

体幹前面部を支えるおんぶ型移乗機器による快適性の評価

メタデータ	言語: ja 出版者: 公開日: 2023-11-01 キーワード (Ja): キーワード (En): 作成者: Ota Tetsuo, Yokubo Yuko, Ohta Shohei, Inaba Satoshi, Matsumoto Hirokazu, Shibata Katsuyuki メールアドレス: 所属:
URL	https://doi.org/10.24517/0002000101

This work is licensed under a Creative Commons Attribution-NonCommercial-ShareAlike 3.0 International License.



体幹前面部を支えるおんぶ型移乗機器による快適性の評価

Comfort evaluation with piggyback transfer equipment supporting the front part of the trunk

太田 哲生¹⁾, 餘久保 優子²⁾, 太田 翔平²⁾, 稲葉 聡³⁾, 松本 博一⁴⁾, 柴田 克之¹⁾

KEY WORDS

Piggyback posture, Comfort evaluation, Cardiopulmonary function, Autonomic nervous system

はじめに

我が国の医療・福祉領域に勤務する多くの介護者において、移乗介助に伴う蓄積した身体的負担によって腰痛などの筋骨格系障害が発生し、社会問題となっている¹⁾。一般的な予防策の選択肢として、介護用リフト²⁾等の移乗機器の活用が介護者の腰部負担が軽減することが報告されている。その一方で、移乗機器操作の煩雑性、作業時間の遅延、患者の不快感と安全性に関する懸念等から介護現場で広く普及するには至っていない³⁾。近年では要介護者を人力ではなく移乗機器を用いて持ち上げる「no lifting care」の必要性が叫ばれているものの⁴⁾、海外のように介護者の安全性を守るための法整備はされておらず解決に至っていない。

我々は介護者と被介護者の双方に心身の負担が少なく、安心感を与えられる移乗方法として「おんぶ動作」に着目し、被介護者を前面から胸腹部のクッション材で支えて移乗するおんぶ型移乗機器の開発を進めてきた⁵⁾。おんぶと近似した姿勢で移乗を介助する既成品の移乗機器として、「移乗サポートロボット Hug」⁶⁾等が販売されている。これらの移乗機器は胸腹部で身体を支え、臀部の支持が少ないという特性から、便器への移乗介助に適している。一方で、背面（背中）で支持する移乗機器に比べて、胸腹部への圧迫感を伴うことから、被介護者の快適性や不快感に関する課題が指摘されている⁵⁾。そこで我々は、体幹の前面部を上下2分割したベルト材から支える胸部サポートと、体幹を斜め前傾位で支える支柱部から構成される「おんぶ

型移乗機器」を試作した。対象者が本機器でおんぶ姿勢を維持する際、胸部に生じる圧迫感が自然呼吸を阻害し不快感に影響すると仮説を立て、前面から体幹を支える胸部サポートベルトの適切な張力を検討するため、4種類の異なる組み合わせの張力でおんぶ姿勢を維持した際の乗り心地の快適性を検証した。

快適性の主観的評価として Visual Analog Scale (VAS) を用いた。さらに快適性の客観的評価として呼吸応答と心電図 (Electrocardiogram; ECG) を測定し、交感神経活動・副交感神経活動比、呼吸応答と心拍変動の同期率 Cardiorespiratory Synchronization (CRS) を算出した。心拍変動の低周波数帯域 (Low Frequency; LF) は交感神経・副交感神経双方の活動を反映し、高周波数帯域 (High Frequency; HF) は副交感神経活動を反映する⁷⁾。交感神経が有意な状態は心身にストレスが生じている興奮状態で、心拍数や血圧上昇に加え、心室性不整脈発生の一因となる^{8,9)}。一方、副交感神経が有意な状態では心身が安心・リラックスした快適な状態にあり、心拍・血圧・呼吸の活動は抑制される⁸⁾。この交感神経・副交感神経活動の比 (LF/HF) は心拍変動からストレス反応や快適性を低侵襲で簡便に測定することができる客観的な手法である⁹⁾。今回、快適性の指標とした CRS は呼吸性洞性不整脈 (Respiratory Sinus Arrhythmia; RSA) と呼吸リズムの同期の分析に使用され、心電図から得られる RR 間隔と呼吸曲線の相関関係の変化を測定した指標である。つまり CRS が低値を示すと呼吸リズム由来の

