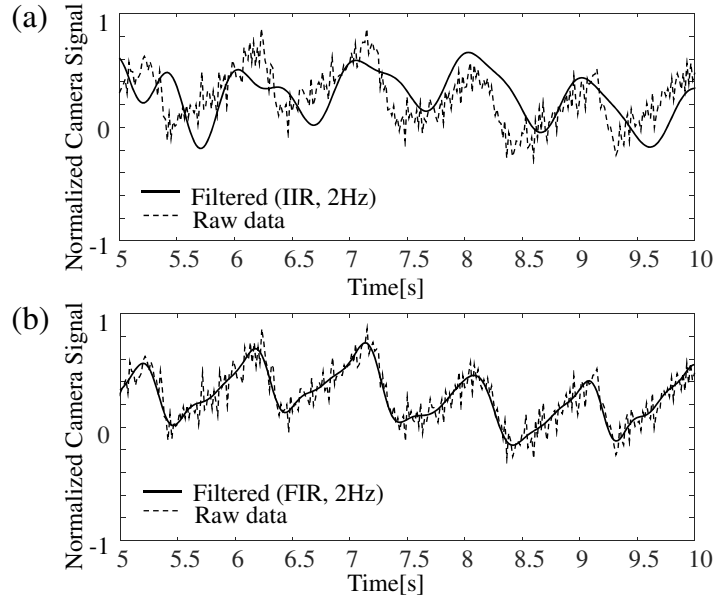


図 4.4: カメラからの脈波信号とフィルタ処理

4.4.2 カメラによる脈波タイミング検出

本節ではカメラの動画信号 RGB の G(Green) から脈波タイミングを検出する．ノイズを抑制するためのフィルタリングについて，従来技術では，平均脈拍数等の検出を目的としていたため，次元数が少なく，急峻かつ柔軟な帯域制御が行える IIR フィルタが一般的には用いられ，その時間ずれについては考慮されていなかった．本節では，脈波の一拍一拍の高精度なタイミング抽出が必要となるため，FIR フィルタを用い，遅延補償を行う．

図 4.4 は，カメラで取得された脈波信号（破線）に対し，IIR フィルタ（図 4.4(a)），及び FIR

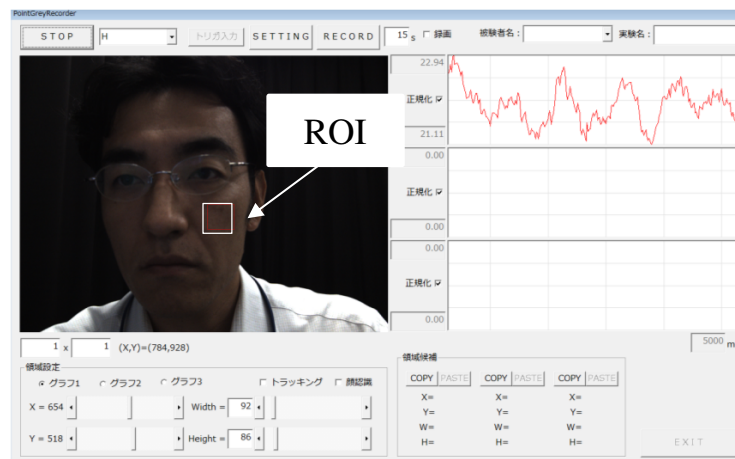


図 4.5: 頬領域の抽出 (ROI) とインターフェース

フィルタと位相補償処理 (図 4.4(b)) のそれぞれによってスムージングされた信号 (実線) を示した図である。IIR フィルタでは位相ずれによってピーク位置がずれているのに対し、FIR フィルタはピーク位置と波形の形状を維持していることが分かる。周波数解析による平均脈拍数や、ピーク間隔から算出する心拍変動に着目した場合、IIR フィルタでも時間ずれの影響は少ないが、心拍からの到達時間差である脈波伝播時間に着目した場合、時間ずれによるタイミングの誤差の影響は大きくなるためである。

本章では、これまでの取り組みから [59]、ノイズの除去と波形形状及びピークの位相を比較的良好に保持できる結果が得られた 101 タップ、カットオフ周波数 2Hz の FIR ローパスフィルタを用いる。フィルタ後の信号からピーク抽出 [59] を行い、脈波タイミングを検出する。

信号を取得する ROI (Region of Interest) は頬を用いる。撮像された動画から、画像処理ライブラリ OpenCV [60] を用いて顔領域を抽出し、顔領域に対する割合から、およそその頬領域を矩形で特定する (図 4.5)。得られた頬領域の RGB 値から G 値を利用する。

4.5 実験

4.5.1 実験条件

本システムを用い、非接触での脈波伝播時間計測の実験を行った。被験者は 16 名である (男性 7 名、女性 9 名、年齢：64～80 歳、身長：約 150～170cm、体重：約 40kg～70kg)。

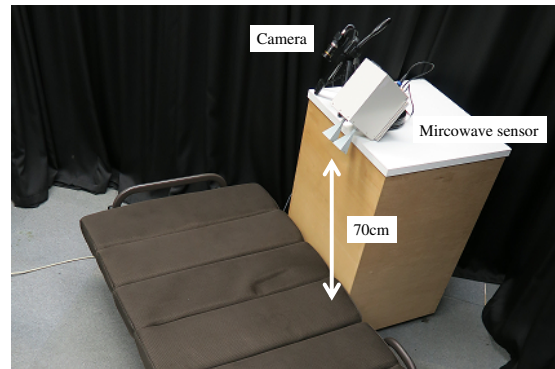


図 4.6: 実験環境

図 4.6 に示すように、マイクロ波センサ及びカメラをベッドの上方約 70cm に設置し、被験者は仰臥位（仰向け）の姿勢をとり、カメラによる顔画像の撮像と、マイクロ波による胸部からの反射波の取得を行った。計測中は被験者に静止安静を指示した。4.4 節で説明した手法により、マイクロ波での心拍タイミング、及びカメラでの脈波タイミングを検出し、非接触での脈波伝播時間を算出した。

比較参照用として、接触式による脈波と心電を取得した。心電の取得には三点誘導法を用い、R 波のピークを心拍のタイミングとした。また、頬に光電式脈波センサを装着し、脈波を取得した。脈波の立ち上がりを脈波の到達のタイミングとした。心拍タイミングと脈波タイミングの時間差を算出し、接触式での脈波伝播時間とした。

接触式による計測センサは医療機器 polymate V AP5148 を用いた。サンプリングレートは 1000Hz とした。心電データ及び脈波データに加え、外部トリガーを外部入力ポートへと入力し、本システムとの同期を取った。計測時間は各被験者 30 秒とした。本研究については倫理審査承認（パナソニック株式会社）、及びすべての被験者の同意を得て実施した。

