

博士学位論文

生体機能状態からみた MRI 騒音とストレス

—音楽呈示の効果を中心に—

平成 26 年 12 月

茨城大学大学院理工学研究科博士後期課程

情報・システム科学専攻

08ND309Y 高村秀彰

生体機能状態からみた MRI 騒音とストレス —音楽呈示の効果を中心に—

要旨

本研究は、MRI 騒音環境下で遮音特性が異なるヘッドフォンを介して音楽を呈示した際の脳機能画像と脈波を計測し、中枢神経系及び自律神経系において MRI 騒音がいかなる影響を及ぼし、ストレスをもたらしているかを検討したもので、1 章から 5 章で構成されている。

第 1 章ではストレスをめぐる諸問題を論じ、情報化社会では様々なメディアを介して情報検索や発信ができるようになって日々の生活でも幅広く活用されるようになって利便性は飛躍的に向上した。しかし一方では、多種多様な情報が混在するため適切に判断できない、有用情報に辿りつけない、更には外部から不正アクセスされて社会機能の特定部分が作動しなくなる危険性やネットワークを介した個人情報流出によるプライバシー侵害といった新たな問題も出ている。このような問題が深刻化するにつれ、テクノストレスと呼ばれる情報化社会特有の用語も用いられるようになり、インターネット利用者のほぼ半数がストレスを感じていると回答しているが、ストレスをもたらす要因は多岐にわたることが知られている（国民生活選好度調査（幸福度の調査）（2008））。

近年おこなわれた様々な疫学的調査結果からも、ストレスは多くの疾患の憎悪因子になることがあり、過度のストレスが長期間にわたると自律神経系や内分泌系の変調をきたし、認知・判断にも影響することが知られている（尾仲（2005））。例えば、交通騒音、工事現場騒音、医療現場騒音などの生活環境由来の騒音は時と場合によってはストレスナーになり、それらの環境騒音に長期間暴露されると高血圧、心循環器系への影響が生じる場合もある。

そこで、本研究では病院などの医療現場における騒音に着目し、患者ばかりでなく検査を行う医療スタッフのストレスにもなっている MRI 装置由来の騒音が生体に及ぼす影響について検証することにした。

第 2 章では、MRI 騒音環境下で遮音特性が異なるヘッドフォンを介して音楽を呈示した際の脳機能画像を計測し、騒音と音楽を呈示することが中枢神経系にいかなる影響をもたらすのかを検証した。その結果、自省報告では被験者の多くが、音楽呈示に用いられるヘッドフォンで騒音が十分遮音されていると快適だが、それが不十分だと不快であることが判明した。ヘッドフォンによる騒音遮音効果は脳機能画像でも認められ、音楽呈示の際にヘッドフォンで騒音が十分遮音されていると、左右聴覚野領域のみならず側頭領域から前頭領域にかけての広範囲の脳領域が賦活されていた。さらに、情動の中枢とみなされてい

る扁桃体においても騒音遮音効果は認められ、音楽呈示の際にヘッドフォンでの騒音遮音が不十分だと右扁桃体は賦活されるものの左扁桃体は殆ど賦活されていなかった。一方、音楽呈示の際にヘッドフォンで騒音が十分遮音されていると、扁桃体は左右とも賦活され、特に左扁桃体は右よりも広い範囲が賦活されていた。このように、騒音環境下で同じ音楽曲が呈示されても、それを聴くヘッドフォンの遮音が不十分だとストレスに感じていて、そのような背景に扁桃体の作動状況が関与しているものと思われる。

第3章では、暗算課題遂行時にMRI騒音を呈示した際に指尖脈波を計測し、心拍変動の面から騒音のストレス作用を評価することを試みた。その際、心理的ストレス反応をみるためにおこなったSTAI (A-State) では、各被験者とも騒音負荷後に値が大きくなっていて、騒音負荷が被験者の心理的ストレスとして作用していることが判明した。また、騒音負荷によって心拍変動を反映するLF/HF値は増大、L/T値とCV-RR値は減少して交感神経活動がより活発になっており、脈波を計測して心拍変動を評価することにより、ストレス作用を評価できる見通しを得た。

第4章では、MRI騒音環境下で遮音特性が異なるヘッドフォンを介して音楽を呈示した際の指尖脈波を計測し、騒音と音楽を呈示することが自律神経系にいかなる影響をもたらすのかを検証した。なお、本章の実験では、第2章における脳機能画像計測での実験プロトコールとできるだけ共通した条件にするため、呈示刺激と呈示時間は同じブロックデザインとした。

その結果、内省報告では音楽呈示に用いられるヘッドフォンで騒音が十分遮音されていると聴きやすくてより快適であることが判明した。ヘッドフォンによる騒音遮音効果は心拍変動でも認められ、音楽呈示の際にヘッドフォンで騒音の遮音が不十分だと、心拍変動の指標であるLF/HF値は有意に増大、L/T値とCV-RR値は有意に減少し、自律神経活動に影響を及ぼしていた。一方、音楽呈示の際にヘッドフォンで騒音が十分遮音されていると、LF/HF値、L/T値、CV-RR値は有意差が認められず自律神経活動に影響を及ぼしていなかった。

このように、騒音環境下で同じ音楽曲が呈示されても、それを聴くヘッドフォンの遮音が不十分だとストレスに感じていて、自律神経系の活動が反映される心拍変動においてもその活動は反映されていることが伺える。

以上のことを踏まえて、第5章においては本研究で得られた成果について総括した。

現代社会には、ストレスサとなりうる事象は様々で、同じ刺激でも個人によって受け止め方は異なっていて個人やその時の状態に依存的であるなど、ストレスとして作用するメカニズムは複雑で捉えにくいいため、それらがストレスとして作用するメカニズムはいま

だ解明されていないものも多い。

そこで、本研究では fMRI 騒音環境下でヘッドフォンを介して音楽呈示した際のストレスの影響を脳機能計測と心拍変動の両面から検討し、それらの結果にもとづいて包括的なモデルを図 5.1 に示す。遮音特性の優れた A ヘッドフォンを用いたこの図の右段では、主観的には「快」と評価され、左扁桃体は右扁桃体に比べてより広い範囲の賦活と交感神経活動の抑制が生じていた。一方、図 5.1 の左段に示した遮音特性の劣る B ヘッドフォンを用いた場合には、主観的には「不快」と評価され、左扁桃体よりも広い範囲の右扁桃体の賦活と交感神経活動の促進が生じていた。このように、fMRI 騒音環境下においてヘッドフォンを介して音楽が呈示されても、遮音が不十分だと、呈示される音楽はむしろストレスと感じていることが生体機能計測データから裏付けられ、MRI 計測環境での患者の負荷軽減を図るための指針として活用できるものと考えます。

目次

第 1 章 序論	1
1.1 緒言	1
1.2 ストレスをめぐる諸問題	2
1.2.1 情報社会とストレス	2
1.2.2 ストレスについての先行知見	3
1.2.3 ストレス刺激とストレス反応	4
1.2.4 生活環境とストレス	5
1.2.5 医療とストレス	5
1.3 視床下部と扁桃体の機能的役割	7
1.4 自律神経の機能的役割	10
1.4.1 交感神経と副交感神経	10
1.4.2 ストレスの伝達経路	10
1.5 本論文の目的と構成	12
1.5.1 本論文の目的	12
1.5.2 本論文の構成	13
参考文献	15
第 2 章 異なる遮音特性のヘッドフォンを介した音楽呈示に伴う 脳賦活状態の検討	17
2.1 緒言	17
2.2 fMRI 撮像法	19
2.2.1 fMRI 撮像の手順	19
2.2.2 fMRI 撮像パラメータ	20
2.2.3 SPM の理論	22
2.2.4 Brodmann's areas(BA)の領域分類	24
2.3 実験方法	26
2.3.1 対象者	26
2.3.2 内省報告	26
2.3.3 刺激呈示方法	26
2.3.4 MRI 装置	27
2.3.5 手続きと fMRI 計測条件	28
2.3.6 データ解析	29
2.4 結果	29
2.4.1 内省報告結果	29

2.4.2	fMRI データの分析結果	31
2.4.3	聴覚野レベルでの賦活部位	35
2.4.4	扁桃体レベルでの賦活部位	36
2.5	考察	39
	参考文献	41
第 3 章	騒音由来のストレス評価の試み	42
3.1	緒言	42
3.2	脈波計測	44
3.2.1	脈波	44
3.2.2	容量脈波の検出法	44
3.3	脈波から得られた心拍とその変動	45
3.3.1	心拍変動解析 (周波数解析による LF/HF 値) の算出要領	45
3.3.2	幾何学的解析手法によるローレンツプロット解析	51
3.3.3	心拍変動係数の算出要領	52
3.4	実験方法	53
3.4.1	対象者	53
3.4.2	実験装置	53
3.4.3	刺激呈示方法	55
3.4.4	STAI	56
3.4.5	実験手続き	57
3.5	結果	58
3.5.1	LF/HF	58
3.5.2	L/T	60
3.5.3	CV-RR	61
3.5.4	A-State	62
3.6	考察	63
	参考文献	64
第 4 章	心拍変動からみた騒音環境下における音楽呈示効果	66
4.1	緒言	66
4.2	実験方法	68
4.2.1	対象者	68
4.2.2	内省報告	68
4.2.3	実験装置とその配置	68
4.2.4	刺激呈示方法	69

4.2.5 統計処理	71
4.3 結果	71
4.3.1 内省報告結果	71
4.3.2 LF/HF	72
4.3.3 L/T	73
4.3.4 CV-RR	74
4.4 考察	75
参考文献	77
第 5 章 結論	78
謝辞	82

第1章 序論

1.1 緒言

近年、MRI 装置は多くの医療機関にも普及し、幅広い診療科で活用されるようになってきている。MRI 装置は、核磁気共鳴現象を利用して体内の水や脂肪に含まれるプロトンの分布を画像化する装置で、傾斜磁場コイルの電流をスイッチングさせるため強い MRI 騒音が発生する。この騒音の強度は、撮像法や分解能によっても異なるが、中には 100dB(A)を超える場合もあり（武藤・八木, 2004）、被検者や診療放射線技師などの医療スタッフのストレスとなっていることが指摘されている（山根・近藤, 2010）。また、中井・山口・村中・土橋・山田（2012）は MRI の安全性に関する大規模調査で得られたデータ（N=974）のうち、MRI 騒音による聴覚障害訴え事例（PATC）の回答は 11.4%（N=109）であったと報告している。さらに、聴覚障害訴え事例を回答した施設のうち 4 例で一定の症状が残ったと報告している。このような結果から、中井・山口・村中・土橋・山田（2012）は、MRI 検査は潜在的に聴覚機能に対するリスク因子と認識すべきであろうと言及している。近年の MRI 装置は、fMRI や拡散強調画像を得るためにグラディエントエコー型 EPI 法やスピンエコー型 EPI 法などが採用されて精細かつ高コントラストの画像を得られるようになってきているが、1.5T（テスラ）や 3T の強い磁場が用いられるようになるとともに、MRI 騒音もさらに大きくなっている。強い MRI 騒音を回避する試みも一部では試みられているものの、未だ MRI 騒音によるストレスを感じない程度まで低減するには至ってはならず、更なる MRI 騒音対策が強く求められている。そこで、我々は、fMRI を用いて MRI 騒音環境下での脳機能状態を評価して、被験者へのストレスがより少ない条件を検討した。

また、人が精神的ストレスを受けると、内分泌系や自律神経系に変調を来すことから、これらを計測することによってストレスを解析する研究が多くなされてきている（尾仲, 2005；南谷, 1997；豊・山口・萩原, 2007）。そこで、本研究では、MRI 騒音環境下で比較的計測が容易な指尖脈波計測による心拍変動解析を行って、ストレス評価を行った。

そこで、第 1 章では、最初にストレスをめぐる諸問題について論述し、次にストレスサーが脳機能にどのように影響を与えているのかについて視床下部と扁桃体の機能的役割を述べる。また、自律神経の機能的役割、ストレスの伝達経路についても述べ、最後に本論文の目的と構成について述べる。

1.2 ストレスをめぐる諸問題

1.2.1 情報化社会とストレス

現代の日本は情報化社会と言われており、私たちは様々なメディアを介して情報を得ている。不特定多数に向けて情報発信するテレビや新聞などに代表されるマスメディアのみならず、近年の携帯電話、インターネットなどのパーソナルメディア普及にともない、情報入手やコミュニケーションの手段も多様化してきている。その結果、“いつでも”、“どこでも”情報検索や発信が可能となり、それらが日々の生活において幅広く活用されるようになってきていることも報告されている。例えば、2009年に実施された20歳から59歳の男女800名に行ったアンケート調査（宮木, 2010）で、「パソコンでメールをやりとり」しているのは20歳代が33.3%、30歳代が36.6%、40歳代が36.9%、50歳代が30.6%であるのに対して、「携帯電話でメールをやりとり」しているのは20歳代が86.1%、30歳代が82.0%、40歳代が66.6%、50歳代が63.6%と、いずれの年代においても携帯電話を介したメールの比率が高く、とりわけ、20歳代から30歳代の若手ではその傾向が顕著であった。さらに「メール」利用を男女で比べると、パソコンを利用しているのは男性が41.6%、女性が27.2%と男性の利用比率が高いのに対して、携帯電話を利用したメールは男性67.5%、女性81.0%であり、メール送受の際の使用メディアの違いが注目される。一方、通話に利用するメディアについて見てみると、「家の固定電話」利用は20歳代 20.0%、30歳代 38.1%、40歳代 43.1%、50歳代 58.3%と年齢が長ずるにつれて利用割合が増加する。これに対して「携帯電話」利用は、20歳代 60.0%、30歳代 56.0%、40歳代 46.1%、50歳代 56.0%といずれの年代とも比較的高い割合となっており、とりわけ20歳代での利用が多いことを読み取ることができる。また、通話利用メディアを男女で比較すると、携帯電話利用では男性（58.3%）が女性（50.6%）より高いのに対して、家の固定電話利用は男性（32.1%）より女性（48.1%）が高かった。もちろんその人の行動範囲や就業職種、就学形態状態などによりメールのやりとりや通話の仕方は左右されるであろうが、他の人との情報のやりとりがかなりの程度、携帯電話に依存していることが伺える。

これまで述べてきた通話やメールの実態は、現在の情報化社会の一端を反映したものであるが、現代は、情報が国を越えて拡散し、その速度や程度、さらに拡がる情報量は益々増大してきており、それに伴い、新たな問題も生じている。例えば、多数の情報が混在しているため、個人が情報の価値を見極めなければ適切な判断ができなくなる懸念が強まり、有用な情報に辿りつくことができなくなる事態も生じている。それゆえ、各メディアの本質を理解して適切に利用するメディアリテラシーを身につけることが強く求められている。また、会社や行政機関などでは様々なネットワークが構築されていて、いろいろな社会機能が組み込まれているため、そのシステムへ外部から不正アクセスされ、社会機能の特定部分が作動しなくなる危険性も指摘されている（滝田・大賀, 1985）。さらに、ネットワー

クを介して個人情報本人の知らない間に不当に利用されたり、プライバシーが侵害されることも最近ではしばしば露見している。

このような情報化社会の問題が深刻化するにつれ、テクノストレスのような現代社会特有のストレスも生じている。テクノストレスは社会の情報化とともに提起された新たなストレス概念であり、コンピュータ作業に従事する人に共通してみられる兆候として、クレイグ・ブロード（1984）により提唱された。最近ではコンピュータ作業従事者のみならず、テクノストレスはインターネットを利用している一般の人々にも見られる現象にもなっている。とりわけ、若者を中心にインターネット等に没頭する人も増え、一部には、インターネットにはまりこんでそこから離れられないインターネット依存症（中毒）も見られるようになってきている（江副，2006）。

それでは、人々は生活の中でどの程度ストレスを感じているのであろうか。内閣府による全国の15歳以上80歳未満の男女4,163名を対象とした「国民生活選好度調査(幸福度の調査)」(2008)では、日頃、ストレスを「感じる」と回答した人は40歳代が69.1%で最も高く、次いで30歳代が66.5%、20歳代が64.1%、50歳代が61.0%、10歳代が52.0%と、半数以上がストレスを感じていることが指摘されている。また、ストレスとして感じる要因としては「収入や家計に関すること」39.9%、「仕事や勉強」38.3%、「職場や学校における人間関係」34.4%、「自分の健康状態」28.3%、「家族関係」21.8%、「家族の健康状態」15.3%、「家事」10.4%、「子どもの教育」9.3%、「子育て」9.1%、「高齢者や病人の介護」9.1%、「親戚付き合い」8.1%、「近所付き合い」7.6%、「通勤・通学」6.4%などとなり、ストレスをもたらす要因は多岐にわたることが伺える。このような諸要因にテクノストレスがどのように関わっているのかは、この調査では言及されていないが、前述の諸要因の背景にテクノストレスが関与していることも十分予想される。

1.2.2 ストレスについての先行知見

高度情報化社会である現代社会において、ストレスは社会問題になっている。しかし、ストレスに関与する要因は複雑であり、何がストレスとして作用するのかについては曖昧な部分が多い。

ストレスとは、元々物理学、機械工学の分野で使われていた専門用語であり、「ある物体に外から力が加わったときに生じる物体の歪」という意味で使用されていた。物理、機械工学の分野で使われていたこのストレスという用語を初めて生理学の分野で使用したのはCannon(1935)である。彼は、「2種類の自律神経系統が互いに調和を保って身体の安定性を支えている」ことを示すと同時に、ストレスが加わると「生体の恒常性(ホメオスタシス)が崩れ、その結果生じる生物学的反応がストレス反応である」と論じている。

その後、Selye(1936)は、ストレスを「外界からのあらゆる刺激に対する生体の非特異的な反応」と定義し、ストレスとなる刺激の種類によらず非特異的に全身に起こる反応であ

ることを指摘し、この非特異的な反応が環境変化に対する生体の防衛反応として短期的には適応的に働いていることを見出した。さらに、Selye(1936) は、ストレッサーを受けてからの時間経過をストレス適応の状態にもとづいて 3 つの時期に分けている。すなわち、受けたストレスに反応して体が警告サインを発する警告期には、疲れる、何となく体調が悪い、血圧が上がるあるいは下がる、肩がこる、いらいらする、ミスが増えるといった症状をきたす。更に、ストレスが持続すると、ストレスに対する抵抗や反発が起こる抵抗期に移行し、この時期には心臓や胃の異常、血糖値の上昇といった身体症状が生じる。そして、病気に移行する疲弊期には、うつ病など心の病的症状を呈するに至る。

一方、Lazarus (1966) は、ストレス概念を「個人の資源を超え、心身の健康を脅かすものとして評価された人間と環境とのある特定な関係」と定義している。彼の「ストレスの認知評価モデル」では、刺激が自分にとって脅威か否かがまず評価され、脅威と受けとめた場合は、それを処理するための能力を自分がどの程度保有しているかを評価し、保有する能力でその脅威を処理できないと判断した場合にストレスを感じることを提案している。

近年、様々な疫学的な調査によりストレスが多くの疾患の増悪因子になっていることが示されるようになってきている (尾仲, 2005)。例えば、慢性疲労に陥るメカニズムには就労をめぐる社会環境や生活習慣が大きく影響することが知られている。酒井ら (2011) は、労働者の働き方、生活習慣における疲労関連の危険因子を解析し、慢性疲労は疲労症状が増えるだけではなく、ストレスの関与が大きいことを示している。このように、ストレスはもともとあった症状をさらに悪化させる要因にもなりうることが明らかにされている。

恐怖刺激や痛み刺激により反応が生じる神経系の一部である延髄ノルアドレナリン/PrRP ニューロン系は活性化されるが、ストレス反応生成の背景にはこれらの神経系活性化が関与している可能性が指摘されている (尾仲, 2005)。また、過度のストレスが長期間にわたると、自律神経系や副腎皮質ホルモンなど内分泌系の変調とともに、認知・判断も影響を受けるに至るなど、ストレス生成メカニズムもかなり分かっている (尾仲, 2005)。

1.2.3 ストレス刺激とストレス反応

長期にわたる過度なストレス状態は、自律神経系や内分泌系をも変調させて病的状態に至ることもある。そもそもストレス状態をきたす要因は様々であるが、それらは総称してストレス刺激 (ストレッサー) と呼ばれている。我々は、日頃から様々なストレッサーにさらされているが、そのうち内的ストレッサーとなるのは緊張、怒り、不安、悩みなどの心理的・情緒的要因と疲労、不眠、健康障害などの生理・身体的要因である。これらはいずれも個々の人の心身の状態に関わっていて、一過性の事象から比較的慢性の状態まで多様である。また、これらの内的ストレッサーは、寒暖・騒音などの物理的要因や経済状況・人間関係などの社会的要因のような外的ストレッサーによっても駆動され、それらは重層的な関係にあると言えよう。しかも、これらの外的事象が起こっても大半は看過されるが、

事象の程度や持続時間、さらにはそれを受け取る個人の状態によってはストレスラーとして作用することもありうる。

ストレスラーが加わると、心理面、行動面、身体面などに変化が生じることがあるが、それらは総称してストレス反応と呼ばれている（厚生労働省，2007）。例えば、心理面のストレス反応としては、活気や興味関心が低下したり、イライラ感や不安感がつのったりする。そのような症状は行動面にも影響を及ぼし、仕事上のミス、事故、ヒヤリハットを招いたり、飲酒や喫煙が増えることに繋がることもある。さらに、ストレスラーが加えられると身体面でもストレス反応が認められることがあり、頭痛・腰痛・胃痛などの痛み症状の顕在化、肩こり・目の疲れ・動悸・息切れ・食欲低下などの心身症状、さらには便秘・下痢・不眠など日常生活の変調など、ストレス反応が表面化することもある。このようにストレスラー付加によりもたらされるストレス反応は多面的であり、しかも相互反応が一定程度連関している点に特徴があると言えよう。さらに、同一刺激が加えられても個人によってその受け止め方は異なるため、ある人にはそれがストレスラーとなってストレス反応が生じるが、別の人にとっては単なる刺激に留まるなど、個人やその時の状態依存的であるのがもう一つの特徴と言えよう。

1.2.4 生活環境とストレス

日々の生活において、私たちの身の周りの環境にはストレスラーとなりうる様々な刺激が満ち溢れている。それは、さながら刺激の洪水の中を泳いでいる状態とも言えよう。それだけに、ストレス検討の際には生活環境という視点が重要になる。生活環境由来のストレスラーは多岐にわたるが、それらには人が生きるための基本要件に関わるものも多く含まれている。例えば、生存に不可欠な大気の高濃度の有害化学物質が含まれる環境下では、咳き込んだり息苦しくなる。さらにそのような状態が長期間続くと、喘息症状が生じたり呼吸器系疾患をきたすことも報告されている。また、強い騒音に長期間暴露されると高血圧になるリスクが高まり、64dB以上の騒音環境への長期間暴露が心循環器系に影響することも報告され（世界保健機関，1999）、生活環境における騒音は生理的機能に急性的な変化をもたらすのみならず、慢性的な影響をも及ぼすに至ることを裏付けたものとして注目される。

これ以外にも生活環境において、振動、室温、湿度、悪臭などストレスラーとなりうる事象は様々存在しているが、それらがストレスとして作用するメカニズムは未だ解明されていないものも多い。

1.2.5 医療とストレス

環境騒音は、病院などの医療機関でも問題になる（世界保健機関，1999）。医療機関には、不特定多数の患者や関係者が来所する他、医師、看護師、検査技師など様々な職種の職員

が業務に従事しており、医療機関という特定環境ならではのストレスも存在する。

(1) 医療環境におけるストレス

医療機関において患者がストレスと受け止める事態やイベントについて、山崎ら(1988)は下記の項目に類型している。

- ① 病気の予後に関するもの
- ② 病気の本態が明らかにされることに関するもの
- ③ 病気そのものによる苦痛から派生するもの
- ④ 病気による生活の支障に関するもの
- ⑤ 医療者との人間関係に関するもの
- ⑥ 医療内容の理解に関するもの
- ⑦ 担当医の移動など医療構造に関するもの

このうち、①～③は、その人の病気本態や予後など病気そのものに由来する事項と言えよう。また、病気や治療から派生する④～⑦の該当事項がストレスとなりえる事にも留意すべきであろう。

また、医療機関では治療を目的とする様々な手術や検査が行われている。その際、患者の痛みや苦痛を極力軽減する努力や工夫がなされてはいるものの、手術や検査が患者にとって大きなストレスになるのが避けられないこともしばしばある。また、検査の際の閉鎖環境での強い行動制約や随伴する強い騒音環境なども、ストレスとなりうる。

(2) MRI 計測時の騒音環境とストレス

近年、MRI 装置は多くの医療機関にも普及し、幅広い診療科で活用されるようになってきている。MRI 装置は、核磁気共鳴現象を利用して体内の水や脂肪に含まれるプロトンの分布を画像化する装置で、傾斜磁場コイルの電流をスイッチングさせるため強い MRI 騒音が発生する。この騒音の強度は、撮像法や分解能によっても異なるが、中には 100dB を超える場合もあり、被検査者のみならず検査技師などの医療スタッフのストレスとなることが指摘されている(武藤ほか, 2004 ; 山根ほか, 2010)。近年の MRI 装置では、fMRI や拡散強調画像を得るためにグラディエントエコー型 EPI 法やスピンエコー型 EPI 法などが採用されて精細かつ高コントラストの画像を得られるようになってきているが、1.5T(テスラ)や 3T の強い磁場が用いられるようになるとともに、MRI 騒音もさらに大きくなっている。強度の MRI 騒音を回避する試みも一部では試みられているものの、未だ MRI 騒音によるストレスを感じない程度まで低減するには至ってはならず、更なる MRI 騒音対策が強く求められている。