1) 金沢大学医薬保健研究域保健学系

2) 石川県工業試験場

3) カナヤママシンリー(株)

4) 富士リビング工業(株)

自律神経のバランス異常を検出できることが報告されている¹⁰⁾。従って、本研究の仮説は胸部サポートベルトによる胸郭部への圧迫課題が、自然な呼吸リズムを阻害させ、さらに呼吸と自律神経反応の同調性 (CRS) の低下から自律神経系のストレス反応を捉えることができるとした。しかし CRS によって客観的な快適性の評価ができるかどうかは明らかになっておらず、すでに快適性の指標として確立されている LF/HF との関連を検証する。

以上より、本研究の目的はおんぶ型移乗機器を用い、4種類の異なる張力の胸部サポートベルトで前面から体幹を支えておんぶ姿勢を維持した際の LF/HF, CRS, VAS に与える影響を検証するとともに、副次的に LF/HF と CRS の関連性を明らかにすることとした。

方法

1. 対象

対象は本学学生の健常者 9 名 (20.9±1.5 歳, 男性 2 名, 女性 7 名) とした。本研究は金沢大学医学倫理委員会の承認を得て実施した (承認番号: 350-1)。対象者には研究の目的や方法を説明して、研究参加への同意を得ている。

2. おんぶ型移乗機器

機器概要を図 1 に示す。本機器は胸部に上下 2 分割のベルト (縦: 150mm, 横: 540mm, ターポリン素

材) が設置されており、ベルトの長さは左右に設置したボルトで調整することで横方向の長さを 5mm ずつ、計 10mm 緩めることができる (図 1B)。胸部を前面からベルトで支えて体幹を 40° 前傾し、頭部は前方のクッションに顎を乗せる肢位を着座姿勢とした。実験は上下のベルトを緩めないように張る (条件 1), 下方のベルトのみを緩める (条件 2), 上方のベルトのみを緩める (条件 3), 上下両方のベルトを緩める (条件 4) の 4 条件で実施した (図 2A)。対象者には「なるべく身体は動かさず、ゆっくりと鼻で呼吸を続けてください」と指示した。1 分間の安静座位の後に 4 種類の条件で 2 分間ずつ心電図と呼吸応答を測定した。条件間には 1 分間のインターバルを設け、条件の順番は対象者毎にランダムに実施した (図 2B)。

3. LF/HF, CRS 評価

条件毎の呼吸応答と ECG を測定した (図 3)。呼吸応答は対象者の鼻孔付近に温度センサーを添付し、吸気と呼気の温度変化を電圧 (mV) に変換した (図 1, 3A)。心電図は対象者の前腕と下腿に四肢電極を装着した (図 1, 3B)。それぞれの信号はサンプリング周波数 2000Hz で生体信号 AD ボード (Poly-Spectrum; Neurosoft Ltd) を介してノートパソコンに取り込み、心拍数及び呼吸数変動解析システム (VNS-Micro; Neurosoft Ltd) を用いて解析した。ECG 信号の RR 間隔をプロットした RR 間隔変動 (図 3C) を周波数解析