4.5.2 実験結果

各被験者（No.01～16）の下記項目の結果を表 4.1 に示す（括弧内は表 4.1 における表記名である）。

- 心電計による心拍間隔（IBI：ECG）

表 4.1: 各被験者の心拍間隔（心電，脈波センサ，カメラ，マイクロ波）と脈波伝播時間（参照データ，非接触）

No.	Age	IBI [ms]				PTT [ms]		Difference [ms]	
		ECG	Radar	PPG	Camera	Contact (Ref.)	Non-contact	ECG & Radar	PPG & Camera
01*	69	710.2±10.7	710.9±19.6	710.3±10.6	710.9±21.4	109.1±4.9	42.2±22.1	97.9±0.8	44.2±20.4
02	72	934.4±53.4	934.3±67.5	934.8±40.0	934.2±53.1	125.1±8.1	66.3±10.8	65.0±2.9	5.9±11.9
03	77	1026.7±10.4	1029.8±40.7	1026.5±23.6	1027.1±12.6	132.9±13.0	59.1±25.7	105.7±14.2	32.7±7.7
04*	72	1196.9±10.1	1195.4±15.8	1196.8±12.6	1198.7±28.0	116.5±3.1	38.9±15.3	90.6±2.5	13.3±14.1
05	73	1038.2±13.9	1038.7±19.2	1039.0±14.3	1030.6±36.0	131.8±6.1	109.2±23.2	71.1±1.8	52.9±19.5
06	68	909.9±30.6	909.2±35.3	910.4±30.4	909.7±39.6	131.6±8.6	107.9±16.6	63.4±1.5	41.1±15.7
07	69	942.8±11.6	943.6±11.0	943.5±13.0	944.3±20.2	164.0±3.6	126.5±18.1	59.1±1.7	23.6±16.3
08	78	978.6±83.8	978.8±83.9	971.4±76.3	981.7±85.5	111.4±10.4	44.7±17.3	66.6±2.7	-1.3±18.0
09*	71	780.3±22.6	780.3±22.8	780.2±23.2	779.0±34.2	107.8±6.9	66.7±14.6	60.8±1.7	18.2±13.7
10*	79	884.8±60.4	884.7±78.1	888.1±31.4	887.3±33.6	113.9±4.0	38.8±10.2	67.9±5.2	46.2±11.8
11*	78	887.8±8.9	863.6±74.0	887.7±10.1	888.0±26.3	111.9±3.6	37.9±10.3	121.6±3.7	46.8±9.3
12	74	973.3±17.6	942.4±95.4	973.5±17.7	975.1±55.6	135.3±5.6	98.3±25.9	119.9±2.9	35.2±14.2
13	80	891.0±48.0	902.5±17.9	899.8±9.1	901.1±17.3	103.5±1.8	92.6±6.3	144.7±2.1	-25.8±8.7
14	70	1033.8±31.4	1033.7±31.6	1033.8±32.5	1032.9±45.4	160.0±5.3	99.7±17.5	106.7±2.3	46.7±17.7
15*	74	763.8±7.3	763.7±24.5	763.5±9.1	764.2±19.8	96.1±4.8	19.2±13.2	139.0±11.3	40.1±20.9
16	64	722.3±88.7	724.1±92.0	714.8±82.8	729.9±96.4	156.5±10.4	115.6±33.3	67.8±2.4	38.3±14.0
Avg.	73	917.2±31.9	914.7±45.6	917.1±27.5	918.4±39.1	125.5±6.3	72.7±17.5	90.5±4.4	28.6±14.6

- マイクロ波による心拍間隔 (IBI: Radar)
- 脈波センサによる心拍間隔 (IBI: PPG)
- カメラによる心拍間隔 (IBI: Camera)
- 心電計と脈波センサによる接触式での脈波伝播時間 (PTT: Contact)
- マイクロ波とカメラによる非接触脈波伝播時間 (PTT: Non-Contact)
- 心電計とマイクロ波の心拍タイミング時間差 (Difference : ECG & Radar)
- 脈波センサとカメラの脈波タイミング時間差 (Difference : PPG & Camera)

計測時間における各項目の平均と標準偏差，及び被験者全員の平均をそれぞれ示している。時間差は，参照データのピークの時間を基準のタイミングとし，基準タイミングから遅れる場合をプラス，前の場合をマイナスとして表記している。

図 4.7 に被験者 1 名 (No.14) の計測データのグラフを示す。本システムによって同期させて取得した脈波 (PPG)，カメラ (Camera)，心電 (ECG)，マイクロ波 (Radar) のデータであり，それぞれのデータを正規化し，上から同順にて縦軸に並べ，横軸を時間 (s) として示している。また，上記計測項目の補足説明として，センサごと心拍間隔 (IBI)，心電と脈波センサによる脈波伝播時間 (Contact PTT)，マイクロ波とカメラによる非接触による脈波伝播時間 (Non-contact PTT)，心電とマイクロ波の心拍タイミング及び脈波センサとカメラの脈波タイミングの時間差 (Difference) がそれぞれ示されている。

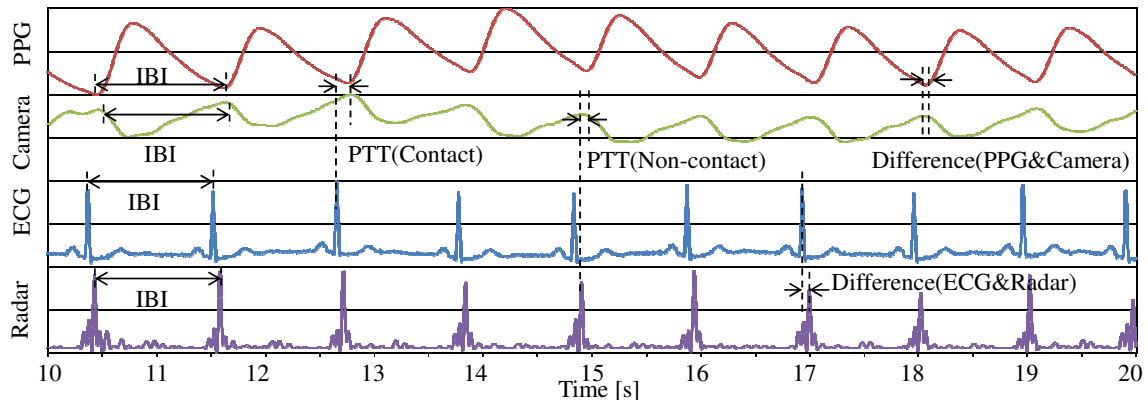


図 4.7: 被験者 (No.14) の接触式による脈波、心電、カメラ、マイクロ波によるデータ

4.5.3 各センサによる心拍間隔

心拍間隔は状況や個人ごとに異なり、また一拍ごとに変動することが知られている [52]。本研究でも約 700~1200ms と、被験者ごとに大きく異なる値を得た。

心電計による心拍間隔とマイクロ波による心拍間隔を比較すると、いずれの被験者もほぼ一致する結果が得られた。また、脈波センサとカメラによる心拍間隔も、いずれの被験者もほぼ一致する結果が得られた。

