



ウォーターベッドマッサージに関する感性工学研究

石, 叡人

(Degree)

博士 (工学)

(Date of Degree)

2016-09-25

(Date of Publication)

2017-09-01

(Resource Type)

doctoral thesis

(Report Number)

甲第6750号

(URL)

<https://hdl.handle.net/20.500.14094/D1006750>

※ 当コンテンツは神戸大学の学術成果です。無断複製・不正使用等を禁じます。著作権法で認められている範囲内で、適切にご利用ください。



博士学位論文

ウォーターベッドマッサージに関する
感性工学研究

平成 28 年 7 月提出

神戸大学大学院システム情報学研究科
石 叡人

要旨

ウォーターベッドマッサージとは、ウォーターマッサージベッドと呼ばれるマッサージ装置を用いた全身マッサージのことである。ウォーターマッサージベッドは物理療法の一環として、リハビリテーションなどの臨床現場で医療機器として用いられており、水圧刺激と浮遊感を提供することでストレス解消や血液循環の向上及びリハビリ筋肉疲労物質の除去といった数多くの効果が期待されている。一方、ウォーターマッサージによる治療後、非常に少数ではあるが、めまいなどの乗り物酔いに近い症状が患者に表れることも報告されている。

乗り物酔いに関する研究は主に自動車や船舶名などの剛体に囲まれた乗り物を使用しており、このような物体が被験者に与える影響について数多くの研究がなされてきた。これに対して、ウォーターマッサージベッドのような柔軟面上における水圧振動による乗り物酔いについてはほとんど研究がされておらず、誘発要因についても明らかになっていない。本論文は、生理学的な指標として自律神経活動の変化に着目し、ウェアラブル心拍センサーとレーザーレンジファインダーと併用することで、感性工学の立場から、ウォーターベッドマッサージの振動と被験者の主観評価および自律神経活動変化との関わりを明らかにし、乗り物酔い誘発の改善を目的とする。本論文は 6 章で構成され、主に以下の 3 つの研究結果についてまとめたものである。ウォーターベッドマッサージに対する生理学的評価では、人の主観評価と生理学指標の関係についての評価を行った。次のウォーターベッドマッサージに対する工学的評価では、工学的な観点から振動が生理学指標に与える影響についての評価を行った。最後にウェブカメラを用いたリアルタイム非接触型計測方法の提案を行い、有効性の検証を行った。本論文における研究結果から、ウォーターベッドマッサージによる乗り物酔い誘発の改善案が提案され検討されている。また、新たな生体信号計測技術を提案することにより、医療機器としてのウォーターマッサージベッドの技術発展に寄与する可能性が見出された。

目次

第1章 序論.....	1
1.1 はじめに.....	1
1.2 研究目的.....	5
1.3 乗り物酔い.....	5
1.4 本論文の構成.....	7
第2章 基礎知識.....	8
2.1 生理学的基礎知識.....	8
2.2 感性計測(生理計測).....	12
第3章 ウォーターベッドマッサージに対する生理学的評価.....	14
3.1 はじめに.....	14
3.2 計測実験.....	15
3.3 実験結果.....	19
3.4 結果の検討.....	22
3.5 まとめ.....	26
第4章 ウォーターベッドマッサージに対する工学的評価.....	27
4.1 はじめに.....	27
4.2 実験.....	27
4.3 実験結果及び考察.....	31
4.4 結論.....	37
第5章 ウェブカメラを用いたリアルタイム非接触型心拍計測.....	38
5.1 はじめに.....	38
5.2 実験.....	46
5.3 実験結果.....	50
5.4.考察.....	58

5.5 結論.....	62
第6章 結論.....	63
6.1 まとめ.....	63
6.2 今後の課題.....	64
研究業績.....	66
参考文献.....	67

第1章 序論

1.1 はじめに

1.1.1 研究背景

ウォーターベッドマッサージとは、ウォーターマッサージベッドと呼ばれるマッサージ装置を用いた全身マッサージのことである。ウォーターマッサージベッドは物理療法の一環として、リハビリテーションなどの臨床現場で医療機器として用いられており、水圧刺激と浮遊感を提供することでストレス解消や血液循環の向上及びリハビリ筋肉疲労物質の除去といった数多くの効果が期待されている。しかし、ウォーターマッサージによる治療後、非常に少数ではあるが、めまいなどの乗り物酔いに近い症状が患者に表れることも報告されている。乗り物酔いに関する研究は古くよりなされており、特に自動車や船舶における研究開発の一環として、乗用者の乗り心地や乗り物酔いの発症確率に関する研究は数多くなされてきた。これらの乗り物の特徴として、被験者は主に自動車や船舶名などの剛体に囲まれた乗り物を使用しており、このような物体が被験者に与える影響について研究されてきた。これに対して、ウォーターマッサージベッドのような柔軟面上における水圧振動による乗り物酔いの誘発要因についてはほとんど研究がされておらず、明らかになっていない。本論文は、生理学的な指標として自律神経活動の変化に着目し、ウェアラブル心拍センサーとレーザーレンジファインダーと併用することで、感性工学の立場から、ウォーターベッドマッサージの振動と被験者の主観評価および自律神経活動変化との関わりを明らかにし、酔い誘発の改善を目指す。

1.1.2 「感性」とは

本論文は、感性工学の立場からウォーターベッドマッサージの振動と被験者の主

観評価および自律神経活動変化との関わりを明らかにし、酔い誘発の改善を目指すため、「感性」についての定義と説明をはじめここで行いたいと思う。

「感性」とは、真や善などの倫理的評価判断に関する印象の感じやすさや憐れみや悲しみなどの人間的感情にかかわるものとされている。これは非言語かつ無意識的・直感的なものであり、例えば何らかの音楽に対して覚える感情のようなものもある。異分野の専門家たちの各々の感性の定義をまとめた原田[1]の定義によると、感性は、

- 1.主観的で説明不可能なはたらき
- 2.先天的な性質に加えて知識や経験による認知的表現
- 3.直感と知的活動の相互作用
- 4.美や快など、特徴に直感的に反応し評価する能力
- 5.イメージを創造する心のはたらき

の5つに分類できるとされている。

これは研究では感性評価構造モデル構築特別プロジェクトの研究員に対し感性の定義を自由に記してもらい、その中からキーワードを抽出して分析・分類したものであり、現代語・現代文化、芸術学、総合造形学、デザイン学、ヒューマンインタフェース、情報科学、ロボティクス、データベース、画像情報処理、機能工学、機械工学、材料工学などの多岐にわたる研究者から回答を得ている。この5つの分類を見ると、「感性」とは、何かに対する「働き」であり、「能力」であり、「表現」であり、「作用」であり、能動的な意味合いを多く含んだものであることが分かる。したがって、「感性とは、ある刺激に対して働く能動的な能力を持った働きである」と定義できる。「デザインする」とは、「能動的な働き」であることを考えれば、デザイナーは感性＝ある刺激に対して働く能動的な能力を持った働きを操れる人と言える。そのため、「感性」という単語は英訳するときには非常に複雑であり、sensitive, sense, sensibility, feeling, aesthetics, emotion, affective, intuition といったさまざまな意味を含んでいるため、日本語「Kansei」を使うことが多い。

この例からもわかるように、「感性」という概念は非常に複雑である。しかし、どんなに複雑な概念でも実用的な視点から「感性」の定義が必要となる。多くの場合、「感性」は人の知覚において、知覚の反応に対する関数であり、システムとして働くとして定義されることが多い。たとえば椎塚は感性工学ハンドブック[2]の中で、独立変数としての知覚を s (インプット) とし、従属変数としての表現を e (アウトプット) と

すると、知覚としての感性は図 1.1 のように $e=f(s)$ として表現できる。

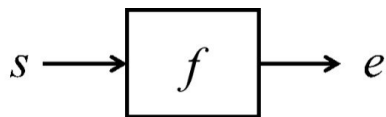


図 1.1 感性の模式図

ここで表現される f は知覚 s (インプット) と表現 e (アウトプット) を対応付けさせる関数であり、個々人において異なっている。椎塚はこのときの f を感性として表現している。また、人間は開放系であり、図 1.2 のように環境からの影響 (外乱) を受ける。その人が受けた環境からの影響 (外乱) により、関数 f は変化し、その結果が我々の行動に対応付けられると考えられる。

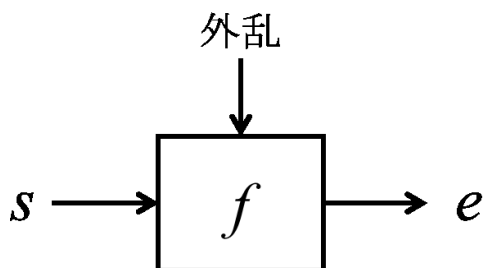


図 1.2 人間における感性の模式図

そのため、工学的なシステムの観点から人の「感性」に対する客観的な測定・評価手法は可能と考えられる。

1.1.3 ウォーターマッサージベッドについて

本論文においては主にウォーターマッサージベッドを用いて研究がすすめられている。ウォーターマッサージベッドとは、水の噴流によって全身をマッサージするベッド型のマッサージする装置の一種である。図 1.3 のように水を満たしたバスタブのようなものの上にラバーマットを敷くことで、身体を濡らさずに水に浮遊する感覚が得られるという特徴を持っている。また、ラバーマットの下にあるポンプから水を噴き上げることで、全身をマッサージする装置である。水を利用しているため、水に浮遊する感覚によるリラクゼーション効果と水流によるマッサージ効果から筋緊張の

改善が期待できる利点が挙げられる[6]. しかし, 水に浮遊する感覚や水流による振動特性が乗り物酔いに似た症状を引き起こすという報告がなされた例も確認されている.

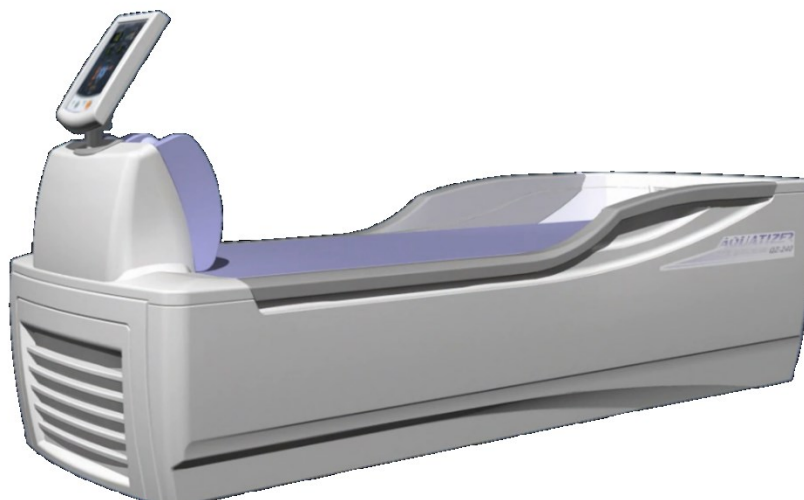


図 1.3 ウォーターマッサージベッド

本研究では, ミナト医科学株式会社のウォーターマッサージベッドを用いて実験を行った. 臨床時において患者に対してよく用いられるマッサージパターンである P1 のマッサージパターンを用いて実験を行った. 実験に用いたマッサージパターン P1 における各マッサージパターンの動作は以下のとおりである. 図 1.4 に各マッサージパターンの動作パターンを図示した.

- (a)もむ : 180 度往復して水を噴出する
- (b)こねる : 90 度往復して水を噴出する
- (c)さする : 回転して水を噴出する
- (d)のぼす : 水を噴出しながら上下往復する

マッサージパターン P1 の各パターンのマッサージ時間は表 1.1 のようになっている.

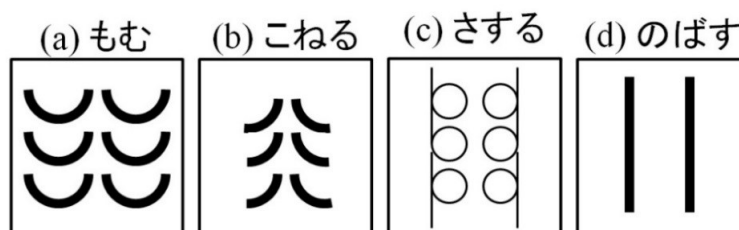


図 1.4 マッサージパターン

表 1.1 マッサージパターン P1

部位	パターン	時間(s)
全身	さする	189
下半身	もむ	40
上半身	こねる	90
首・肩	もむ	46
上半身	のぼす	78
全身	こねる	157

1.2 研究目的

本研究で用いられるウォーターマッサージベッドは、表 1.1 にあるようにすべての被験者に対して同じパターンで動作し、被験者ごとにマッサージパターンを変化させているわけではない。そのため、水に浮遊する感覚や水流による振動特性が被験者によっては気持ちいいと感じる場合と乗り物酔いに似た症状を引き起こす場合に分かれることについて疑問が生じる。

そのため、本論文は、生理学的な指標として自律神経活動の変化に着目し、ウェアラブル心拍センサーとレーザーレンジファインダーと併用することで、生理学的評価、機械的評価から研究を進めるとともにウォーターベッドマッサージの振動と被験者の主観評価および自律神経活動変化との関わりを明らかにしマッサージプログラム(P1)の改善を目的としている。

1.3 乗り物酔い

1.3.1 乗り物酔いのメカニズム

乗り物酔いは、乗物の振動による三半規管等への異常な加速度刺激の反復により引き起こされる自律神経機能障害とされている。医学的には動揺病と言われており、乗物の種類により、船酔い・車酔い・飛行機酔いといい、悪心・顔面蒼白・手足の冷感・ふらふら感・冷汗嘔吐など、乗り物酔いの種類に関係なくほぼ同一症候を示す特

徴がある。

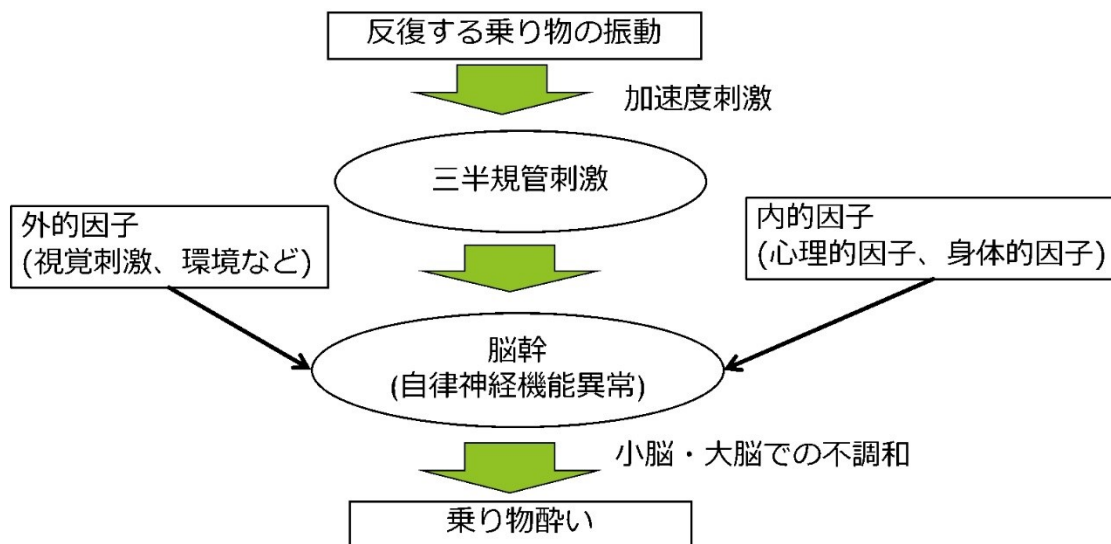


図 1.5 乗り物酔いのメカニズム

図 1.5 に乗り物酔い発生のためのメカニズムを記述する。発症のメカニズムは、視覚入力およびその他の体性感覚入力が脳幹、小脳、大脳などにおいて統合の不調和が生じることに起因し、これに情緒的・心理的などの要因が加わることで発症するとされている。

1.3.2 乗り物酔いにおける先行研究

乗り物酔いに関する先行研究では振動加速度の大きさや周波数、持続時間などに着目した研究が多くなされている。その中でも船酔いに関する研究が最も多くなされている。

例えば、1973 年 J.F. O'Hanlon [6] によってなされた船酔いについての研究では、300 人の被験者に対して毎分 5 往復(0.083Hz)から 30 往復(0.5Hz)までの上下振動に対して 2 時間ほど揺らされた時の乗り物酔いの発症についての研究がなされた。その研究結果から、船酔いの発症に最も大きい影響を与える振動は、毎分 10 往復(0.167Hz)付近の上下振動で揺らされた場合もっとも船酔いを発症しやすいという結論に至った。また、同じ周波数でも加速度が大きければ大きいほど船酔いを発症しやすいという結論

が導かれた。この実験結果を元に 1997 年に低周波振動の累積値で酔いの発生を評価する指標(ISO2631-1 の MSDV 指標)が開発され、振動に対する評価に利用されている。

乗り物酔いは乗り物に対する乗り心地と言い換えることができ、乗り心地に対する研究も多くなされている。例えば、岡村ら[7]が水平成分と垂直成分を組み合わせた振動における人の乗り心地に対する研究を行った。この研究では座位における 24 人の被験者に対して 0.8(Hz)~20(Hz)の垂直成分と水平成分の振動を組み合わせた正弦振動を 1 分間与えた実験を行った。その結果、乗り心地は 1~2Hz の頭部における回転振動の影響を大きく受けることが明らかとなった。

1.4 本論文の構成

本論文の構成は次の通りである。

2 章では、人間の感性に関わる感覚・知覚・情動・感情などの生理学的な基本知識及び測定方法について述べる。

3 章では、ウォーターベッドマッサージに対する生理学的評価についての研究を示す。この章では、主観評価と生理学的評価との関係を明らかにすることを旨とする。ウォーターマッサージによる治療前後における被験者の主観評価とウェアラブル心拍センサーを用いて解析された自律神経活動変化との関係について、実験と数値解析を行った。

4 章では、ウォーターベッドマッサージに対する工学的評価についての研究を示す。この章では、水圧刺激方法の改善を目指す。ウェアラブル心拍センサーと加速度センサー及びレーザーレンジファインダーと併用することで、各種水圧刺激パターンが異なる身体部位に提示されたとき、機械振動によって引き起こされる被験者の頭部振動と本人の自律神経活動変化との関係についての実験研究を行った。

5 章では、ウェブカメラを用いたリアルタイム非接触型心拍計測方法を提案する。この研究では、リアルタイムで対象者の反応を把握し、それに応じて水圧刺激の強度、パターンと刺激部位を調節できるように、新たな生体信号測定技術として非接触型のウェブカメラを用いた心拍数測定法を開発した。また、ウォーターベッドマッサージに対して使用し、実測データの評価を行った。

6 章は論文全体を概観し、結論を述べる。

第 2 章 基礎知識

2.1 生理学的基礎知識^[4]

2.1.1 神経系

神経は主に中枢神経系と末梢神経系に分けられる。中枢神経系は神経系の中で多数の神経細胞が集まって大きなまとまりになっている領域であり、末梢神経は全身に分散している部分を指す。脳と脊髄が中枢神経系にあたり、それ以外が末梢神経系に分類される。末梢神経系には脳から発する 12 対の脳神経と脊髄から発する 31 対の脊髄神経が含まれる。末梢神経系は機能上において体性神経系と自律神経系の二種類に分類される。体性神経は意識下の運動（随意運動）、反射的な運動（不随意運動）と感覚をつかさどっており、自律神経系には交感神経と副交感神経の二種類が存在し、お互いに拮抗している。

2.1.1 中枢神経系

1) 脊髄

脊髄は皮膚・深部組織・筋・内臓諸器官にある各種受容器から感覚入力を受けて上位脳に送る役割。下位の運動中枢として、自律神経系の反射中枢としてそれらの感覚入力と上位脳から受けた制御指令を統合し、筋群や内臓諸器官に出力する役割を持っている。

2) 脳

脳は運動や感覚の中枢であり、解剖学的には大脳・間脳・脳幹・小脳に分けられる。大脳では感覚・知覚・認知・記憶・学習などの高次的な認知活動などをつかさどっている。間脳は視床・視床上部・視床下部・視床下核などの部位がある。特に視床は視

覚・味覚・聴覚の感覚情報が集まる部分であり、大脳皮質の広い範囲に投射する役割がある。脳幹は中脳、橋、延髄の三つの部位が存在する。特に延髄から橋の一部にかけては基本的な生命活動維持のための中枢となっている。小脳は脳幹の背側にあり、嗅覚以外のすべての感覚をつかさどっている。

2.1.2 末梢神経系

1) 体性神経

体性神経系は自律神経系とともに末梢神経系を構成する神経系の一つである。体性神経系は、感覚神経と運動神経とがあり、意識的随意的な制御を受ける。

2) 自律神経系

自律神経系は、心筋及び腺を支配し協調的に調整することで、生命において最も基本的な呼吸・循環・消化・代謝・分泌・生殖器・体温維持などの自律機能をコントロールしている。自律神経系は体性神経系と異なり意識的随意的な制御を受けないため、植物神経系あるいは不随意神経系ともよばれる。自律神経系はホルモンによる調節機構である内分泌系と協調し、ホメオスタシスの維持に重要な役割を果たしている。

自律神経系は胸腰髄にから始まる交感神経系と脳幹及び仙髄に起始する副交感神経系の二つの系統により構成される。内蔵器官の多くは交感神経と副交感神経の両方から支配を受けている（二重支配）。このような両方の神経から二重支配を受ける器官として、心臓、肺、胃腸、膀胱、膵臓、涙腺、膵液腺があげられる。瞳孔散大筋、汗腺、大部分の血管は交感神経のみの支配を受け、瞳孔括約筋は副交感神経のみの支配を受ける。

一般的に交感神経と副交感神経は同一器官に作用する場合、その作用は相反的であり、お互いに拮抗して作用している（拮抗支配）。心臓を例にすると、心臓機能は交感神経によって促進され、副交感神経によって抑制されるという性質がある。

自律神経は一般的に常時自発性に活動している。この活動は自律神経の自発活動もしくは緊張性活動と呼ばれている。緊張性活動は自律神経中枢の支配を受けて増減し、それによって効果を受ける臓器の機能は調節される。例えば、多くの血管は支配されている交感神経の緊張性活動によって軽度の収縮状態あり、交感神経が興奮すると血

