

MRI 騒音環境下での精神的ストレスによる 心拍変動に関する研究

高村 秀彰

茨城大学大学院理工学研究科情報・システム科学専攻

はじめに

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 100 dB(A) を超える場合もあり¹⁾、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²⁾。また、中井ら³⁾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、中井ら³⁾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

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、いまだ 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。

これまで、我々は、fMRI を用いて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てきた⁴⁾。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、簡便に MRI 騒音が生体に及ぼす影響を評価する方法が必要であると考えた。

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^{5)~7)}。その中で最も多く利用されている生体情報の一つが心拍変動解析である⁸⁾。心拍変動解析は心電図や脈波などから計測した心拍周期の変動を解析するもので、統計的指標や周波数解析による手法がよく知られている⁹⁾。

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

キーワード MRI noise, stress, Lorenz plot, heart rate

解析を行って、ストレス評価を行うことを目的とした。ストレスの指標としては、周波数領域指標である LF/HF (LF: low frequency component, HF: high frequency component) を求め、次に、ローレンツプロットより時間領域指標である L/T (L: The length of the longitudinal axis, T: The length of the transverse axis) を求め、交感神経活動と副交感神経活動のバランスを推定した。この 2 指標を基にストレス評価を行った。

一方、本研究では、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た。また、暗算負荷と騒音負荷の両方をストレス課題として用いた。なお、MRI 騒音以外の音に対する反応を見るため、他の音刺激で同じ解析を行い比較した。

具体的には、次の 2 指標による自律神経活動解析法で検討した。

1. 周波数領域指標

周波数領域指標の LF/HF は、高速フーリエ変換によって、0.15 Hz~0.4 Hz の高周波成分 (HF) と 0.04 Hz~0.15 Hz の低周波成分 (LF) のスペクトルを求めることで、交感神経と副交感神経のバランスを推定するものである。

2. 時間領域指標

時間領域指標の L/T は、ローレンツプロットの幾何学的解析手法である。ローレンツプロットは、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手法である。具体的には、心電図の R 波同士の間隔 (RRI, R-R Interval) から周期を求め、n 番目の RRI を横軸にとり、その 1 拍後の n+1 番目の RRI を縦軸にプロットする¹⁰⁾ (Fig. 1)。また、Fig. 1 の L と T の値は、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¹¹⁾、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

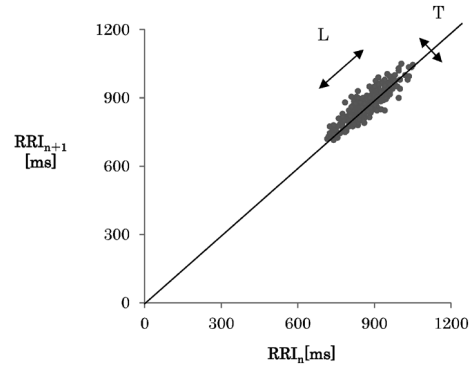


Fig. 1. Examples of Lorenz plot

As shown in the figure, the Lorenz plot involves the technique of expressing the fluctuation in the cycle of heart beats geometrically on a two-dimensional rectangular cross graph.

が小さくなる¹²⁾。なお、Toichi ら¹¹⁾は、薬理実験によって、L は副交感神経機能に、T は副交感神経機能と交感神経機能の両方に影響され、また、L/T は交感神経機能に影響されることを明らかにしている。

方 法

1. 対象者

聴覚障害のない大学生 6 名 (男性 1 名、女性 5 名 平均年齢は 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、本研究は実験に先立ち、ヘルシンキ宣言に沿った内容で行い、実験の趣旨と目的、実験方法等について十分な説明を行い、文書にて同意を得た上で実験を行った。

2. 実験装置

SONY ECM-PCV80U 単一指向性マイクロフォンを銅板の非磁性シールドボックスに入れ、MRI 装置のガントリー中心部から 3 m の

2014 年 5 月 7 日受理 2014 年 8 月 20 日改訂

別刷請求先 〒310-8512 茨城県水戸市文京 2-1-1 茨城大学大学院理工学研究科情報・システム科学専攻
高村秀彰

位置でマイクロフォンをガントリー中心部に向け録音した MRI 騒音または音楽（協奏曲「四季」(ビヴァルディ作)）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）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）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。今回使用した防音室の大きさは 230 cm × 260 cm × 300 (高さ) cm であり、防音性能は -60 dB(A) である。