前章で説明するマイクロ波・カメラそれぞれのタイミング検出手法により、精度よく一拍一拍のタイミングが検出され、結果、心拍間隔がほぼ一致する結果が得られたと考えられるが、一方で本研究では距離 70cm 程度、仰向けでの静止安静での計測であり、体動等によるノイズの影響が少ないことも大きく寄与すると考えられ、体動を含む中での心拍（心拍間隔）検出を課題とする従来技術に対して、精度についての優劣を比較するものではない。

4.5.4 本システムによる非接触脈波伝播時間

接触式による脈波伝播時間は、各被験者ごとに大きく異なり、約 96~164ms(平均 125ms) であった。脈波伝播時間は、状況により変動し [55]、また、一拍ずつも変動するが、本研究では仰臥位による静止安静状態での計測、また計測時間は 30 秒程度あり、いずれの被験者も計測の間に大きな変動はなかった (標準偏差 2~13ms)。

心電計による心拍タイミング (R 波のピーク) とマイクロ波のピークの時間差は被験者ごとに異なり, 約 59~145ms (平均 91ms) であった.

R 波に起因して心室は収縮するが, R 波のタイミングと, 実際に心室が収縮によるタイミングには時間差 (前駆出期) がある [64]. マイクロ波はこの収縮が伝播した胸部表面の振動を検知しているため, 時間差を有することとなる.

心電とマイクロ波の時間差の標準偏差は 1~14ms であった. R 波とマイクロ波ピークの時間差は被験者ごとに固有の値を有するが (約 59~144ms), 個人内ではその固有の時間差を保持しつつ, 胸部の振動のタイミングを検知することを示している.

脈波センサとカメラに脈波のタイミングの時間差は, 被験者ごとに異なり, 約 -26~53ms (平均 29ms) であった.

接触式による脈波センサは局所的な計測部位に固定し, 光を照射して脈波を計測するため, 脈波の到達を鋭いピークとして捉えることができる (図 4.7 における PPG データ). 一方, 非接触であるカメラは離れたところから自然光の下, 脈波センサと比較して広めの頬領域を計測するため, 信号ピークが鈍化し, 結果タイミングに誤差が生じたと考えられる (図 4.7 における Camera データ). 時間差の標準偏差は 8~21ms であった.

マイクロ波とカメラによる非接触での脈波伝播時間は, 約 19~127ms (平均 73ms) であった.

図 4.8 は, 被験者 16 名の計測時間における, 接触式による各脈波伝播時間 (横軸) に対する非接触での脈波伝播時間 (縦軸) を示したグラフである. サンプル数は合計 523 ポイントであり, 有意水準 1% で正の相関が得られた (相関係数 $r=0.69$, 検定統計量 $t=21.5$, 有意水準 $p<0.01$).

また, 被験者 1 名を評価データとし, 評価データ以外の 15 名 (学習データ) のデータを用いて直線近似による推定モデルを算出し, 評価データによる推定値と実際の計測値との差の絶対値を算出し, 評価データを入れ替え全被験者に対し同様の処理を行い平均をとる leave-one-out 交差検証を行ったところ, 表 4.2 に示すように平均絶対誤差 (MAE) は 13ms (標準偏差 8ms) であった.

被験者には年齢等の情報の他, 「薬物治療を受けている病気の有無」と, ある場合はその「病名」を回答してもらった. 被験者 10 名は薬物治療を受けている病気はなく, 一方で 6 名は薬物

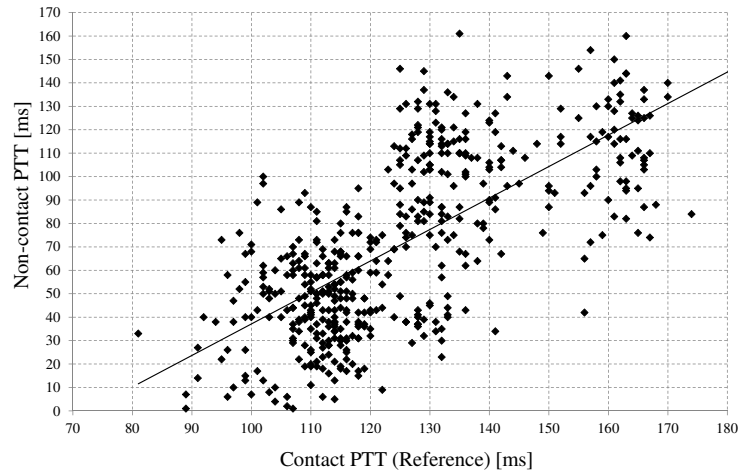


図 4.8: 接触式（参照データ）と非接触式（提案手法）による脈波伝播時間の相関

表 4.2: 各被験者の推定誤差とその平均

No.	MAE[ms]
01	9.3±6.8
02	6.1±4.4
03	12.9±6.9
04	5.4±3.4
05	9.9±7.9
06	11.2±6.3
07	22.6±7.8
08	9.3±7.4
09	16.7±6.3

No.	MAE[ms]
10	8.1±19.7
11	5.2±3.5
12	8.1±6.2
13	32.1±15.1
14	11.0±5.8
15	15.8±13.2
16	27.3±7.8
Avg.	13.2±7.9

治療を受けている病気を有していた。病名は糖尿病 3 名 (No.1, 9, 15), 狭心症 1 名 (No.4), 高血圧 2 名 (No.10, 11) であった。

糖尿病や高血圧は、動脈硬化を引き起こす因子であり、また、動脈硬化の進行によって狭心症の危険が高まると考えられている。また、これらの疾患を有する被験者は、統計的に脈波伝播時間が短い傾向があるとの報告がある [67][71]。

実際に被験者の血管内の硬さや血管の健康状態を測るには、医師などによって、超音波による頸動脈検査を用いて頸動脈の動脈壁の厚さを調べたり、CT や MRI を用いて計測される冠動脈石灰化 (CAC スコア)、あるいは、カテーテルを挿入し、実際の血液の流れを調べる検査

