

# 「注意焦点の違いが動作に及ぼす影響に関する研究」

弘前大学大学院保健学研究科保健学専攻

提出者氏名： 小田桐 伶

所 属： 総合リハビリテーション科学領域

指導教員： 吉田 英樹

## 目次

略語一覧.....	3
緒言.....	4
第一章 運動時の注意に向け方の違いが前頭葉血流動態に与える影響.....	11
序論.....	12
方法.....	13
結果.....	17
考察.....	20
第二章 対象者への教示内容の違いが立ち上がり動作に及ぼす影響に関する検討.....	22
第二章一節 評価指標の再現性の確認.....	23
序論.....	23
方法.....	24
結果.....	29
考察.....	30
第二章二節 対象者への教示内容の違いが立ち上がり動作に及ぼす影響に関する検討.....	31
序論.....	31
方法.....	32
結果.....	35
考察.....	43
第三章 脳卒中患者への教示内容の違いが立ち上がり動作に及ぼす影響に関する検討.....	45
序論.....	46
方法.....	47
結果.....	49
考察.....	59
第四章 脳卒中患者の身体機能の差異が立ち上がり動作と注意焦点に与える影響.....	61
序論.....	62
方法.....	63
結果.....	64

考 察.....	71
結語と総括.....	74
謝 辞.....	76
引用文献.....	77
Abstract .....	86

## 略語一覧

- QOL :生活の質 (Quality of Life)
- MSRS :運動における注意の再投資スケール (Movement-specific Reinvestment Scale)
- IF :内部焦点 (Internal Focus)
- EF :外部焦点 (External Focus)
- NIRS :近赤外線分光法 (near infrared spectroscopy)
- Oxv-Hb :酸素化ヘモグロビン (oxygenated hemoglobin)
- CS-30 :30秒立ち上がりテスト (30 seconds chair stand test)
- RMS :二乗平均平方根 (root mean square)
- SEM :標準誤差 (standard error of measurement)
- MMSE :精神状態短時間検査 (Mini Mental State Examination)
- FIM :機能的自立度評価表 (Functional Independence Measure)
- MAS :修正アシュワーズスケール (Modified Ashworth Scale)
- Br.stage :ブルンストロームステージ (Brunnstrom recovery stage test)
- BBS :バーグバランススケール (Berg balance scale)
- FMA :フューゲルメイヤーアセスメントスケール (Fugl-Meyer assessment scale)
- ROM :関節可動域 (Range of motion)
- TMT-A :トレイルメイキングテスト (Trail Making Test-A)

## 緒言

脳卒中は1996年には172.9万人いたが、2017年では111.5万人とされており、年々減少傾向にある<sup>1)</sup>。しかし、2019年の疾患別の要介護になる割合で脳卒中は第2位であり全体の16%を占め、後遺症が残りやすい疾患であると言える<sup>2)</sup>。脳卒中後遺症者が身体機能低下を生じさせた場合、活動量低下によって引き起こされる虚弱や、バランス能力低下によって引き起こされる転倒・骨折が社会的な問題点となる。なぜなら、転倒による骨折は、疾患別の要介護になる要因では第4位で、全体の13%、虚弱は第3位で13%を占めるからである<sup>2)</sup>。一般的に、脳卒中後遺症者の転倒率は0.6~8.5%と言われており<sup>3)</sup>、健常高齢者の転倒率5%と比較しても<sup>4)</sup>、大きな違いは見られないという報告がある。一方、脳卒中後遺症者は病院を退院してから6か月の間に36%~73%の割合で転倒するという報告や、脳卒中発症1年以内には40%~58%の割合で転倒するという報告があることから、病院を退院した直後に特に転倒率が高く、その後もしばらくの間は高い転倒率を維持し続けられると思われる<sup>3)</sup>。また、大腿骨頸部骨折の罹患率は健常高齢者2~10%に対し<sup>5)</sup>、脳卒中後遺症者は27%と報告されており高い値を示す<sup>6)</sup>。これをオッズ比にすると、脳卒中後遺症者は70歳以上で3.8倍、70~80歳で3.0倍、80歳以上で2.1倍である<sup>7)</sup>。脳卒中後遺症者の大腿骨頸部骨折の罹患率が高い理由は、麻痺側方向に転倒した場合に麻痺側上肢の保護伸展反応が消失、あるいは反応の遅延が生じているため、麻痺側大腿部を強く床にぶつけてしまうためであると考えられている<sup>8,9)</sup>。以上を踏まえ、脳卒中後遺症者の転倒予防に取り組む意義は大きいと考える。

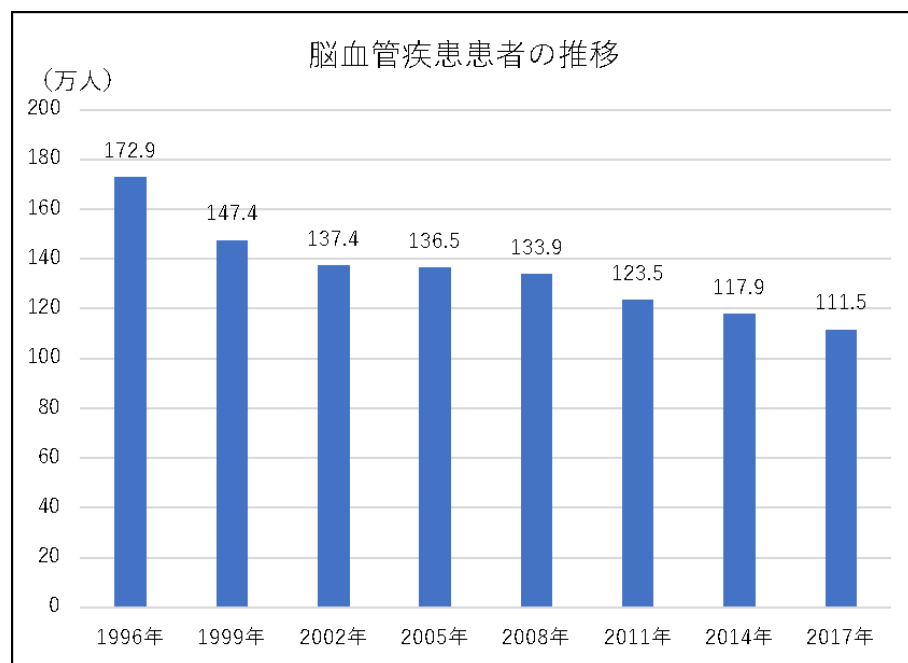


図1 脳血管疾患患者の推移

(平成30年度版厚生労働省白書 厚生労働省政策統括官付保健統計室「患者調査」  
図表1-2-7<sup>1)</sup>、虚血性心疾患患者数の状況より引用、一部改変)

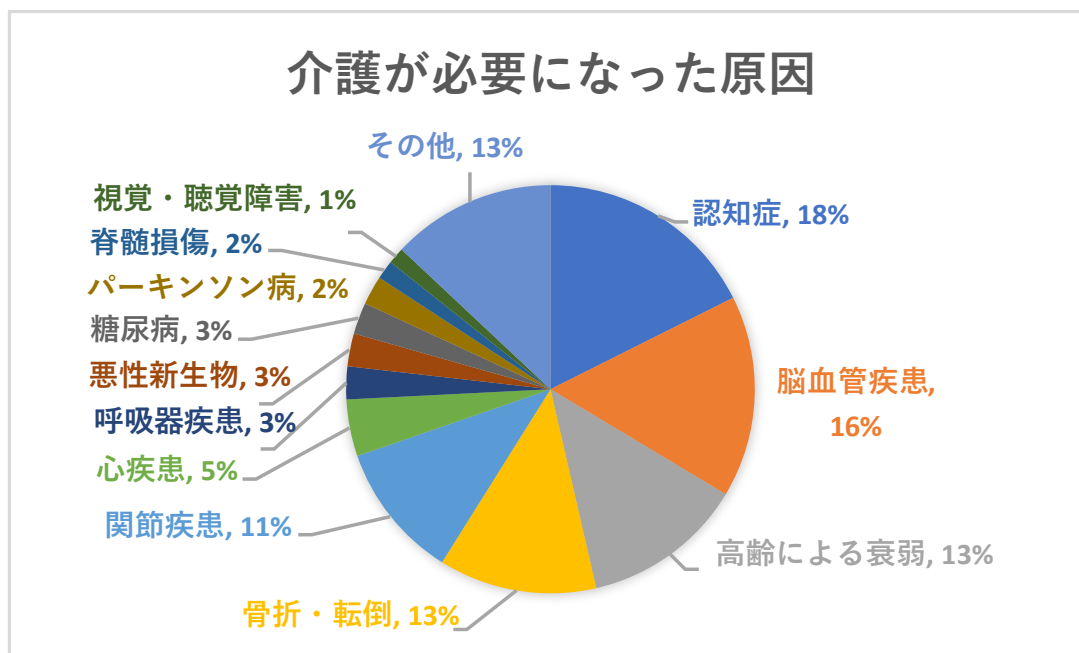


図2 介護が必要になった原因

(国民生活基礎調査 令和元年国民生活基礎調査 介護より引用<sup>2)</sup>, 一部改変)

脳卒中後遺症者の転倒の 37%は立ち上がりに起因する動作であると報告されている<sup>10)</sup>。ただし、これは対象者の身体活動量や身体機能によって異なると思われる。例えば、歩いて生活している活動的で身体機能の高い者の場合は歩行の際に転びやすい。一方、車椅子を使用し生活している、活動量が少なく身体機能の低い者の場合は移乗動作などの立ち上がりに起因する動作であると言われている<sup>3)</sup>。図3は高齢者及び、脳卒中後遺症者の転倒と身体機能、身体活動量の関係性を模式的に表した図である。図で示しているのは、転倒歴がない状態では高いQOLを保つことができるが、姿勢の安定性が徐々に低下してくると、転倒恐怖感の上昇、身体活動量の低下が生じ、結果として転倒頻度の上昇とQOLの低下を引き起こす。その段階よりもさらに姿勢の安定性が低下すると、歩行量が減ることや、ベッドから離床する機会が減ることで、転倒する機会が減少するため、転倒頻度は減少する<sup>3)</sup>。脳卒中後遺症者の転倒頻度を減らすためには、活動機会を減少させるか、身体機能を向上させることで達成できると思われる。しかし、一日の身体活動量を減少させることは、前述した虚弱を引き起こす原因となるため<sup>2)</sup>、身体機能を向上させることが第一であると考えられる。以上の点を踏まえると、脳卒中者の転倒率を減少させる治療方針として、退院後の生活において高いバランス能力と身体活動量を維持できるようにすること、転倒恐怖感を感じにくいように住宅環境を整える事が重要であると考えられる。さらに、対象者の身体機能を考慮すると、身体活動量及び身体機能が高い者には歩行能力の向上、身体機能及び身体活動量が低い者に対しては、特に立ち上がり能力の向上を目指すという方針も必要であると考えられる。

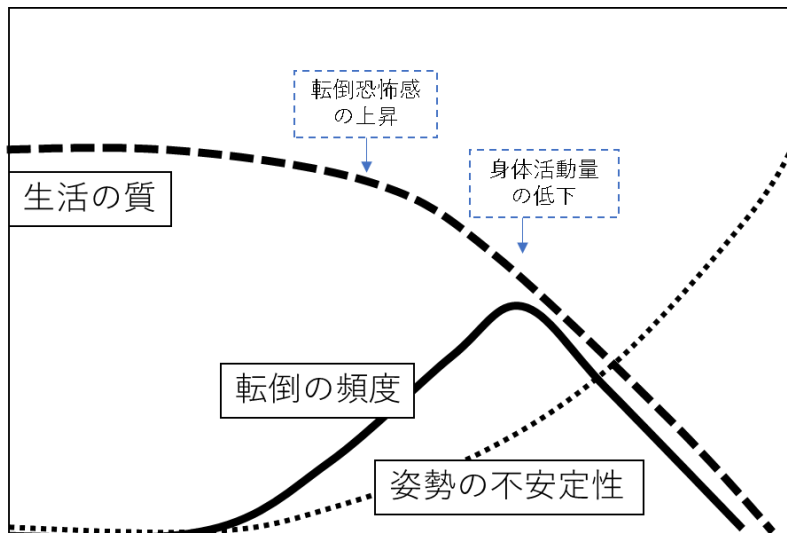


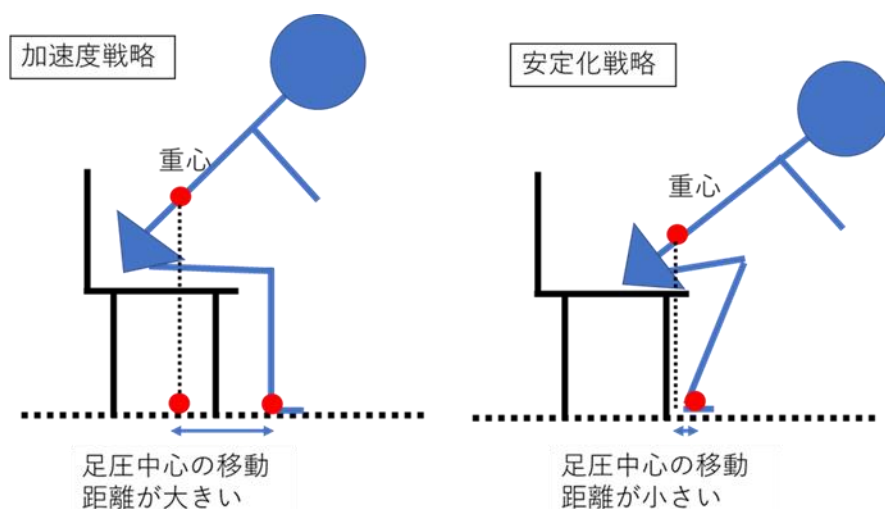
図3 転倒による生活の質の変化

(Falls in individuals with stroke<sup>3)</sup> より引用)

現状における、脳卒中後遺症者の転倒予防に関する運動療法の効果は詳しく調査されていない<sup>11)</sup>。2010年の脳卒中後遺症者の転倒と骨折に関するメタアナリシスでは、有意性が認められた転倒・骨折の予防策はビタミンDの摂取のみであり、課題指向型練習やバランス練習などの、入院中の脳卒中者のバランス能力向上に有効であると考えられている運動療法は含まれていない。これは、運動療法に関する、選出されたランダム化比較試験の総数が不足していることが影響しているためであると著者は述べている。しかし、バランス機能が転倒の危険因子であるという報告や<sup>12)</sup>、立ち上がり能力とバランス能力に関連性が示されていることから、運動療法によってバランス能力及び立ち上がり能力を向上させることで、転倒予防を推進することが、現状できる理学療法士としての転倒対策なのではないかと考える。

脳卒中患者の立ち上がり動作に関する調査は、立ち上がり動作にかかる時間、左右非対称性、床反力、動作パターンなどを、加速度計、床反力計、3次元動作解析装置などを使用して検討している報告が多い<sup>14)</sup>。それらの知見から明らかにされたことは、立ち上がり時間が短い者ほど動作は安定しており、転倒しにくく、慣性力を利用したエネルギー効率の良い動作パターンであるという事である。一方、立ち上がり時間が長い者ほど、動作が不安定で、離殿の際にバランスを崩し転倒することが多いという事が分かった<sup>15)</sup>。さらに、立ち上がりが速い者は離殿前の体幹前傾速度が速く、離殿が容易で、膝関節伸展筋出力が大きいということも分かった<sup>16)</sup>。これらのことから、膝関節へ負荷がかかろうとも、離殿を安全に行うことができる能力を持つ者は、慣性力を利用した離殿を行うが、離殿時に膝折れする等の不安がある者の場合は、ゆっくりと筋力に依存した伸展トルク生成を行う<sup>17)</sup>。以上の事を踏まえ、立ち上がり動作の動作戦略は大別すると2種類あると言われている。一つは、離殿前に体幹を素早く前傾させ、その慣性力を利用して立ち上がる加速度戦略と、もう一方は、最も転倒しやすい離殿を安全に行うために体幹前傾をゆっくり行う安定化戦略である<sup>17, 18)</sup>。当然、立ち上がり能力の乏しい高齢者や脳卒中患者、変形性膝関節症患者等は安

定化戦略を用いる<sup>17-19)</sup>。しかし、ゆっくりと立ち上がる者ほど転倒しやすい<sup>15)</sup>。これは、加速度戦略では立ち上がり動作に必要な下肢伸展トルクの生成を、股関節伸展筋力と膝関節伸展筋力の両方を利用できるのに対し、安定化戦略では、下肢伸展トルクの生成を膝関節伸展筋力以外で代償する手段がなく、仮に膝関節伸展の筋出力が不足した場合転倒するしかないためであると言われている<sup>17,18)</sup>。加速度戦略で股関節伸展筋力を利用できる機序は、立ち上がり動作初期に素早く体幹を前傾させた後、体幹伸筋群・股関節伸筋群で急激に動作を停止させると、反動で殿部の床反力が前上方に向くためであると言われている<sup>20)</sup>。このような背景もあり、リハビリテーションにおいては「お辞儀をしながら立ち上がって下さい」と口頭で教示し、安定化戦略から、より安全で離殿が容易な加速度戦略に切り替える練習を行う事がある<sup>19)</sup>。しかし、この教示方法が多く利用されているにもかかわらず具体的な、体幹前傾を促す口頭教示が立ち上がり動作に与える影響に関する直接的なエビデンスは我々の調査した限りでは存在しない。そのため、この「お辞儀をしながら立ち上がって下さい」と言う教示が、立ち上がり動作に与える影響を調査することは意義が大きいと考える。



	加速度戦略	安定化戦略
体幹前傾の速さ	速い	遅い
体幹前傾角度	小さい	大きい
筋出力	膝関節で大きい	股関節で大きい
伸展トルク生成	慣性力に依存	筋力に依存
離殿の難しさ	容易	困難
立ち上がり時間	3秒以内	6秒以上
足圧中心の移動距離	大きい	小さい

図4 加速度戦略と安定化戦略

(Chair rise strategies in the elderly<sup>18)</sup> より引用，一部改変)



立ち上がり動作の体幹前傾を促す口頭教示に関するエビデンスは乏しい一方で、教示が意識や注意焦点を変化させ、運動制御に与える事に関するエビデンスは多数存在し、学術的に体系化されている<sup>21)</sup>。運動制御の観点から、運動を制御させる方法は2種類に大別できる。1つは意識的な運動制御で、もう一つは無意識的な運動制御である<sup>22)</sup>。一般的に運動を覚える際には、身体をどのように動かしているか意識しながら行い、運動が習熟してくるにつれ運動に意識を向けることなく無意識的に動くことができるようになる。この過程を運動の自動化と呼ぶ<sup>23)</sup>。運動の自動化によって獲得した無意識的な動作の方が効率的で安定しているため、自動化した運動の方が転倒しにくいと言われている<sup>24)</sup>。また、運動をしながら別の物に意識を向けることも容易となること報告されており<sup>25)</sup>、脳卒中リハビリテーションにおいても運動の自動化を目指す方針が取られることがある。運動の自動化によって無意識的な運動を行うことができるようになった後でも、動作のフォームを修正したい場合など、本人の身体への注意の向け方によって、無意識的運動制御から意識的運動制御に切り替えることができる。この無意識的な運動制御から意識的運動制御に切り替える行為は、注意の再投資と呼ばれており、MSRSなどの評価指標において測定できる<sup>26,27)</sup>。しかし、動作フォームを修正したいわけでもないにもかかわらず、日常生活動作で意識的な運動制御を行う頻度の高い者は、運動制御能力を低下させ、転倒リスクが増加する可能性がある。Wongらの報告ではMSRSで日常的に注意の再投資をする傾向が高い者は転倒しやすいと報告していることから、日常生活場面においては注意の再投資はしない方が、転倒しにくいと考えられている<sup>27)</sup>。

日常生活動作ではなく、リハビリテーション介入中に対象者の意識・注意をどのように向ければ良いかについては、注意焦点の研究分野において調査が進められている。Wulfらは、運動を学習する際に、自身の身体に注意を向けるIFと、自身の身体以外の外部環境に注意を向けるEFで運動学習効果に違いが生じる事を発見した<sup>28)</sup>。一般的にはIFよりもEFの方が運動学習効果は優れているとされている。ただし、学習者の動作の習熟度によって異なると言われている。また、学習初期のビギナーではIFで行った動作の方が運動学習効率が良いことを発見した。しかし、学習の段階が進むにつれて、EFの方が運動制御、運動学習効率が優れていることが分かった<sup>29)</sup>。