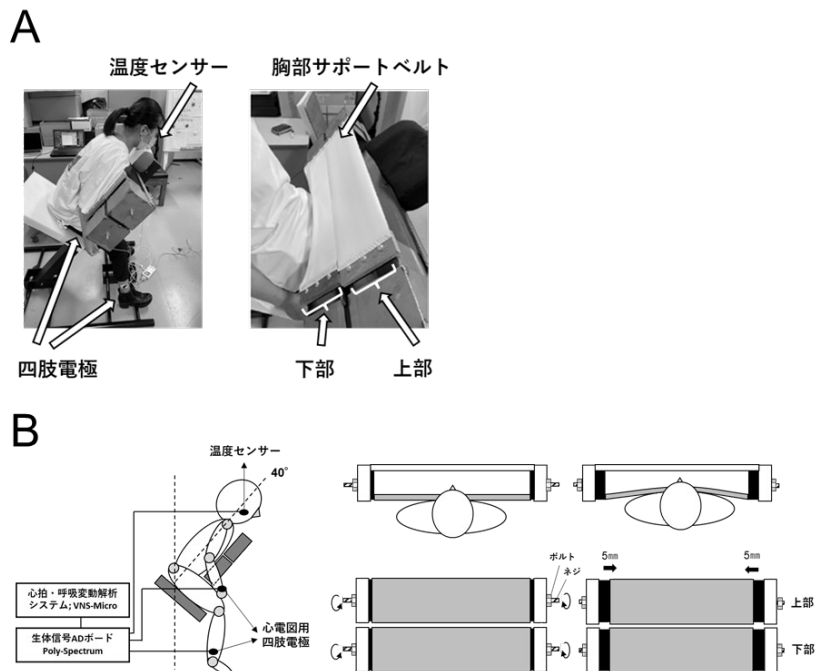


図 1. おんぶ型移乗機器

A. 実験中の対象者の様子。座面は床面から前方に 40° 傾いており、疑似的におんぶされる側に近い姿勢を保持できる。対象者の鼻腔付近に温度センサーを貼付し、前腕および下腿に心電図用四肢電極を装着した。B. おんぶ型移乗機器の模式図。上下 2 分割したシートは左右に設置されたボルトを調整することで横方向の長さを 5mm ずつ、計 10mm 緩めることができる。

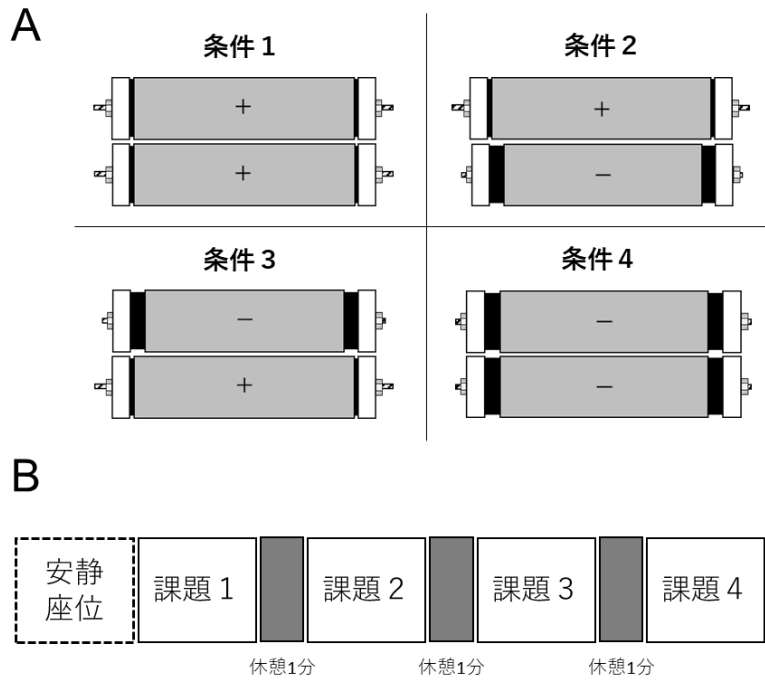


図 2. 実験条件および手順
 A. 課題条件は上下の胸部サポート用シートを緩めない (+), 緩める (-) を入れ替えた 4 条件とした。B. 対象者はおんぶ型実験装置に着座し, 1 分間の安静座位後に 4 種類の条件で 2 分間ずつ測定した。測定間には休憩として 1 分間のインターバルを設けた。