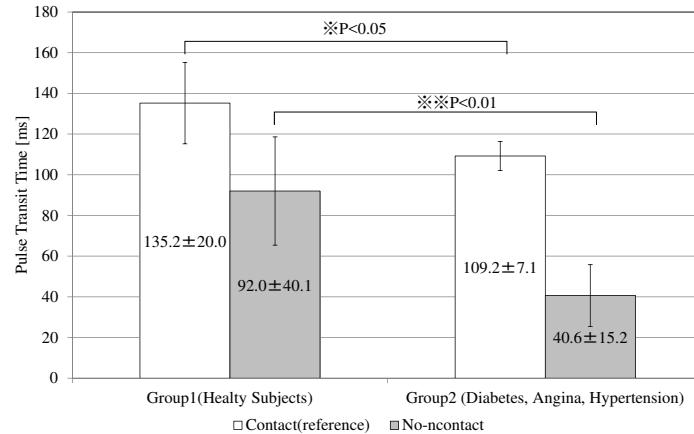


図 4.9: グループ間での接触及び非接触での脈波伝播時間の比較

を行う必要があり，一般では獲得が困難な情報であるため，本論文では，従来研究と同様に，これら疾患を有する被験者 6 名を一つの群とし（Group2），他の被験者 10 名の群（Group1）との 2 群比較を行った．検定にはノンパラメトリックでのマンホイットニー U 検定を用いた．

結果を図 4.9 に示す．接触式による脈波伝播時間の平均値は，Group1 が 135ms（標準偏差 20ms）であるのに対し，Group2 は 109ms（標準偏差 7ms）と短く，有意な差が得られた（検定統計量 $U=8.0$ ，有意確率 $p<0.05$ ）．疾患者は健常者に対して脈波伝播時間が短い傾向があるとの従来研究 [67][71] と同様の傾向が得られた．

本システムによる非接触式での脈波伝播時間の平均値は，Group1 が 92ms（標準偏差 26ms）であるのに対し，Group2 は 41ms（標準偏差 15ms）と短く，有意な差が得られた（検定統計量 $U=3.0$ ，有意確率 $p<0.01$ ）．

これらの結果より本システムは，前駆出期による心電とマイクロ波の時間差や，脈波センサとカメラによる誤差のため，接触式による脈波伝播時間と値とは一致しないが，誤差（ 13 ± 8 ms）を有しつつ，被験者の脈波伝播時間が長い場合，非接触でも長い時間が計測され，短い場合は短い時間が計測され，被験者ごとの差を推定できる可能性を示している．

また，血管の健康状態と脈波伝播時間との関係は，現在も接触式において研究が進行しており，脈波伝播時間がある値未満ならば必ず血管が健康が良好等を判定するものではないが，接触式での脈波伝播時間によって，長短の有意差が得られる群の比較の場合，本システムの非接

触でも長短の有意差が得られる可能性があることを示しており、将来、血管の健康状態の傾向を示すことができる可能性を示している。

4.6 考察と今後の課題

本章では、仰臥位での静止安静における30秒程度の計測であったため、個人内での脈波伝播時間はほぼ一定の値となり(標準偏差2~13ms)、計測時間中に大きく変動するデータが得られなかった。

一方、運動等により血圧や脈波伝播時間に大きな変動が生じることが報告されている[61][62]。また、仰臥位や立位など、姿勢によっても脈波伝播時間は変化する[63]。個人内で脈波伝播時間が大きく変動する状況において、接触式と本システムによる非接触での脈波伝播時間との相関や、個人内変動の追従性などについて、今後検討していく必要がある。

心電のR波に起因して心室が収縮するまでの時間差(前駆出期)は約60~120msと言われている[64]。また、前駆出期は人ごとに異なり、また同じ人でも状況や心理状態によって大きく変動すると言われている[65]。本章では、R波のピークとマイクロ波によるピークの時間差は平均91msであり、近い数値が得られたと考えられる。しかしながら、胸部の厚さや脂肪、体質による個人差の影響も含まれると考えられ、詳細について今後検討していく必要がある。

脈波センサとカメラによる脈波タイミングの時間差は被験者平均 29 ± 15 msであった。心拍間隔や心拍変動(約700~1000ms)に着目する場合、時間差による影響は小さいと考えられるが、心拍からの時間差である脈波伝播時間(本研究の場合約96~164ms)に着目した場合、正の相関は得られたものの、値を正確に推定するには誤差を有する(平均 13 ± 8 ms)。一般的に接触式による脈波伝播時間計測装置[74]の計測誤差は $\pm 5\%$ 程度であり[75]、今後さらなる分析と精度の向上を検討していく必要がある。

接触式の脈波計測であっても、計測位置によっては脈波波形が変わる(とりにくい部分では脈波信号が鈍化する)ため、単純なピーク抽出では誤差が生じ[76]、またその改善策の一つとして、ボトム法、微分法、接線法などによるピーク抽出が改善に寄与するとの報告がある[76]。これら手法の適応を含め、ロバストなピーク抽出アルゴリズムの開発を検討していく。

本章では、仰臥位及び静止安静の理想環境下での計測であり、実際の日常生活での利用のた

めには、重心動揺等，体動による影響は不可避である．立位時や日常シーンに応じた体動の影響と，さらには補正・除去アルゴリズムの検討を行う必要がある．

本章では，健常者の群と，疾患を有する群との比較実験によって有意差は得られたものの，脈波伝播時間と血管の健康状態との関係は，接触式においても，現在も研究がなされており，今後，接触式を含めた検討とさらなる解明が必要である．

非接触での計測の研究のにより，医療機関等限られた場所，期間でのデータのみならず，将来，普段のリアルなデータ収集と，分析を通じ，現在の接触を含めた脈波伝播時間の研究（疾患，血圧との関係等）への貢献と，高齢化に向けた日常的な健康管理の促進に繋げて行く必要がある．

4.7 むすび

本章では，マイクロ波とカメラを用いた非接触での脈波伝播時間計測システムについて提案した．本システムでは，マイクロ波により胸部の反射波から心拍タイミングを検出し，カメラにより顔の動画像から脈波タイミングを検出し，これらの時間差から脈波伝播時間の計測を行った．被験者 16 名による計測実験において，接触式による脈波伝播時間と，本システムによる非接触での脈波伝播時間を計測した結果，正の相関が得られた ($r=0.69$, $p<0.01$)．本システムにより，限定条件下（仰臥位など）で非接触で被験者ごとの差を計測できる可能性を示している．

今後，実際の日常生活の中で自然なバイタルモニタリングと健康社会の実現に向け，体動等の影響の検討と精度の向上，及び血圧等との関連についても取り組んでいく．

第 5 章

結論

5.1 まとめ

商品・システムのコモディティ化を背景に，産業分野ではシステムの差別化や，より高い付加価値の創出が求められている．この差別化・高付加価値化を創出する手段として，人の様々な状態をセンシングするヒューマンセンシング技術が着目されている．またユーザも多くの商品群の中から，より自分に合った商品・システムを採用するため，ヒューマンセンシング技術が差別化要素となっている．