MRI 騒音による聴覚障害訴え事例 (PATC ; Potential acoustic trauma cases) が、MRI 装置を保有する 974 施設の内 11.4% で発生していることも報告されており (中井ほか, 2012)、

MRI 騒音が聴覚機能への潜在的リスク因子であることも判明している。

1.3 視床下部と扁桃体の機能的役割

ストレス反応が形成されるまでの視床下部と扁桃体の機能的役割について、西条・堀・小野（2005）は次のように述べている。

「ストレッサーの種類により視床下部への情報伝達経路は異なっている(図 1.1)。一つは身体的ストレッサーと呼ばれ、下位脳幹を介して直接視床下部に情報が伝達される。もう一つは高次処理依存的ストレッサーと呼ばれ、それ自体は生体の恒常性に直接的な影響を与えないが将来的に影響があることを予告するストレッサーである。高次処理依存的ストレッサーは高度な情報処理が必要とされるため、まず大脳皮質や大脳辺縁系で情報が処理され、その処理結果が視床下部に伝達される。大脳辺縁系、特に扁桃体は感覚情報の生物学的価値評価に関与し、高次処理依存的ストレッサーに対するストレス反応形成に重要な役割を果たしている。」

視床下部と扁桃体はストレス反応形成にそれぞれの役割があり、互いに関連していることが伺える。とりわけ、扁桃体はストレッサーが生体に好ましいか否かを判断する生物学的価値評価を行う重要な部位であり、ストレッサーが生体に及ぼす影響をみるためには扁桃体を避けて通ることはできない。それゆえ、本研究ではストレッサーとなる MRI 騒音が生体に及ぼす影響をみるため fMRI 計測に発生する MRI 騒音が扁桃体活動にどのように影響を与えているのかをみることにした。このような扁桃体は脳内の大脳辺縁系に含まれ、両側にあり海馬とも近接している(図 1.2) (川村, 2007)。

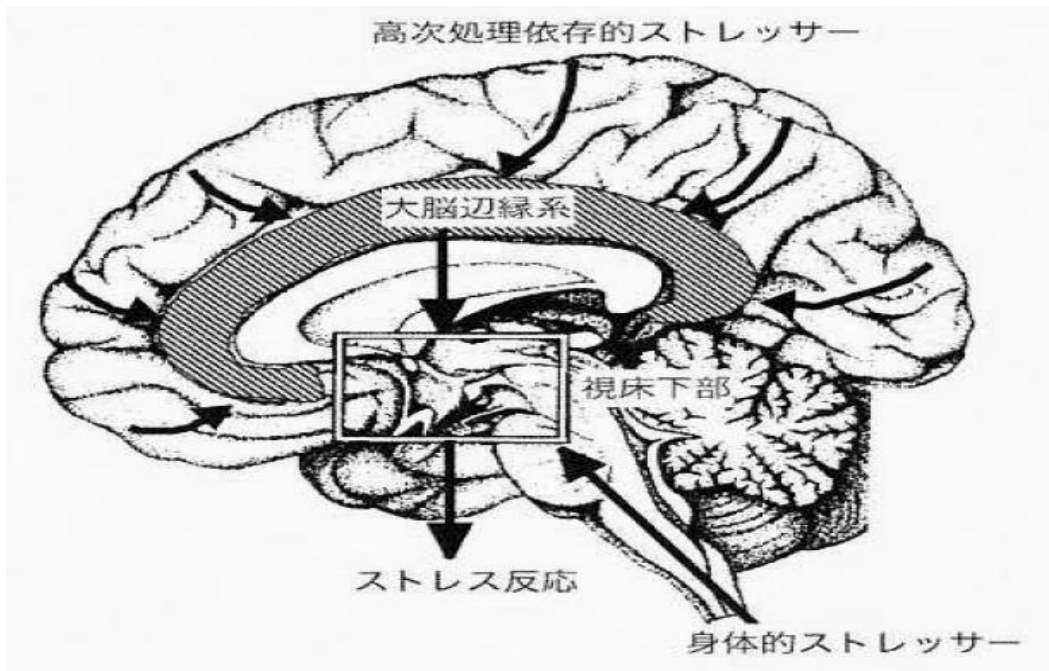


図 1.1 ストレス反応の形成経路 (西条ら, 2005)

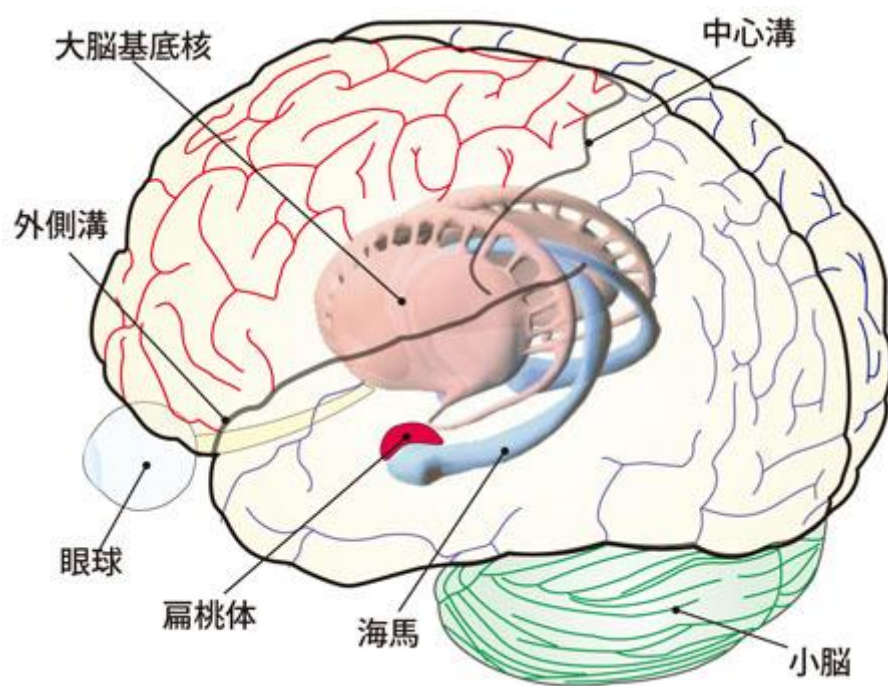


図 1.2 脳内における扁桃体 (川村, 2007)

1.4 自律神経の機能的役割

1.4.1 交感神経と副交感神経

自律神経について以下に述べる。

自律神経は、体の内外からの刺激に反応して、生命を維持するためのさまざまな働きを制御する役割を持っている。自律神経には、何らかの刺激に応じて身体機能を働かせる指令を出す「交感神経」と身体機能を元の穏やかな状態に戻そうとする「副交感神経」がある。2つの自律神経は1つの器官に関して相反する働きを持っていて、必要に応じてどちらかの働きを強め、臓器や器官を自動的に調整しバランスを保っている(Cannon, 1935)。

このように、自律神経は生命を維持するために重要な役割を担っていると言える。

1.4.2 ストレスの伝達経路

ストレスの伝達経路について、六反(1997)はブロック図(図 1.3)を作成し、次のように述べている。

「ストレスは、まず大脳皮質で捉えられ、大脳新皮質から刺激の種類に応じて神経伝達物質が分泌される。神経伝達物質を受け取った視床下部からは副腎皮質刺激ホルモン放出ホルモン(CRH : Corticotropin Releasing Hormone)が分泌される。その後、脳下垂体を経る経路と自律神経を経る経路に分かれる。脳下垂体を経る経路では、視床下部からの CRH に促され、脳下垂体の部分から副腎皮質刺激ホルモン(ACTH : Adrenocorticotropic Hormone)と脳の神経細胞間の情報伝達を担う神経伝達物質の1つであるβ-エンドルフィンが分泌される。また、ACTHは副腎皮質という部分を刺激して、コルチゾールの分泌を促進している。コルチゾールは代謝活動や免疫を活性化させる役割を担っている。一方、自律神経が活動する経路では、視床下部からの CRH に促され、交感神経からノルアドレナリンが分泌される。この刺激を受け副腎髄質からは、アドレナリンとノルアドレナリンが分泌される。アドレナリンは体の各器官に血圧の上昇や心拍数の増加などの働きを促す役割を担っている。」

このように、脳下垂体が活動する経路ではコルチゾールの分泌を促進させ、自律神経が活動する経路ではアドレナリンの分泌を促進させることによって、ストレスから生体を防御するための重要な働きを両経路が行っていると言える。

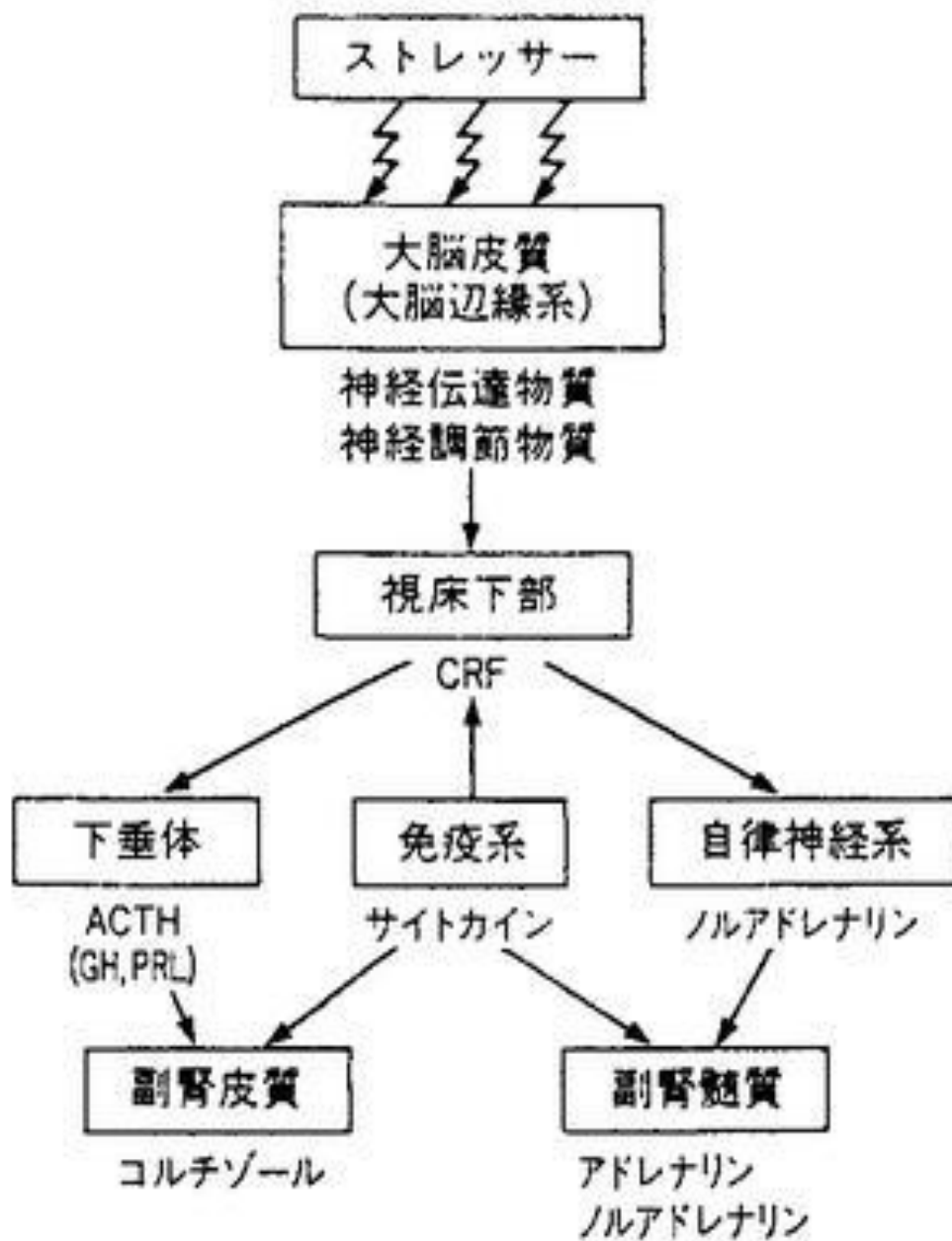


図 1.3 ストレスの伝達経路 (六反, 1997)

1.5 本論文の目的と構成

1.5.1 本論文の目的

MRI 計測時には被検査者のストレスを軽減させるため、通常、ヘッドフォンを介して音楽が呈示される。しかし、ヘッドフォンの遮音が不十分だと音楽に騒音が重畳するため、被検査者は音楽をむしろ不快に感じてストレス感が増大し、逆効果になってしまうことも懸念される。とりわけ音に敏感な人や幼児などでは計測自体が困難にもなることもあり、MRI 検査での騒音回避とストレス軽減には更なる工夫が求められている。

そこで、本研究では、騒音が著しい MRI 計測環境下で使用されるヘッドフォンの遮音特性に注目して音楽呈示時の fMRI を計測し、MRI 騒音がストレスとなる徴候を扁桃体レベルで突き止めることを目的とした。

しかし、MRI 計測には多大な時間と経費が必要であって、もっと簡便に MRI 騒音が生体に及ぼす影響を評価するために、比較的計測が容易な指尖脈波計測を行って心拍変動の面からもストレス評価を試みることにした。

また、心拍変動に関する周波数領域と時間領域における諸指標は、いずれも自律神経系の活動を定量的に評価する方法として用いられているが、それぞれの指標が捉える機能的側面はやや異なっているため、目的に応じてこれらの諸指標を使い分けることが必要である。そこで、本論文は、MRI 計測時の扁桃体機能を検討した時と同じブロックデザインを用いて、騒音環境下での遮音特性の異なるヘッドフォンを介した音楽呈示時の脈波を計測し、それから得られる心拍の変動を L/T と CV-RR で評価することにより、MRI 騒音が生体に及ぼすストレスの影響を自律神経活動からも検討することを目的とした。

1.5.2 本論文の構成

本論文の主たる構成を図 1.4 に示す。本論文は全 5 章から構成され、各章では以下のような内容について述べられている。

第 1 章は序論で、本研究を行うにあたっての「ストレスをめぐる諸問題」と「視床下部と扁桃体の機能的役割」、「自律神経の機能的役割」などについて言及した上で本論文の目的を述べた。

第 2 章では、「異なる遮音特性のヘッドフォンを介した音楽呈示に伴う脳賦活状態の検討」と題し、医療機関における fMRI 騒音下で音楽を呈示する際に、非磁性体ヘッドフォンの遮音効果が -15dB の場合と -25dB の場合での fMRI を計測し、騒音環境下での音楽呈示に伴う扁桃体の賦活状態からストレスを評価した。

第 3 章では、「騒音由来のストレス評価の試み」と題し、fMRI 騒音由来のストレス評価を脈波計測と心理的ストレス反応にもとづいて検討し、騒音がストレスとなっている実態を一定程度捉えられたことについて述べた。

第 4 章では、「心拍変動からみた騒音環境下における音楽呈示効果」と題し、fMRI 騒音環境下で遮音特性が異なる 2 種類のヘッドフォン を介して音楽を呈示した際の脈波を計測し、騒音と音楽の競合によりもたらされるストレスを心拍変動の面から検討した。

第 5 章は結論で、本研究で得られた成果と今後の課題について総括した。

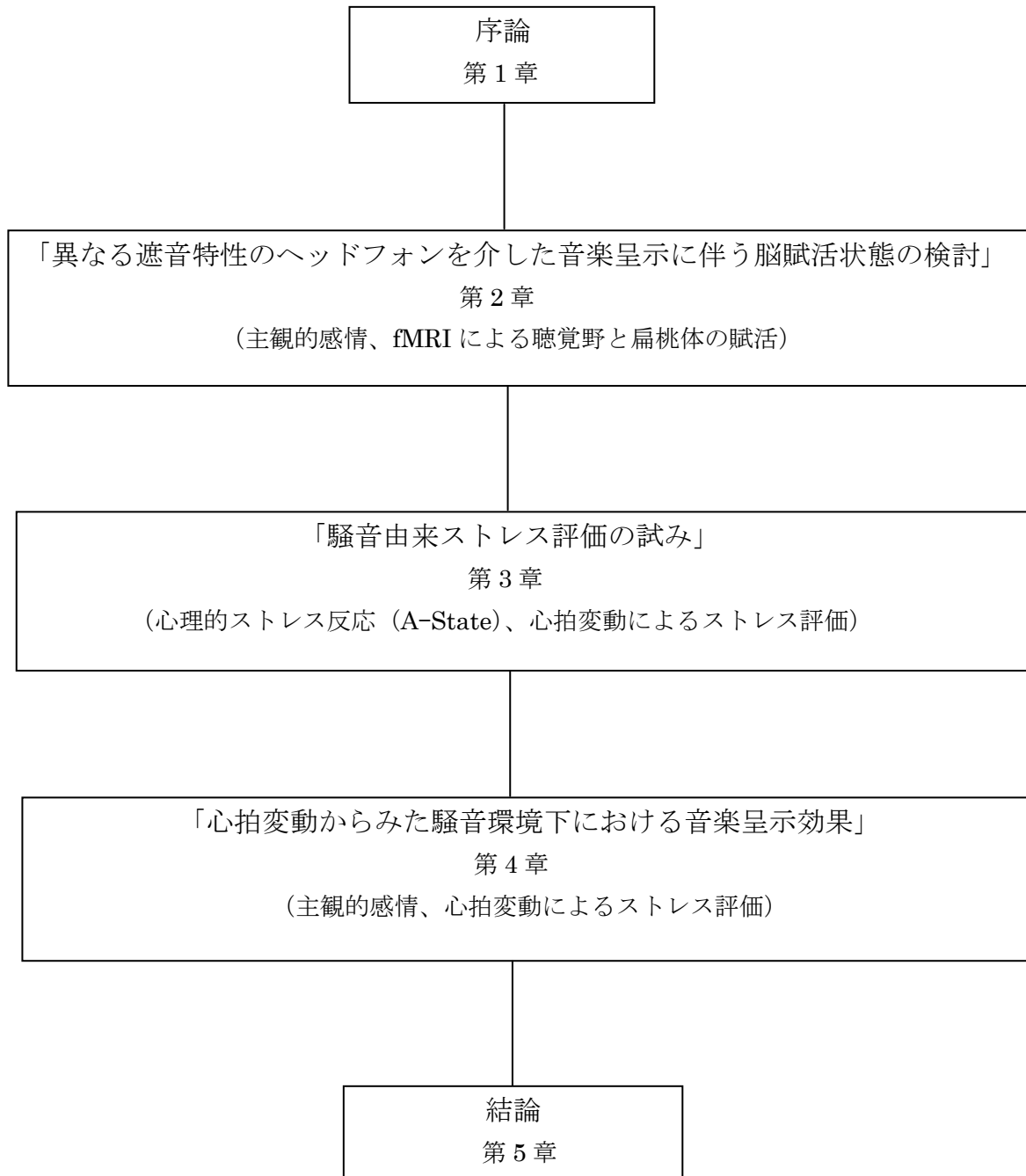


図 1.4 本論文の構成

参考文献

- 江副智子(2006) IT 社会におけるテクノストレスに関する認知科学的研究。
日産科学振興財団. 研究助成報告書. pp.1-4
- Cannon WB. (1935) Stress and strains of homeostasis. *The American Journal of the Medical Science*,
Vol.189, pp.13-14
- 豊福史, 山口和彦, 萩原啓(2007) 心電図RR間隔のローレンツプロットによる副交感神経活
動の簡易推定法の開発. 人間工学 Vol.43, No.4, pp.185-192
- クレイグ・ブロード(池央耿, 高見浩訳) (1984) テクノストレス. 新潮社.
- 厚生労働省(2007) 労働者健康状況調査.
- 川村光毅(2007) 扁桃体の構成と機能. 臨床精神医学 Vol.36, No.7, pp.817-828
- Lazarus RS. (1966) *Psychological stress and the coping process*. McGraw-Hill, New York.
- 宮木由貴子(2010) 現代のメディア利用とコミュニケーション –「降ってくる情報」から「採
りに行く情報」へー. ライフデザインレポート, Vol.194, pp.36-43
- 南谷晴之(1997) ストレスを計る. 電子情報通信学会誌 Vol.80, No.7, pp.754-757
- 内閣府(2008) 国民生活選好度調査.
- 中井敏晴・山口さち子・村中博幸・土橋俊男・山田直明(2012) MR の騒音による聴覚障害訴
え事例 (PATC) の発生に関連する因子の検討. 第 40 回日本磁気共鳴医学会大会講演
抄録集, pp.305.
- 西条寿夫・堀悦郎・小野武年(2005) ストレス反応の身体表出における大脳辺縁系一視床
下部の役割. 日薬理誌. Vol.126, pp.184-188
- 尾仲達史(2005) ストレス反応とその脳内機構. 日本薬理学会誌, Vol.126, pp.170-173
- 六反一仁(1997) いわゆるストレス. 標準分子医化学, 医学書院, pp.882-885
- 酒井一博(2011) 労働者の慢性疲労に関する疫学的調査. 厚生労働科学研究費補助金
(障害者対策総合研究事業) (神経・筋疾患分野) 研究年度終了報告書,
pp.91-98
- Selye H. (1936) A syndrome produced by diverse nocuous agents. *Nature*, Vol. 138, pp.32
- 世界保健機関(1999) 環境騒音のガイドライン.
- 滝田誠一郎・大賀健(1985) 金融システムを支える高信頼化技術. 日立評論,
Vol.67, pp.533-538
- 山根悠・近藤和弘(2010) MRI 騒音のあるオペレーション室を想定した ANC ヘッドフォン
応用双方向会話システムとその了解度. 第 6 回情報処理学会東北支部研究会.
資料番号 10-6-B2-2.
- 山崎久美子・新名理恵・坂田成輝・矢富直美(1988) ストレス研究における社会心理学的ア

ブローチ (Ⅲ) -患者におけるストレスフル・イベントとコーピング-. ストレスと
人間科学, Vol.3, pp.76-77

第2章 異なる遮音特性のヘッドフォンを介した音楽呈示に伴う脳賦活状態の検討

2.1 緒言

近年の医療機器の進展により、いろいろな機能計測が可能となった。これらの機能計測検査中には、MRI など計測環境自体が患者にストレスになるような検査法もある。このような検査に伴うストレスは、患者に苦痛を与えるのみならず、その種類によっては検査結果にも影響を及ぼしかねず、ストレス負荷の軽減方策が強く望まれている。

近年、多くの医療機関で活用されるようになった MRI は、核磁気共鳴現象を利用して体内の水や脂肪に含まれるプロトンの分布を画像化する手法である。MRI 検査の際に、検査部位がおかれた静磁場をラジオ波の周波数(Radiofrequency pulse: RF)でパルス状に変化させて照射することにより、生じる核磁気共鳴信号を繰り返しサンプリングして画像化されるが、このとき、傾斜磁場を変化させるために、傾斜磁場コイルの電流をスイッチングさせる際に発生する電磁力により傾斜磁場コイルとその支持具に大きな力が生じて MRI 騒音が発生する。この騒音の強度は撮像法や分解能によって異なり 100dB を超える場合もあるなど、騒音が大きな支障となることが指摘されている(武藤・八木, 2005)。そのため、多くの医療機関では検査中に音楽を聴かせることでストレスを軽減させるよう工夫している。しかし、騒音環境の中で音楽を呈示した場合、被験者は快適と感じるよりむしろ不快になるとの報告もあり(住谷・尾崎・安久, 1997)、遮音が不十分であると、音楽呈示がむしろストレスを増大させてしまうことも懸念され、MRI 検査におけるストレス軽減には更なる工夫が求められている。ストレスに関係する脳機能部位は扁桃体などであると一般的に言われている。扁桃体は、感情生成に関する組織であることはよく知られて報告されているが、それら報告の多くは、不快な感情に伴う扁桃体賦活に言及したもので、快感情での扁桃体賦活に関する研究は少ない。しかし、最近、森岡・福永・田中・梅田・中越・成瀬・鈴木(2010)は、異なる顔の表情を視覚呈示した際の fMRI データにつづいて、扁桃体は、不快感情だけではなく、快感情を誘発する刺激によっても賦活されることから、扁桃体は、脅威信号にのみ特異的に応答するのではなくより汎用的役割を持つことを指摘している。さらに、森岡ら(2010)は、感情喚起プロセスにおける主観的な感情経験の生成には、より高次な処理にかかわる前頭前野内側部等が関与することも示唆し、扁桃体—前頭前野内側部を軸とした神経ネットワークモデルを提起している。