なぜ、運動中の注意の向け方によって運動制御、運動学習効率に違いが生じるかについては、「運動制約仮説」と呼ばれる仮説によって説明されている。これは、ヒトが運動課題を遂行する際に意識的な運動制御を行うと、注意力がより多く要求されてしまい、運動がぎこちなくなったり、認知的課題を円滑に行えなくなるといった弊害が生じると言ったものである<sup>30)</sup>。この根拠として、ヒトが運動課題として身体を動かしながら、認知的課題として計算問題を解くといった二重課題を行う際にIFもしくはEFを行うと、EFよりもIFを行った際に運動課題および認知的課題の成績が低下することも挙げられる<sup>31)</sup>。しかしながら、運動制約仮説を実証し得る注意の要求量変化に関する脳科学的知見は提示されておらず、IFと比較したEFの有効性に関する脳科学的根拠は不十分な状況にある。

1. I remember the times when my movements have failed me	strongly disagree	moderately disagree	weakly disagree	weakly agree	moderately agree	strongly agree
2. If I see my reflection in a shop window, I will examine my movements	strongly disagree	moderately disagree	weakly disagree	weakly agree	moderately agree	strongly agree
3. I reflect about my movement a lot	strongly disagree	moderately disagree	weakly disagree	weakly agree	moderately agree	strongly agree
4. I try to think about my movements when I carry them out	strongly disagree	moderately disagree	weakly disagree	weakly agree	moderately agree	strongly agree
5. I am self-conscious about the way I look when I am moving	strongly disagree	moderately disagree	weakly disagree	weakly agree	moderately agree	strongly agree
6. I sometimes have the feeling that I am watching myself move	strongly disagree	moderately disagree	weakly disagree	weakly agree	moderately agree	strongly agree
7. I am aware of the way my body works when I am carrying out a movement	strongly disagree	moderately disagree	weakly disagree	weakly agree	moderately agree	strongly agree
8. I am concerned about my style of moving	strongly disagree	moderately disagree	weakly disagree	weakly agree	moderately agree	strongly agree
9. I try to figure out why my actions failed	strongly disagree	moderately disagree	weakly disagree	weakly agree	moderately agree	strongly agree
10. I am concerned about what people think about me when I am moving	strongly disagree	moderately disagree	weakly disagree	weakly agree	moderately agree	strongly agree

## 図 5 英語版 MSRS

(Reinvestment and Falls in Community-Dwelling Older Adults<sup>27)</sup> より引用)

リハビリテーションにおいて、EF の使用が推奨されているが、セラピストの 67%は訓練時に IF に分類される口頭指示を多く用いていると報告されている<sup>32)</sup>。また、脳卒中患者においては、IF と EF に関する研究報告は少なく、むしろ IF の方が運動制御、運動学習効率が優れたという報告もある<sup>33)</sup>。このことから、実際に臨床場面で IF や EF が使用されているにもかかわらず、どの教示方法が有用なのかが明らかにされていないという問題がある。また、脳卒中対象者の研究結果が健常者研究と異なることから、運動障害や感覚障害、注意実行機能に損傷が生じている者は、健常者と同様の教示が適切とは言えない可能性がある。そのため、脳卒中リハビリテーションの発展のため、運動制約仮説に関して脳科学的知見を提供する意義は大きいと考える。

これらの背景を踏まえて、本研究では、注意焦点に関する教示が脳にどのような影響を与えるのかを明らかにすることに加え、正常な脳機能を有する健常者、および脳を損傷している脳卒中患者に対し、臨床においてよく用いられている「お辞儀をしながら立ち上がって下さい」という教示がどのような影響を与えるのかを調査することを目的とした。さらに、より臨床に有用な科学的根拠を提供できるように、この教示方法が特に有効な対象者がどのような特徴を持っているのかを調査することを目的とした。そのため、まずは研究の第 1 段階として、IF と EF を用いた教示が脳血流動態に与える影響を NIRS を用いて比較検討した。その後、より臨床的な知見を提供するために、臨床的に良く使用される「お辞儀をしながら立ち上がって下さい」という教示が健常者に与える影響を第 2 段階、同様の教示が脳卒中患者に与える影響を第 3 段階として調査した。最後に、教示の影響を受けやすい患者を特定するため、脳卒中患者の心身機能評価より、立ち上がりに関連す

る評価と相関関係にあるものを調査した。

## 第一章

運動時の注意に向け方の違いが前頭葉血流動態に与える影響

## 序 論

運動中の注意の向け方は、自身の身体内部に注意を向ける IF よりも自身の身体外部に注意を向ける EF の方が正確な運動制御と運動学習を促すため、リハビリテーションにおいても EF の使用が勧められている<sup>28-32)</sup>。

運動時の注意の向け方として IF ではなく EF が勧められる根拠として、ヒトが習熟した運動課題を遂行する際に IF を行うと、むしろ運動がぎこちなくなり、パフォーマンスが低下することが挙げられる<sup>28-31)</sup>。また、IF と EF でパフォーマンスに違いが生じる根拠の一つに二重課題時の注意要求量の違いが挙げられる<sup>31)</sup>。Wulf らは、スタビロメーターという不安定な台上でバランスを保持する運動課題と同時に、視覚的、聴覚的な信号に反応して可能な限り早くボタンを押すというプローブ反応時間課題と呼ばれる、注意要求量の指標である認知課題を行った<sup>31)</sup>。EF 群には台上のマーカに注意を向けさせ、IF 群には足部に注意を向けるように指示した。結果、EF 群の方が運動課題、認知課題の成績が良好であることを示した。

これらの知見は、IF を行うことにより、ヒトの注意が意識的な運動制御過程により多く要求された結果、注意要求量が増え、習熟しているはずの運動がぎこちなくなったり、認知的課題を円滑に行えなくなるといった弊害に繋がる危険性を示しており、「運動制約仮説」と呼ばれている<sup>28-32)</sup>。しかしながら、運動制約仮説を実証し得る注意の要求量変化に関する脳科学的知見は提示されておらず、IF と比較した EF の有効性に関する脳科学的根拠は不十分な状況にある。ところで、前頭前野は、大脳の中でも注意機能の一端を担う領域である<sup>34)</sup>と同時に、NIRS などの非侵襲的計測手法を用いた脳科学的観点からの検討が比較的容易な領域でもある(図 6 参照)<sup>35)</sup>。

また、NIRS を用いた研究では、動作学習後の半自動化した行動での背外側前頭前野領域の oxy-Hb の低下<sup>37)</sup>や、注意要求量の違いが課題遂行時の背外側前頭前野領域の oxy-Hb に変化を生じさせるなどの報告されている<sup>38)</sup>。

IF と EF の間の注意の要求量に違いがあるとすれば、注意機能の一端を担っている前頭前野の活動量にも違いが生じると考えられる。仮説としては、EF よりも注意の要求量が増えると予想される IF において、前頭前野の活動量が増加すると考えられる(図 7 参照)。

このことを実証することができれば、運動練習を行う際の注意の向け方に関する科学的根拠を提示できるため、リハビリテーション科学領域における意義は大きいと思われる。

以上から、本課題では、運動時の注意の向け方として IF と EF に注目し、両者の注意の要求量の違いを脳科学的観点から検討することを目的とした。

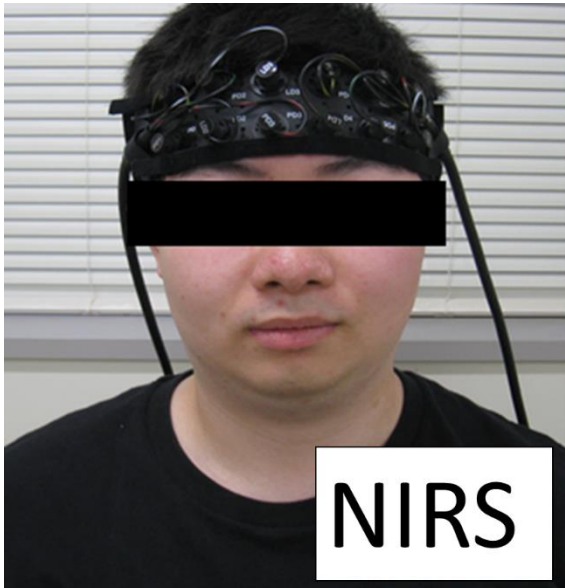


図 6 NIRS の装着方法

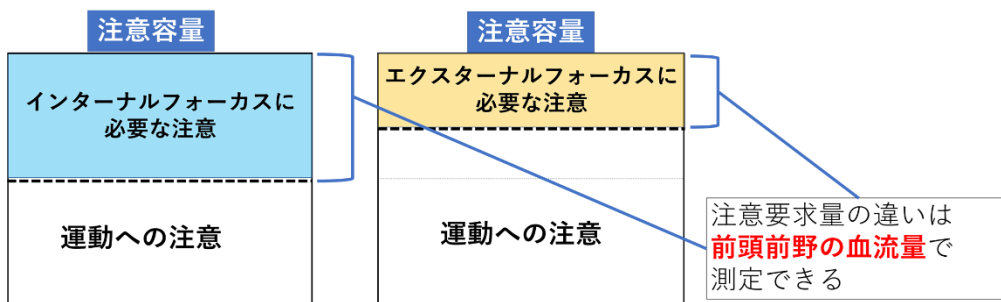


図 7 注意焦点により注意容量が異なる仮説について

## 方 法

### 1. 対象

対象者は、健常成人 20 名とし、EF 群、IF 群の 2 群に無作為に振り分けた (EF 群の平均年齢 25.1±3.7 歳、平均身長 171.6±5cm、平均体重 67.2±15.6kg、IF 群の平均年齢 28.2±4.2 歳、平均身長 165.8±4.1cm、平均体重 57.4±7.4kg)。

### 2. 方法

実験課題の説明を受けた後に、利き手で課題の事前練習を行った。各群ともに、対象者は前頭前野の血流動態を NIRS を用いて測定するため、OEG-16 (Spectratech 社製) を前額部に装着し、馴化時間として背もたれのある椅子上で安静座位を 3 分間閉眼にて保持した。馴化時間後、対象者は開眼しテニスボール課題を行った。テニスボール課題は、椅子に座った姿勢で床にある的に非利き手でテニスボールを投げる課題である<sup>38)</sup>。使用したテニスボールは硬式テニスボール (DUNLOP 社製:FORT1) で、直径約 6.5cm、重さ約 600g であった。先行研究<sup>38)</sup>に準じて、投球の目標となる的の大きさは半径 10cm であり、的は椅子前方 3m で被検者の正面に設定した。また、的の周囲に、10cm 間隔で半径 20cm から 100cm まで円を描いた。テニスボール課題での 1 施行当たりの投球数は 30 回であり (図 8 参照)、馴化時間を挟んで計 6 施行実施した。テニスボール課題の実施に際して、EF 群の対象者には「的に注意を向けながら、できる限り正確にボールを投げてください」と検査者が口頭にて指示し、IF 群の対象者には「手に注意を向けながら、できるだけ正確にボールを投げてください」と検査者が口頭にて指示した。ボールを投げるタイミングと、課題遂行にかかる時間は特に指定せず、対象者に任せた。また、テニスボールが着地した位置は対象者が目視にて確認できる設定であった。なお、テニスボール課題の開始から終了までの間、投げられたテニスボールが着地した場所を特定するために、ビデオカメラ (デジタルハイビジョンビデオカメラ HC-V480MS, Panasonic 社製: 220 万画素) を用いて的と的の周囲を撮影した。

テニスボール課題の正確性に関する評価は、撮影された動画をもとに、テニスボールが着地した場所に応じて採点した。具体的には、テニスボールが中央の的に着地した場合は 10 点、半径 10cm の的の外側～半径 20cm の円の内側までの範囲にボールが着地すると 9 点、半径 20cm の円の外側～半径 30cm の円の内側までの範囲にボールが着地すると 8 点とした。同様の採点方法で 7 点、6 点...1 点と記録した。半径 100cm の円の外側にボールが着地した場合は 0 点とした。なお、円周上にボールが着地した場合、採点に迷った際には高い点の方を記録した。

NIRS によって得られる信号について、oxy-Hb は局所脳血流の変化と最も相関性が高く、oxy-Hb の変化が脳活動を最も反映するパラメータと言われている<sup>36)</sup>。そのため、前頭前野血流動態の指標として、oxy-Hb を NIRS にて測定し、馴化時間と施行中の脳血流動態の平均値を計算し、その差を  $\Delta$ oxy-Hb として算出した。馴化時間の平均値に関して、馴化時間前の脳血流量の増減

の影響や、馴化時間中に被験者が思考した際の脳血流量の増減の影響をなるべく排除するため、検査者が得られたデータから値の増減が少なく、安定している 50~100 個の部分を検査者が選択し、馴化時間とした。テニスボール課題施行中の脳血流動態の平均値に関しては、課題開始直後 45 個(30 秒間)のデータから平均値を算出した。サンプリング周波数は 1.54Hz とし、利き手側のデータを用いた。

また、両条件の注意の向け方が検査者の指示通りに遂行できているかを確認するため、全課題実施後に紙面によるアンケートを行った。質問は「課題中、指示された箇所(的または、手)に注意を向けることができましたか?」であり、「1.できなかった」「2.あまりできなかった」「3.どちらでもない」「4.おおむねできた」「5.非常にできた」の中から一つ選択させた。

### 3. 統計処理

前頭前野の血流動態とテニスボール課題の正確性については、群(EF 群, IF 群)と時間経過を要因とする多重分割プロットによる分散分析ならびに事後検定(シェイファーの多重比較法)を用いて分析した。アンケートに関してはマン・ホイットニーの U 検定を実施し両群の差を比較した。統計学的検定の有意水準は 5%とした。

### 4. 倫理的配慮

倫理的配慮に関して、本研究はヘルシンキ宣言に基づいて行われた。対象者の個人情報の保護には十分留意し、対象者には本研究に関する説明を行い、同意を得た上で行われた。本研究は、弘前大学大学院保健学研究科倫理委員会の承認を受けた(承認番号:2019-006)。

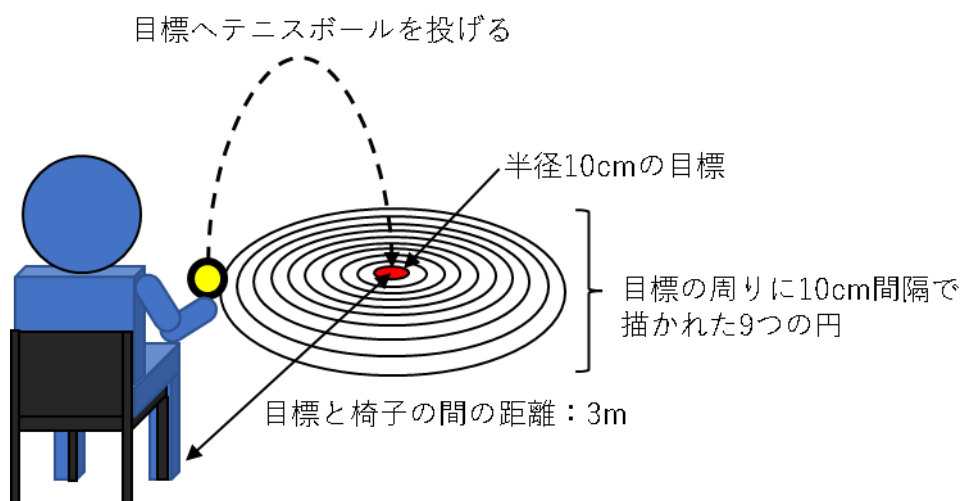


図8 テニスボール課題について



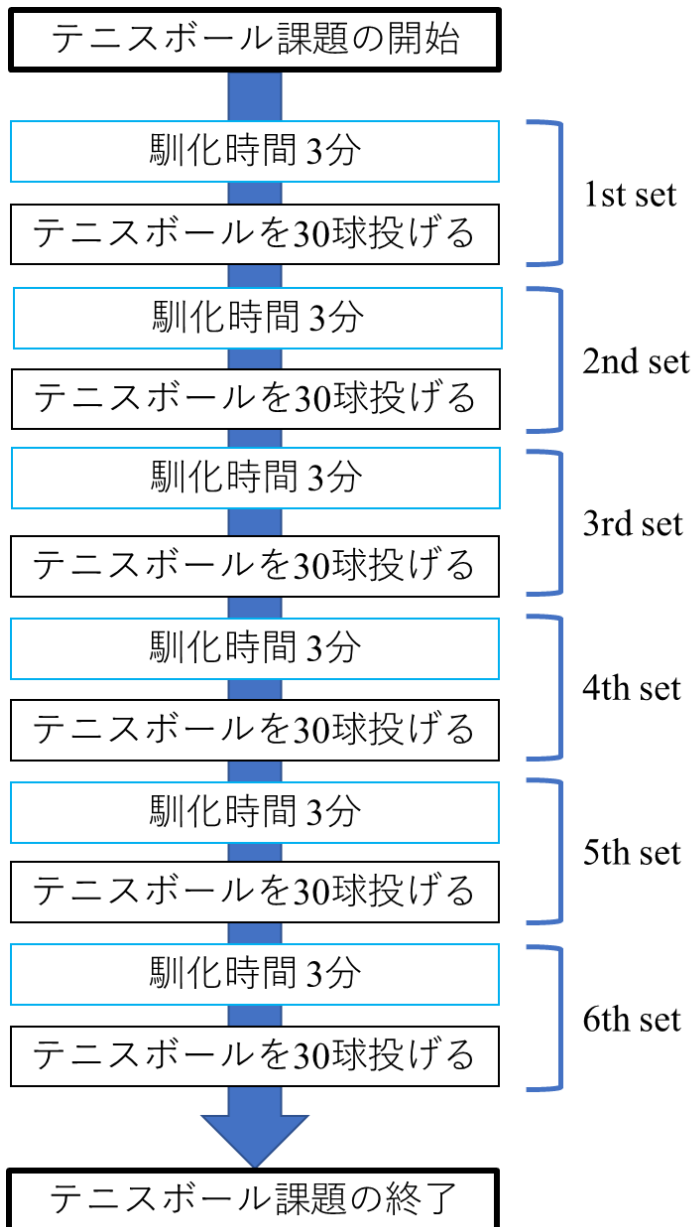


図9 実験手順について

## 結果

両群におけるテニスボール課題の 1～6 施行（以下，①～⑥で示す）における得点平均値±標準偏差（標準誤差）を表 1 に示す。

EF 群では，① $239\pm 22.5(7.1)$ 点，② $257\pm 11.5(3.6)$ 点，③ $253\pm 10.2(3.2)$ 点，④ $258\pm 11.5(3.6)$ 点，⑤ $258\pm 13.9(4.4)$ 点，⑥ $264\pm 11.8(3.7)$ 点であった。また，IF 群では，① $224\pm 20.8(6.6)$ 点，② $242\pm 10.1(3.2)$ 点，③ $243\pm 8.5(2.7)$ 点，④ $246\pm 6.8(2.2)$ 点，⑤ $254\pm 7.4(2.3)$ 点，⑥ $255\pm 9.1(2.9)$ 点であった（図 10 参照）。

次に各施行における oxy-Hb のベースライン値±標準偏差（標準誤差）を示す。

EF 群では，① $0.04\pm 0.05(0.01)$ ，② $0.06\pm 0.08(0.02)$ ，③ $0.06\pm 0.08(0.02)$ ，④ $0.06\pm 0.13(0.04)$ ，⑤ $0.09\pm 0.14(0.04)$ ，⑥ $0.12\pm 0.16(0.05)$ であった。また，IF 群では，① $0\pm 0.06(0.02)$ ，② $0.03\pm 0.05(0.01)$ ，③ $0.07\pm 0.06(0.02)$ ，④ $0.09\pm 0.06(0.02)$ ，⑤ $0.12\pm 0.07(0.02)$ ，⑥ $0.14\pm 0.1(0.03)$ であった。