そこで，本論文ではヒューマンセンシングとして，実際に商品化されている空間情報について述べつつ，特に近年研究が行われている行動情報（行動等）と身体的情報（心拍等）について検討を行った．

ヒューマンセンシングを行う日常生活環境として，まずは車などのモビリティ環境を扱った．自動車やスマートフォンなどは，その使用時に移動を伴うことが多く，現在の位置や将来の位置に応じた情報選別，情報提供が必要となり，差別化の重要なファクタの一つと考えられているためである．

特に近年，自動車分野では，スマートフォンの普及により，車の中でも常時ネットに繋がるコネクテッドカー社会が実現しつつあり，車室内環境は「走る・止まる・曲がる」の移動空間から，移動する情報空間へと進化してきている．このような環境では，運転タスクを妨げないようにしつつ，ドライバの状態を把握し，必要な情報を選別し提供するシステムが必要となる．

また，ヒューマンセンシングの日常生活環境として住宅環境をターゲットとした．近年，世

界的な高齢化を背景に、外部的な行動情報だけでなく、人の内部の状態である体調や健康状態を推定し、より快適な生活空間を実現する技術へのニーズが非常に高まっており、特に人々の生活と密接に関連し、過ごす時間も長い住宅環境で、日々の身体的情報をセンシングし、健康管理や支援を行うシステムが必要とされているためである。

一方で、日常生活環境下でのヒューマンセンシングにおいてシステムに欠かすことが出来ない要素として、「煩わしくなく、自然であること」が挙げられる。日常生活環境でのセンシングを実現するためには、日々の生活を妨げたり、あるいは煩雑な操作や装着などの作業を伴うのではなく、ユーザにとって自然な状態でセンシングすることが必要とされている。また、煩雑な操作や装着などの作業を伴うのではなく、非接触式による、ユーザにとって自然な状態でセンシングすることも必要と考えられる。

これらの背景を踏まえ本研究では、日常生活環境に溶け込んだセンサシステムにより、ユーザに意識させることなく自然に非接触でユーザの様々な状態をセンシングすることで、安心して快適な日常生活環境の実現を目指し、「日常生活環境で自然なヒューマンセンシングの開発」を行った。

本論文では、先ず車載分野での移動のセンシングに着目し、特に、移動先予測の指標となる移動先エントロピーを定義し、有効性の検討を行った。

走行履歴の移動先エントロピーは、所定時間における移動先の不確定さを表現し、走行時間とともに減少する。また、10名の運転者の走行履歴を取得し、実走行履歴に対する移動先エントロピーを算出する実験を行った。その結果、移動先エントロピーと到着地の推定精度に関しては大きな相関があり、走行開始から5~10分で移動先エントロピーの減少および移動先の推定精度の向上が見られた。その後は、移動先エントロピーの減少が顕著には見られないことから、移動先の推定は走行開始から数分で行うことが望ましいことが分かった。また、走行回数の増加とともに移動先エントロピーは増加するが、ある所定値の走行数で収束が見られる。収束する走行数は被験者によって異なるが、それ以上、走行履歴を蓄積しても、到着地の推定精度は向上しないことが分かった。

また本論文では、カメラを用いた非接触での脈波計測及び脈波伝播時間計測システムについて検討を行った。本実験では、手首足首のカメラ動画から脈波タイミングを検出し、その時間

差から脈波伝播時間の計測を行った。被験者 10 名による計測実験において、接触式による脈波伝播時間と、本手法による非接触での脈波伝播時間を計測した結果、高い一致性を示した。さらに、血圧との高い相関が得られた ($r=0.879$)。

一方で、日常生活環境下での応用を考えた場合、手首と足首ではなく、より自然な状態での計測が求められる場合もある。

そこで本論文では、マイクロ波とカメラを用いた非接触での脈波伝播時間計測システムについて提案した。本システムでは、マイクロ波により胸部の反射波から心拍タイミングを検出し、カメラにより顔の動画像から脈波タイミングを検出し、これらの時間差から脈波伝播時間の計測を行った。高齢者の被験者 16 名による計測実験において、接触式による脈波伝播時間と、本システムによる非接触での脈波伝播時間を計測した結果、正の相関が得られた ($r=0.69, p<0.01$)。本システムにより、限定条件下（仰臥位など）で非接触で被験者ごとの差を計測できる可能性を示している。

5.2 今後の課題

本論文における、移動先エントロピーによる到着地推定の結果は被験者 10 名によるものであり、必ずしもすべての運転者に該当する傾向とは結論づけられない。さらに今後、被験者数を増加させ、移動先エントロピーの走行時間に対する変化のパターンを分析することにより、走行履歴の分類を行うことが必要である。またこのパターンと運転者のプロフィールとの関連を分析することで、運転者に応じて到着地を推定するための変数を設定することが可能になる。さらに本論文では、車両の走行履歴に付随する情報を考慮せずに移動先エントロピーを定義した。到着地を推定するためには、走行に伴う天候や、出発時刻、走行時刻、乗車人数等の位置情報以外の付帯情報も有用となる。そこで、それらの付帯情報をも考慮した移動先エントロピーを定義することで、さらに実用的な移動先エントロピーを定義することが可能になる。

脈波伝播時間推定については今後、実際の日常生活の中での自然なバイタルモニタリングに向けた検討を行っていく。本論文では仰臥位の姿勢のみの検討を行ったが、日常生活での利用を考えた場合、立位や座位などの検討が必要となる。また、これらの姿勢の場合、姿勢による重力が脈波伝播時間へも影響する可能性があり、検討を行う必要がある。さらに、仰臥位と比

較し，座位や立位は体動の影響が大きいと考えられるため，これらの影響及びその除去手法の検討も必要である．また，寝室などでの睡眠時の計測などに向け，暗い部屋でのセンシングを考慮して I R カメラでの脈波検知と，脈波伝播時間推定を検討していく．そして精度の向上，及び血圧等とのさらなる関連についても取り組んでいく．

謝 辞

本研究を進めるにあたり，終始暖かい御助言と御指導を賜りました小林隆夫教授に心から感謝いたします。また，御助言・御協力を頂いた，パナソニック株式会社小澤順博士に深く感謝いたします。