そこで、本研究では、日々検査を行っている医療機関の MRI 装置において、通常備え付けてある遮音効果が -15dB の非磁性体ヘッドフォンを介した音楽呈示条件と遮音効果が -25dB と優れているヘッドフォンを介した条件下で音楽を呈示して fMRI を計測し、MRI 装置の騒音環境条件での、扁桃体の賦活状態から、MRI 騒音がストレスとなる

徴候を扁桃体で突き止めることを目的とした。また、本実験においては、感情喚起プロセスに関する神経ネットワークと関連して、音楽呈示に伴う主観的感情処理の一種である快・不快が、扁桃体—前頭前野内側部における活動にいかなる影響を及ぼすのかについて検討を行った。

2.2 fMRI 撮像法

2.2.1 fMRI 撮像の手順

fMRI 撮像の手順は、被験者を MRI 装置にセッティングし、位置決め画像（ローカライズ）を通常は矢状断面で撮像する。次にあらかじめ準備したタスクで fMRI の撮像を行う。さらに、解剖画像として T1 強調のコントラストとなるパラメータで脳全体を薄いスライス厚で撮像する。これで撮像は終了となる。

fMRI 撮像の手順を簡単に図 2.1 に示す。

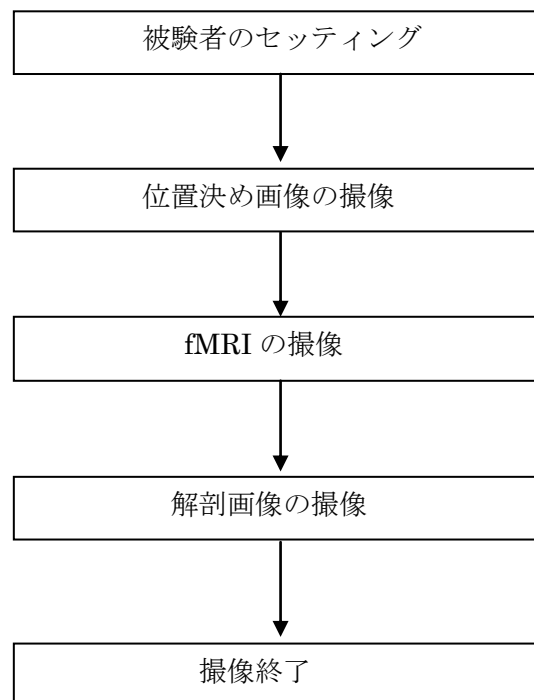


図 2.1 fMRI 撮像の手順

2.2.2 fMRI 撮像パラメータ

MRI の原理については、水素原子にエネルギーを与えて励起し、信号を収集する。この動作を何度も繰り返して得られたデータをフーリエ変換して画像化する。さらに、MRI 装置を利用して自由な角度の断層画像が得られる。このような画像を得るためには、撮像パラメータを設定する必要がある。そこで、fMRI 撮像パラメータに関する内容を表 2.1 に、MRI 画像の構成を図 2.2 に示す（月本・菊池・妹尾・安保・渡邊・米本, 2007）。

表 2.1 fMRI 撮像パラメータに関する内容（月本ら, 2007）

fMRI 撮像パラメータ	内容
1、撮像シーケンス グラディエントエコー（GRE ; gradient echo）型 EPI 法	撮像法の種類 fMRI の撮像で用いる。
2、エコータイム（TE ; echo time）	励起してから信号を収集するまでの時間（msec）
3、繰り返し時間（TR ; repetition time）	励起をしてから次の励起までの時間（msec）
4、フリップアングル（FA ; flip angle）	励起する角度（degree）
5、スライス厚（slice thickness）	切断する厚さ（mm）
6、スライスギャップ（slice gap）	隣り合う切断面との間隙
7、有効視野（field of view ; FOV）	断層像の撮影範囲（mm×mm）
8、撮像断面（slice plane）	撮像断面の方向
9、画素（pixel）	2 次元の画像を構成する最小の単位要素
10、マトリックス（matrix）数	画像の配列数（pixel×pixel）
11、加算回数（NEX ; number of excitation）	画像の測定回数

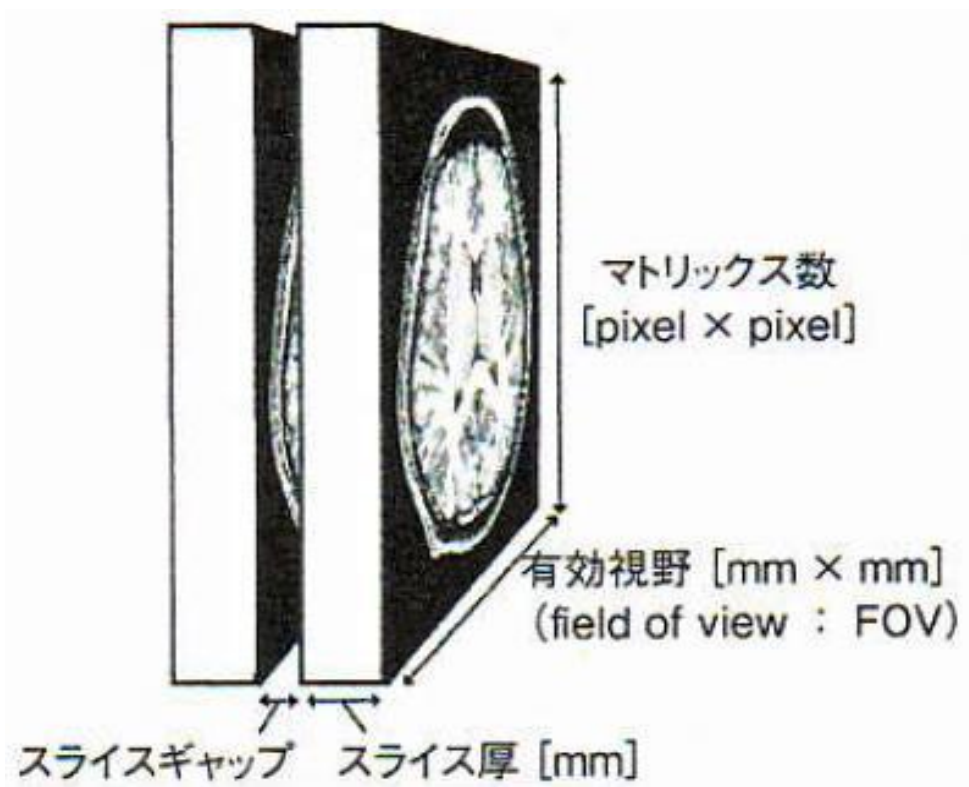


図 2.2 MRI 画像の構成 (月本ら, 2007)

2.2.3 SPM の理論

SPM(Statistical Parametric Mapping)を用いた脳機能画像解析では、実験課題の間で脳の特
定部位の活動が異なっている

かどうかを検定することが主な目的である。SPM の処理の流れを図 2.3 (Frackowiak,
Friston , Frith , 2004) に示す。

(1) 位置補正(realignment)

計測中の頭の動きによる雑音の除去を目的とした補正。

(2) 標準化(normalisation)

各被験者のデータを標準脳に合わせて、大きさと形を同じにして、同じ場所 (座標)
のボクセル同士が対応するようにする。

(3) 平滑化(smoothing)

雑音の多い fMRI データにガウスフィルターを適用する。

(4) 一般線形モデル(general linear model)

標準脳に変換した状態で、ボクセルの数は、
脳全体で数十万になる。この各ボクセルごとに fMRI データが得られる。この fMRI
データは時系列データである。各ボクセルごとに回帰分析などの各種の統計的処理
をおこなう。この処理をおこなう枠組みとして、一般線形モデルを用いる。各ボク
セルごとの回帰分析の結果に対して、検定を行い、有意差の出たボクセルを表示す
る。

(5) 統計的推論(statistical inference)

一般線形モデルに基づく回帰分析と検定は各ボクセルごとに行っているが、ボク
セルは集団であるので、その補正を行う。

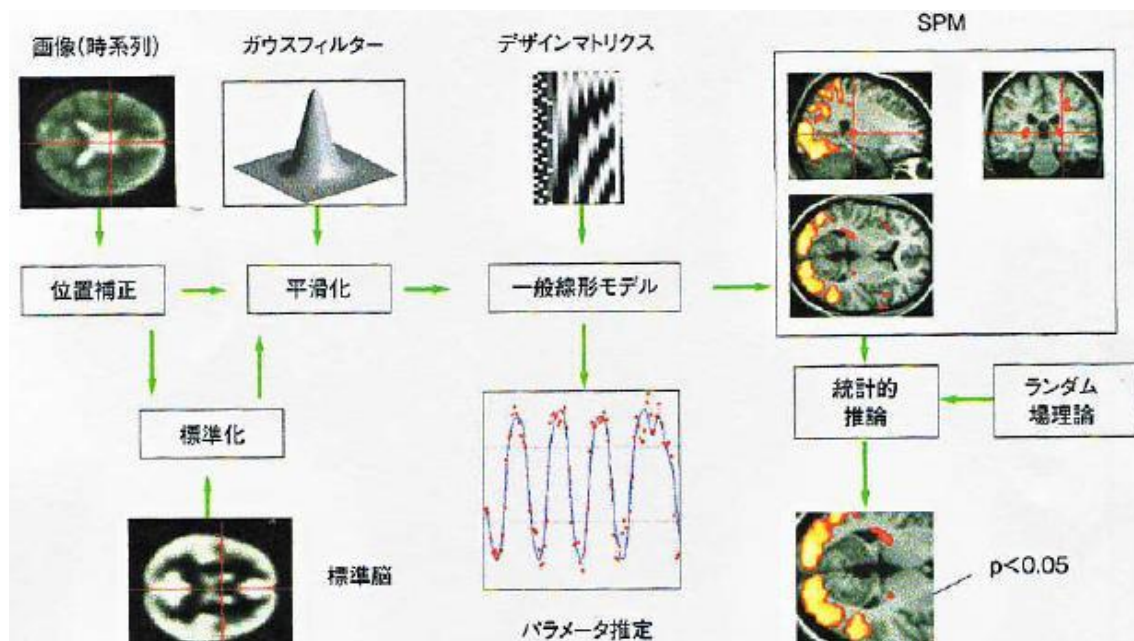


図 2.3 SPM 処理の流れ (Frackowiak, et al., 2004)

2.2.4 Brodmann's areas(BA)の領域分類

言語の機能局在や位置を表わす場合、BA(Brodmann's areas)、領域名、解剖学名が使用される。Brodmann は細胞構築学的に大脳半球を分け、領域ごとに番号を付している。

図 2.4、2.5 に領域番号を示す (Duvernoy, Bourguin, 1999)。

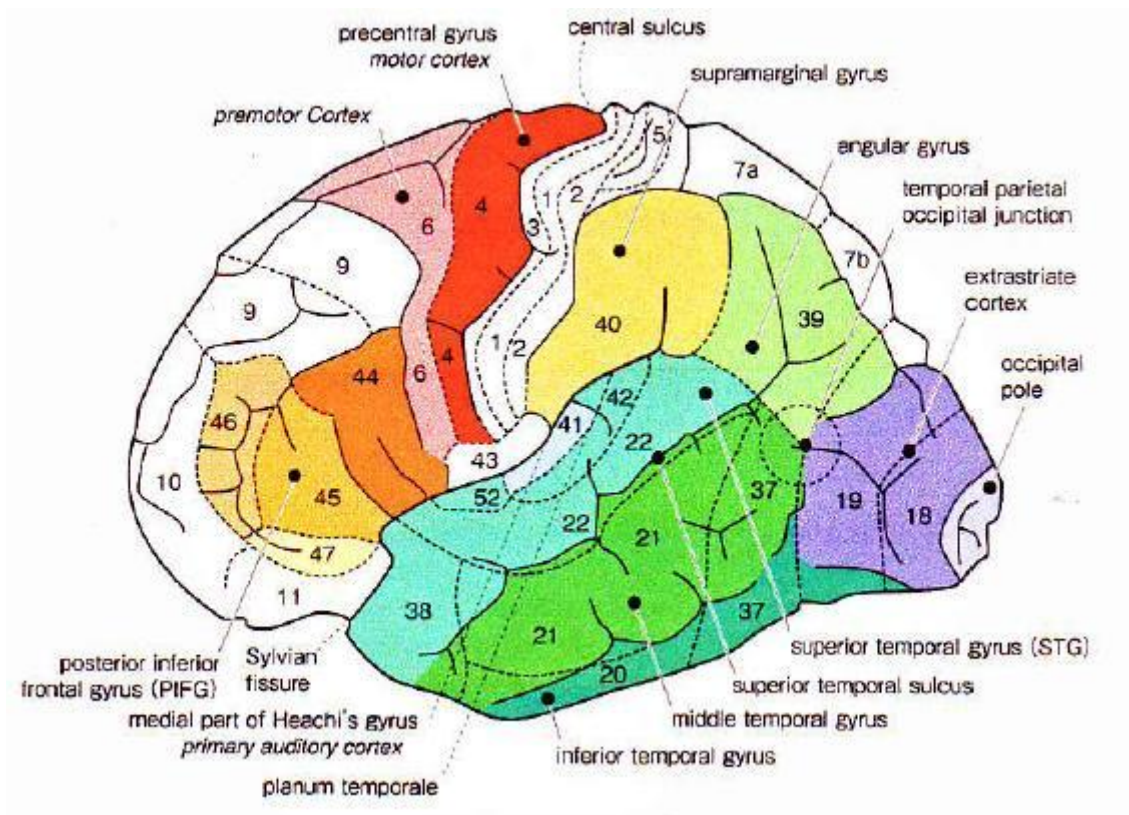


図 2.4 Brodmann's areas の領域分類 (左半球の側面像)
(Duvernoy, et al., 1999)

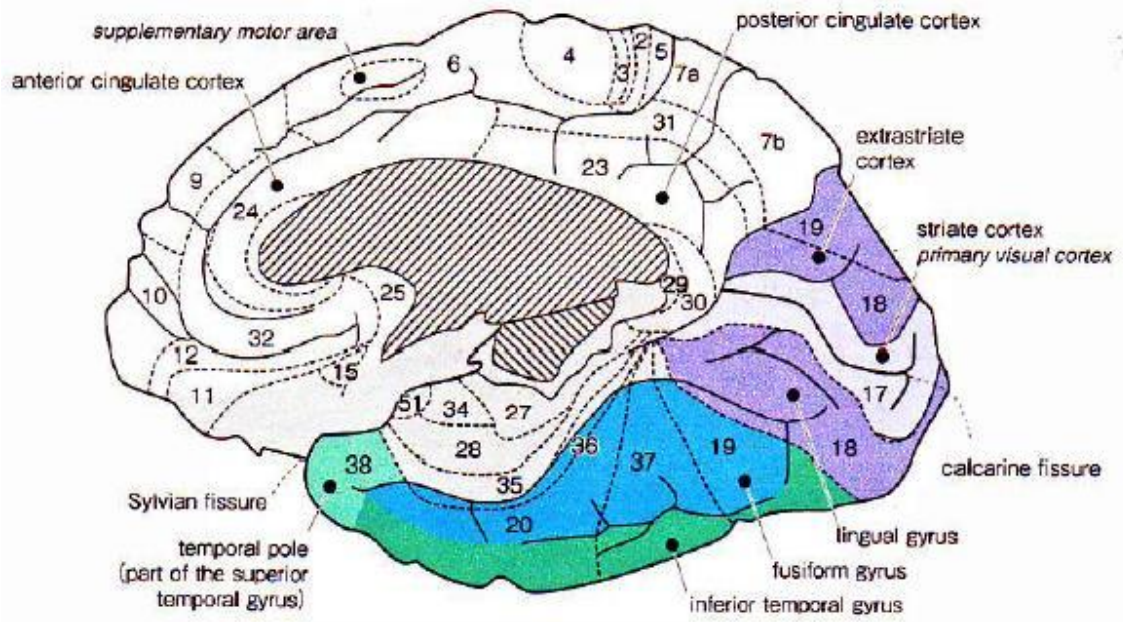


図 2.5 Brodmann's areas の領域分類 (右半球の内側矢状断像)
(Duvernoy, et al., 1999)

2.3 実験方法

2.3.1 対象者

実験には心身共に正常な健常者 10 名(男子 5 名, 女子 5 名, 平均年齢 27.15 歳) が参加した。また、実験に先立って、内容について参加者に説明し参加の同意書に署名をしてもらった。

なお、本研究は、総合病院水戸協同病院倫理委員会の承認を受けて実施された。

2.3.2 内省報告

MRI 計測後、2 種類の非磁性ヘッドフォンについて内省報告を求め、快、不快を評価してもらった。さらに、どのような点で快または不快であったのかについて自由記述を求めた。

2.3.3 刺激呈示方法

刺激呈示には、非磁性 A ヘッドフォン(AS-3000HK, 遮音効果-25dB) と B ヘッドフォン(MAGNETOM Symphony K2200, 遮音効果-15dB)の非磁性ヘッドフォンを用いた。これらのヘッドフォンを介して、CD から再生された協奏曲「四季」(ヴィヴァルディ作) を 40 秒間の Rest(40sec)を挟んで、40 秒間呈示する Task を 3 回実施するブロックデザインを用いた(図 2.6)。なお、音楽呈示の順序効果の影響を考慮して、A ヘッドフォンでの音楽呈示を先におこなう被験者と B ヘッドフォンでの音楽呈示を先におこなう被験者を各 5 名とし、カウンターバランスをとった。

なお、音楽呈示の際には CD プレーヤーを用いて CD を再生し、2 種類の非磁性ヘッドフォンへ呈示した。

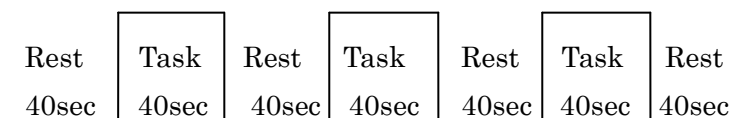


図 2.6 音楽呈示のブロックデザイン

2.3.4 MRI 装置

MRI 装置については、MRMAGNETOM Symphony Siemens 社製 1.5T を用いた(図 2.7)。



図 2.7 実際の実験装置

2.3.5 手続きと fMRI 計測条件

実験参加者に、fMRI 計測されている間は開眼し、装置内(図 2.7) で動かず眠らないよう教示した。なお、実験中に気分が悪くなったときは、いつでも実験を中止できることを告げ、エスケープボタンを持たせた後、装置内へ搬入した。また、MRI 操作室(図 2.8) よりテレビモニターにて装置内部状況を監視した。fMRI 計測条件による撮像は、まず T1 強調による 3D 解剖画像及び 2D 解剖画像を撮像した後、Gradient Echo 法 Single Shot EPI(TR=4.0sec, TE=55.24msec, FA=90degrees, 4mm×70slice, FOV=240mm, 256×256Matrix)にて全脳をカバーして機能画像を撮像した。



図 2.8 MRI 操作室

2.3.6 データ解析

SPM2(The Wellcome Department of Cognitive Neurology, London, UK; <http://www.fil.ion.ucl.ac.uk/spm>)を用い、個人解析および集団解析を実施した。個人解析では、頭部の動きの位置補正 **Realignment** 後に、画像間の位置補正 **Coregister** を行い、3D 画像の位置情報を 2D 画像に合わせた。その後、賦活部位を解剖学的参照点と適合させるため、各被験者の脳形状を標準脳 MNI(Montreal Neurological Institute)に適合するように変換(**Normalize**)した。最後に、**Realignment** や **Normalization** の処理によって生じた画像のノイズを取り除いたり、脳の個人差を緩和し、有意な賦活画像の統計処理につなげるため空間的平滑化(**Smoothing**)を行った。これらの前処理につづいて、デザインマトリックスを作成して、データを組み込み、各条件の重みである係数を推定後に、コントラストの作成と結果を表示した。

このように得られた個人データの母集団について統計的に検定し、変量効果による集団解析を行う。賦活の検定結果は「Statistics: p-values adjusted for search volume」で示され、有意差が認められた数値の示す voxel の X, Y, Z の座標値を求めて、Talairach Client Softに入力し、賦活された部位の表示を行った(Talairach, Tourroux, 1988)。

2.4 結果

2.4.1 内省報告結果

各被験者の内省報告では、B ヘッドフォンに比べ、A ヘッドフォンを用いた場合、音楽がはっきりとしていて聴きやすく、より快適との回答が多かった(表 2.2)。A ヘッドフォン、B ヘッドフォンによって、「快」とした回答と「不快」とした回答の比率に差異があるかを統計的な検定で確認するため、独立性の検定(χ^2 検定)を行った。表 2.2 において χ^2 検定をおこなった結果、5%水準で有意差があった ($\chi^2(1)=5.48, p<0.05$)。

表 2.2 内省報告結果

被験者	A ヘッドフォン	B ヘッドフォン
1 (女性)	快: 音楽がはっきり聞こえた気がする。	不快: 音楽がはっきり聞こえなかった。
2 (男性)	快: 聞き取りやすかった。	快、不快どちらでもない: あまり音が聞こえないので、不快というよりは眠たかった。
3 (女性)	快: 音楽の音は聞こえやすい。	快: 音楽の音は少し聞きにくい。機械の音の方が気になる。
4 (女性)	快: 知っている曲だったので良かったです。	快: 聞きずらかったです。
5 (男性)	不快: 音楽の音は聞こえやすい。	不快: かなり聞きとりにくかったです。
6 (男性)	快: ある程度音楽は、はっきりと聞こえるので気をまぎらわすには良い。	不快: 始めは、聞こえにくいというえ、暗い感じの音楽だったので、若干不安になった。その後、明るい音楽に変わったので少し気がまぎれた。
7 (女性)	快: 音楽が流れている間はずっと音が聴きとれていたのでは	不快: 騒音で音楽が聴きとれなくなったため
8 (女性)	快: 機械の音だけだとだんだん気持ちが不安定になっていく気がするが、音楽を聴くことで、気がそれて機械の音が気にならなくなる。	不快: 感想なし
9 (男性)	快: 音楽が聴けて、気がまぎれた。音楽が大きくなった。音楽に集中できたと思う。	快: 音楽が聴けて、気がまぎれた。圧迫感が多少気にならなくなった。
10 (男性)	快: 音楽も明瞭に聞こえ、楽であった。	不快: 低音部が聞き取りにくいところがあり、機械音が気になった。

2.4.2 fMRI データの分析結果

集団解析においては、voxel ごとの t 検定における有意水準を $p < 0.05$ に設定し、さらに有意な賦活を示すすべてのクラスター(voxel の集合)を表示するため、voxel extent での閾値を 0 に設定して検定を行なった。その結果有意に賦活した部位を、glass brain 上に示した(図 2.9, 図 2.10)。図中に示される賦活部位は、賦活の広がりを示している。また、各ヘッドフォンごとに有意に活動が増大した部位の解剖学的参照点とその t 値を表 2.3 から表 2.4 に示した。

まず A ヘッドフォン使用時では、図 2.9、および表 2.3 から、楔状部、舌状回、後頭回などの後頭一視覚領域、内側前頭回、下前頭回、上前頭回などの前頭前野内側部、また尾状核などの大脳基底核、上側頭回、中側頭回、島、視床などの部位、そして海馬傍回、帯状回、扁桃体などの辺縁系で有意な賦活が認められた。

次に B ヘッドフォン使用時では、図 2.10、および表 2.4 から、楔状部、舌状回などの後頭一視覚領域、内側前頭回、下前頭回などの前頭前野内側部、尾状核などの大脳基底核、上側頭回、中側頭回、島、視床などの部位、そして海馬傍回、帯状回、扁桃体などの辺縁系で有意な賦活が認められた。

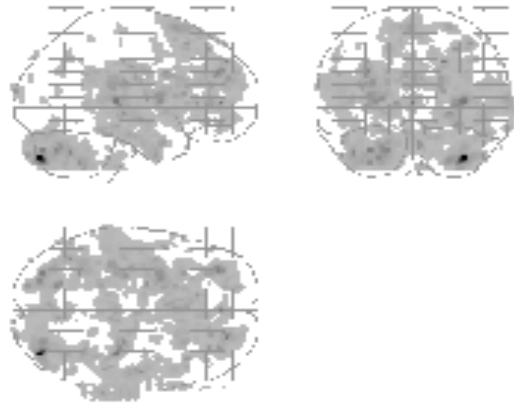


図 2.9 A ヘッドフォン使用における賦活部位 ($p < 0.05$, extent threshold=0)

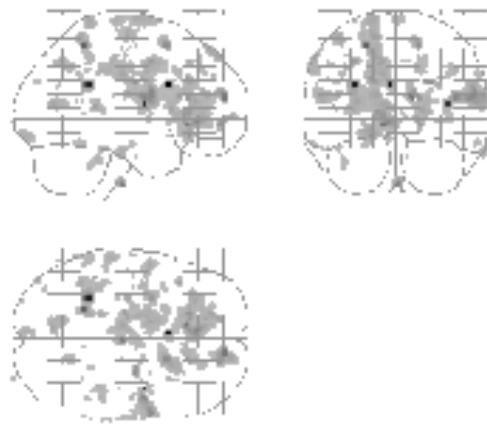


図 2.10 B ヘッドフォン使用における賦活部位 ($p < 0.05$, extent threshold=0)

表 2.3 A ヘッドフォン使用における賦活部位 ($p < 0.05$, extent threshold=0)