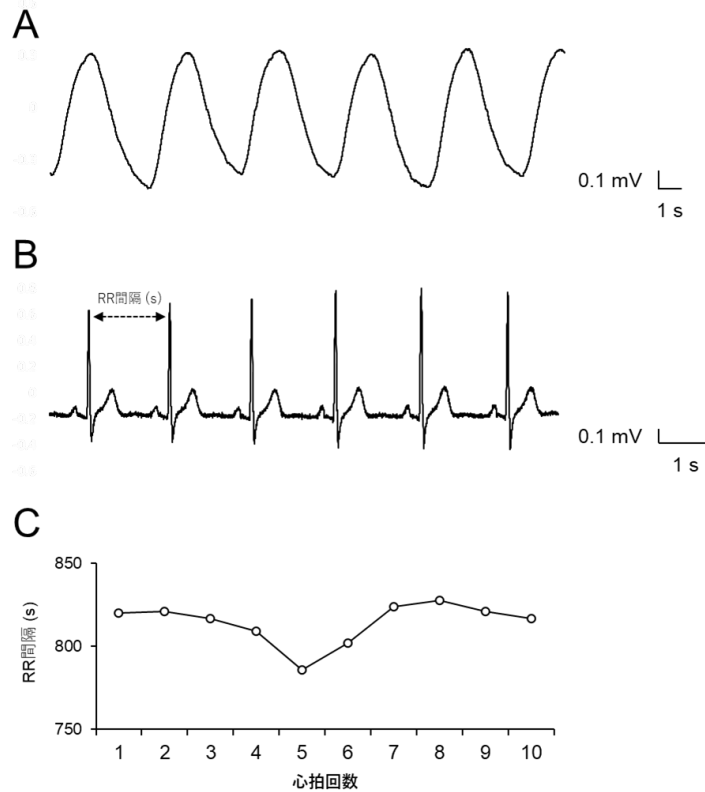


図 3. 呼吸応答および心肺機能評価
 A. 鼻腔付近に貼付した温度センサーから記録された代表波形。温度は電圧に変換され, 電圧が高くなると温度が高くなることを表す。B. ハサミ型四肢電極から記録された心電図の代表波形。C. 心電図の波形から記録された RR 間隔の推移。

し、LF 帯域 (0.04 ~ 0.14 Hz) と HF 帯域 (0.16 ~ 0.28 Hz) に分け、交感神経活動と副交感神経活動の比 (LF/HF) を求めた。呼吸と心拍の同期率として、呼吸応答と RR 間隔の変化率の相関を示す CRS を算出した。

4. 主観的快適性評価

おんぶ型移乗機器に着座中の主観的快適性を VAS で評価した。条件毎に 0 ~ 10 の数値で評価してもらい、高い数値ほど快適性が高いとした。

5. 統計学的解析

LF/HF, CRS, VAS は、Freedman 検定を用いて胸部サポートベルトの条件毎に比較した。また CRS と LF/HF の関連性は、Spearman の順位相関検定を用いて検討した。各データは Shapiro-Wilk 検定によって正規分布していないことを確認した。各検定には IBM SPSS Statistics Ver 25 を使用した。有意水準は 5% とした。

結果

おんぶ型移乗機器の胸部サポートベルトの各条件において LF/HF ($\chi^2=5.00$, $df=3$, $p=0.17$), CRS ($\chi^2=0.50$,