参 考 文 献

- [1] リチャード A. ダベニー (著), 東方 雅美 (訳), “脱「コモディティ化」の競争戦略,” 中央経済社, 2011.
- [2] クレイトン M. クリステンセン, “イノベーションのジレンマ,” 翔泳社, 2001.
- [3] 恩蔵 直人, “コモディティ化市場のマーケティング論理,” 有斐閣, 2007.
- [4] みずほ産業調査部, “みずほ産業調査：特集：世界の潮流と日本産業の将来像,” Vol. 54, No. 1, 2016.
- [5] M. S. Daoud and H. M. Almimi, “A survey on location based-services over cellular networks,” 8th International Conference on Information Technology (ICIT), pp. 985-993, May 2017.
- [6] K. Perera and D. Dias, “An intelligent driver guidance tool using location based services,” 2011 IEEE International Conference on Spatial Data Mining and Geographical Knowledge Services (ICS DM), pp. 246-251, June 2011.
- [7] 泉田 良輔, “Google vs トヨタ 「自動運転車」は始まりにすぎない,” 中経出版, 2014.
- [8] <http://www.itmedia.co.jp/news/articles/1802/17/news018.html>
- [9] H. Zacharatos, C. Gatzoulis, and Y. L. Chrysanthou, “Automatic emotion recognition based on body movement analysis: A survey,” IEEE computer graphics and applications, Vol. 34, No. 6, pp. 35-45, 2014.
- [10] R. A. Calvo and S. D’Mello, “Affect detection: An interdisciplinary review of models, methods, and their applications,” IEEE Tran., affective computing, Vol. 1, No. 1, pp.18-37, 2010.

- [11] S. R. Islam, D. Kwak, M. H. Kabir, M. Hossain, and K. S. Kwak, “The internet of things for health care: A comprehensive survey,” *IEEE Access*, Vol. 3, pp. 678-708, 2015.
- [12] Y. L. Zheng, X. R. Ding, C. C. Y. Poon, B. P. L. Lo, H. Zhang, X. L. Zhou, and Y. T. Zhang, “Unobtrusive sensing and wearable devices for health informatics,” *IEEE Trans., Biomedical Engineering*, Vol. 61, No. 5, pp. 1538-1554, 2014.
- [13] C. Li, V. M. Lubecke, O. Boric-Lubecke, and J. Lin, “A review on recent advances in Doppler radar sensors for noncontact healthcare monitoring,” *IEEE Trans., microwave theory and techniques*, Vol. 61, No. 5, pp.2046-2060, 2013.
- [14] T. Teixeira, G. Dublon, and A. Savvides, “A survey of human-sensing: Methods for detecting presence, count, location, track, and identity,” *ACM Computing Surveys*, Vol. 5, No. 1, pp. 59-69, 2010.
- [15] H. Alemdar and C. Ersoy, “Wireless sensor networks for healthcare: A survey. Computer networks,” Vol. 54, No. 15, pp.2688-2710, 2010.
- [16] http://g-book.com/pc/service_menu/top/
- [17] http://www.nttdocomo.co.jp/p_s/imode/iarea/index.html
- [18] 佐藤雅春, “個客行動を予測するデータマイニング,” 日刊工業新聞社, 2001.
- [19] 柳沢豊, 赤埴淳一, 小暮潔, “位置センサ情報を用いたユーザの行動傾向の取得, 第2回情報処理学会知的都市基盤研究グループ研究発表会講演予稿集,” pp.19-26, 2002.
- [20] 大田智数, 波多野賢治, 吉川正俊, 植村俊亮, “ウェアラブル環境における行動履歴を用いた情報提示,” 信学技報, DE2001-1, pp.1-7, 2001.
- [21] 鈴木和宏, 小笠原直人, 佐藤究, 布川博士, “位置情報とスケジューリング情報を用いた人の行動推測に関する研究,” 情報処理学会研究報告, 2004-GN-50(6), pp.37-42, 2004.
- [22] 白川洋, 歌川由香, 福井良太郎, 重野寛, 岡田謙一, “歩行者ナビゲーションのための歩行履歴情報の分析手法,” 情報処理学会研究報告, 2003-MBL-25(10), pp.69-76, 2003.
- [23] 峰野博史, 肥田一生, 水谷美穂, 宮内直人, 楠和浩, 水野忠則, “移動機器連携ロケーショントラッキング方式の提案,” 情報処理学会研究報告, 2005-DBS-135(17), pp.119-126,

- 2005.
- [24] P. Wen-Chih and C. Ming-Syan, “Developing Data Allocation Schemes by Incremental Mining of User Moving Patterns in a Mobile Computing System,” *IEEE Trans. Knowledge and Data Eng.*, vol. 15, No. 1, pp.70–85, 2003.
 - [25] P. Srinivas and J. W. Yu, “Adaptability of a Hybrid Route Choice Model to Incorporating Driver Behavior Dynamics Under Information Provision,” *IEEE Trans. Systems, Man, and Cybernetics–Part A: Systems and Humans*, vol. 34, No. 2, pp.243–256, 2004.
 - [26] 工藤貴弘, 小澤順, “目的地予測におけるエントロピーを利用した日時カテゴリ決定方式, 日本知能情報ファジィ学会誌,” Vol. 16, No. 6, pp.551–560, 2004.
 - [27] 小林誠, 嶋恵子, 小針里美, 曾布川靖, 伊東幸宏, 酒井三四郎, “車載端末向け情報選別配信システムにおける到着地推定機構,” *情報処理学会論文誌*, Vol. 45, No. 12, pp. 2688–2689, 2004.
 - [28] 長尾光悦, 川村秀憲, 山本雅人, 大内東, “観光動態情報の獲得を意図した GPS ログデータマイニング,” *情報処理学会研究報告*, 2004-ICS-135(2), pp. 7–12, 2004.
 - [29] 金澤明浩, 杵渕哲也, 毛利仁士, 小澤智章, 市河研一, 荒川賢一, “決定木を利用した交通渋滞予測手法に関する考察,” *情報処理学会研究報告*, 2004-ITS-16(21), pp.141–148, 2004.
 - [30] 吉岡元貴, 工藤貴弘, 小澤順, “行動の Frequent Pattern を用いたクラスタリングによる予測手法,” *情報処理学会第 66 回全国大会講演論文集*, pp.221–224, 2003.
 - [31] M. Heikki, T. Hannu, and V. A. Inkeri, “Discovery of Frequent Episodes in Event Sequences, *Data Mining and Knowledge Discovery*,” Vol.1, pp.259–289, 1997.
 - [32] H. Jiawei, P. Jian, and Y. Yiwen, “Mining Frequent Patterns without Candidate Generation,” *ACM-SIGMOD Int. Conf. on Management of Data (SIGMOD’00)*, Dallas, TX, May, 2000.
 - [33] F. Bousefsaf, C. Maaoui, and A. Pruski, “Remote assessment of the heart rate variability to Detect Mental Stress,” *7th International Conference on Pervasive Computing Technologies for Healthcare*, pp. 348–351, 2013.