最後に， $\Delta$ oxy-Hb の平均値±標準偏差（標準誤差）を示す。

EF 群では，① $0.08\pm 0.09(0.03)$ ，② $0.03\pm 0.07(0.02)$ ，③ $0.04\pm 0.07(0.02)$ ，④ $0.03\pm 0.08(0.03)$ ，⑤ $0.06\pm 0.09(0.03)$ ，⑥ $-0.01\pm 0.05(0.01)$ であった。また，IF 群で① $0.01\pm 0.04(0.01)$ ，② $-0.02\pm 0.07(0.02)$ ，③ $-0.04\pm 0.08(0.03)$ ，④ $-0.02\pm 0.05(0.02)$ ，⑤ $-0.01\pm 0.04(0.01)$ ，⑥ $-0.02\pm 0.09(0.03)$ であった（図 11 参照）。

分散分析の結果では，テニスボール課題， $\Delta$ oxy-Hb とともに交互作用を認めず，群要因と時間要因の両者に有意差を認めたが，事後検定では有意差を認めなかった。なお，アンケート結果は中央値にて EF 群で 4，IF 群で 4 であり有意差は認められなかった。

評価指標	EF 群	IF 群
	平均値(±SD)	平均値(±SD)
テニスボール課題の得点〔点〕		
1 施行	239±22.5(7.1)	224±20.8(6.6)
2 施行	257±11.5(3.6)	242±10.1(3.2)
3 施行	253±10.2(3.2)	243±8.5(2.7)
4 施行	258±11.5(3.6)	246±6.8(2.2)
5 施行	258±13.9(4.4)	254±7.4(2.3)
6 施行	264±11.8(3.7)	255±9.1(2.9)
各施行の oxb-Hb のベースライン値〔mmol/mm〕		
1 施行	0.04±0.05(0.01)	0±0.06(0.02)
2 施行	0.06±0.08(0.02)	0.03±0.05(0.01)
3 施行	0.06±0.08(0.02)	0.07±0.06(0.02)
4 施行	0.06±0.13(0.04)	0.09±0.06(0.02)
5 施行	0.09±0.14(0.04)	0.12±0.07(0.02)
6 施行	0.12±0.16(0.05)	0.14±0.1(0.03)
各施行の Δoxb-Hb〔mmol/mm〕		
1 施行	0.08±0.09(0.03)	0.01±0.04(0.01)
2 施行	0.03±0.07(0.02)	-0.02±0.07(0.02)
3 施行	0.04±0.07(0.02)	-0.04±0.08(0.03)
4 施行	0.03±0.08(0.03)	-0.02±0.05(0.02)
5 施行	0.06±0.09(0.03)	-0.01±0.04(0.01)
6 施行	-0.01±0.05(0.01)	-0.02±0.09(0.03)

表1 テニスボール課題の得点と酸素化ヘモグロビンの実測値

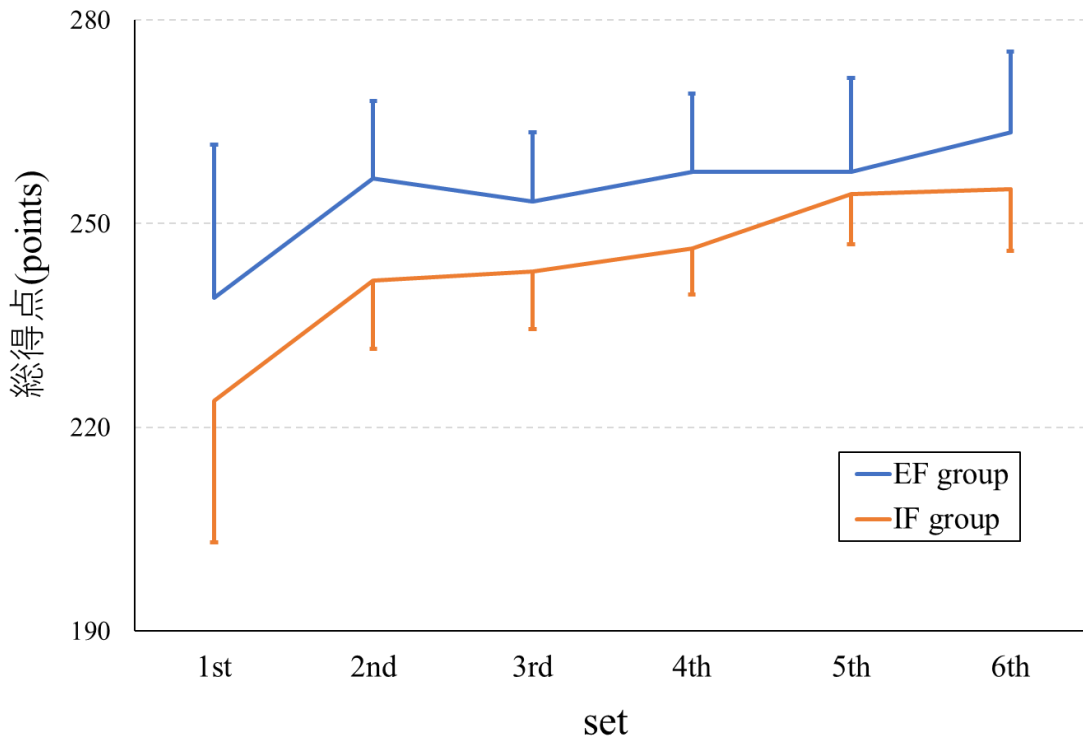


図 10 両群の各施行におけるテニスボール課題の総得点

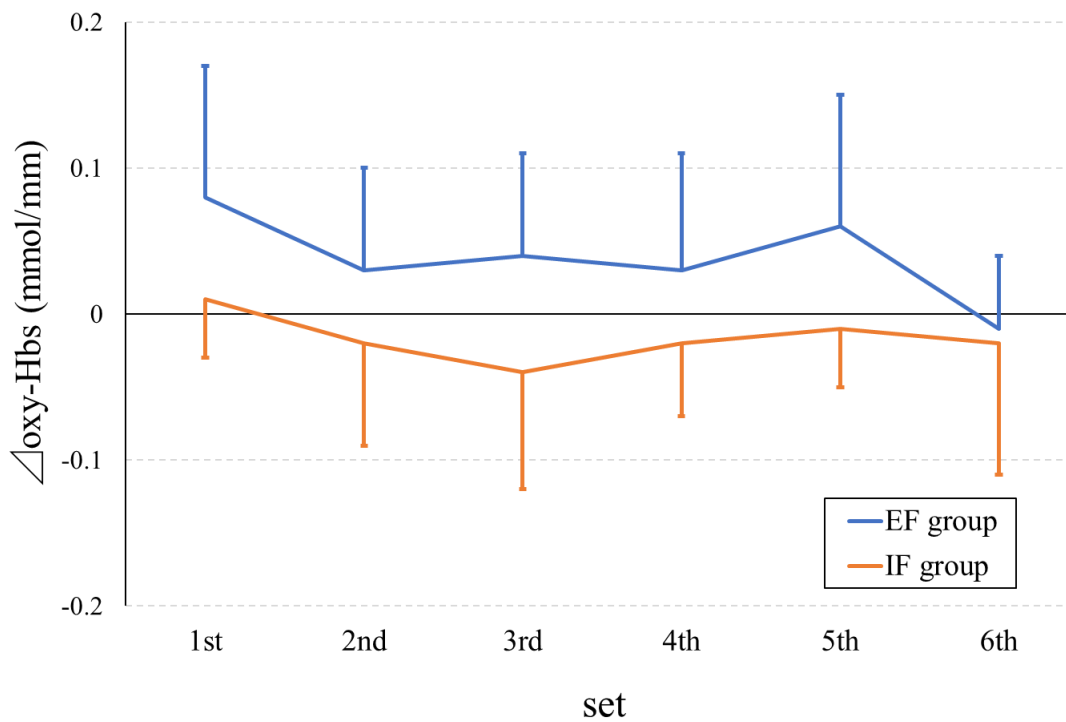


図 11 両群の各施行における前頭前野血流動態の変化

## 考 察

本結果から、IF 群と比較して EF 群では初期の施行からテニスボール課題の得点が高く、前頭前野の血流量が増加する傾向が伺える。このことは、IF 群と比較して EF 群では初期の施行からより正確な運動制御が行われているが、前頭前野の血流量もより増加するため、当初の仮説とは異なり注意要求量は多い可能性が推察された。一方で、EF 群では前頭前野がより働き、運動に影響を与えた可能性も推察された。IF 群と比べ EF 群では運動中の注意要求量が多いという見解は、スタビロメーター課題とプローブ反応時間を同時に行った二重課題時に、IF の方が注意要求量が多かったという先行研究と矛盾する<sup>31)</sup>。本研究はテニスボール課題の単独課題であり、二重課題研究と設定が異なるが、EF 群において前頭前野がより働き、運動に影響を与えた可能性を検討する。運動に関わる前頭葉の脳領域は、一次運動野の他に前運動野、補足運動野などの高次運動野に加えて、眼の動きも併せて考えると前頭前野内の眼窩前頭皮質が考えられる<sup>39)</sup>。本研究で測定した部位は背外側前頭前野のみであり、運動制御との直接的な関係性が示されている報告はない部位である。そして、背外側前頭前野の主な機能はワーキングメモリなどの注意機能の中枢である<sup>40)</sup>。しかし、覚醒・注意と運動パフォーマンスには逆 U 字状の関係があるなど<sup>41)</sup>、昔から注意と運動パフォーマンスには関係性が示されていることから、本課題においても注意機能が運動パフォーマンスに間接的な影響を与えていることが推察される。背外側前頭前野などが司るワーキングメモリには、情報を一時保存するという静的な役割の他に、「目的を達成するため積極的に情報処理する」という動的な側面も併せ持つ<sup>42)</sup>。注意機能における情報処理とは、目的とした課題に対し、必要な感覚情報に強く注意を向け、不必要な、あるいはもう必要なくなった感覚情報に注意が向かないよう抑制することである<sup>42)</sup>。本研究では、EF 群では IF 群よりもワーキングメモリの動的な側面が強く働き、テニスボール課題における必要な感覚情報と思われる「的の空間的位置」に集中できたことが影響し、EF 群では脳血流量が多く、テニスボール課題で好成績となったのではないかと推測する。具体的に述べると、テニスボール課題を達成するためには自身の身体位置に関する体性感覚情報と、的の位置に関する視覚的情報から、自身と的との距離の情報を算出しなければならない<sup>34)</sup>。また、その距離に関する情報を長い時間脳内に貯蔵し利用するためには、注意・記憶などの高次脳機能を利用している可能性がある<sup>43)</sup>。また、その情報の取捨選択を行っていると考えられる前頭前野のワーキングメモリ機能の賦活の程度が間接的に動作パフォーマンスに影響を及ぼしている可能性がある<sup>43)</sup>。ワーキングメモリには言語性ワーキングメモリと空間性ワーキングメモリの 2 種類があるとされている<sup>44)</sup>。今回脳血流を測定した部位は空間性ワーキングメモリを司る右背外側前頭前野であることも<sup>45)</sup>、EF 群ではテニスボール課題において「的の空間的位置」により集中できたことを裏付けていると思われる。運動を行う際、空間的位置情報を保持し、身体位置情報と照らし合わせる必要があるが、その際に情報をワーキングメモリによって一時保存しなければならない<sup>46)</sup>。そのため、的の空間的位置情報を正確に保持できているかどうかで、運動成績が変化する可能性がある。視覚空間の記憶を正確に維持するためには、

その空間に注意を向ける必要があると言われており<sup>47)</sup>、逆に注意を向けない場合は空間情報を記憶する能力が損なわれるという報告もある<sup>48)</sup>。そのため、EF群はIF群よりも視覚空間の記憶を正確に保持できたため、運動成績が向上したと思われる。また、両群共に課題施行回数が増えるにつれ、テニスボール課題の成績が向上する一方で、 $\Delta$ oxy-Hbが低下する傾向が見られた。背外側前頭前野は、新規あるいは不慣れな動作を学習する初期段階において、知覚-運動系間に生じる時間的ギャップを埋める働きがあるが、学習が進むと背外側前頭前野は活動せず、より下位レベルの神経経路のみで自動的に行動することができると考えられている<sup>49)</sup>。そのため、本研究の課題初期においても背外側前頭前野が積極的に働いたが、学習後期になり小脳による適応学習にて内部モデルを獲得するにつれ、下位レベルの神経経路のみで自動的に行動できるようになっているのではないかと推測する。

本研究の限界として、使用機器の問題から前頭前野のみの測定しかできないため、前頭前野の働きのみから脳全体の活動を考察することには限界がある。特に、テニスボール課題を行うにつれ、前頭前野の血流量が減少していく際には、小脳による適応学習が行われた可能性が示唆されたが、小脳の脳血流量を測れてない。また、投擲する際の目と手の協調性や筋固有感覚、関節の機械受容器に関するデータ、運動力学的なデータが不足しているため、脳血流動態が変化したことにより、具体的にどのように運動が変化したかを検討することができなかった。その他に、教示内容の通り対象者が注意を向けているかは観察することができないことが挙げられる。

## 第二章

### 対象者への教示内容の違いが立ち上がり動作に及ぼす影響に 関する検討

## 第二章一節 評価指標の再現性の確認

### 序 論

立ち上がり動作を矢状面から観察し、時間や角度、速度等などの運動学的な指標を用いて検討する方法は一般的に行われている研究方法である<sup>50)</sup>。また、動作を image J を使用して評価を行う研究報告も散見されている<sup>50,51)</sup>。しかし、立ち上がり動作を矢状面より動作撮影し、image J を使用した後に、角速度等を評価するという報告は調べた限りでは報告がない。その他に、加速度計を第 3 腰椎棘突起上の体表に取り付け、立ち上がり動作を評価する報告も存在するが<sup>52)</sup>、起立・着座の連続動作時の加速度計計測の方法は確認されていない。以上を踏まえて、第 2 章 2 節及び第 3 章で使用する評価指標の検者内信頼性を検討することとした。



## 方 法

健常者 10 名を対象に、CS-30 を 2 回行った。CS-30 は立ち上がり能力を測定する評価方法で、30 秒間可能な限り立ち上がりを繰り返し、その回数を数える検査法である<sup>53)</sup>。椅子の高さは、30cm または 40cm の台の上にすのこ(高さ 3cm)を必要ならば重ねて置き、対象者が座っている際に股関節、膝関節、足首関節が 90 度になるよう調整した(図 14 参照)。

矢状面の立ち上がり動作を評価するため、椅子から 4m 離れた位置にビデオカメラを設置し、動画撮影を行った(図 15 参照)。動作撮影のために対象者の大転子部にはテープ(約 1cm×約 1cm)を使用してマーキングした。得られたビデオカメラのデータは、画像解析ソフトウェア(Image-J、NIH)を使用して解析し、離殿時の体幹傾斜角度、座位から離殿までの時間、離殿から立位までの時間、座位から立位までの時間、体幹傾斜時の角速度を求めた。体幹傾斜角度は床に対しての垂直線と、耳垂と大転子を結ぶ線がなす角度とした。体幹傾斜角速度は体幹傾斜角度から座位から離殿までの時間を割った値とした(図 18 参照)。さらに、CS-30 実行中の側方の身体動揺を評価するため、対象者の第 3 腰椎棘突起上の体表に 3 軸加速度計(MVP-RF8-HC-2000、MicroStone)をテープにて取り付け、固定性を高めるため対象者の体幹と 3 軸加速度計を弾性包帯で固定した(図 16 参照)。得られた加速度データはノイズを含むため、ノイズ除去のために移動平均を用いて平滑化処理を行った。移動平均は以下のような数式によって求められる。

$$\bar{x}_i = \frac{1}{2n+1} \sum_{k=i-n}^{i+n} x_k$$

今回は図 12 のように  $n=5$  とし、11 個( $i$  地点+前のデータ 5 個+後のデータ 5 個)の生データの平均値を各々求める事で平滑化処理した。

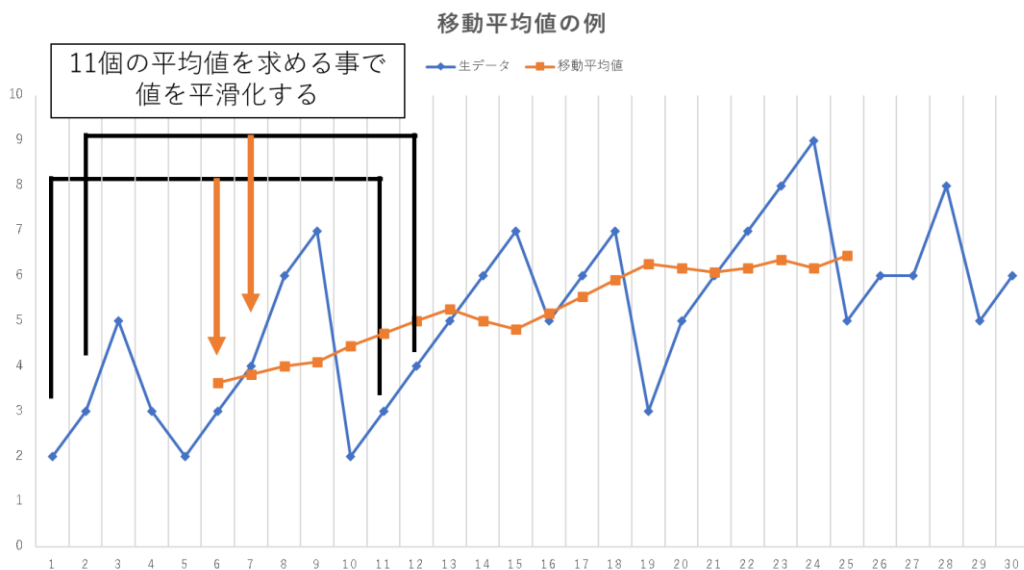


図 12 移動平均による平滑化処理について

立ち上がり動作 4 回目～8 回目の左右方向の加速度データから、左右の加速度平均値と RMS を算出した。立ち上がり動作の 1～3 回目のデータを使用しなかった理由は、動作開始初期は動作が不安定になる可能性が考えられたからである。以下のデータは前後方向と左右の加速度値の生データである。左右方向の加速度の生データから、立ち上がり動作の開始と終了を同定することが困難であったため、前後方向の加速度値から同定することとした。前後方向の加速度データであれば、1 回の起立・着座動作で図のように 2 峰性の波形となる。

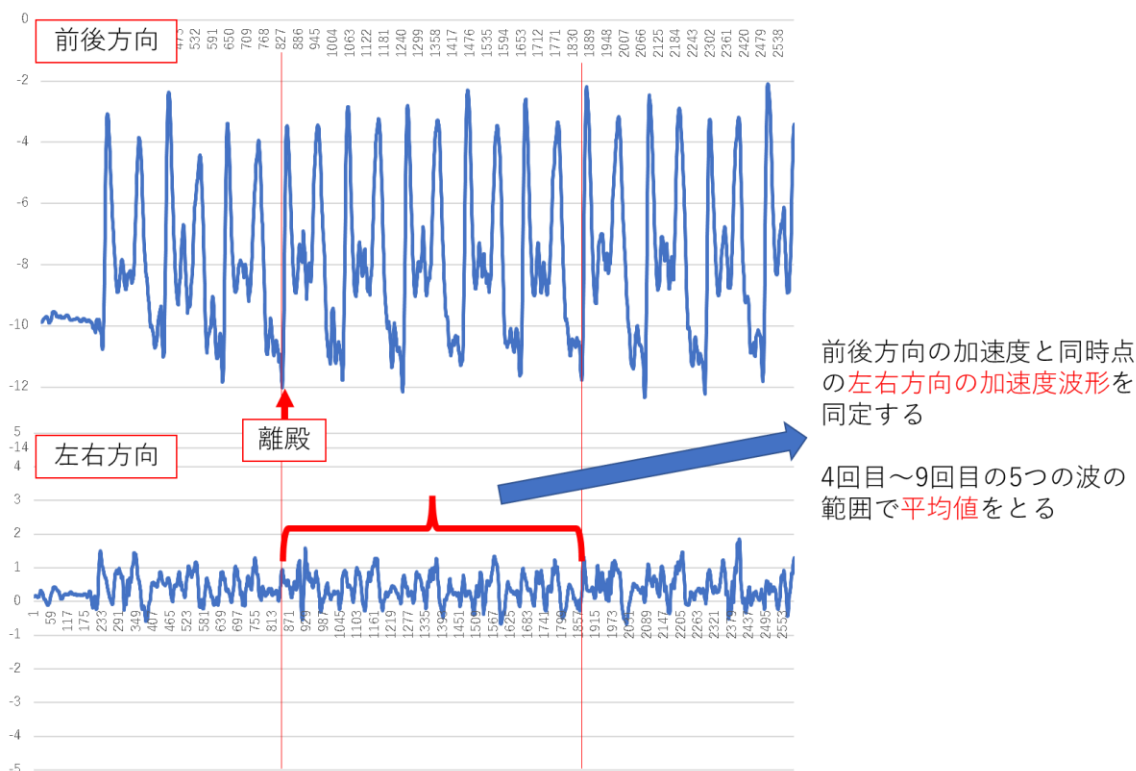


図 13 立ち上がり動作の同定方法について

本来であれば立ち上がりの動作開始地点より平均値を求めるべきであるが、立ち上がりの動作開始地点の加速度変化が緩やかであり、生データから同定することが困難であった。しかし、離殿の際には特徴的な波形変化を示すため、4回目の立ち上がり時の離殿～8回目の立ち上がり時の離殿時までの加速度の平均値を取ることで動作の左右動揺の指標とした。今回は教示の違いにより起立動作の変化を調査することを目的としているが、加速度データには着座動作も含まれるため検査結果に影響を与えている可能性が考えられる。