3. 刺激

あらかじめ録音された 1.5 T の MRI 装置 (MRMAGNETOM Symphony, Siemens 社製) の fMRI 計測時 (BOLD 法による gradient echo 法 single shot EPI (TR = 4.0 s, TE = 55.24 ms, FA = 90 degrees, 4 mm × 70 slice, FOV = 240 mm, 256 × 256 matrix)) の騒音または音楽 (協奏曲「四季」(ビヴァルディ作)) を再生し刺激として用いた。防音室内スピーカーから 1 m 離れた被験者耳介部での音圧 (SPL) が 95 dB(A) の MRI 騒音または音楽を、遮音効果 -15 dB(A) のヘッドホン (P/N4757238. Siemens 社製) を介して被験者に呈示した。Fig. 2 にヘッドホンがあるときとヘッドホンがないときの MRI 騒音に対する特性曲線を示した。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 95 dB(A) は、電車が通るガード下 (100 dB(A)) と犬の鳴き声 (90 dB(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、1 kHz の 1/3 オクターブバンドレベルは 98 dB(A) である¹³⁾。

4. 実験手続き

Fig. 3 に実験プロトコルを示す。1 分間の準

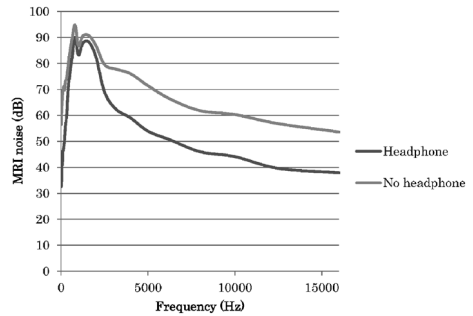


Fig. 2. The characteristic curve to MRI noise The sound pressure level of the MRI noise over each frequency was measured.

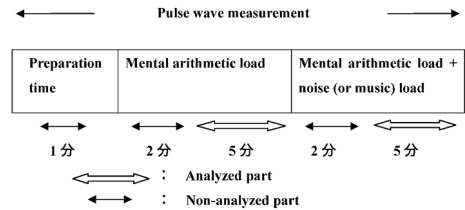


Fig. 3. Experimental protocol In the experimental protocol, pulse waves were continuously measured for 15 min, and the analysis target portion was 5 min.

備時間と覚醒状態を保てるよう 14 分間の暗算課題実施時間の脈波を計測した。暗算課題には内田クレペリン精神検査を用い、後半の 7 分間には騒音または音楽を付加させた。また、心拍数変動の測定基準に基づき分析対象部分を 5 分間にした¹⁴⁾。なお、分析対象部分での LF/HF, L/T を求めた。特に、LF/HF では RSA (呼吸性洞性不整脈成分) の影響を大きく受けやすいため、試行時間が長いと実験データに影響が出てしまう。それゆえ、単純計算作業である内田クレペリン精神検査を負荷することで被験者の覚醒状態を保てるようにした。