脳部位	L/R	BA	x	y	z	t
Insula	R	13	38	-40	18	5.14
Insula	L	13	-34	-42	24	5.36
Middle Temporal Gyrus	L	21	-60	-44	-4	2.55
Medial Frontal Gyrus	R	10	16	38	-12	7.49
Medial Frontal Gyrus	L	9	-12	34	30	4.49
Superior Temporal Gyrus	R	13	36	-28	6	19.26
Superior Temporal Gyrus	L	22	-42	-28	-6	6.75
Middle Occipital Gyrus	R	19	22	-98	14	9.68
Middle Occipital Gyrus	L	19	-28	-80	8	2.31
Parahippocampal Gyrus	R	30	18	-44	6	3.90
Parahippocampal Gyrus	L	30	-14	-32	-4	4.26
Cingulate Gyrus	R	32	20	14	34	4.27
Cingulate Gyrus	L	24	-14	0	36	2.85
Cuneus	R	18	4	-94	6	2.30
Cuneus	L	18	0	-98	16	3.63
Anterior Cingulate	R	32	20	32	14	3.17
Anterior Cingulate	L	32	-18	38	4	2.62
Inferior Frontal Gyrus	R	47	24	24	-8	5.35
Inferior Frontal Gyrus	L	9	-50	8	30	11.75
Superior Frontal Gyrus	L	10	-18	62	16	5.07
Caudate	R		38	-32	2	2.76
Caudate	L		-14	-32	20	5.39
Amygdala	R		24	-8	-10	2.37
Amygdala	L		-20	-2	-18	2.75
Thalamus	L		-12	-6	2	3.18
Lingual Gyrus	R		22	-72	4	2.86

Note. L/R=brain hemisphere, BA=Brodmann area, x y z =Talairach coordinates

表 2.4 B ヘッドフォン使用における賦活部位 ($p < 0.05$, extent threshold=0)

脳部位	L/R	BA	x	y	z	t
Insula	R	13	38	-4	12	16.60
Insula	L	13	-36	-22	22	2.74
Middle Temporal Gyrus	R	21	48	0	-38	6.18
Medial Frontal Gyrus	R	10	8	64	6	3.30
Superior Temporal Gyrus	R	22	68	-6	12	3.37
Superior Temporal Gyrus	L	22	-34	-50	22	3.91
Parahippocampal Gyrus	L	28	-22	-12	-16	2.43
Cingulate Gyrus	R	31	20	-44	28	2.32
Cingulate Gyrus	L	32	-18	4	40	2.28
Cuneus	L	30	-8	-70	12	4.33
Anterior Cingulate	R	32	16	28	16	5.98
Anterior Cingulate	L	24	-6	36	-2	7.64
Posterior Cingulate	L	30	-22	-54	14	2.32
Inferior Frontal Gyrus	L	47	-18	30	-12	3.40
Caudate	R		20	16	8	4.43
Amygdala	R		20	-2	-18	2.50
Amygdala	L		-28	-2	-10	3.46
Thalamus	R		20	-12	8	2.89
Lingual Gyrus	L		-6	-90	-12	3.58

Note. L/R=brain hemisphere, BA=Brodmann area, x y z =Talairach coordinates

2.4.3 聴覚野レベルでの賦活部位

A ヘッドフォンを用いて音楽が呈示された場合は、聴覚領域のみならず側頭領域から前頭領域の広い範囲が賦活されていたが、聴覚領域左右はともに賦活されていた(図 2.11, 右段)。一方、B ヘッドフォンを用いて音楽が呈示された場合は、左右の聴覚領域と前頭領域の一部が賦活されていた(図 2.11, 左段)。

よって、両ヘッドフォン使用時における聴覚野レベルでの賦活は、左右ともに聴覚領域が賦活されている。しかし、A ヘッドフォン使用と B ヘッドフォン使用の場合では、A ヘッドフォン使用は B ヘッドフォン使用に比べて、聴覚領域の賦活ばかりでなく、側頭領域から前頭領域の広範囲に賦活されている。

Due to High quality headphone (A) Due to Low quality headphone (B)

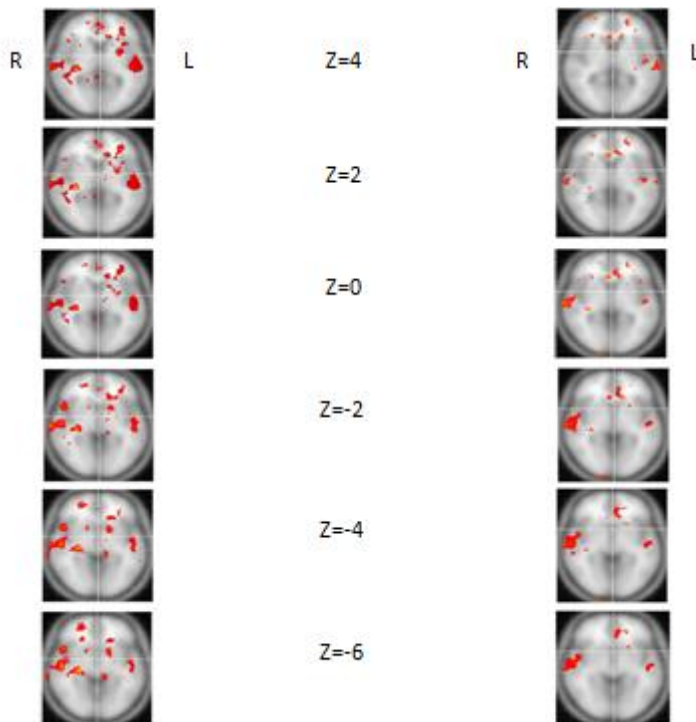


図 2.11 聴覚野レベルでの賦活部位($p < 0.05$, extent threshold=0)

2.4.4 扁桃体レベルでの賦活部位

A ヘッドフォンを用いた場合は両側の扁桃体が賦活され、特に、左側の扁桃体はより広い範囲が賦活されていた(図 2.12)。一方、B ヘッドフォンを用いて音楽を呈示した場合、扁桃体の賦活は右側に限局されており、扁桃体左側は殆ど賦活されなかった(図 2.13)。

よって、両ヘッドフォン使用時における扁桃体レベルでの賦活は、左右の扁桃体領域が賦活されている。しかし、A ヘッドフォン使用と B ヘッドフォン使用の場合では、扁桃体領域の左右の賦活範囲が違っている。

Z 座標が $-28 \sim -18$ の範囲の各スライス画像における扁桃体の賦活状況をより詳細にみるため、各スライス画像に、t 値に基づいて評価をおこない、活性化があったと認められた箇所を Voxel-level で表示した。

その結果、A ヘッドフォンを用いた場合は両側の扁桃体が賦活され、左側の扁桃体がより広い範囲で賦活された(図 2.12)。一方、B ヘッドフォンを用いて音楽呈示した場合、扁桃体の賦活は右側が多く賦活され、扁桃体左側は殆ど賦活されなかった(図 2.13)。

Due to High quality headphone (A)

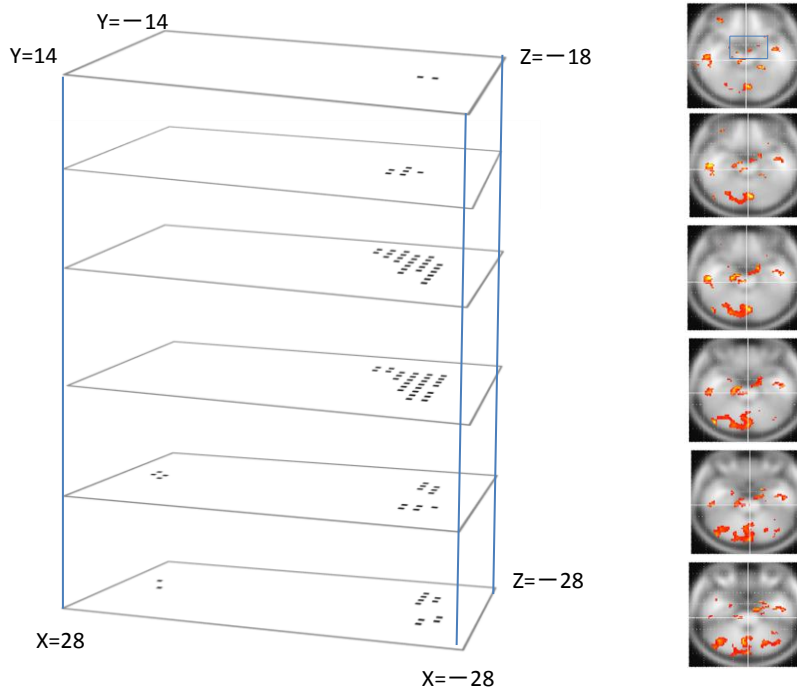


図 2.12 A ヘッドフォン使用時における Voxel-Level で評価した扁桃体領域の賦活
上図は、各スライス画像における扁桃体賦活部位に対する各 Voxel-Level
での統計的に有意であった場所を示す。($p < 0.05$, extent threshold=0)

Due to Low quality headphone (B)

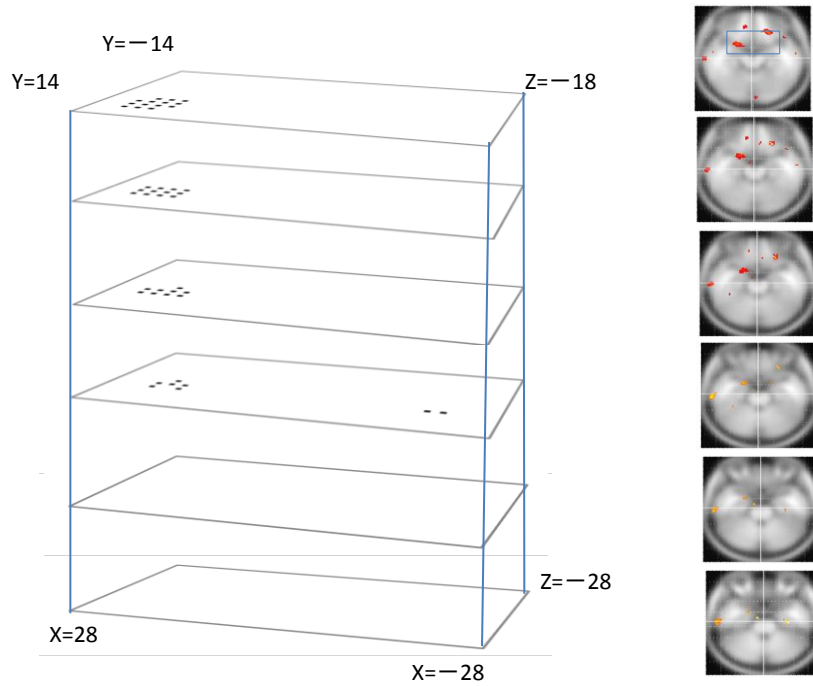


図 2.13 B ヘッドフォン使用時における Voxel-Level で評価した扁桃体領域の賦活
上図は、各スライス画像における扁桃体賦活部位に対する各 Voxel-Level
での統計的に有意であった場所を示す。(p<0.05, extent threshold=0)

2.5 考察

本研究では、MRI 装置の騒音環境条件の中で、被験者の内省報告の多くが、遮音効果が良くない B ヘッドフォンを用いて音楽を呈示した場合は不快という回答で、遮音効果が良い A ヘッドフォンを用いて音楽を呈示した場合は快という回答結果であった。このように、遮音効果の良くないヘッドフォンを用いて音楽を呈示した場合と遮音効果の良いヘッドフォンを用いて音楽を呈示した場合で回答結果に違いがでてきているのは、住谷・尾崎・安久(1997)が報告しているように、騒音環境の中で音楽呈示を行った場合、快適ではなく逆に不快になるため、回答結果に違いがでてきたと考えられる。

次に、A ヘッドフォン使用、B ヘッドフォン使用ともに左右の聴覚領域が賦活されていた。しかし、A ヘッドフォン使用の場合は B ヘッドフォン使用の場合に比べて、側頭領域から前頭領域の広範囲に賦活されている。この違いについては、B ヘッドフォンを使用した場合、騒音環境ノイズを遮蔽しきれず、刺激音楽にかなりの程度重畳されている。これに対し、A ヘッドフォンを使用した場合、刺激音楽自体の音圧は B ヘッドフォン使用と近似しているが、環境ノイズの混入は少なく明瞭度も良好であるため、このような違いがでたと考えられる。

また次に、B ヘッドフォン使用による実験結果では、左扁桃体が殆ど賦活されていなかったのに比べて、右扁桃体がより多く賦活されていた。fMRI を用いた健常ボランティアに対する情動に関する Okamoto, Yamashita, Ueda, Shirao, Yamawaki(2004)の研究でも、快刺激を予期しているときには左背外側および左内側前頭前野が活動し、不快刺激を予期しているときには右下部および右内側前頭前野、右扁桃体、左前帯状回などが活動することを報告している。今回、我々が行った研究では、快刺激、不快刺激をあらかじめ予期はさせていないが、B ヘッドフォン使用した結果は、左扁桃体は殆ど賦活されていなかったのに対して、右扁桃体はより多く賦活されている点で、先行研究と同様、不快刺激条件と考えられる B ヘッドフォン使用時には右扁桃体がより活動しているものと考えられる。さらに、A ヘッドフォン使用により、左右の扁桃体が賦活され、とりわけ左扁桃体は右扁桃体に比べてより広い範囲で賦活されていた。黒木・武川・島田・湯浅(2006) は、快感情について fMRI を用いた生理指標で総合的評価を試みた研究で、左扁桃体が情緒処理によって特異的に活性化されると報告している。今回、我々が行った研究において、A ヘッドフォン使用による実験結果では、左右の扁桃体は賦活されるが、左扁桃体は右扁桃体に比べてより広い範囲で賦活されており、快刺激条件と考えられる A ヘッドフォン使用時において左扁桃体は情緒処理に特異的に活性化されたものと考えられる。

これら扁桃体レベルでの賦活部位の実験結果より、いずれの条件でも扁桃体は活性化されるものの、B ヘッドフォン使用と A ヘッドフォン使用で、扁桃体活性化の様相は異なっ

ていて、快・不快刺激条件によって左右の扁桃体の作動状況が変容することが推察された。

また、感情喚起プロセスに関する神経ネットワークについて、森岡ら(2010)は、扁桃体と淡蒼球、線条体(尾状核)、島皮質が解剖学的に近接しているということから、感情機能に関わる脳内ネットワークの中でこれらの部位が扁桃体とともに中心的な役割を担っている可能性が考えられると報告している。本研究の実験結果では、A ヘッドフォン使用時と B ヘッドフォン使用時のいずれの場合も、島、尾状核(線条体)は扁桃体とともに賦活されていた。さらに、森岡ら(2010)は、感情喚起プロセスにおける主観的な感情経験の生成には、より高次な処理にかかわる前頭前野内側部等が関与していることを示唆し、扁桃体—前頭前野内側部を軸とした神経ネットワークモデルを提言している。本研究の実験結果でもいずれのヘッドフォン使用時にも内側前頭回、下前頭回、上前頭回などの前頭前野内側部が賦活されていたことから、森岡ら(2010)の提起した感情喚起プロセスが関与しているものと考えられる。

参考文献

- Duvernoy HM., Bourgouin P. (1999) *The Human Brain: Surface, Three-Dimensional Sectional Anatomy with MRI, and Blood Supply*. New York: *Springer-Verlag*.
- Frackowiak RSJ., Friston KJ., Frith CD(Eds.) (2004) *Human Brain Function*. 2nd ed. San Diego: Elsevier Science.
- 黒木裕己・武川直樹・島田尊正・湯浅将英(2006) インタラクシオンのうれしさの分析：人と擬人化エージェントのインタラクシオンにおける脳活動計測。
The 20th Annual Conference of the Japanese Society for Artificial Intelligence, 3F3-5
- 森岡陽介・福永雅喜・田中忠蔵・梅田雅宏・中越明日香・成瀬昭二・鈴木直人(2010) 表情動画をを用いた扁桃体賦活の検討 ―事象関連的 fMRI 研究―。生理心理学と精神生理学. Vol.28, No.1, pp.17-27
- 武藤憲司・八木一夫(2004) MRI 検査室内における騒音レベル測定。日本音響学会誌. Vol.61, No.1, pp.5-13
- Okamoto Y., Yamashita H., Ueda K., Shirao N., Yamawaki S.(2004) The Brain Mechanism of a Failure in Adaptation to Stress : Neuroimaging Studies by fMRI and MEG. *Jpn J Psychosom Med* Vol.44, No.3, pp.185-192
- 住谷正夫・尾崎久記・安久正紘(1997) 音楽および雑音呈示条件下における脳波トポグラフィ。脳と精神の医学. Vol.8, No.2, pp.175-182
- 月本洋・菊池吉晃・妹尾淳史・安保雅博・渡邊 修・米本恭三(2007) 脳機能画像解析入門。第1版。医歯薬出版株式会社. pp.20-91
- Talairach J. & Tourroux P. (1988) *Co-Planar Stereotaxic Atlas of the Human Brain*, Thieme Medical Publishers, New York.

第3章 MRI 騒音由来のストレス評価の試み

3.1 緒言

第2章では、騒音が著しいMRI計測環境下で使用されるヘッドフォンの遮音特性に注目して音楽呈示時のfMRIを計測し、MRI騒音がストレスとなる徴候を扁桃体レベルで突き止めることを目的に検討した。その結果、快・不快条件によって左右の扁桃体の作動状況が異なり、ストレスであるMRI騒音が扁桃体の活性化に影響を与えていることを指摘した。しかし、MRI計測には多大な時間と経費が必要であり、もっと簡便にMRI騒音が生体に及ぼす影響を評価する方法が望まれた。

人が精神的ストレスの影響を受けた際の内分泌系や自律神経系の変化に着目した研究も多くなされてきている(尾仲, 2005; 南谷, 1997; 豊・山口・萩原, 2007)。そのうちよく利用される生体情報は心拍変動であり(松本・森・三田尻・江, 2010)、心電図や脈波などで計測された心拍周期の変動を統計的指標や周波数解析で評価する手法がよく用いられている(高津・宗像・小関・横山・渡辺・高田, 2000)。

心拍変動は交感神経と副交感神経からなる自律神経系活動のバランスの変化が反映されるため(早野, 2001)、いろいろな解析方法が提案されている。心拍変動の評価にはスペクトル解析が用いられ、0.04~0.15HzのLF(Low Frequency)成分は交感神経系の緊張を反映するのに対して、呼吸性不整脈(RSA: respiratory sinus arrhythmia)を含む0.15~0.4HzのHF(High Frequency)成分は副交感神経系の緊張を反映し、これらLFとHFの比をとって、LF/HFが交感神経活動の指標とされている。しかし、RSAは副交感神経活動とは別の呼吸の速さと深さも影響されるので、スペクトル解析にて副交感神経活動を推定するには、呼吸統制が必要とされる(百々, 2012; 稲森, 1986)。また、周波数領域での指標を用いる場合は通常5分以上の測定が標準とされている(ただし、ウェーブレット変換を適用した場合は短時間の時間変化の解析が可能(大野, 2007))。

一方、時間領域での指標である心拍変動係数CV-RR(coefficient of variance)は心拍変動時系列の標準偏差をその平均値で除して正規化した指標であり、CV-RRを用いることで心拍変動を平均心拍値に依存せずに表わすことができる。過度の緊張状態ではCV-RRは低下し、副交感神経の活動に影響されると言われているが(工藤・植木, 2013)、交感神経の活動の影響も無視できないとも言われている(吉川・小松・森寺, 1987)。さらに近年、心拍のR-R間隔に着目したローレンツプロット解析が注目されている。この解析法は気象学において活用されてきた解析法で、2次元直交グラフ上に心拍周期の揺らぎ状況を幾何学的に表現するL/T(L: The length of the Longitudinal axis, T: The length of the Transverse axis)は、短時間での測定が可能で心拍の呼吸性変動を統制することなく交感

神経系活動を定量的に評価できる点に特色がある(Toichi, Sugiura, Murai, Sengoku, 1997)。Toichi ら(1997) は薬理実験により、L は副交感神経機能の活動を反映しているのに対し、T は副交感神経機能と交感神経機能の両方によって影響をうけることから、L/T は主に交感神経系の機能を反映しているものと指摘している。

このように、心拍変動に関する周波数領域と時間領域における諸指標は、いずれも自律神経系の活動を定量的に評価する方法として用いられているが、それぞれの指標が捉える機能的側面はやや異なっているため、ストレス評価には目的に応じてこれらの諸指標を使い分けることが必要である。

そこで、本研究では、比較的計測が容易な指尖脈波を計測し、心拍変動の面からストレス評価を試みるとともに STAI (A-State) を用いて、一時的なストレス作因による心理的影響を評価した。その際、被験者が騒音に注意を向けることなく覚醒状態を保てるよう暗算課題を実施している状況下で騒音負荷を加えることにより、騒音がもたらすストレスを評価した。

3.2 脈波計測

3.2.1 脈波

脈波は血液が心臓の収縮により大動脈に押し出された時に発生した血管内の圧力変化が末梢方向に伝わって行く時の波動のことであり、心電図などとともに、循環器機能を評価する一つの方法として診断に使用されている。この波動による血管内の圧力変化をとらえたものは圧脈波で、血管の容量変化をとらえたものは容量脈波である。心臓の動きそのものではなく、末梢血管の運動を測定することにより、間接的に心電図 R-R 間隔と同様の意味を持つ情報が得られる。

3.2.2 容量脈波の検出法

容量脈波の計測は光学的技法を用いておこなわれるが、それには透過式と反射式がある。透過式は発光部と受光部の間に測定部位を挟む方式で、測定部位は指尖部、耳朶に限られる。一方反射式は測定部位に貼り付ける方式で、測定に至っては任意の部位を選ぶことができる。今回、本研究では、赤外発光による透過型の指尖脈波計測装置を用いた (TAOS 研究所, 図 3.1)。この装置において血中ヘモグロビンは、特定の波長光に強い吸収スペクトルを持つため、この波長帯の光を照射した時の血管の容量変動に伴うヘモグロビン量の増減に応じて透過光や反射光は変化し、その強度を電気信号に変えて脈波を検出することができる (TAOS 研究所)。

脈波計測のための発光部には、ヘモグロビンの吸収スペクトルに対応した近赤外波長で発光波長帯域の狭い発光ダイオード (LED) を用い、受光部にはフォトダイオードやフォトトランジスタが用いられている。



図 3.1 指尖脈波計測装置 (TAOS 研究所より提供)

3.3 脈波から得られた心拍とその変動

3.3.1 心拍変動解析(周波数解析による LF/HF 値)の算出要領

(1) 脈波の二回微分にもとづく心拍の再サンプリング

図 3.2 には脈波の二回微分にもとづく心拍の再サンプリングの手順を示す。脈波を二回微分して得られた加速度脈波の a 波（収縮初期陽性波）のピークを求め（図 3.2 上段）、その間隔から RR1、RR2、RR3、・・・を求める。次に、加速度脈波から求めた RR1、RR2、RR3、・・・は、不等間隔な時系列データであり（図 3.2 中段）、そのままではパワースペクトル密度を求めることができないため、等間隔（0.5 秒）に時系列データを再サンプリングする（図 3.2 下段）。再サンプリングすることによって補間曲線が得られる。

(2) パワースペクトル密度から LF、HF の算出までの流れ

図 3.3 にはパワースペクトル密度から LF、HF の算出までの流れを示す。図 3.2 で述べた方法を用いて得られた R-R 間隔の時間推移波形（図 3.3 上段）について高速フーリエ変換(FFT)をおこなって、パワースペクトルを算出した（図 3.3 中段右）。求められた等間隔の R-R 間隔データのパワースペクトル密度のうち、0.04~0.15Hz までのパワースペクトル密度の積分値を LF、0.15~0.4Hz までのパワースペクトル密度の積分値を HF として算出した（図 3.3 下段右）。また、ウェーブレット変換（Mexican Hat）をおこなって、周波数成分の時間的変動の様子を描出する係数（図 3.3 中段左）を得ることにより、ウェーブレット係数の 0.04~0.15Hz までの全時間の積分値から LF、0.15~0.4Hz までの全時間の積分値から HF を算出した（図 3.3 下段左）。