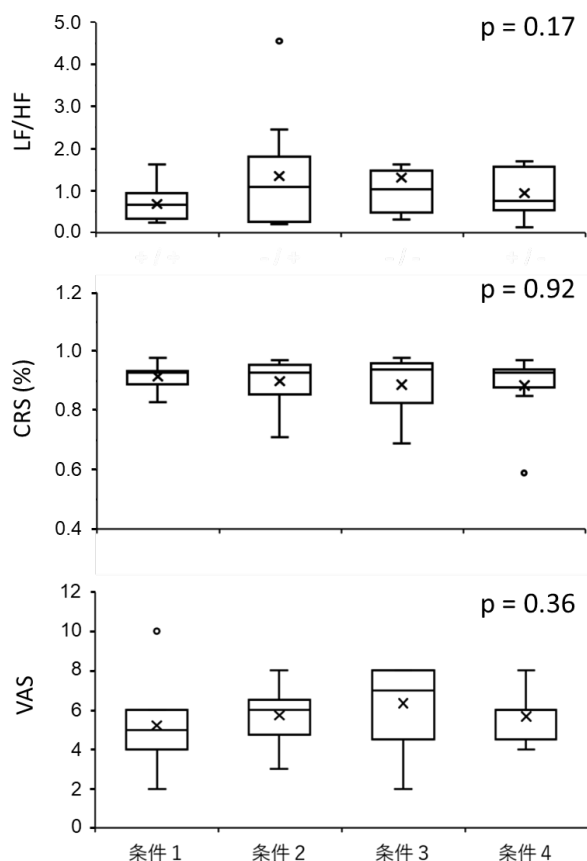


図 4. 条件毎の LF/HF, CRS, VAS の比較
箱ひげ図内の横線は中央値, ×印は平均値, ○印は特異点, ひげは四分位範囲をそれぞれ表している。各グラフには検定結果の p 値を示している。

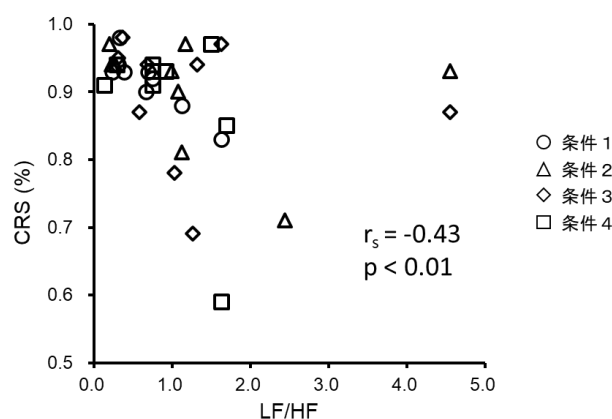


図 5. CRS と LF/HF の関係
対象者 9 名の全条件の CRS と LF/HF の関係 ($n=36$)。グラフには相関係数および検定結果の p 値を示している。

$df=3$, $p=0.92$), VAS ($\chi^2=3.25$, $df=3$, $p=0.36$) いずれにも有意な差を認めなかった (図 4)。LF/HF と CRS の間には有意な負の相関を認めた ($r_s=-0.43$, $p<0.01$) (図 5)。

考察

1. 胸部サポートベルトによる快適性

LF/HF, CRS, VAS のいずれにも条件間の違いを認めなかった (図 4)。この結果は、今回の胸部サポートベルトの条件間ではストレス反応および快適性に差が無かったことを示している。ヒトが呼吸する際は上部胸郭が上前方に、下部胸郭が側方に拡大することから¹¹⁾、ベルトは上下で 2 分割するのが適当であろうと考えた。しかし今回の結果からは 2 分割する方法では不十分であり、より呼気や吸気に応じて素材、張力やベルト分割方法を検討し、さらには性差や BMI による体格毎の分析が必要であった。本研究ではトイレ移乗に要する概算の時間を想定して各条件で 2 分間測定、条件間で 1 分間安静と設定した。本研究と同様に心拍変動から自律神経系の測定を試みている先行研究として、各条件 5 分間測定、条件間の安静 5 分としている報告や¹²⁾、80°のギャジアップ座位で 10 分間測定した内の最初の 5 分間のデータを除いて解析している報告がある¹³⁾。また周波数解析を用いた心電図の解析は特定の症状における解釈が簡便にできることから数分単位での短時間測定が適しているという報告はあるものの¹⁴⁾、本研究の時間設定では機器移乗直後の心拍や呼吸が安定しきらず、サンプリング時間として短かった可能性がある。