5. 解析方法

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) を行って、パワースペクト

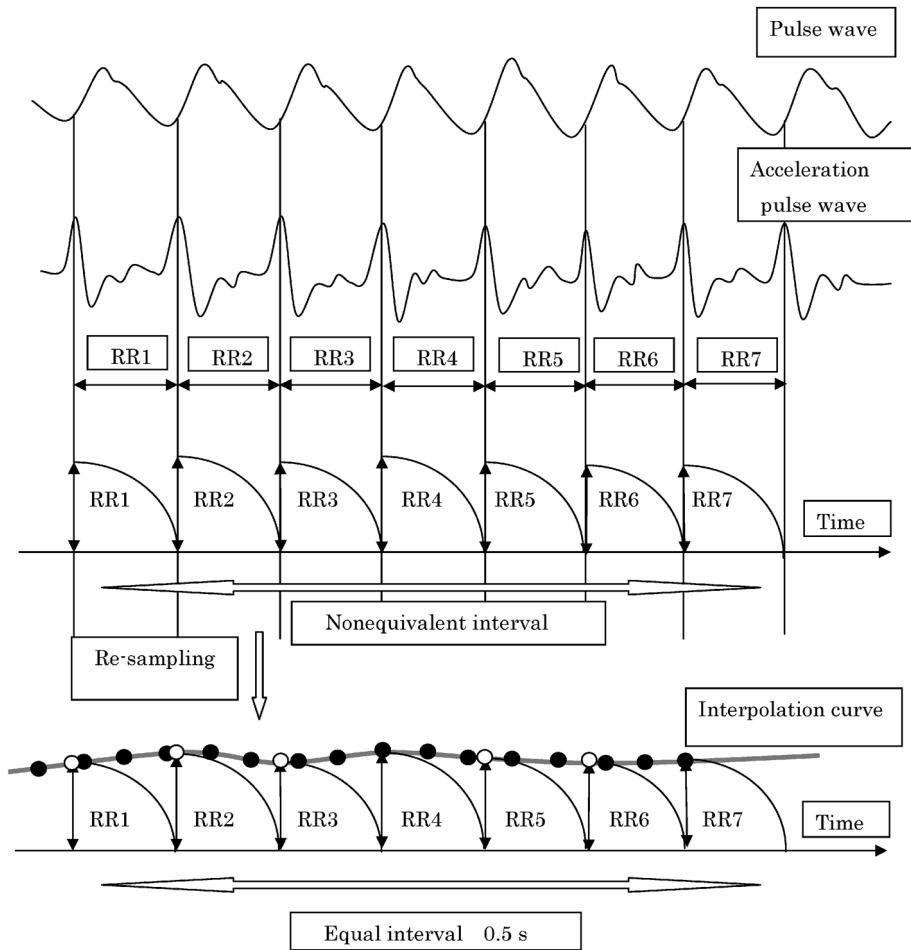


Fig. 4. The calculation method for analysis of heart rate variability
 From the peak of an acceleration pulse wave, it asks for RR interval data and performs re-sampling. Following this, the power spectral density of the equally spaced data obtained is asked.

ルを算出した (Fig. 4). 得られたパワースペクトルの低周波成分 (0.04~0.15 Hz までのパワースペクトル密度の積分値: LF) と, 高周波成分 (0.15 Hz~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. 暗算と騒音または音楽の初期効果を避けるため, 暗算課題開始後 120 秒~420 秒と騒音または音楽付加後 120 秒~420 秒 (暗算開始からは 540 秒~840 秒) 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.

L と T の値は, 構成するローレンツプロットのプロット点の長軸と短軸方向への分布の標準偏差の 4 倍の値を用い算出した.

結 果

1. 内田クレペリン精神作業検査と心拍数
 騒音環境下において, いずれの被験者も計算

Table. Heart rate and behavior of the subject at the time of mental arithmetic + noise (or music)

Subject	The number of times (time) and the heart rate of the subject that temporarily stops at that time.
1	One time 3 s (noise) Heart rate : 81.1–83.9 (beats/min) Mean heart rate at the time of the mental arithmetic + noise (or music) : 68.9 ± 4.74 (beats/min) (noise), 75.1 ± 5.43 (beats/min) (music)
2	Two times 3–4 s (noise) Heart rate : 101.7–103.4 (beats/min), 102.6–103.4 (beats/min) Mean heart rate at the time of the mental arithmetic + noise (or music) : 86.9 ± 5.56 (beats/min) (noise), 86.6 ± 3.6 (beats/min) (music)
3	One time 3 s (noise) Heart rate : 90.2–93 (beats/min) Mean heart rate at the time of the mental arithmetic + noise (or music) : 76.9 ± 4.75 (beats/min) (noise), 82.1 ± 3.22 (beats/min) (music)
4	Five times 3–4 s (noise) Heart rate : 85.7–88.9 (beats/min), 85.7–89.6 (beats/min), 86.3–90.2 (beats/min), 85.7–87.6 (beats/min), 88.2–88.9 (beats/min) Mean heart rate at the time of the mental arithmetic + noise (or music) : 77.3 ± 4.7 (beats/min) (noise), 78.7 ± 3.27 (beats/min) (music)
5	Three times 3–4 s (noise) Heart rate : 75–77.9 (beats/min), 74.5–76.4 (beats/min), 72.7–74.5 (beats/min) Mean heart rate at the time of the mental arithmetic + noise (or music) : 65.1 ± 4.7 (beats/min) (noise), 69 ± 1.47 (beats/min) (music)
6	Three times 3–4 s (noise) Heart rate : 75–76.9 (beats/min), 74.5–75 (beats/min), 73.2–75.9 (beats/min) Mean heart rate at the time of the mental arithmetic + noise (or music) : 63.9 ± 4.18 (beats/min) (noise), 70.82 ± 1.39 (beats/min) (music)