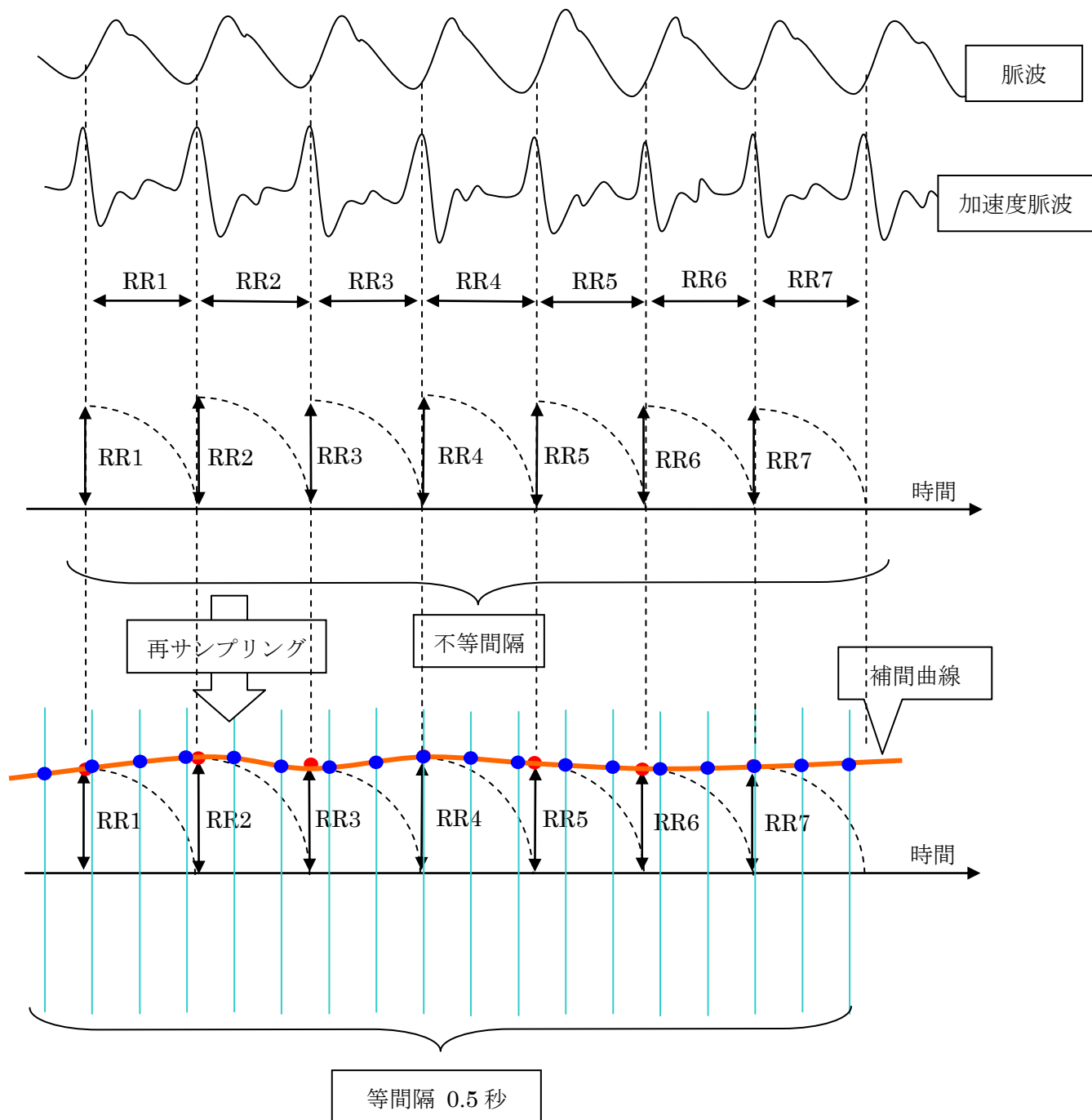
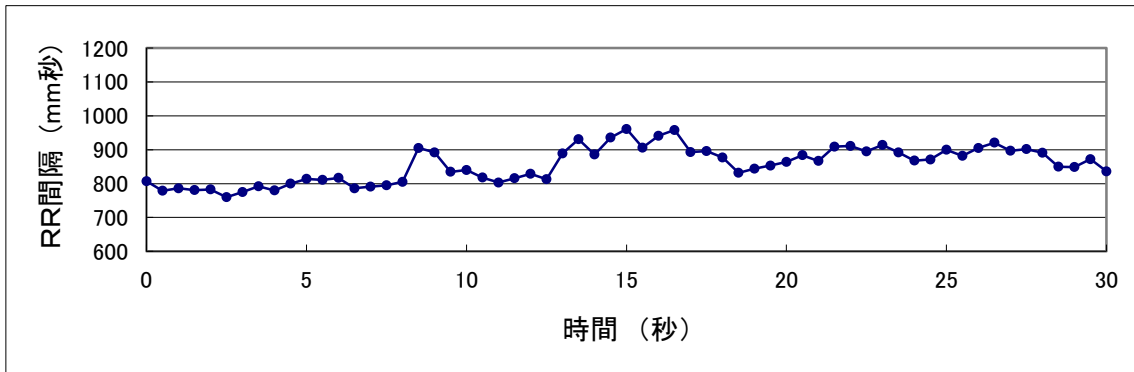
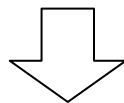


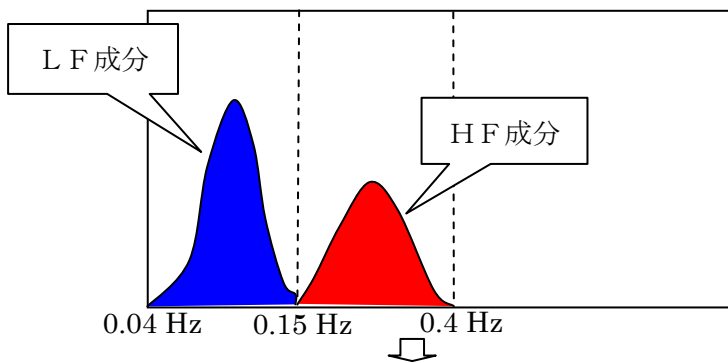
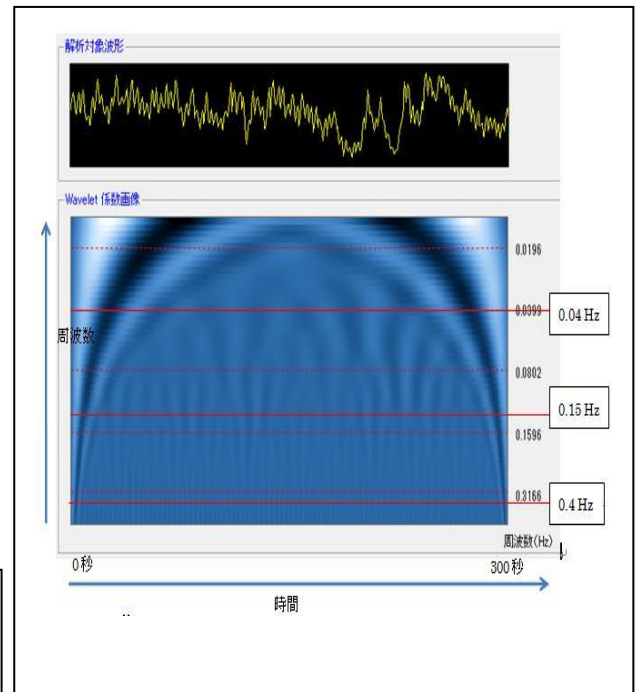
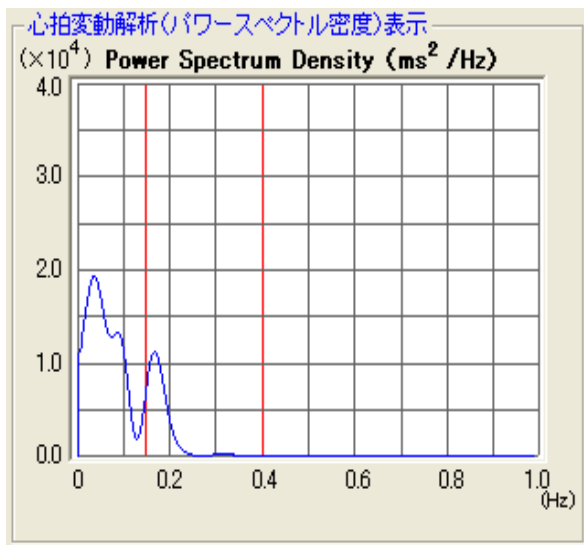
図 3.2 脈波の 2 回微分にもとづく心拍の再サンプリング (TAOS 研究所より提供)



高速フーリエ変換(FFT)



ウェーブレット変換(Mexican hat)



FFT の分析区間は 60 秒とし、0~60 秒、1~61 秒と 1 秒ずつスライドさせて LF と HF の値を算出した。

ガウス窓は、0~60 秒、1~61 秒と 1 秒ずつずらし解析する時間を決定している。LF と HF は、ウェーブレット係数の積分値から LF、HF を計算している。LF と HF の周波数の範囲は FFT の場合と同じである。

図 3.3 心拍の再サンプリングから LF、HF の算出までの流れ (TAOS 研究所より提供)

(3) フーリエ変換とウェーブレット変換

信号処理手法にはフーリエ変換とウェーブレット変換がある。時間情報は重要ではなく、主に周波数成分に興味がある信号に対してフーリエ変換は有効な手法である。また、ウェーブレット変換は基底関数（この関数は時間的に有限の広がりを持ち、マザーウェーブレット関数と呼ばれている。）と分析しようとする信号との畳み込み積分で表わすことができ、この変換を実行することにより、信号を構成する周波数成分の時間的変動の様子を抽出することができる(高山・東・中川, 1996)。本研究では周波数の時間分解能が良く、周波数成分の発生時間に関する情報が得られると言われている Mexican Hat 関数を使用した (図 3.4)。Mexican Hat 関数は式(3.1)で表わされる。

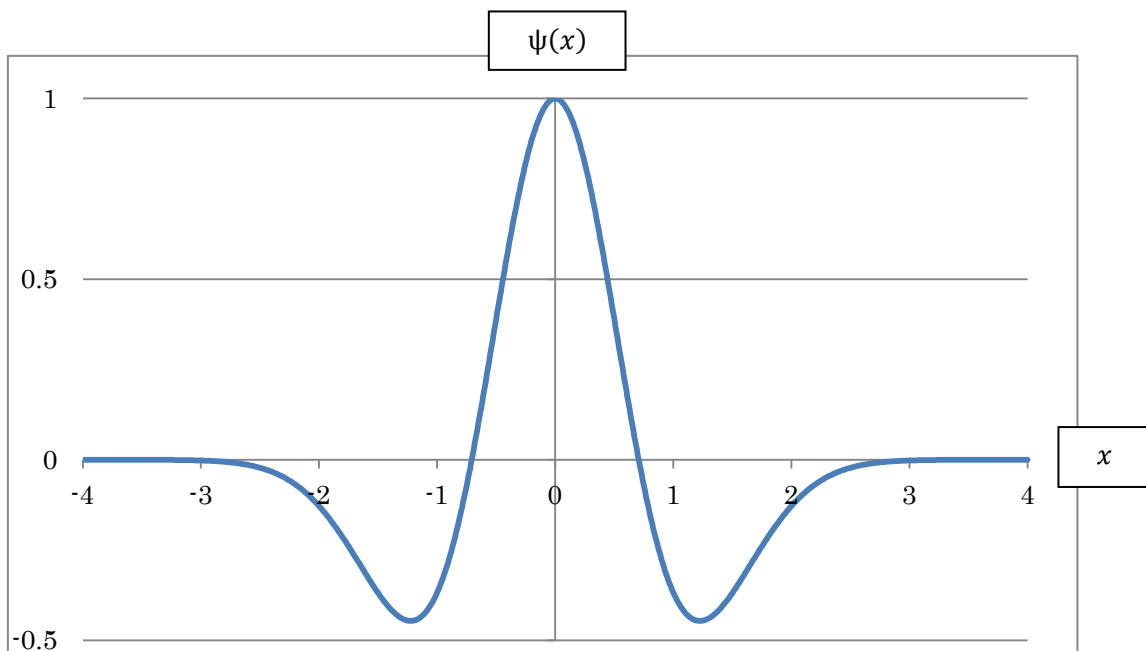


図 3.4 Mexican Hat 関数(TAOS 研究所より提供)

ただし、 $-4 \leq x \leq 4$ の有限区間で、他の区間では 0 として計算している。

$$\psi(x) = (1 - 2x^2)e^{-x^2} \quad (3.1)$$

(4) 高周波成分 (HF : High frequency component, 0.15Hz 以上) の発生機序

図 3.5 に高周波成分の発生機序を示す。迷走神経 (V) の心臓への遠心路の活動は、呼吸中枢からの干渉 (C) と末梢からの反射性入力 (B、B') によって呼吸性変動を示し、それが洞結節に伝えられて心拍変動の高周波成分となる。交感神経 (S) の活動にも呼吸性変動があるが、交感神経系は周波数特性上 0.15Hz 以上の心拍変動を伝達しないことが知られているため (Berntson, Cacioppo, Quigley, 1993)、心拍の周波数成分のうち 0.15Hz 以上の高周波成分 (HF) は迷走神経活動のみを反映し、HF 成分が多いほどリラックスしていることになる。

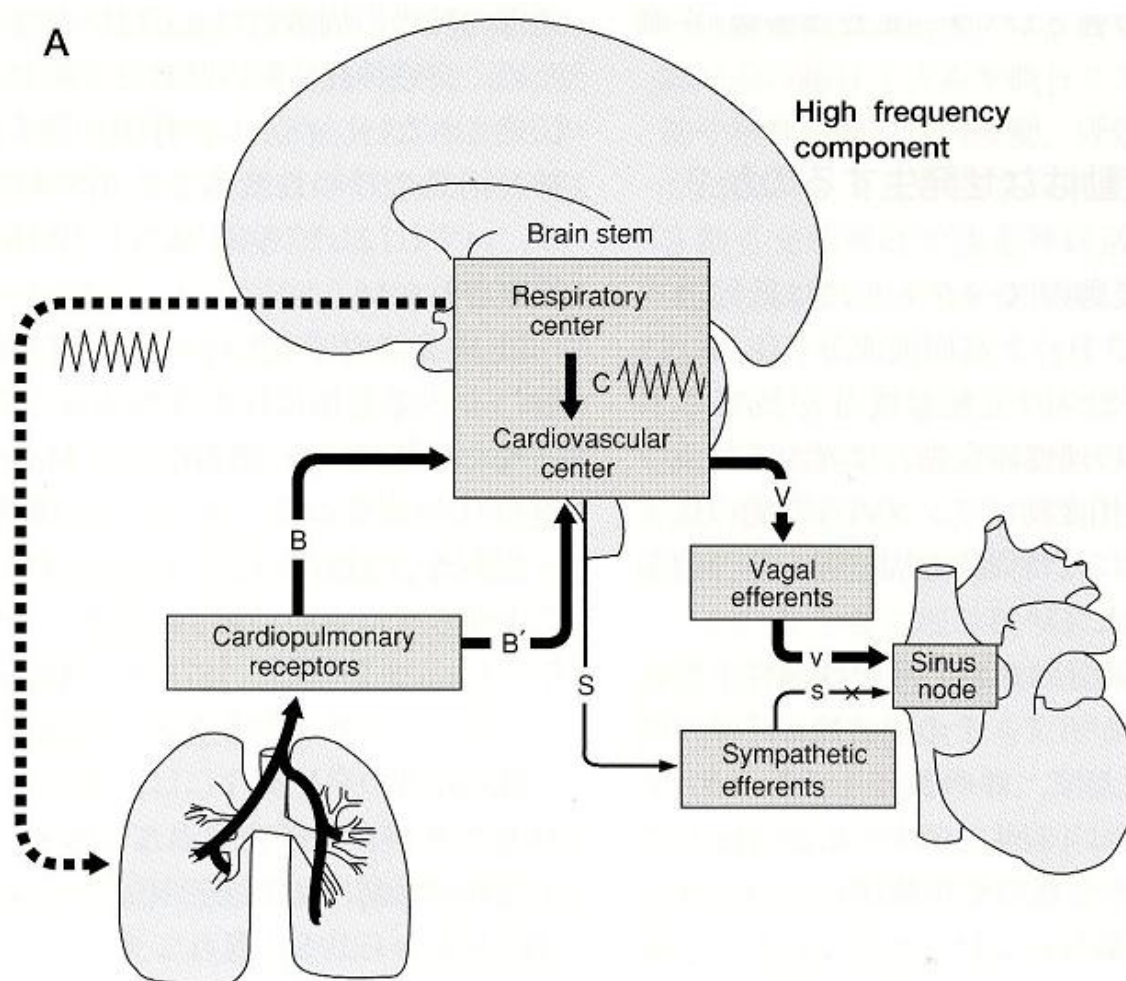


図 3.5 高周波成分 (HF) の発生機序 (Berntson, et al. (1993))

(5) 低周波成分 (LF : Low frequency component, 0.04~0.15Hz) の発生機序

図 3.6 には低周波成分の発生機序を示す。収縮期血圧は Mayer 波と呼ばれる 10 秒周期の変動が見られるがこの血圧変動は圧受容器の求心路 (A、A') を介して、心臓迷走神経 (V) および交感神経 (S) の遠心路の活動に反映されて、心拍変動の低周波成分 (LF 成分) となる (Madwed, Albrecht, Mark, Cohen, 1991)。そのため、LF 成分は、迷走神経と交感神経の両方の活動の影響を受けている。

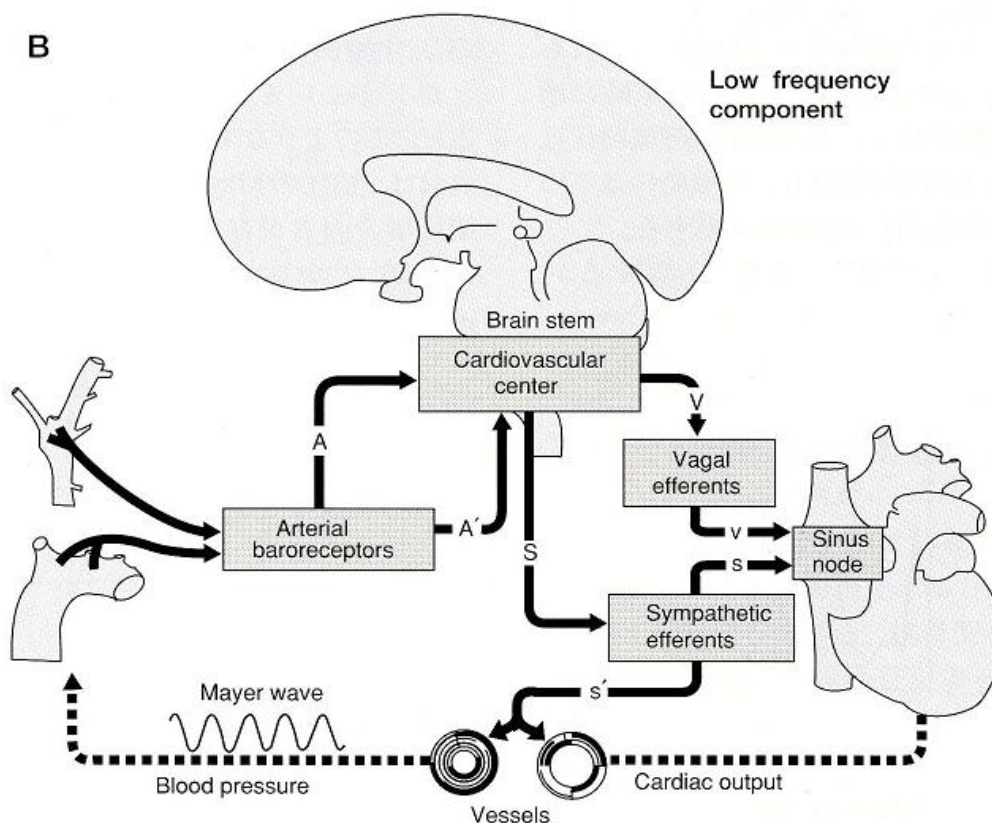


図 3.6 低周波成分 (LF)の発生機序 (Madwed, et al. (1991))

3.3.2 幾何学的解析手法によるローレンツプロット解析

図 3.7 に幾何学的解析手法によるローレンツプロット解析の算出要領を示す。ローレンツプロット解析は、連続測定された心拍の RR 間隔を定量化する方法であり、隣り合う心拍の R 波間隔(RRI) から心拍周期を求め、 n 番目の RRI を横軸に、 $n+1$ 番目の RRI を縦軸にプロットした際の楕円の長軸方向と短軸方向への分布の標準偏差を L と T で表わされ (Toichi, et al., 1997)、交感神経活動の指標として L と T の比率(L/T) が得られる。 L と T の値には、構成するプロット点の長軸と短軸方向への分布の標準偏差の 4 倍の値を用いることが多く (Toichi, et al., 1997)、安静状態であれば L/T が大きくなり、ストレス状態になれば L/T が小さくなる (山崎・阿南・中垣・中村・平川, 1982)。Toichi ら(1997) の薬理実験により、 L は副交感神経機能の活動を反映しているのに対し、 T は副交感神経機能と交感神経機能の両方によって影響をうけることから、ストレス状態になれば L/T が小さくなると言える。

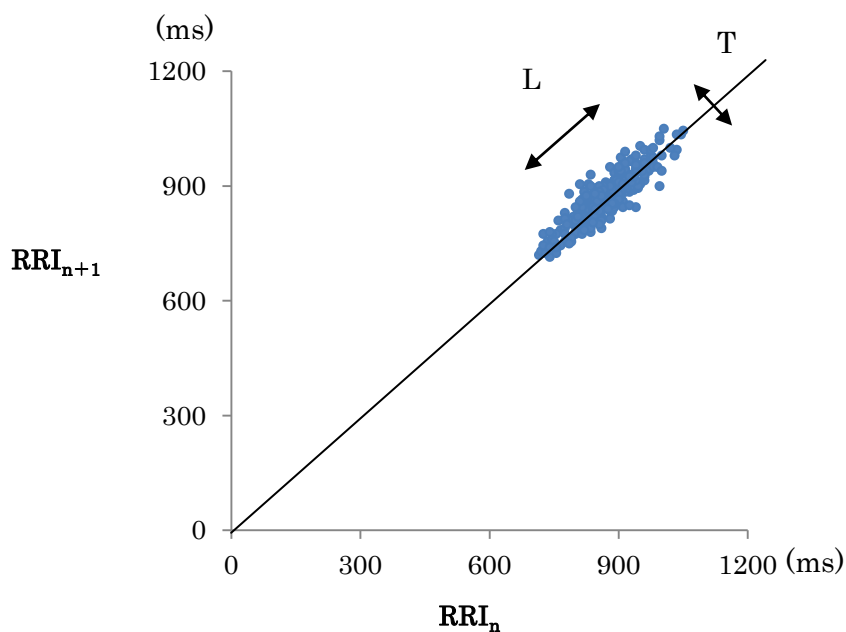


図 3.7 ローレンツプロットの例

3.3.3 心拍変動係数の算出要領

心拍変動係数 CV-RR は連続する R-R 間隔の標準偏差を平均値で割った値であり、主に副交感神経活動を反映していると言われている(渡邊・高上, 2006)。CV-RR 値は以下の(3.2)式で求められ、これを用いることで心拍変動を平均心拍値に依存せずに表わすことができ、過度の緊張状態では CV-RR は低下する(工藤・植木, 2013)。

$$CV-RR = \frac{\sqrt{\frac{\sum(RR_i - \overline{RR})^2}{N}}}{\overline{RR}} \quad (3.2)$$

\overline{RR} : 心拍間隔の算術平均

N: 全心拍間隔のデータ個数

RR_i: i 番目の心拍間隔時間

3.4 実験方法

3.4.1 対象者

聴覚障害のない大学生 4 名(男性 1 名;被験者 No.3, 女性 3 名;被験者 No.1, 2, 4, 平均年齢 22 歳)を対象とした。なお、各被験者には、実験前日と当日は飲酒、刺激物の摂取を控えるよう指示をした。また、実験に先立ち、実験の趣旨と目的、実験方法等について説明を行い、インフォームド・コンセントを得た。

3.4.2 実験装置

茨城大学行動画像計測解析室において実験を実施した。図 3.8 に、実験装置の配置を示す。予め Siemens 社に依頼して録音した 1.5T の fMRI 計測時の騒音を PC で再生し、シールド防音室内に配置したスピーカー(NC-SP1, JVC 社製) に接続した。USB hub を介してマイクロフォン付きマイクロカメラ(Life Cam Studio, Microsoft 社製)で防音室内の状況をモニターし、被験者の安全を確認した。指尖脈波装置(BACS-Advance, TAOS 研究所社製)を用い、防音室内の椅子に着座した被験者の左手第 2 指から脈波を導出した(図 3.9)。

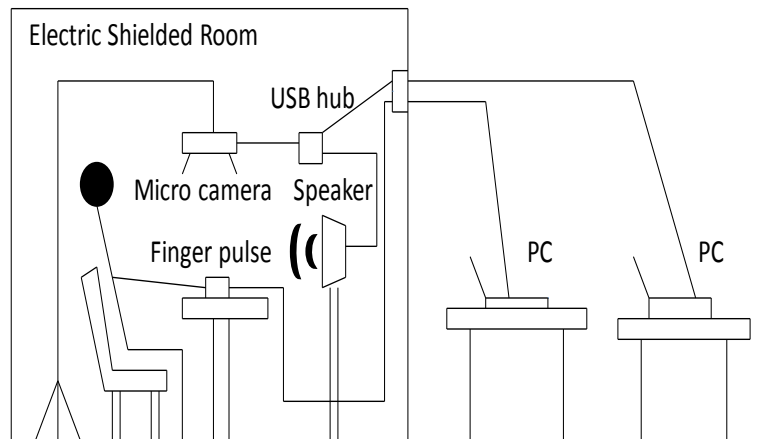


図 3.8 実験装置の配置



図 3.9 実際の実験場面

3.4.3 刺激呈示方法

あらかじめ録音された 1.5T の MRI 装置(MRMAGNETOM Symphony, Siemens 社製)を用いた fMRI 計測時の騒音を再生し、防音室内スピーカーから 1m 離れた被験者耳介部での音圧(SPL)が 95dB(A)の MRI 騒音を、遮音効果-15dB(A)のヘッドフォン(P/N4757238, Siemens 社製) を介して被験者に呈示した。図 3.10 にヘッドフォンがある時とヘッドフォンがない時の MRI 騒音に対する特性曲線を示す。騒音計 (Sound Level Meter.NL-32.RION) を用いて、各周波数での MRI 騒音の音圧レベルを計測し、エクセル上で特性曲線を作成した。