RMS に関しては、2乗した後に平均を取り、最後に平方根を取る指標である。数式で表すと以下のように表す。

$$\sqrt{\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n (x_i)^2}$$

統計解析は、30秒間の立ち上がり回数、MSRS、体幹前傾角度、座位～離殿の時間、離殿～立位の時間、座位～立位の時間、体幹前傾角速度、左右の加速度平均値、RMSの級内相関係数 ICC(1,1)と SEM を求めることとした。



図 14 開始姿勢と椅子の高さについて

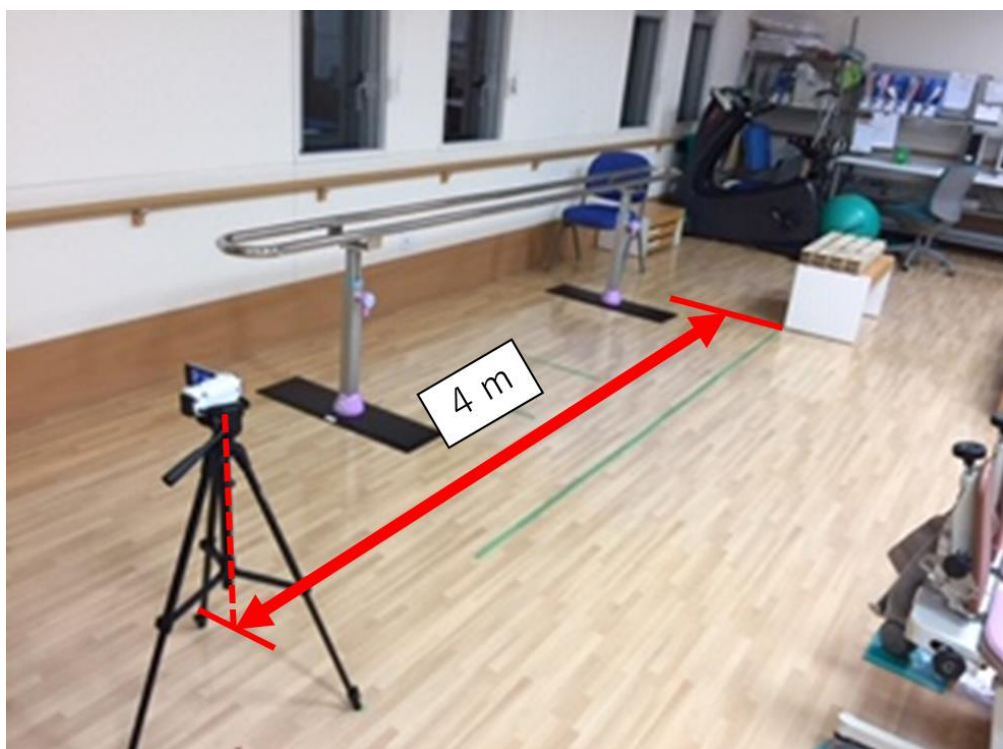


図 15 ビデオ撮影位置について

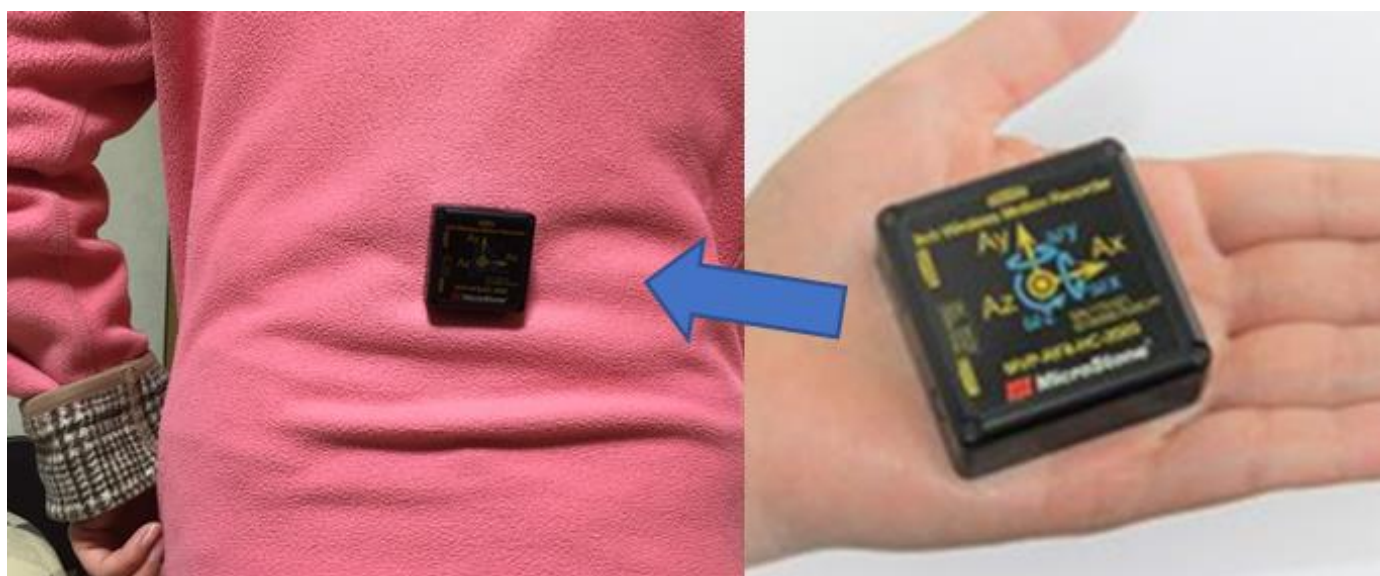


図 16 加速度計の位置について

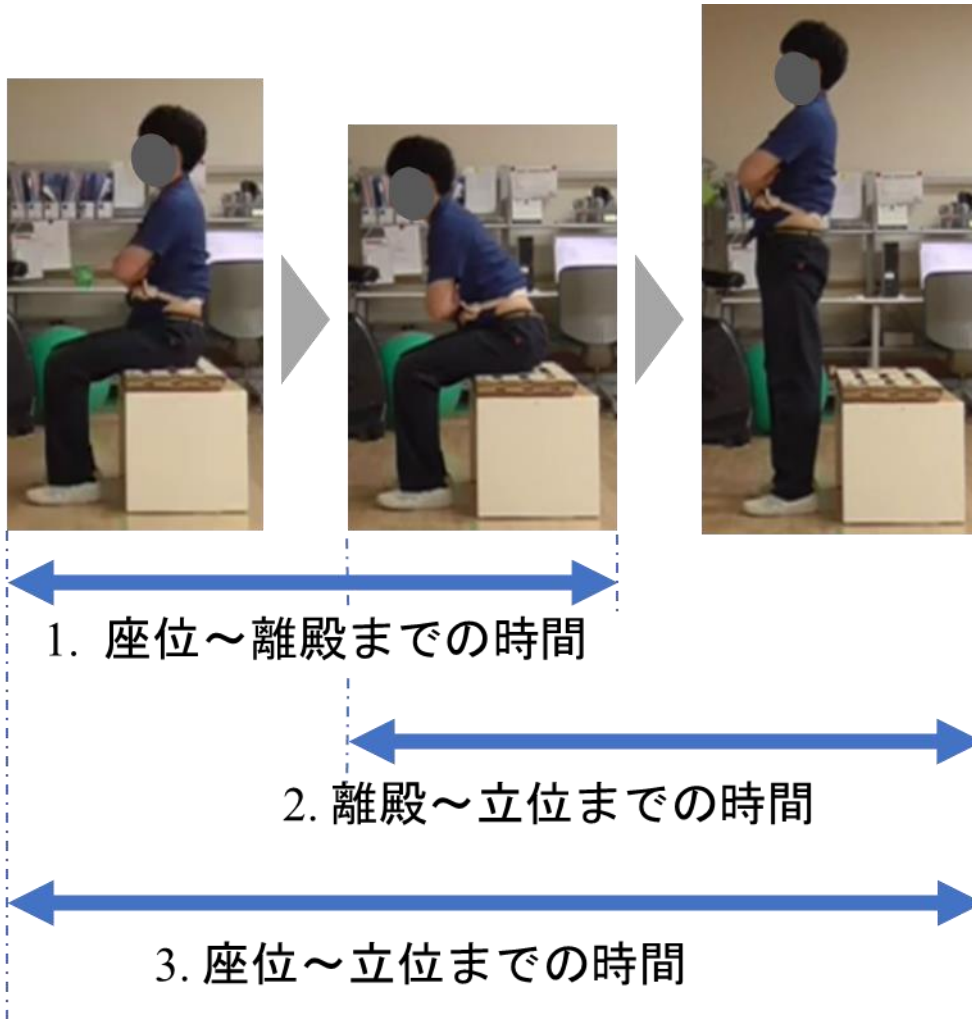


図 17 立ち上がり時間に関する指標について

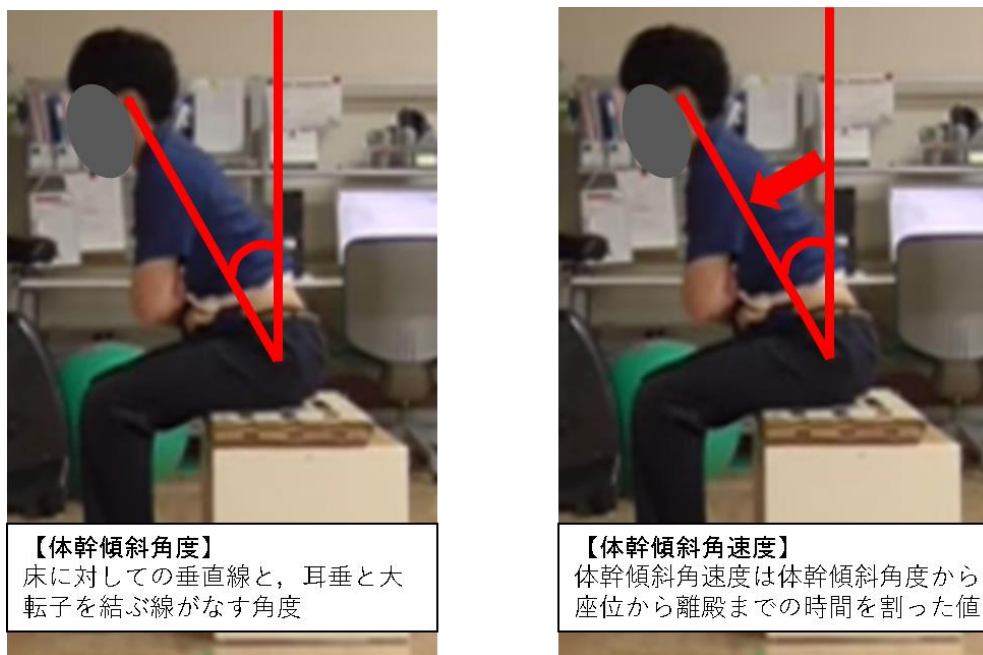


図 18 体幹前傾角度と体幹前傾角速度について

## 結果

級内相関係数 ICC(1, 1)は加速度平均値で 0.9, RMS で 0.73 動画解析による座位～離殿までの時間で 0.87, 離殿～立位までの時間で 0.87, 座位～立位までの時間で 0.98, 体幹傾斜角度で 0.96, 体幹前傾角速度で 0.96, CS-30 で 0.94 であった。

SEMは加速度平均値で 0.079[m/秒<sup>2</sup>], RMS で 0.057[m/秒<sup>2</sup>], 動画解析による座位～離殿までの時間計測で 0.035[秒], 離殿～立位までの時間計測で 0.029[秒], 座位～立位までの時間計測で 0.025[秒], 体幹傾斜角度で 1.4[度], 体幹前傾角速度で 4.27[度/秒], CS-30 で 0.37[回]であった。

	級内相関係数	標準誤差
加速度平均値	0.9	0.079
RMS	0.73	0.057
座位～離殿までの時間	0.87	0.035
離殿～立位までの時間	0.87	0.029
座位～立位までの時間	0.98	0.025
体幹前傾角度	0.96	1.4
体幹前傾角速度	0.96	4.27
CS-30	0.94	0.37

図 19 級内相関係数と標準誤差の結果

## 考 察

今回の結果から、級内相関係数はすべて0.7を超える値を示した。Landis<sup>54)</sup>らの基準では、「級内相関係数が0.81~1.00では almost perfect(ほとんど完全)」「級内相関係数が0.61~0.8では substantial(十分)」であると報告されている。また、対馬ら<sup>55)</sup>は級内相関係数が0.7以上であれば信頼性が高いと判断することが可能であると述べていることから、今回使用する検査項目は同一検査者が検査する限りにおいて信頼性が高いと思われる。

また、SEMに関して、SEMは推定する母集団の測定値のバラツキを表す指標であり、推定する母集団データの約68%が平均値±SEMに存在し、データの約95%が平均値±SEM×2に存在する(図20参照)ことを示す。SEMにはICCのような基準は存在しないが、ICCが高値でSEMが0に近い値を示す場合、検査法の信頼性が高いと言える。本研究結果では、体幹前傾角速度では4.27[度/秒]であった。これはデータの約68%が平均値±4.27[度/秒]に存在し、約95%が平均値±8.54[度/秒]に存在すると考えられるため、検査結果にはバラツキがあり、データの解釈には注意が必要になるのではないかと思われる。

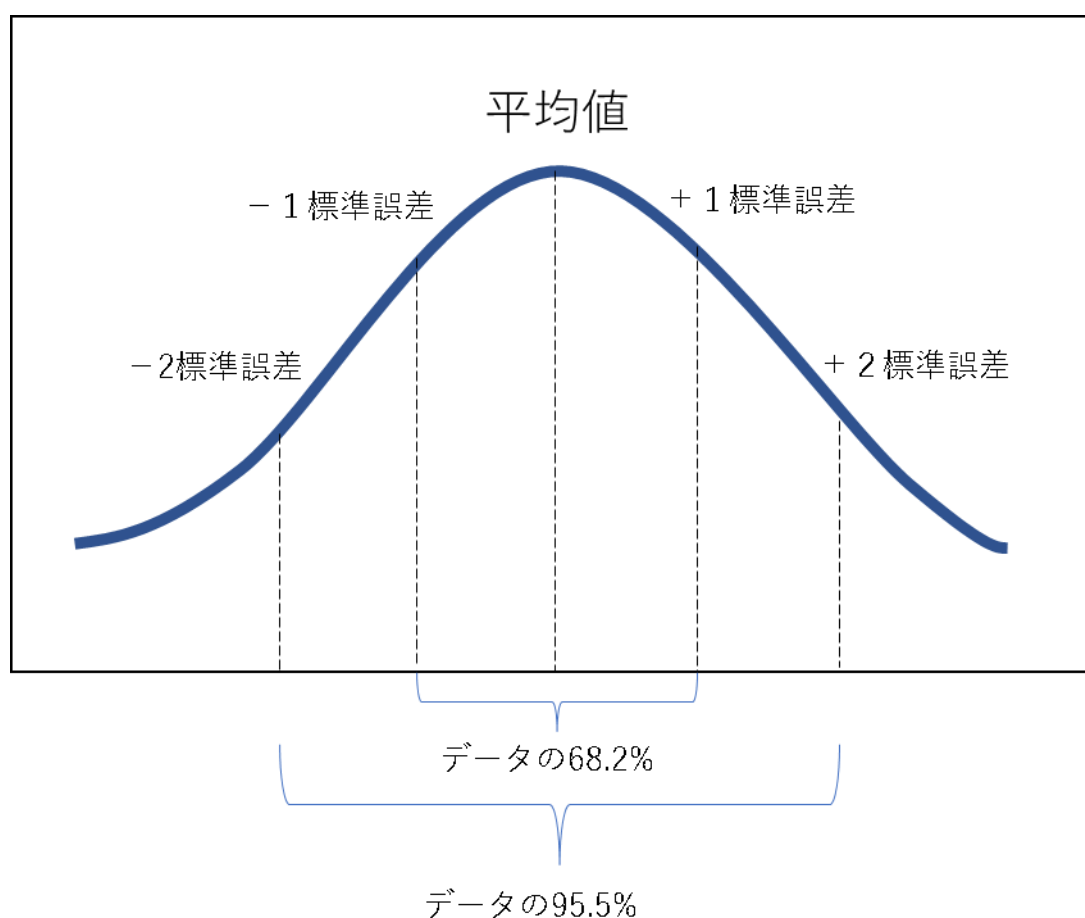


図20 正規分布における平均値と標準偏差の関係性

## 第二章二節

# 対象者への教示内容の違いが立ち上がり動作に及ぼす影響 に関する検討

### 序 論

立ち上がり動作は日常的に行われる動作であるが、高齢者や脳卒中患者等の立ち上がり能力の低い者にとっては転倒リスクのある動作である。脳卒中患者では、日常生活における転倒の37%が立ち上がりに関連した動作であると報告されているため、立ち上がり能力を向上させる意義は大きい<sup>10)</sup>。

立ち上がり動作の安定性に影響する因子は様々あるが、その中に運動戦略というものがある。立ち上がり動作の運動戦略は、大別すると安定化戦略と加速度戦略の2種類に分類され、立ち上がり能力の高い者は加速度戦略を使用する<sup>16-19)</sup>。加速度戦略の場合、立ち上がり動作の初期段階で体幹を素早く前傾させ、慣性力を利用することで大腿直筋、外側広筋、および前脛骨筋等の筋活動を抑えることが出来る<sup>16-19)</sup>。安定化戦略では、離殿時に安定性を保つために長い時間を要し、運動量戦略<sup>16-19)</sup>と比較して非効率な動作である。安定化戦略は立ち上がり能力の乏しい者や転倒歴のある者で使用される事が多いが<sup>15,17-19)</sup>、加速度戦略の方が離殿が容易であるため<sup>16-19)</sup>、セラピストはしばしば患者に「お辞儀をしながら立ち上がる」よう口頭教示を行い、安定化戦略から加速度戦略に切り替える事を目指す<sup>16-19)</sup>。しかし、私たちが調査した限りでは、この教示方法が立ち上がり動作に与える影響は詳しく調査されていない。

口頭教示は注意焦点の観点からIFとEFの2種類に分類される。IFは動作中に自分の身体に注意を向ける方法で、EFは自分の身体以外の外部環境に注意を向ける注意焦点である<sup>28-32)</sup>。一般的にEFの方がIFよりも運動制御と運動学習効率が良いと言われている。これは、IFによって引き起こされる意識的な運動制御が、無意識的な運動制御を妨げるためであると考えられており<sup>28-32)</sup>、先行研究ではIFの使用によって運動中の身体の側方動揺が増加した等の報告されている<sup>57)</sup>。「お辞儀をしながら立ち上がって下さい」と教示する方法は、身体について言及していないものの、運動を実行する際に頭部や体幹に意識を向けさせる可能性があり、IFになるのではないかと思われる。

そこで本研究では、(1)「お辞儀をしながら立ち上がって下さい」と教示すると、通常の「立ち上がって下さい」と教示する立ち上がり動作と比べて、立ち上がり動作の効率性や安定性、体幹傾斜角度がどの程度変化するのか(2)「お辞儀をしながら立ち上がって下さい」と教示する方法はIIFを引き起こすかどうかについて調査することとした。