- [34] Z. guo, Z. J. Wang, and Z. Shen, “Physiological parameter monitoring of drivers based on video data and independent vector analysis,” IEEE International Conference on Acoustic, Speech and Signal Processing (ICASSP), pp. 4374-4378, 2014.
- [35] Q. Zhang, G. Xu, M. Wang, Y. Zhou, and W. Feng, “Webcam based non-contact real-time monitoring for the physiological parameters of drivers,” International Conference on Cyber Technology in Automation, Control and Intelligent Systems, pp. 648-652, 2014.
- [36] T. Hirofumi, et al, “Comparison between carotid-femoral and brachial-ankle pulse wave velocity as measures of arterial stiffness,” Journal of hypertension, vol. 27, no. 10, pp. 2022-2027, 2009.
- [37] N. Shiraishi and Y. Sankai, “Pulse transit time measurement method with artifact tolerance for home healthcare,” Proceeding of 2013 IEEE International Conference on Mechatronics and Automation, pp.908-913, 2013.
- [38] J. Allen and A. Murray, “Age-related changes in peripheral pulse timing characteristics at the ears, fingers and toes,” Physiol. Meas., vol.16, no.10, pp. 711-717, 2002.
- [39] C. D. Maria, E. Sharkey, A. Klinge, D. Zheng, A. Murray, J. O’Sullivanand, and J. Allen, “Feasibility of monitoring vascular aging by multi-site photoplethysmography,” Proc. Comput. Cardiology, pp. 817-820, 2012.
- [40] A. Babchenko, E. Davidson, D. Adler, Y. Ginosar, V. Kurz, and M. Nitzan, “Increase in pulse transit time to the foot after epidural anesthesia treatment,” Med. Bio. Eng. Comput., vol.38, no.6, pp.674-679, 2000.
- [41] D. McDuff, S. Gontarek, and R. W. Picard, “Improvements in remote cardiopulmonary measurement using a five band digital camera,” IEEE trans. Biomed. Eng., vol. 61, no. 10, pp. 2593-2601, 2014.
- [42] Y. Maeda, M. Sekine, and T. Tamura, “The advantages of wearable green reflected photoplethysmography,” J. Med. Syst., Vol. 35, No. 5, pp. 829-834, 2011.
- [43] L. Yan, S. Yin, S. Wang, J. Liu, L. Xu, and Y. Zhao, “Study on the variability of

- pulse wave and ECG of graduate students with different body positions,” Proceeding of the IEEE International Conference on Information and Automation, pp.658-662, 2012.
- [44] X. He, R. A. Goubran and X. P. Liu, “Evaluation of the correlation between blood pressure and pulse transit time,” IEEE International Symposium on Medical Measurements and Applications Proceedings, pp.17-20, 2013.
- [45] <http://research.ics.aalto.fi/ica/fastica/>
- [46] A. Hyvarinen, “Fast and robust fixed-point algorithms for independent component analysis,” IEEE Trans. Neural Networks. Vol. 10, No. 3, pp-626-634, 1999.
- [47] A. Pantelopoulos and N. G. Bourbakis, “A survey on wearable sensor-based systems for health monitoring and prognosis,” IEEE Tran. Sys., Man, and Cybernetics, Part C (Appl. and Rev.), vol.40, no.1, pp.1-12, 2010.
- [48] D. J. McDuff, J. R. Estep, A. M. Piasecki, and E. B. Blackford, “A survey of remote optical photoplethysmographic imaging methods,” In 2015 37th Annual Int. Conf. of the IEEE Eng. in Med. and Biomed. Sci. (EMBC), pp.6398-6404, 2015.
- [49] L. Scalise, “Non contact heart monitoring,” INTECH Open Access Publisher, 2012.
- [50] H. Alemdar and C. Ersoy, “Wireless sensor networks for healthcare: A survey,” Comput. Netw., vol.54, no.15, pp.2688-2710, 2010.
- [51] L. Tarassenko, M. Villarroel, A. Guazzi, J. Jorge, D. A. Clifton, and C. Pugh, “Non-contact video-based vital sign monitoring using ambient light and auto-regressive models,” Physiological measurement, vol.35, no.5, pp.807-831, 2014.
- [52] D. McDuff, S. Gontarek, and R. Picard, “Remote measurement of cognitive stress via heart rate variability,” In 2014 36th Annual Int. Conf. of the IEEE Eng. in Medicine and Biology Sci., pp.2957-2960, 2014.
- [53] I. V. Mikhelson, S. Bakhtiari, T. W. Elmer II, and A. V. Sahakian, “Remote sensing of heart rate and patterns of respiration on a stationary subject using 94-GHz millimeter-wave interferometry,” IEEE Trans. Biomed. Eng., vol.58, no.6, pp.1671-1677, 2011.

- [54] 戸川達男, “センシング技術の高齢者健康モニタリングへの応用,” 計測と制御, Vol.40, no.5, pp.337-342, 2001.
- [55] H. Gesche, D. Grosskurth, G. Kuchler, and A. Patzak, “Continuous blood pressure measurement by using the pulse transit time: comparison to a cuff-based method,” European J. of applied physiology, vol.112, no.1, pp.309-315, 2012.
- [56] 福井敏樹, 安部陽一, 安田忠司, 吉鷹寿美江, “動脈硬化検査における上腕足首間脈波伝播速度 (baPWV) と心臓足首血管指数 (CAVI) 値の比較,” 人間ドック (Ningen Dock), vol.23, no.1, pp.70-76, 2008.
- [57] 大槻知明, “ワイヤレスヘルスモニタリング,” 信学誌, vol.97, no.8, pp.702-706, 2014.
- [58] 香川正幸, 吉田悠鳥, 鈴木哲, 栗田明, 松井岳巳, “2 つのマイクロ波レーダーを用いた就寝時高齢者見守りシステム -呼吸・心拍の非接触計測における体動対策-,” 医療情報学, vol.30, no.2, pp.85-94, 2010.
- [59] M. Yoshioka, K. Murakami, and J. Ozawa, “Improved human pulse peak estimation using derivative features for noncontact pulse transit time measurements,” 2015 Int. Joint Conf. on Neural Netw. (IJCNN), pp.1-6, 2015.
- [60] <http://opencv.jp/>
- [61] K. Murakami and M. Yoshioka, “Pulse transit time variability on a range of heart rates between resting and elevated states,” In Systems, Man, and Cybernetics (SMC), 2015 IEEE Int. Conf., pp.1579-1582, 2015.
- [62] G. Lopez, H. Ushida, K. Hidaka, M. Shuzo, J. J. Delaunay, I. Yamada, and Y. Imai, “Continuous blood pressure measurement in daily activities,” In Sensors 2009 Conf., pp.827-831, 2009.
- [63] H. Jeong, M. Hayashi, M. Sekine, T. Tamura, M. Kido, K. Yamada, and Y. Ohno, “A study on estimating blood pressure during body postural change based on pulse transit time,” In Healthcare Innovation Conf. (HIC), 2014 IEEE, pp.153-156, 2014.
- [64] D. V. Cokkinos, E. T. Heimonas, J. N. Demopoulos, A. Harralambakis, G. Tsartsalis, and C. D. Gardikas, “Influence of heart rate increase on uncorrected pre-ejection

