

修 士 論 文

風力発電施設近傍の局所環境における
インフラサウンド観測と生体情報センシングの比較

Comparison between infrasound and biological information
sensings in outside local environment near wind power farm

報 告 者

学籍番号: 1205074

氏名: 吉永 真章

指 導 教 員

山本 真行 教授

平成 30 年 2 月 12 日

高知工科大学 大学院工学研究科

基盤工学専攻 電子・光システム工学コース

目次

第 1 章 序	1
1.1 背景.....	1
1.1.1 再生可能エネルギー.....	1
1.1.2 風力発電施設.....	1
1.1.3 風力発電音.....	2
1.2 目的.....	3
第 2 章 観測手法と観測機器	4
2.1 観測手法.....	4
2.2 生体情報センシング.....	4
2.2.1 脳波計.....	4
2.2.2 脈波センサ.....	7
2.3 環境情報センシング.....	11
2.3.1 インフラサウンドセンサ.....	11
2.3.2 その他センシング機器.....	11
第 3 章 システム開発	12
第 4 章 解析方法	15
4.1 脳波の解析.....	15
4.2 脈波の解析.....	15
第 5 章 実験と結果	19
5.1 実験概要.....	19
5.1.1 屋内実験.....	19
5.1.2 屋外実験.....	22
第 6 章 ストレス値評価と考察	30
第 7 章 結論	35
謝辞.....	36
参考文献.....	37

第1章 序

1.1 背景

1.1.1 再生可能エネルギー

近年、地球温暖化や大気汚染、燃料枯渇などの問題により、石油・石炭などの化石燃料資源から再生可能エネルギーへの転換が図られている。再生可能エネルギーは、「エネルギー源として持続的に利用することができる」と認められるもの」として日本では位置付けられており、風力、水力、太陽熱、波力、地熱、バイオマス（図1）などが法律（エネルギー供給事業者による非化石エネルギー源の利用及び化石エネルギー原料の有効な利用の促進に関する法律）で定められている。再生可能エネルギーを安定且つ適切に供給することは環境や資源枯渇の問題だけでなく、新しい産業の育成や雇用を生み、経済効果も期待できる[1]。

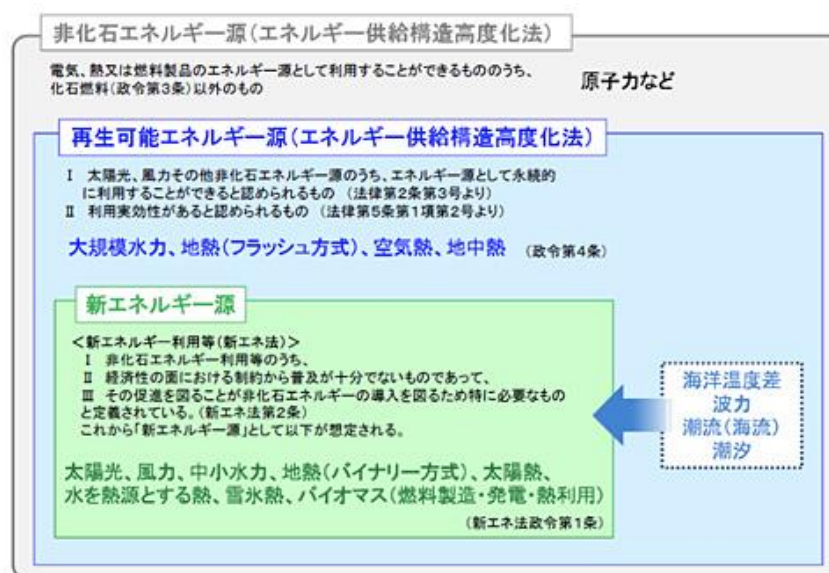


図1 新エネルギー概念図[1]

1.1.2 風力発電施設

風力発電は、風を受け、ブレード（羽）を回転させることによって、風のエネルギーを電気エネルギーに変換する再生可能エネルギー設備の一つである。特徴として、比較的発電コストが低いことや変換効率が高い、地域のシンボル性、夜間稼働ができることなどが挙げられる。このような理由から風力発電施設は、世界各国で広く導入が推進されている。日本では、1973年のオイルショックを皮切りに国家主導の風力発電、太陽光発電を推進するサンシャイン計画を発端に建設がされ始め、平成13年頃から急激に設置台数が増加した。平成28年3月末時点で2102基が導入されている。また、資源エネルギー庁の長期エネルギー需要見通しの関連資料によると、2030年度には1000万kW（現在の導入されている施設の3倍以上）の発電施設の建設が見込まれている[2]。

1.1.3 風力発電音

風力発電施設は、ブレードを回転させ発電を行うため、発電時に一定の音を発生させる。発生する音の騒音レベルは著しく大きなものとは言えないが、風向・風速等の気象条件が十分に発電に適した地域に建設されることから、山の稜線など比較的静穏な地域に建設されることが多い。そのため、比較的小さな騒音レベルであっても周辺住民からの騒音への苦情が発生しやすい。日本では、1998 年頃から風力発電音への苦情が顕著化し、環境省や研究機関を中心に風力発電音がヒトに及ぼす影響について研究され始めた。その中でも、ヒトの可聴音（20～20000 Hz）以下のインフラサウンド（図 2：超低周波音）については認知が難しく、近隣住民が知らず知らずのうちに健康を害する可能性も否定できない。低周波音による健康被害は表 1 のようなものがある。この中でも特に、不定愁訴としての症状が多く、個人差が大きいのも特徴である。Roy D. Jeffery（2014）らの論文においては、風力発電施設に著しく近い場合においては、身体的、精神的、社会的に悪影響を及ぼす可能性、アノイアンス（わずらわしさ）を引き起こすことや、可聴域の低周波音やインフラサウンドが健康に及ぼす影響を否定できないことを挙げている[2]。また、Nina Pierpont（2009）によると、風車症候群（WTS）は、風力発電音を鼓膜、中耳が感知して引き起こされるものだけでなく、骨導音や人体各部の共振による身体のバランス感覚異常によっても起こることを示唆している。バランス感覚異常が脳に及ぼす影響としては、筋肉の不随反射・前庭反応、警戒態勢（目覚め）、空間処理と空間記憶、恐れ of 生理反応、嫌悪学習がある。同書におけるドイツの国内の症例の 1 つでは、10 Hz 以下の騒音により、睡眠障害、頭痛、耳閉感が引き起こされていることを報告している[3][4]。

Nina Pierpont（2009）は、身体のバランスシステムには、下記のような 4 種が存在し、1～3 までのシステムのうち、少なくとも 2 つのシステムが正常に機能しなければ、矛盾が生じることを挙げている[3][4]。

- ①目（視覚システム）
- ②内耳の動揺・位置感覚器官（前庭システム）
- ③身体の筋肉・関節の伸展受容体と皮膚の触覚受容体（体性感覚システム）
- ④腹と胸の器官の伸展・圧受容器

また、WTS は個人差が大きく、未だに不明瞭な点が多いが、上記のシステムのうち 1 つ以上が風力発電音によって、阻害され、他のシステムとの矛盾が生じ、混乱しているのではないかと考えられている。

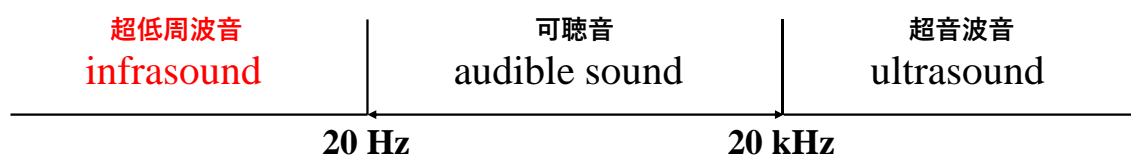


図2 ヒトの可聴音と超低周波音

表1 低周波音による健康被害の例[5]

健康被害部位	症状
精神	幻覚、圧迫感、イライラ、不眠、脱力感、集中力低下
手足肩	肩こり、しびれ、足がだるい
胸循環器	吐き気、圧迫感、動機、息苦しさ、めまい、血圧上昇
脳	頭痛、帽子をかぶったような感じ
耳	痛み、ふさがり感
その他	疲れやすさ、気持ち悪い、脱毛、あごの痛み、食欲不振、息苦しさ、めまい、圧迫感、不定愁訴

1.2 目的

前項でも述べたように、風力発電施設から発生する騒音でも特にインフラサウンド領域はヒトには認知することは難しく、知らずに暴露され続けると健康を害する可能性がある。こういった所見からもヒトと風力発電施設から発生するインフラサウンドとの関連性の研究調査は急務である。

本研究では、風力発電音の可聴音成分および可聴周波数下限（20 Hz）以下のインフラサウンド成分をヒトに暴露した際のヒトの認知状態を見るための生体情報センシングシステムの開発、およびそれを用いて実際に風力発電施設近傍での生体情報のセンシングを行い、得られたデータを解析することで風力発電施設から発生するインフラサウンドがヒトに及ぼす影響を考察することを目的とする。

第2章 観測機器と観測手法

2.1 観測手法

これまでの研究手法としては、例として、橘ら（2012）のように、風力発電施設近傍でのマイクロホンによる 0.8～5000 Hz 帯の録音データ、社会的反応調査、受音室での可聴周波数（20～20000 Hz）の暴露実験データを統合し、風力発電音がヒトに及ぼす影響を考察するのが一般的であった。本研究では、今まで行われてこなかった風力発電施設近傍での生体情報センシングを行い、それと同時に環境情報（温度、環境音、インフラサウンド）を同時センシングする。これにより、得られた生体・環境情報を解析することで風力発電施設近傍の環境音がヒトに及ぼす影響を見る。

2.2 生体情報センシング

本研究では、屋外での生体情報センシングを行うため、携帯性があり、低コストで構成することを目標にシステムを製作するため、脳波計と脈波センサを採用した。一般的に生理評価研究においては2つ以上のセンサを用いてセンシングするのが慣例であるため、上記の2つのセンシング機器を用いる。

2.2.1 脳波計

本研究では、脳波（ElectroEncephalography：EEG）計を用いて脳波のデータを収集し、ヒトのストレス具合を算出する。脳波計以外にも脳活動を観測する機器として、fMRI（functional Magnetic Resonance Imaging：機能的磁気共鳴画像法）や、MEG（MagnetoEncephalography：脳磁図）、NIRS（Near Infrared Spectroscopy：近赤外分光装置）がある。これらの脳活動をセンシングできる機器の中から脳波計を採用した理由は2つあり、1つ目は低コストで導入できることが挙げられる。脳波計は数万円～数千万円単位まで価格に幅はあるが、低価格な脳波計は数万円から導入でき、ランニングコストも消耗品くらいのものであり、十分に小さい。MRI や MEG は装置自体が高価で、導入の際に室内への設置工事が必要になる上に、装置維持費用が年間、一千万円以上もかかる。2つ目が実験自由度である。本研究では、屋外で脳活動をセンシングすることが必要であり、MRI や MEG は屋外実験への適用は難しく、実験協力者は基本的に固定された状態での実験となるため自由度が低い[6]。NIRS は脳血流を計測する性質上、体動の影響を受けやすい。これらの機器に比べ、近年、可搬型の脳波計が登場して、屋外での実験が可能となり、他のセンシング機器に比べ比較的体動にも強いいため、本研究では脳活動センシング機器として脳波計を採用した。

脳波計の方式として最も一般的な手法は 10-20 法であり、頭皮を 10 パーセントもしくは 20 パーセント間隔で区切り、21 個の電極を図 3 のように配置し、測定するものである。また、電極配置と配置部位にはそれぞれ表 2 のような名称がつけられている[7]。

電極の配置 (10-20 法)

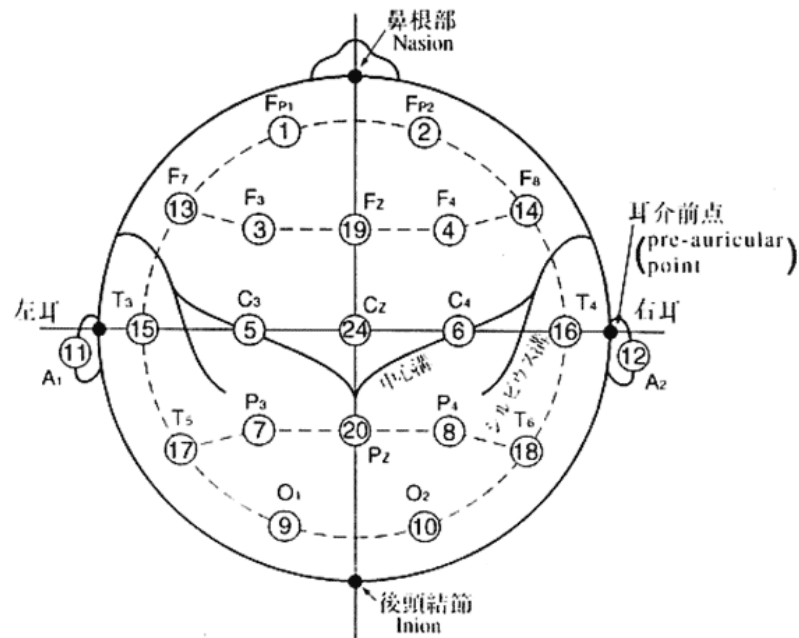


図 3 脳波計測 10-20 法[7]

表 2 10-20 法の電極信号と部位名称[7]

部位名称	電極信号	解剖学的部位
前頭極 (front polar)	Fp1, Fp2	前部前頭葉
前頭部 (frontal)	F3, F4	運動野
中心部 (central)	C3, C4	中心溝
頭頂部	P3, P4	感覚野
後頭部	O1, O2	視覚野
前側頭部 (anterior-temporal)	F7, F8	下部前頭部
中側頭部 (mid-temporal)	T3, T4	中側頭葉
後側頭葉 (posterior-temporal)	T5, T6	後側頭葉
耳朵 (auricular)	A1, A2	
正中前頭部 (midline frontal)	Fz	
正中中心部 (vertex)	Cz	
正中頭頂部 (midline parietal)	Pz	