## 方 法

### 1. 対象

対象者は健常成人 17 名(男性 10 名, 女性 7 名)とした。年齢は平均  $30.1 \pm 7.2$  歳, 身長は  $165.7 \pm 8.4$ cm, 体重は  $58.8 \pm 8.8$  kg であった。

### 2. 方法

研究デザインはクロスオーバーデザインとした。対象者は異なる教示を受け, CS-30 を 2 回行った。CS-30 は立ち上がり能力を測定する評価方法で, 30 秒間可能な限り立ち上がりを繰り返し, その回数を数える検査法である。教示内容は「30 秒間できるだけ立ち上がってください(コントロール条件)」と「お辞儀をしながら, 30 秒間ではできるだけ立ち上がってください(お辞儀条件)」であった。各条件の順序はくじで無作為化した。各 CS-30 実施前に練習として, 対象者には 5 回程度立ち上がりを行ってもらい, 教示内容を正しく理解しているかどうかを確認した。練習後は休憩を取ってから CS-30 を開始した。CS-30 の前後で Borg scale を用いて自覚的疲労度を確認し, 1 回目の疲労が改善したことを確認してから 2 回目の CS-30 を行った。椅子の高さは, 30cm または 40cm の台の上にすのこ(高さ 3cm)を必要ならば重ねて置き, 対象者が座っている際に股関節, 膝関節, 足首関節が 90 度になるよう調整した。

矢状面上の立ち上がり動作を評価するため, 椅子から 4m 離れた位置にビデオカメラを設置し, 動画撮影を行った。得られたビデオカメラのデータは, 画像解析ソフトウェア(Image-J, NIH)を使用して解析し, 離殿時の体幹傾斜角度, 座位から離殿までの時間, 離殿から立位までの時間, 座位から立位までの時間, 体幹傾斜時の角速度を求めた。

さらに, CS-30 実行中の側方の身体動揺を評価するため, 対象者の第 3 腰椎棘突起上の体表に 3 軸加速度計(MVP-RF8-HC-2000, MicroStone)を取り付け, 立ち上がり動作 4 回目~8 回目の左右方向の加速度データから, 左右の加速度平均値と RMS を算出した。RMS は測定値を 2 乗した後に平均を取り, 最後に平方根を取る指標である。RMS は立ち上がり動作を評価する指標としての信頼性と妥当性の指標であると報告されている<sup>58)</sup>。さらに, 各 CS-30 実施後に, 立ち上がり動作中の注意焦点を評価するため, 一部改変した MSRS を測定した。MSRS は, 自身の動作に対する意識を表す「運動自己意識」と, 自分の動きを意識的に監視・制御する「意識的運動処理」の 2 つの要素からなる信頼性と妥当性の指標である<sup>26,59)</sup>。ただし, 立ち上がり動作のみに言及するよう MSRS を一部改変していることや, 日本語版の MSRS の妥当性は報告されていないことから, 今回の調査では先行研究と同じ妥当性が得られない可能性がある。測定では図 22 を用いた。サブスケールに関して, 運動自己意識は質問 2, 5, 6, 8, 10 の総得点, 意識的運動処理は質問 1, 3, 4, 7, 9 の総得点で表される。

統計学的分析は, 統計ソフトウェア「R バージョン 2.8.1」を用いて, それぞれの条件で, CS-30 の回数, CS-30 実施前後の Borg scale の差, MSRS の合計点, MSRS のサブスケールであ

る「運動自己意識」と「意識的運動処理」の得点, 離殿時の体幹傾斜角度, 座位から離殿までの時間, 離殿から立位までの時間, 座位から立位までの時間, 体幹傾斜時の角速度, 左右の加速度平均値, RMS に関して, 対応のある t 検定またはウィルコクソン符号付順位検定を使用し差を比較した。有意水準は 5%とした。

倫理的配慮に関して, 本研究はヘルシンキ宣言に基づいて行われた。被験者の個人情報の保護には十分留意し, 被験者には本研究に関する説明を行い, 同意を得た上で行われた。本研究は, 本研究は弘前大学大学院保健学研究科倫理審査委員会(承認番号:2021-028)及び, 弘前脳卒中・リハビリテーションセンター倫理委員会(承認番号:21A001)の承認を受けた。

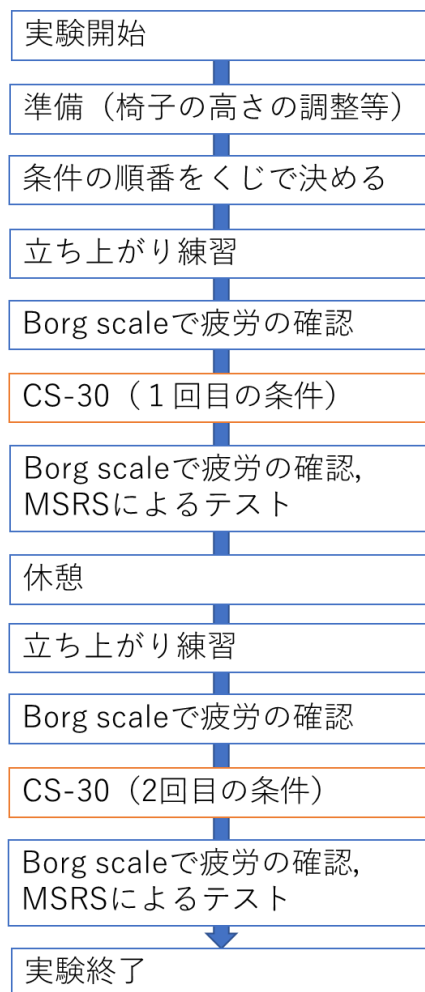


図 21 実験手順について

自分の気持ちを最もよく表している答えに丸を付けてください

私は立ち上がり動作が上手くいかなかった時のことをよく覚えています

全く	ほとんど	少し	ほとんど	とても
当てはまらない	当てはまらない	当てはまる	当てはまる	当てはまる

もし窓ガラスに自分の姿が映っていたら、私は自分の動きを確認します

全く	ほとんど	少し	ほとんど	とても
当てはまらない	当てはまらない	当てはまる	当てはまる	当てはまる

私は、自分の立ち上がり動作についてよく考えます

全く	ほとんど	少し	ほとんど	とても
当てはまらない	当てはまらない	当てはまる	当てはまる	当てはまる

立ち上がりテストを行っている最中、私は自分がどう動いているのか気になります

全く	ほとんど	少し	ほとんど	とても
当てはまらない	当てはまらない	当てはまる	当てはまる	当てはまる

私は、立ち上がりテストを行っている最中、自分の見目に意識を向けています

全く	ほとんど	少し	ほとんど	とても
当てはまらない	当てはまらない	当てはまる	当てはまる	当てはまる

立ち上がりテスト中に、私は時々、自分自身の動きをまるで見ているかのような気持ち

になります

全く	ほとんど	少し	ほとんど	とても
当てはまらない	当てはまらない	当てはまる	当てはまる	当てはまる

私は、自分が動くときと身体がどのように機能するか知っています

全く	ほとんど	少し	ほとんど	とても
当てはまらない	当てはまらない	当てはまる	当てはまる	当てはまる

私は、自分自身の動いている姿が気になります

全く	ほとんど	少し	ほとんど	とても
当てはまらない	当てはまらない	当てはまる	当てはまる	当てはまる

私は、立ち上がり動作が失敗した理由を理解しよう心掛けています

全く	ほとんど	少し	ほとんど	とても
当てはまらない	当てはまらない	当てはまる	当てはまる	当てはまる

私は、立ち上がり動作をしているときに、周りの人が自分をどう見ているのか気にな

ります

全く	ほとんど	少し	ほとんど	とても
当てはまらない	当てはまらない	当てはまる	当てはまる	当てはまる

図 22 一部改変した MSRS

(運動自己意識は質問 2, 5, 6, 8, 10 の総得点,  
意識的運動処理は質問 1, 3, 4, 7, 9 の総得点)

Borg Scale (今の疲労感を表す数字を選んでください)

6	
7	非常に楽である
8	
9	かなり楽である
10	
11	楽である
12	
13	ややきつい
14	
15	きつい
16	
17	かなりきつい
18	
19	非常にきつい
20	

図 23 Borg Scale について

## 結果

データ採取時の不備により、17人の対象者のうち、1人は3軸加速度計のデータがなく、1人はMSRSアンケートデータが不足した。

全体的な結果を表2に示す。なお、MSRSと座位～離殿までの時間の指標では両条件で正規性が認められたため、対応のあるt検定を行った。しかし、それ以外の指標はどちらか一方、あるいは両方のデータに正規性が認められなかったため、ウィルコクソン符号付順位検定を行った。以下、対応のあるt検定を行った指標は平均値(±SD)、ウィルコクソン符号付順位検定を行った指標には中央値(IQR)を記載する。

立ち上がり能力に関して、CS-30の中央値(IQR)は、コントロール条件が15(14,16)〔回〕、お辞儀条件が14(12,14)〔回〕であった。

時間的なパラメータに関して、座位～立位までの時間の中央値(IQR)は、コントロール条件が0.55(0.52,0.57)〔秒〕、お辞儀条件が1.04(0.97, 1.08)〔秒〕であった。座位～離殿までの時間の平均値(±SD)は、コントロール条件が0.33(±0.09)〔秒〕、お辞儀条件が0.41(±0.05)〔秒〕であった。離殿～立位までの時間の中央値(IQR)は、コントロール条件が0.55(0.52,0.57)〔秒〕、お辞儀条件が0.64(0.58,0.69)〔秒〕であった。

離殿時の体幹傾斜角度と角速度に関して、体幹傾斜角度の中央値(IQR)は、コントロール条件が25.8(21.4,31.7)〔度〕、お辞儀条件が42.1(36,45)〔度〕であった。体幹傾斜角速度の中央値(IQR)は、コントロール条件が74.5(34.1,96.1)〔度/秒〕、お辞儀条件が100.1(55.9,108.8)〔度/秒〕であった。

加速度データに関して、左右方向の加速度の中央値(IQR)は、コントロール条件が-0.07(-0.49,0.65)〔m/秒<sup>2</sup>〕、お辞儀条件が-0.11(-0.47,0.68)〔m/秒<sup>2</sup>〕であった。RMSの中央値(IQR)は、コントロール条件が0.45(0.29,1.16)〔m/秒<sup>2</sup>〕、お辞儀条件が0.52(0.27,1.24)〔m/秒<sup>2</sup>〕であった。

疲労に関して、CS-30前後のBorg scaleの差の中央値(IQR)は、コントロール条件が4(1,6)〔点〕、お辞儀条件が2(2,6)〔点〕であった。

意識焦点に関して、MSRSの平均値(±SD)は、コントロール条件が29.8(±5.8)〔点〕、お辞儀条件が32.6(±5.4)〔点〕であった。運動自己意識の中央値(IQR)は、コントロール条件が16.5(14.8, 18.3)〔点〕、お辞儀条件が14.5(12.8, 17.3)〔点〕であった。意識的運動処理の中央値(IQR)は、コントロール条件が16.5(14.8, 18.3)〔点〕、お辞儀条件が17(15.8, 19)〔点〕であった。

統計解析では、CS-30、座位～離殿までの時間、離殿～立位までの時間、座位～立位までの時間、体幹傾斜角度に有意差が認められた。しかし、体幹傾斜角速度、RMS、CS-30前後のBorg scaleの差に関しては有意差が認められなかった。注意焦点に関して、MSRSと、サブスケールである意識的運動処理には有意差が認められたが、運動自己意識に有意差は認められなかった。

評価指標	コントロール条件		お辞儀条件		p 値
	平均値 (±SD)	中央値 (IQR)	平均値 (±SD)	中央値 (IQR)	
CS-30		15(14,16)		14(12,14)	p<0.05
座位～立位までの時間		0.88(0.81,0.97)		1.04(0.97,1.08)	p<0.05
座位～離殿までの時間	0.33(±0.09)		0.41(±0.05)		p<0.05
離殿～立位までの時間		0.55(0.52,0.57)		0.64(0.58,0.69)	p<0.05
体幹傾斜角度		25.8(21.4,31.7)		42.1(36,45)	p<0.05
体幹傾斜角速度		74.5(34.1,96.1)		100.1(55.9,108.8)	n.s.
左右方向の平均加速度		-0.07(-0.49,0.65)		-0.11(-0.47,0.68)	n.s.
左右方向の RMS		0.45(0.29,1.16)		0.52(0.27,1.24)	n.s.
CS-30 前後の Borg scale の差		4(1,6)		2(2,6)	n.s.
MSRS	29.8(±5.8)		32.6(±5.4)		p<0.05
運動自己意識		16(12.3,17)		14.5(12.8,17.3)	n.s.
意識的運動処理		16.5(14.8,18.3)		17(15.8,19)	p<0.05