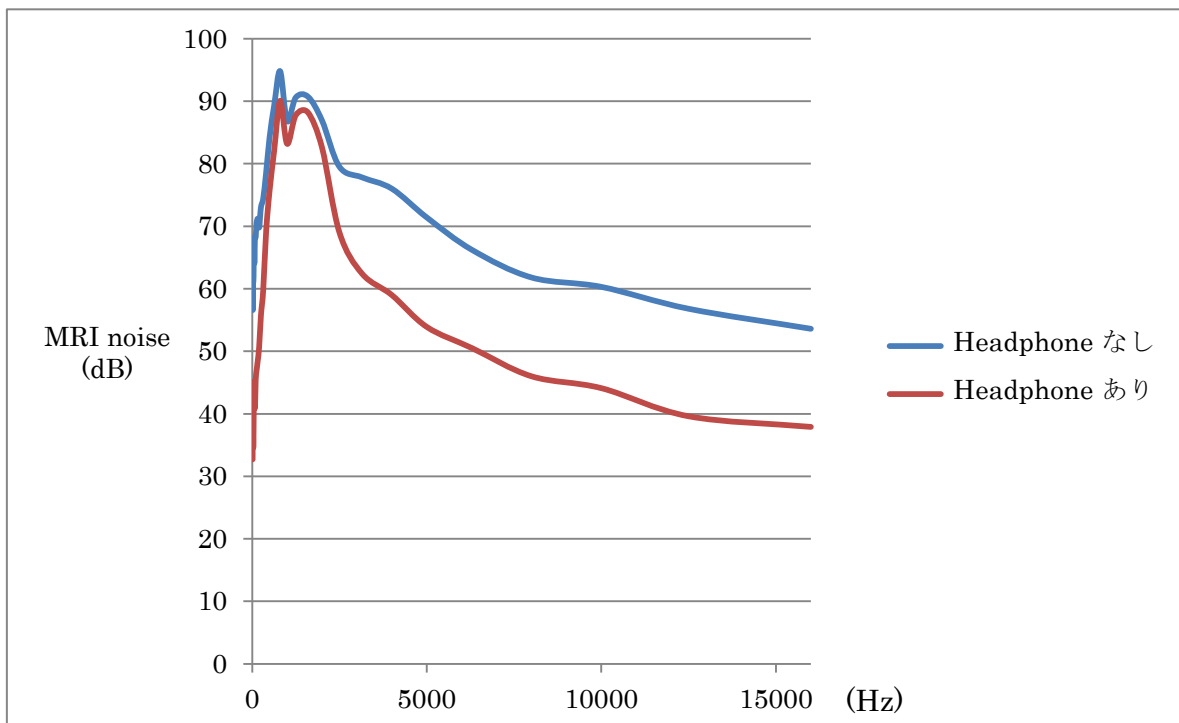


図 3.10 ヘッドフォンの有無による fMRI 騒音特性の変化

3.4.4 STAI

A-State の質問内容を表 3.1 に示す。STAI は、状態特性—不安尺度(State Trait Anxiety Inventory) であり、状況によって変動する A-State(State Anxiety) と、個人性格特性で比較的一定している A-Trait(Trait Anxiety) を評価できる。A-State は、状態としての不安を測定する尺度として広く用いられていて、一時的なストレス作因による心理的影響をみる指標として有効であることから(岩本・百々・米田・石居・後藤・上田・森江, 1989)、今回は、A-State を使用した。

A-State に関する評価基準は「大変高い」から「かなり低い」まで 5 段階からなり、女性の評価基準は男性よりやや高い値とされている(表 3.2)。

表 3.1 自己評定質問票(A-State)

1. 気持ちが落ち着いている。	1	2	3	4
2. 安心感がある。	1	2	3	4
3. 緊張している。	1	2	3	4
4. くよくよしている。	1	2	3	4
5. 気楽な気分である。	1	2	3	4
6. 気が転倒している。	1	2	3	4
7. 何か悪いことが起こりはしないかと心配だ。	1	2	3	4
8. ホッと心休まる感じがする。	1	2	3	4
9. 何か不安な感じだ。	1	2	3	4
10. 居心地のよい感じがある。	1	2	3	4
11. 自信がある。	1	2	3	4
12. 神経質になっている。	1	2	3	4
13. 気持ちが落ちつかずじっとしておれない。	1	2	3	4
14. ピリピリと気持ちが張りつめている。	1	2	3	4
15. くつろいでいる。	1	2	3	4
16. 満ち足りている感じだ。	1	2	3	4
17. 心に悩みがある。	1	2	3	4
18. 興奮しすぎて気持ちが落ちつかない。	1	2	3	4
19. 何かうれしい気分だ。	1	2	3	4
20. 快適な気分である。	1	2	3	4

1 全くない 2 いくらかある 3 かなりある 4 はっきりある

表 3.2 STAI(A-State)の評価基準表

	かなり低い	低い	普通	高い	大変高い
男性	23 点以下	24~32 点	33~43 点	44~52 点	53 点以上
女性	23 点以下	24~33 点	34~44 点	45~54 点	55 点以上

3.4.5 実験手続き

図 3.11 に実験プロトコルを示す。騒音の有無にかかわらず被験者が覚醒状態を保てるよう暗算課題として内田クレペリン精神検査を実施し、後半の 7 分間には騒音を付加させた。また、暗算課題開始前と終了後には、A-State について評価するよう被験者に依頼した。なお、実験中に気分が悪くなった場合は、直ちに実験を中止することを被験者にはあらかじめ伝えておいた。

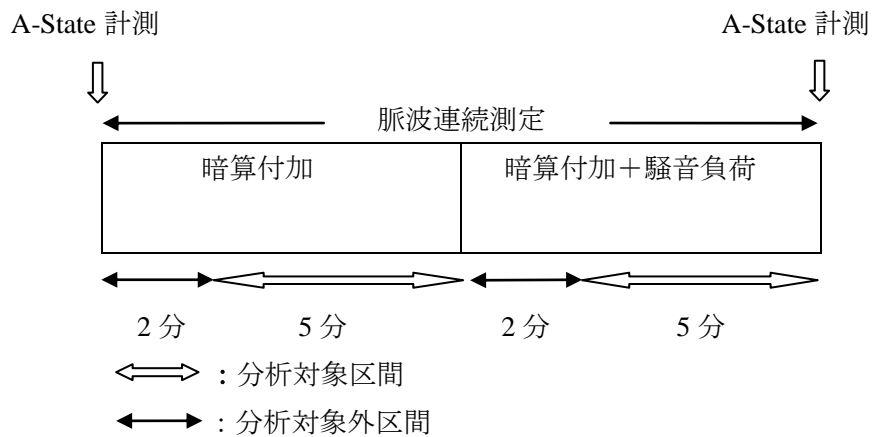


図 3.11 実験プロトコル

3.5 結果

3.5.1 LF/HF

脈波を二階微分して得られる心拍変動を 0.5 秒でリサンプリングし、それについて高速フーリエ変換(FFT)及びウェーブレット変換をおこなった。高速フーリエ変換(FFT)ではパワースペクトルの低周波成分(0.04~0.15Hz までのパワースペクトル密度の積分値:LF) と、高周波成分(0.15Hz~0.4 Hz までのパワースペクトル密度の積分値:HF) を算出した。また、ウェーブレット変換では再サンプリングされた RR 間隔データのウェーブレット変換を行うと、周波数成分の時間的変動の様子を描出する係数が得られ、ウェーブレット係数の 0.04~0.15Hz までの全時間の積分値から LF、0.15~0.4Hz までの全時間の積分値から HF を算出した。

暗算と騒音の初期効果を避けるため、暗算課題開始後 120 秒~420 秒と騒音付加後 120 秒~420 秒 (暗算開始からは 510 秒~810 秒後) を分析対象とした。FFT の分析区間は 60 秒とし、各 300 秒間の心拍波形を 1 秒ずつスライドさせて LF と HF の値を算出した。また、ウェーブレット変換ではガウス窓を 0~60 秒、1~61 秒と 1 秒ずつずらし解析する時間を決定して LF と HF の値を算出した。

このようにして得られた一連の LF と HF の値を用いて、LF/HF の平均と標準偏差を算出した(図 3.12、図 3.13)。高速フーリエ変換をおこなって算出した場合、とりわけ被験者 1 の値は他の 3 名の値に比べて大きくなっていった。また、被験者 1、3、4 は騒音がない状態に比べ、騒音環境下の LF/HF の値が増加しているが、被験者 2 ではその増加が僅かであることが伺えた。しかし、暗算負荷時と暗算+騒音負荷時の LF/HF について、1 要因の分散分析を行った結果、暗算負荷時と暗算+騒音負荷時の間に有意差は認められなかった ($F(1,3)=1.78, p>0.05$)。また、ウェーブレット変換をおこなって算出した場合、すべての被験者は騒音がない状態に比べ、騒音環境下の LF/HF の値が増加している。なお、暗算負荷時と暗算+騒音負荷時の LF/HF について、1 要因の分散分析を行った結果、暗算負荷時と暗算+騒音負荷時の間に有意差 ($F(1,3)=18.64, p<0.05$) が認められたため、Bonferroni の検定による多重比較を行った結果、暗算+騒音負荷時の LF/HF 値が暗算負荷時に比べ 5%水準で有意に大きい値を示していた。

以上より、暗算負荷時と暗算+騒音負荷時の LF/HF の結果から、MRI 騒音が交感神経活動に影響を及ぼしていることが明らかになった。

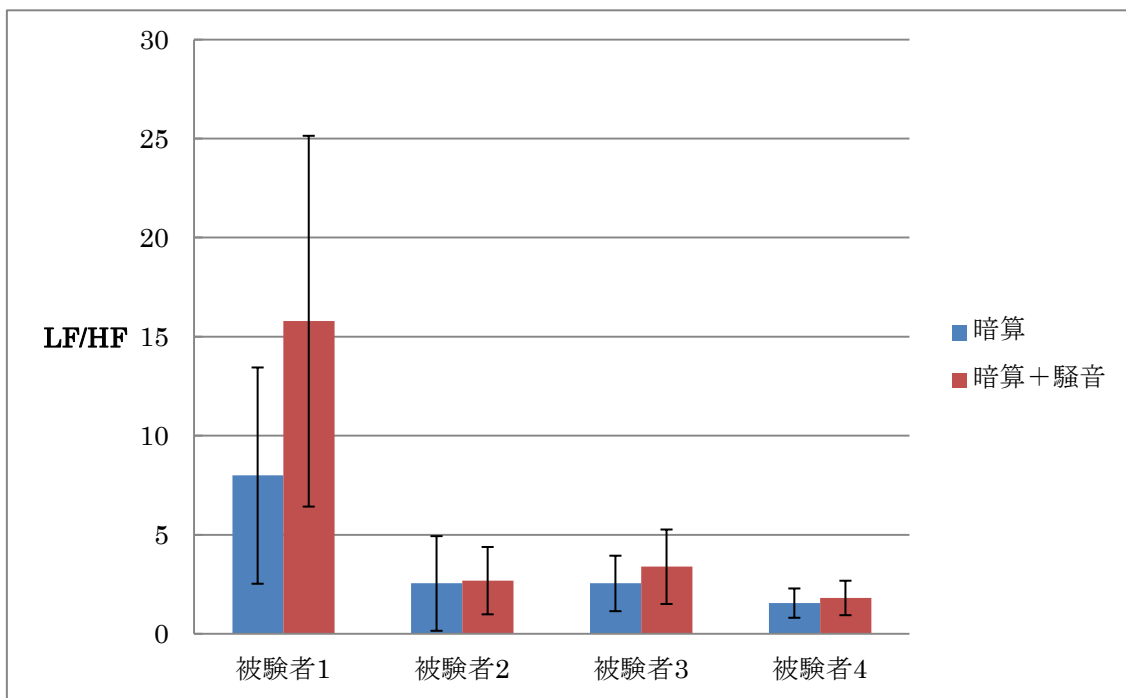


図 3.12 暗算時と暗算+騒音時の LF/HF(高速フーリエ変換)

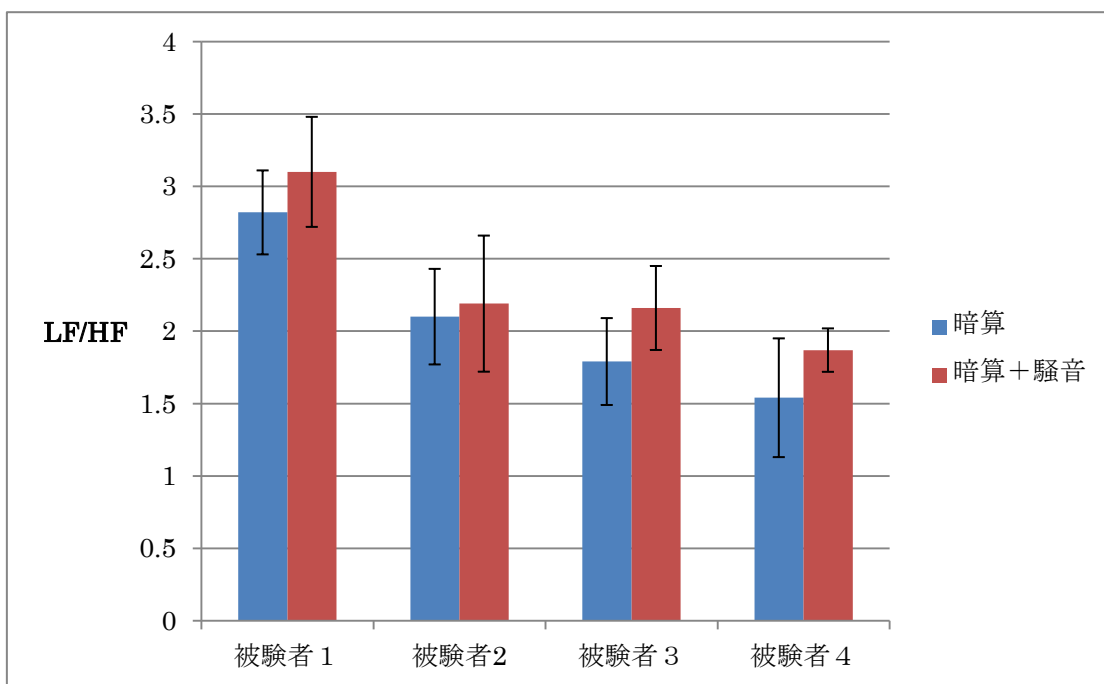


図 3.13 暗算時と暗算+騒音時の LF/HF(ウェーブレット変換)

3.5.2 L/T

暗算と騒音の初期効果为了避免するため、暗算課題開始後 120 秒～420 秒と騒音付加後 120 秒～420 秒（暗算開始からは 510 秒～810 秒後）を分析対象とした。このようにして得られた L と T の値を用い、L/T の平均と標準偏差を算出した（図 3.14）。

暗算負荷時と暗算＋騒音負荷時における L/T の平均値は被験者によって異なるものの、何れの被験者も騒音がない状態に比べ、騒音環境下の値が減少していることが伺えた。暗算負荷時と暗算＋騒音負荷時の L/T について、1 要因の分散分析を行った結果、暗算負荷時と暗算＋騒音負荷時の間に有意差($F(1,3)=27.96, p<0.05$)が認められたため、Bonferroni の検定による多重比較を行った結果、暗算負荷時の L/T 値が暗算＋騒音負荷時に比べ 5% 水準で有意に大きい値を示していた。

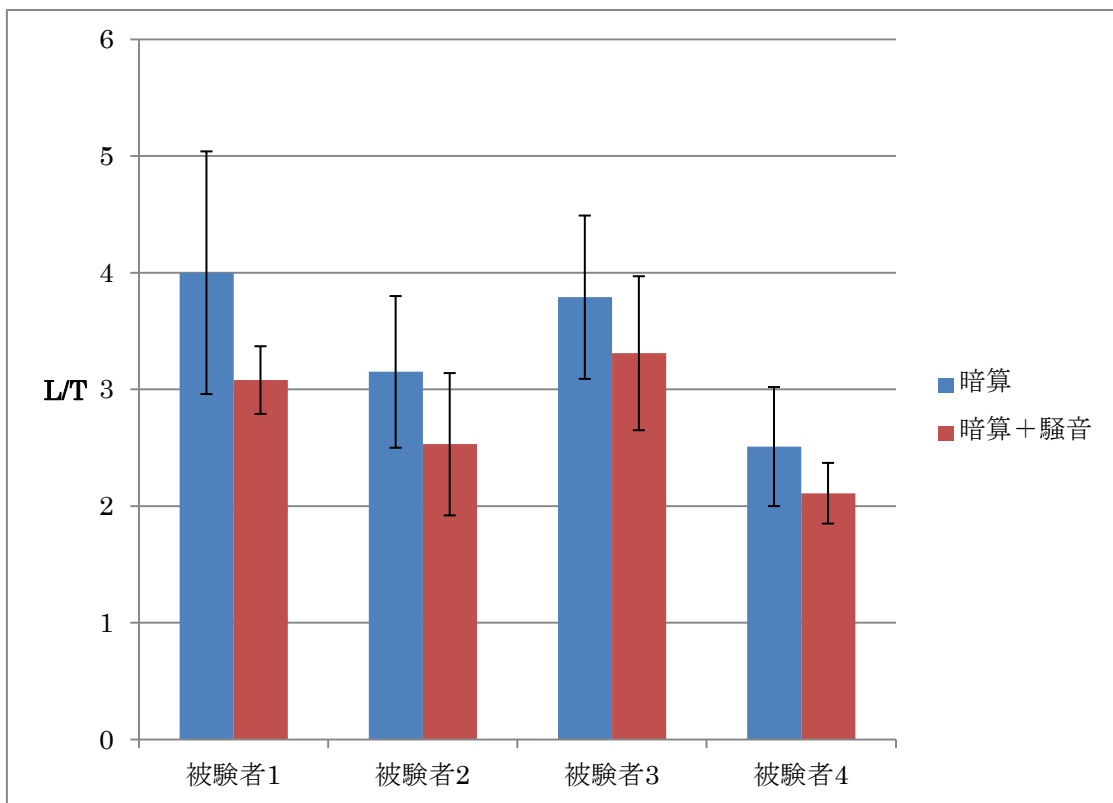


図 3.14 暗算時と暗算＋騒音時の L/T

3.5.3 CV-RR

暗算と騒音の初期効果を避けるため、暗算課題開始後 120 秒～420 秒と騒音付加後 120 秒～420 秒（暗算開始からは 510 秒～810 秒後）を分析対象とした。このようにして得られた CV-RR 値を用い、CV-RR の平均と標準偏差を算出した（図 3.15）。

暗算負荷と暗算+騒音負荷における CV-RR の平均値は被験者によって異なるものの、何れの被験者も騒音がない状態に比べ、騒音環境下の値が減少していることが伺えた。暗算負荷時と暗算+騒音負荷時の CV-RR について、1 要因の分散分析を行った結果、暗算負荷時と暗算+騒音負荷時の間に有意差($F(1,3)=10.92$, $p<0.05$)が認められたため、Bonferroni の検定による多重比較を行った結果、暗算負荷時の CV-RR 値が暗算+騒音負荷時に比べ 5%水準で有意に大きい値を示していた。

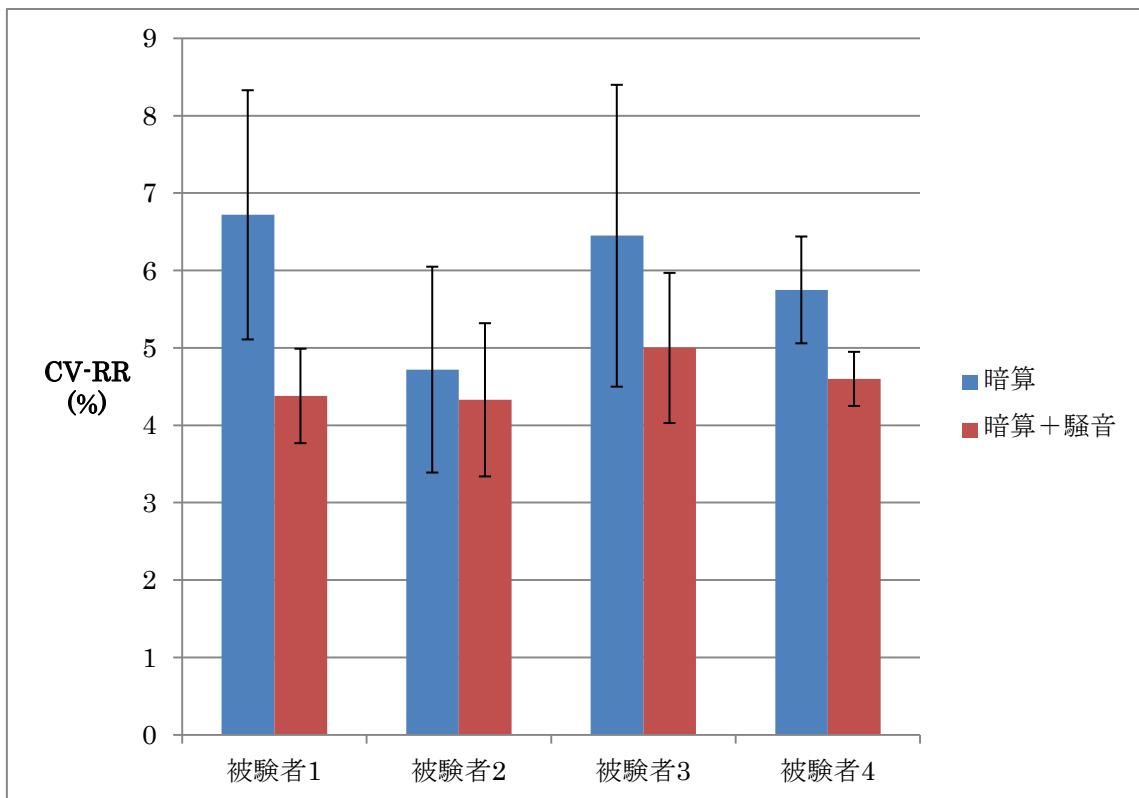


図 3.15 暗算時と暗算+騒音時の CV-RR

3.5.4 STAI(A-State)

図 3.16 に 4 人の STAI(A-State)評価結果を示す。この図を見ると何れの被験者でも STAI(A-State)値は「普通」か「やや高い」範囲にあることがわかる。さらに、暗算開始前と騒音負荷状態での暗算終了後の STAI(A-State)を比較すると、いずれも暗算開始前に比べ暗算終了後には増大しており、とりわけ被験者 2 の場合、39 が 52 へとその増大の程度が顕著であったのが注目される。