作業が一時的に 3~4 秒中断している行動が見られた。そこで、一時的に中断しているときの各被験者の心拍数を Table に示した。この表から、一時的に中断しているときの各被験者の心拍数は、平均心拍数に比べいずれも大きな値を示していた。特に、被験者 2 は一時的に中断しているときの心拍数が 103.4 (beat/min) と最も大きな値を示していた。加えて、被験者 2 の内省報告では、騒音がクレペリン計算作業に影響したと報告していた。また、各被験者の内省報告は一樣に騒音が気になったと報告していた。一方、音楽環境下における各被験者の内省報告は一樣に音楽が流れているとき、リラックスしてクレペリン計算作業ができたと報告し

ていた。また、いずれの被験者も音楽が流れているときの心拍数は安定していた (Table)。

2. LF/HF について

LF と HF の値を用い、LF/HF の平均と標準偏差を算出した (Figs. 5, 6)。

暗算負荷と暗算 + 騒音負荷における LF/HF の平均値は被験者によって異なり、とりわけ被験者 1 の値は他の 5 名の値に比べて大きくなっていた。また、被験者 1, 3, 4, 5, 6 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 ではわずかに増加していることが伺えた。なお、LF/HF の標準偏差値では被験者によって異なり、いずれの被験者も騒音がない状態に比べ、騒音環境下の

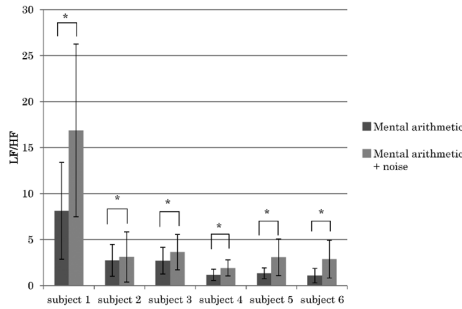


Fig. 5. LF/HF at the time of mental-arithmetic load and mental-arithmetic+noise load (average value and standard deviation)

This figure shows average and standard deviation values of LF/HF at the time of the mental-arithmetic load and mental-arithmetic+noise load in each subject.

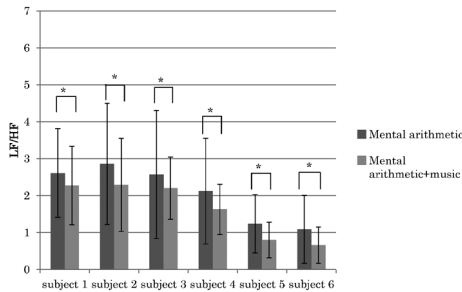


Fig. 6. LF/HF at the time of mental-arithmetic load and mental-arithmetic+music load (average value and standard deviation)

This figure shows average and standard deviation values of LF/HF at the time of the mental-arithmetic load and mental-arithmetic+music load in each subject.

LF/HF の標準偏差値は大きくなっていった。また、各被験者における統計的検定 (t 検定) では、被験者のいずれにおいても、暗算負荷時と暗算負荷+騒音負荷時の間に 1%水準で有意差が見られた (Fig. 5)。さらに、被験者 6 名における統計的検定 (一元配置分散分析) では、暗算時と暗算+騒音時の提示条件における主効果は有意でなかった ($F(1,5) = 3.31, p = 0.12 > 0.05$)。

一方、暗算負荷と暗算+音楽負荷における LF/HF の平均値は被験者によって異なり、いずれの被験者も音楽がない状態に比べ、音楽環境下の値が減少していることが伺えた。また、LF/HF の標準偏差値は被験者によって異なり、いずれの被験者も音楽がない状態に比べて、音楽環境下の値が小さい値を示していた。また、各被験者における統計的検定 (t 検定) では、被験者のいずれにおいても、暗算負荷時と暗算負荷+音楽負荷時の間に 1%水準で有意差が見られた (Fig. 6)。さらに、被験者 6 名における統計的検定 (一元配置分散分析) では、暗算負荷時と暗算負荷+音楽負荷時の提示条件における主効果は $F(1,5) = 168.84, p = 0.000 < 0.01$ で有意であった。なお、平均値の差の検定 (Bonferroni) で主効果の比較を行ったところ、暗算負荷時と暗算負荷+音楽負荷時の間において平均値の差は 1%水準で有意であった。