脳波は表3のように周波数ごとに区分されている。ヒトの精神状態により、含有する周波数帯のパワーも変動する。例として、強いストレスに置かれている状態では、 α 波、 θ 波の割合が小さく、 β 波の割合が大きくなり、リラックス状態では、 α 波、 θ 波の割合が小さくなる傾向がある。このような事例から、脳波の周波数を解析することでヒトのストレス状態を算出することができる[8]。

表3 脳波の種類[8]

脳波の種類	脳波の周波数帯	状態
睡眠時の脳波	θ 波 (5~7 Hz)	瞑想、直観、記憶力、潜在意識、睡眠
安静時の脳波	α 波 (8~13 Hz)	リラックス、安静閉眼状態、視覚化、創造力
覚醒時の脳波	β 波 (13~20 Hz)	ストレス、集中、警戒

本研究では、安価で携帯性に優れている NeuroSky 製の Mind Wave Mobile (図4) の1チャンネル脳波計を用いる。Mind Wave Mobile は脳波関連の研究製品を専門に開発している NeuroSky 社の商品であり、開発者向けプログラムや研究者向けアプリを多数配布している。また、10-20 法と比べ、電極が1チャンネルであり、装着時のストレスも小さく、携帯性に優れているため、採用した。



- ・単4電池1本最大8時間 80 mA
- ・Bluetooth搭載
- ・サンプリングレート 512 Hz
- ・ADC 12bit
- ・UART Baud rate 57600
- ・SPPスループット 9600 Baud
- ・S/N比 70 dB
- ・電極はFP1の位置

図4 NeuroSky 製 Mind Wave Mobile[9]

2.2.2 脈波センサ

脈波センサは自律神経系をターゲットにストレス値を算出するため、先に自律神経系について記述する。

図5はヒトの神経系であり、自律神経系は末梢神経系に属している。自律神経系は、内臓や血管平滑筋、心筋、腺を支配しており、ヒトの生命維持活動に必要な体温調整や循環、呼吸、消化、分泌などを担っている。同じ末梢神経系の体性神経系との違いは、作用するときは無意識的・反射的で、随意的制御を受けないことにある[10]。

自律神経系には、交感神経と副交感神経の2種類があり、交感神経は身体が活動時に、副交感神経は安静時に働く。臓器は交感神経と副交感神経の二重支配を受けており、拮抗的に作用する。交感神経はエネルギー消費行動や、ストレス（恐怖・怒り・苦痛・出血など）に対して応答する特徴を持ち、副交感神経は安静やエネルギー蓄積を促す特性を持っている。心臓の活動を例に挙げると、図6のように交感神経は心拍増加を促し、副交感神経は心拍を抑制する作用がある[11]。また、交感神経が優位な場合は心拍周期のばらつきは小さく、律動的であるのに対し、副交感神経が優位な場合は心拍周期のばらつきが大きい傾向が分かっている。この性質に着目し、心拍周期のゆらぎから交感神経と副交感神経のバランスを算出することができる。

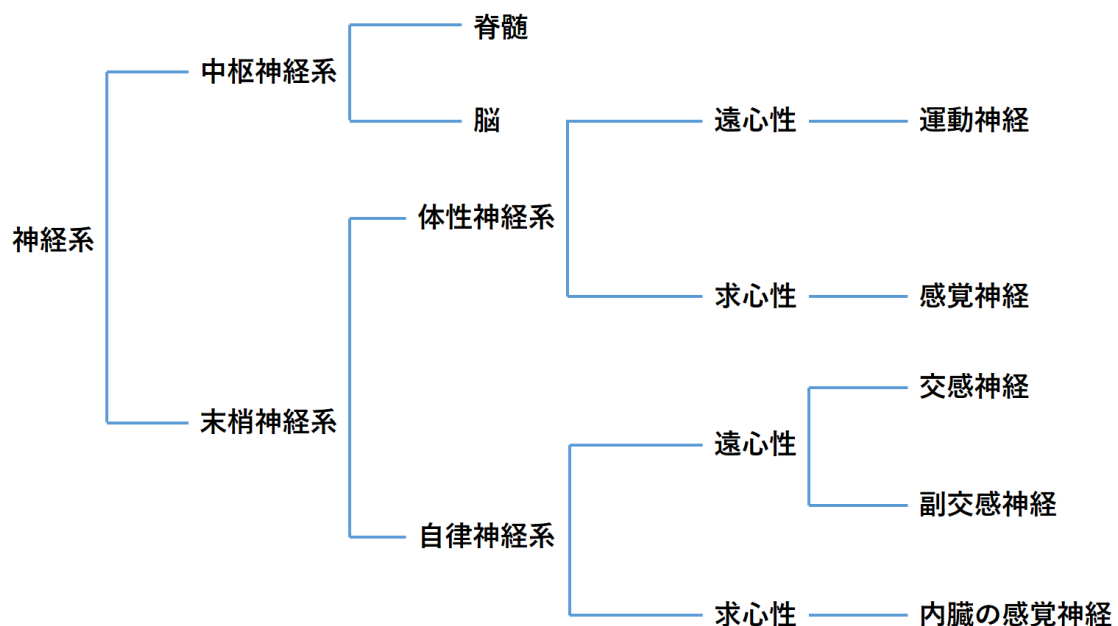


図5 神経系[10]

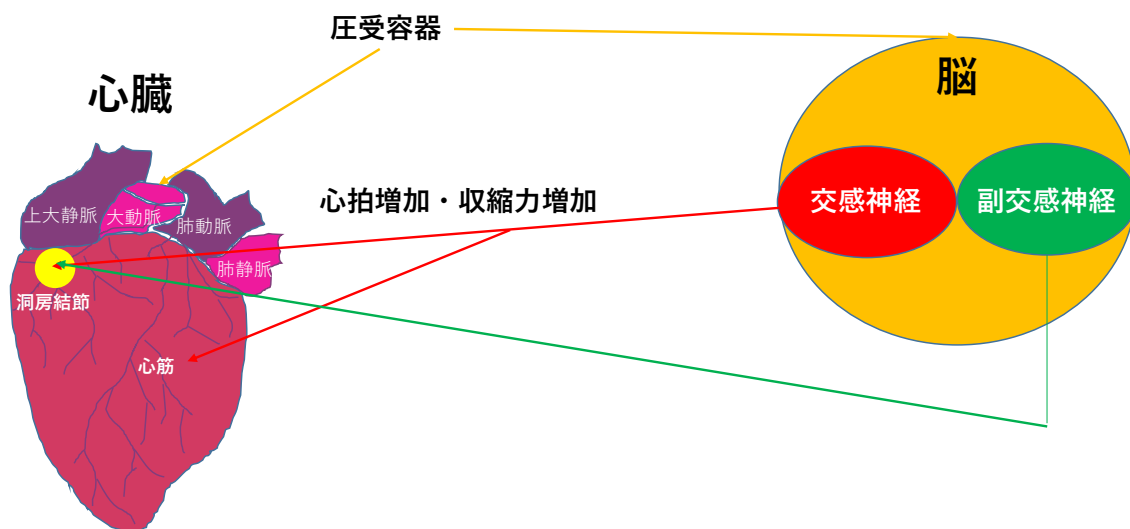


図 6 心臓と交感神経・副交感神経の関係

心臓の活動はヒトのストレス状態と高い相関があり、自律神経系である交感神経・副交感神経の興奮を反映している。そのため、心臓の活動を記録し、解析することで自律神経系のバランスを定量的に表すことができる。心臓の活動を見る一般的な手法として、心拍測定がある。心拍測定手法には大きく分けて図 7 のような 4 種類があり、本研究においては、安価でウェアラブルセンサとしてよく用いられる光電脈波法の反射型脈波センサである Rasbee 製パルスセンサ（図 8（左））を使用する。実験では、これを実験協力者の指先にマジックテープで取り付けて使用した。

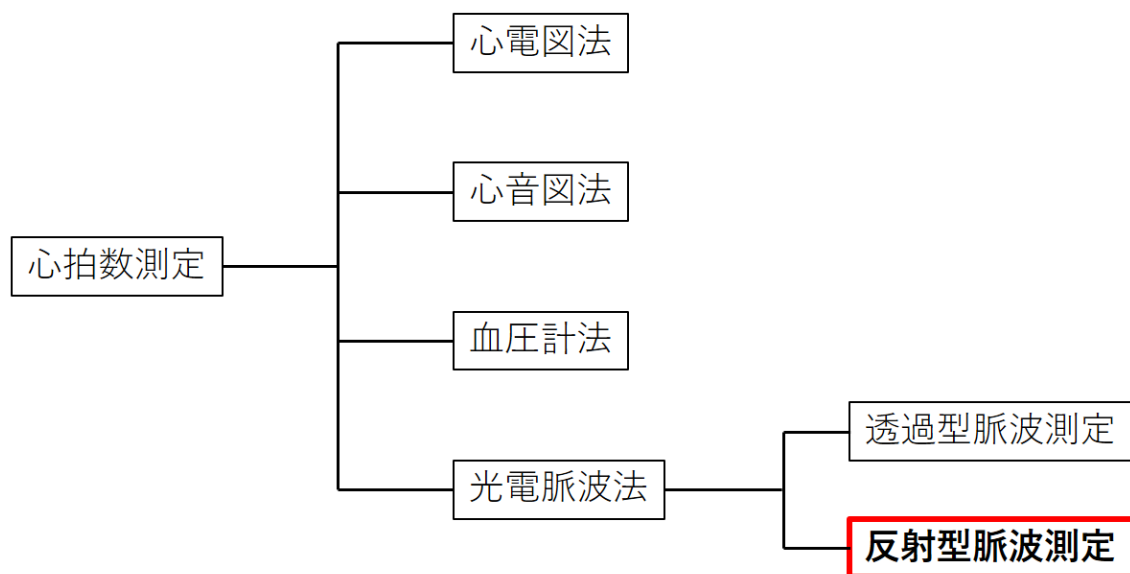


図 7 心拍数測定方法[11]

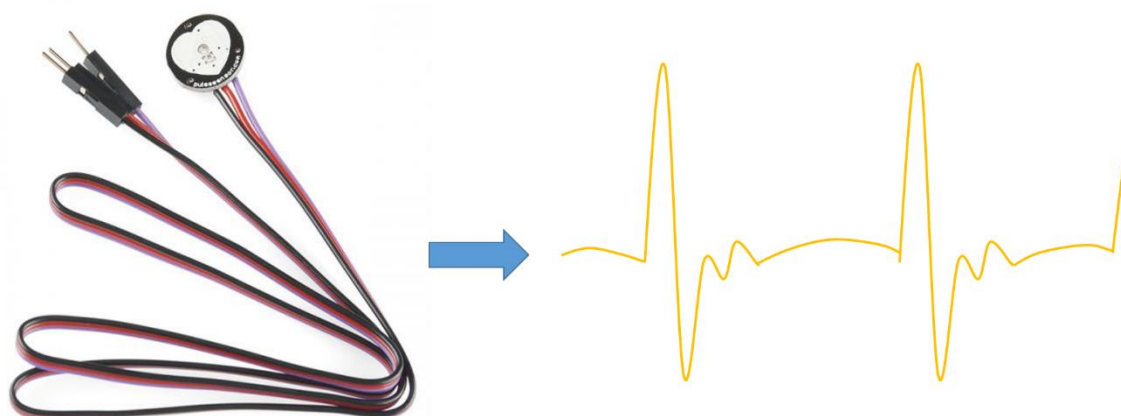


図 8 パルスセンサ[12]と加速度脈波

脈波センサは、心臓のポンプ作用により、血液が全身に送り出される際に生じる血管の容積の変化を捉えるセンサである。脈波センサで観測できる血管の容積変化は指尖容積脈波と呼ばれている。本研究で用いるパルスセンサ（LED 波長：609 nm、駆動電圧：3～5 V）は、図 8（右）のような加速度脈波と呼ばれる波形を信号として出力する。これは指尖容積脈波がパルスセンサ内の 2 回微分回路を通過し、得られる信号波形である。図 9 は指尖容積脈波を 2 回微分し、得られる加速度脈波を表したものである。脈波を用いたストレス算出には脈波の波のピークを見ることが重要になる。しかし、指尖容積脈波のままでは波のピークが不明瞭な場合が多い。そのため、解析時のことを考慮し、2 回微分した加速度脈波を用いることが多い。今回用いる反射型脈波測定方式のパルスセンサは、搭載されている LED から 609 nm 波長の光を出力し、その反射光を測定している。これは、血管の容積変化や血液の酸素含有量により、大きく変化する。

血液に含まれるヘモグロ빈は自身に酸素を結合させ、心臓のポンプ作用によって、全身に酸素を運搬する。酸素と結合する前のヘモグロ빈は還元ヘモグロ빈 Hb、酸素が結合したヘモグロ빈はオキシヘモグロ빈 HbO_2 と呼ばれている[13]。還元ヘモグロ빈 Hb とオキシヘモグロ빈 HbO_2 の光吸収スペクトルは異なり、図 10 を見て分かるように今回用いるパルスセンサの LED 波長帯はオキシヘモグロ빈 HbO_2 が多いほど吸収係数が小さく反射が大きくなることが分かる。