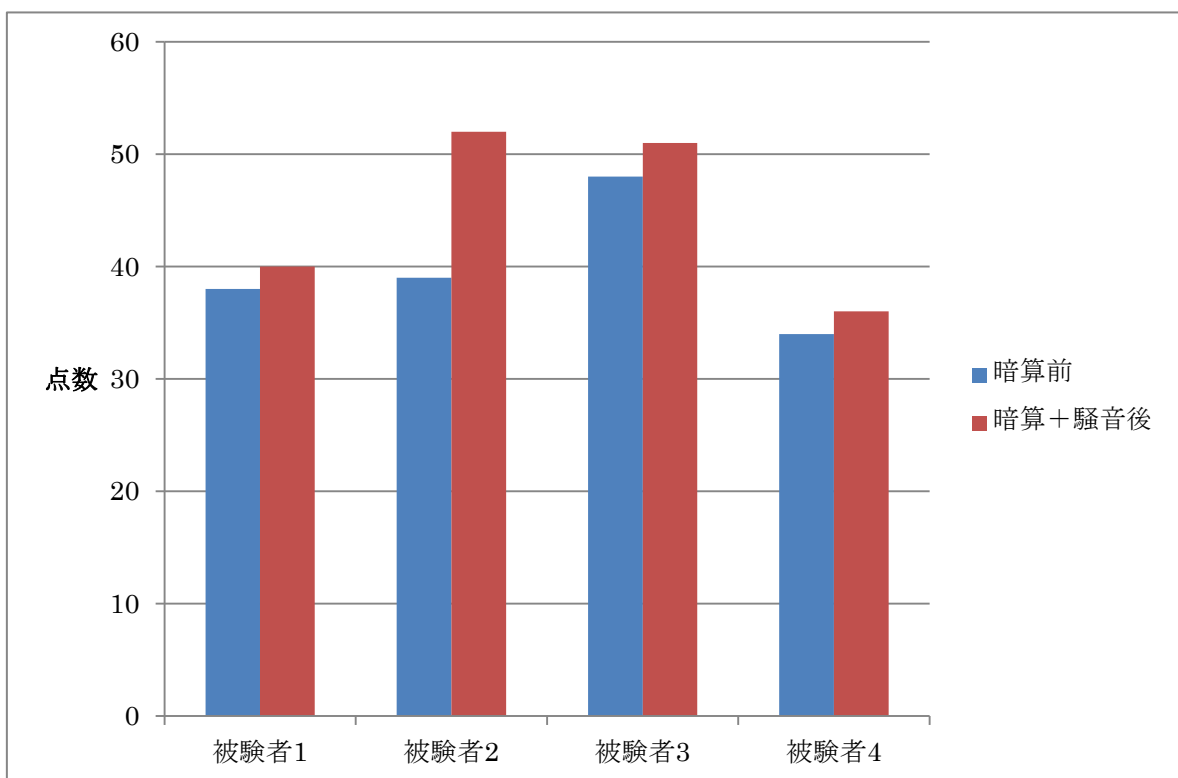


図 3.16 暗算前後での A-State 値

3.6 考察

心拍は、交感神経と副交感神経によって拮抗的に支配されている。これら自律神経活動の静的なバランスは心拍に反映され、その揺らぎである心拍変動はバランスの揺らぎを反映すると言われている（早野, 2001）。本研究では、各被験者の騒音がない状態と騒音がある状態における自律神経活動のバランスを比較検討し、MRI 騒音環境下において MRI 騒音が生体に及ぼす影響を評価した。LF/HF では、各被験者において、騒音負荷を行っている試行条件の方が、騒音負荷を行っていない試行条件に比べて、いずれも LF/HF 値が高値を示していたが高速フーリエ変換をおこなって算出した場合、統計上では有意差は認められなかった。しかし、ウェーブレット変換をおこなって算出した場合、統計上では有意差が認められた。L/T と CV-RR でも、各被験者において、騒音負荷を行っている試行条件の方が、騒音負荷を行っていない試行条件に比べて、いずれも L/T 値及び CV-RR 値が低値を示していて統計的にも有意差が認められた。このことから暗算をしている時に騒音が付加されると交感神経活動がより活発になっていたことが伺え、騒音負荷後には STAI(A-State)値もいずれの被験者でも大きくなっていった。このように、試行前に比べて試行後の計測値がすべての被験者において高値を示しており、騒音負荷が被験者の心理的ストレス反応に影響を与えていることが考えられる。

しかし、LF/HF は呼吸変動の影響を受けやすいと言われている（松本ほか, 2010）。今回の結果でも高速フーリエ変換をおこなって算出した場合、LF/HF の値は個人差が大きく、被験者の呼吸変動の違いが作用している可能性も考えられる。このような呼吸変動の影響を回避する方法として、ローレンツプロットを用いる幾何学的解析手法が注目されている。ローレンツプロットは、短時間での測定が可能であるため心拍の呼吸性変動を考慮せずに交感神経系と副交感神経系の活動を定量的評価でき、ストレス評価の指標にも有効であると言われている(Toichi et al., 1997; 杉江, 2007)。今回の研究では、ローレンツプロットを用い心拍の呼吸変動を回避することで、MRI 騒音環境下におけるストレスが自律神経活動のバランスに影響していることを正確に捉えることができたと考えられる。また、今回、LF/HF は高速フーリエ変換をおこなって算出した場合とウェーブレット変換をおこなって算出した場合で検討した結果、ウェーブレット変換をおこなって算出した場合は高速フーリエ変換をおこなって算出した場合に比べ LF/HF 値は個人差が小さく、被験者の呼吸変動の違いが作用していることはなかったと考えられる。

このように、第 3 章では比較的計測が容易な指尖脈波を計測し、心拍変動の面からストレス評価を試みた結果、LF/HF（ウェーブレット変換）、L/T、CV-RR を用いることで MRI 騒音環境下におけるストレスが自律神経活動のバランスに影響していることを正確に捉えられることが伺えた。

参考文献

- Berntson GG., Cacioppo JT., Quigley KS.(1993) Respiratory sinus arrhythmia
Autonomic origins, physiological mechanisms, and psychophysiological implications.
Psychophysiology Vol.30, pp.183-196
- 豊福史, 山口和彦, 萩原啓(2007) 心電図 RR 間隔のローレンツプロットによる副交感神経
活動の簡易推定法の開発. 人間工学 Vol.43, No.4, pp.185-192
- 早野順一郎(2001) 心拍変動による自律神経機能解析, 循環器疾患と自律神経機能. 第2版.
医学書院, pp71-109
- 稲森義雄(1986) 心拍率水準および心拍率変動制に及ぼす呼吸の影響. バイオフィードバッ
ク研究 Vol.13, pp.5-11
- 岩本美江子・百々栄徳・米田純子・石居房子・後藤 博・上田洋一・森江堯子(1989)
状態-特性不安尺度(STAI)の検討およびその騒音ストレスへの応用に関する研究. 日本
衛生学雑誌. Vol.43, pp.1116-1123
- 工藤剛実・植木章三(2013) 人工心肺操作時の精神的作業負荷の評価に関する研究
—貯血レベルが精神的作業負荷に及ぼす影響—. 対外循環技術 Vol.40, no.4,
pp.478-486
- 松本佳昭・森信彰・三田尻涼・江鐘偉(2010) 心拍揺らぎによる精神的ストレス評価法に関
する研究. ライフサポート. Vol.22, pp.105-111
- 南谷晴之(1997) ストレスを計る. 電子情報通信学会誌 Vol.80, No.7, pp.754-757
- Madwed JB., Albrecht P., Mark RG., Cohen RJ.(1991) Low-frequency oscillation in
arterial pressure and heart rate: a simple computer model. *Am J Physiol*
Vol.256, H1573-H1579
- 百々尚美(2012) 音のテンポが自律神経系機能へ及ぼす影響. 北海道医療大学心理科学部研
究紀要 Vol.8, pp.7-13
- 尾仲達史(2005) ストレス反応とその脳内機構. 日本薬理学会誌, Vol.126, pp.170-173
- 大野雄矢(2007) 自動車運転時における操作フィーリングの定量化.
横浜国立大学 学位論文概要集. Vol.5.
- 杉江征(2007) 自律訓練法修得者における自律訓練法の自律神経機能に及ぼす効果.
-ローレンツプロットを用いた予備的検討 - *Tsukuba Psychological Research*,
Vol.33, pp.95-103
- Toichi M., Sugiura T., Murai T. and Sengoku A.(1997) A new method of assessing cardiac autonomic
function and its comparison with spectral analysis and coefficient of variation of R-R interval.
Journal of the Autonomic Nervous System, Vol.62, pp.79-84
- 高津浩彰・宗像光男・小関修・横山清子・渡辺興作・高田和之(2000) 心拍変動による精神
的ストレスの評価についての検討. 電学論 C, Vol.120, No.1, pp.104-109

- 高山和敏・東恒人・中川紀美雄(1996) ウェーブレット変換に及ぼすマザーウェーブレット関数の特徴. 岡山理科大学紀要(自然科学) Vol.32, pp.173-186
- 渡邊志・高上僚一(2006) 複数の健康人に吹奏楽曲を同時聴取させた場合の心拍変動. バイオメディカル・ファジィ・システム学会誌 Vol.8, no.1, pp.41-48
- 吉川信嘉・小松隆・森寺邦三郎(1987) 心電図 R-R 間隔による自律神経検査法について. 自律神経 Vol.24, no.1, pp.21-27
- 山崎秀樹・阿南健・中垣修・中村元臣・平川一美(1982) 2次元図形表示による心電図リズムの解析. 信学論 D, Vol.65, No.1, pp.40-47

第4章 心拍変動からみた騒音環境下における音楽呈示効果

4.1 緒言

近年、医療機器の進展は目覚ましい。体内組織を非侵襲的に画像化できるMRIもそのような装置のひとつであり、様々な診療科の臨床診断や治療の際に不可欠な検査機器となっている。しかし、1.5テスラや3テスラなど強力な磁場を使うMRI装置が近年普及し、fMRIや拡散強調画像も計測されるようになったために騒音はより一層大きくなってきており、騒音のもたらす影響は被検査者のみならず検査技師など医療スタッフのストレスにもなっている(武藤・八木, 2004; 山根・近藤, 2010)。また、MRI環境下では装置の狭いドーム内に体を横たえて一定時間無動状態を維持するよう求められるが、それが被検査者に閉塞感や不安感をもたらしてストレスとなる要因にもなっている。しかし、閉塞感や無動状態維持はMRI装置自体の構造や計測原理に由来しているため、それらの条件を変更することは極めて難しいが、音源の工夫とともに騒音自体を軽減させるなど改善の余地がある。

MRI計測時には被検査者のストレスを軽減させるため、通常、ヘッドフォンを介して音楽が呈示される。しかし、ヘッドフォンの遮音が不十分だと音楽に騒音が重畳するため、被検査者は音楽をむしろ不快に感じてストレス感が増大し、逆効果になってしまうことも懸念される。とりわけ音に敏感な人や幼児などでは計測自体が困難にもなることもあり、MRI検査での騒音回避とストレス軽減には更なる工夫が求められている。

そもそも騒音によって、中枢では脳機能活動に、また末梢では自律神経活動に影響が生じることが次のように報告されている。堀井・山村・勝俣・内山(2004)は消防車のサイレン音やホワイトノイズを用いて、脳波で脳機能活動への影響について検討した。その結果、消防車のサイレン音、ホワイトノイズのいずれにおいても α 波が有意に減少したことから、この不快音が生体に影響を与えていたことを示している。さらに、Asahina, Suzuki, Mori, Kanesaka, Hattori(2003)は、両側扁桃体病変患者では精神的ストレスなどによる自律神経活動の反応が消失することから、扁桃体がストレスに関係する脳機能部位であることを指摘している。我々も騒音が著しいMRI計測環境下で使用されるヘッドフォンの遮音特性に注目して音楽呈示時のfMRIを計測した結果、遮音特性の違いによって扁桃体の賦活状態が異なっていて、遮音が不十分だとMRI騒音がストレスサーとなっている徴候を扁桃体レベルで突き止めたことはすでに第2章で述べた。

一方、長坂・田中・須永・増田・楊箒・佐伯・榊原(2000)は3種類の異なる音源(機械騒音、浜辺の音、アラーム音)及び無音で起こる生体反応を心拍変動の面から検討し、「浜辺の音」、「アラーム音」、「無音」に比べ不快感の強い「機械騒音」を聴いた時には副交感神経系の活動が抑制されることを指摘している。

そこで、本研究は、第 2 章で MRI 計測時の扁桃体機能を検討した時と同じブロックデザインを用いて、騒音環境下での遮音特性の異なるヘッドフォンを介した音楽呈示時の脈波を計測し、それから得られる心拍の変動を短時間計測が可能で、呼吸変動を回避できる心拍変動解析手法の LF/HF（ウェーブレット変換）、L/T、CV-RR により、MRI 騒音が生体に及ぼすストレスの影響を自律神経活動から評価することを目的とした。

4.2 実験方法

4.2.1 対象者

聴覚障害のない健常成人 20名(男性 10名, 女性 10名, 平均年齢 23.2 ± 3.6 歳) を対象とした。なお、各被験者には実験前日と当日は飲酒、刺激物の摂取を控えるよう指示をした。また、実験に先立ち、実験の趣旨と目的、実験方法について説明をおこない、インフォームド・コンセントを得た。

なお、本研究は茨城大学教育学部研究倫理委員会の承認を受けている。

4.2.2 内省報告

指尖脈波計測後、遮音特性の優れたヘッドフォン A を用いた場合と遮音特性のやや劣るヘッドフォン B を用いた場合についての内省報告を求め、快、不快を評価してもらった。さらに、どのような点で快または不快であったのかについても自由記述を求めた。

4.2.3 実験装置とその配置

茨城大学行動画像計測解析室において実験を実施した。図 4.1 に、実験装置の配置を示す。予め録音された MRI 騒音をシールド防音室内に配置したスピーカー(NC-SP1, JVC 社製) から再生させた。防音室内の状況は USB hub を介してマイクロフォン付きマイクロカメラ(Life Cam Studio, Microsoft 社製) でモニターし、被験者の様相と安全を確認した。脈波は、防音室内の椅子に着座した被験者の左手第 2 指から指尖脈波計測装置(BACS-Advance, TAOS 研究所社製) で計測した。

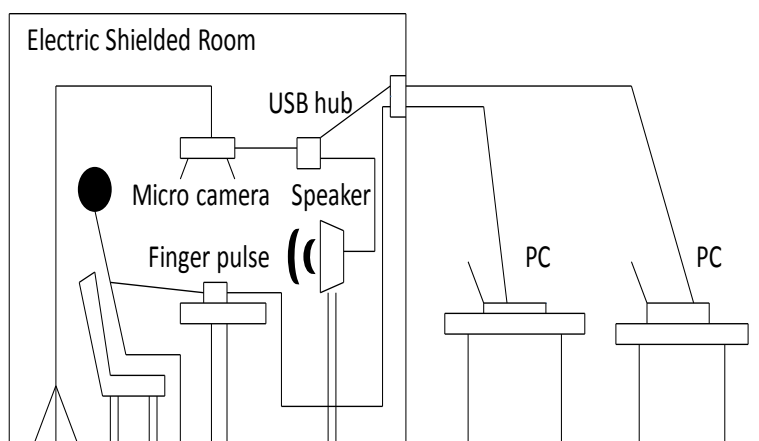


図 4.1 実験装置の配置

4.2.4 刺激呈示方法

図 4.2 に騒音負荷と音楽呈示の手順を示す。1.5T の MRI 装置(MRMAGNETOM Symphony, Siemens 社製)での fMRI 計測時 (Gradient Echo 法 Single Shot EPI (TR=4sec, TE=55.24msec, FA=90degrees, 4mm×70slice, FOV=240mm, 256×256Matrix)) 騒音を再生し、防音室内スピーカーから 1m 離れた被験者耳介部において 95dB(A) になるよう設定した。実験には、遮音効果が-25dB(A) のヘッドフォン A (AS-3000HK, 日立アドバンスド社製)、もしくは遮音効果が-15dB(A)のヘッドフォン B (P/N4757238, Siemens 社製) を介して協奏曲「四季」(ビヴァルディ作) が呈示される 40 秒区間と呈示されない 40 秒区間が交互に 3 回繰り返されるブロックデザインを用いた。なお、音楽呈示の順序効果の影響を考慮して、ヘッドフォン A での音楽呈示を先におこなう被験者とヘッドフォン B での音楽呈示を先におこなう被験者を各 10 名 (男性 5 名, 女性 5 名) とし、カウンターバランスをとった。さらに、図 4.3 にヘッドフォンがある時とヘッドフォンがない時の特性曲線を示した。この特性曲線の作成に際しては、騒音計 (Sound Level Meter, NL-32, RION) を利用して、各周波数に対する MRI 騒音の音圧レベルを計測してエクセル上で作成した。音圧 95dB(A) は、電車が通るガード下 (100dB(A))と犬の鳴き声 (90dB(A)) の間の音圧に相当する。日本産業衛生協会が示す難聴を防止する騒音の基準値は、暴露時間が 30 分間の場合、1kHz の 1/3 オクターブバンドレベルは 98dB(A)である(日本産業衛生協会, 1969)。

一方、脈波を連続計測している間は開眼するよう求め、被験者には眠らないよう教示した。なお、試行実施に先立って実験中に気分が悪くなったときは、いつでも実験が中止できることを告げた。

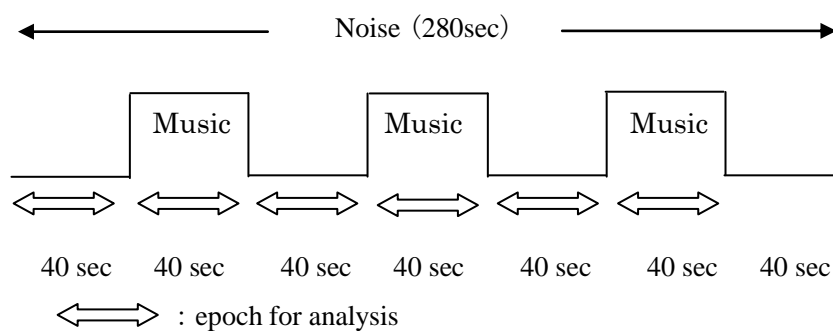


図 4.2 実験のブロックデザイン

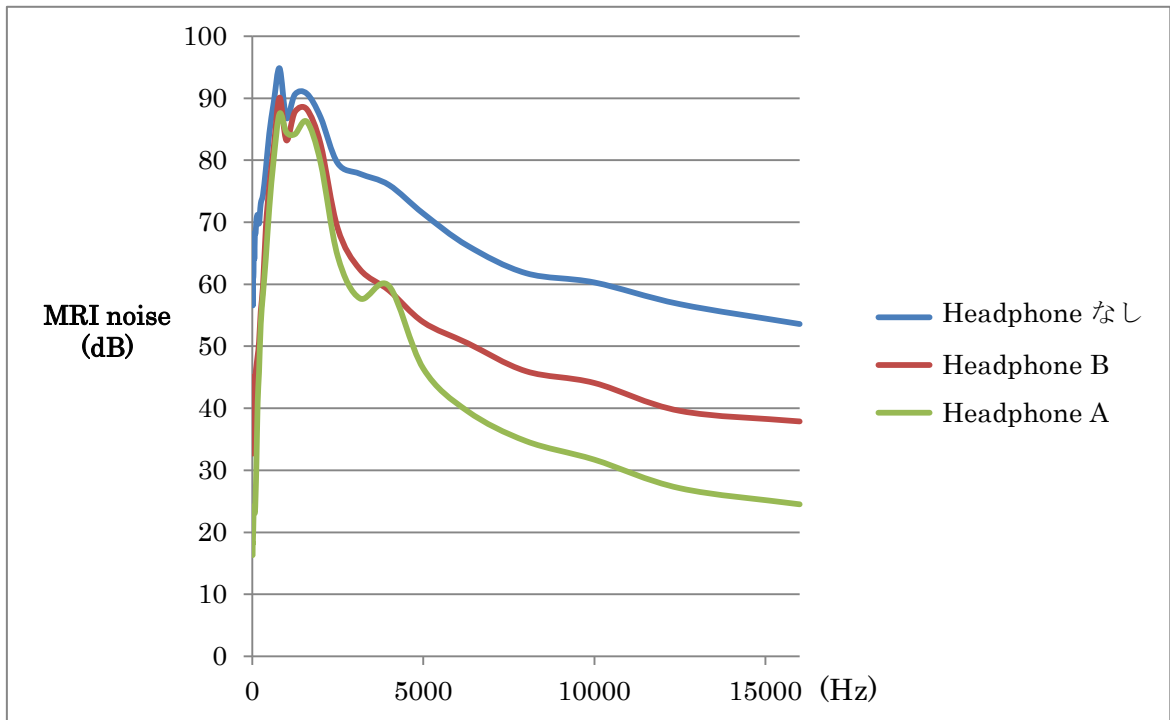


図 4.3 ヘッドフォンの有無による fMRI 騒音特性の変化

4.2.5 統計処理

ヘッドフォンによって、「快」とした回答と「不快」とした回答に差があるかを確認するため χ^2 検定を行った。また、各ヘッドフォンを介して音楽を呈示しない時と音楽を呈示した時の LF/HF、L/T、CV-RR について 2 要因の分散分析を用い、下位検定として Bonferroni の多重比較をおこなった。

4.3 結果

4.3.1 内省報告結果

ヘッドフォン B に比べ、ヘッドフォン A を用いた場合には音楽が明瞭で聴きやすく、より快適であったとの内省報告が多かった(表 4.1)。

ヘッドフォン A、ヘッドフォン B によって、「快」とした回答と「不快」とした回答の比率について χ^2 検定を行った結果、1%水準で有意差があり ($\chi^2(1)=20.41$, $p<0.01$)、ヘッドフォン A を用いたほうがヘッドフォン B を用いた場合に比べて「快」であるとの回答が有意に多かった。

表 4.1 内省報告

Headphone	Comfort (number of subjects)	Discomfort (number of subjects)
A	15	5
B	1	19

4.3.2 LF/HF (ウェーブレット変換)

それぞれのヘッドフォンを使用した状態での音楽非呈示時と音楽呈示時の LF/HF について、2 要因の分散分析を行った結果、ヘッドフォン(A と B)と呈示条件(音楽呈示時と音楽非呈示時) の間に交互作用($F(1, 19)=5.43, p<0.05$)が見られたため、Bonferroni で多重比較を行った結果、ヘッドフォン B での音楽呈示時の LF/HF 値が音楽非呈示時に比べ 1% 水準で有意に大きい値を示していた。しかし、ヘッドフォン A ではそのような有意差は認められなかった。また、音楽呈示時にはヘッドフォン B での LF/HF 値がヘッドフォン A に比べ 1% 水準で有意に大きい値を示していたが、音楽非呈示時にはそのような有意差は認められなかった(図 4.4)。

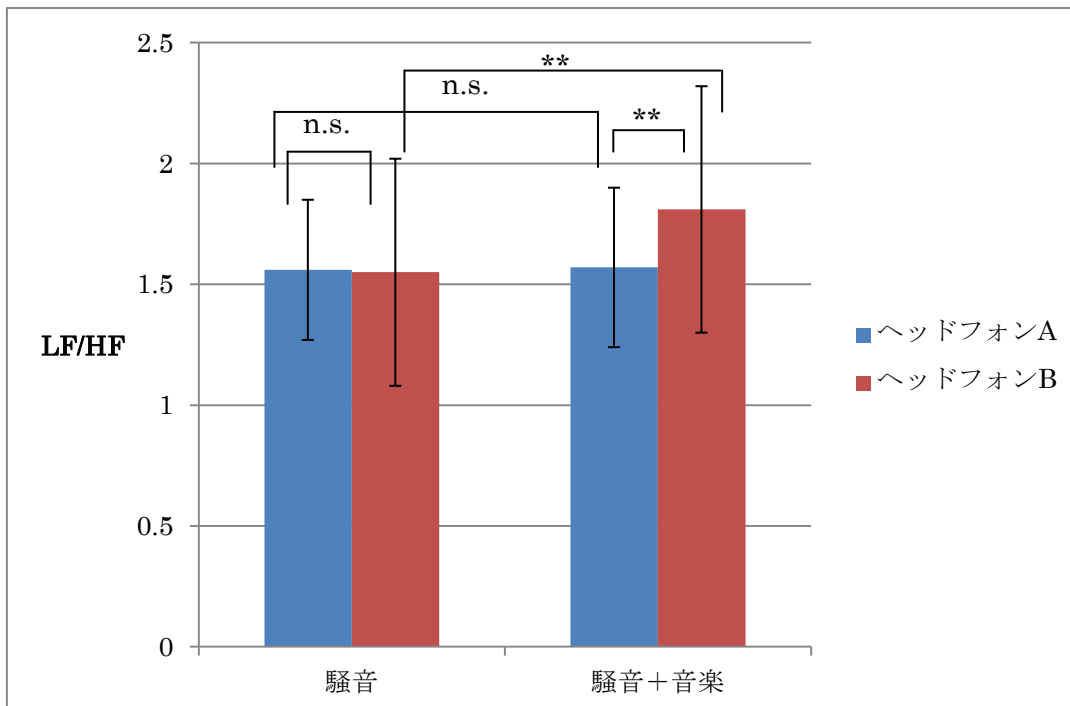


図 4.4 音楽を呈示しない時と 音楽を呈示した時の LF/HF の平均と標準偏差

** $p<0.01$, n.s.: not significant

4.3.3 L/T

それぞれのヘッドフォンを使用した状態での音楽非呈示時と音楽呈示時の L/T について、2 要因の分散分析を行った結果、ヘッドフォン(A と B)と呈示条件(音楽呈示時と音楽非呈示時) の間に交互作用($F(1, 19)=6.95, p<0.05$)が見られたため、Bonferroni で多重比較を行った結果、ヘッドフォン B での音楽非呈示時の L/T 値が音楽呈示時に比べ 1%水準で有意に大きい値を示していた。しかし、ヘッドフォン A ではそのような有意差は認められなかった。また、音楽呈示時にはヘッドフォン A での L/T 値がヘッドフォン B に比べ 1%水準で有意に大きい値を示していたが、音楽非呈示時にはそのような有意差は認められなかった(図 4.5)。