- period/left ventricular ejection time (PEP/LVET) ratio in normal individuals,” *British heart J.*, vol.38, No.7, pp.683-688, 1976.
- [65] S. Deb, C. Nanda, D. Goswami, J. Mukhopadhyay, and S. Chakrabarti, “Cuff-less estimation of blood pressure using pulse transit time and pre-ejection period,” 2007 Int. Conf. on Convergence Inf. Technol., pp.941-944, 2007.
- [66] J. C. Bramwell and A. V. Hill, “Velocity of transmission of the pulse-wave: and elasticity of arteries,” *The Lancet*, pp.891-892, 1922.
- [67] E. Kimoto, T. Shoji, K. Shinohara, M. Inada, Y. Okuno, T. Miki, H. Koyama, M. Emoto, and Y. Nishizawa, “Preferential Stiffening of Central Over Peripheral Arteries in Type 2 Diabetes,” *Diabetes*, vol.52, no.2, pp.448-452, 2003.
- [68] K. Kohara, Y. Tabara, R. Tachibana, J. Nakura, and T. Miki, “Microalbuminuria and Arterial Stiffness in a General Population: the Shimanami Health Promoting Program(J-SHIP) Study,” *Hypertension Research*, vol.27, no.7, pp.471-477, 2004.
- [69] H. Tomiyama, A. Yamashina, T. Arai, K. Hirose, Y. Koji, T. Chikamori, S. Hori, Y. Yamamoto, N. Doba, and S. Hinohara, “Influences of age and gender on results of noninvasive brachial-ankle pulse wave velocity measurement? A survey of 12517 subjects,” *Atherosclerosis*, vol.166, no.2, pp.303-309, 2003.
- [70] H. Taniwaki, T. Kawagishi, M. Emoto, T. Shoji, H. Kanda, K. Maekawa, Y. Nishizawa, and H. Morii, “Correlation between the intima-media thickness of the carotid artery and aortic pulse-wave velocity in patients with type 2 diabetes. Vessel wall properties in type 2 diabetes,” *Diabetes Care*, vol.22, no.11, pp.1851-1857, 1999.
- [71] A. Ichihara, M. Hayashi, Y. Koura, Y. Tada, N. Hirota, and T. Saruta, “Long-term effects of intensive blood-pressure lowering on arterial wall stiffness in hypertensive patients,” *American journal of hypertension*, vol.16, no.11, pp.959-965, 2003.
- [72] R. Asmar, A. Benetos, J. Topouchian, P. Laurent, B. Pannier, A. M. Brisac, R. Target, and B. I. Levy, “Assessment of arterial distensibility by automatic pulse wave velocity measurement,” *Hypertension*, vol.26, no.3, pp.485-490, 1995.

- [73] M. Zureik, P. J. Touboul, C. Bonithon-Kopp, D. Courbon, C. Berr, C. Leroux, and P. Ducimetiere, “Cross-sectional and 4-year longitudinal associations between brachial pulse pressure and common carotid intima-media thickness in a general population,” *Stroke*, vol.30, no.3, pp.550-555, 1999.
- [74] <http://www.fukuda.co.jp/colin/products/feature/240.html>
- [75] <http://www.nihonkohden.co.jp/iryo/documents/pdf/HJ00056A.pdf>
- [76] Y. C. Chiu, P. W. Arand, S. G. Shroff, T. Feldman, and J. D. Carroll, “Determination of pulse wave velocities with computerized algorithms,” *American heart journal*, vol.121, no.5, pp.1460-1470, 1991.

本研究に関する発表文献

論文

- [1] 吉岡 元貴, “自然な高齢者モニタリングに向けたカメラとマイクロ波センサによる非接触での脈波伝播時間推定の基礎的研究,” 電子情報通信学会論文誌 (D), Vol. J101-D, No. 2, pp.395–404, Feb 2018.
- [2] 吉岡 元貴, 小澤 順, “移動先エントロピーを用いた車両の走行履歴による到着地の推定,” 情報処理学会論文誌, Vol. 46, No. 12, pp.2973–2982, Dec 2005.

その他 国際会議（査読あり）

- [1] M. Yoshioka and S. Bounyong, “Regression-forests-based estimation of blood pressure using the pulse transit time obtained by facial photoplethysmogram,” The 2017 International Joint Conference on Neural Networks(IJCNN), pp. 3248–3253, May 2017.
- [2] M. Yoshioka and K. Murakami, “A new approach for non-contact pulse transit time measurement using microwave and image sensors,” The 2016 IEEE International Conference on Consumer Electronics (ICCE), pp. 333–334, Jan 2016.
- [3] M. Yoshioka, K. Murakami, and J. Ozawa, “Improved human pulse peak estimation using derivative features for noncontact pulse transit time measurements,” The 2015 International Joint Conference on Neural Networks (IJCNN), pp.1–6, July 2015.
- [4] M. Yoshioka, V. Kostov, and J. Ozawa, “Arrival Place Presumption Based on Destination Entropy from Driving Route History,” The 2006 IEEE Intelligent Vehicles Symposium, pp.583–588, May 2006.

研究会

- [1] 吉岡 元貴, 村上 健太, 小澤 順, “Non-contact Vital Sign Detection using a Millimeter Wave Sensor and Heartbeat Signal Extraction,” 電子情報通信学会第 29 回信号処理シンポジウム, pp41–46, September 2014.
- [2] 吉岡 元貴, “行動の Frequent Pattern を用いたクラスタリングによる予測手法,” 情報処理学会第 66 回全国大会講演論文集, 2003.

特許

- [1] 特許第 4436717 号, ナビゲーション装置およびナビゲーション表示方法.
- [2] 特許第 4495620 号, 移動先予測装置および移動先予測方法.
- [3] 特許第 4114881 号, 待ち合わせ場所決定装置およびその方法.
- [4] 特許第 4130828 号, 移動先表示装置および移動先表示方法.
- [5] 特許第 4781785 号, 位置情報検出装置および位置情報検出方法.
- [6] 特許第 4469790 号, 地図情報更新装置および地図情報更新方法.
- [7] 特許第 4402099 号, 地点情報検索装置, 地点情報検索方法, およびプログラム.
- [8] 特許第 4468964 号, 地点名称生成装置および地点名称生成方法.