管はさらに収縮してその部分の血流は減少する。一方で交感神経が抑制されると、その部分の血管は拡張して血流は増加する。緊張性活動は副交感神経にも存在する。例えば、心臓及び胃腸を支配する副交感神経である迷走神経の緊張性活動が増加すると、心臓機能は低下し、胃腸の運動及び分泌機能は亢進する。逆に迷走神経の緊張性活動が減少すると、心臓機能は亢進し胃腸の運動及び分泌機能は低下する。このように多くの臓器は交感神経と副交感神経の二重支配を受け、それぞれの緊張性活動の増減によって機能が調整されている。

2.1.3 心臓

1)心臓構造

人間の心臓は、図 2.1 のように左右の心房と心室の合計四つの部屋から成り立っており、心拍動に伴って血液を拍出する血液ポンプ作用を担っている。収縮状態の心臓の大きさはにぎりこぶしほどの大きさであり、平均重量は体重の約 0.5%である。心房あるいは心室の容積は左右でほとんど同じである。心房と心室はそれぞれ心房中隔及び心室中隔により左右に分けられている。心臓には、血液の逆流を防ぐ四つの弁がある。それらは房室弁（三尖弁と僧帽弁）と半月弁（肺動脈弁と大動脈弁）である。四つの弁はいずれも線維状のリングの中に収められ、四つのリングは互いに隣接して心臓の線維性骨格である線維輪をつくっている。心臓は結合組織性の2枚の膜、すなわち心膜に包まれ、血管への移行部で縦隔に固定されている。外側の心膜と内側の心筋(心外膜)の間、つまり心膜腔にはふつう数 ml の液体がたまっている。

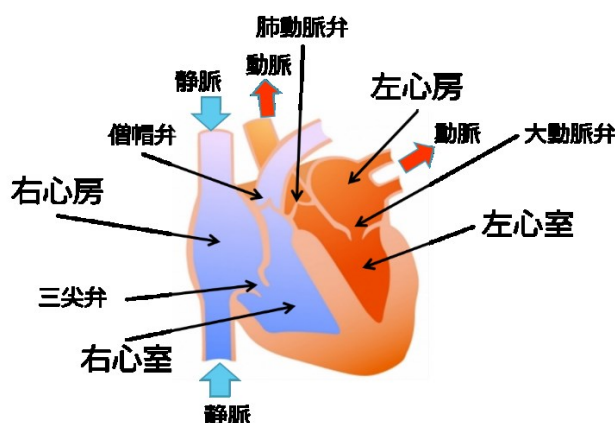


図 2.1 心臓

2) 心臓神経

心臓の機能は心臓交感神経と心臓副交感神経により調節を受けている。心臓交感神経は心筋の興奮・収縮に対して促進性心臓迷走神経は抑制性に働く。この二つの神経を合わせて心臓神経という。

3) 心電図

心臓の電気活動の記録には、臨床的に心電図が用いられている。心電図は、心筋の興奮に伴って生じる電位を身体の特定の位置においた電極により記録したもので、心臓における興奮の発生と伝播の状態、またこれらの過程の異常が検出可能である。

基本的な心電図の計測方法は、手足と胸部に電極を配置し胸部誘導にしたがってペンレコーダーによって記録する。

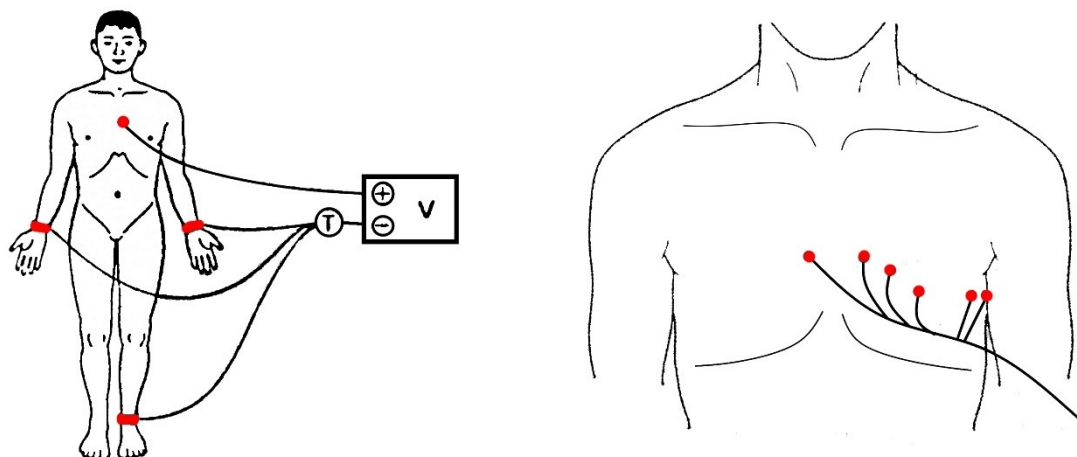


図 2.2 心電計の装着方法

P 波:心房筋が興奮すると、丸い波の P 波が現れる。PQ 間隔は心房筋の興奮開始から心室筋の興奮開始までであり、大部分は房室伝導時間である。房室伝導に異常がある場合、PQ 間隔は延長される。心室筋が興奮し、心室内を伝導する時期に QRS 群が現れる。ST 部分は心室筋が全体的に興奮している時間に相当する。T 波は興奮した心室筋の再分極を表す。T 波はふつう上向きだが、心室筋に異常がある場合に逆転することがある。

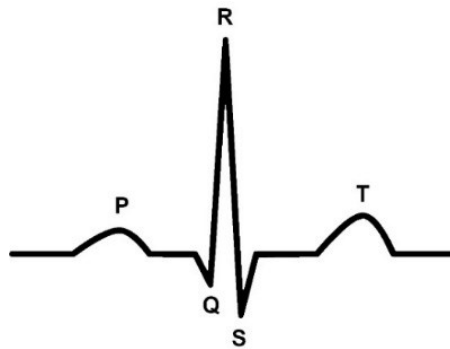


図 2.3 心電図の波形の例

2.2 感性計測(生理計測)

1章において説明した「感性」について、これまでにいろいろな定義づけが試みられている。人の持つ「感性」のはたらきが高次脳機能によって生まれ出てくることについては、単純に推定できることである。そのため、基本的に脳科学の方面から感性のはたらきを研究している研究が多い。

感性の一部である感覚・知覚・情動・感情と関連する脳機能は重要である。日常生活においてわれわれは感覚器の助けを借りて身の回りの環境から絶えず何らかの刺激を五感情報として受け取り、受容した複数の感覚情報が脳内で統合処理された結果、各自がそれぞれの周囲の状況に応じて適切に応答する。このことから、感性機能は、その原因となる何らかの事物に関連した情報の感覚的受容がまずあって、その後各自が持ち合わせている感性に基づいてこの事物に対する理解印象形成、意味づけ、判断、意思決定、行動の選択・実行などの脳機能が現れる。同じ感覚を受容したとしても、感性のはたらき方の違いで、感覚情報に対する最終的な応答は個人により異なることがある。

人間の脳のどの領域が感覚情報の処理にかかわるのかを決める際に、大脳皮質の機能マッピングの基礎になる脳地図として使われる。たとえば、大脳辺縁系にある扁桃体は、不快と快の両方の情動処理の役割を果たしている。また、扁桃体は大脳皮質あるいは皮質下の経路を経てすべての種類の感覚信号を受け取り、感情の質、さらに刺激を評価し、それに応じて反応に関わるさまざまな脳部位に影響を与えている。視床下部は体温・飲食・睡眠・呼吸・循環・消化・排尿などの本能行動をコントロールしている。これらの生理的欲求が満たされないときに不快感や怒りが引き起こされるとき

れている。例で示したような脳部位のほかにもさまざまな脳部位が感情の処理に関与している。

このように、脳の活動領域について調べれば感覚・知覚・情動・感情などの情報は検出されると考えられる。しかし、たとえば脳機能を計測している被験者に対して、コメディ映画やホラー映画などの感情が大きく変動するような映画を見てもらい、鑑賞中に活動状態が変化する脳の活動領域を計測する手法を用いて脳活動を記録したとする。しかし、この方法で脳の活動領域を計測して得られた結果は、映画鑑賞の際に活動する領域が脳のどの部位に位置しているかをマッピングしたにすぎず、面白いや怖いという感情体験を計測したと言い切ることは難しいと考えられる。なぜなら、人間の脳は常に活動しており、ある特性の感情だけに限定して考えることは非常に難しいと考えられるからである。そのため、人間の感情の主観的体験を客観的データとして直接的に計測できる方法は脳科学的にはほとんど存在しない。そのため、脳活動以外を用いた感情の研究に非侵襲的測定が容易な自律神経活動を計測する方法が採られる。実際の計測では自律神経活動の生理指標として、心拍・呼吸・血圧などの変化を計測する場合が多い。

第3章 ウォーターベッドマッサージに対する生理学的評価

3.1 はじめに

本章では、人の持つ「感性」の中における快不快の感情を客観的に評価するための研究として、ウォーターマッサージベッドを用いたマッサージの自律神経活動変化と主観評価の関係についての研究を行った。ウォーターマッサージベッドとはラバーマットの下から噴き上げる水流を用いて、全身をマッサージする装置である。水を利用しているため、水に浮遊する感覚によるリラクゼーション効果と水流によるマッサージ効果から筋緊張の改善が期待できる利点が挙げられる[15]。そのため、物理療法の一つとして、全身にマッサージ効果を与えるウォーターマッサージベッドが臨床で使用されている。

マッサージとは、押す・撫でる・さする・揉む・叩く等の手技を用いて物理的刺激を加えることにより、疼痛、筋スパズムなどの症状の軽減を図り、運動機能を維持・改善し、精神的リラクゼーション効果を促進する治療法とされている[10]。マッサージ療法の主な治療効果として、心肺機能の改善、疼痛の緩和、皮膚温を高め発汗機能の改善、血液・リンパの循環改善、関節機能の維持改善、内臓器官の機能改善、心理的效果があるとされている[11-14]。

しかし、これまでのマッサージ療法の効果に関する研究においては、筋肉の疲労回復に着目したものが多く、主にハンドマッサージに対してその効果を実証したものが多[16-21]。また、機械式のマッサージ装置に対する研究では、マッサージチェアを対象としたものは多く存在するが[22,23]、ウォーターマッサージベッドのような機械式のマッサージ装置に対してその効果を検証したものはほとんど存在しない。そこで本研究では、ウォーターマッサージベッドによるリラクゼーション効果を客観的に評価するため、心拍センサー(UNION TOOL 社製 myBeat)を用いてウォーターマッサー

ジベッドによるマッサージ中とマッサージ前の人体にかかるストレスの変化を計測した。また、アンケートによる主観評価により自律神経活動変化との関係の検証を行った。

今回のマッサージに関する実験において、被験者は共同研究の提携会社であるミナト医科学株式会社の社員に対して実施し、ミナト医科学株式会社の社内倫理に基づいて実験を行なった。ミナト医科学株式会社から提供されたデータに基づいてデータ解析を行い論文の執筆を行った。また、本実験は提携会社であるミナト医科学株式会社との利益相反はない。

本章の内容は研究業績 a, e に対応している。

3.2 計測実験

3.2.1 計測実験

被験者にかかるリラクゼーション効果を客観的に評価する生理指標として被験者の自律神経系活動指標が多く用いられている。自律神経系活動を測定する際の信号として心拍間隔が用いられている。そこで本実験における生理指標計測では心拍センサー(UNION TOOL 社製 myBeat)(図 3.1)を用いて被験者の身体状態に対する計測実験を行った。表 3.1 に具体的な心拍センサーの仕様を記載した。

計測実験では、ミナト医科学株式会社のウォーターマッサージベッドを用いて実験を行った。臨床時において患者に対してよく用いられるマッサージパターンである P1 のマッサージパターンを用いて実験を行った。20 代の被験者 10 人に対して、約 10 分間マッサージを行ったときの自律神経系の計測実験を行った。本計測実験では、無線通信による通信エラーなどのアーチファクトを防止するため無線通信は行わず、実験データは全てセンサー内蔵のメモリに保存し、データ解析に使用した。

計測実験の手順として、

① 実験開始前に図 3.2 のように被験者の胸部に心拍センサーを付けてもらい、10 分間椅子に座った状態で安静にしてもらいその時の心拍パターンの計測を行った。

② 被験者の胸部に心拍センサーを付けたままウォーターマッサージベッドで約 10 分間 P1 のマッサージパターンでマッサージを行ってもらい、その時の心拍パターンの

計測を行った。

③ 実験終了後、被験者に対して主観評価アンケートを実施し、1～5 の5段階でマッサージ時の感覚の評価をしてもらった。5段階評価において、気持ち悪くなった場合は1を気持ちよかった場合は5の評価してもらう様に被験者に対して5段階でマッサージ時の感覚の評価をしてもらった。また、口頭でどのような時にマッサージの振動を大きく感じたのかについてのアンケートも行った。



図 3.1 心拍センサー myBeat

表 3.1 心拍センサーの仕様

心拍範囲	40-180(bpm)
解析範囲	60(s)
窓関数	ハミング窓
寸法 (W)×(H)×(D)	37.0(mm)×40.8(mm)×89(mm)
無線	2.4GHz 帯通信システム, 到達距離 20(m) (直線)
メモリ	16Mbit フラッシュメモリ, 連続 7 日間分

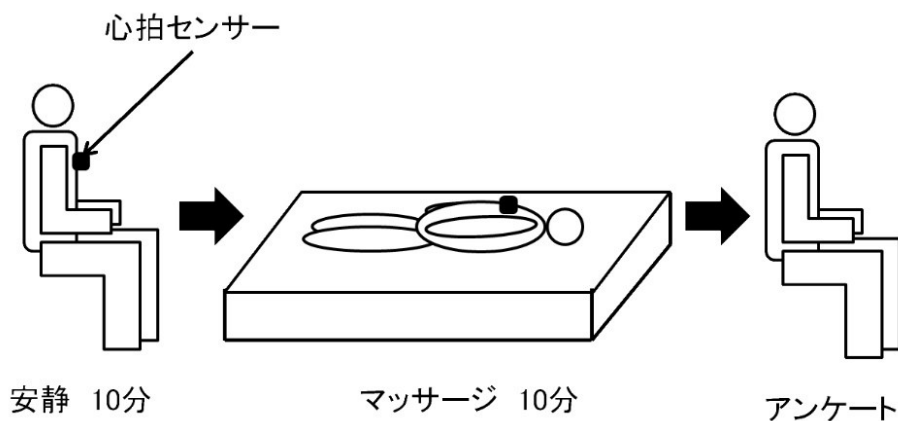


図 3.2 実験手順

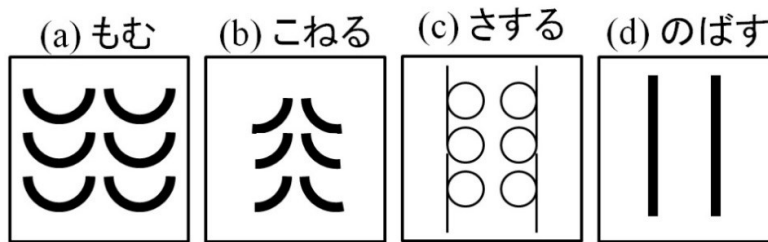


図 3.3 マッサージパターン

実験に用いたマッサージパターン P1 における各マッサージパターンの動作は以下のとおりである。図 3.3 に各マッサージパターンの動作パターンを図示した。

- (a)もむ : 180 度往復して水を噴出する
- (b)こねる : 90 度往復して水を噴出する
- (c)さする : 回転して水を噴出する
- (d)のぼす : 水を噴出しながら上下往復する

マッサージパターン P1 の各パターンのマッサージ時間は表 3.2 のようになっている。

表 3.2 マッサージパターン P1

部位	パターン	時間(s)
全身	さする	189
下半身	もむ	40
上半身	こねる	90
首・肩	もむ	46
上半身	のぼす	78
全身	こねる	157

3.2.2 自律神経活動推定法

自律神経系活動を推定する際の信号として心拍間隔が用いられている。心電計を用いて計測を行うと、図 3.4 のような波形が観測される。計測された波形のピークを R といい、R-R 間隔を測定し、周波数解析することで、主に交感神経が活性化しているときに心拍変動に現れる低周波成分(LF : Low Frequency) 及び副交感神経が活性化しているときに心拍

変動に現れる高周波成分(HF : High Frequency)を計算することで測定する。

心拍数は常に一定で安定しているのではなく、一拍ごとに変動している。一拍ごとの心拍間隔の時間的変化を波形として認識し、周波数解析することで自律神経系活動の推定を行う。一般的に心電図から心拍間隔を計測するため、検出されやすい R 波を使用し、R-R 間隔の計測により一拍ごとの心拍間隔から一分間あたりの心拍数を推定している。

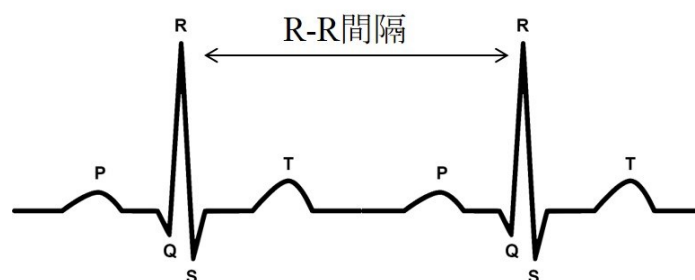


図 3.4 R-R 間隔

本実験では、自律神経系活動を推定する際に約一分間の R-R 間隔データを用いている。約一分間の R-R 間隔データに対して、スプライン補間を用いることで 1 ms ごとの等間隔のデータに変換する。次に補間で得られた 1 ms ごとのデータに対して高速フーリエ変換 (FFT : Fast Fourier Transform) を用いることで、心拍変動の周波数解析を行う。周波数解析された心拍変動の内、0.05(Hz)~0.15 (Hz)に属する周波数成分は低周波成分にあたり、交感神経が活性化しているときに心拍変動に現れる。また、0.15(Hz) ~ 0.4 (Hz) に属する周波数成分は、高周波成分(HF : High Frequency)にあたり、副交感神経が活性化しているときに心拍変動に現れる。図 3.5 に LF と HF の計算例を示す。

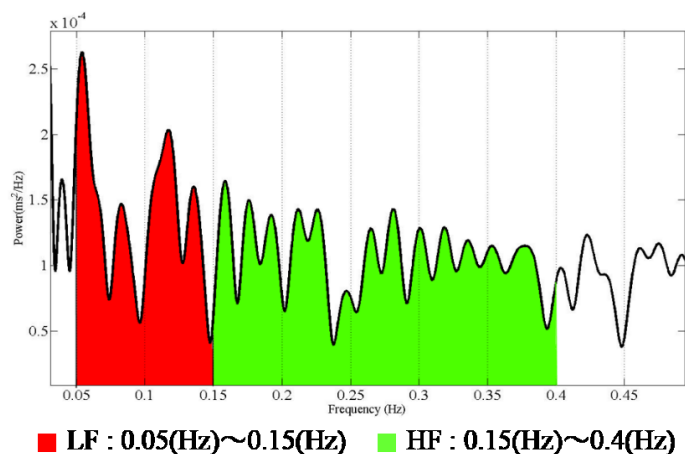


図 3.5 LF, HF の計算例

3.3 実験結果

計測実験により得られたリラックス度に関するデータの一例を図 3.6 に示す。

リラックス度(Relax)の計算は(1)式の様になっている。

$$Relax = \frac{HF}{HF + LF} \times 100 \quad (1)$$

HF は心拍センサーのデータから計測された高周波成分の値であり, LF は心拍センサーのデータから計測された低周波成分の値を示している. リラックス度の変化に対する計算において, (2)式のように被験者が 10 分間椅子に安静に座っている状態を基準として被験者のリラックス度がどの程度変化したかについて計算を行った. リラックス度のグラフにおいて数値が高いほど被験者がリラックスしていることを表す.

$$\Delta Relax = Relax_m - \langle Relax_s \rangle \quad (2)$$

$\Delta Relax$ はリラックス度の増加量(%), $Relax_m$ はマッサージ時のリラックス度(%), $\langle Relax_s \rangle$ は安静時のリラックス度の平均(%)を示している.

図 3.7 では, P1 のマッサージ後に被験者に対して 5 段階の主観評価をしてもらい, 主観評価と被験者のリラックス度の変化の比較を行ったときの平均変化と被験者の主観評価の関係を示している. 図 3.8 では P1 のパターンでマッサージを行ったときの全被験者に対する 30 秒ごとの平均変化, 図 3.9 では, P1 のパターンでマッサージを行ったときの全被験者に対する各パターンの平均変化を示している.

また, 図 3.10, 図 3.11 において主観評価ごとの各パターンの平均変化と 30 秒ごとの平均変化を示す.