3. L/T について

L と T の値を用い、L/T の平均と標準偏差を算出した (Figs. 7, 8)。

暗算負荷と暗算+騒音負荷における L/T の平均値は被験者によって異なり、いず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。また、L/T の標準偏差値は被験者によって異なり、いずれの被験者も騒音がない状態に比べて、騒音環境下の値が小さい値を示していた。また、各被験者における統計的検定 (t 検定) では、被験者のいずれにおいても、暗算負荷時と暗算負荷+騒音負荷時の間に 1%水準で有意差が見られた (Fig. 7)。さらに、被験者 6 名における統計的検定 (一元配置分散分析) では、暗算負荷時と暗算負荷+騒音負荷時の提示条件における主効果は $F(1,5) = 7.56, p = 0.04 < 0.05$ で有意であった。なお、平均値の差の検定 (Bonferroni) で主効果の比較を行ったところ、暗算負荷時と暗算負荷+騒音負荷時の間において平均値の差は 5%水準で有意であった。

一方、暗算負荷と暗算+音楽負荷における L/

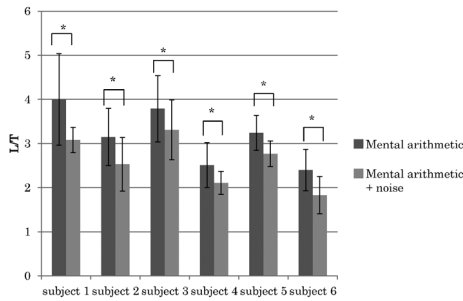


Fig. 7. L/T at the time of mental-arithmetic load and mental-arithmetic + noise load (average value and standard deviation) This figure shows average and standard deviation values of L/T at the time of the mental-arithmetic load and mental-arithmetic+noise load in each subject.

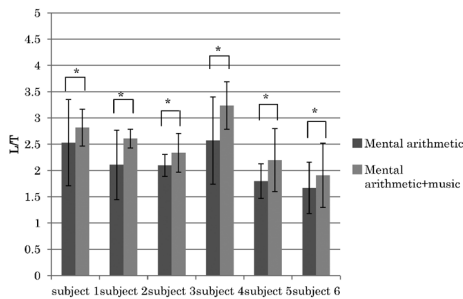


Fig. 8. L/T at the time of mental-arithmetic load and mental-arithmetic+music load (average value and standard deviation) This figure shows average and standard deviation values of L/T at the time of the mental-arithmetic load and mental-arithmetic+music load in each subject.

T の平均値は被験者によって異なり、いずれの被験者も音楽がない状態に比べ、音楽環境下の値が増大していることが伺えた。また、L/T の標準偏差値は被験者によって異なり、被験者 1, 2, 4 では音楽がない状態に比べて、音楽環境下の値が小さい値を示していた。なお、被験者 3, 5, 6 では音楽がない状態に比べて、音楽環境下の値が大きい値を示していた。また、各被験者における統計的検定 (t 検定) で

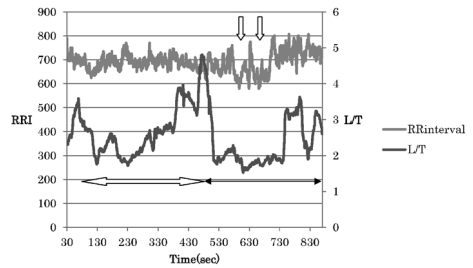


Fig. 9. Time course example of RRI and L/T (subject No. 2) This figure shows the time course of RRI and L/T in a case subject.

は、被験者のいずれにおいても、暗算負荷時と暗算負荷+音楽負荷時の間に 1%水準で有意差が見られた (Fig. 8). さらに、被験者 6 名における統計的検定 (一元配置分散分析) では、暗算負荷時と暗算負荷+音楽負荷時の呈示条件における主効果は $F(1,5) = 31.34, p = 0.003 < 0.01$ で有意であった。なお、平均値の差の検定 (Bonferroni) で主効果の比較を行ったところ、暗算負荷時と暗算負荷+音楽負荷時の間において平均値の差は 1%水準で有意であった。

4. RRI と L/T の時間的推移について

Fig. 9 に被験者 2 に対して実施した結果の一例を示した。実験開始後、60 秒～480 秒間が暗算負荷時間、480 秒～870 秒間が暗算負荷+騒音負荷時間である。図は RRI と L/T の時間推移である。まず、RRI の時間推移を見ると、計算作業が一時的に中断している時間 600 秒、660 秒を含む 550 秒～720 秒間で RRI 値が急激に小さくなっていった。つまり RRI が短く、動悸が激しくなっている様子が伺えた。また、L/T の時間推移を見ると、騒音が出始めた後すぐに L/T 値が小さくなり、500 秒～740 秒間続いていた。