本研究では LF 帯域を 0.04 ~ 0.14 Hz, HF 帯域を 0.16 ~ 0.28 Hz としたが、HF 成分は呼吸のスピードに影響を受けることから HF 帯域の代わりに呼吸重心

周波数 ± 0.05 Hz 帯域成分を用い、さらに LF 成分の代わりに 0.08 ~ 0.12 Hz 帯域成分を用いる試みが報告されている¹⁵⁾。今回の対象者の中には、分析対象とした LF 帯域中のより低い周波数帯域 (0.04 ~ 0.08Hz) に成分が集中していた対象者が存在しており、その影響から LF/HF が大きくなり交感神経優位と判断された可能性がある。

2. 胸部サポートベルトによる CRS と LF/HF の関連性

CRS と LF/HF の間に有意な負の相関を認め ($r_s = -0.43$, $p < 0.01$), CRS が高いほど LF/HF は低い (副交感神経活動が優位) という結果を得た (図 5)。CRS は元々 RSA と呼吸リズムの相互作用の分析によって自律神経のバランスの異常を検出するための指標である¹⁰⁾。今回新たな試みとして、この CRS の快適 - 不快の客観的な指標としての有用性を検討するために、すでに快適性の指標として確立されている LF/HF との関連性を調査した。これまで CRS と LF/HF との関連性を報告した研究は見当たらない。LF および HF は個人差や測定条件によって値が変動する可能性や、その算出過程も複数の種類が混在しており、生体がストレス状態にあるという基準は対象群の属性や実験環境によって異なることから明確ではない¹²⁾。また心理的負荷等のストレス状態の計測には複数の異なる生理指標を用いる必要性^{14,16)}、さらに LF/HF は安静時の肢位や活動前後でその値が変動すると報告されている¹⁷⁾。このように変動要因の客観性を高めるために、自律神経反応の異なる指標である LF/HF と心拍変動係数の実験環境での標準範囲とその関係性を検証した報告もある¹⁸⁾。従って本研究において、おんぶ姿勢を維持した際の LF/HF と CRS の標準範囲の信頼区間を明らかにし、快適な状態からストレス下にある不快な状態に逸脱するベルトの張力設定を検証する必要がある。LF/HF を用いた快適性評価は、呼吸リズムを反映した CRS と組み合わせる

ことで、対象者の快適性に関する自律神経反応をより総合的に判断できる可能性が示された。

本研究の限界

本研究の限界として、対象者 9 名と少なく、胸部サポートベルトも 4 条件での比較としたことが挙げられる。今回用いた 4 種の異なる組み合わせでの胸部サポートベルトの適切な張力を検討するためには対象者の数を増やす必要がある。また本研究で用いたおんぶ型移乗機器は試作段階にあり、対象者は静止状態にある。実際の移乗場面ではベッドやトイレ等への移動を伴うことから、おんぶされる側が被るストレス状態とは異なる可能性がある。

まとめ

本研究は移乗機器の胸部サポートベルトの張力の違いが LF/HF および CRS を指標とした自律神経反応、主観的快適性に与える影響を検証し、LF/HF と CRS の関連性を検証した。胸部サポートベルトの条件毎の LF/HF, CRS, VAS には差を認めなかった。ベルト素材の張力および分割方法を検討する必要がある。一方、LF/HF と CRS には有意な負の相関を認めた。客観的な快適性評価には LF/HF と CRS を組み合わせて使用することで、対象者の自律神経反応から快適性およびストレス反応を総合的に判断できる可能性が示唆された。

謝辞

本研究は国立研究開発法人科学技術振興機構 (JST) 研究成果最適展開支援プログラム A-STEP 産学共同<育成型>の助成を受けたものである。本研究のデータ解析にご協力頂きました、イーストメディック株式会社の栗田俊治様、栗山龍也様にこの場を借りて御礼申し上げます。