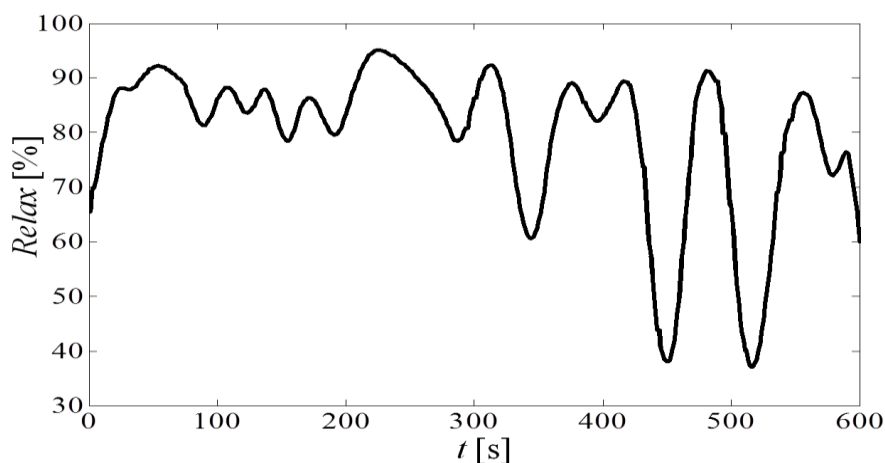


図 3.6 リラックス度の変化パターン

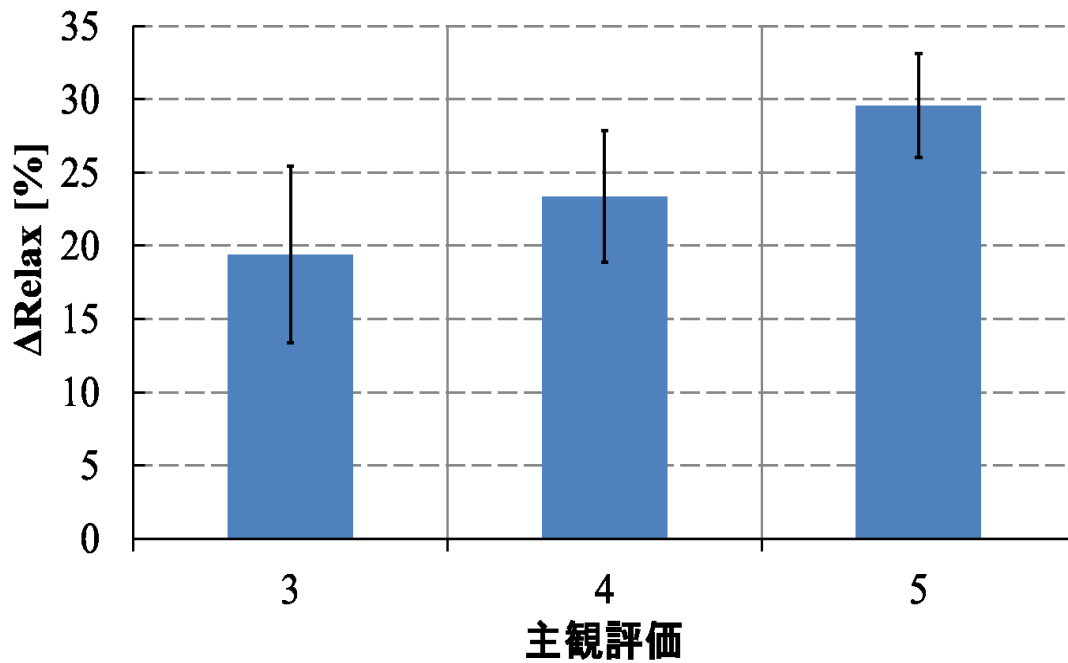


図 3.7 主観評価とリラックス度変化の関係

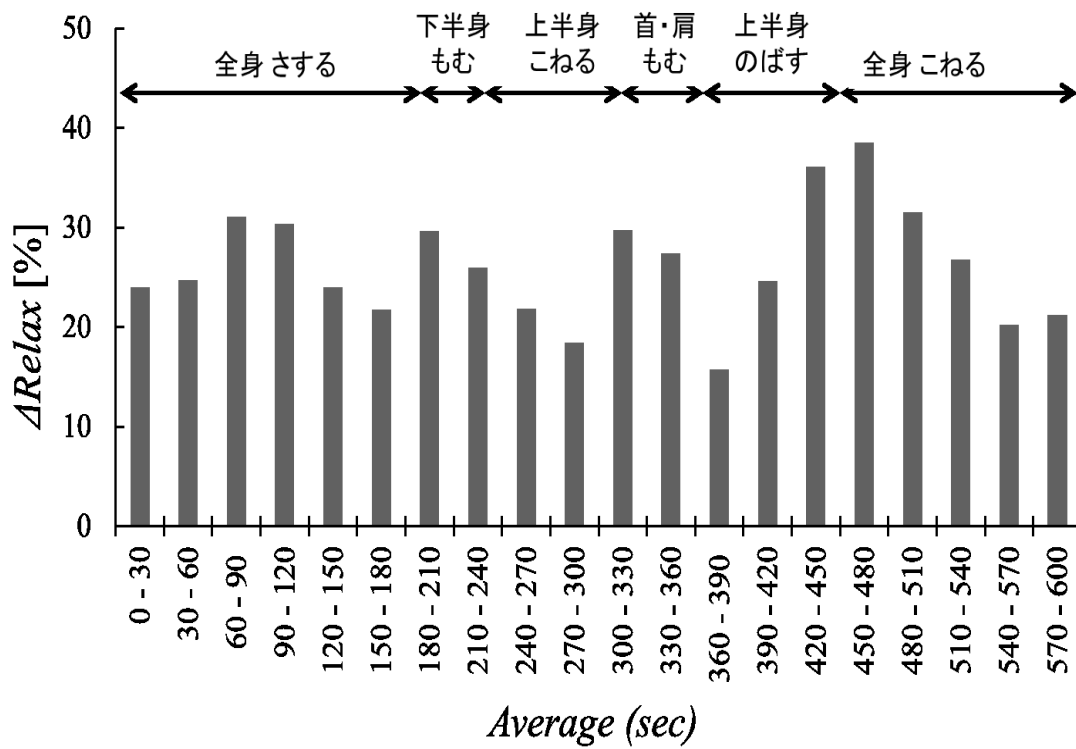


図 3.8 30 秒ごとのリラックス度の平均変化

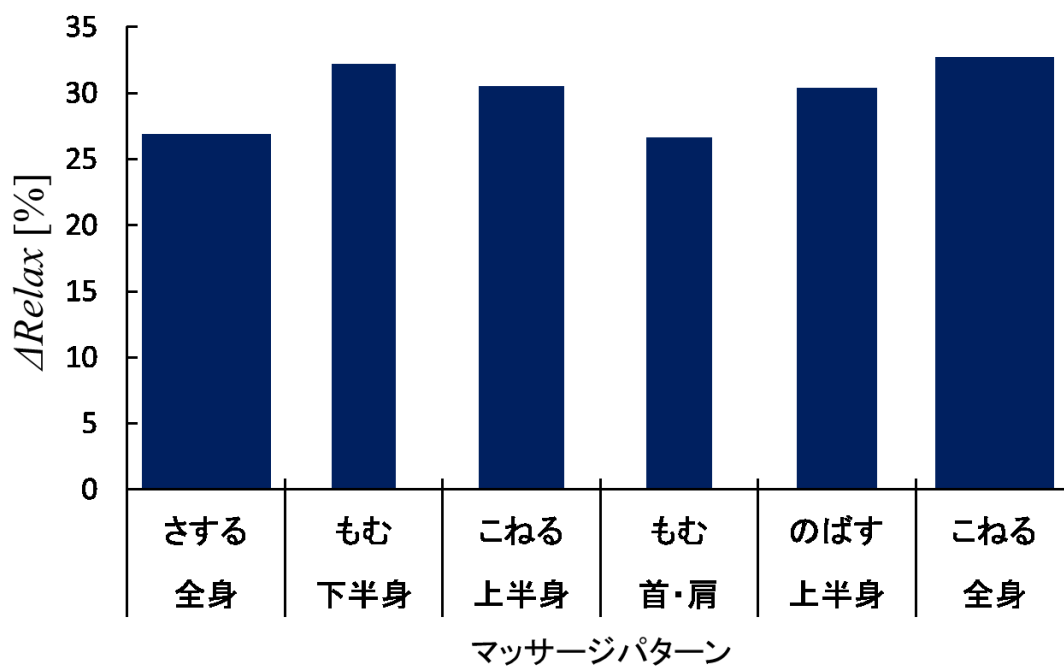


図 3.9 マッサージパターンごとのリラックス度の平均変化

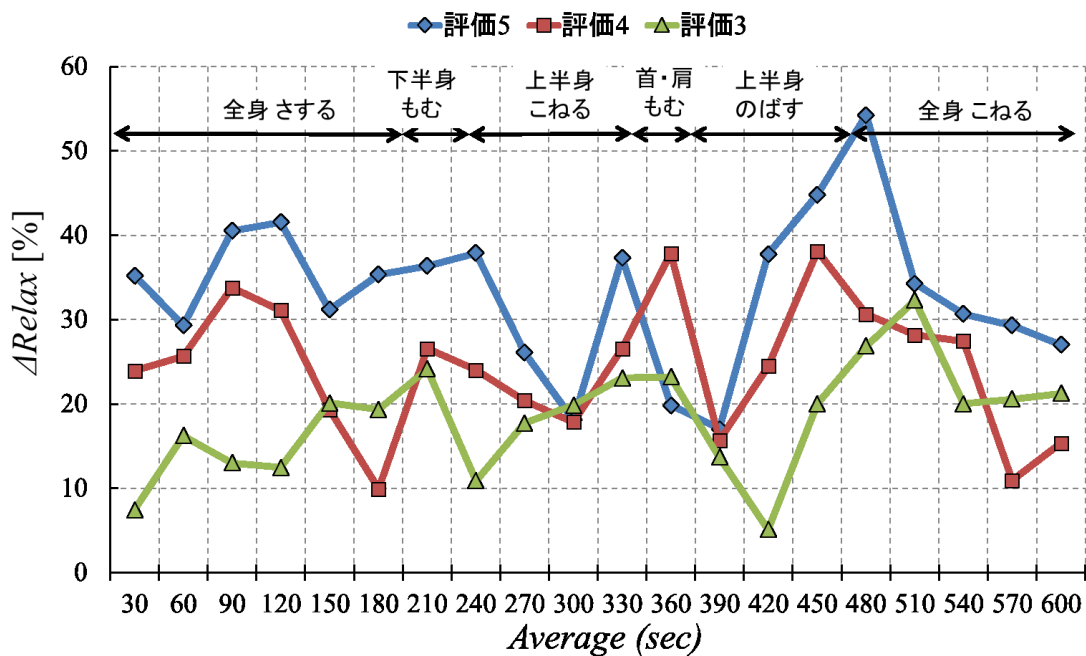


図 3.10 各主観評価に対する 30 秒ごとのリラックス度の平均変化

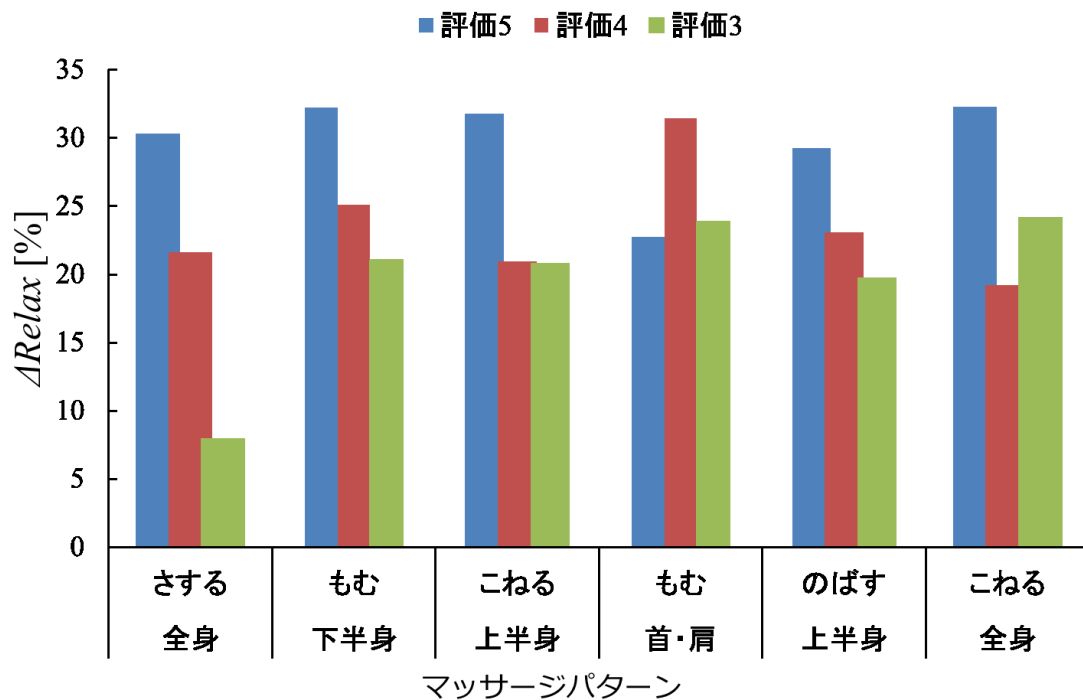


図 3.11 各主観評価に対するマッサージパターンごとのリラックス度の平均変化

3.4 結果の検討

3.4.1 結果の評価

図 3.6 からリラックス度の変化大きいため、30 秒ごと及びマッサージパターンごとの平均データと比較を行った。

今回の実験において得られた被験者全体のリラックス度の増加は平均 24.21(%) であり、被験者全体の主観評価の平均値は 5 段階評価の 4.1(やや気持ち良かった)であった。図 3.7 において、主観評価ごとの被験者数はそれぞれ評価 3 の被験者 3 人、評価 4 の被験者 3 人、評価 5 の被験者 4 人という結果になった。また、主観評価ごとの標準偏差はそれぞれ、評価 3 の標準偏差：6.06、評価 4 の標準偏差：4.49、評価 5 の標準偏差：3.56、リラックス度の増加量の平均は 評価 3 の平均増加量：19.41(%)、評価 4 の平均増加量：23.35(%)、評価 5 の平均増加量：29.57(%)となった。各主観評価とリラックス度変化の関係の平均値は、主観評価が良いほどリラックス度の平均増加量が大きくなることが図 3.7 から読み取ることができる。また、評価 3 と評価 5 の被験者

間、評価 4 と評価 5 の被験者間において、リラックス度変化に有意差がみられる結果となった。そのため、安静時と比較してリラックス度の増加量が大きいほどマッサージに対する主観評価が良くなることが分かった。

3.4.2 結果の分析

I. 被験者全体における個別のマッサージパターンに対するリラックス度の評価

図 3.9 から被験者全体の平均変化において、マッサージ開始時の「全身 さする」のマッサージを行っている時、及び「上半身 もむ」のマッサージを行っている時のリラックス度の平均増加量が低くなっていることがわかった。しかし、図 3.8 の 30 秒ごとのリラックス度の平均変化に着目すると、「首・肩 もむ」、「上半身 のぼす」のマッサージパターンの接続部分にあたる開始後 360 秒～390 秒時点のリラックス度の増加の割合が最も低く、図 3.9 の個別のマッサージパターンでは目立たなかった「上半身 こねる」のマッサージ中にあたる開始後 270 秒～300 秒の間のリラックス度の平均増加が低いことがわかる。実験後に被験者に対して口頭でアンケートを行った結果、頭部付近にマッサージの振動が来た時に最も揺れを感じたとの回答が多かったため、「上半身 こねる」「首・肩 もむ」、「上半身 のぼす」のマッサージを連続して行ったことにより継続して頭部への振動が行われるため、被験者にとって他のマッサージパターンよりも緊張してしまったのではないかと考えられる。

II. 主観評価ごとの被験者における個別のマッサージパターンに対するリラックス度の評価

(1) マッサージに対する主観評価が 3(普通)の被験者グループ

図 3.11 から、マッサージ開始時の「全身 さする」のマッサージを行っている時のリラックス度の平均増加量が最も低いことが確認できる。主観評価が 3 の被験者グループでは、マッサージ開始時点でのリラックス度の変化量が安静時よりも減少した人も存在した。また図 3.10 から、このグループでは開始後 0 秒～30 秒の間のリラックス度の平均増加量と開始後 390 秒～420 秒の間のリラックス度の平均増加量が最も低い

ことが確認できる。ただし、このグループでは、開始後 150 秒～180 秒の間と開始後 540 秒～600 秒の間のリラックス度の平均増加量は主観評価が 4(やや気持ちいい) の被験者グループよりも高い増加量を示していることがわかる。また、開始後 330 秒～360 秒の間のリラックス度の平均増加量は主観評価が 5(気持ちいい) の被験者グループよりも高い増加量を示しており、全体では 2 番目に高い増加量となっている。

(2) マッサージに対する主観評価が 4(やや気持ちいい) グループ

図 3.11 から他の被験者と異なりマッサージ中盤の「首・肩もむ」のマッサージを行っている時のリラックス度の平均増加量が全ての被験者グループの中で最も高くその平均は 31.43(%) となった。図 3.10 から、開始後 330 秒～360 秒と開始後 420 秒～450 秒のときのリラックス度の増加量の平均が最大となっている。また、開始後 150 秒～180 秒の間、開始後 480 秒～510 秒の間と終了直前である開始後 540 秒～600 秒の間のリラックス度の平均増加量は主観評価が 3(普通) の被験者グループよりも低い増加量を示していることがわかる。実験後に被験者に対して行った口頭アンケートでは、このグループに属する被験者 3 人は腰のところに来たとき最も揺れを感じた、頭の部分に来たとき最も揺れを感じた、全体的に強い揺れを感じたとバラバラの回答であった。そのため、平均すると他のマッサージグループにおけるリラックス度の増加量が小さかった開始後 330 秒～360 秒において増加量が大きくなったと考えられる。

(3) マッサージに対する主観評価が 5(気持ちいい) の被験者グループ

図 3.10 よりマッサージ中はほぼ一貫して各被験者の中で最もリラックス度の増加の割合が高い状態を保っている。しかし、図 3.10 より開始後 330 秒～360 秒の間及び図 3.11 からマッサージ中盤の「首・肩もむ」のマッサージを行っている時のリラックス度の増加の割合は主観評価ごとのグループの中で最もリラックス度の増加の割合が低くなっている。口頭でアンケートを行った結果ではこのグループの被験者全員において頭部付近にマッサージの振動が来た時に最も揺れを感じたとの回答が得られたことがあげられる。このため、図 3.10 から、上半身「こねる」のマッサージを行っている開始後 270 秒～300 秒、「首・肩もむ」のマッサージを行っている開始後 330 秒～360 秒、360 秒～390 秒のときにリラックス度の増加量が低下していることが分かる。

3.4.3 考察

本研究では、全身にマッサージ効果を与えるウォーターマッサージベッドが人体に与えるリラクゼーション効果を客観的に評価するため、心拍センサーを用いてウォーターマッサージベッドによるマッサージ中とマッサージ前の人体にかかる自律神経活動変化の計測を行った。本実験前に被験者に仰臥姿勢で安静にしてもらったところ、眠くなるもしくはそのまま眠ってしまった被験者もいたため、純粋な安静時の自律神経活動変化を計測するうえで不適切であると判断したので、10分間椅子に座った状態で安静にもらったデータを安静時の自律神経活動変化の基準として用いた。このため、仰臥姿勢と比較して基準となる<Relaxs>が小さいことにより、全体としてはリラクセス度の増加量が大きい傾向にあると思われる。

また、マッサージ終了後すぐに被験者に対して主観評価アンケートを実施したため、マッサージ終了後の心拍パターンの計測データとして用いるのは不適切と考えられる。そのため、本実験ではマッサージ後は評価の対象としなかった。

今回の実験では図 3.7 から、主観評価 3 のグループと主観評価 4 のグループとの間においてリラクセス度の変化量の平均値に差はあったものの、分散が大きいため明確な差はみとめられなかった。しかし、主観評価 3 のグループと主観評価 5 のグループ、主観評価 4 のグループと主観評価 5 のグループの間において、リラクセス度変化に有意差がみられる結果となった。図 3.10 において、マッサージ全体を通して被験者グループごとのマッサージ開始直後の 0 秒～30 秒間とマッサージ終了直前の 570 秒～600 秒秒間のリラクセス度の増加量の変化を比較すると、主観評価 5 のグループと主観評価 4 のグループはそれぞれ、 $35.23(\%) \rightarrow 27.05(\%) (-8.18)$ 、 $23.93(\%) \rightarrow 15.34(\%) (-8.59)$ と減少したのに対して、主観評価 3 のグループは $7.45(\%) \rightarrow 21.26(\%) (+13.81)$ と増加する傾向であった。これにより、被験者において、実験後に行ったアンケートでは、終了直前 1 分間のリラクセス度の変化量や開始直後と終了直前のリラクセス度増加量の差、マッサージ全体における受けたリラクセス度の増加量は被験者の主観評価に影響を及ぼさないことが分かる。図 3.10、図 3.11 において、開始後 0 秒～30 秒、「全身 さする」のマッサージを行ったときのリラクセス度の変化量において主観評価 5 の被験者グループと主観評価 3 の被験者グループの間及び主観評価 4 の被験者グループと主観評価 3 の被験者グループの間において明確な差を確認することができた。このことか

ら、ウォーターマッサージベッドにおいてマッサージが開始された直後のリラクシ度
の増加量が実験後に行ったアンケートの主観評価に影響を与えたのではないかと考
えられる。これにより、開始後 30 秒間の平均増加量を基準とすると、マッサージが開
始された直後のリラクシ度の平均増加量が 20(%)を超えると気持ち良く感じ、10(%)
以下の増加量では普通の評価になるのではないかと考えられる。また、主観評価 5 の
グループと主観評価 4 のグループの開始直後と終了直前のリラクシ度変化量に差は
ほぼなかったが、主観評価 4 のグループのみが 23.93(%)→15.34(%)と 20(%)を下回っ
ていたので、このことが最終的な主観評価に何らかの影響を与えたのではないかと考
えられる。

3.5 まとめ

本研究では、全身にマッサージ効果を与えるウォーターマッサージベッドが人体に
与えるリラクゼーション効果を客観的に評価するため、心拍センサーを用いてウオー
ターマッサージベッドによるマッサージ中とマッサージ前の人体にかかるリラクシ
度の変化を計測した。また、被験者の主観評価との比較を行うことによりリラクシ
度の平均変化と主観評価との整合性を確認できた。自律神経活動解析の結果により、
座位安静時と比較してマッサージ開始後 0～30 秒間のリラクシ度の平均増加量が
大きいほどマッサージ後のマッサージに対する主観評価が良くなることが分かった。

また、口頭アンケートから各マッサージパターンの振動が頭部に加わると揺れを感
じ、安静時からのリラクシ度の増加量が減少する可能性があることが分かった。

そこで、次章において、頭部に加わると揺れと安静時からのリラクシ度の増加量
について考察する。

第4章 ウォーターベッドマッサージに 対する工学的評価

4.1 はじめに

本章では、頭部に加わると揺れと安静時からのリラックス度の増加量について考察する。人体にかかる振動と主観評価の関係は過去に多く調査されている。人体にかかる振動と主観評価の関係において最もわかりやすい例として挙げられるのが、乗り物酔いである。乗り物酔いは、乗り物に乗ることによって引き起こされる一過性の自律神経失調状態の総称と言われ、医学分野では正式には動揺病と呼ばれる。その症状は、頭痛、冷や汗、めまい、嘔吐など多様であるが、その発生メカニズムはいまだ十分に解明されていないとされる。その理由として、酔いに対する感受性は個人差が非常に大きいことがあげられる。