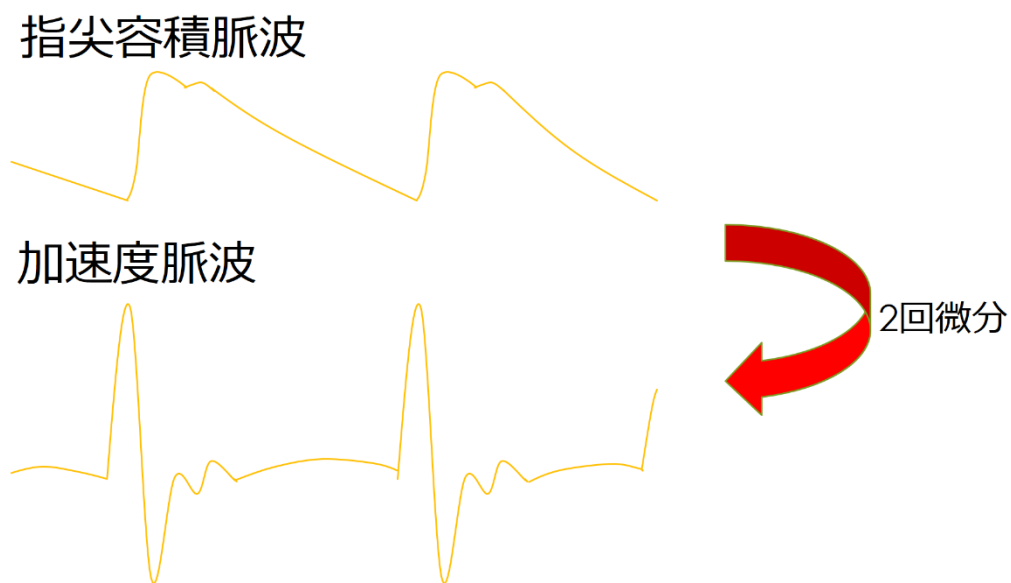


図9 指尖容積脈波と加速度脈波

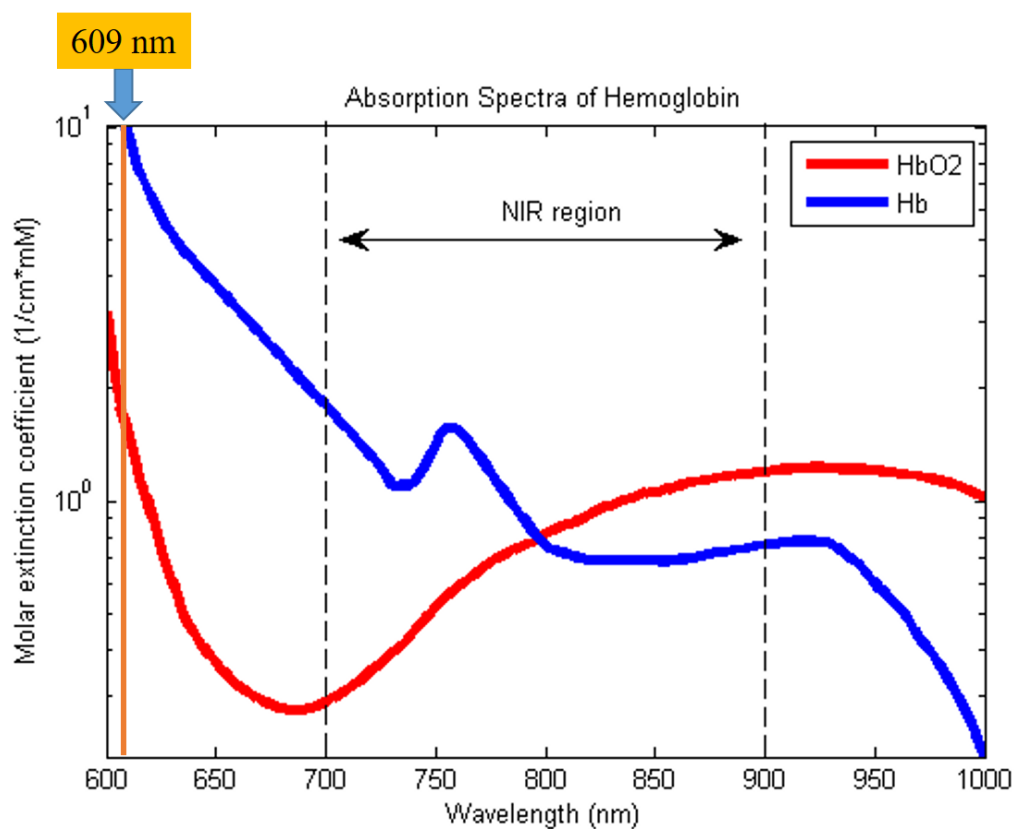


図10 ヘモグロビンの吸収スペクトル (Adrian Curtin (2014)より改変) [14]

2.3 環境情報センシング

2.3.1 インフラサウンドセンサ

インフラサウンド観測には東邦マーカンタイル株式会社より入手可能な ParoScientific 製の水晶振動式気圧計ナノ・バロメーターModel 6000-16B を用いた。ナノ・バロメーターは、気象観測、防災、防衛などに用いられており、風力発電所からのインフラサウンド観測の実績もあったため、採用した。今回は、東邦マーカンタイル社から販売されている専用データロガーNano Logger（ミトミ技研製 LN-6000C）を組み合わせて使用した。ナノ・バロメーターの外観と製品スペックは図 11 に示す。



圧力レンジ	800～1100 hPa
精度	±0.08 hPa
周波数特性	DC～100 Hz
使用温度範囲	-54～60 °C
供給電源	6～16 VDC
消費電力	最大43 mA
サンプリングレート	最大200 Hz

図 11 ナノ・バロメーターと製品スペック[15]

2.3.2 その他センシング機器

その他センシング機器としては、実験地点の風速と温度を FLOUREON デジタル風速計温度計搭載モデル GM81 で計測した。風速測定精度は±5 パーセント、温度測定精度は±2 °Cである。また、OLYMPUS 製 LS-14 LINEAR PCM RECORDER の IC レコーダーを可聴域確認用として使用した。

第3章 システム開発

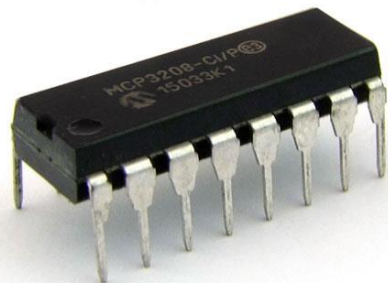
本研究では、脈波データを収集するために Raspberry Pi2 Model B を用いた。Raspberry Pi は低価格且つ高性能なマイコンとして近年、登場した。GPIO ピンや外部出力端子も充実しており、本研究で使用している数値解析ソフトウェアである MATLAB との親和性も高いため、今回採用した。図 12 が Raspberry Pi 2 Model B の外観、表 4 が製品スペックとなっている。脳波計測で用いる Mind Wave Mobile は Bluetooth 接続のみとなっているため、今回のシステムではデータロギング用 PC に直接接続した。また、Raspberry Pi2 Model B には A/D コンバータが搭載されていないため、パルスセンサと Raspberry Pi の間に Microchip 社の MCP3208 の A/D コンバータを入れている。図 13 が MCP3208 の外観、表 5 が製品スペック、図 14 は本研究で製作したシステムの概要図である。



図 12 Raspberry Pi 2 Model B 外観[16]

表 4 Raspberry Pi 2 Model B スペック[16]

SoC	Broadcom BCM2836 900 MHz
シリーズ	ARM Cortex-A7 クワッドコアプロセッサ
GPU	Broadcom VideoCore IV デュアルコア GPU
メモリ	1 GB LPDDR2 SDRAM
ストレージ	MicroSD カードスロット
ネットワーク	10/100 Mbps Ethernet (RJ45)
ビデオ出力	HDMI, Composite 3.5 mm 4 極ジャック
オーディオ出力	ステレオ 3.5 mm 4 極ジャック, HDMI
USB ポート	USB 2.0×4
GPIO	40 (2×20) ピン (UART, SPI を含む)
電源	DC5 V (2 A) , 給電は microUSB
サイズ・重さ	85×56×17 mm, 45 g
サポート OS	Debian, Fedora, Archi Linux



eleshop.jp

図 13 MCP3208 外観[17]

表 5 MCP3208 のスペック[17]

分解能	12 bit
インターフェース	SPI シリアル
サンプルレート	100 ksps (5 V) , 50 ksps (2.7 V)
使用温度範囲	-40~85 °C
チャンネル数	8 チャンネル
電源	2.7~5.5 V

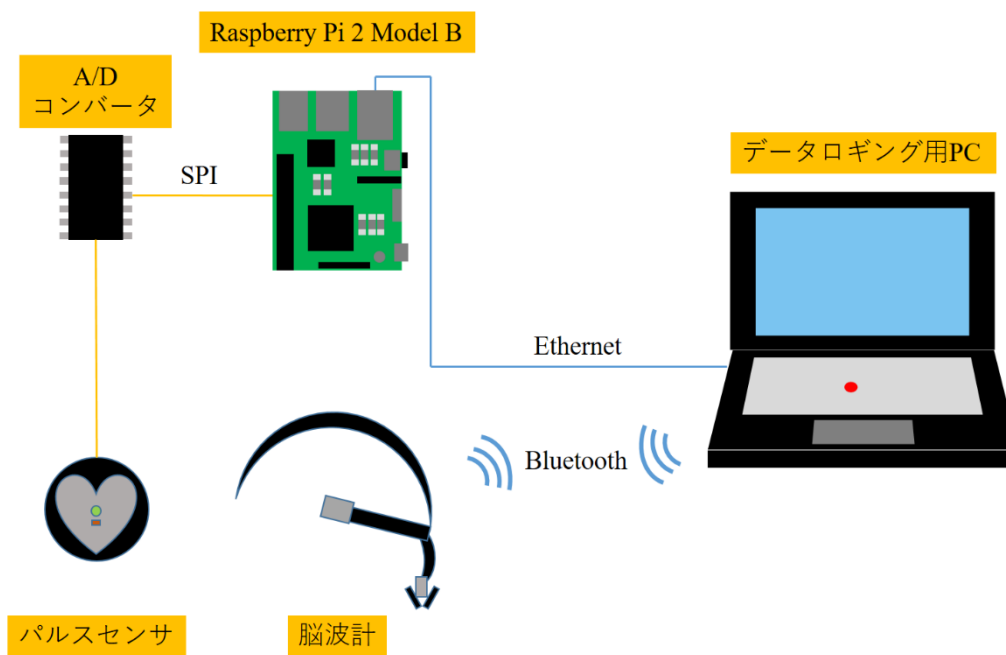


図 14 システム概要図

A/D コンバータは図 15 のようにユニバーサル基板上に半田付け加工し、Raspberry Pi 専用ケースに収まるようにした。また、パルスセンサから読み取ったデータを加速度脈波として扱う際、そのピークがサチュレーションする場合が多かったため、パルスセンサ内蔵のアンプの増幅率を 1/3 になるように表面実装型の抵抗を付け替える処理を施した。

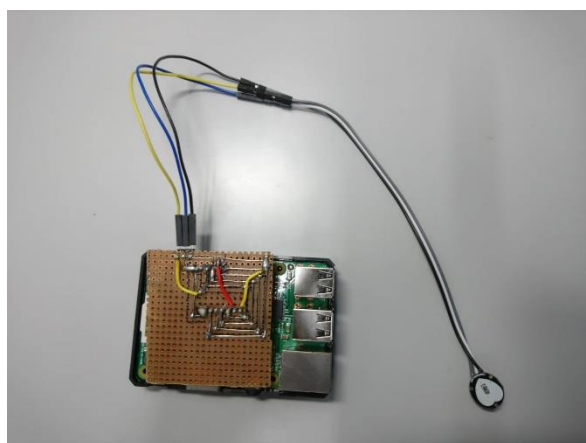


図 15 パルスセンサを用いて製作した脈波収録装置の外観

脳波・脈波のログング用プログラムは MATLAB を用いて開発した。脳波は、Bluetooth データを読み取り、脈波は、Raspberry Pi から送信されたデータを読み取って、それぞれテキストファイルとして書き出す。脈波ログングプログラムでは、スタートと同時に、読み取ったデータをリアルタイムで確認できるグラフ（図 16）が自動表示される。