表 2 両群の各評価指標の結果

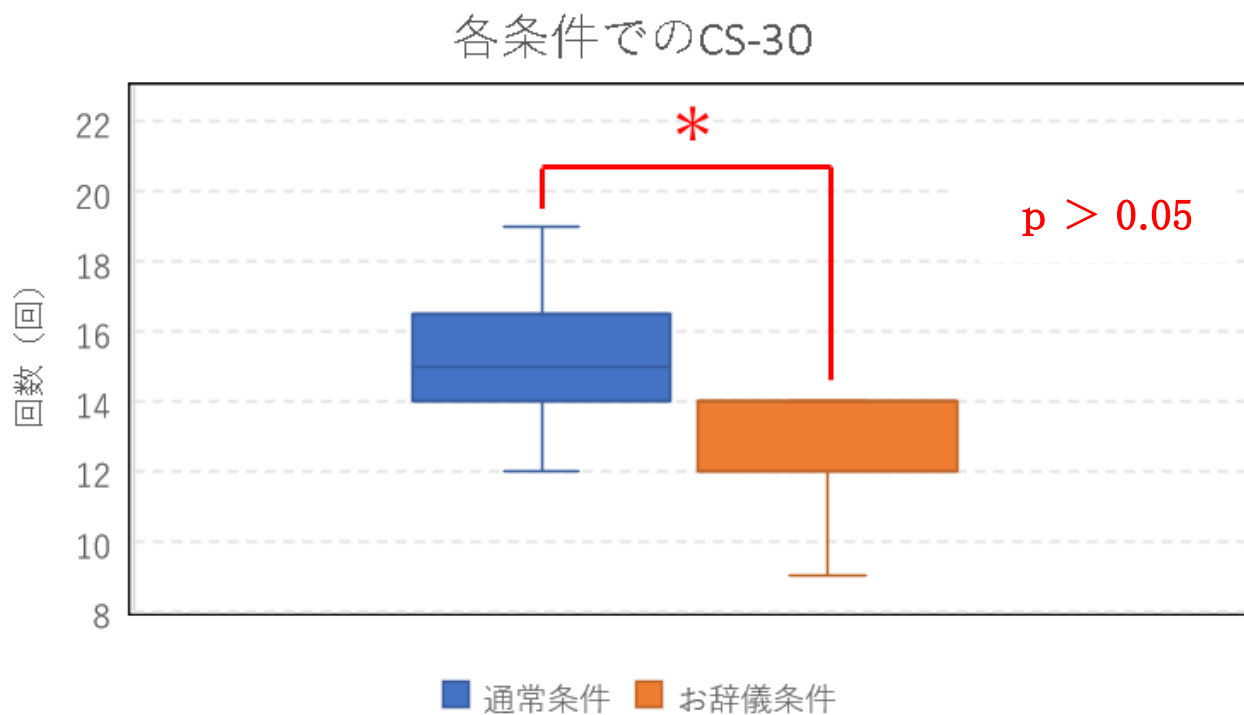


図 24 各条件での CS-30

各条件での座位～立位までの時間

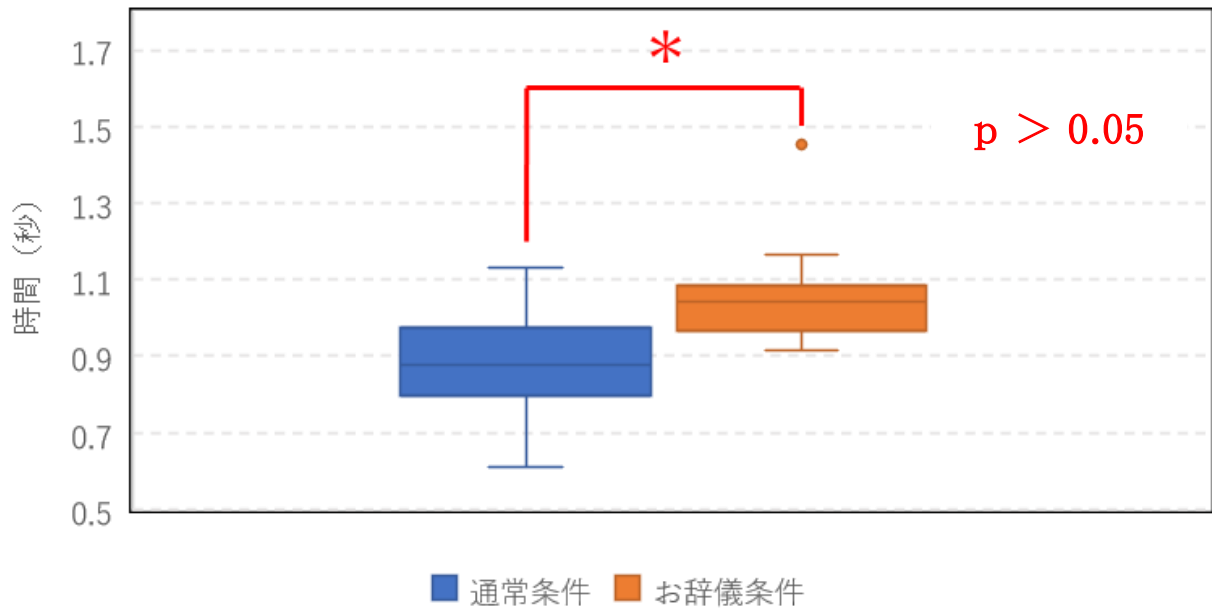


図 25 各条件での座位～立位までの時間

各条件での座位～離殿までの時間

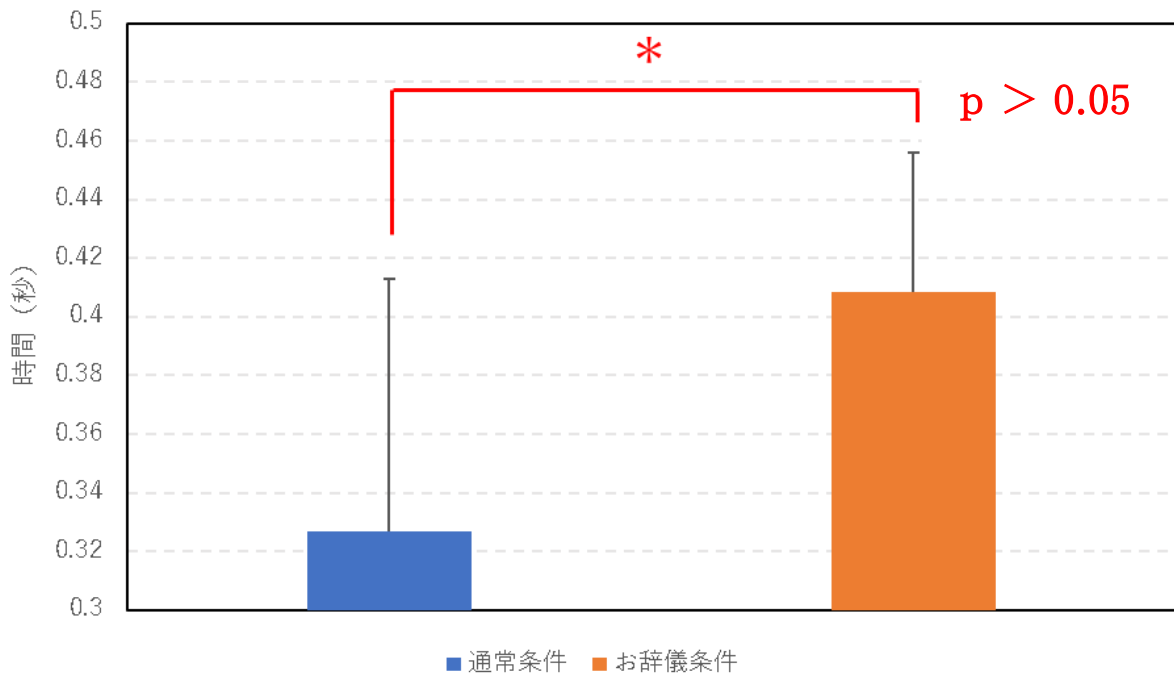


図 26 各条件での座位～離殿までの時間

各条件での離殿～立位までの時間

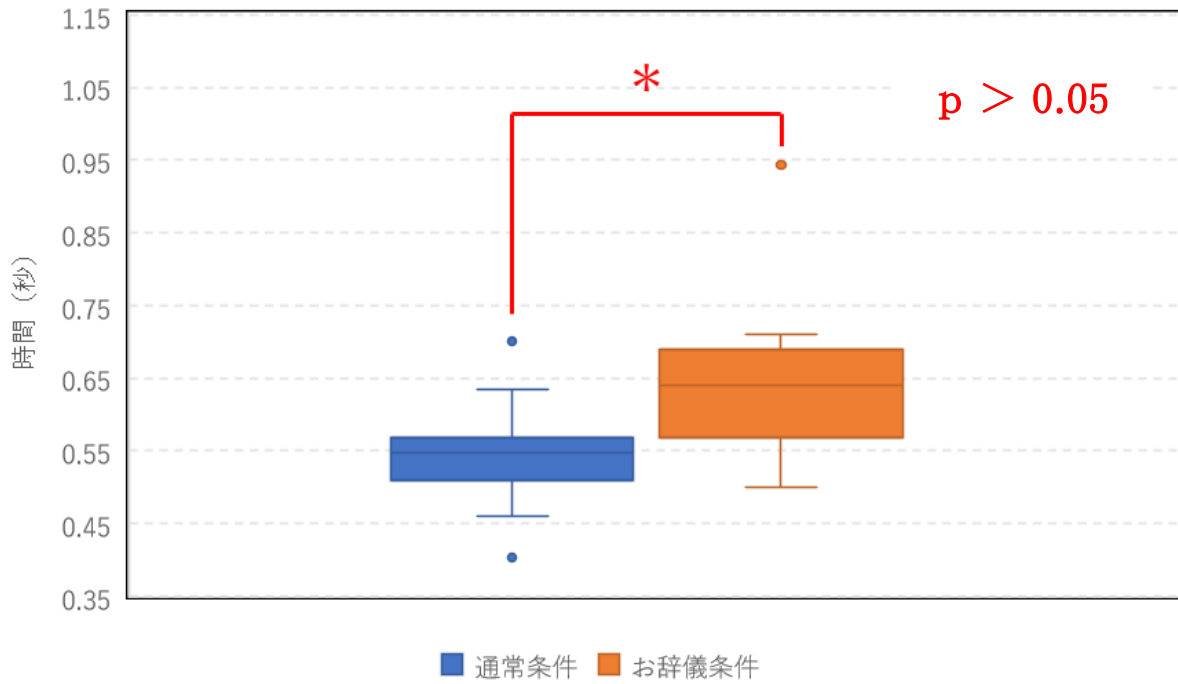


図 27 各条件での離殿～立位までの時間

各条件での体幹傾斜角度

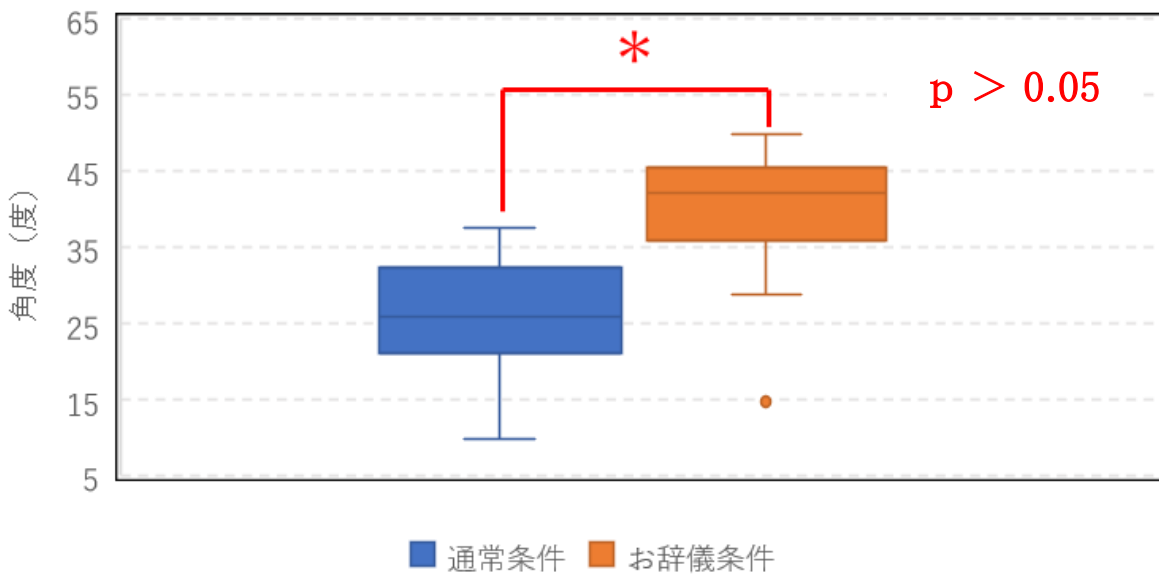


図 28 各条件での体幹傾斜角度

### 各条件での体幹傾斜角速度

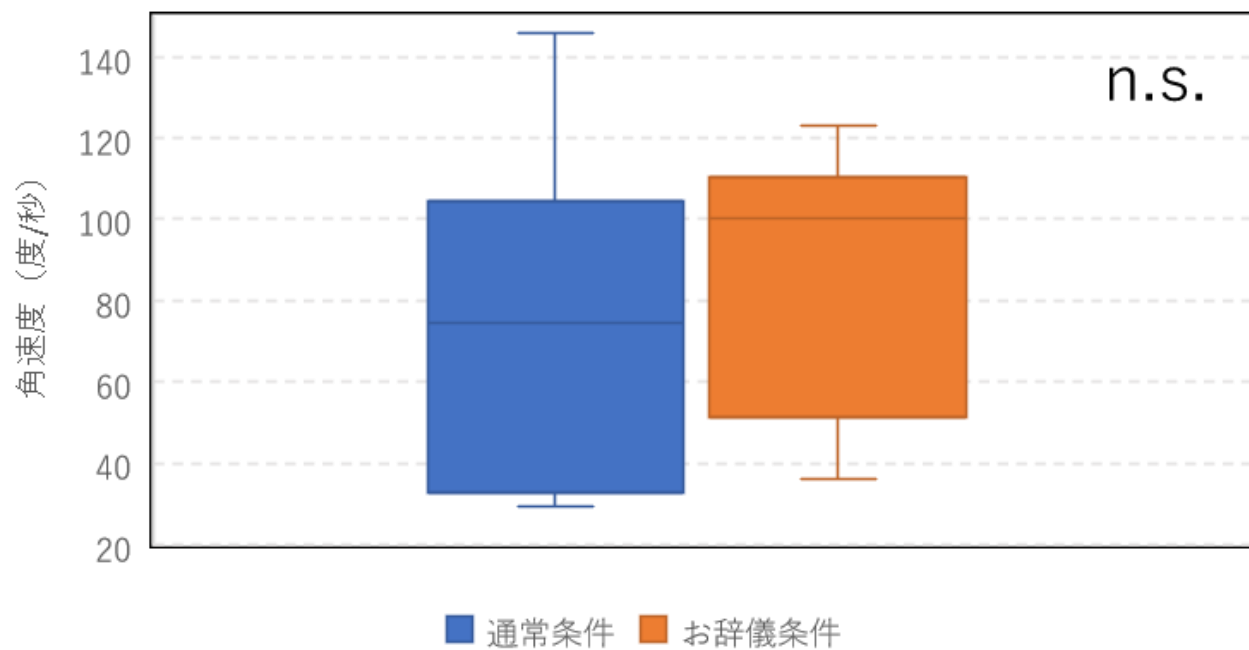


図 29 各条件での体幹傾斜角速度



### 各条件での加速度平均値

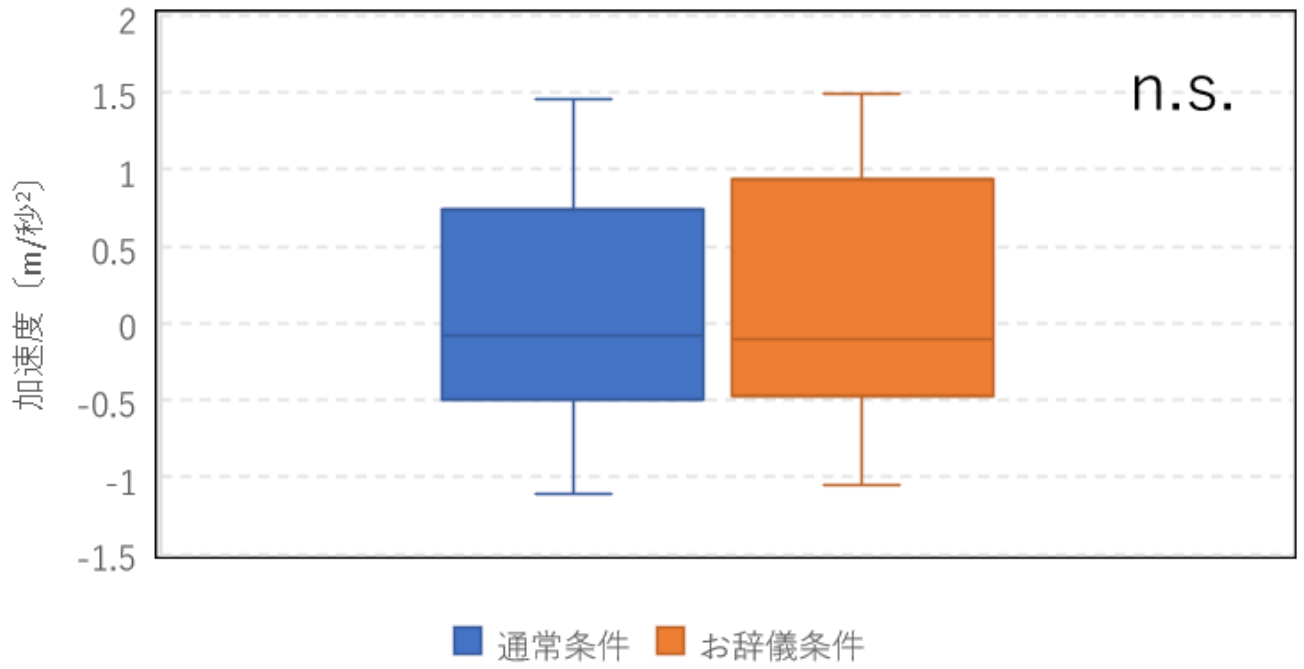


図 30 各条件での加速度平均値

### 各条件でのRMS

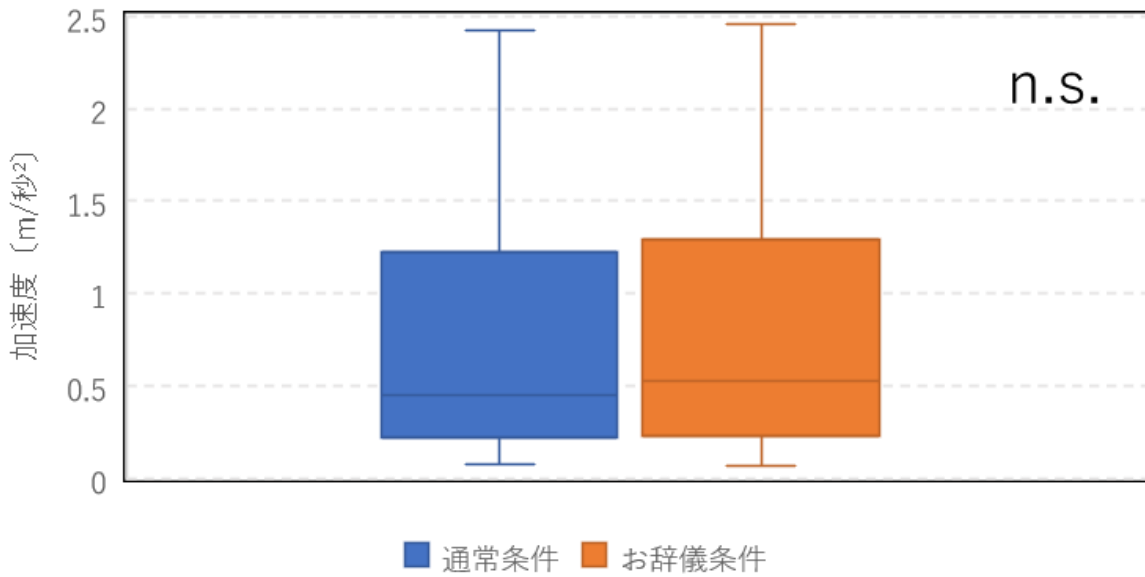


図 31 各条件での RMS

### 各条件でのCS-30前後のBorg scaleの差

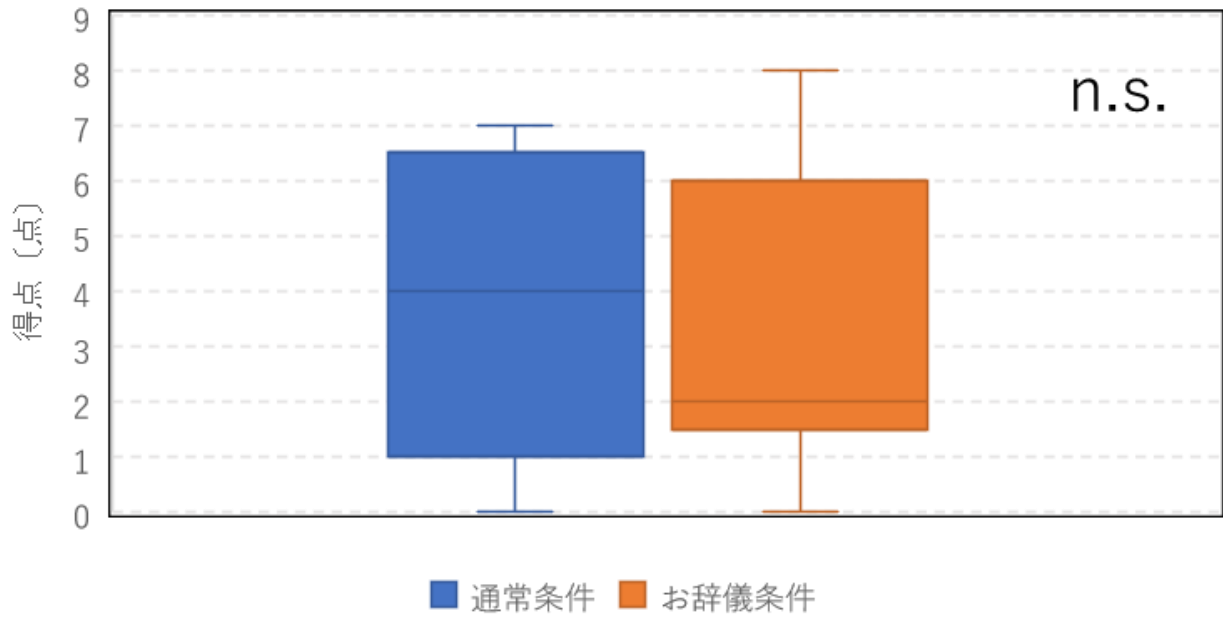


図 32 各条件での CS-30 前後の Borg scale の差

### 各条件でのMSRS

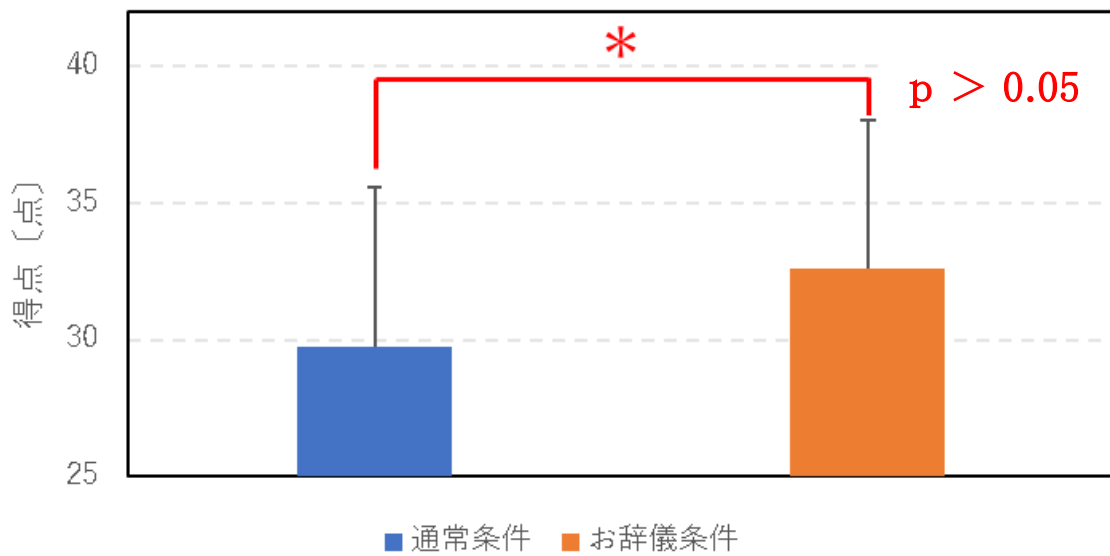


図 33 各条件での MSRS

### 各条件での運動自己意識

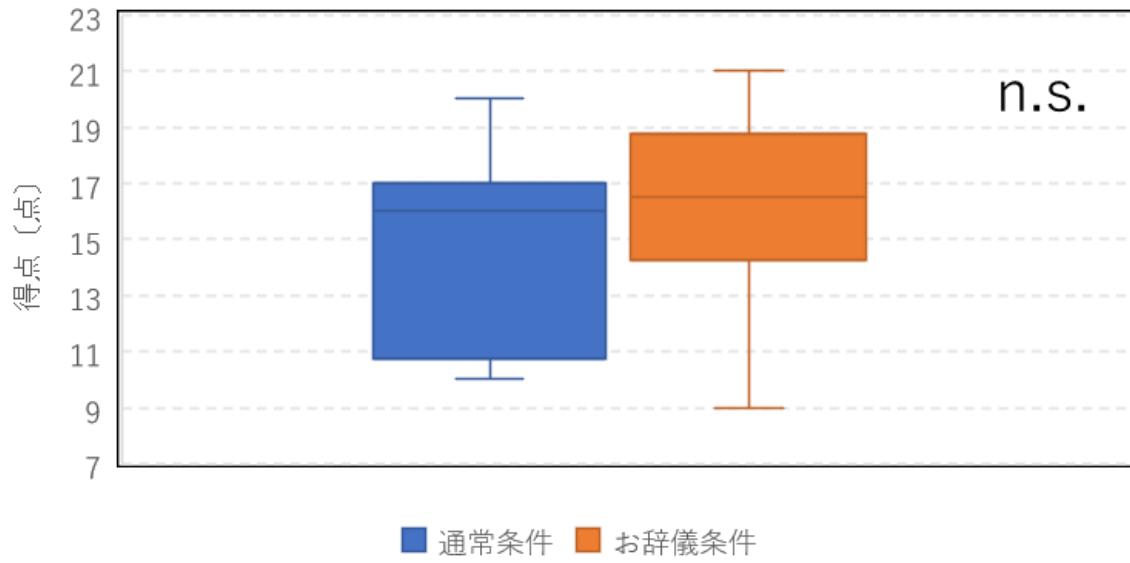


図 34 各条件での運動自己意識

### 各条件での意識的運動処理

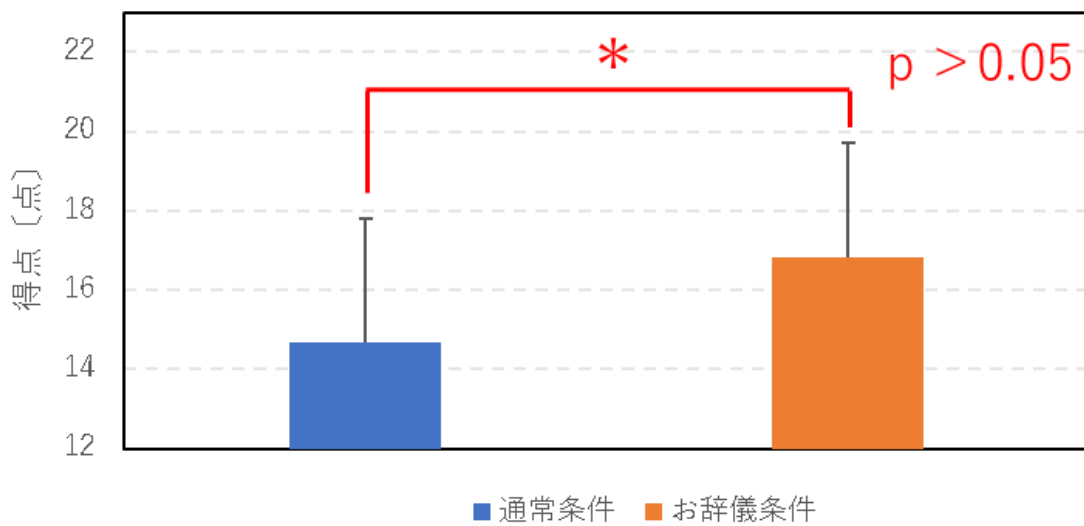


図 35 各条件での意識的運動処理

## 考 察

各条件で Borg scale の差に有意な違いはないが、CS-30 の回数、座位～立位までの時間、座位～離殿までの時間、離殿～座位までの時間において、有意にコントロール条件の方が高い事が分かった。このことから、コントロール条件では 30 秒間で多く立ち上がり、1 回の立ち上がり時間も短いにもかかわらず、疲労度もお辞儀条件と違いがないと推測できるため、お辞儀条件よりもコントロール条件の方が、効率的な立ち上がりであることが示唆される。また、離殿時の体幹傾斜角度には各条件で有意差があり、お辞儀条件では平均で 13.78 度増加することが分かった。さらに、有意差は見られなかったものの体幹傾斜角速度が平均 13.05 度/秒速く傾斜させていることから、お辞儀条件では座位～離殿までの間に、重心を大きくそして素早く前方へ偏移させていることが示唆された。