本研究では、心拍センサーと加速度センサーを用いて、ウォーターマッサージベッドによるマッサージ中とマッサージ前の人体にかかるストレスの変化を計測した。実験はミナト医科学株式会社のウォーターマッサージベッドを使用しミナト医科学株式会社の社内倫理に基づいて実験を行なった。また、アンケートによる主観評価も実施し、総合的な評価を行なった。

本章の内容は研究業績 b, d に対応している。

4.2 実験

実験は、第3章と同様に臨床用時最も使用されているについて計測を行った。はじめに予備計測実験として、被験者が乗っていない状態でレーザーレンジファインダー (UTM-30LX, 北陽電機株式会社) を用いてマッサージパターン P1 に含まれる各マッサージパターン「もむ」、「こねる」、「さする」、「のぼす」の4パターンに対してそれぞれ

れ 2 分間計測した。次に、人がウォーターマッサージベッドに仰向けに寝ている状態に対して、マッサージパターン P1 に含まれる各マッサージパターン「もむ」、「こねる」、「さする」、「のぼす」を個別に実施した。

その後、本計測実験として、被験者の主観評価と心拍センサーと加速度センサーを用いたウォーターマッサージベッドの客観評価を行った。被験者がウォーターマッサージベッドに乗っている状態では、マッサージパターン P1 について被験者の額の部分と胸に加速度センサー（WAA-006, 株式会社 ATR-Promotions）と心拍センサーを固定し、頭部がウォーターベッド型マッサージ装置の水流から受ける加速度の変化及びそのときの自律神経変化の測定を行った。

4.2.1 レーザーレンジファインダー及び加速度センサーを用いた計測実験 (実験 I)

人体計測時の参考データとするために、我々は、被験者が乗っていない状態におけるウォーターマッサージベッドにおいてマッサージパターン P1 を実行し、図 4.1 (a) に示すように、レーザーレンジファインダーを用いて頭部領域の動きの測定を行った。身長 175cm の被験者を想定した動きでウォーターマッサージベッドにおいてマッサージパターンの動作をしてもらった。

レーザーレンジファインダーは想定された被験者の頭部と考えられる場所に設置し、高さはウォーターマッサージベッドの水面から上方に 70cm の場所に設置した。実験では、マッサージパターン P1 に含まれる各マッサージパターンに対して、それぞれ 2 分間マッサージを実施したときの水面の変移について計測を行った。

次に、図 4.1 (b) のように被験者がウォーターマッサージベッドに仰向けに寝ている状態に対して、被験者の首の部分にマッサージ位置が来るように固定させた後、マッサージパターン P1 に含まれる各マッサージパターンに対して、それぞれ 2 分間マッサージを実施した。このときの被験者は額の部分に図 4.1 (b) のように加速度センサーを固定し頭部がウォーターマッサージベッドの水流による加速度の変化を測定した。

レーザーレンジファインダーと加速度計を用いた実験では、被験者の頭部から足へ向かうベクトルを X 軸方向、右から左に向かうベクトルを Y 軸方向、背中から胸方向へ向かうベクトルを Z 軸方向と定義する。

表 4.1 レーザーレンジファインダー (UTM-30LX, 北陽電機株式会社)

半導体レーザー	$\lambda = 905\text{nm}$
検出保障値	0.1~30m
測距精度	0.1~10m : $\pm 30\text{mm}$, 10~30m : $\pm 50\text{mm}$
走査角度	270°
走査時間	25ms

表 4.2 加速度センサー (WAA-006, 株式会社 ATR-Promotions)

サンプリング周波数	500Hz
通信距離	10m
無線送信	Bluetooth
サイズ	39.0mm(W) × 44.0mm(H) × 12.0mm(D)
加速度センサー検出範囲	$\pm 4G$, X 軸 Y 軸 $\pm 300\text{deg/s}$ Z 軸 $\pm 500\text{deg/s}$

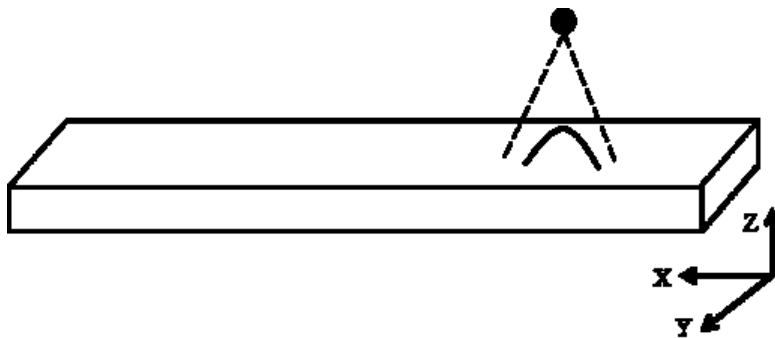


図 4.1 (a). レーザーレンジファインダーの計測方法

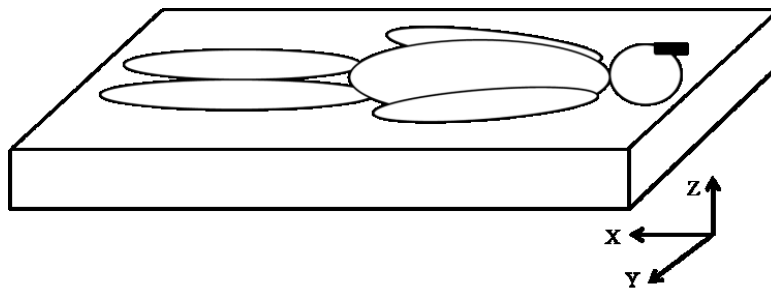


図 4.1 (b). 加速度センサーを用いた計測方法

4.2.2 加速度センサーと心拍センサーを用いた計測実験(実験 II)

被験者の自律神経変化を測定するため、第3章と同様の心拍数センサー（myBeat、ユニオンツール株式会社）と加速度センサーを使用して実験を行なった。

被験者は成人男性 11 名。平均身長は 169cm, 平均体重は 62kg である。被験者の構成としては、20 代 7 名, 50 代 2 名, 60 代 2 名であった。

実験手順は第3章の方法と同様である。最初に図 4.2 のように被験者の胸部に心拍センサーを貼り付け、椅子に座った状態で 10 分間安静にしてもらい、そのときの被験者の心拍パターンを測定した。次に、被験者の頭部に加速度センサーをつけてもらい、ウォーターマッサーベッドにおいて 10 分間マッサージをしてもらったときの被験者の自律神経系の活動及び頭部の加速度を測定した。最後に、マッサージを終えた後、被験者に対して主観評価アンケートを行なった。主観評価アンケートは、1 ～ 5 の 5 段階で評価してもらった。気持ちが良くなかったときは「1」と回答し、気持ちよかった場合には、「5」と回答してもらった。最後に、すべての被験者に対してどのようなときに最も揺れが強く感じたのかについてアンケートに記入するようお願いした。

自律神経変化の評価については、第3章の方法と同様に、心電図における R-R 間隔を計測し、FFT による周波数解析を行うことで推定する。

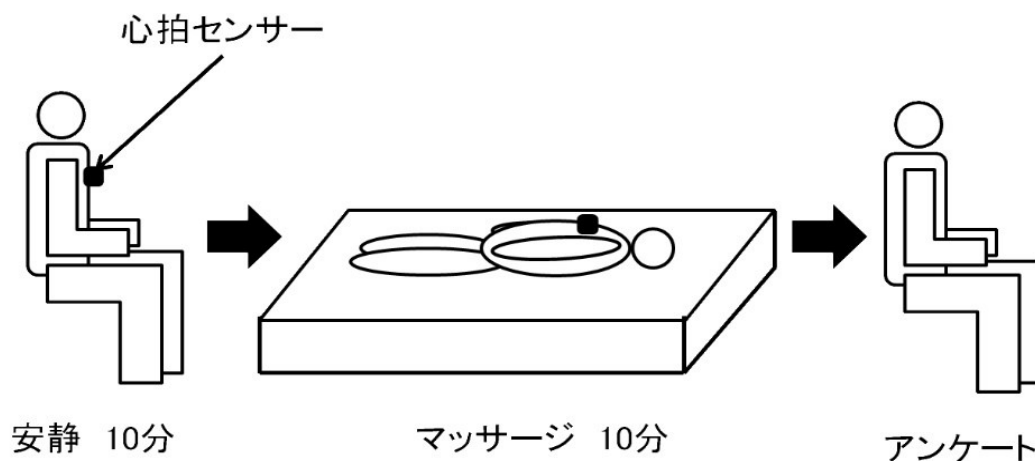


図 4.2 実験手順

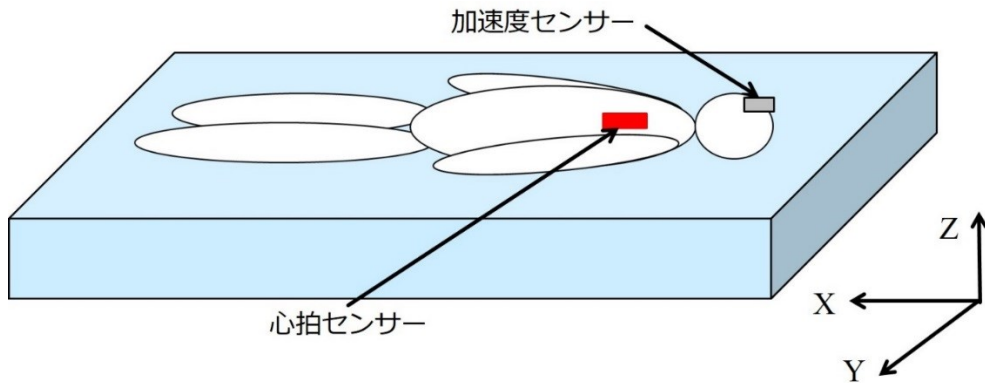


図 4.3 加速度センサーと心拍センサーを用いた計測実験

4.3 実験結果及び考察

4.3.1 実験 I の結果

図 4.4 は、加速度センサーにより測定された被験者の Z 軸方向の頭部加速度の例である。図 4.5 は、Z 軸方向の頭部加速度の時系列変化を FFT による周波数解析を行った結果を示す。図 4.6 は、Z 軸方向の頭部変位の時間変化を FFT による周波数解析を行った結果を示す。

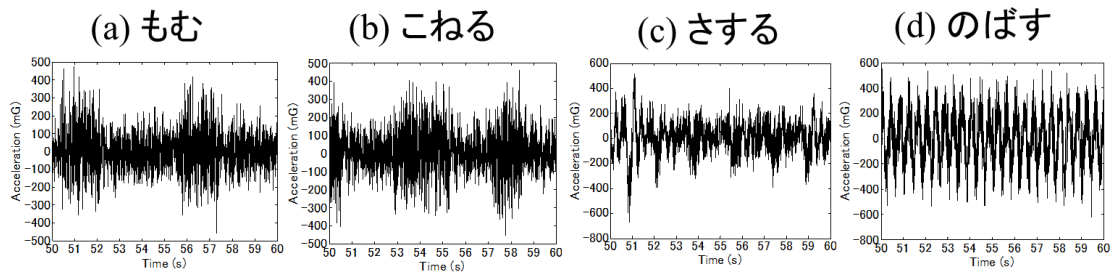


図 4.4 Z 軸方向の頭部加速度

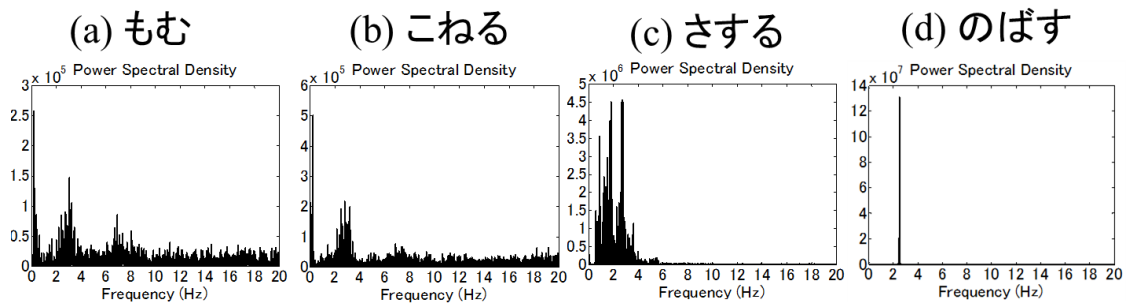


図 4.5 Z 軸方向の頭部加速度に対する周波数解析

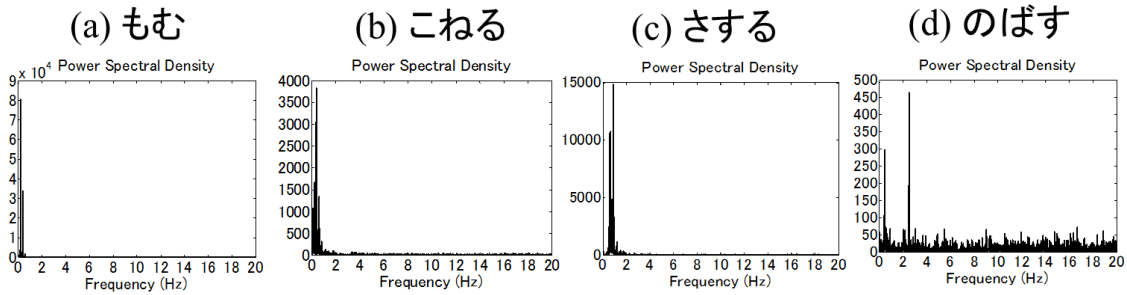


図 4.6 Z 軸方向の頭部変位に対する周波数解析

図 4.4 より，被験者の頭部が受ける Z 軸方向の加速度の大きさは，「もむ」のマッサージパターンが Z 軸の負の方向への加速が若干小さいことを除いて，全てのマッサージパターンにおいて大きな差は存在しなかった。

図 4.5 より，FFT による周波数解析の結果から全てのマッサージパターンで乗り物酔いが起こりやすいとされる 4Hz 以下に加速度の周期が集中していることがわかる。

図 4.6 より，Z 軸方向の被験者の頭部の変位は FFT による周波数解析の結果では全パターンにおいて 3Hz 以下であることがわかる。

4.3.2 MSDV

乗り物酔いを生じやすい振動条件に対して行われた過去研究において最も例が多いのが船酔いに関する研究である。船酔いの発症に影響の大きい振動は，0.16Hz 程度の上下振動であることが実験的に明らかにされており，これら低周波振動の累積値で酔いの発生を評価する指標が開発されている。中でも，ISO2631-1 規格に示される *MSDV* 指標 (Motion Sickness Dose Value) が広く知られている。算出式は式以下の通りである。

$$MSDV_z = \left(\int_0^T a_w(t)^2 dt \right)^{\frac{1}{2}} \quad (4.1)$$

この指標を算出するには，図 4.7 の *Wf* 曲線と呼ばれるフィルターで振動データを予め周波数補正する必要がある。 $a_w(t)$ は補正済みの振動加速度瞬時値を， T は暴露時間の総時間(s)を，添字 z は上下方向 (z 軸) の振動評価であることを表している。

W_f 曲線は低周波の上下振動が酔いに及ぼす影響を検討した一連の研究成果をもとに開発されたもので、酔いやすい周波数ほど、評価時のウェイトが高くなるように補正することを目的としている。最もウェイトが高いのは、0.167 (1/6)Hz であり、最大値は 4(Hz) ，最小値は 0.02(Hz) となっている。

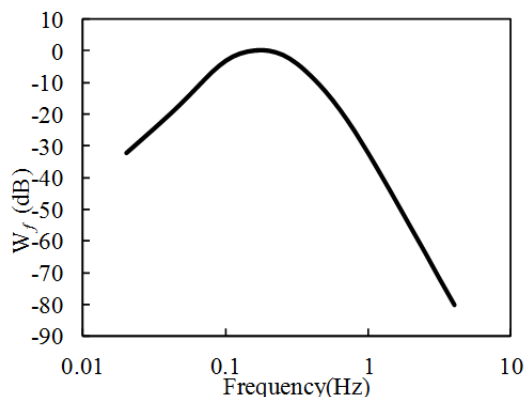


図 4.7 W_f 曲線

それぞれのマッサージパターンによる MSDV の値は表 1 のようになっている。

MSDV の結果より、ウォーターマッサージベッドにおけるマッサージパターン P1 において、「のぼす」 < 「さする」 < 「もむ」 < 「こねる」 順に振動による乗り物酔いに近い症状を引き起こしやすくなることが確認できた。

表 4.3 MSDV 指標の計測結果 (dB)

パターン	dB
のぼす	115.2
さする	147.33
もむ	153.69
こねる	160.22

4.3.3 実験 II の結果

図 4.8 ~ 図 4.10 は主観評価アンケートの回答と自律神経変化から計算されたリラックス度の平均変化値についてのグラフである。図 4.8 ~ 図 4.10 において、被験者を三グループに分けて評価を行った。グループ A は主観評価において評価 5(気持ち良かつ

た)の回答をした被験者グループ、グループ B は主観評価において評価 4(少し気持ち良かった)の回答をした被験者グループ、グループ C は主観評価において評価 3(普通)の回答をした被験者グループとなっている。図 4.8 において、グループ A, B, C の平均変化はそれぞれ、29.57 (%), 23.35 (%), 及び 19.41 (%). グループ A, B, C の人数はそれぞれ 4 人, 4 人, 3 人となっている。グループ A, B, C の標準偏差はそれぞれ 3.56, 4.49, 6.06 となっている。図 4.9 は、被験者全体のマッサージパターンごとのリラックス度の変化、図 4.10 は 30 秒間毎の各 3 グループのリラックス度変化を示している。

図 4.9 において、被験者全体では、マッサージ開始時の「全身 さする」のマッサージを行っている時のリラックス度の平均増加量が最も低く、次いで「首・肩 もむ」のマッサージを行っている時のリラックス度の平均増加量が低いことが確認できる。また、被験者の頭部にマッサージが及ばない「下半身 もむ」のマッサージを行っている時のリラックス度の平均増加量が最も高くなることが確認できる。

図 4.10 から、被験者全体における 30 秒ごとのリラックス度の平均変化から、「首・肩 もむ」の終了直後にリラックス度の増加量が最も低く、次いで「上半身 こねる」マッサージの終了直後のリラックス度の平均増加量が低くなっていることがわかる。「上半身 のばす」のマッサージ中は他のマッサージパターンと異なり、リラックス度が常に増加しているという特徴がある。

また、口頭のアンケートにおいても全員が頭部付近にマッサージの振動が来た時に最も揺れを感じたとの回答が得られたことがあげられる。

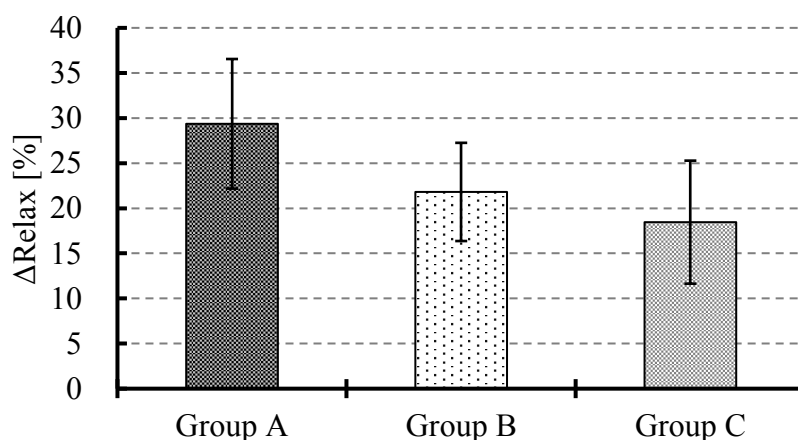


図 4.8 グループごとの主観評価とリラックス度変化の関係

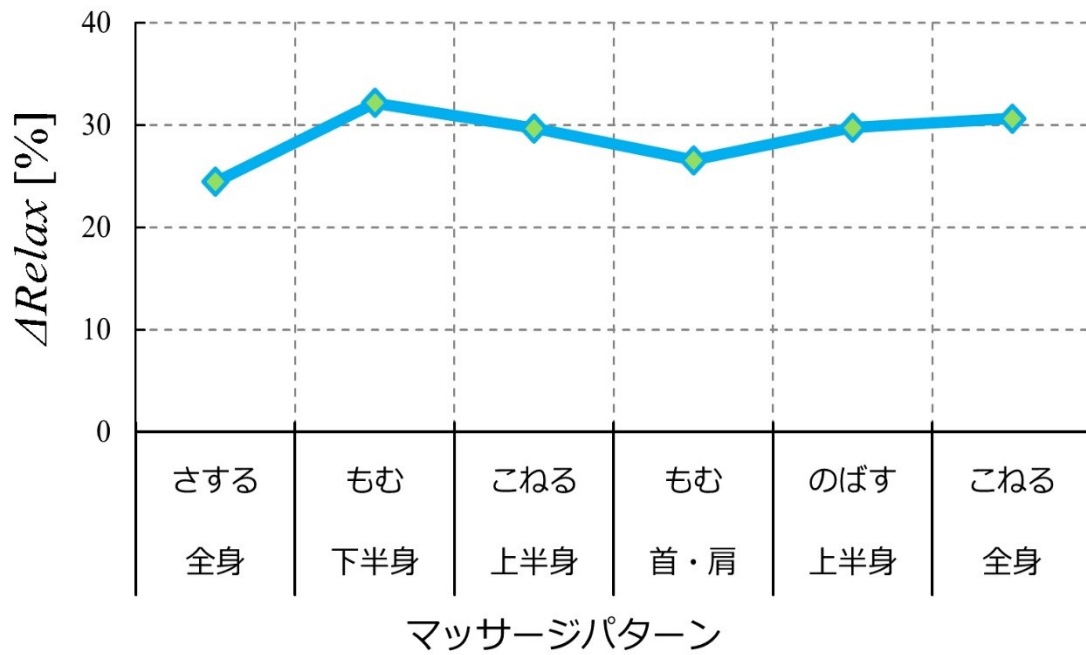


図 4.9 マッサージパターンごとのリラックス度の平均変化

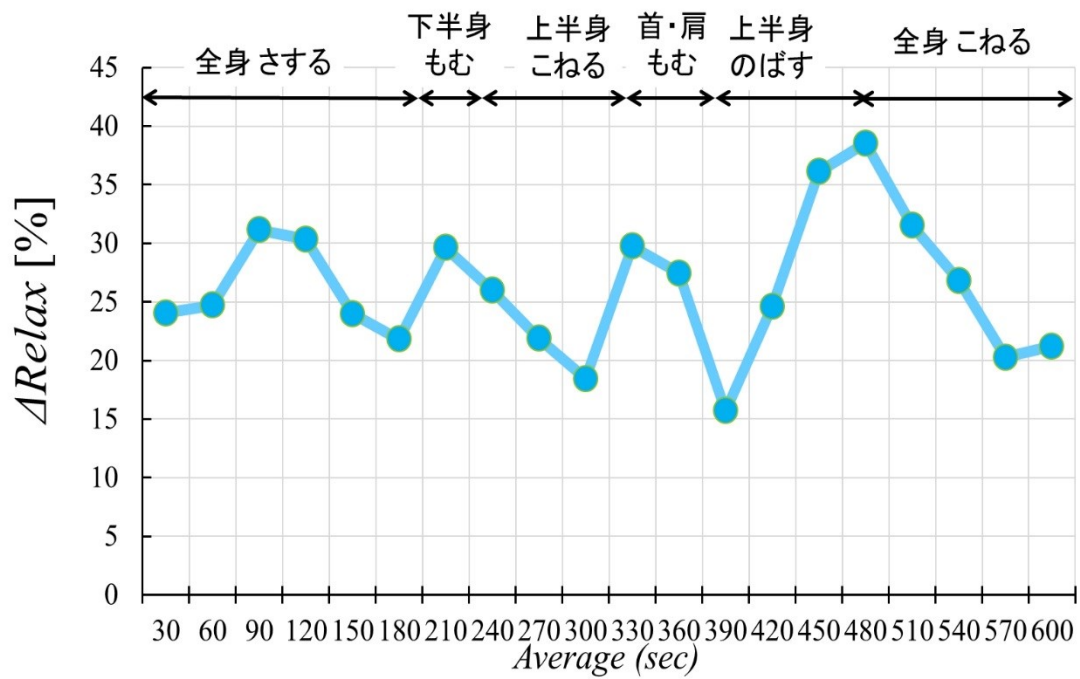


図 4.10 30 秒ごとのリラックス度の平均変化

4.3.4 実験結果の考察

実験 I の図 4.5 と図 4.6 において周波数解析した結果の違いは被験者の頸部の筋肉により減少した水の振動によるものと考えられる。

実験 I において計測で使用した MSDV は主に船舶で生じるような波に起因する数 m もの低周波上下振動を対象に開発された船酔い指標である。評価対象も座位もしくは立位を前提としているため、指標の正確度は考察の余地がある。実験 I において計測した頭部加速度と実験 II において計測したリラックス度の変化を比較する。図 4.10 から「全身 さする」のマッサージを行ったときのリラックス度が最も低く、次いで「首・肩 もむ」のマッサージを行ったときのリラックス度が低い。このため、第 3 章の結果とあわせて考えると MSDV を用いた被験者の感覚評価は自律神経の変化と対対応していないと考えられるが、図 4.10 より「上半身 こねる」及び「首・肩 もむ」のマッサージの終了付近のときのリラックス度が最も低いことから、頭部を集中的にマッサージしたときには MSDV の結果とリラックス度の変化はある相関関係にあり、被験者が感じる快・不快の参考になるのではないかと考えられる。