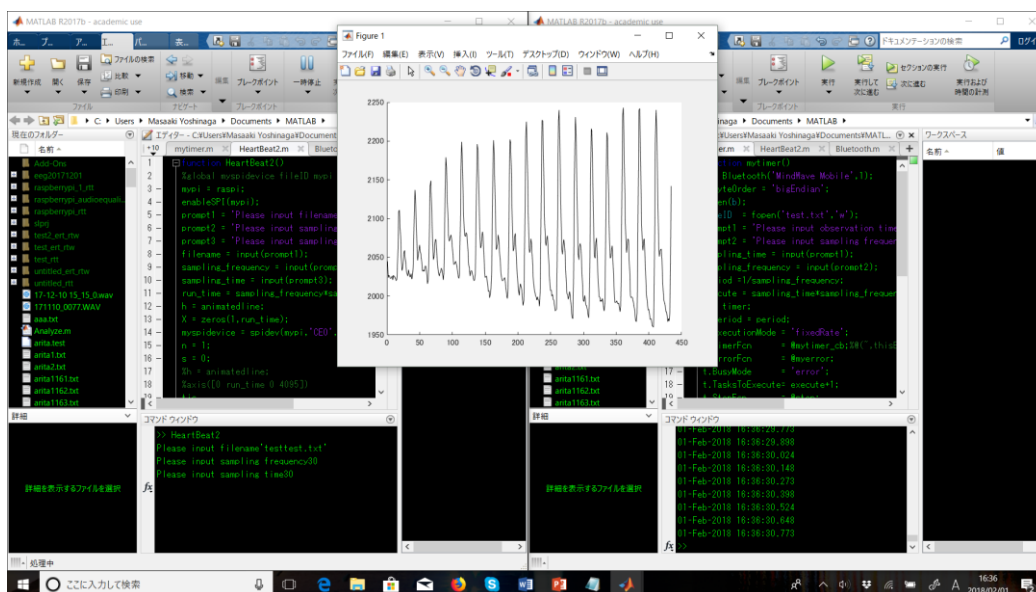


図 16 脈波リアルタイム確認用グラフの表示例

第4章 解析手法

4.1 脳波の解析

一井（2011）によれば、簡易脳波計を用い、リラクゼーションサウンドによるリラクセス効果を、下記のような θ 波、 α 波、 β 波の周波数含有率の関係式を用いて、ヒトのリラクセス度の指標 R が計算可能である[8]。本研究でも、1チャンネル簡易脳波計を用いて脳波を測定し、ヒトのストレス値を算出するため、上述の研究報告における式（1）～（4）を参考に解析する。式（1）で θ 波、 α 波、 β 波ごとの平均パワーを求め、式（3）で θ 波、 α 波、 β 波の含有率を算出する。リラクセス度 R は式（4）のようにリラクセス状態の時に多く発現する θ 波、 α 波の含有率を全体の θ 波、 α 波、 β 波の含有率の総和で割ることで算出する。このときの、 k_θ 、 k_α 、 k_β は各周波数の重み係数となっており、脳波の平均の含有率をリラクセス状態と緊張状態（ストレス状態）で算出し、各状態の偏差をとり、偏差の絶対値を θ 波、 α 波、 β 波の重み係数とする。ただし、重み係数は脳波の律動周波数でもある α 波を1とした値で正規化している[8]。

$$P_i = \sum_{f=F_{min}}^{f=F_{max}} \frac{V_f}{(F_{max}-F_{min}+1)} \quad \text{-----} \quad (1)$$

$$P_{sum} = P_\theta + P_\alpha + P_\beta \quad \text{-----} \quad (2)$$

$$G_x = \frac{P_x}{P_{sum}} \quad \text{-----} \quad (3)$$

$$R = \frac{k_\theta G_\theta + k_\alpha G_\alpha}{k_\theta G_\theta + k_\alpha G_\alpha + k_\beta G_\beta} \quad \text{-----} \quad (4)$$

$$k_\theta = 0.5, k_\alpha = 1, k_\beta = 1$$

$$\theta\text{波} : F_{min} = 5, F_{max} = 7$$

$$\alpha\text{波} : F_{min} = 8, F_{max} = 12$$

$$\beta\text{波} : F_{min} = 13, F_{max} = 19$$

$$i, x = \theta, \alpha, \beta$$

4.2 脈波の解析

心拍からのストレス評価として、心電図法もよく用いられており、その方法の一つとして HRV（Heart Rate Variability：心拍変動）がある[18]。図 17 は心電図の波形を表しており、P、Q、R、S、T、U 波で構成されている。HRV では図 18 のように RRI（R-R Interval：R 波と R 波の経過時間）を縦軸にプロットし、横軸に時間をとることで心拍のゆらぎをみることができる。この心拍ゆらぎをパワースペクトル解析（図 19）し、低周波成分（LF：0.05～0.15 Hz）と高周波成分（HF：0.15～0.40 Hz）の領域をそれぞれ積分し、LF/HF の比率からリラクセス度 R を求めることができる[18][19]。LF 成分は血管の血圧フィードバック調整にともなう交感神経・副交感神経のバランスを反映、HF 成分は呼吸に

同調した呼吸性洞性不整脈（Respiratory Sinus Arrhythmia：RSA）を反映する[18]。RSA は肺の伸展受容体及び呼吸による血圧変化の圧受容体反射を反映し、主に心臓の副交感神経の指標とされている[18]。この手法は心拍の活動周期を反映している脈波にも適応することができる。図 20 は脈波の生データとなっており、図 21 が RRI をプロットしたものである。脈波の周期を RRI 法でプロットした際はプロット点の横軸も心拍の周期のため、一定の周期でのプロットではない。そのため、不均一サンプリングである RRI グラフのプロット点を再サンプリングする必要がある。本研究では、30 Hz で脈波をサンプリングしているため、30 Hz に再サンプリング（図 22）を施す。再サンプリングを施す際の補間方法として、線形補間やスプライン補間などがあるが、井上（2001）によれば、交感神経の活動指標である LF/HF は数 10 パーセントの差が確認できるものの、ストレス値は LF と HF の相対的な値となるため、無視できる程度であることを示唆している[20]。そのため、LF/HF を扱う本研究では、再サンプリングの際の補間方法として、単純な線形補間で問題ないと考え、これを採用した。

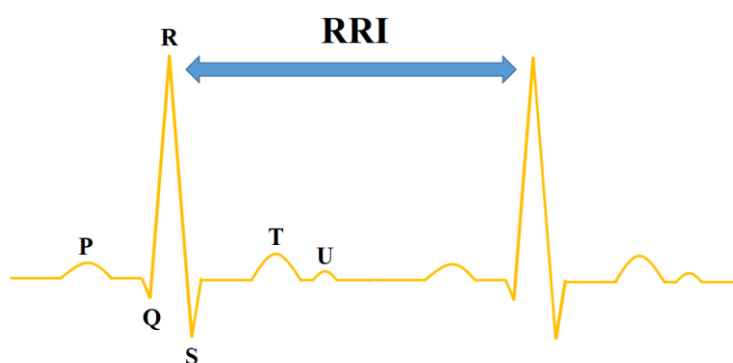


図 17 心電図波形

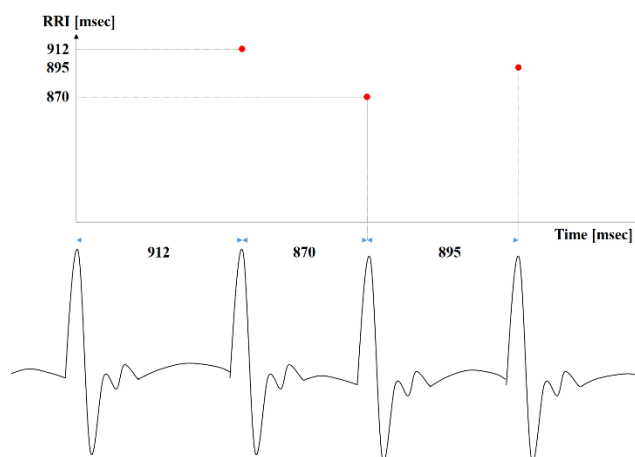


図 18 RRI グラフの例[9]

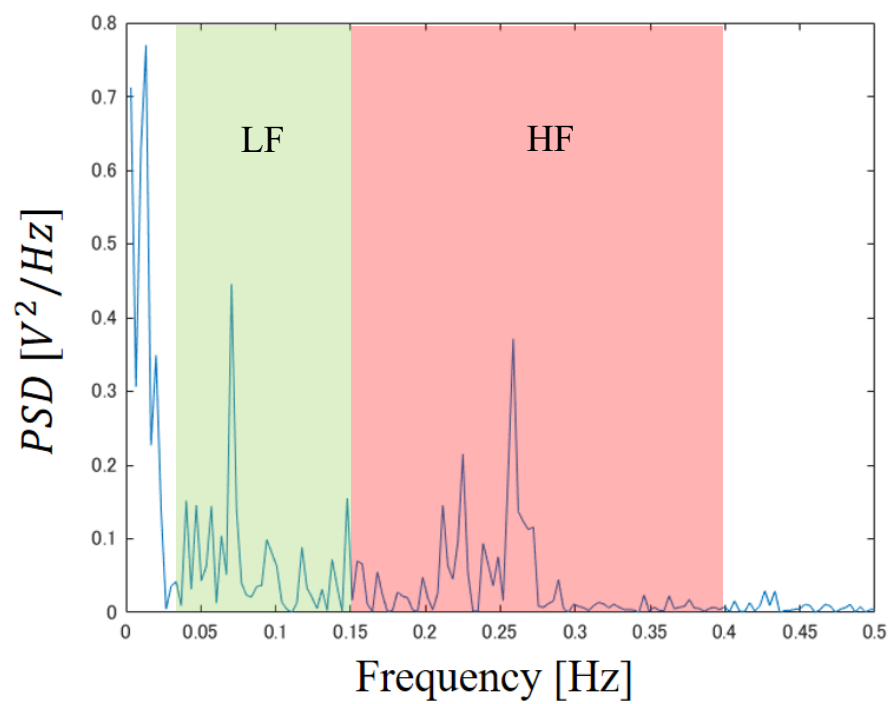


図 19 RRI のパワースペクトル密度と LF・HF 帯

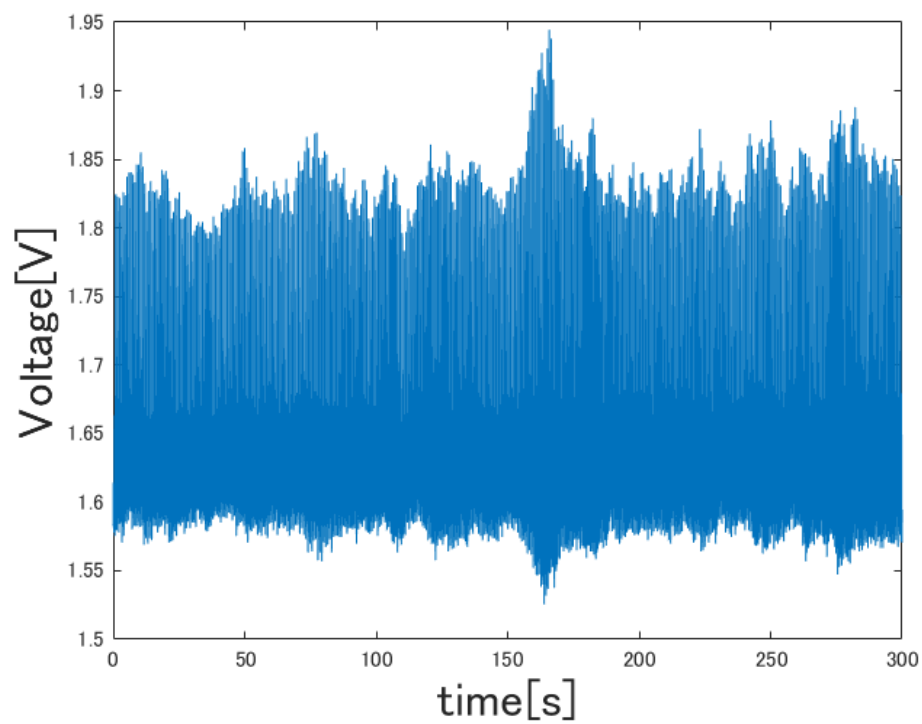


図 20 脈波の生データ

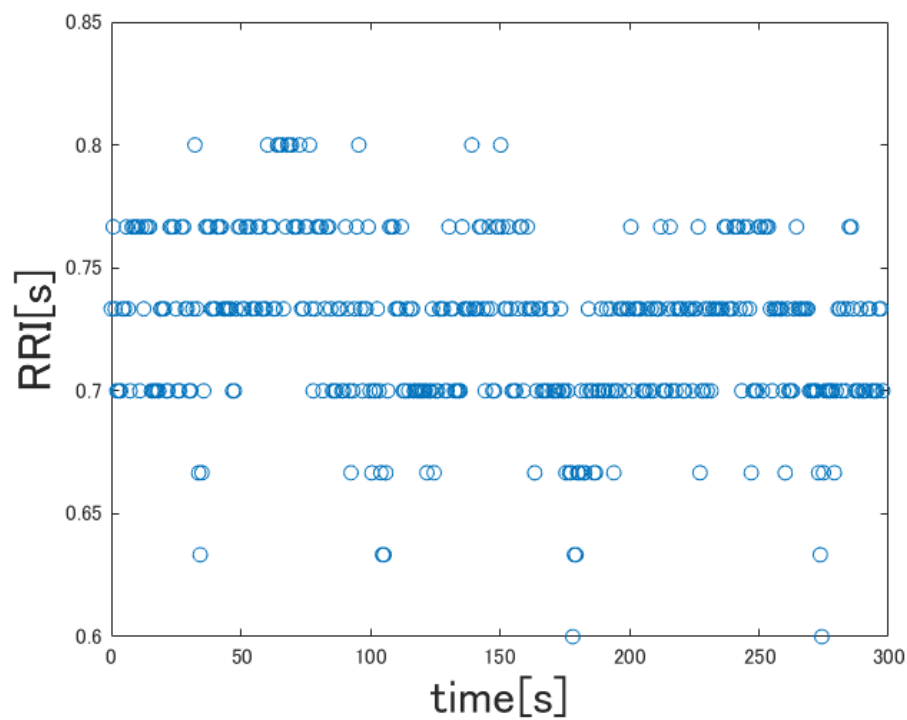


図 21 RRI グラフ

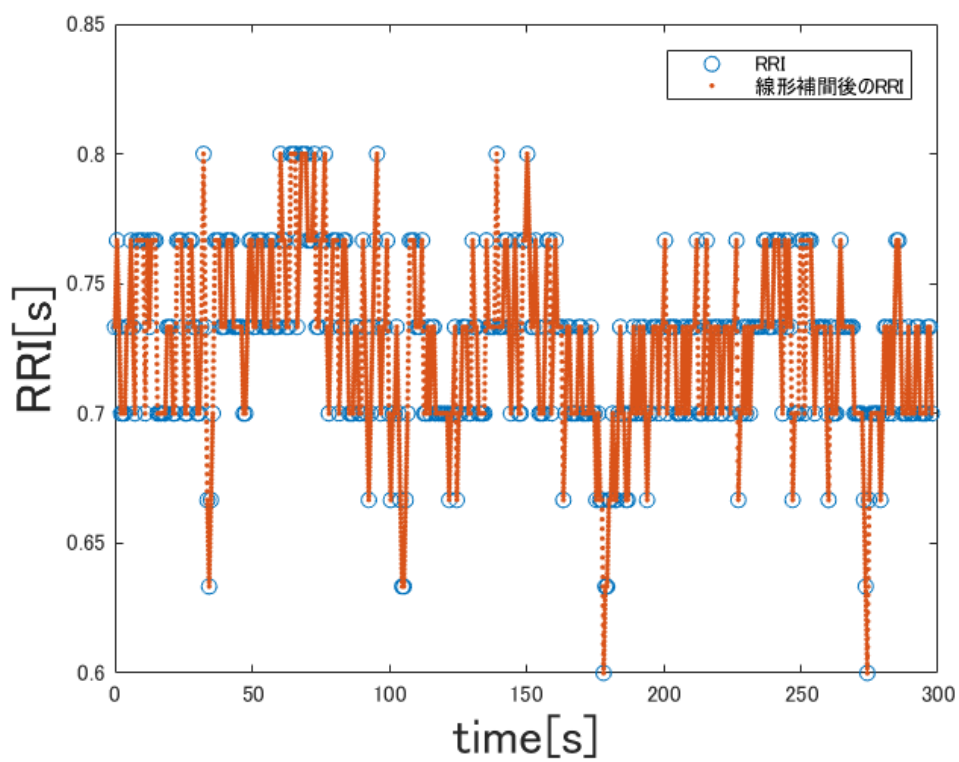


図 22 RRI の線形補間

第5章 実験と結果

5.1 実験概要

本研究においては、風力発電施設近傍における生体情報センシングを目的にシステムを開発した。行った実験としては、製作したシステムによる屋外実験（風力発電所近傍での脳波・脈波といった生体情報センシング）と比較実験、及びシステムから得られた生体情報によってストレス値の傾向を見てシステムの特性を知るための屋内実験の2つから成る。