このように、RRI, L/T はいずれも騒音後に大きな変化が起きていることが伺えた。また、L/T の変化と計算作業が一時的に中断している部分の RRI の変化は、時間推移からも関連していることが伺えた。

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されている¹⁵⁾。そこで、本研究では、内田クレベリン計算作業時における各被験者の行動と心拍数を検討するとともに、LF/HF と L/T の 2 指標において、騒音（または音楽）がない状態と騒音（または音楽）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（または音楽環境下）において MRI 騒音（または音楽）が生体へ及ぼす影響をストレス評価した。

まず、内田クレベリン精神作業検査時の行動とその時の心拍数変化では、騒音環境下において、いずれの被験者も計算作業が一時的に中断している行動が見られ、その時の各被験者の心拍数は、平均心拍数に比べいずれも大きな値を示している結果となっていた。また、各被験者の内省報告では一様に騒音が気になったと報告していた。このことは、騒音環境下での計算作業は各被験者に影響を及ぼしていることが考えられる。一方、音楽環境下での計算作業は騒音環境下での計算作業と違い、音楽が各被験者にリラックス効果をもたらすことにより計算作業が一時的に中断している行動が見られず、各被験者の心拍数をも安定させていることが考えられる。

次に、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 値が有意に高値を示していた。このことは暗算をしているとき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考えられる。一方、各被験者において、音楽負荷を行っている試行条件の方が、音楽負荷を行っていない試行条件に比べて、いずれも LF/HF 値が有意に低値を示していた。このこと

は暗算をしているときに音楽が付加されると、副交感神経活動がより活発になっていたことが考えられる。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⁷⁾。本研究の騒音負荷を行っている結果でも LF/HF 値は個人差が大きく、数値のばらつきを示す標準偏差値も大きいため、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。

また、L/T は、各被験者の各試行条件において、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、いずれも有意に低値を示していた。このことは暗算をしているとき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考えられる。一方、各被験者において、音楽負荷を行っている試行条件の方が、音楽負荷を行っていない試行条件に比べて、いずれも L/T 値が有意に高値を示していた。このことは暗算をしているときに音楽が付加されると副交感神経活動がより活発になっていたことが考えられる。なお、騒音負荷を行っている試行条件での L/T 値は、LF/HF 値に比べて、個人差も小さく、数値のばらつきを示す標準偏差も小さかった。このことは、松本ら⁸⁾の先行研究で、幾何学的図形解析手法は心拍変動計測時にノイズなどによる誤計測にロバストな指標であり、誤計測に強いと論述しているように、今回の幾何学的図形解析手法である L/T はノイズなどの誤計測の影響を受けることなく L/T 値が得られたと考えられる。

さらに、被験者 2 における RRI と L/T の時間的推移の結果からも分かるように、L/T の変化と計算作業が一時的に中断している部分の RRI の変化は関連していることが明らかであり、被験者の計算作業における行動と騒音環境下のストレスによる L/T の変化が一致していることが伺える。

このように、本研究では、自律神経系の活動状態を反映する LF/HF と L/T の指標から、MRI 騒音がもたらすストレスは、生体におけ

る副交感神経機能と交感神経機能のバランスに影響を及ぼし、交感神経機能の活動をより活発にさせることが明らかになった。また、本研究ではMRI騒音以外の音に対する反応を見るため、他の音刺激（音楽）で同じ解析を行い比較している。その結果、LF/HFとL/Tの指標から、音楽を負荷するとMRI騒音のように交感神経機能の活動をより活発にさせるのではなく、むしろ計算作業によるストレスを緩和させ副交感神経機能の活動を活発にさせることが明らかになった。

しかし、今回の研究では、LF/HFが呼吸変動の影響を受けていることが考えられる。呼吸変動の影響を回避する方法としては、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に評価でき、ストレス評価の指標にも有効であると言われている^{11),16)}。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とらえることができたと考えられる。

ま と め

MRI騒音環境下における生体へのストレス評価に関する研究は、多くなされていないのが現状である。本研究では、各被験者における計算作業時の行動と心拍数との関連を詳しく検討することにより、MRI騒音がもたらすストレスが各被験者に影響を与えている様相をより正確にとらえることができたと言える。