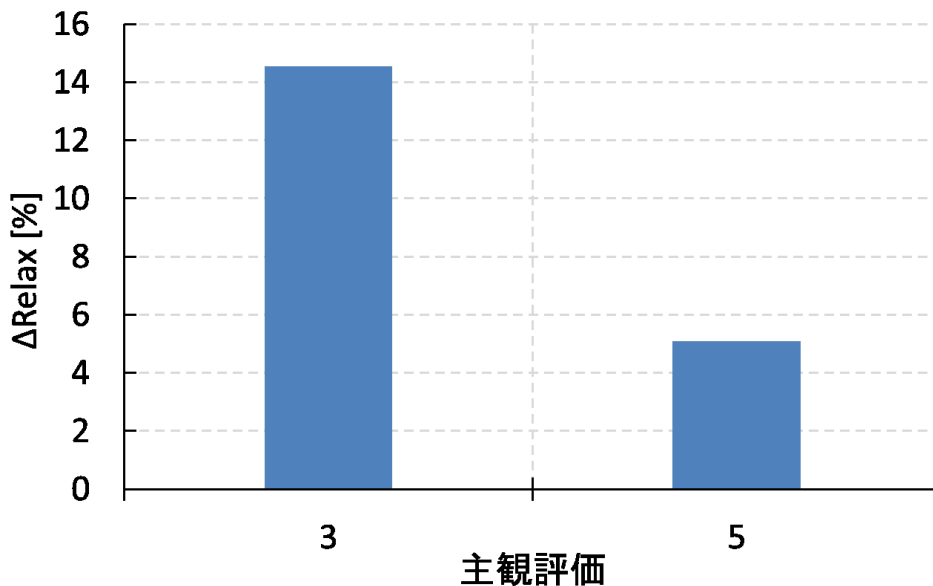


図 4.11 60 代の被験者のリラックス度の平均変化と評価

図 4.11 に実験 II における 60 代被験者 2 名のリラックス度の平均変化と主観評価の関係を図示した。被験者全体では、図 4.8 のように主観評価が良いほどリラックス度

の平均増加量が大きくなるが、60代の被験者に限ってみた場合、この評価が逆転していることが見られる。このことは、人が高齢になるにしたがって感覚や感性が衰えていくことに関係すると考えられる。本来、若いときでは気持ちよいと感じていたはずの変化が高齢になるにしたがって鈍感になり、感情に対する認識が衰えていったためにこのような結果になったと推測される。そのため、今回の実験において被験者はいなかったが70代以降の後期高齢者ではこの結果がさらに顕著に現れるのではないかと推測される。

4.4 結論

本研究では、ウォーターマッサージベッドを使用したときの効果を被験者の頭部に加わる振動及び加速度と安静時からのリラックス度の増加量について考察した。マッサージ中の頭部に加わる加速度および波形の変位を測定し、MSDVを用いることで被験者の感覚の推定を行った。その結果、頭部付近に対して「こねる」・「さする」・「もむ」の振動パターンが比較的不快な感情を引き起こしやすく、リラックス度の増加量も低くなることを確認した。したがって、仰向けの姿勢に適応させたMSDV指標においてdBが高い振動が頭部に加わると、被験者は不快な感情を感じると同時にリラックス度が低くなることから、仰向けの姿勢に適応させたMSDV指標の有効性が確認できた。

また、60代以降の被験者ではリラックス度の増加と主観評価は一致しなくなることが想定される。

第5章 ウェブカメラを用いたリアルタイム非接触型心拍計測

5.1 はじめに

5.1.1 研究目的

生体信号測定技術は近年で大きく注目され始めている。生体信号は多くの健康指標のために非常に重要であり、心拍は生体信号の中でも最も重要な生体信号のうちの一つである。第3章、第4章における研究でも挙げられているように、心拍数を知ることができれば、その人の感情や受けているストレスを推定することができる。心電図 (Electrocardiogram : ECG) の原理を使用したウェアラブルな心拍センサーは、皮膚に電極を貼りつけて計測するため、非常に高精度の計測ができるが、通気性の問題により、皮膚に長期間張り続ける場合、皮膚の弱い人は皮膚のかぶれが起き易くなることが指摘されている。また、運動時などにおいては、発汗により皮膚に張り付けている電極がはがれ落ち易くなるという欠点も存在する。

これらの問題を解決するため、遠隔で生体信号を計測する方法に注目が集まっている。非接触型計測方法は大まかに三つのカテゴリーに分けることができる。マイクロ波ドップラーセンサー[37], [38], [39], 赤外線画像[40], [41], ビデオベースの画像解析方法[34], [42], [43]である。最初の非接触型計測方法は、1980年代[39]にマイクロ波ドップラーレーダーを用いてヒト被験者の呼吸を感知する方法である。赤外線画像では、皮膚温度変調の解析により心拍によって生じる血管と周囲組織との間の温度の変化を計測したものである[40]。ビデオベースの非接触型計測方法は HR 変動を検出するための光電式容積脈波記録法の基本原理を使用している。Poh らは独立成分分析 (ICA) を用いてウェブカメラを用いた高精度な心拍数測定の技術を開発した[34]。

しかし、この技術では測定中、被験者が正面にあるカメラを静止してじっと見つめ

る必要がある。測定中に頭部を動かした場合、非常に多くのノイズを含む心拍信号が検出されるという欠点がある。頭部を動かしている状態における心拍計測の方法として Monkaresi らは k-NN (k-nearest neighbor) を使用して頭部を動かしている状態における心拍の計測を行った。しかし、彼らは k-NN の学習において静止状態における 1 分時間心拍変動を必要とし、被験者が大きく頭部を動かす (45 度以上顔を傾ける、頭部を大きくひねる) 場合や手などで顔の一部を遮る等の動きをする場合、顔を上手く認識することができず、心拍を計測できないことが知られている。

そのため本研究では、Continuously Adaptive MeanShift (CAMSHIFT) を用いることで、被験者の顔追跡性能を向上させることで、頭部が移動している状態でも被験者の心拍を測定する新しい手法を提案する。また、非接触心拍測定の精度を評価するため、独立成分分析、回帰分析、移動フィルター、CAMSHIFT を組み合わせた 5 つの方法を使用して分析を行った。精度評価のため、実験の全セッションにおいて、心拍計測時にウェアラブル心拍センサーを装着した状態で計測を行った。その結果、提案手法は、心拍計測の精度を向上させ、既存の方法のほぼ 1/3 にまで処理時間を短縮することが可能であることを示した。

本章の内容は研究業績 c に対応している。

5.1.2 原理

1) 心拍計測法

図 5.1 のように、心臓は血液を全身に送り出すポンプポンプの役割を果たしている。血が全身に送られる過程で生じる血液の流動により全身は細かく振動している。そのため、体に生じる細かい振動を計測することができれば、人の心拍は計測可能だと考えられる。

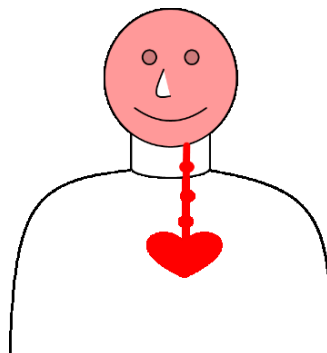


図 5.1 心拍が及ぼす微細振動

しかし、通常、私たちの目では体に生じる細かい振動を観察することができない。そこで、人の皮膚の色彩の変化を計測することで、この細かい振動を計測する方法が試されている。皮膚の色彩の変化を計測する方法は光電式容積脈波記録法（Photoplethysmogram : PPG）の技術に基づいている。PPG とは選択された皮膚領域の光学的性質に基づいて脈拍波形を測定するために使用される技術である。血液中の赤血球に含まれているヘモグロビンは、通常赤色光を吸収するが、酸素と結びつくと赤色光を反射する性質がある。このため、近赤外光をあて、反射される近赤外光の強さの変化から血流量を測定し、心拍数を推定する手法である。この技術の応用例として、医療用でも使用されている、指先から心拍を測定するパルスオキシメーターが存在する[53].



図 5.2 パルスオキシメーター

PPG は通常、近赤外光のような専用の光源を使用して計測するが、最近の研究から市販されているデジタルカメラを用いても計測可能であることがわかっている[44]. そのため、心臓に近い部分である顔の色の变化を計測することで体に生じる細かい振動を測定し、心拍数の推定を行う。

2) Haar-like 特徴量による顔検出

① Haar-like 特徴量

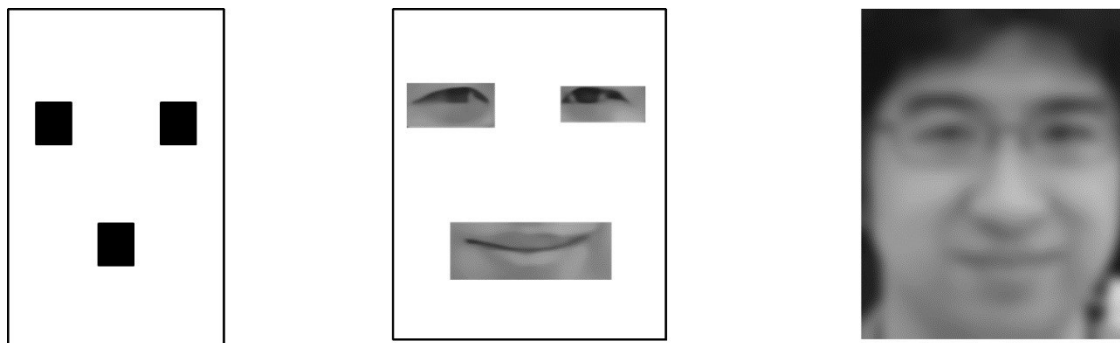


図 5.3 人における顔と認識する画像の例

図 5.3 のように，目と口を表す 3 つの黒い点に注目することが知られている．また，目，口のような顔に含まれる特徴的な部分を抜き出した画像や，モザイクのかかった非常にぼやけた画像についても人の顔と認識することは可能である．

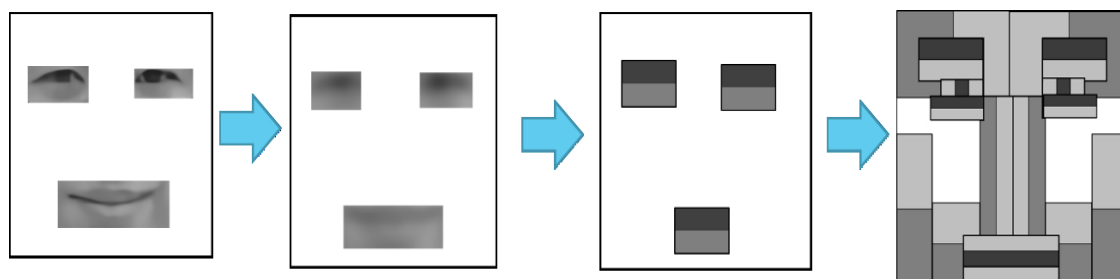


図 5.4 Haar-like 特徴量の認識例

人の認識する特徴的な部分は図 5.4 のように明るい部分と暗い部分を大量に組み合わせた画像として算出することができる．この概念を利用することで顔の検出を行っている．明るい部分と暗い部分の分類方法としては，2 つの領域の輝度差に着目し，2 つの領域の平均輝度の差を算出することで分類している．輝度差の特徴量 $H(r1,r2)$ は下式で表される．

$$H(r1,r2) = S(r1) - S(r2) \quad (5.1)$$

$S(r1)$ は領域 1 の平均輝度， $S(r2)$ は領域 2 の平均輝度を表している．

② Haar-like 特徴量による顔検出

計算された Haar-like 特徴量に対して、AdaBoost のブースティングを利用した Viola-Jones 分類器を用いて検出される。

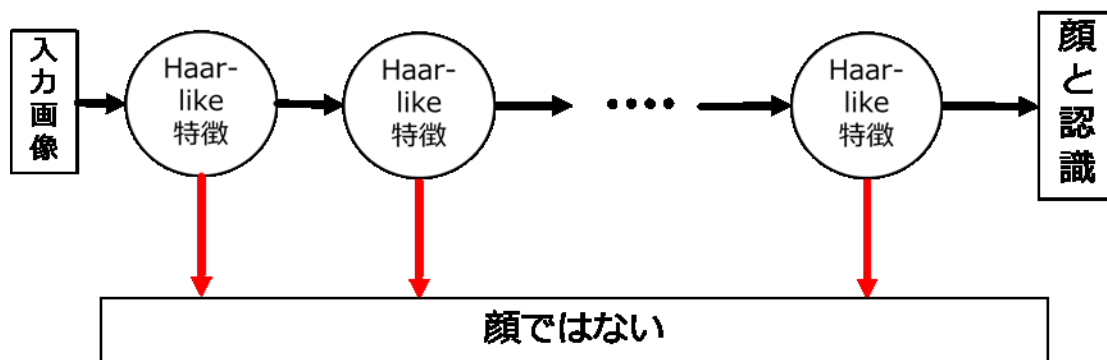


図 5.5 Haar-like 特徴量による顔検出アルゴリズム

Viola-Jones 分類器は図 5.5 のように、入力された画像において、Haar-like 特徴による明暗差から顔かどうかを判定する手法である。Haar-like 特徴を用いた分類器において、検出率が高く(99.9%)、誤データに対する拒否率が低い(50%前後)という特徴が存在する。そのため、複数の分類器を用いることで検出の精度を向上させている。実験において使用した OpenCV に含まれているデフォルトの Haar-like 特徴量による顔検出は、 20×20 ピクセルの画像を解析に使用される最小のデータとしており、Haar-like 特徴による判定段階は全 22 段階の検出を実施している。この検出器においては、顔画像の検出率が $0.999^{22} \approx 97.8(\%)$ となり、誤検出率は $0.000024(\%)$ と考えられるため顔画像の検出精度は非常に高くなると思われる。

ただし、Haar-like 特徴量による顔検出特徴としては、顔の正面に対する検出率は非常に高いが、顔の側面などに対する検出精度は非常に低いという特徴がある。

3) CamShift を用いたトラッキング

CamShift はビデオのシーケンス間で大きさが変わるオブジェクトのトラッキングを可能にするトラッキング手法である。図 5.6 に CamShift (Continuously Adaptive MeanShift) の計算アルゴリズムを示す。CamShift は平均値シフト(MeanShift)を連続して適応させた方法であるため、まず、平均値シフトの一般的な理論について説明する。

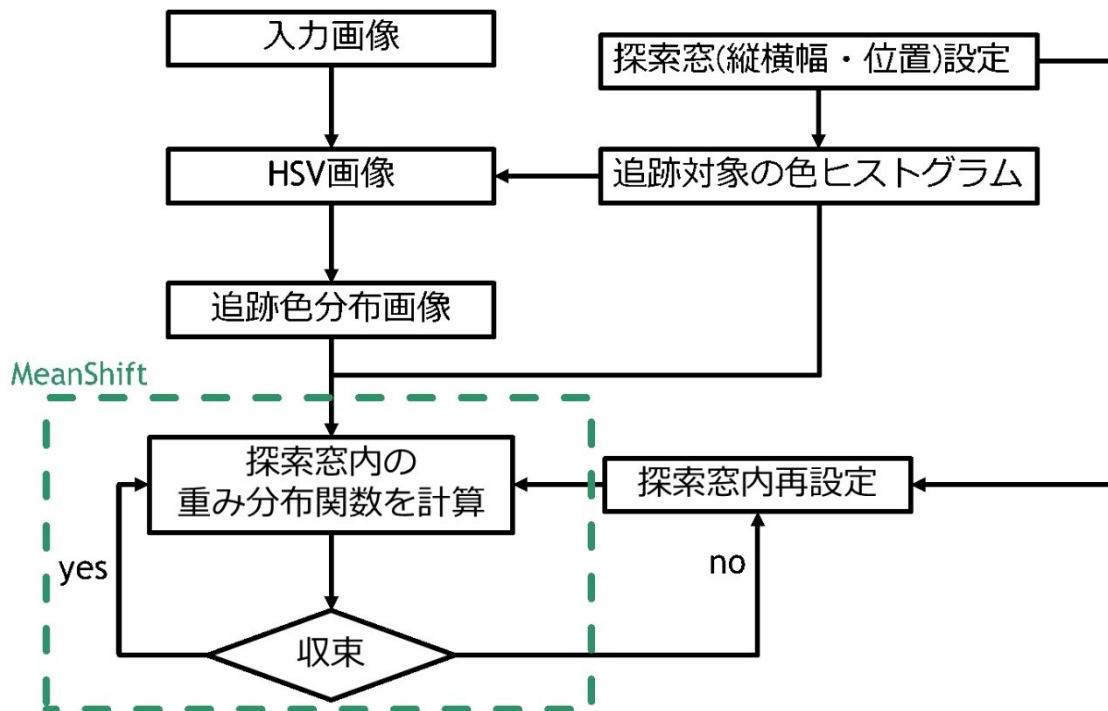


図 5.6 CamShift アルゴリズム

① 平均値シフト

平均値シフトアルゴリズムは、密な分布のデータセットでの極大点を見つけるロバストな手法である。平均値シフトアルゴリズムは以下のように実行される。

1. 検索ウィンドウのサイズを選択
2. 検索ウィンドウの最初の場所を選択
3. 検索ウィンドウの平均位置を計算
4. ステップ 3 で計算した平均の場所で検索ウィンドウを中央に配置します。
5. 繰り返し手順 3 と 4 収束するまで繰り返す。

平均値シフトはデータ分布の勾配を推定する。2次元画像確率分布では以下のように表示できる。

$$x_c = \frac{M_{10}}{M_{00}}, y_c = \frac{M_{01}}{M_{00}} \quad (5.2)$$

ここで 0 番目のモーメントは以下のように計算されます。

$$M_{00} = \sum_x \sum_y I(x, y) \quad (5.3)$$

1 番目のモーメントは以下のように計算されます。

$$M_{10} = \sum_x \sum_y xI(x,y) , M_{01} = \sum_x \sum_y yI(x,y) \quad (5.4)$$

ここで、 $I(x,y)$ は画像中の位置 (x,y) における画素値、及び検索ウィンドウ上の x と y の範囲を示している。平均値シフトのベクトルは、平均値シフトウィンドウをそのウィンドウ内の計算された重心が中央に来るように移動させる。この移動によってもちろんそのウィンドウの内にある特徴点に変化するため、再度同様の処理を実施する。このような処理を繰り返すことで、平均値シフトのベクトルが 0 に収束する。図 5.6 に 2 次元のデータ分布と初期ウィンドウの例と収束の過程を示す。