5.1.1 屋内実験

製作した生体センシングシステムがヒトの生体情報をセンシングできるかを確認するため、まず屋内実験を行った。実験時は、実験協力者（被験者）に脳波計及び脈波センサ、アイマスクを装着してもらい、椅子に座った状態で安静にしてもらい計測した。アイマスクを装着する理由としては、開眼による視覚エフェクトを防ぐことと、脳波計に対する瞬きによる筋電位の影響を低減するためである。また、計測を行う際には実験協力者から3.5 m以上離れて実験を行った。3.5 m未満はパーソナルエリアの考え方という大衆領域未満となるためである。パーソナルエリアは、パーソナルスペースや対人距離とも呼ばれ、他人に近づかれて不快に感じる距離のことである[21]。ヒトが他人に近づかれて不快に感じる距離は、近づかれる人の親密度にも大きく影響され、変動幅の大きい指標であるが、一般的に表6のような4週類に分類される。今回の実験では、著者と面識のない実験協力者も多数いたため、必ず大衆領域以上離れて実験を行った。

実験タスクは表7のようになっており、2桁の数値同士の暗算（加算）時、安静状態時の生体情報について、それぞれセンシングした。それぞれ5分間のデータをセンシングし、暗算と安静状態の組み合わせを1セットとして2セット行った。実験協力者には、発声による筋電位が脳波計に混入しないように、暗算の答えは声に出さずに頭の中に思い浮かべるようにしてもらった。暗算は図23を見て分かるようにスピーカーから音声として出力した。音声データは著者がメトロノームの周期に合わせて一定周期で2桁の数字を言っていくといったものになっている。メトロノームは16拍子で、1、4拍子でそれぞれ1回ずつ2桁の数字を言っていく。速度は205 BPMである。このタイミングと速度は著者を含めた3人で暗算をし、暗算が間に合うギリギリのラインで設定している。実験自体は表7のように暗算→安静の順番で行うパターンと安静→暗算のパターンの2グループに分けて実験をし、順番によるストレス値変動の影響をなくすためのカウンターバランスをとっている。

また、実験前日までに下記のような3点の注意事項を伝えた[22]。①、②は生体情報への影響が大きいため控えてもらい、③は皮膚表面の油や垢が多いと脳波の難しくなるためである。

- ①実験前日は睡眠時間をしっかりとること
- ②実験 8 時間前からカフェインなどの刺激物の摂取は控えること
- ③実験前日は洗髪すること

表 6 パーソナルエリアの種類[21]

距離	領域名
密接距離 (0～45 cm)	恋人の領域
個体距離 (45～120 cm)	友達の領域
社会距離 (120～350 cm)	知人の領域
公共距離 (350 cm～)	大衆の領域



図 23 屋内実験風景

表 7 屋内実験タスク

実験ステップ	実験タスク
1	2 桁の暗算を 5 分間
2	安静状態 5 分間
3	2 桁の暗算を 5 分間
4	安静状態 5 分間

屋内実験の脈波と脳波の解析結果を図 24 に示す。左が脈波の解析結果、右が脳波の解析結果となっている。隣り合う脈波、脳波はセットであり、実験協力者個々のデータである。本文では、安静・暗算タスクの 2 セットのみの実験結果を記載する。



図 24 屋内実験の脈波・脳波の解析結果（つづく）

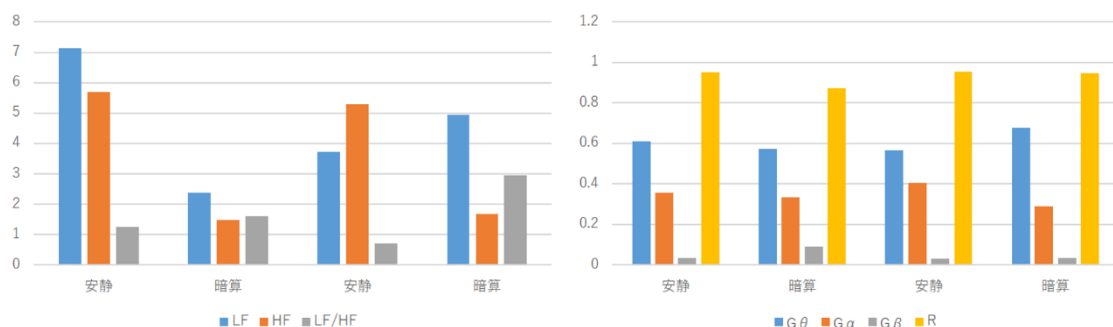


図 24 屋内実験の脈波・脳波の解析結果（つづき）

5.1.2 屋外実験

屋外実験は実験協力者（被験者）の方に脳波計及び脈波計、アイマスクを装着してもらい、椅子に座った状態で安静にってもらい計測した。屋外実験も同様に実験協力者から 3.5 m 以上離れて実験を行った。実験概要図を図 25 に示す。また、実験地点は風力発電機から 500 m 離れた地点で行った。

実験タスクは、ホワイトノイズを 5 分間暴露したときのデータと、暴露後 5 分間のデータセンシングを 2 セット（表 8）行う。ホワイトノイズ暴露は実験協力者のストレス度合いをなるべく統制（平準化）するために行い、風力発電施設がある地点とそうでない地点（図 26）でのホワイトノイズ暴露後のストレス度合いの変化を比べ、評価を行う。また、実験後に簡単な心理アンケートに答えてもらい、脳波、脈波による客観的データに加えて、主観的なデータも収集する。心理アンケートは橋本恵理子ら（2011）の研究を参考にしている。橋本らは音楽のゆらぎがヒトに与えるリラククス効果を研究しており、音楽を呈示された時の主観的なリラククス度を SD 法で表している[22]。

SD（Semantic Differential）法は、C. Osgood（1950 年代）が開発した事象の一般的な意味次元を量る測定法である。心理学分野において、好きや嫌いといった反対語の対からなる主観的評価尺度である。各評価尺度は 5 段階から 7 段階の両極性の尺度で複数の実験協力者に回答させるのが一般的手法である[23]。

本研究では、インフラサウンドという超低周波領域の音をターゲットにしているが、ヒトに音が暴露したときの状態を見るといった本質的な部分は変わらないため、実験での主観的情報の収集方法に橋本らのアンケートと同じものを用いた。

実験は図 26 に示す 3 地点を、高知工科大学→甫喜ヶ峰森林公園→芸西天文学習館→高知工科大学といった順番で移動し、各日 1～3 名の被験者に対して順番に実験した。移動時間はそれぞれ 1 時間程度であり、甫喜ヶ峰森林公園から芸西天文学習館の移動中に 1 度休憩を設けるようにした。実験前日までに下記のような 4 点の注意事項を伝えた[23]。①～③は屋内実験と同じ理由であり、④は冬季屋外条件下の気温・風・日照の有無による体

感の温度によるエフェクトを少しでも小さくするために伝えた。

また、屋外実験に際して、風力発電音がヒトに与える影響に関する研究と伝え、その情報によって実験地点によってエフェクトがかかるため、実験前にカバーストーリーを伝えた。カバーストーリーの内容は、高度変化によるヒトのストレス値の変化についてとした。表 9 は屋外実験時の環境情報である。

- ①実験前日は睡眠時間をしっかりとること
- ②実験 8 時間前からカフェインなどの刺激物の摂取は控えること
- ③実験前日は洗髪すること
- ④防寒は各自で準備すること

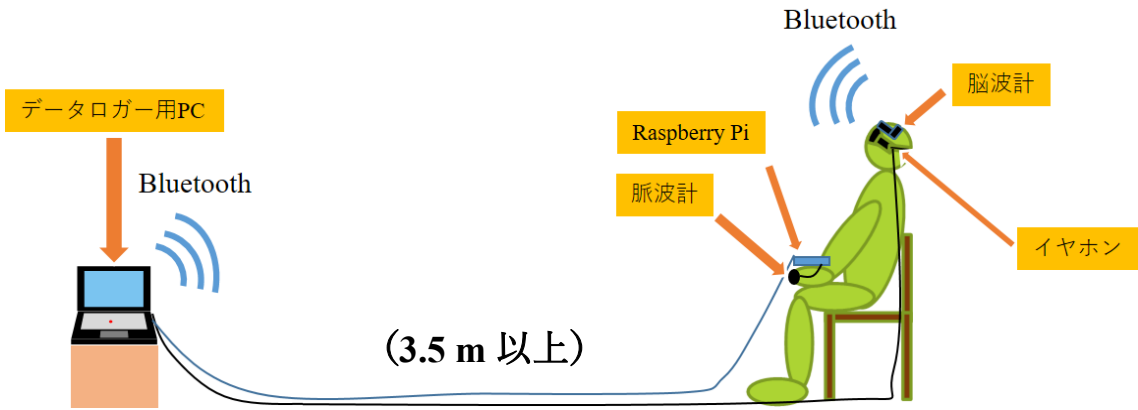


図 25 屋外実験概要図

表 8 屋外実験タスク

実験ステップ	実験タスク
1	ホワイトノイズ音を 5 分間暴露
2	安静状態（無音状態）5 分間
3	ホワイトノイズ音を 5 分間暴露
4	安静状態（無音状態）5 分間
5	心理アンケート

表 9 屋外実験の条件

雨喜ヶ峰森林公園				芸西天文学習館			
実験日	天気	温度 [°C]	風速 [m/s]	実験日	天気	温度 [°C]	風速 [m/s]
2017年12月28日	晴れ	4.9～10	1.5～4.4	2017年12月28日	晴れ	5.2～7.2	0～3.6
2018年1月13日	晴れ	4.3～15.5	1.2～4.8	2018年1月13日	晴れ	2～7	0～2.4
2018年1月16日	晴れ	16.7～20	0～4	2018年1月16日	晴れ	18.2～23.2	0～1.8

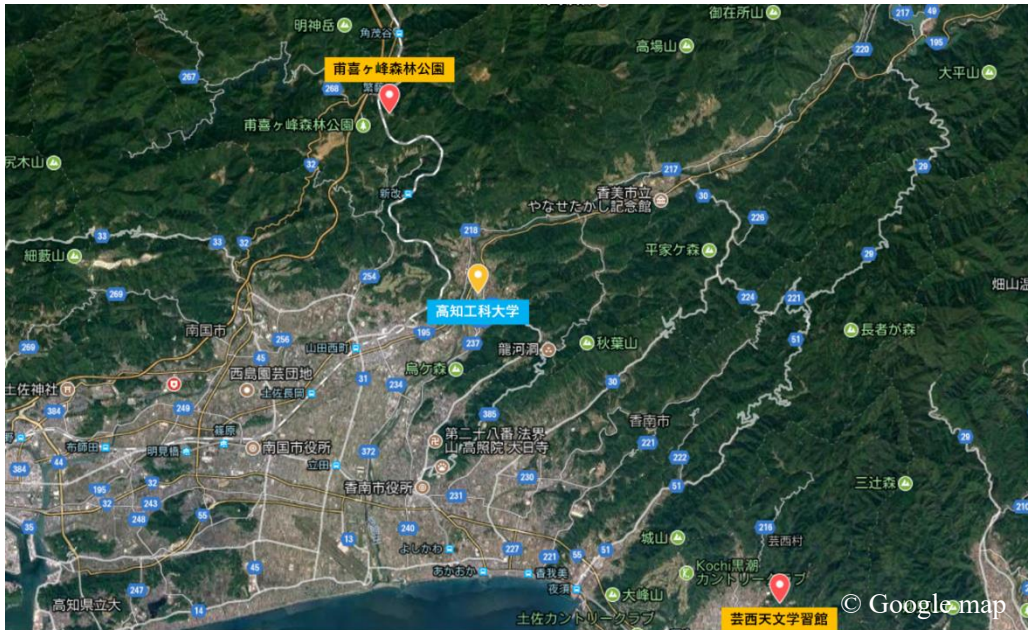


図 26 実験場所

屋外実験の脈波と脳波の解析結果を図 27 に示す。データは 5 名分あり、それぞれ、左上と左下が実験協力者個々の雨喜ヶ峰森林公園の脈波、脳波となっており、右上と右下が芸西天文学習館の脈波、脳波のデータとなっている。屋外実験はホワイトノイズ暴露、安静状態といったタスクを行っている。個々のグラフ左から 1 回目のホワイトノイズ暴露、安静状態、2 回目のホワイトノイズ暴露、安静状態となっている。