引用文献

- 1) 厚生労働省：職場における腰痛予防対策指針 (https://www.mhlw.go.jp/stf/houdou/2r98520000034et4-att/2r98520000034pjn_1.pdf) , 2023.3.3.
- 2) Lee SJ, Rempel D (2020) : Comparison of lift use, perceptions, and musculoskeletal symptoms between ceiling lifts and floor-based lifts in patient handling, *Appl Ergon*, 82, 102954.
- 3) Koppelaar E, Knibbe JJ, Miedema HS, et al. (2013) : The influence of individual and organisational factors on nurses' behaviour to use lifting devices in healthcare, *Appl Ergon*, 44 (4) , 532-537.
- 4) Iwakiri K, Sotoyama M, Takahashi M, et al. (2021) : Changes in risk factors for severe low-back pain among caregivers in care facilities in Japan from 2014 to 2018, *Ind Health*, 59 (4) , 260-271.
- 5) 餘久保優子, 稲葉聡, 松本博一, 他 (2020) : 3D 技術を活用したおんぶ動作に基づいた移乗機器の開発, *人間生活工学*, 21 (2) , 38-45.
- 6) Wright J (2018) : Tactile care, mechanical Hugs: Japanese caregivers and robotic lifting devices, *Asian Anthropol*, 17 (1) , 24-39.
- 7) Parati G, Saul JP, Di Rienzo M, et al. (1995) : Spectral analysis of blood pressure and heart rate variability in evaluating cardiovascular regulation. A critical appraisal, *Hypertension*, 25 (6) , 1276-1286.
- 8) 中川千鶴 (2016) : 特集③人間工学のための計測手法. 第4部: 生体電気現象その他の計測と解析 (5) - 自律神経指標の計測と解析 -, *人間工学*, 52 (1) , 6-12.
- 9) Grippo AJ, Johnson AK (2009) : Stress, depression, and cardiovascular dysregulation: A review of neurobiological mechanisms and the integration of research from preclinical disease models, *Stress*, 12 (1) , 1-21.
- 10) Pokrovskii VM, Polischuk LV (2016) : Cardiorespiratory synchronism in estimation of regulatory and adaptive organism status, *J Integr Neurosci*, 15 (1) , 19-35.
- 11) Kapandji AI, 塩田悦仁訳 (2019) : カパンジー機能解剖学. 脊椎・体幹・頭部 (7 版) , 142-184, 医歯薬出版, 東京.
- 12) 星野高志, 小口和代, 寶珠山稔 (2019) : 姿勢変換に伴う自律神経活動の変化 - 若年健常者での検討, *総合リハ*, 47 (5) , 463-468.
- 13) Kiselev AR, Mironov SA, Karavaev AS, et al.: A comprehensive assessment of cardiovascular autonomic control using photoplethysmograms recorded from the earlobe and fingers, *Physiol Meas*, 37 (4) , 580-595.
- 14) 中川千鶴, 鈴木綾子, 菊地史倫, 他 (2022) : 個人毎に最適化した複数生理指標による強緊張状態の推定に関する検討, *人間工学*, 58 (2) , 84-95.
- 15) 大須賀美恵子, 寺下裕美, 下野太海 (1997) : 心臓血管系モデルを用いた自律神経指標の解釈, *生体医工学*, 11 (1) , 75-85.
- 16) 堀輝, 香月あすか, 菅健太郎, 他 (2018) : 客観的なストレス評価方法について, *日職災医学会誌*, 66, 330-334.
- 17) Yang TF, Wong TT, Chang KP, et al. (2001) : Power spectrum analysis of heart rate variability in children with epilepsy, *Childs Nerv Syst*, 17 (10) , 602-606.
- 18) 高田晴子, 高田幹夫, 金山愛 (2005) : 心拍変動周波数解析の LF 成分・HF 成分と心拍変動係数の意義 - 加速度脈波測定システムによる自律神経機能評価 -, *総合健診*, 32 (6) , 504-512.