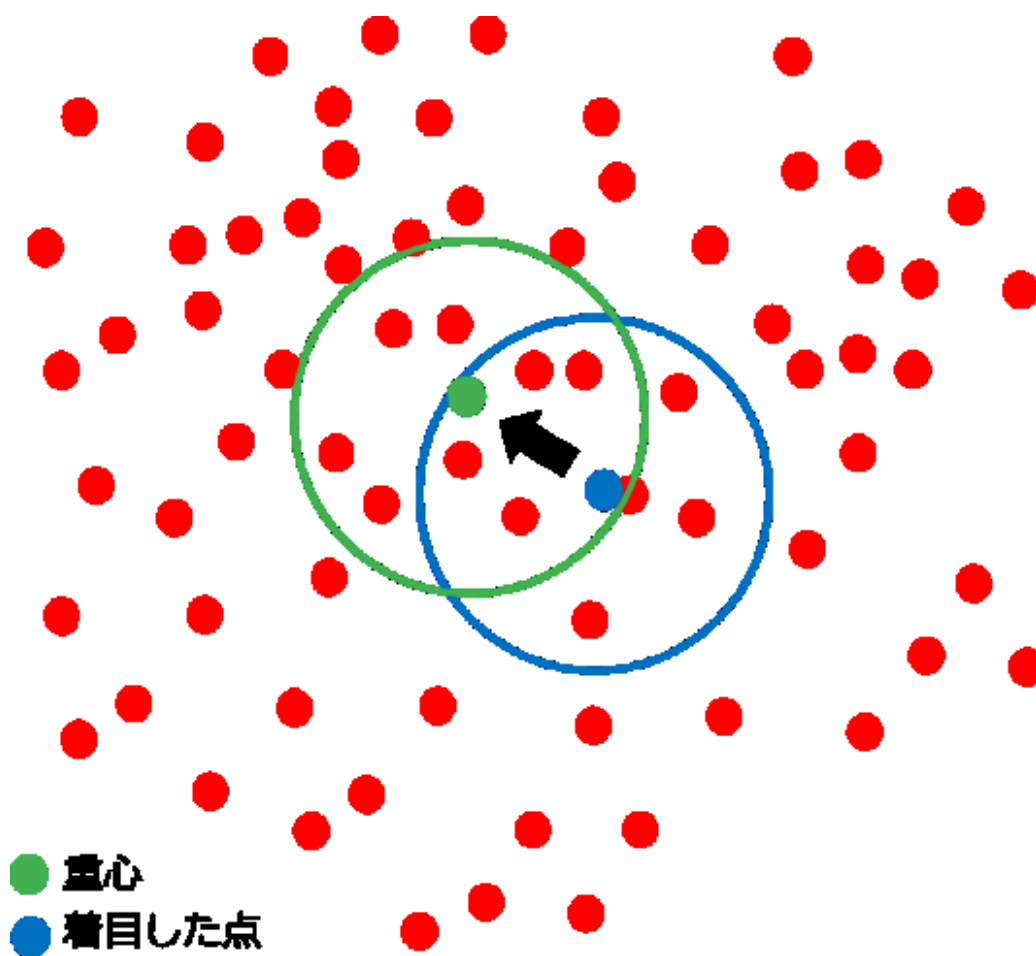


図 5.7 平均値シフトアルゴリズムの収束例

平均値シフトのウィンドウはウィンドウの外側の点が収束に影響しないため、ロバストなトラッキング方法であることがわかる。このトラッキングアルゴリズムは遠く離れた位置にある点の影響を受けないため、高速でかつビデオ内で動く点をトラッキ

ングするのに多く使用されている。

② CamShift

CamShift は探索ウィンドウがそれ自身のサイズを調整することで、時間の経過とともに変化する物体の大きさや、顔追跡のために必要な顔の回転によって生じる変化に対してもトラッキングを可能にした手法である。

③ HSV 色空間：

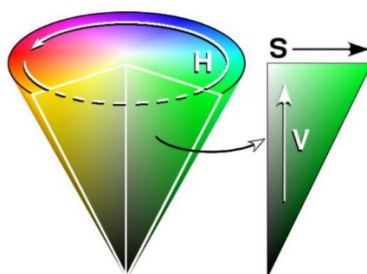


図 5.7 HSV 色空間

CamShift では変化を探索する際、色の特徴点として HSV 色空間を使用している。HSV 色空間とは、色を色相(Hue)、彩度(Saturation・Chroma)、明度(Value・Lightness・Brightness)の三つの成分からなる色空間として再定義させたものである。

環状の HSV 色空間

色相：色の種類を $0^\circ \sim 360^\circ$ の範囲で表すことが多い。(例：赤 $=0^\circ$ ，青 $=240^\circ$ ，緑 120°)

彩度：色の鮮やかさを表したもので、0 - 100 % の範囲で表示されることが多い。100%が最も鮮やかであり、彩度の減少に伴って色が薄くなっていき、0%になると灰色になる。赤緑青の成分の差についての数値であるため、色の彩度が低下するにつれて灰色さが顕著になり、くすんだ色が現れる。

明度：色の明るさを表したもので、0 - 100 % の範囲で表示されることが多い。明度の減少に合わせて暗くなっていき、0%では真っ黒になる。

RGB から HSV への変換式を式(5.5)に示す。

$$H = \begin{cases} \text{undefine} , & \text{if } MAX = MIN \\ 60 \times \frac{G-R}{MAX-MIN} + 60, & \text{if } MIN = B \\ 60 \times \frac{B-G}{MAX-MIN} + 180, & \text{if } MIN = R \\ 60 \times \frac{R-B}{MAX-MIN} + 300, & \text{if } MIN = G \end{cases} \quad (5.5)$$

$$S = MAX - MIN$$

$$V = MAX$$

5.2 実験

5.2.1 実験条件

被験者は神戸大学の同じ研究室に在籍する学生7人（平均年齢= 27.2歳、男性7名）。すべての参加者は、通常の室内環境において、コンピュータの前に座ってもらいました。計測に使用したコンピュータはCPU : Intel(R) Core(TM) i7-2600 3.40GHz, Memory Size : 8 GB, Intel® HD Graphics 2000 Processor Graphics, OS : Windows 7 ビデオ録画には市販されている通常のウェブカメラ（Logitech製ウェブカメラC720）を使用して録画を行った。録画にはPython（V3.5）で書かれたプログラムとオープンコンピュータビジョン（OpenCV: Ver 3.0）[47]を使用し録画を行った。

ウェブカメラは図5.8のようにディスプレイの上に取り付けられ、実験に用いたすべての動画は640×480ピクセルのサイズであり、秒間30フレーム（fps）、3チャンネル、8ビット/チャンネルと24ビットRGBにてAVI形式で録画された。

心拍計測の精度を検証するため、比較対象として、被験者の身体にウェアラブル心拍センサーを取り付けて実験を行った。ウェアラブル心拍センサーは第3章、第4章と同じくUNION TOOL社製myBeatを使用した。

本実験における録画条件は、被験者の右側から窓からの自然光が差し込んでおり、被験者の頭上には蛍光灯がついている状態で録画を行った。被験者は図5.8のようにウェブカメラから約60cmの距離のところに座ってもらい録画を行った。実験では、被験者の胸に心拍センサーをつけてもらった状態で5分の間、画面から出ないように頭部を自由に大きく動かしてもらい、その様子を録画し、計測実験に使用した。

この研究では、過去研究における比較対象として、Pohらの手法を再現し、比較を行った。

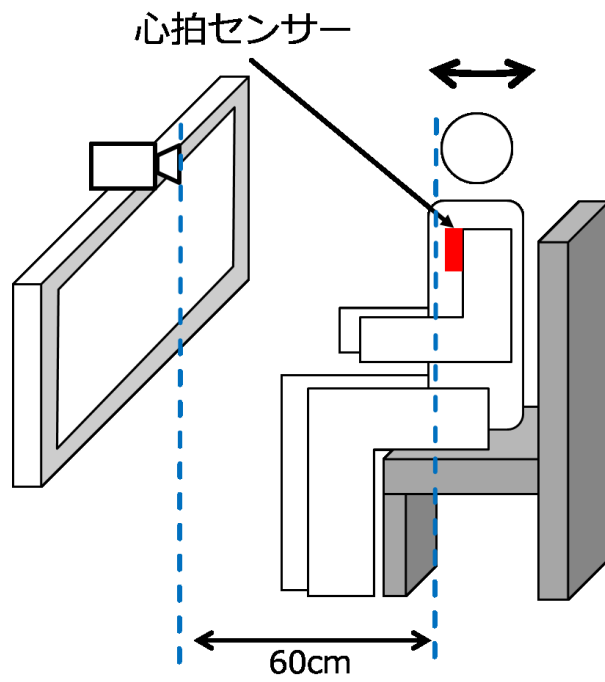


図5.8 実験条件(a)

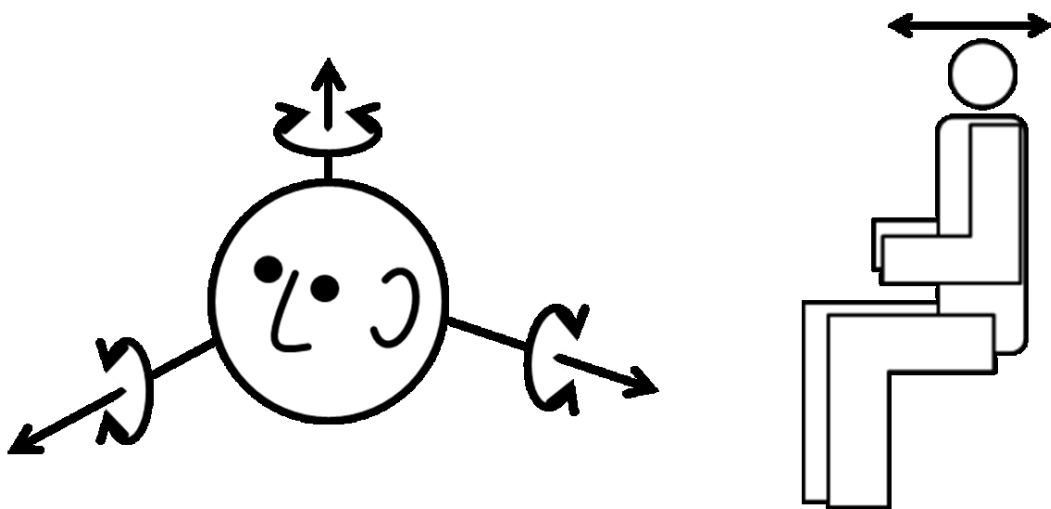


図5.8 実験条件(b)

5.2.2 過去研究における心拍測定法

図 5.9 (a) は、過去研究において Poh らによって提案された心拍数を計測する方法である。本研究において提案する心拍測定法を図 5.9(b)に示す。

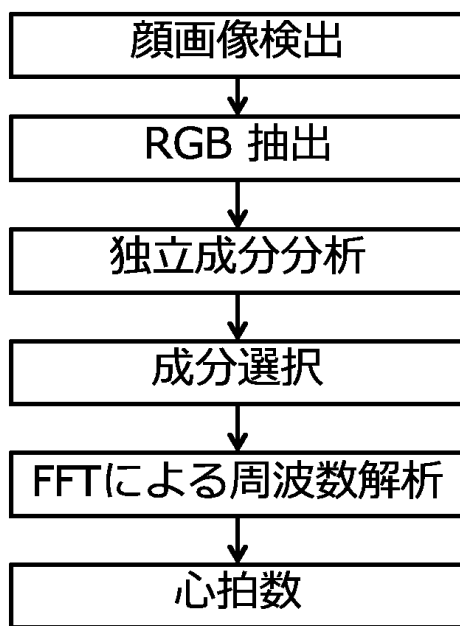


図 5.9(a) 過去研究の手法

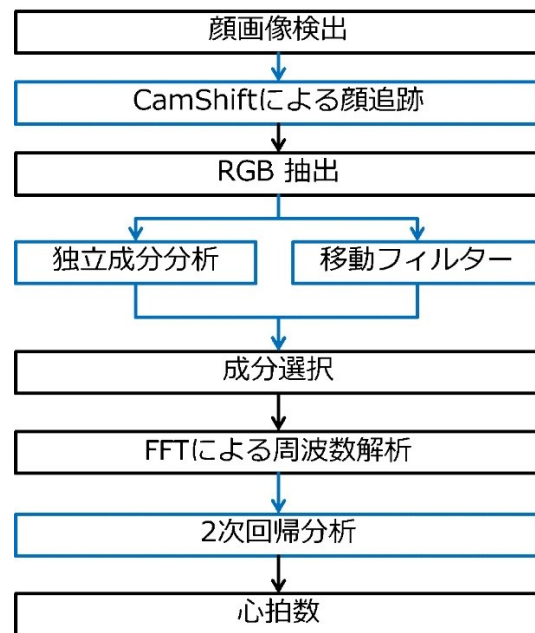


図 5.9(b) 提案手法

1) 顔画像の検出と顔画像のトラッキング

Poh らによって提案された心拍数計測法の研究における欠点の一つに、被験者はカメラの前で動かずにカメラを凝視する必要がある。もし、被験者がカメラを凝視せず、頭部を動かしている場合、測定の精度は悪くなるという欠点がある。本研究において、測定の精度を改善するため、高速に顔画像を追跡する CAMSHIFT アルゴリズムの使用を提案した。

まず、顔画像の検出には、OpenCV を使用してカスケード分類器ブースト (Haar-like 特徴量による顔検出[48]) を用いて探索を行った。被検者の顔を検出した後、CAMSHIFT アルゴリズムを用いて顔画像のトラッキングを行った。CAMSHIFT アルゴリズムは被写体の顔をトラッキングするだけでなく、サイズの変化にも対応することができるアルゴリズムである。

2) RGB の抽出

RGB フォーマットで記録された動画のソース信号は、3 つの別々のチャンネル (赤、緑、青) として抽出される。(5.1)のように1フレームごとに顔画像の RGB を別々に平均化し、解析用データとして保存した。

$$\begin{aligned}
 \mathbf{C} &= \frac{1}{n \times m} \sum_i^n \sum_j^m x_{ij} \\
 \mathbf{C} &= [c_r, c_g, c_b]^T
 \end{aligned} \tag{5.1}$$

n , m はそれぞれ顔画像の縦と横のピクセル数, i , j は、注目領域(ROI)内のピクセルの行と列を表わす. x は各ピクセルにおける RGB の変化量(256 段階), C は RGB の変化をまとめた行列である. 結果はトレースデータとして保存し, 1 秒単位(30 フレームごと)に FFT を使ってパワースペクトルの計算を行った.

3) 独立成分分析(ICA)を用いたノイズ除去

Poh らの手法と同様に 30 フレーム(1 秒)ごとに選択されたウィンドウ内の RGB データを正規化し, ICA を用いた三つの独立したソース信号に分解することで RGB の各信号による影響を除去する. その後, RGB の各成分に対して高速フーリエ変換 (FFT) を用いてパワースペクトルを計算する.

4) 移動フィルターを用いノイズ除去

CAMSHIFT を用いてトラッキングしたときの顔画像が移動した部分を記録し, P_{HEAD} とする. その後, P_{HEAD} に対して 30 フレームごとに FFT を使って顔画像の移動に対するパワースペクトルを計算する. その後 RGB の各成分に対して FFT を用いて心拍を計測する. P_{HEAD} と同じ時間に録画した顔画像の色の変化 P_{RED} , P_{GREEN} , P_{BLUE} を使用して計算されたパワースペクトルから P_{HEAD} を用いたパワースペクトルを引くことで頭部移動時のノイズを除去する.

5) 成分の選択

顔画像におけるどの色の変化が心拍信号の変化を明確に反映するかについては, まだ明確になっていない. 例えば, Poh らの最初の研究では, 緑色の成分変化が心拍信号の変化を反映すると主張していたが, Poh らの次の研究及び運動時の心拍信号を測定した Monkaresi ら[42]の研究では, RGB の 3 つのコンポーネントで HR 信号を探し, RGB の 3 つのコンポーネントのパワースペクトル全体で最大ピークを持つスペクトルを選出し, そのスペクトルの周波数を心拍の周波数とした. そこで, 私たちは人間の通常心拍における最大値最小値の設定からバンドパスフィルタを設定し, 個別に RGB 各コンポーネントの内部 ([49.8, 240] BPM に対応) 0.83 と 4.0 Hz の間のスペクトルを評価し, それぞれの精度を比較した. また, これら以外に Monkaresi,[42]の研究と同様に 3 つのコンポーネントの中から最大のピークが含まれているスペクトルを計測した

ものを第四成分, 3 つのすべてのコンポーネントの平均を取ったものを第 5 成分として計測を行った.

6) 回帰分析

この研究においては, HR の推定に ICA または移動フィルターを用いてノイズ除去されたデータを回帰分析に使用した. 私たちは n 秒間($n=3\sim30$)のノイズ除去後のデータを回帰分析に使用して心拍数の推定を行った. 回帰分析による心拍推定を毎秒実施し, 重回帰である 2 次の回帰分析を用いて実験を行った.

回帰分析を使うことのメリットとして, ノイズによるエラーもしくはかなりかけ離れた値が計測されたとしても, 以前の計測データを用いることで誤検出によるエラーを除外し, 実際の心拍数に非常に近い数値を出力できると考えられる. 回帰分析には以下の公式を用いた.

$$\mathbf{Y} = \boldsymbol{\beta} \cdot \mathbf{X} + \varepsilon \quad (5.6)$$

$$\mathbf{Y} = [y_1, \dots, y_n]^T$$

$$\boldsymbol{\beta} = [\beta_1, \dots, \beta_n]^T$$

$$\mathbf{X} = [x_1, \dots, x_n]^T$$

今回の実験では, 計算時間の考慮のため, $n=2$ として心拍推定を行った.

5.3 実験結果

実験は 5 つの手法に対して行った.

手法 1 : ICA のみを用いた手法

手法 2 : CAMSHIFT と ICA を用いた手法

手法 3 : CAMSHIFT と ICA と回帰分析を用いた手法

手法 4 : CAMSHIFT と移動フィルターを用いた手法

手法 5 : CAMSHIFT と移動フィルターと回帰分析を用いた手法

それぞれに対して R, G, B, 最大値, 平均値の 5 成分から計算なる結果を表 3 に示す. すべての実験において, 心拍センサーに記録されたデータを真の値として比較を行った.

5.3.1.計算時間について

本研究の目的の一つにリアルタイムで連続した非接触型の心拍測定を目的としている。実験では被験者がカメラの前でカメラの視野角から外れないように自由に動いた動画を用いて実験を行ったが、実験における動きのパターンにおいて顔を45度以上傾ける、大きく頭をひねるといった動作を必ず入れるようにすることを被験者にお願いした。これらの動作をした場合、過去研究における顔画像アルゴリズム Haar-like 特徴量による顔検出を用いる方法では、顔を検出できないため本研究における提案手法の有効性を示す上で重要と考えられる。

本研究では、計算時間短縮のため ICA のアルゴリズムを JADE アルゴリズム[55]から FastICA アルゴリズムに置き換えて手法1~3の実験を行った。

過去研究における顔画像アルゴリズム Haar-like 特徴量を用いた手法では1フレームごとに顔画像を探索することで顔をトラッキングしているため、手法1において実験に使用した5分(300秒)の動画を計算するのに、平均449.87秒が必要であった。この計算時間は計測された心拍数をリアルタイムに pc モニター上に画像として表示した場合の計算時間とであり、計算した計測された心拍数をリアルタイムに pc モニター上に画像として表示しなかった場合の計算時間は平均339.32秒となった。これにより、この手法ではリアルタイムで連続した心拍データを算出することはできないといえる。

一方、私たちが提案した CAMSHIFT を用いた手法で計測された心拍数は、手法2を使用したときが最速となり、処理時間は平均449.87秒が必要であった。

リアルタイムに pc モニター上に画像として表示した場合の計算時間は平均139.55秒と計算時間が約1/3となった。これは計測された心拍数をリアルタイムに pc モニター上に画像として表示しなかった場合の計算時間であり、

リアルタイム表示をオフにした場合の計算時間はさらに速く、5分(300秒)の動画を計算するのに約20~43秒であった。すべての手法における心拍数計測の平均処理時間を表5.1に示す。これにより、CAMSHIFT を用いた手法はリアルタイムに連続して心拍数を計測できると考えられる。

表 5.1 手法ごとの平均処理時間

手法	リアルタイム表示あり (sec)	リアルタイム表示なし (sec)
独立成分分析(のみ)	449.88	339.32
CAMSHIFT +独立成分分析	151.20	29.06
CAMSHIFT +独立成分分析 + 回帰分析	164.55	43.22
CAMSHIFT + 移動フィルター	139.39	20.18
CAMSHIFT + 移動フィルター + 回帰分析	141.27	24.47

5.3.2 回帰分析における学習時間と精度

ノイズ除去されたデータに対して 2 次の回帰分析を行うことで心拍数の推測を行った。私たちは推定する n 秒間(n=3~30)の計測データを使用して心拍数の推定を行った。被験者の胸部に取り付けた心拍センサーと手法 5 を用いて計測された心拍数の平均絶対誤差を図 5.10 に示す。

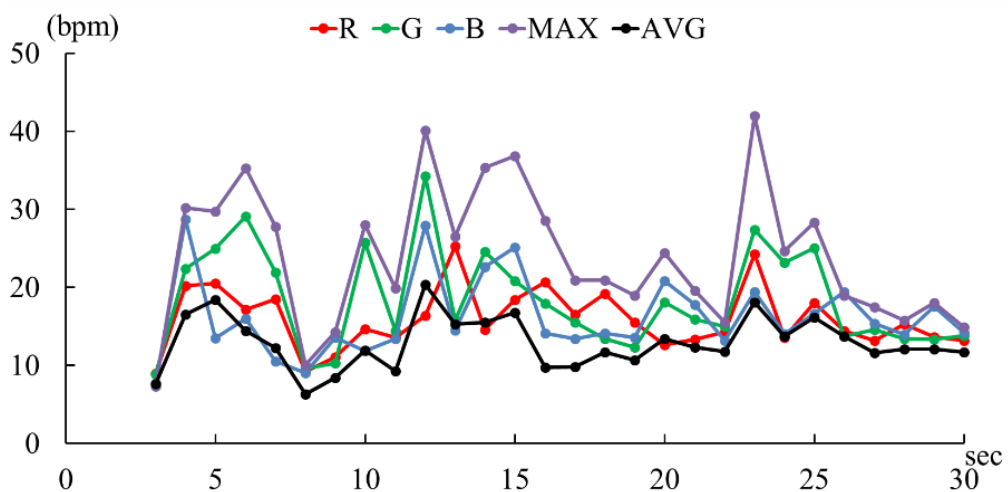


図 5.10 回帰分析における学習データ数と精度の関係

図 5.10 中における R, G, B は各色のスペクトル変化から計測された心拍数である。Max は 3 つのコンポーネントの中から最大のピークが含まれているスペクトルを計測したものであり、AVG は 3 つのすべてのコンポーネントの平均を取ったものである。図 5.10 から 8 秒間のデータを回帰分析に使ったときに誤差が最も低くなることが分かる。その後、23 秒の MAX を除いて、16 秒から 30 秒間のデータを回帰分析に使用するときには誤差が大きく変化しないことが分かる。このことから、私たちは回帰分析による推定をするときに 8 秒間のデータを使用する。また、AVG のデータの誤差が一番小さいことがわかる。