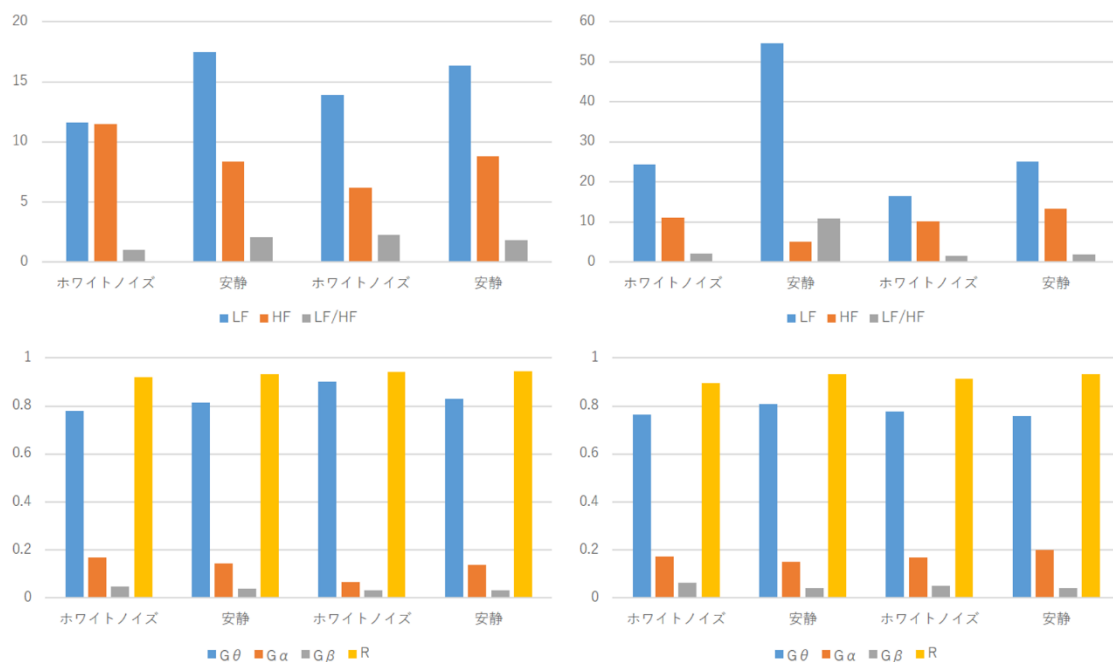


図 27 屋外実験の脈波・脳波の解析結果（つづく）



図 27 屋外実験の脈波・脳波の解析結果（つづく）



図 27 屋外実験の脈波・脳波の解析結果（つづき）

実験後の心理アンケート結果は、図 28 に示す傾向が見られた。

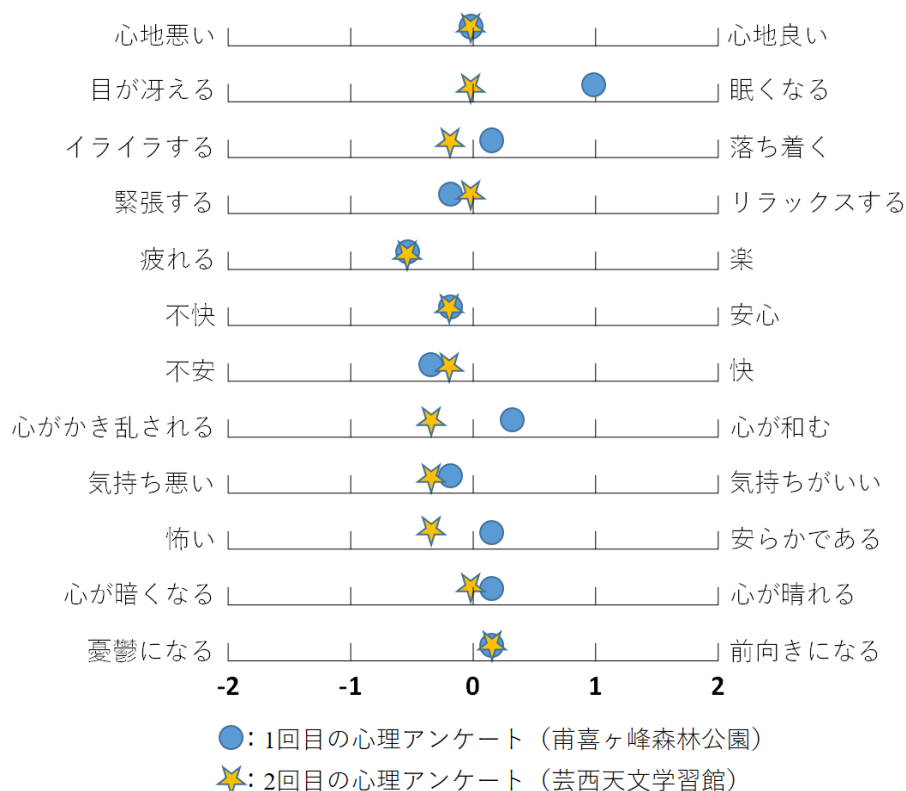


図 28 実験後の心理アンケート結果 (サンプル 5)

心理アンケート (サンプル数: 5) は、1 回目の甫喜ヶ峰森林公園の実験に比べて 2 回目の芸西天文学習館の実験の方が、ストレス傾向が高くなった。

屋外実験におけるインフラサウンドの観測データ (甫喜ヶ峰森林公園・芸西天文学習館) を反町 (2017) が開発した WAVE SPECTROGRAM を用いて解析した[24]。1 Hz までのインフラサウンド解析結果は図 29、図 30 に示す。また、IC レコーダーによる可聴音 (200 Hz まで) の観測データを図 31、図 32 に示す。

甫喜ヶ峰森林公園 (図 29) では、芸西天文学習館 (図 30) に比べて 0.2~0.4 Hz 付近 (0.2 Hz 以下はオフセットにより、確認できない) にピークを確認することができる。また、IC レコーダーによる甫喜ヶ峰森林公園 (図 31) と芸西天文学習館 (図 32) での観測結果では、大きな違いはなかった。

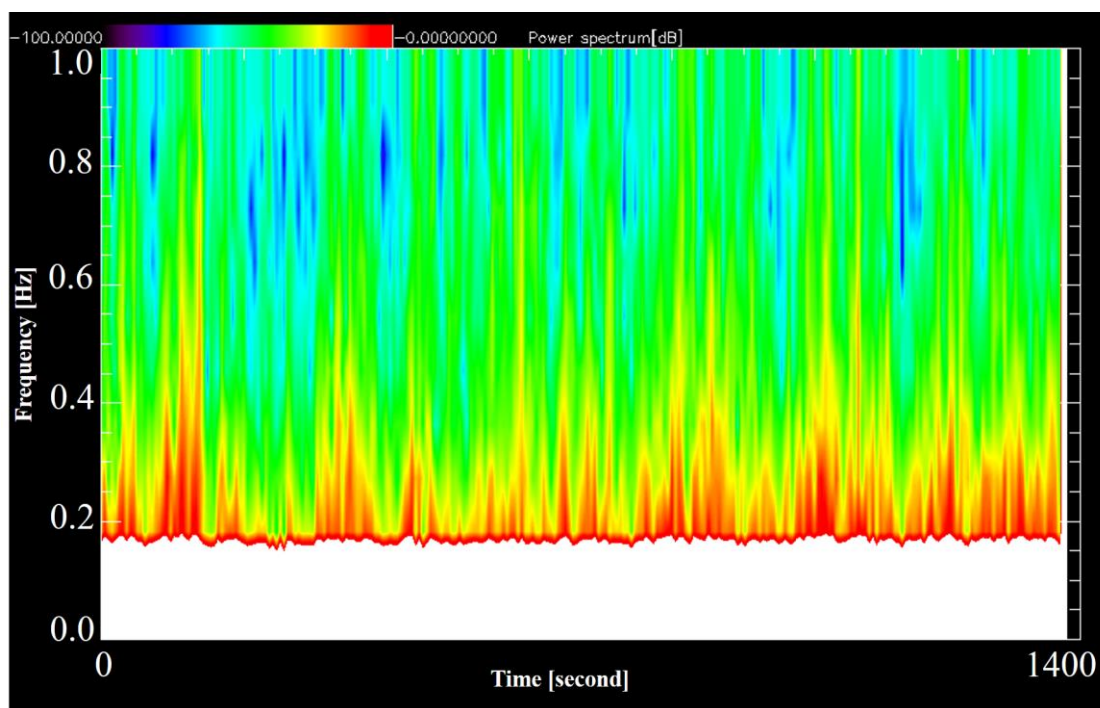


図 29 甫喜ヶ峰森林公園のパワースペクトログラム（風力発電施設から 500 m 地点）

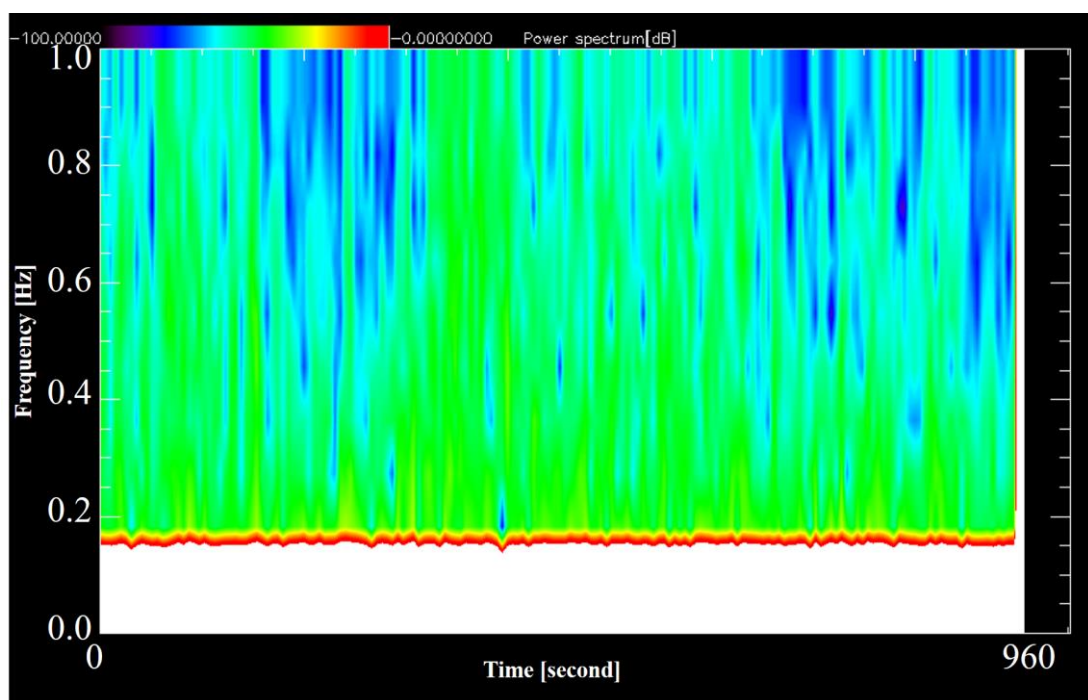


図 30 芸西天文学習館のパワースペクトログラム

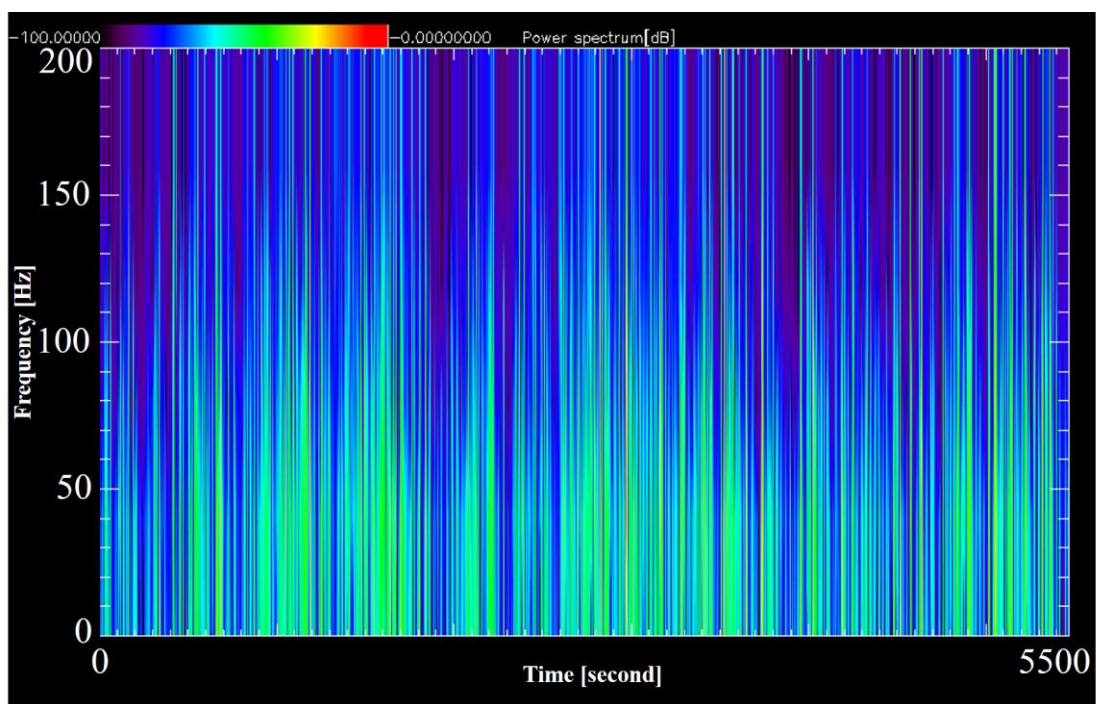


図 31 雨喜ヶ峰森林公園のパワースペクトログラム (IC レコーダーデータ)