Hughes の報告では、安定化戦略の立ち上がり戦略は 6 秒以上、加速度戦略は 3 秒以内と報告している<sup>18)</sup>。本研究の各条件の立ち上がり時間はコントロール条件で 0.88 秒、お辞儀条件で 1.05 秒であったため、どちらも加速度戦略が用いられていたことが推察される。また、加速度戦略の中でも、過剰に体幹を傾斜させる動作戦略は" Exaggerated Trunk Flexion strategy "と呼ばれている。" Exaggerated Trunk Flexion strategy "は過剰に体幹を傾斜させた反動で、離殿以降の時間が延長すると言われていること、股関節屈曲角度が 45 度程度の場合が最も効率的な立ち上がり動作であるが、それよりも 10 度程度大きくなり、動作の効率性が低下することを報告されている<sup>60,61)</sup>。そのため、お辞儀条件では" Exaggerated Trunk Flexion strategy "が用いられ、立ち上がり動作の効率性が低下したと考えられる。

以上の結果から、「お辞儀をするように立ち上がって下さい」と教示する方法は、最も効率的な動作戦略を促さない場合があると思われる。ただし、安定化戦略から加速度戦略へ動作戦略を変更するような治療を行いたい場合、離殿が適切に行えない学習者に対し「お辞儀をしながら立ち上がって下さい」と教示する方法は良い教示方法である可能性があると思われる。

MSRS では有意差が認められ、お辞儀条件の方が、注意の向け方が自身の身体に向いている、いわゆる IF の状態に近づいていることが分かった。また、サブスケールである運動自己意識では有意差が認められなかったが、意識的運動処理ではお辞儀条件の方が有意に高い値を示した。運動自己意識は第三者からどう見られているのかを意識した際に得点が上がる指標であり、意識的運動処理は身体をどのように動かせばどのように機能するのか、動作を失敗したかどうか意識を向けた際に得点が上がると言われている<sup>26,58,59)</sup>。このことから、「お辞儀をしながら立ち上がって下さい」と声がけすると、IF の中でも、特に身体をどう動かしているのかに注意が向くことが分かった。Wong らの報告では、MSRS の数値が高い者は日常生活において転倒しやすいと報告しており<sup>27)</sup>、日常的にお辞儀をしながら立つことを意識している者は、転倒を引き起こす原因になる可能性があるため、患者に対する指導の際にはセラピストが配慮する必要があると考える。

ただし、IF には利点もある。例えば、運動学習に関して、熟練者と初心者を対象とした注意焦

点の調査において、熟練者はEFの方が運動学習の成績が良いが、初心者ではIFの教示で指導された場合の方が、運動成績が良いことが分かった<sup>29)</sup>。また、脳卒中患者を対象とした研究の一部では、IFの方が運動制御の成績が良かったと報告している文献もあるため<sup>33)</sup>、動作中に自身がどのように運動しているのか上手くイメージできない初心者や、自身の身体イメージが歪んでいる脳卒中患者に対してはIFに利点がある可能性がある。

以上を踏まえ、「お辞儀をしながら立ち上がってください」と教示する方法は、学習初期の者や脳卒中患者に対しては有効である可能性が考えられる。しかし、学習中期～後期の者に対しては、IFを引き起こし、運動制約仮説に基づき、動作の安定性、運動学習効果を損なう可能性が考えられる。

RMSでは有意差が見られなかったものの、お辞儀条件の方が側方動揺が大きい傾向を示した。MSRSの結果も踏まえると、当初の仮説通り、運動制約仮説に基づき、動作安定性が低下した可能性が考えられる。しかし、コントロール条件では0.76、お辞儀条件では0.81であるため、安定性低下の影響はあまり大きくない可能性がある。これは対象とした健常成人にとっては、立ち上がり動作という課題は難易度が簡単すぎたことが影響している可能性がある。注意焦点の研究は主にスポーツや音楽分野などのダイナミックな動作や、繊細な巧緻性を必要とされる課題において行われている報告が多い<sup>62,63)</sup>。そのため、対象者を高齢者などに変更した場合は、IFによる側方動揺の影響が顕在化しやすいのではないと思われる。それ以外にも、お辞儀条件ではコントロール条件に比べ、体幹を過度に屈曲させる動作パターンであった。そのため、注意焦点の影響ではなく、動作パターンの変更に伴い、身体動揺が増加した可能性も考えられる。

## 第三章

# 脳卒中患者への教示内容の違いが立ち上がり動作に及ぼす 影響に関する検討

## 序 論

脳卒中患者と健常者の立ち上がり動作には違いがみられる<sup>14)</sup>。特徴的な違いの一つに両下肢への荷重の非対称性があげられる<sup>64)</sup>。先行研究では脳卒中患者の離殿前に78%、離殿後には50%非麻痺側へ重心が偏移することを報告している<sup>65,66)</sup>。また、この荷重量の違いは立ち上がり動作が開始する前の座位姿勢の時点で生じていると報告されている<sup>14)</sup>。脳卒中患者における、矢状面上の左右不均衡が立位バランス能力に与える影響は見解が出ていないものの、左右方向の非対称性は、転倒や関節変形、疼痛の因子になるのではないかと考えられており、立ち上がり動作時の左右不均衡を改善させようとする試みは多くなされている<sup>67)</sup>。Guylaineは麻痺側下肢を後方へ引くことで立ち上がり動作時の左右不均衡を改善させる事を報告している<sup>68)</sup>。また、Tungらは杖の使用と杖の位置によって立ち上がり動作時に麻痺側下肢へ荷重をよりかけられるようになることを報告している<sup>69)</sup>。この下肢への荷重量は本人がどの程度麻痺側下肢に荷重しても良いと認識しているかに左右されると言われている<sup>14)</sup>。そのため、感覚障害が重度であったり、麻痺が重度で下肢伸展筋群の出力が乏しい場合は左右対称性が増長されると考えられている<sup>14,70)</sup>。

それ以外の相違点として、立ち上がり時の骨盤の前後傾角度が健常高齢者と異なると言われている<sup>71)</sup>。脳卒中片麻痺患者の場合、体幹機能の機能低下に伴い、立ち上がり時に体幹を前傾させても骨盤が健常高齢使用者と比べ前傾せず、殿部から足部へ重心をスムーズに移行させることが出来ないと言われている<sup>71)</sup>。この腰椎骨盤リズムの破綻は、効率の良いと言われる「加速度戦略」による立ち上がり動作である、素早く体幹を前傾させる動作をより困難にする可能性があるのではないかと考える<sup>71,72)</sup>。

以上より、脳卒中患者を対象とした立ち上がり動作の検討では、「お辞儀をしながら立ち上がって下さい」と教示しても、健常者と結果が異なる可能性がある。また、脳卒中患者を対象とした研究では、加速度計による左右方向の加速度平均値から、立ち上がりどの程度非麻痺側方向に加速度が変化しているのかを確認することとした。

## 方 法

### 1. 対象

対象者は、当院に入院している脳卒中片麻痺患者で、立ち上がりが自力で可能な者、脳卒中発症から6か月以内の者、研究同意を得られた者とした。ただし、運動禁忌となるような著明な心疾患や重度の整形疾患を有する者は除外とする。また、実験方法の特性上、アンケート調査が困難な認知機能のとしてMMSE24点未満の者、立位で膝・股関節が完全伸展しない者(左右どちらか一方の股関節伸展0度以下、膝関節角度-5度以上、足関節背屈5度以下の関節可動域制限のある者)、30秒で立ち上がり動作が7回未満しか実施できない者は除外した。

対象者は脳卒中片麻痺患者18名(男性12名、女性6名)とした。年齢は平均62.6±12.0歳、身長は165.6±8.4cm、体重は62.1±15.2kgであった。障害半球は右側12名、左側6名、病型は脳出血12名、脳梗塞6名であった。発症からの日数は91±29.2日であった。

なお、本人の拒否及び失語症のため、MSRSを実施できなかった者が2名、Borg scaleを実施できなかった者が1名いた。

症例	年齢	性別	身長	体重	出血・梗塞	障害半球	発症からの日数
A	80	女性	162	47.5	脳出血	右側	93
B	70	男性	172	60.3	脳出血	右側	89
C	77	男性	173.5	64	脳出血	左側	107
D	71	男性	157	62.8	脳梗塞	右側	121
E	63	男性	164.5	61.5	脳梗塞	右側	63
F	64	男性	160	58.2	脳出血	左側	125
G	52	男性	183	81.9	脳出血	右側	116
H	61	男性	178	61.2	脳出血	右側	103
I	45	男性	170	85	脳梗塞	左側	45
J	42	女性	160	55.4	脳出血	右側	83
K	57	男性	170	61.8	脳梗塞	右側	83
L	64	男性	168	58.4	脳出血	左側	70
M	59	女性	160	56.5	脳出血	右側	101
N	60	男性	167	57.5	脳出血	左側	114
O	44	男性	172	104.1	脳梗塞	右側	88
P	60	女性	155	38.3	脳出血	右側	96
Q	83	女性	153	44.3	脳梗塞	左側	127
R	75	女性	156	59.2	脳出血	右側	14

表3 各症例の基礎情報



## 2. 方法

研究デザインはクロスオーバーデザインとした。対象者は異なる教示を受け、CS-30を2回行った。CS-30は立ち上がり能力を測定する評価方法で、30秒間可能な限り立ち上がりを繰り返し、その回数を数える検査法である。教示内容は「30秒間できるだけ立ち上がってください(コントロール条件)」と「お辞儀をしながら、30秒間はできるだけ立ち上がってください(お辞儀条件)」であった。各条件の順序はくじで無作為化した。各CS-30実施前に練習として、対象者には5回程度立ち上がりを行ってもらい、教示内容を正しく理解しているかどうかを確認した。練習後は休憩を取ってからCS-30を開始した。CS-30の前後でBorg scaleを用いて自覚的疲労度を確認し、1回目の疲労が改善したことを確認してから2回目のCS-30を行った。椅子の高さは、30cmまたは40cmの台の上にすのこ(高さ3cm)を必要ならば重ねて置き、対象者が座っている際に股関節、膝関節、足首関節が90度になるよう調整した。

矢状面上の立ち上がり動作を評価するため、椅子から4m離れた位置にビデオカメラを設置し、動画撮影を行った。得られたビデオカメラのデータは、画像解析ソフトウェア(Image-J、NIH)を使用して解析し、離殿時の体幹傾斜角度、座位から離殿までの時間、離殿から立位までの時間、座位から立位までの時間、体幹傾斜時の角速度を求めた。

さらに、CS-30実行中の側方の身体動揺を評価するため、対象者の第3腰椎棘突起上の体表に3軸加速度計(MVP-RF8-HC-2000、MicroStone)を取り付け、立ち上がり動作3回目～7回目の左右方向の加速度データから、左右の加速度平均値とRMSを算出した。また、非麻痺側への加速度変化を評価するため、立ち上がり動作3回目～7回目の左右方向の加速度データから、非麻痺側方向を正とした数値の平均値を算出した。さらに、各CS-30実施後に、立ち上がり動作中の注意焦点を評価するため、一部改変したMSRSを測定した。

統計学的分析は、統計ソフトウェア「Rバージョン2.8.1」を用いて、それぞれの条件で、CS-30の回数、CS-30実施前後のBorg scaleの差、MSRSの合計点、MSRSのサブスケールである「運動自己意識」と「意識的運動処理」の得点、離殿時の体幹傾斜角度、座位から離殿までの時間、離殿から立位までの時間、座位から立位までの時間、体幹傾斜時の角速度、非麻痺側方向の加速度平均値、RMSに関して、対応のあるt検定またはウィルコクソン符号付順位検定を使用し差を比較した。有意水準は5%とした。

倫理的配慮に関して、本研究はヘルシンキ宣言に基づいて行われた。被験者の個人情報への保護には十分留意し、被験者には本研究に関する説明を行い、同意を得た上で行われた。本研究は、本研究は弘前大学大学院保健学研究科倫理審査委員会(承認番号:2021-028)及び、弘前脳卒中・リハビリテーションセンター倫理委員会(承認番号:21A001)の承認を受けた。

## 結果

### 1. 対象者に関して

対象者の身体機能に関して、下肢 Br.stageIVは 2 名、Vは 8 名、VIは 6 名であった。感覚検査では、表在感覚が正常な者は 13 名、軽度鈍麻レベルの者は 5 名、深部感覚が正常な者は 12 名、軽度鈍麻レベルの者は 6 名であった。MMSE では平均  $27.5 \pm 2.4$  点であった。FIM では平均  $110 \pm 15.3$  点であった。痙縮に関して、麻痺側の下腿三頭筋では MAS が 0 点であった者は 12 名、1 点であった者は 4 名、1+ 点であった者は 2 名であった。FMA の下肢項目は平均  $30.8 \pm 4.2$  点、BBS は平均  $53.4 \pm 3.8$  点、10m 歩行は平均  $8.1 \pm 3.8$  秒であった。足関節 ROM は麻痺側下肢で  $17.5 \pm 4.3$  度、非麻痺側下肢で  $18.6 \pm 3.8$  度であった。無作為化した条件の順に関して、お辞儀条件を先に行ったものは 12 名、コントロール条件を先に行った者は 6 名であった。

症例	Br.stage 下肢	表在感覚	深部感覚	MMSE	FIM	MAS
A	V	正常	正常	26	107	0
B	V	正常	正常	30	121	0
C	VI	正常	正常	30	108	1+
D	VI	正常	正常	24	117	0
E	VI	正常	正常	25	119	0
F	VI	正常	正常	24	121	0
G	VI	正常	正常	29	121	0
H	V	軽度鈍麻	軽度鈍麻	29	122	0
I	VI	正常	軽度鈍麻	24	118	0
J	V	正常	正常	27	121	1
K	V	軽度鈍麻	軽度鈍麻	30	105	1
L	VI	正常	正常	25	79	0
M	V	正常	正常	30	108	1
N	V	正常	正常	29	126	0
O	V	軽度鈍麻	軽度鈍麻	29	106	1
P	IV	軽度鈍麻	軽度鈍麻	25	74	1+
Q	IV	軽度鈍麻	軽度鈍麻	30	88	0
R	VI	正常	正常	29	120	0

表 4 各症例の身体機能評価

症例	FMA 下肢	BBS	10m	ROM(麻痺側)	ROM(非麻痺)
A	31	52	8.4	15	10
B	31	56	7.5	20	20
C	28	56	5.8	15	20
D	28	56	6.3	20	25
E	34	56	12	20	20
F	34	56	4.5	20	20
G	34	56	5	15	15
H	31	56	5.8	20	25
I	34	54	6.8	20	20
J	34	56	9.7	20	20
K	28	51	9.2	20	20
L	34	55	6.2	20	20
M	31	56	9.8	20	20
N	34	56	4.5	20	15
O	33	44	6.6	15	15
P	24	47	17.9	10	15
Q	19	47	11.2	5	15
R	34	52	8.4	20	20

表 5 各症例の身体機能評価

## 2. 検査結果に関して

全体的な結果を表 6 に示す。なお、CS-30, 体幹傾斜角度, 左右方向の加速度平均値, MSRS, 運動自己意識, 意識手運動処理の指標では両条件で正規性が認められたため, 対応のある t 検定を行った。しかし, それ以外の指標はどちらか一方, あるいは両方のデータに正規性が認められなかったため, ウィルコクソン符号付順位検定を行った。以下, 対応のある t 検定を行った指標は平均値 ( $\pm$ SD), ウィルコクソン符号付順位検定を行った指標には中央値 (IQR) を記載する。

立ち上がり能力に関して, CS-30 の平均値 ( $\pm$ SD) は, コントロール条件が 12 ( $\pm$ 3.7) [回], お辞儀条件が 10.2 ( $\pm$ 3.3) [回] であった。

時間的なパラメータに関して, 座位～立位までの時間の中央値 (IQR) は, コントロール条件が 1.03 (0.99, 1.12) [秒], お辞儀条件が 1.48 (1.08, 1.94) [秒] であった。座位～離殿までの時間の中央値 (IQR) は, コントロール条件が 0.22 (0.07, 0.60) [秒], お辞儀条件が 0.75 (0.57, 0.91) [秒] であった。離殿～立位までの時間の中央値 (IQR) は, コントロール条件が 0.93 (0.90, 0.99) [秒], お辞儀条件が 0.99 (0.89, 1.01) [秒] であった。

離殿時の体幹傾斜角度と角速度に関して、体幹傾斜角度の平均値(±SD)は、コントロール条件が 25.4(±7.38) [度], お辞儀条件が 43.1(±9.58) [度]であった。体幹傾斜角速度の中央値(IQR)は、コントロール条件が 132.8(49.9,356.7)[度/秒], お辞儀条件が 59.0(53.9,72.1)[度/秒]であった。

加速度データに関して、左右方向の加速度の平均値(±SD)は、コントロール条件が 0.27(±0.44) [m/秒<sup>2</sup>], お辞儀条件が 0.26(±0.53) [m/秒<sup>2</sup>]であった。非麻痺側への加速度平均値の中央値(IQR)は、コントロール条件が 0.06(-0.13,0.33)[m/秒<sup>2</sup>], お辞儀条件が 0.22(-0.1,0.39)[m/秒<sup>2</sup>]であった。RMS の中央値 (IQR) は、コントロール条件が 0.6(0.44,0.74) [m/秒<sup>2</sup>], お辞儀条件が 0.60(0.49,0.87) [m/秒<sup>2</sup>]であった。

疲労に関して、CS-30 前後の Borg scale の差の中央値(IQR)は、コントロール条件が 0(0,2) [点], お辞儀条件が 1(0,2) [点]であった。

意識焦点に関して、MSRS の平均値 (± SD) は、コントロール条件が 29.5(±9.9)[点], お辞儀条件が 30.7(±9.6) [点]であった。運動自己意識の中央値 (IQR) は、コントロール条件が 14.8(±5.1) [点], お辞儀条件が 14.8(±5.0) [点]であった。意識的運動処理の中央値(IQR)は、コントロール条件が 15.8(±5.1)[点], お辞儀条件が 15(±5.3) [点]であった。

統計解析では、CS-30 , 座位～離殿までの時間, 離殿～立位までの時間, 座位～立位までの時間, 体幹傾斜角度, 非麻痺側への加速度平均値に有意差が認められた。しかし、体幹傾斜角速度, 左右方向の加速度の平均値, RMS, CS-30 前後の Borg scale の差に関しては有意差が認められなかった。注意焦点に関して、サブスケールである運動自己意識には有意差が認められたが、MSRS の総得点と意識的運動処理には有意差が認められなかった。

評価指標	コントロール条件		お辞儀条件		p 値
	平均値 (±SD)	中央値 (IQR)	平均値 (±SD)	中央値 (IQR)	
CS-30	12(±3.7)		10.2(±3.3)		p<0.05
座位～立位までの時間		1.03(0.99,1.12)		1.48(1.08,1.94)	p<0.05
座位～離殿までの時間		0.22(0.07,0.60)		0.75(0.57,0.91)	p<0.05
離殿～立位までの時間		0.93(0.90,0.99)		0.99(0.89,1.01)	p<0.05
体幹傾斜角度	25.4(±7.38)		43.1(±9.58)		p<0.05
体幹傾斜角速度		132.8 (49.9,356.7)		59.0 (53.9,72.1)	n.s.
左右方向の平均加速度	0.27(±0.44)		0.26(±0.53)		n.s.
非麻痺側への加速度平均値		0.06(-0.13,0.33)		0.22(-0.1,0.39)	p<0.05
左右方向の RMS		0.6(0.44,0.74)		0.60(0.49,0.87)	n.s.
CS-30 前後の Borg scale の差		0(0,2)		1(0,2)	n.s.
MSRS	29.5(±9.9)		30.7(±9.6)		n.s.
運動自己意識	14.8(±5.3)		14.8(±5.0)		p<0.05
意識的運動処理	15.8(±5.1)		15(±5.3)		n.s.