5.3.3 各手法における精度

各被験者に取り付けたウェアラブル心拍センサーから得られた心拍数を真値として精度の計測を行った。精度の計測における正解率とは各手法による計測値が真値からは ± 5 bpm の範囲内にある割合のことであり、百分率で算出した。

1) 手法 1 : ICA のみを用いた手法

この方法は過去研究において Poh らが使用した手法とほぼ同様の手法である。この手法と Poh らの手法との違いとして、計算時間短縮のため、ICA のためのアルゴリズムを JADE アルゴリズムから FastICA アルゴリズムに置き換えた点である。

Poh らは顔が検出されなかった場合、前のフレームにおいて計算に使用された顔座標を使用した。顔を 45 度以上傾けるなど特に大きく動かした場合、計算に使われるデータの座標は頭部から外れ、まったく関係がない場所のデータを計算に使用するということがある。このため、特に大きな動きが多い被験者のデータは大きく外れてしまうことが多い。Poh らのデータは緑色のデータをメインとして使っているが、今回の実験では赤、緑、青の三色と各色のスペクトル変化から計測された心拍数の最大値、各色のスペクトル変化から計測された心拍数の平均値のデータを実験に使用した。この方法では、RGB の各色のスペクトル変化から計測された心拍数の最大値を取ったときに誤差が一番小さくなった。この方法では平均絶対値誤差は 10.32(bpm)であり、被験者全体の平均正解率は 30.90(%)、5 つの手法の中で 4 番目であったが、被験者 7 人中 4 人は正解率が 3%以下であった。

2) 手法 2 : CAMSHIFT と ICA を用いた手法

この方法は CAMSHIFT で顔画像をトラッキングした後、30 フレームごとに ICA を用いて RGB の各振動変化のノイズを除去だけした方法である。この方法はトラッキングを除いて手法 1 と同じであるため、計測された心拍数の平均絶対値誤差、平均二乗誤差は手法 1 とほぼ同じ数値を示した。ただ、手法 1 とは異なり、顔を 45 度以上傾けるなど特に大きく動かした場合においても CAMSHIFT でトラッキングすることが可能であった。そのため、計算に使われるデータの座標は頭部から外れ、まったく関係がない場所のデータを計算に使用するという事はなかった。この方法では平均絶対値誤差は 9.64(bpm)であり、被験者全体の平均正解率は 33.45(%), と手法 1 とほぼ同様となっている。被験者 7 人中 3 人は正解率が 3%以下であったため、手法 1 より向上がみられた。

3) 手法 3 : CAMSHIFT と ICA と回帰分析を用いた手法

この手法は CAMSHIFT で顔画像トラッキングした後、30 フレームごとに ICA を用いて RGB の各振動変化のノイズを除去する手法である。この手法は手法 2 の発展系である。5.3.2 章において示された 8 秒間計測データを用いて回帰分析を行い毎秒心拍データの更新を行った。平均絶対値誤差は 7.45(bpm)であり、正解率は平均 42.61%となり、手法 2 と比較して大幅に精度が向上したことが確認できた。すべての被験者における正解率の最低値は 3.47%であり、最高値は 94.18%となった。しかし、この手法の精度は 5 つの手法の中で 2 番目であり、手法 5 ほど良い結果とはならなかった。

4) 手法 4 : CAMSHIFT と移動フィルターを用いた手法

この方法では CAMSHIFT で顔画像をトラッキングした後、上で述べたように 30 フレームごとに FFT を使って移動フィルターを用いてノイズ除去を行った。この手法は 5 つの手法の中で最も誤差が大きい手法となっている。平均絶対値誤差は 10.94(bpm)であり、被験者全体での正解率は 32.56%でとなった。各被験者 7 人中 1 人は正解率が 3%以下であった、しかし、平均正解率は先行研究である手法 1 良くなったため、移動フィルターを用いたときの有効性が確認できた。

5) 手法 5 : CAMSHIFT と移動フィルターと回帰分析を用いた手法

この方法では手法 4 の方法に回帰分析を加えることで精度を向上させた手法である。手法 3 と同様に 8 秒間計測データを用いて回帰分析を行った。この手法の平均絶対誤差は 5.94 (bpm) であった。被験者全体での平均正解率は 54.58% であり、すべての被験者における正解率の最低値は 37.67% であり、最高値は 71.58% となった。この手法では正解率の最高値こそ ICA を用いた手法である手法 1, 手法 2, 手法 3 より劣るものの、正解率の最低値は 37.67% と比較的安定していることがわかる。

6) ブランド-アルトマン解析

表 5.1 はすべての手法に対するすべての被験者の平均絶対誤差と平均精度を示している。心拍計測の精度に対する評価方法にブランド-アルトマン解析[56]の結果が多く用いられている。図 5.12 に手法 1, 手法 3, 手法 5 に対するブランド-アルトマンプロットを示す。この図ではウェアラブル心拍センサーから計測された心拍データと法 1, 手法 3, 手法 5 において計測された心拍データの値を比較するために用いられた。図 5.12 にデータの 95% (± 1.96 SD) ラインと平均誤差を示す。

図 5.12 から手法 1, 手法 3, 手法 5 の平均誤差はそれぞれ -12.02(bpm), -2.84(bpm), -0.83(bpm) でとなっている。このことから、手法 5 が提案手法の中で最も優れた手法であることがわかる。

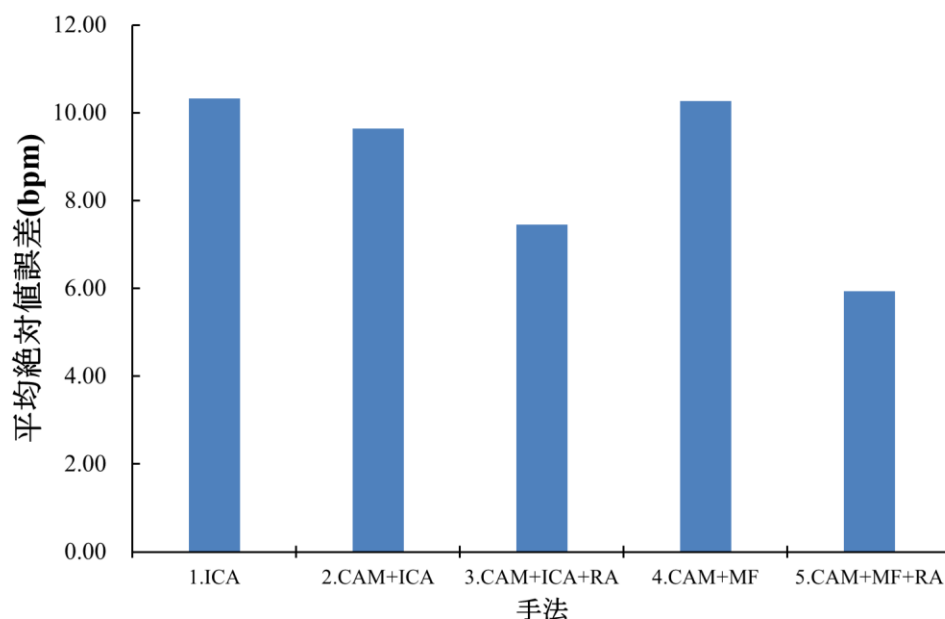


図 5.11 被験者全体における手法ごとの平均誤差数

表 5.1 被験者ごとの各手法における平均誤差

(CAM:CAMSHIFT, RA:回帰分析, MF:移動フィルターICA:独立成分分析)

被験者 番号	心拍センサー計測 の平均心拍(bpm)	手法	平均絶対値誤差 (bpm)	正解率(%)
1	65.1	1.ICA	1.80	90.34
		2.CAM+ICA	1.20	95.17
		3.CAM+ICA+RA	4.24	61.38
		4.CAM+MF	11.33	38.28
		5.CAM+MF+RA	5.22	62.76
2	76.36	1.ICA	11.79	2.74
		2.CAM+ICA	10.82	3.42
		3.CAM+ICA+RA	7.07	43.15
		4.CAM+MF	8.40	33.22
		5.CAM+MF+RA	3.40	71.58
3	70.93	1.ICA	7.47	22.26
		2.CAM+ICA	6.09	32.19
		3.CAM+ICA+RA	1.63	94.18
		4.CAM+MF	5.94	43.15
		5.CAM+MF+RA	4.14	68.49
4	62.01	1.ICA	1.75	95.17
		2.CAM+ICA	1.75	97.24
		3.CAM+ICA+RA	5.56	52.07
		4.CAM+MF	2.34	86.90
		5.CAM+MF+RA	4.96	61.72
5	78.56	1.ICA	17.08	1.71
		2.CAM+ICA	15.01	2.05
		3.CAM+ICA+RA	9.41	19.18
		4.CAM+MF	18.35	1.71
		5.CAM+MF+RA	7.08	43.49
6	81.57	1.ICA	16.19	2.05
		2.CAM+ICA	16.31	2.05
		3.CAM+ICA+RA	9.60	24.83
		4.CAM+MF	15.11	12.33
		5.CAM+MF+RA	10.39	30.34
7	81.18	1.ICA	16.18	2.05
		2.CAM+ICA	16.28	2.05
		3.CAM+ICA+RA	14.61	3.47
		4.CAM+MF	15.11	12.33
		5.CAM+MF+RA	6.38	43.71

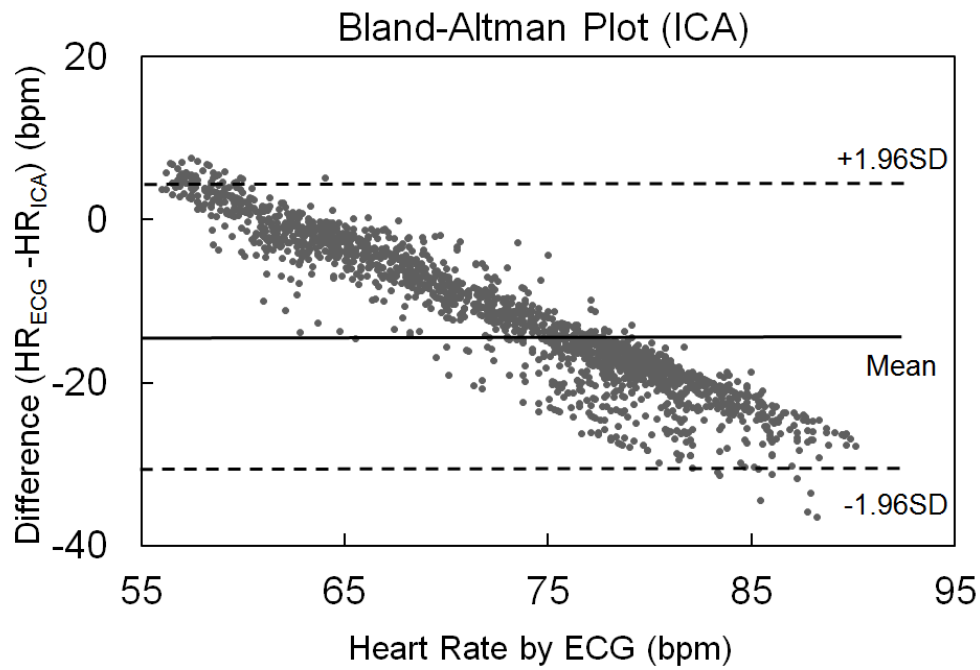


図 5.12(a) 手法 1 におけるブランド-アルトマン解析
(ICA:独立成分分析)

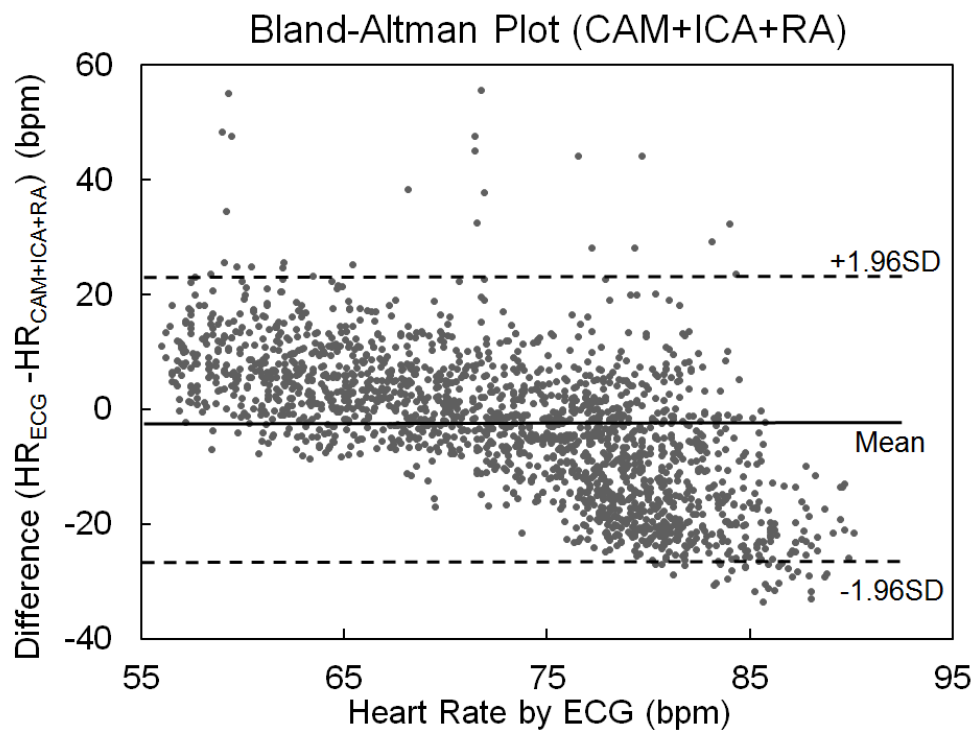


図 5.12(b) 手法 3 におけるブランド-アルトマン解析
(CAM:CAMSHIFT, RA:回帰分析, ICA:独立成分分析)

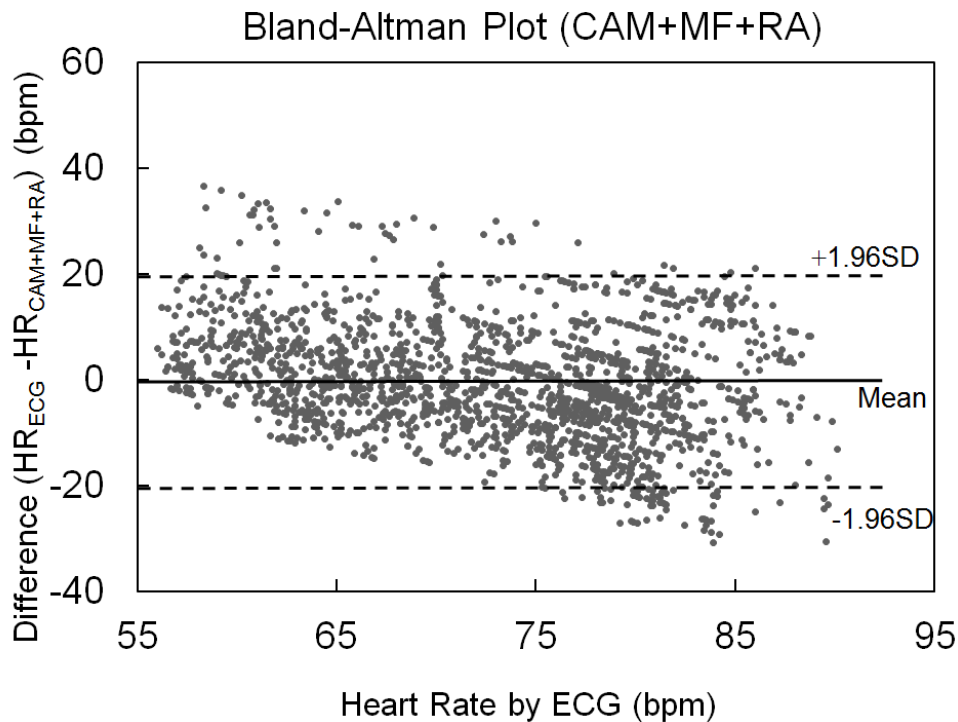


図 5.12(c) 手法 5 におけるブランド-アルトマン解析
(CAM:CAMSHIFT, MF:移動フィルター, RA:回帰分析)

5.4. 考察

5.4.1 提案手法に対する考察

今回の実験では ICA を使用した手法では、比較的動きが小さい被験者においてかなりよい結果が得られた。しかし、動きが非常に大きい被験者においてあまりよい結果が得られなかった。ICA は観測信号がそれぞれの独立した信号へ分割する手法である。そのため、被験者が動かない状態もしくは比較的動きが小さい状態では各色の影響によるノイズを低減するのに非常に有用であった。しかし、被験者の動きが大きく手で顔の一部を隠したりするような動きを行った場合、ICA を用いた手法では精度が大幅に低下した。

これは、ICA が線形的に変化するもののノイズを除去するのに有用であるが、被験者が手で顔の一部を遮るような動きをしたときに計測された色の変化が、かなりランダムなノイズとして混入されたためと考えられる。そのため、ICA が 30 フレーム内の

多くのデータをノイズとして除去すると、身振り手振りを加えた非常に大きく変動する被験者の動きに対して、顔の色の変化の大部分をノイズとして分離できなかったのではないかと考えられる。そのため、ICA のみを使用した手法 1 と手法 2 では、ノイズ全ての被験者においてほぼ同じような心拍数を出力するという特徴が見られた。

手法 1 と手法 2 の二つの手法では、全ての被験者に対して 60~65bpm の推定値を出力するという結果となった。この特長により、元々の心拍がこの値に近い被験者 1 と被験者 4 においては非常に高い精度の推定値が得られたが、この範囲から外れた心拍数を持つ被験者に対しては精度が非常に低くなるという結果が出たと考えられる。

この ICA の欠点を解決する手法として手法 4 の移動フィルターを用いる方法と手法 5 の移動フィルターと回帰分析を組み合わせた方法を提案し、有る程度の有効性が有ることが確認できた。結果として手法 4 の移動フィルターに回帰分析を組み合わせた手法 5 がすべての手法の中で最も優れた手法となった。移動フィルターにより、RGB の変化周期から直接的な顔の動きによるノイズが除去されるため、身振り手振りを加えた非常に大きい動きをする被験者の心拍数の推定に対しての精度が ICA を使用した場合より高くなったと考えられる。しかし、手法 4 の CAMSHIFT によるトラッキングと移動フィルターを用いたノイズ除去の方法の結果からわかるように、顔の色の変化と頭部の変動周期がほぼ同様の周期であった場合、移動フィルターを用いたノイズ除去法では意図せず本来必要な周波数のデータをノイズとして除去のしてしまったのではないかと考えられる。そのため、すべての手法の中で平均絶対値誤差が最も高い結果になったと考えられる。この一時的な除去によるエラーも 8 秒間のデータを用いた回帰分析を使うことによってエラー値を除去できたため、手法 5 において精度が向上したと考えられる。

本研究では計算速度向上のため ICA の計算に使用するアルゴリズムを JADE アルゴリズムから FastICA アルゴリズムに変更して実験を行ったが、ブランド-アルトマン解析を見る限り ICA アルゴリズムによって Monkaresi らの先行研究の結果と大差ないことが確認できた。また、計算時間に関して手法 1 における計算時間が長い原因として、フレームごとに Haar-like 特徴量を使ったカスケード分類器を用いて顔検出をすることにより、探索コストの問題から計算時間が長くなったと考えられる。そのため、顔検出を行わない純粋な物体追跡手法である CAMSHIFT を用いて顔画像をトラッキングすることで計算時間が大幅に短縮されたと考えられる。

5.4.2 ウォーターマッサージベッドにおける応用

ウォーターマッサージベッドを使用しているとき、被験者の頭部や全身に常に振動が加わっているため、提案手法を用いて計測評価を行った。図 5.13 のように被験者がウォーターマッサージベッドに仰向けに寝ている状態に対して、被験者の頭部の上方 40(cm)のところスマートフォンを設置し、被験者の身体にウェアラブル心拍センサーを取り付けて、マッサージパターン P1 のマッサージを 5 分間実施したときの心拍変動について計測を行った。

録画に使用したスマートフォンはiPhone 5 であり、ビデオの録画はiPhone 5のフロントカメラ(120万画素)を使用し、30fps, 720p (1280×720ピクセル)の画質で録画を行った。録画された動画はmov形式で保存された。

この応用実験における被験者は男性1名(29歳)である。被験者の身体に取り付けたウェアラブル心拍センサーは第3章、第4章と同じくUNION TOOL社製myBeatを使用した。この実験における録画条件は、蛍光灯がついた窓のない部屋において、仰向けに寝ている被験者の顔が蛍光灯の方向を向いている状態で録画を行った。