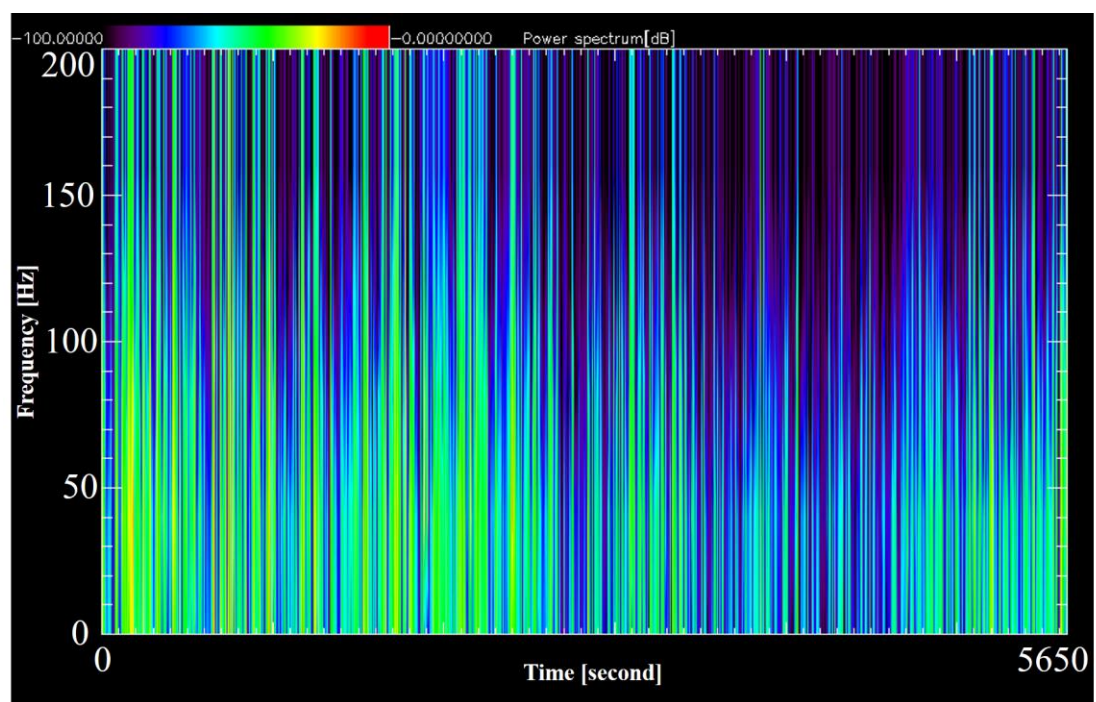


図 32 芸西天文学習館のパワースペクトログラム (IC レコーダーデータ)

第6章 ストレス値の評価と考察

実験協力者個々のデータ（屋内実験の安静・暗算のタスク1セットデータ：13サンプル）においては、脈波と脳波どちらかのストレス傾向が反対になっている割合が69.2パーセント（9/13）にも上った。また、安静に比べ、暗算状態のときの方が高いストレス値傾向を示したのは脈波で53.8パーセント（7/13）、脳波で46.2パーセント（6/13）であった。同じデータセットにおいて、脈波、脳波共にストレス値が増加したのは、15.4パーセント（2/13）、減少したのは15.4パーセント（2/13）であった。これは、安静・暗算2セットの実験でも同じような傾向が見られた。しかし、図33、図34に示すように、実験協力者個々ではなく実験協力者全体の平均値として見た場合は、安静状態に比べ、暗算状態はストレス値が顕著に高いことが見てとれる。中川（2014）によると脈波解析で用いたRSA手法のHF成分は呼吸リズムによって、ピーク周波数が左右されることが分かっている[19]。呼吸状態によってはストレス値傾向が上手く検出できない場合がある。この問題の解決には、呼吸状態をモニタリングするセンサなどをシステムに組み込み、呼吸の速度やリズムによる影響を加味できるようにする必要があると考える。

脳波計測データに関しては、脈波に比べてストレス値の変動が大きなことが解析データから分かった。一般的に多く用いられる10-20法の脳波計測においては、多地点からの脳波のデータを相互比較し、生体アーチファクトを判断して除去する処理をして、短時間フーリエ変換などをしてストレス値を算出している。今回は屋外実験のために可搬性を重視した簡易脳波計としたため脳波計測は1チャンネルのみであったため、10-20法のような解析はできない。このため、5分間全体で窓をとって平均状態に対するフーリエ変換を施すことで一時的アーチファクトの影響を低減できるよう工夫した。今回は上述のような解析手法であったが、他の解析手法も試みたうえで相互比較し、本システムに最適な解析手法を研究する必要もあるだろう。

屋内の実験デザインは、安静、暗算といったようなタスクを1セットで行っていたが、実験協力者個々の好みによって、一般的なストレス傾向とは逆の傾向を示す可能性がある。そのため、1セットの実験に加えて安静、暗算のタスクを2セット行う屋内実験もおこなった。前述したように、実験協力者個々のストレス傾向を解析から判断することは難しいが、5.2.1項に示した解析結果の中には、安静状態時に明らかにストレス値が高い人を確認することができた。

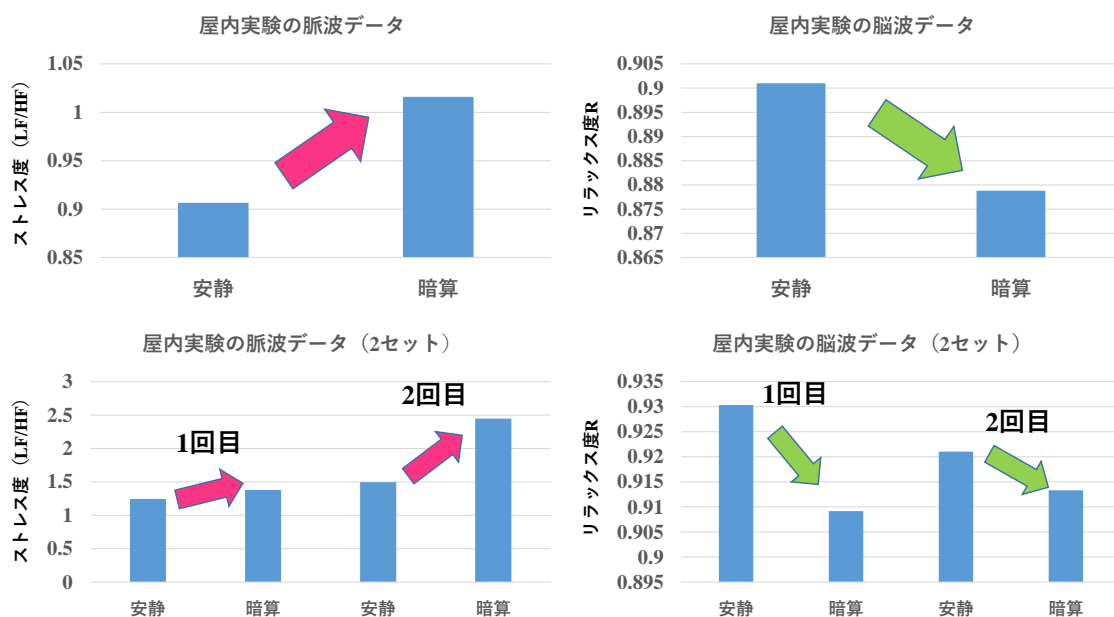


図 33 屋内実験の安静・暗算状態におけるストレス値比較
(上：13 サンプルの平均、下：5 サンプルの平均)

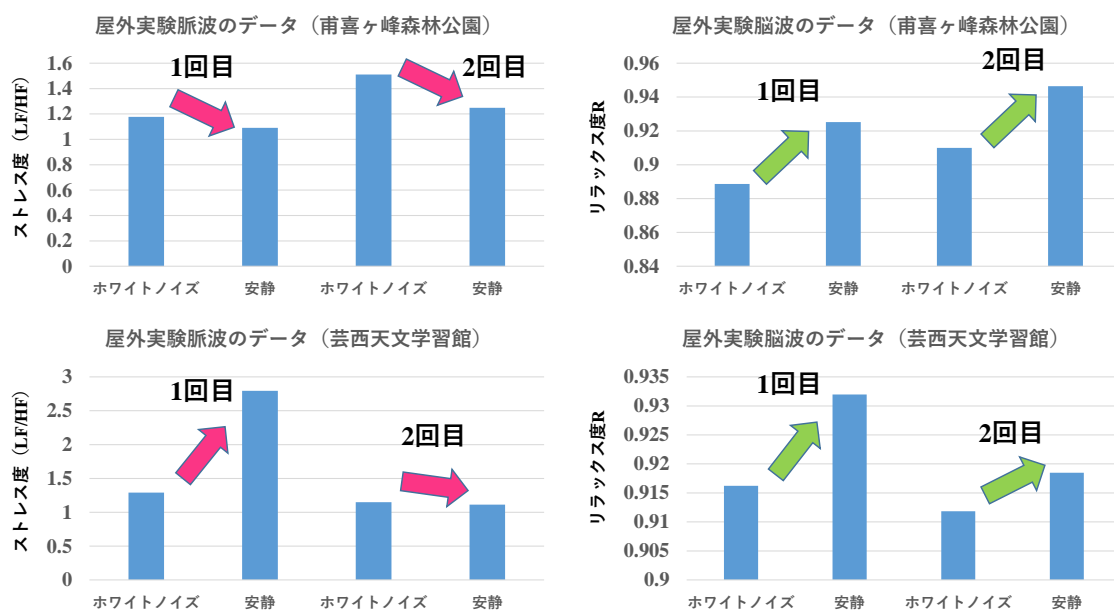


図 34 屋外実験のホワイトノイズ暴露・安静状態のストレス値比較 (5 サンプルの平均)

一方、インフラサウンド及び低周波可聴音の計測においては、風力発電施設から 500 m 地点の実験地点では、風力発電施設がない場所に比べ、主に 0.6 Hz 以下の周波数帯で 30～40 dB ほどの増加が確認できた。図 35 は風力発電施設のない場所で計測した 15 分間のインフ

ラサウンドのデータであり、図 36 は風力発電施設直下（約 10 m 地点）で計測した 15 分間のデータである。0.1～0.4 Hz の間をスワイプしているインフラサウンドとその高調波を確認することができ、図 36 の左のパネルを見ると、基底波であるインフラサウンドの高調波が 10 Hz 付近まで確認することができた。録音時の目視による風力発電機のブレードの回転周期が 3 秒程度であり、風力発電機は 3 枚のブレードがあったため、円周上の 1 点を 1 ブレードが通過する周期は 1 秒程度である。よって、0.3 Hz 及び 1 Hz 付近のこのインフラサウンドはブレードの回転によって発生した風圧的振動であると考ええる。甫喜ヶ峰森林公園の生体センシング実験地点でのインフラサウンドのデータでも同周波数帯付近にピークを確認することができる（図 29）ため、風力発電機のブレードによって発生したインフラサウンドが減衰しつつも 500 m 先まで伝搬していたことが分かる。図 36 では 20～30 Hz の間、24 Hz 付近にも弱いピークを確認することができる。この周波数帯のピークはブレード回転により発生するインフラサウンドの基底波が 0.3 Hz 付近を超えた時点あたりから発生し、0.3 Hz を下回ると消失しているように見える。今回計測した風力発電施設はデンマークのヴェスタ社製 V52-850 kW であるが、この風力発電施設の発電開始風速は 4 m/s からである。図 35 のデータを計測した日は風速が 4 m/s 前後であり、風速が 4 m/s を超えて発電を開始したときに、この周波数帯の音が発生したと考えられる。

なお、IC レコーダーによる可聴音域の計測波形及びスペクトルからは風力発電施設がある場所とない場所での大きな違いは確認できなかった。

心理アンケート結果は芸西天文学習館のストレス値が高い傾向となったが、2 回目の実験ということもあり、車による移動や待ち時間によるストレスが影響していることが否定できない。そのため、今後、カウンターバランスをとるために、芸西天文学習館、甫喜ヶ峰森林公園といった反対の順番で実験を行う必要がある。これは、生体情報センシング結果にも同様のことが言える。

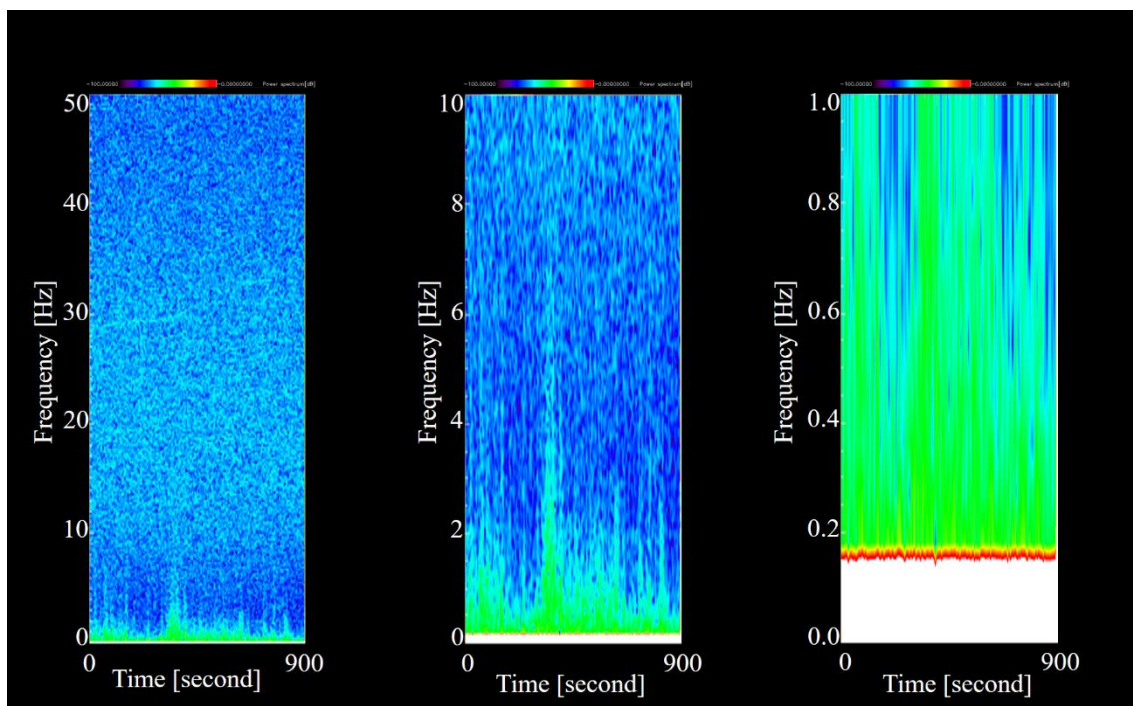


図 35 風力発電施設のない場所でのインフラサウンド計測データ周波数スペクトル
(左 : 50 Hz まで、中 : 10 Hz まで、右 : 1 Hz まで)