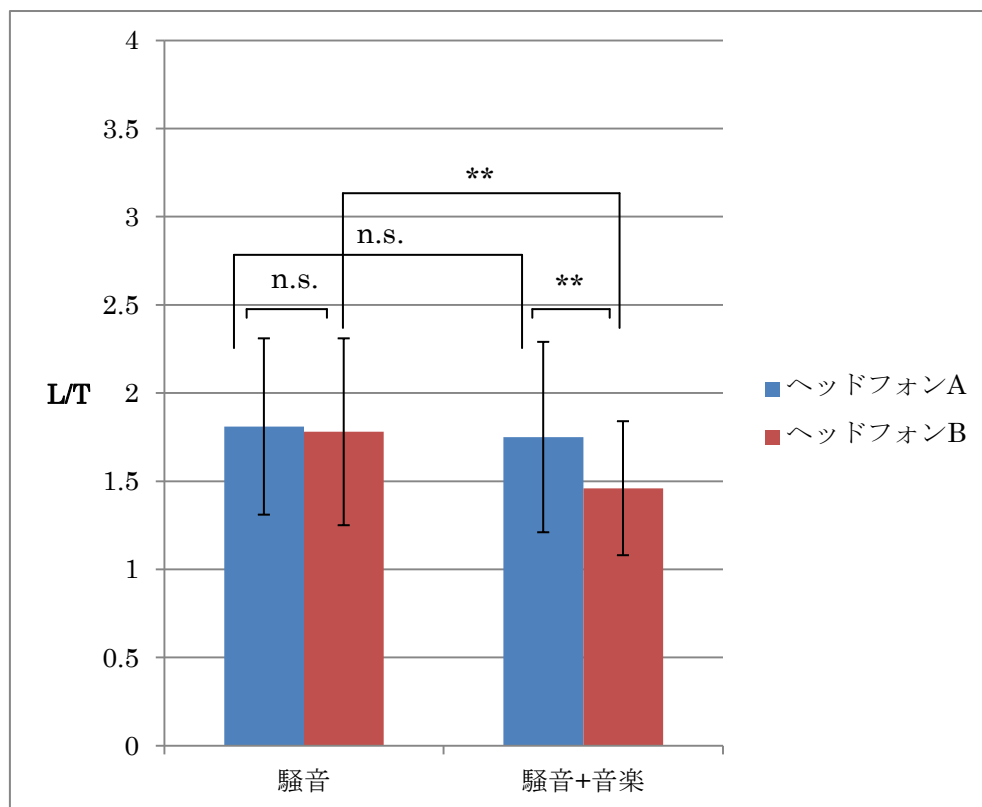


図 4.5 音楽を呈示しない時と 音楽を呈示した時の L/T の平均と標準偏差

** $p<0.01$, n.s.: not significant

4.3.4 CV-RR

それぞれのヘッドフォンを使用した状態での音楽非呈示時と音楽呈示時の CV-RR について、2 要因の分散分析を行った結果、ヘッドフォン条件(A と B) と呈示条件(音楽非呈示時と音楽呈示時)の間に交互作用 ($F(1,19)=12.03$, $p<0.01$)が見られたため、Bonferroni により多重比較を行ったところ、ヘッドフォン B では音楽非呈示時の CV-RR の値が音楽呈示時に比べて 1%水準で有意に大きい値を示していたが、ヘッドフォン A ではそのような有意差は認められなかった。また、音楽呈示時については、ヘッドフォン A での CV-RR の値がヘッドフォン B に比べて 1%水準で有意に大きい値を示していたが、音楽非呈示時にはそのような有意差は認められなかった(図 4.6)。

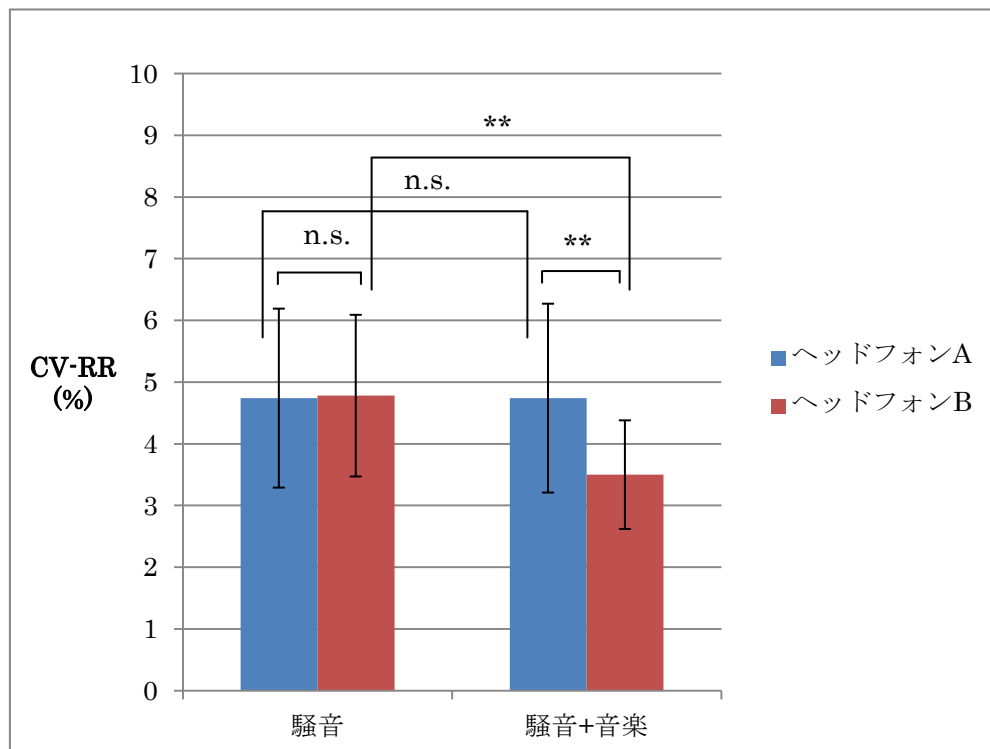


図 4.6 音楽を呈示しない時と音楽を呈示した時の CV-RR の平均と標準偏差

** $p<0.01$, n.s.: not significant

4.4 考察

自律神経の調節を行う部位は視床下部がよく知られている。視床下部は内分泌系の調節や日内リズムなどで重要な働きをしていることから、視床下部は比較的ゆっくりとした自律神経活動の変動に関与していることが分かっている(朝比奈, 2012)。このことは、視床下部から送り出されたストレス信号が自律神経機能の日内変動にも影響を及ぼしているとも言えよう。

一方、迅速な対応には、脳幹網様体や前部帯状回、島皮質、扁桃体などの辺縁系が重要であることが分かっている。また、最近では、視床下部、前部帯状回、島皮質、扁桃体、視床下部、脳幹網様体などを中枢性自律神経ネットワークとしてとらえるようになり、中枢自律神経線維網(CAN: central autonomic network)と呼ばれている(朝比奈, 2012)。このように CAN を構成する辺縁系には扁桃体も含まれている。そもそも扁桃体は自律神経活動の調節に重要な部位であり、両側扁桃体が障害されると情動に伴う自律神経活動の変動は不明瞭となることがわかっている(朝比奈, 2012)。また、扁桃体の重要な役割は生物学的価値判断であり、島皮質や海馬などとともに情報を処理し、それが生物学的に好ましいものか、避けるべきものかを判断する(朝比奈, 2012)。このように、扁桃体は生体に及ぼすストレスについて重要な役割を担う部位であると言える。

この重要な役割を担う扁桃体に着目して、第2章では fMRI 計測環境下における脳機能状態について検討した。fMRI 計測環境下における研究では、遮音特性のやや劣るヘッドフォンを介して音楽を呈示した場合、被験者の多くが不快と回答していた。また、扁桃体活動についてみると、遮音特性のやや劣るヘッドフォンを介して音楽を呈示した場合、左扁桃体は殆ど活性化されなかったが、右扁桃体は活性化されていた。このように、fMRI 騒音が生体に及ぼすストレスの影響を中枢レベルの扁桃体活動から捉えることができた。

しかし、fMRI 計測には多大な時間と経費が必要であり、もっと簡便に fMRI 騒音が生体に及ぼすストレスの影響を評価するため、今回は比較的計測が容易な指尖脈波計測を行い、心拍変動の面から検討することを考えた。そこで、本研究は、fMRI 騒音環境下の心拍変動からみたストレス状況について検討した。その結果、遮音特性のやや劣るヘッドフォンを介して音楽を呈示した場合、被験者の多くが不快と回答していた。また、自律神経活動についてみると、遮音特性のやや劣るヘッドフォンを介して音楽を呈示した場合、LF/HF 値は有意に大きく、L/T 値は有意に小さいことから交感神経活動が亢進していることが推察され、さらに、CV-RR 値は有意に小さいことから副交感神経活動は小さくなっていることが推察された。この実験結果については、遮音特性のやや劣るヘッドフォンを介して音楽を呈示した場合、fMRI 騒音を遮蔽しきれず音楽に重畳されるため、そのストレスが自律神経活動にも影響したのではないかと考えら

れる。このように、fMRI 騒音が生体に及ぼすストレスの影響を末梢レベルの自律神経活動からも捉えることができた。

今回、fMRI 騒音環境下でみた末梢の自律神経活動とこれまで fMRI 計測環境下でみてきた中枢の扁桃体活動は、同時に計測を行ってみている訳ではない。けれども、本研究は fMRI 計測環境下における研究と同じブロックデザインを用いて実験を行い、さらに、fMRI 計測時の騒音を PC で再生し、fMRI 計測時に類似した音響環境下において実験を行った結果、遮音特性がやや劣るヘッドフォンを介して音楽呈示した場合に末梢の自律神経活動に変化がみられた。これまでおこなった fMRI 計測時の脳機能活動の実験では、遮音特性がやや劣るヘッドフォンを介して音楽呈示した場合に扁桃体活動に変化がみられていることから、遮音特性がやや劣るヘッドフォンを介して音楽呈示することで中枢の扁桃体活動及び末梢の自律神経活動において変化が同じようにみられたことが伺えた。このことは、fMRI 騒音の中で音楽を呈示することによりもたらされたストレスに扁桃体が敏感に反応することによって、右扁桃体活動にも変化が見られ不快な感情が生じたものと考えられる。また、このストレスが扁桃体から CAN を構成している視床下部に伝えられ、さらに、自律神経系に影響を与えるストレス信号が視床下部より送り出されたことから、自律神経活動に変化が生じたものと推察される。

また、本研究は自律神経活動を定量的に評価できる LF/HF、L/T、CV-RR の 3 指標を用い、fMRI 騒音が生体に及ぼすストレスの影響を心拍変動の面から評価することができたとと言える。さらに、本研究は fMRI 騒音が生体に及ぼすストレスの影響を末梢レベルの自律神経活動から捉えられたことから、これまでの fMRI 計測環境下における研究でみてきた中枢レベルの扁桃体活動から捉えただけではなく、中枢及び末梢の両レベルから捉えられたと言えよう。

このように、中枢の扁桃体活動を計測した時と同じブロックデザイン及び類似した音響環境下で実験を行うことによって、遮音特性がやや劣るヘッドフォンを介して音楽呈示した場合に末梢の自律神経活動にも影響がみられたことは、脳と末梢自律神経活動との間に存在する双方向コミュニケーション(interactive communication) (朝比奈, 2012) が影響している可能性があるのではないかと推察される。すなわち、脳は一方方向性に心循環系を制御しているのではなく、心循環系からも大脳皮質の CAN の活動に影響を与えることがあり双方向に影響していることから、中枢の扁桃体活動を計測した時と同じような類似した環境の下で実験を行うことによって、遮音特性がやや劣るヘッドフォンを介して音楽呈示した場合に末梢の自律神経活動にも影響がみられたのではないかと考えられる。このように、fMRI 騒音が生体に及ぼすストレスの影響を中枢の扁桃体及び末梢の自律神経の両方から捉えることができたことは、今後の MRI 騒音が生体に及ぼすストレスに関する研究での新しい知見が得られたものと言えよう。

参考文献

- 朝比奈正人(2012) 心循環機能と脳画像. 臨床神経学 Vol.52, no.11, pp.1276-1278
- Asahina M., Suzuki A., Mori M., Kanesaka T., Hattori T. (2003) Emotional sweating response in a patient with bilateral amygdala damage. *Int J Psychophysiol* Vol.47, pp.87-93
- 堀井昭男・山村千草・勝俣智道・内山明彦(2004) 不快音に対する生体反応. *Journal of International Society of Life Information Science* Vol. 22, no.2, pp.536-544
- 武藤憲司・八木一夫 (2004) MRI 検査室内における騒音レベル測定. 日本音響学会誌 Vol.61 pp.5-13
- 長坂猛・田中美智子・須永清・増田敦子・楊箬隆哉・佐伯由香・榊原吉一(2000) 音刺激が心拍変動に及ぼす影響. 宮崎県立看護大学研究紀要 Vol.1, no.2, pp.61-65
- 日本産業衛生協会(1969) 許容濃度等委員会勧告の騒音の許容基準について. 産業医学 Vol.11, pp533-538
- 山根悠・近藤和弘(2010) MRI 騒音のあるオペレーション室を想定した ANC ヘッドフォン応用双方向会話システムとその了解度. 第 6 回情報処理学会東北支部研究会 資料番号 10-6-B2-2

第5章 結論

本論文では、MRI 騒音環境下で遮音特性が異なるヘッドフォンを介して音楽を呈示した際の脳機能画像と脈波を計測し、中枢神経系及び自律神経系において MRI 騒音がどのように影響し、ストレスをもたらしているかを検討した。

第1章では、ストレスをめぐる諸問題を論じ、情報化社会では様々なメディアを介して情報検索や発信ができるようになり、日々の生活でも幅広く活用されるようになって利便性は飛躍的に向上した。しかし、様々なメディアを利用できるようになり、情報検索や発信が日常生活の中で活用できるようになった良い面もあるが、その反面、多数の情報が混在しているため、個人が適切な判断ができなくなり、有用な情報に辿りつくことができなくなる事態、外部から情報システムへ不正アクセスされ、社会機能の特定部分が作動しなくなる危険性、ネットワークを介して個人情報に不当に利用され、プライバシーが侵害されるような新たな問題も出ている。このような問題が深刻化するにつれ、テクノストレスというような社会特有のストレスも出てきている。また、最近ではインターネットを利用している人々にもこのテクノストレスが見られるようになってきている。実際、人々がどの程度ストレスを感じているか調査した結果では、ほぼ半数がストレスを感じていると回答している。また、要因別にみてもストレスをもたらす要因は、多岐にわたっていることが明らかになった（国民生活選好度調査（幸福度の調査）（2008））。

近年おこなわれた様々な疫学的調査結果からも、ストレスは多くの疾患の憎悪因子になることがあり、過度のストレスが長期間にわたると自律神経系や内分泌系の変調をきたし、認知・判断にも影響することが知られている（尾仲（2005））。例えば、交通騒音、工事現場騒音、医療現場騒音などの生活環境由来の騒音は時と場合によってはストレスサーになり、それらの環境騒音に長期間暴露されると高血圧、心循環器系への影響が生じる場合もある。

そこで、本研究では病院などの医療現場における騒音に着目し、患者ばかりでなく検査を行う医療スタッフのストレスにもなっている MRI 装置由来の騒音が生体に及ぼす影響について検証した。

第2章では、MRI 騒音環境下で遮音特性が異なるヘッドフォンを介して音楽を呈示した際の脳機能画像を計測し、騒音と音楽を呈示することが中枢神経系にいかなる影響をもたらすのかを検証した。その結果、自省報告では被験者の多くが、音楽呈示に用いられるヘッドフォンで騒音が十分遮音されていると快適だが、それが不十分だと不快であることが判明した。ヘッドフォンによる騒音遮音効果は脳機能画像でも認められ、音楽

呈示の際にヘッドフォンで騒音が十分遮音されていると、左右聴覚野領域のみならず側頭領域から前頭領域にかけての広範囲の脳領域が賦活されていた。さらに、情動の中核とみなされている扁桃体においても騒音遮音効果は認められ、音楽呈示の際にヘッドフォンでの騒音遮音が不十分だと右扁桃体は賦活されるものの左扁桃体は殆ど賦活されていなかった。一方、音楽呈示の際にヘッドフォンで騒音が十分遮音されていると、扁桃体は左右とも賦活され、特に左扁桃体は右よりも広い範囲が賦活されていた。このように、騒音環境下で同じ音楽曲が呈示されても、それを聴くヘッドフォンの遮音が不十分だとストレスに感じていて、そのような背景に扁桃体の作動状況が関与しているものと思われる。

第3章では、暗算課題遂行時にMRI騒音を呈示した際に指尖脈波を計測し、心拍変動の面から騒音のストレス作用を評価することを試みた。その際、心理的ストレス反応をみるためにおこなったSTAI (A-State) では、各被験者とも騒音負荷後に値が大きくなっていて、騒音負荷が被験者の心理的ストレスとして作用していることが判明した。また、騒音負荷によって心拍変動を反映するLF/HF値は増大し、L/T値とCV-RR値は減少して交感神経活動がより活発になっており、脈波を計測して心拍変動を評価することにより、ストレス作用を評価できる見通しを得た。

第4章では、MRI騒音環境下で遮音特性が異なるヘッドフォンを介して音楽を呈示した際の指尖脈波を計測し、騒音と音楽を呈示することが自律神経系にいかなる影響をもたらすのかを検証した。なお、本章の実験では、第2章における脳機能画像計測での実験プロトコールとできるだけ共通した条件にするため、呈示刺激と呈示時間は同じブロックデザインとした。その結果、内省報告では音楽呈示に用いられるヘッドフォンで騒音が十分遮音されていると聴きやすくより快適であることが判明した。ヘッドフォンによる騒音遮音効果は心拍変動でも認められ、音楽呈示の際にヘッドフォンで騒音の遮音が不十分だと、心拍変動の指標であるLF/HF値は有意に増大、L/T値とCV-RR値は有意に減少し、交感神経活動が大きくなることが推察された。一方、音楽呈示の際にヘッドフォンで騒音が十分遮音されていると、LF/HF値、L/T値、CV-RR値は有意差が認められず交感神経活動が小さくなることが推察された。

このように、騒音環境下で同じ音楽曲が呈示されても、それを聴くヘッドフォンの遮音が不十分だとストレスに感じていて、心拍変動においても自律神経系の活動は反映されていることが伺える。

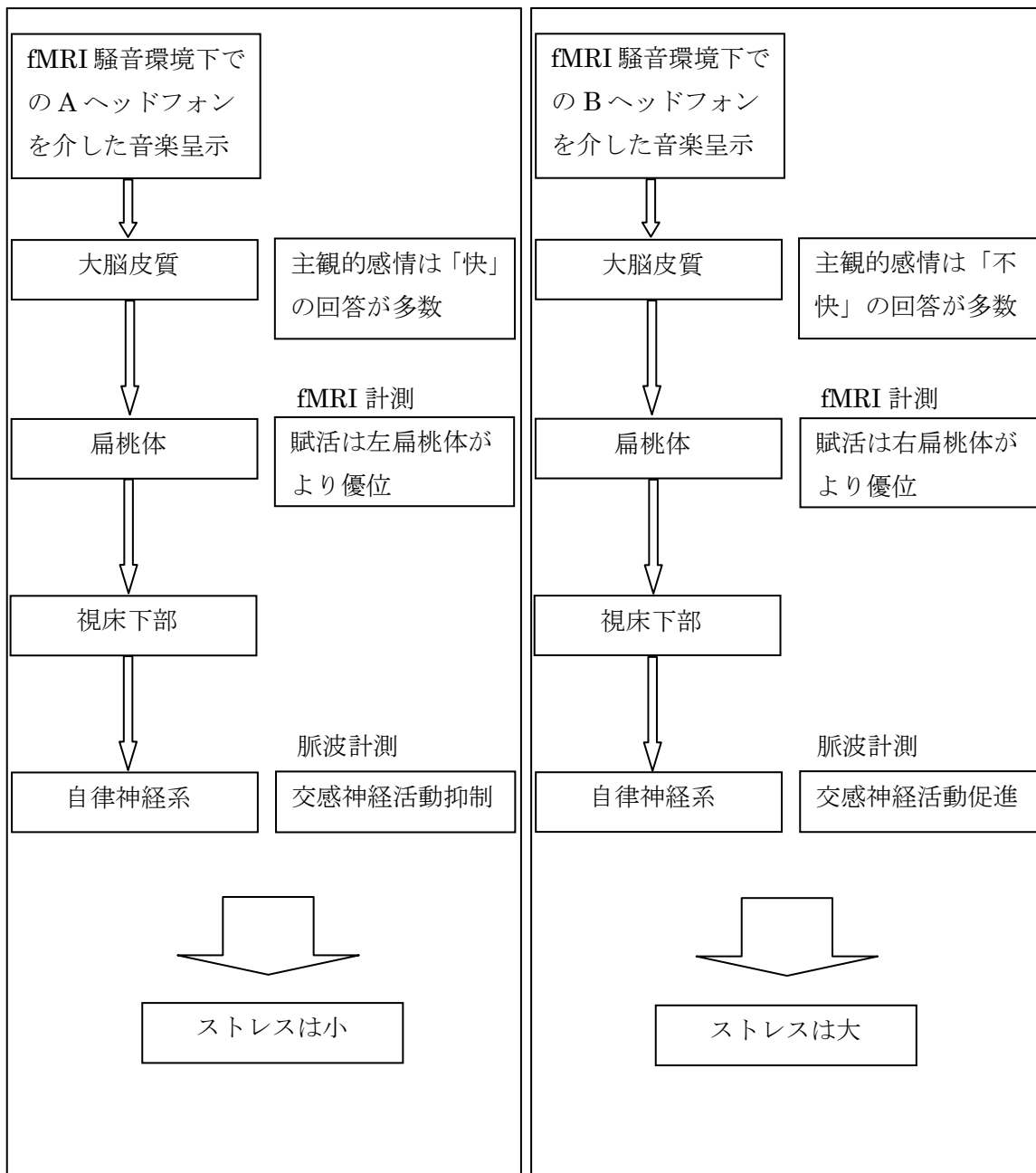


図 5.1 fMRI 騒音環境下での音楽呈示に伴う扁桃体・自律神経活動とストレス

現代社会には、ストレッサーとなりうる事象は様々で、同じ刺激でも個人によって受け止め方は異なっていて個人やその時の状態に依存的であるなど、ストレスとして作用するメカニズムは複雑で捉えにくいいため、それらがストレスとして作用するメカニズムはいまだ解明されていないものも多い。

そこで、本研究では **fMRI** 騒音環境下でヘッドフォンを介して音楽呈示した際のストレスの影響を脳機能計測と心拍変動の両面から検討し、それらの結果にもとづいて包括的なモデルを図 5.1 に示す。遮音特性の優れた A ヘッドフォンを用いたこの図の右段では、主観的には「快」と評価され、左扁桃体は右扁桃体に比べてより広い範囲の賦活と交感神経活動の抑制が生じていた。一方、図 5.1 の左段に示した遮音特性の劣る B ヘッドフォンを用いた場合には、主観的には「不快」と評価され、左扁桃体よりも広い範囲の右扁桃体の賦活と交感神経活動の促進が生じていた。このように、**fMRI** 騒音環境下においてヘッドフォンを介して音楽が呈示されても、遮音が不十分だと、呈示される音楽はむしろストレスと感じていることが生体機能計測データから裏付けられ、**MRI** 計測環境での患者の負荷軽減を図るための指針として活用できるものと考えます。

謝辞

茨城大学大学院の社会人院生として入学して以来、博士論文を提出することを目標に頑張ってきました。茨城県厚生連水戸協同病院放射線部勤務と学業の間で慌ただしい日々を送ってきましたが、こうして博士論文を提出できましたことは自分自身これまでの努力がやっと実を結んだと感じております。また、これからの研究をしていくうえで多くの課題が残されており、なお一層の努力が必要であると感じております。

そもそも、私がMRI騒音によるストレス反応に関心をもったのは患者からの訴えが大きな要因でした。私は診療放射線技師であるため患者と接する機会が多く、これまでも多くの患者から検査及び医療全般における訴えがあり、日々、患者の訴えにどう対処し向きあうべきなのか考えさせられておりました。このような訴えの中で、MRI騒音が生体に及ぼす影響について関心を抱き研究を行った次第です。これからも自分の研究が患者に少しでも貢献できるように頑張っていきたいと思っております。

最後に、本論文を完成させるにあたり、大学院博士後期課程における研究を通して、終始ご指導ご鞭撻を賜りました茨城大学副学長尾崎久記先生に心より厚くお礼申し上げますとともに、有益なご教授ご助言を賜りました茨城大学工学部星野修教授、茨城大学工学部赤羽秀郎准教授、茨城大学工学部稲垣照美教授、茨城県立医療大学保健医療学部門間正彦教授、茨城大学教育学部勝二博亮准教授、茨城キリスト教大学細川美由紀准教授に心から謝意を表します。また、聴覚障害訴え事例(PATC)の発生に関する参考文献についてご助言をいただきましたつくば国際大学医療保健学部村中博幸教授に心から謝意を表します。

なお、本研究を進めるにあたり、実験に参加をいただきました茨城大学教育学部学生の皆様に心より感謝いたします。また、TAOS研究所の東田外史先生、茨城県厚生連土浦協同病院放射線部長谷川圭壺技師には、多くの貴重なご意見をいただきました。この場を借りて、心より厚くお礼申し上げます。さらに、実験を進めるにあたり、MRI装置を使用させていただくために御尽力を賜りました茨城県厚生連水戸協同病院の皆様、茨城大学行動画像計測解析室にて指尖脈波計測装置を使用させていただくために御尽力を賜りました茨城大学教育学部の皆様に心より厚くお礼申し上げます。