また、今回、LF/HF、L/Tの2指標で心拍変動解析を行っている。この解析結果からも、LF/HFは心拍の呼吸変動による影響が大きく実験結果にも影響していたが、L/Tは心拍の呼吸変動を回避することで実験結果にも影響せ

ずに、MRI騒音ストレスが生体に及ぼす影響をより正確にとらえることができたと言える。

一方、本研究では、計算作業によるストレスにMRI騒音がもたらすストレスが付加されると副交感神経機能と交感神経機能のバランスがくずれ、交感神経機能の活動がより活発になることが明らかになった。このことは、MRI騒音環境下で、ストレスが被験者の生体にどの程度影響しているのかを自律神経活動から評価できる基礎的研究と言えよう。

最後に、被検査者や診療放射線技師などの医療スタッフでも問題となっているMRI騒音由来のストレス評価を、ローレンツプロットを用いた幾何学的解析手法で解析することにより、騒音がストレスとなっている実態を明らかにすることができた。しかし、MRI検査においては、騒音ばかりでなく、閉所など他にも多くのストレス要因があり、これらのストレスとの関連についても更なる検討が必要であると考えられる。

文 献

- 1) 武藤憲司, 八木一夫: MRI検査室内における騒音レベル測定. 日本音響学会誌 2005; 61: 5-13
- 2) 山根 悠, 近藤和弘: MRI騒音のあるオペレーション室を想定したANCヘッドセット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 2010; 10-6-B2-2
- 3) 中井敏晴, 山口さち子, 村中博幸, 土橋俊男, 山田直明: 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. 日磁医誌 2012; 32 (Suppl): 305
- 4) Takamura H, Ozaki H. Cerebral activation due to music presentation through headphone with different sound insulation properties. In: Proceedings of the 2012 ICME, 2012; 652-656
- 5) 尾仲達史: ストレス反応とその脳内機構. 日本薬理学会誌 2005; 126: 170-173
- 6) 南谷晴之: ストレスを計る. 電子情報通信学会誌 1997; 80: 754-757
- 7) 豊 福史, 山口和彦, 荻原 啓: 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 2007; 43: 185-192
- 8) 松本佳昭, 森 信彰, 三田尻 涼, 江 鐘偉: 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 2010; 22: 105-111
- 9) 高津浩彰, 宗像光男, 小関 修, 横山清子, 渡辺興作, 高田和之: 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 2000; 120: 104-109
- 10) Yang, Albert C.-C. 2006. Poincare Plots: A Mini-Review. Physio Net Heart Rate Variability-2006 Techniques, Applications and Futute Directions; <http://www.Physionet.Org/events/hrv-2006/course-materials.html>
- 11) Toichi M, Sugiura T, Murai T, Sengoku A: A new method of assessing cardiac autonomic function and its comparison with spectral analysis and coefficient of variation of R-R interval. J Auton Nerv Syst 1997; 62: 79-84
- 12) 山崎秀樹, 阿南 健, 中垣 修, 中村元臣, 平川一美: 2次元図形表示による心電図リズムの解析. 信学論 D 1982; 65: 40-47
- 13) 日本産業衛生協会: 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 1969; 11: 533-538
- 14) Heart rate variability. Standards of measurement, physiological interpretation, and clinical use. Task Force of the European Society of Cardiology and The North American Society of Pacing and Electrophysiology. Eur Heart J 1996; 17: 354-381
- 15) 井上 博. 循環器疾患と自律神経機能. 第2版. 医学書院, 2001; 71-109
- 16) 杉江 征: 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 2007; 33: 95-103

Evaluation of Mental Stress Caused by MR-generated Acoustic Noise during Using Heart Rate Variability

Hideaki TAKAMURA

*Graduate School of Science and Technology, Ibaraki University
2-1-1 Bunkyo, Mito, Ibaraki 310-8512*

In recent years, the use of magnetic resonance (MR) imaging has increased in many medical institutions. However, its generation of acoustic noise that exceeds 100 dB stresses patients and medical staff, including radiologic technologists. Such psychological stress can negatively affect, the endocrine and autonomic nervous systems. Using both a geometric analysis technique, which is a time domain measure, and the conventional frequency domain measure, we evaluated the influence on the living body of the noise generated by MR imaging. We also, compared physical response to noise other than that of MR imaging. As a result, we believe we could measure the degree of stress generated by MR imaging noise.