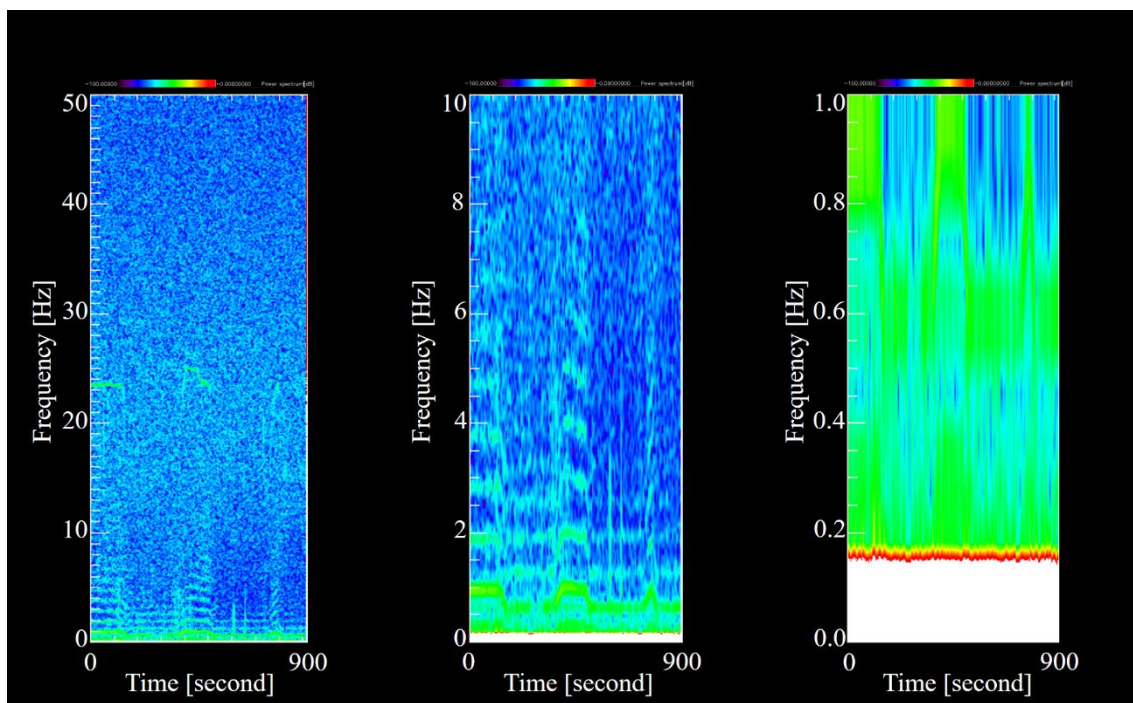


図 36 風力発電機直下でのインフラサウンド計測データ周波数スペクトル
(左 : 50 Hz まで、中 : 10 Hz まで、右 : 1 Hz まで)

第7章 結論

第6章で述べたように、脈波及び脳波計測から実験協力者個々のストレス値の変化はサンプル毎の差が大きく何らかの共通した傾向を明瞭に算出するには至らなかった。これらの結果から、本研究で市販の脈波センサ及び1チャンネル脳波計のみを用いて製作した生体情報計測システムは実験者個々のストレス値算出にはあまり適していないことが分かった。しかし、屋内実験などの結果から実験協力者個々のストレス値ではなく、実験協力者全体のストレス値を平均することで、それぞれの実験タスクによるストレス傾向を見ることができた。よって、本システムは、風力発電施設近傍におけるヒトの生体情報を計測する可搬型システムとして、改良すべき点はあるものの今後とも利用できる可能性がある。本研究においては、最大サンプル数が13であり、将来的にはさらに実験サンプル数を増やし、知見を蓄え、システムの信頼性を固めていく必要があるだろう。

本研究ではデータロギング用プログラムをMATLABで作成したが、タイマー割り込みの最大速度が0.001秒であるため、それよりも早いサンプリングをする場合には他のプログラミング言語を用いて作成することが妥当である。また、作成したプログラムでは、サンプリング周波数100~200 Hzで安定しない場合があったため、実際には他のソースコードとの兼ね合いでサンプリング速度は著しく下がる可能性がある。また、サンプリング用PCのOSとRaspberry PiのOSとの通信時のタイミングも関係している可能性も考えられる。今後、MATLABを用いてシステム構成を考える場合は、一度Raspberry Piなどの用いるマイコン上にデータをスタックし、一定の周期でまとめてデータを送信する方法が妥当であろう。

屋外実験は、ホワイトノイズ暴露後のストレス値変動を見ることで外的要因が与える影響を見るという手法でデザインした。しかし、第6章でも述べたように、むしろホワイトノイズ暴露時にストレスが高い傾向が見受けられた。このことから、実験地点でのストレス増加傾向を見たい場合の初期統制（平準化）にはホワイトノイズ暴露は適していないことが分かった。また、今回の実験では環境温度・体感温度が低く（2℃~20℃、風速0 m/s~4.8 m/s）、寒さによるストレスエフェクトが大きかったことが考えられる。そのため、今後、同様の実験をするのであれば、ヒトが一番ストレスを感じにくいとされる20℃前後の日に実験を行うほうがよい。これは、ストレスエフェクトだけではなく、寒さによるシバリング（体温調節に伴う身震いといった生理現象）などの影響で生体センシング機器の接触が悪くなり、センシングデータの品質にも関わってくるためである。

今回の屋外実験における生体情報センシングデータから風力発電施設からのインフラサウンドがヒトに与える影響を定量評価し結論することは難しい。これは、屋外実験のため外気温や風速などといった自然界の統制をとれない独立変数が多数あるためである。しかし、今後、考えられる外的要因を1つ1つ排除していくことで評価も固まってくるだろう。

現在、ヘルスケア分野は社会的に注目を集めており、携帯デバイスやウェアラブルデバ

イスを活用した IoT（Internet of Things）により日常的に生体情報を蓄えていき、そのビッグデータから体調状態や病変を発見できるようになってきている。本研究システムで用いた Raspberry Pi も SSH 接続で簡単にインターネットに接続することができる。こういった機能を使い今後、携帯アプリなどとも連携させることで沢山の知見を得ることができ、研究も進んでいくであろう。今回研究テーマとしたインフラサウンドによる生体への影響についてはまさに未知の領域であり、本研究はそういったフューチャープランへ向けた基礎研究の一步として意味を成すと考える。

謝辞

本研究を進めるにあたり、指導教員であり、いつも丁寧で的確なご指導、ご鞭撻をくださいました高知工科大学 システム工学群 山本 真行 教授に心より感謝申し上げます。また、他研究室の研究にもかかわらず貴重なお時間を割いて下さり専門性に富むご助言をくださった副査の星野 孝総 准教授、副査として有益なコメントをくださった小林 弘和 准教授、研究を進めるにあたり、ご助言くださった研究室の先輩である水本 氏、実験に協力して頂いた、齊藤 大晶 助教、修士課程1年の藤本 氏、同輩である齋藤 氏、反町 氏、藤津 氏、八田・古田研究室の宮地 氏、その他実験協力者の皆様に感謝します。

大学生活において、常日頃より支援を頂いた電子系事務室の中山 愛 様、植野 さとみ 様ならびに、山本 利水 教育講師、佐藤 健夫 教育講師に感謝申し上げます。

本研究の屋外実験にあたり、実験場所を提供くださった、甫喜ヶ峰森林公園森林学習展示館の方々、芸西天文学習館の関係者の皆様に厚くお礼申し上げます。

最後に大学生活を支援してくれた祖父、祖母、兄弟、友人、その他親戚の方々、そしてここまで育ててくれた両親に深く感謝いたします。

※本研究は、高知工科大学平成 29 年度 第 1 回研究倫理審査委員会の承認を得て実験を行っています。

参考文献

- [1] 経済産業省資源エネルギー庁, 再生可能エネルギー,
http://www.enecho.meti.go.jp/category/saving_and_new/saiene/renewable/outline/index.html, 2016 年 12 月 15 日参照.
- [2] 環境省, 大気環境・自動車対策, 風力発電施設から発生する騒音等への対応について,
http://www.env.go.jp/air/noise/wpg/conf_method.html, 2016 年 12 月 15 日参照.
- [3] 鶴田由紀, ウィンド・タービン・シンドローム: ある自然実験に関するレポート日本語訳, <http://www.windturbinesyndrome.com/img/Japanese-final-6-6-10.pdf>, 2016 年 9 月 1 日参照.
- [4] Nina Pierpont, Wind Turbine Syndrome : A Report on a Natural Experiment (Santa Fe, NK: K-Selected Books) , <http://www.windturbinesyndrome.com/wp-content/uploads/2009/03/wts-preface-3-2-09.pdf>, 2009, 2016 年 9 月 1 日参照.
- [5] 日本騒音調査 ソーチャー 低周波と健康被害, <http://www.skklab.com>, 2016 年 12 月 15 日参照.
- [6] 開一夫, 金山範明, 河内山隆紀, 松本敦, 宮腰誠, 脳波解析入門: EEGLAB と SPM を使いこなす, pp. 3, 2016.
- [7] 奈臨技 生理機能検査部門 脳波の手習いシリーズ,
http://naraamt.or.jp/Academic/kensyuukai/2005/kirei/nouha_mon/nouha_mon.html, 2016 年 12 月 15 日参照.
- [8] 一井亮介, 脳波特徴解析に基づくリラクゼーションサウンド生成システムに関する研究, <http://www.ir.his.u-fukui.ac.jp/ja/intro/article/h23/c64.pdf>, 2011, 2016 年 11 月 1 日参照.
- [9] NeuroSky, Mind Wave Mobile, <http://store.neurosky.com/>, 2016 年 11 月 1 日参照.
- [10] 酒井建雄, 河原克雅, カラー図鑑 人体の正常構造と機能 全 10 巻縮刷版, pp. 674-680, 2017.
- [11] ROHM, エレクトロニクス豆知識, 脈波センサとは, http://www.rohm.co.jp/web/japan/sensor_what3, 2016 年 11 月 1 日参照.
- [12] SparkFUn, SEN-11574, https://www.sengoku.co.jp/mod/sgk_cart/detail.php?code=EEHD-0P8U, 2017 年 6 月 15 日参照.
- [13] 血液による酸素と二酸化炭素の運搬, <http://plaza.umin.ac.jp/~histsite/gasuunpan.pdf>, 2017 年 11 月 1 日参照.
- [14] Adrian Curtin, Oxy and Deoxy Hemoglobin Near-Infrared absorption spectra.png, https://commons.wikimedia.org/wiki/File:Oxy_and_Deoxy_Hemoglobin_Near-Infrared_absorption_Spectra.png, 2012, 2018 年 1 月 15 日参照.
- [15] 東邦マーカントイル株式会社, ParoScientific 製の水晶振動式気圧計ナノ・バロメーター Model 6000-16B, <http://www.mercan.co.jp/product-paroscientific-nanobaro.html>, 2016 年 11 月 1 日参照.

- [16] Raspberry Pi2 Model B, <https://www.raspberrypi.org/products/raspberry-pi-2-model-b/>, 2016 年 11 月 1 日参照.
- [17] MCP3208, <http://eleshop.jp/shop/g/gG18122/>, 2017 年 6 月 15 日参照.
- [18] 松本佳昭, 森信彰, 三田尻涼, 江鐘偉, 心拍のゆらぎによる精神的ストレス評価法に関する研究, https://www.jstage.jst.go.jp/article/lifesupport/22/3/22_105/_pdf, 2010, 2017 年 11 月 15 日参照.
- [19] 中川千鶴, 人間工学のための計測手法, https://www.jstage.jst.go.jp/article/jje/50/4/50_172/_article/-char/ja/, 2014, 2017 年 11 月 15 日参照.
- [20] ストレスと自律神経の科学, http://hclab.sakura.ne.jp/stress_nervous_rri_interp.html, 2016 年 12 月 12 日参照.
- [21] 心理学用語「パーソナル・スペース」 personal space – goo ヘルスケア, <https://health.goo.ne.jp/mental/yougo/025.html?>, 2017 年 12 月 1 日参照.
- [22] 橋本恵理子, 山崎憲, 田村治美, 音楽のゆらぎが人間に与えるリラックス効果, <http://www.cit.nihon-u.ac.jp/kouendata/No.44/pdf/2-1.pdf>, 2011, 2016 年 8 月 15 日参照.
- [23] SD 法による評価実験, 東京大学, http://lbm.ab.a.u-tokyo.ac.jp/~omori/sd_assess.html, 2016 年 12 月 2 日参照.
- [24] 反町玲聖, インフラサウンド N 型波形イベント自動検出ソフトウェアの開発, 高知工科大学 平成 27 年度 卒業論文報告, 2016.