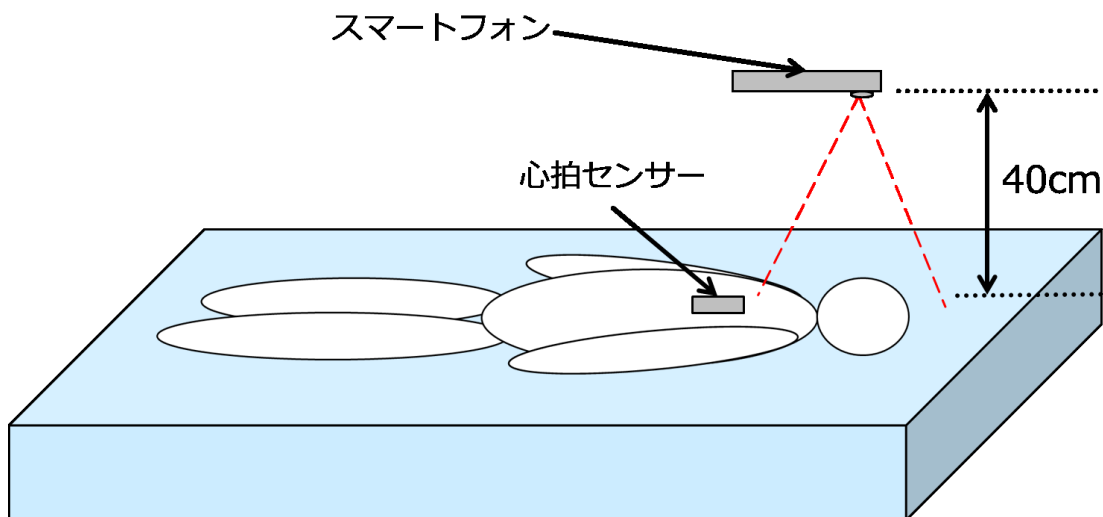


図 5.13 スマートフォンのカメラによる心拍計測

この実験では、従来手法より平均絶対値誤差が低下した手法3と手法5を用いて精度を比較した。この実験結果を表5.2と図5.14に示す。

表 5.2 手法3と手法5におけるウォーターマッサーベッドの心拍計測結果

心拍センサー計測 の平均心拍(bpm)	手法	平均絶対値誤差 (bpm)	正解率 (%)
76.88	3.CAM+ICA+RA	1.83	90.07
	5.CAM+MF+RA	6.22	50.34

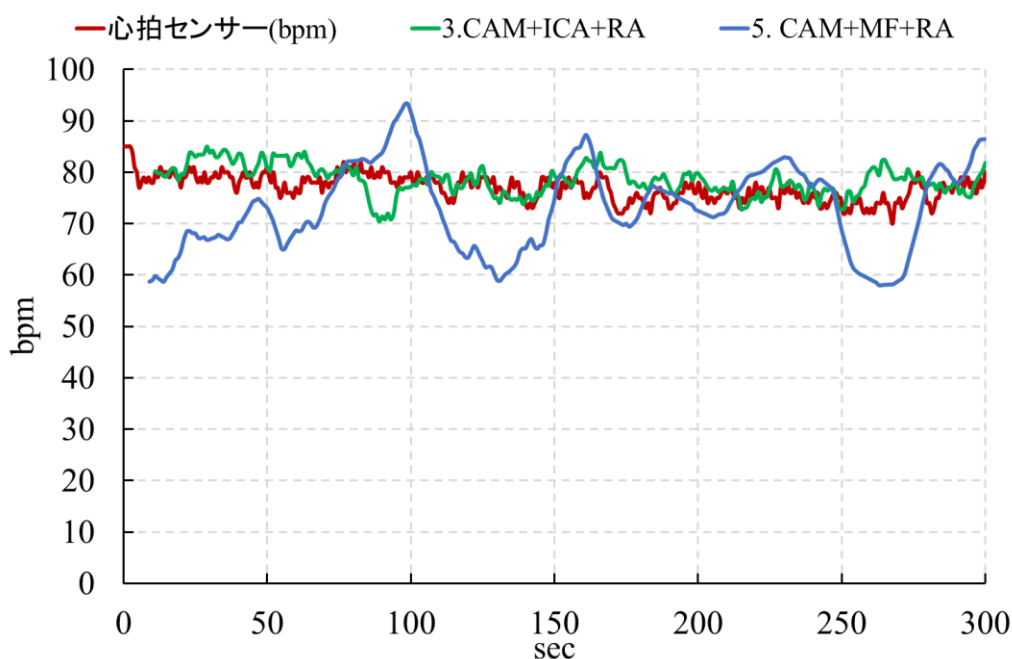


図 5.14 計測 10 秒平均を用いたときのスマートフォンのカメラによる心拍

ウォーターマッサーベッドを用いた実験においては、振動による被験者頭部の変位が小さく、動きが前後のみの単調な動きをするという特徴があった。この運動パターンでは、手法3のICAと回帰分析を組み合わせた手法の方が手法5の移動フィルターと回帰分析を組み合わせた手法よりも平均絶対値誤差が小さくなった。

図5.14から手法3の変動幅は大きいですが手法5程心拍センサーから計測された値から大きく逸脱せずに変化パターンを示していることが分かる。このことから、動きが大きくランダムな動きが多い場合は手法5の移動フィルターと回帰分析を組み合わせた手法が有効であり、動きが小さく単調な動きをする場合は手法3のICAと回帰分析を組み合わせた手法の方が有効であると考えられる。

5.5 結論

本研究では、被験者の頭部が常に動いている状態における非接触型心拍計測のための方法を提案した。本研究の目的の一つに、リアルタイムでの顔画像からの心拍数計測が存在する。この目的は物体のトラッキング方法である CAMSHIFT 法を用いることで、従来研究である Poh らの方法と比べて約3倍計算速度を向上させることができた。

また、頭部が常に動いている状態においてもCAMSHIFTによるトラッキングと移動フィルタによるノイズ除去と回帰分析を組み合わせた手法を用いることで従来研究であるPohらの方法と比べて約42.44%誤差を低下させることが可能となった。本研究においては、被験者がカメラの前で自由に動くことようにお願いしたが、被験者ごとに動きの大きさはまちまちであり、身振り手振りを加えて大きく動いた被験者の心拍数検出精度は従来手法と比較して大きく上昇したとはいえ依然として低いままであった。

ウォーターマッサージベッドを用いた応用実験から、動きが小さく単調な動きをする場合は手法3のICAと回帰分析を組み合わせた手法の方が有効であることが分かった。

そのため、非常に大きい動きをする場合や動きが小さい場合においても精度の高い心拍計測を可能にすることを今後の研究目的と考えている。

また、将来的には、「ウェブカメラを用いた心拍計測法」に関する研究を実社会で活用させて生きたいと考えている。例えば、自動車に登載させることで、乗客の乗り物酔いなどの気分の変化をいち早く計測する。介護施設や老人ホームに設置することで快・不快の感情を計測し、施設内で生活する人たちのメンタルケアに役立てるようにする。といったことに応用したいと考えている。

第6章 結論

6.1 まとめ

本論文において、ウォーターベッドマッサージのマッサージによる振動と被験者の主観評価について生理学的観点、機械的観点から研究を進めた。

臨床現場で多く用いられているウォーターマッサージベッドは水圧刺激と浮遊感を提供することで数多くの良性の効果が期待されている。一方、マッサージによる治療後めまいなどの乗り物酔いに近い症状が患者に表れることも報告されている。そのため、生理学的評価、工学的評価から研究を進めるとともにウォーターベッドマッサージの振動と被験者の主観評価および自律神経活動変化との関わりを明らかにし、臨床時においてよく用いられるマッサージプログラム(P1)の改善を図ることが必要である。

ウォーターベッドマッサージに対する生理学的評価の研究において、人が気持ちいいと感じるときの主観評価と安静時からのリラックス度の増加量に比例関係にあり、気持ちいいと感じるほど安静時からのリラックス度は増加することがわかった。また、マッサージ開始後 0~30 秒間のリラックス度の増加量がマッサージ後のアンケートに対する主観評価に影響を与えていることから、初期の感覚が人の感情に影響を与えることがわかった。

ウォーターベッドマッサージに対する工学的評価の研究では、仰向けの姿勢に適応させた MSDV を用いることで頭部付近に対して「こねる」・「さする」・「もむ」の振動パターンが比較的不快な感情を引き起こしやすく、リラックス度の増加量も低くなることを確認した。したがって、仰向けの姿勢に適応させた MSDV 指標において dB が高い振動が頭部に加わると、被験者は不快な感情を感じると同時にリラックス度が低くなることから、仰向けの姿勢に適応させた MSDV 指標の有効性が確認できた。また、60 代以降の被験者ではリラックス度の増加と主観評価は一致しなくなることが想定される結果となった。

ウェブカメラを用いたリアルタイム非接触型心拍計測の研究では、物体のトラッキ

ング方法である CAMSHIFT 法を用いることで、従来研究と比べて約 3 倍計算速度を向上させることができた。CAMSHIFT によるトラッキングと移動フィルタによるノイズ除去及び回帰分析を組み合わせた手法を用いることで、常に頭部が大きく動いている状態において、従来手法とより約 29% 誤差を低下させることが可能となった。また、ウォーターマッサージベッドを用いた応用実験から、動きが小さく単調な動きをする場合、移動フィルタと回帰分析を組み合わせた手法より独立成分分析と回帰分析を組み合わせた手法の方が有効であることが分かった。

6.2 今後の課題

ウォーターベッドマッサージに対する生理学的・工学的評価に関する研究結果から、ウォーターベッドマッサージに対する初期の感覚が人の感情に影響を与えているため、MSDV の結果が最も良かった「のぼす」のマッサージパターンをマッサージプログラム(P1)の最初に行うことで被験者の主観評価を上げることができると考えられる。また、唯一リラックス度が増加傾向にあった「上半身 のぼす」のマッサージパターンを多く行うことで振動による乗り物酔いを発生させにくくなると考えられたため、これらの方法を用いてマッサージプログラム(P1)の改善を図りたいと考えている。

ウェブカメラを用いたリアルタイム非接触型心拍計測の研究結果から人が動いている状態においても心拍を計測でき、かつウォーターマッサージベッドを用いた応用実験からも提案手法の有効性が確認できた。将来的には、動きがランダムで大きい場合と動きが小さく単調な動きをする場合において計測手法を適切に切り替えることができれば、更なる計測手法の発展につながると考えている。

また、最終的にはこの心拍計測法から正確に自律神経活動を計測可能にすることを今後の発展課題と考えている、正確に自律神経活動を計測することが可能となれば、自律神経活動からリラックス度を計算することができるため、ウォーターベッドマッサージに対する更なる発展に繋がると考えられる。

謝辞

本研究を行うにあたり懇切丁寧なる御指導をいただきました指導教員である神戸大学大学院システム情報学研究科計算科学専攻計算ロボティクス研究室の羅志偉教授，論文作成において様々なご指導，ご助言を賜りました同研究室の全昌勤准教授，ならびに審査をしていただきました的場修教授，上原邦昭教授に深く感謝いたします。特に羅志偉教授には，研究に行き詰まり，研究への取り組み方や問題点へのアドバイスといった細部にわたって多大なる御指導御鞭撻を頂き，筆舌に尽くしがたい感謝を感じております。

第3章及び第4章の実験に協力してくださった共同研究の提携会社であるミナト医科学株式会社の社員に深く感謝いたします。また，第5章の実験に協力してくださった神戸大学大学院システム情報学研究科計算科学専攻計算ロボティクス研究室の学生に深く感謝いたします。

最後に，私の充実した日々の生活を支えて頂いた両親に感謝いたします。

石 叡人

研究業績

A.論文誌（査読有）

- [a] 石叡人, 羅志偉, 下園朋幸, 宮田和亮, “ウォーターマッサージベッドを用いたマッサージの自律神経活動変化と主観評価の関係”, *日本感性工学会論文誌* 15.3 297-302.
- [b] Akihito Seki, Changqin Quan, Zhiwei Luo, Tomoyuki Shimozono and Kazuaki Miyata, “Objective Evaluation of Water-Bed Massage Using Heart Rate Sensor and Accelerometer.” *International Journal of Applied Electromagnetics and Mechanics* 50 (2015)
- [c] Akihito Seki, Lawrence KF Wong, Changqin Quan and Zhiwei Luo, “Non-contact, Real-time Monitoring of Heart Rate with A Webcam during Natural Human Head Motions.” *IEEE Journal of Translational Engineering in Health and Medicine* (投稿中)

B.国際会議（査読有）

- [d] Akihito Seki and Zhiwei Luo, “Motion Sickness Due to Vibration on Water Massage Bed”, *IEEE/SICE International Symposium on System Integration (SII)* (2013)
- [e] Akihito Seki and Zhiwei Luo, “Relation of Subjective and Objective Evaluation of Water-Bed Massage”, *The 17th International Symposium on Applied Electromagnetics and Mechanics (ISEM)* (2015)

C.国内会議（査読無）

- [f] 石睿(=石叡人), 田中和世, 三河正彦, 羅志偉, “韻律特徴パターンの DCT 次元圧縮による韻律の異なりを考慮した声質変換手法の検討” *日本音響学会 - 2013 年春季*

参考文献

- [1] 原田昭, 岡崎章 編著, “感性の定義”, 感性評価 2, *感性評価構造モデル構築特別プロジェクト研究組織*, (1999): 41-47.
- [2] 椎塚久雄 編, “感性工学 ハンドブックー感性をきわめる七つ道具ー”, 朝倉書店, 2013
- [3] 川原靖弘, 片桐祥雅, “生活環境と情報認知”, NHK 出版, 放送大学教育振興会, 2015
- [4] 福田康一郎 監修, 本間研一 編, 大森治紀 編, 大橋俊夫 編, “標準生理学”, 医学書院, 第7版, 2013
- [5] 松永喬, “乗物酔い”, *CLINICIAN*, 388(1990): 215-218.
- [6] O'Hanlon, James F., and Michael E, McCauley. “Motion sickness incidence as a function of the frequency and acceleration of vertical sinusoidal motion.” No. 1733-1. *CANYON RESEARCH GROUP INC GOLETA CA HUMAN FACTORS RESEARCH DIV*, 1973.
- [7] 岡村昌浩, ほか. “水平・垂直連成振動における人体動特性を考慮した乗り心地評価”, *日本機械学会論文集 C 編* 68.674 (2002): 2865-2871.
- [8] 鈴木浩明, “鉄道車両の乗り心地を規定する振動要因に関する研究”, *人間工学* 33.6 (1997): 349-355.
- [9] 鈴木浩明, ほか. “列車内における乗り物酔いに影響する振動特性”, *人間工学* 39.6 (2003): 267-274.
- [10] 小沼亮, ほか. “ウォーターベッド型マッサージ装置の身体的・心理的效果 — 長座位体前屈・STAI による検討 —”, *日本物理療法学会会誌* 14 (2007): 41-44.
- [11] 特定非営利活動法人全国鍼灸マッサージ協会 “あん摩・マッサージ・指圧とは” 2016年6月10日閲覧, <<http://jamma.org/aboutMassage.html>>
- [12] 公益社団法人全日本鍼灸マッサージ師会, “治療効果について” 2016年6月10日閲覧, <http://www.zensin.or.jp/06_ashinnozatuugaku/mushikaku.html#9>
- [13] 小粥隆司, ほか. “3 分間の高強度運動後の柔捏法マッサージ施術とその施術タイミングが疲労とその後の運動パフォーマンスに及ぼす影響”, *日本運動生理学雑誌*

16.1 (2009): 1-7.

- [14] 迫田五重, “筋肉疲労とマッサージ”, *鹿児島経大論集* 8.4 (1968): 427-437
- [15] ミナト医科学株式会社 “アクアタイザー [QZ-220]” 2016年6月10日閲覧,
< <http://www.minato-med.co.jp/medical/products/physical/qz220.php> >
- [16] 山本正嘉, 山本利春, “激運動後のストレッチング, スポーツマッサージ, 軽運動, ホットパックが疲労回復におよぼす効果, 作業能力および血中乳酸の回復を指標として”, *体力科学* 42.1 (1993): 82-92.
- [17] Mori, Hidetoshi, et al. “Effect of massage on blood flow and muscle fatigue following isometric lumbar exercise.” *Medical Science Monitor* 10.5 (2004): CR173-CR178.
- [18] 佐藤都也子. “健康な成人女性におけるハンドマッサージの自律神経活動および気分への影響.” *山梨大学看護学会誌* 4.2 (2006): 25-32.
- [19] Barlow, A., et al. “Effect of massage of the hamstring muscle group on performance of the sit and reach test.” *British journal of sports medicine* 38.3 (2004): 349-351.
- [20] Moraska, Albert. “Therapist education impacts the massage effect on postrace muscle recovery.” *Medicine and science in sports and exercise* 39.1 (2007): 34-37.
- [21] Hemmings, Brian, et al. “Effects of massage on physiological restoration, perceived recovery, and repeated sports performance.” *British journal of sports medicine* 34.2 (2000): 109-114.
- [22] 藤原 義久, ほか. “マッサージチェア利用時における自律神経系生体情報を用いた人間感覚推定手法とマッサージ制御手法の開発.” *生体医工学* 43.1 (2005): 162-171.
- [23] 梶本修身, ほか. “エアーマッサージチェアのデスクワークによる疲労に対する有用性”, *日本補完代替医療学会誌* 6.3 (2009): 143-150.
- [24] 後藤貴文, 松浦弘毅, 村本健一郎, “心拍変動解析による自律神経機能の推定”, *電子情報通信学会技術研究報告. MBE, ME とバイオサイバネティクス* 102.507 (2002): 13-16.
- [25] 日本自律神経学会編, “自律神経機能検査”, 文光堂, 第4版, 2007
- [26] Kemeny, Margaret E. “The psychobiology of stress.” *Current directions in psychological science* 12.4 (2003): 124-129.
- [27] Rivera-Ruiz, Moises, Christian Cajavilca, and Joseph Varon. “Einthoven’s string

- galvanometer.” *Tex. Heart Inst. J* 35.2 (2009): 174-78.
- [28] Futoshi Kobayashi, et al. “Motion capture with inertial measurement units for hand/arm robot teleoperation.” *International Journal of Applied Electromagnetics and Mechanics* 45.1-4 (2014): 931-937.
- [29] “ISO 2631_1, Mechanical vibration and shock – Evaluation of human exposure to whole-body vibration, Part1”, *General requirements*, International Organization for Standardization, 1997-1
- [30] Money.K.E, “Motion sickness”, *American Physiological Society* 50.1 1-39.
- [31] QUETIN, François, et al. "Effect of combined lateral and roll oscillations." *WCRR2001*
- [32] 谷藤克也. “乗り心地管理のための振動解析システムの開発 I 振動解析システムの概要.” *日本機械学会論文集 C 編* 52.481 (1986): 2405-2408.
- [33] 谷藤克也. “乗り心地管理のための振動解析システムの開発 II システムの活用例.” *日本機械学会論文集 C 編* 53.485 (1987): 92-95.
- [34] Poh, Ming-Zher, Daniel J. McDuff, and Rosalind W. Picard. “Non-contact, automated cardiac pulse measurements using video imaging and blind source separation.” *Optics express* 18.10 (2010): 10762-10774.
- [35] Li, Changzhi, et al. “Radar remote monitoring of vital signs.” *IEEE Microwave Magazine* 10.1 (2009): 47-56.
- [36] E. F. Greneker, “Radar sensing of heartbeat and respiration at a distance with applications of the technology,” *RADAR* 449 (1997): 150 – 154.
- [37] Chen, Kun-Mu, et al. “An X-band microwave life-detection system.” *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* 7 (1986): 697-701.
- [38] Garbey, Marc, et al. “Contact-free measurement of cardiac pulse based on the analysis of thermal imagery.” *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* 54.8 (2007): 1418-1426.
- [39] Fei, Jin, and Ioannis Pavlidis. “Thermistor at a distance: unobtrusive measurement of breathing.” *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* 57.4 (2010): 988-998.
- [40] Verkruyse, Wim, Lars O. Svaasand, and J. Stuart Nelson. “Remote plethysmographic imaging using ambient light.” *Optics express* 16.26 (2008): 21434-21445.
- [41] Takano, Chihiro, and Yuji Ohta. "Heart rate measurement based on a time-lapse image." *Medical engineering & physics* 29.8 (2007): 853-857.

- [42] Monkaresi, Hamed, Rafael A. Calvo, and Hong Yan. "A machine learning approach to improve contactless heart rate monitoring using a webcam." *IEEE journal of biomedical and health informatics* 18.4 (2014): 1153-1160.
- [43] Comon, Pierre. "Independent component analysis, a new concept?." *Signal processing* 36.3 (1994): 287-314.
- [44] Lewandowska, Magdalena, et al. "Measuring pulse rate with a webcam—a non-contact method for evaluating cardiac activity." *IEEE Federated Conference on Computer Science and Information Systems (FedCSIS)* (2011): 405-410.
- [45] Poh, Ming-Zher, Daniel J. McDuff, and Rosalind W. Picard. "Advancements in noncontact, multiparameter physiological measurements using a webcam." *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* 58.1 (2011): 7-11.
- [46] Bradski, Gary R. "Computer vision face tracking for use in a perceptual user interface." (1998).
- [47] Bradski, Gary, and Adrian Kaehler. "Learning OpenCV: Computer vision with the OpenCV library." *O'Reilly Media, Inc.* 2008
- [48] Viola, Paul, and Michael Jones. "Rapid object detection using a boosted cascade of simple features." *IEEE Conference on Computer Vision and Pattern Recognition (CVPR '01)* (2001): 511–518.
- [49] Wieringa, F. P., Frits Mastik, and A. F. W. Van der Steen. "Contactless multiple wavelength photoplethysmographic imaging: a first step toward "SpO2 camera" technology." *Annals of biomedical engineering* 33.8 (2005): 1034-1041.
- [50] Humphreys, Kenneth, Tomas Ward, and Charles Markham. "Noncontact simultaneous dual wavelength photoplethysmography: a further step toward noncontact pulse oximetry." *Review of scientific instruments* 78.4 (2007): 044304.
- [51] Zheng, Jia, et al. "Feasibility of imaging photoplethysmography", *IEEE Conference on BioMedical Engineering and Informatics* (2008): 72–75.
- [52] Verkruyse, Wim, Lars O. Svaasand, and J. Stuart Nelson. "Remote plethysmographic imaging using ambient light." *Optics express* 16.26 (2008): 21434-21445.
- [53] 久保田博南, "健康を計る一血圧計からパルスオキシメーターまで", 講談社・ブルーバックス, 1993

- [54] Smith, Alvy Ray. "Color gamut transform pairs." *ACM Siggraph Computer Graphics* 12.3 (1978): 12-19.
- [55] J.D. Foley, A. van Dam, S. K. Feiner, J.F. Hughes, "Computer graphics principles and practice." *Addison-Wesley* (1994): 590-591.
- [56] Bland, J. Martin, and Douglas G Altman. "Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement." *The lancet* 327.8476 (1986): 307-310.

奥付

神戸大学博士論文「ウォータベッドマッサージに関する感性工学研究」全 76 頁

提出日 2016 年 7 月 6 日

本博士論文が神戸大学機関リポジトリ Kernel にて掲載される場合、掲載登録日(公開日)はリポジトリの該当 ページ上に掲載されます。

© 石 叡人

本論文の内容の一部あるいは全部を無断で複製・転載・翻訳することを禁じます。