表 6 両群の各評価指標の結果

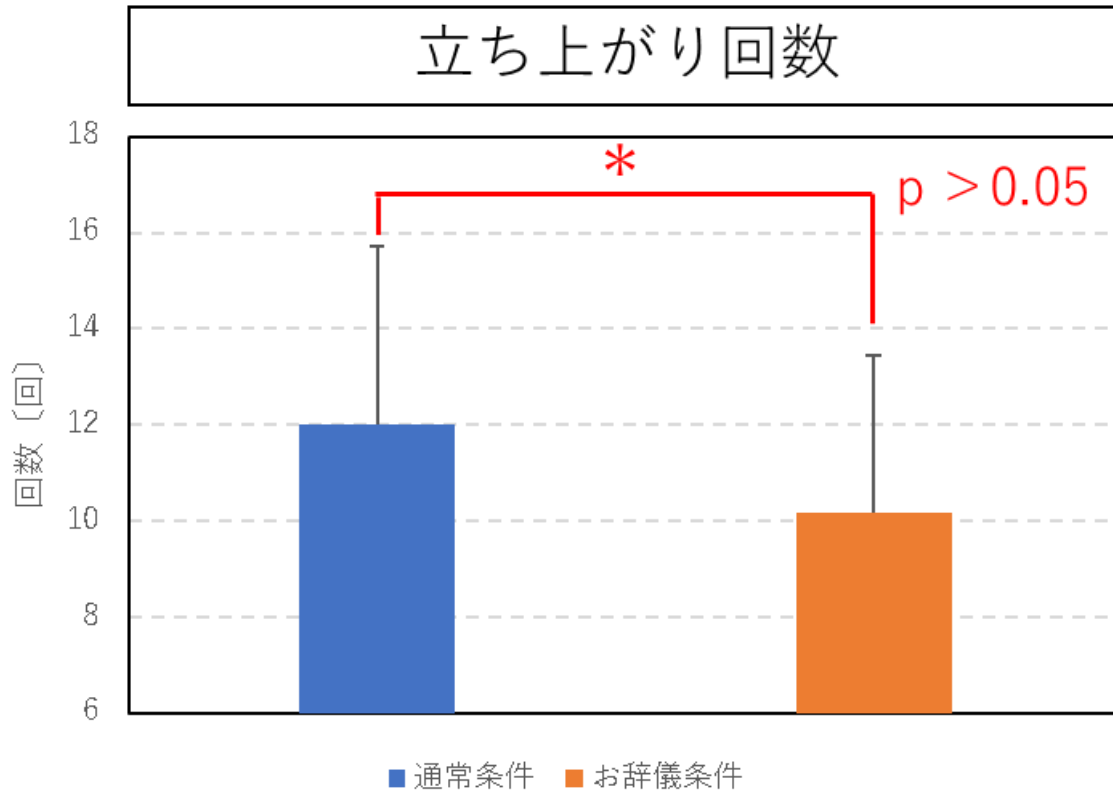


図 36 各条件での CS-30 の回数

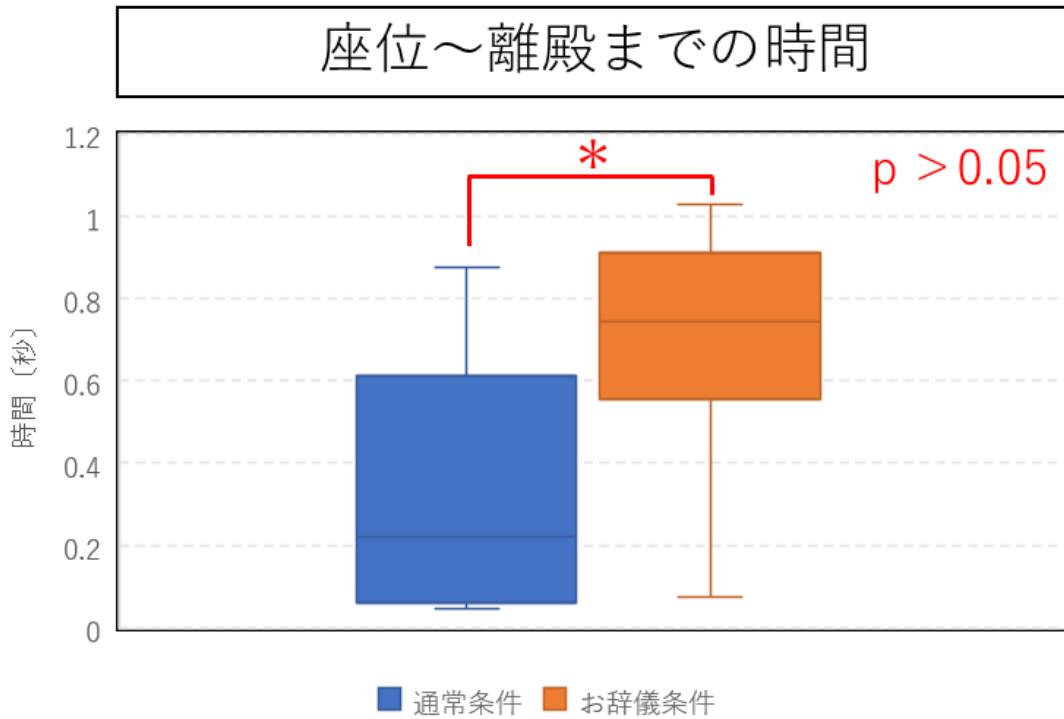


図 37 各条件での座位～離殿までの時間

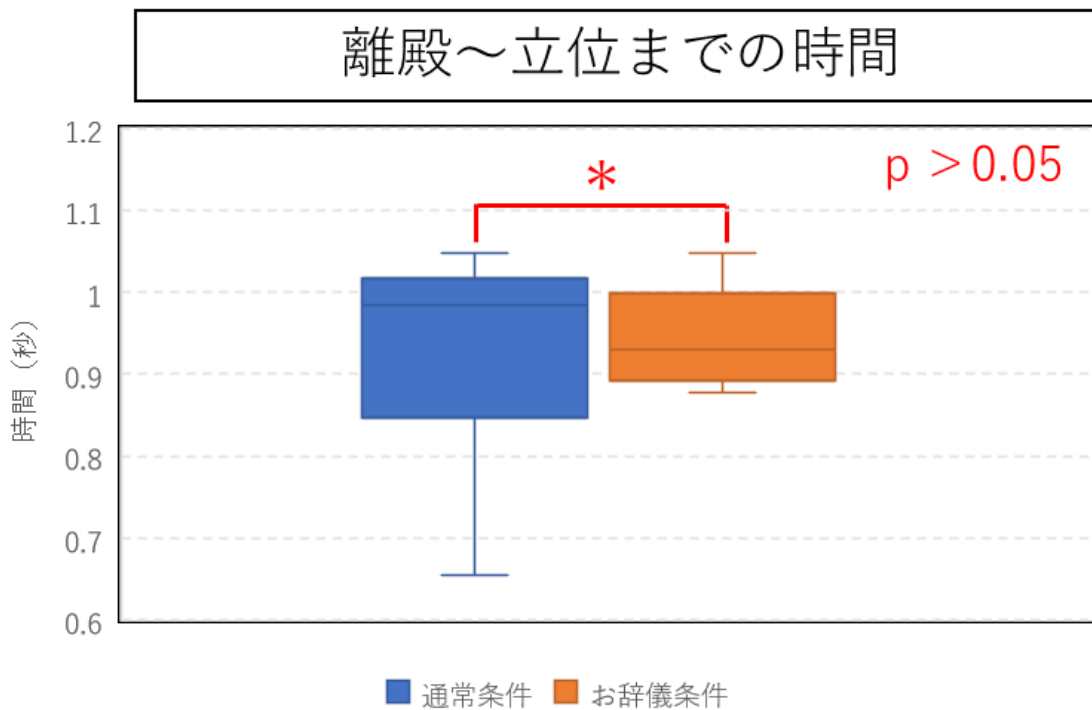


図 38 各条件での離殿～立位までの時間

## 座位～立位までの時間

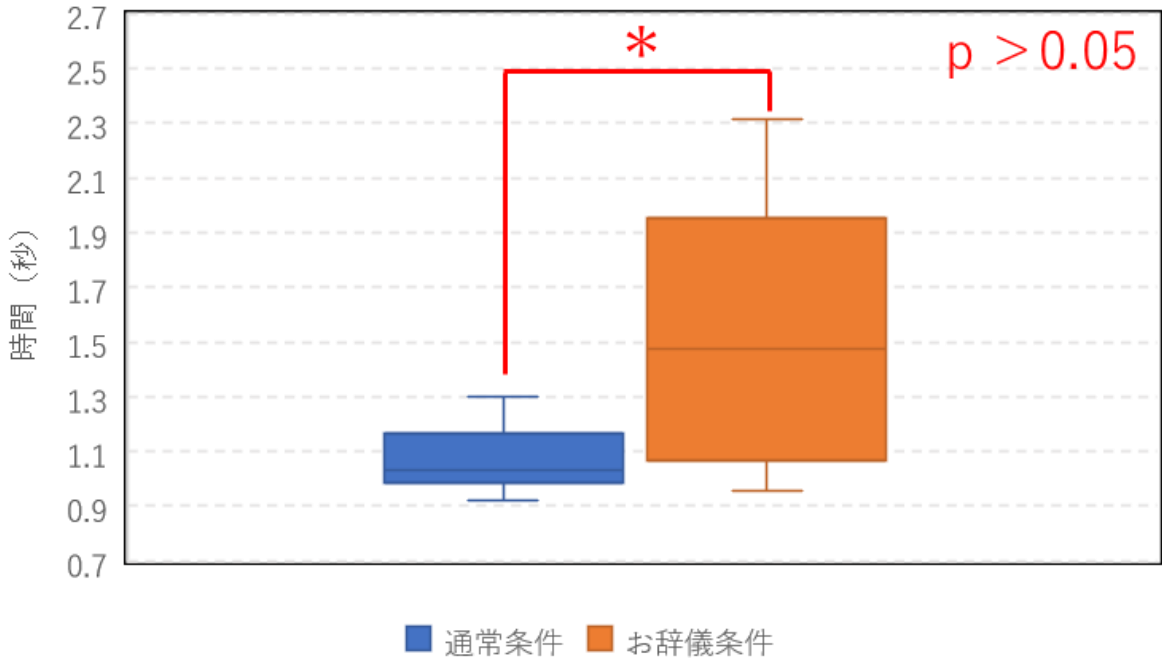


図 39 各条件での座位～立位までの時間

## 体幹傾斜角度

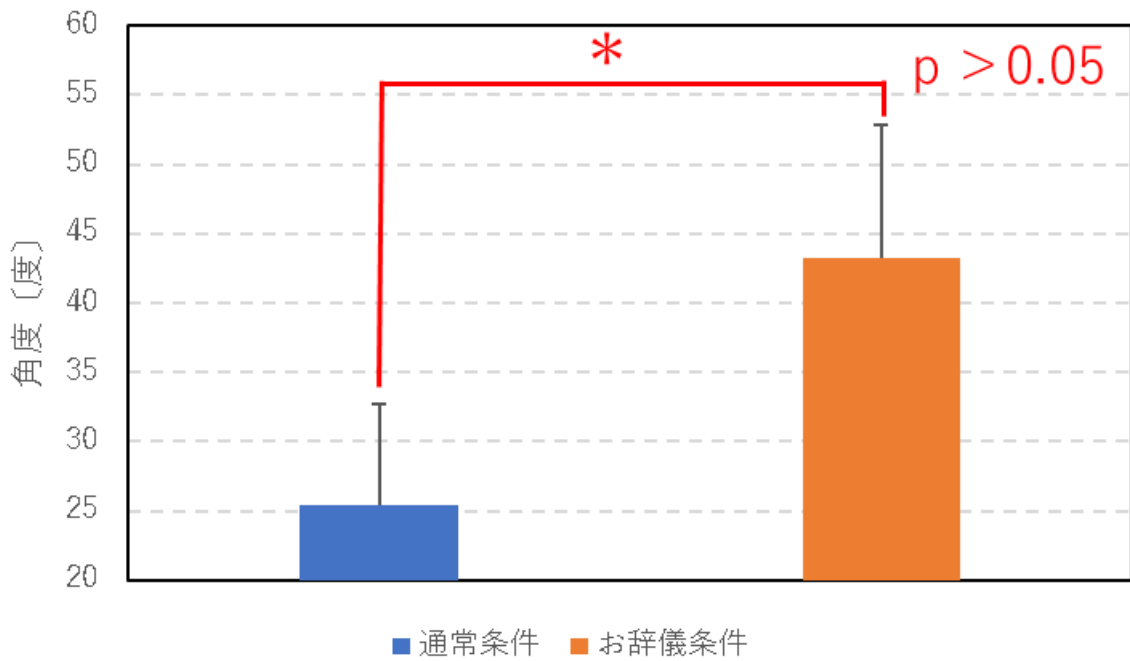


図 40 各条件での体幹傾斜角度

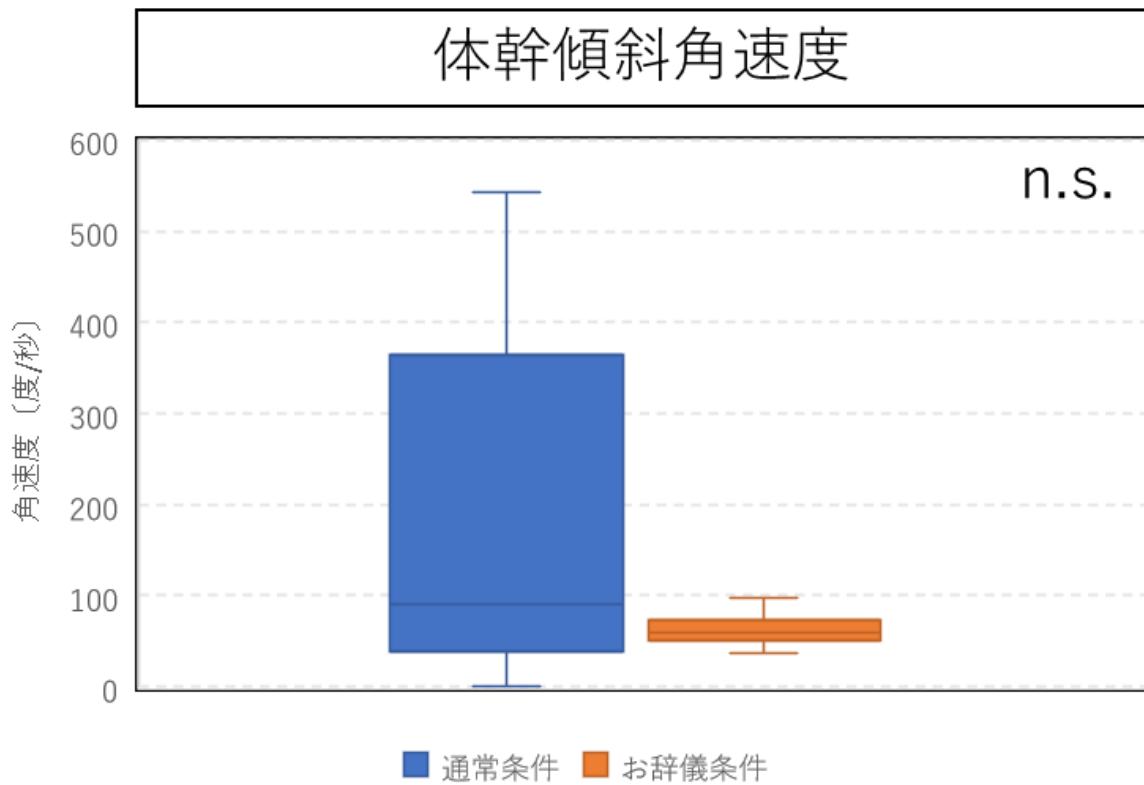


図 41 各条件での体幹傾斜角速度

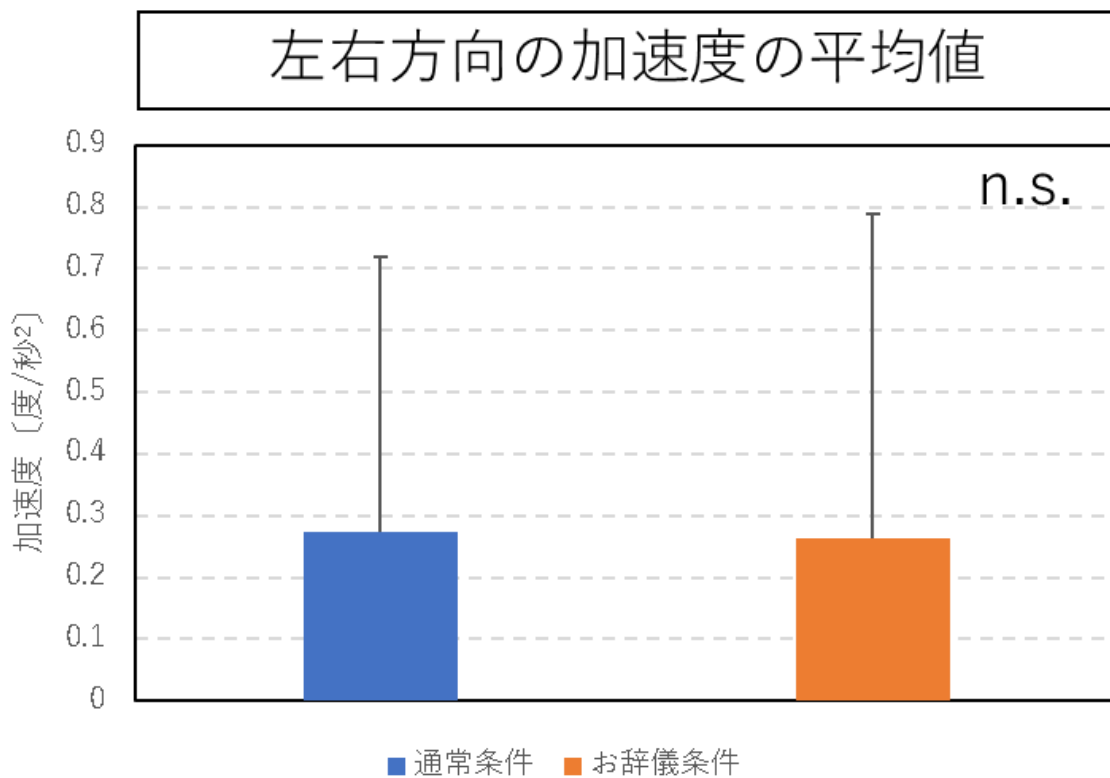


図 42 各条件での左右方向の加速度平均値



CS-30中の加速度値 (root mean square)

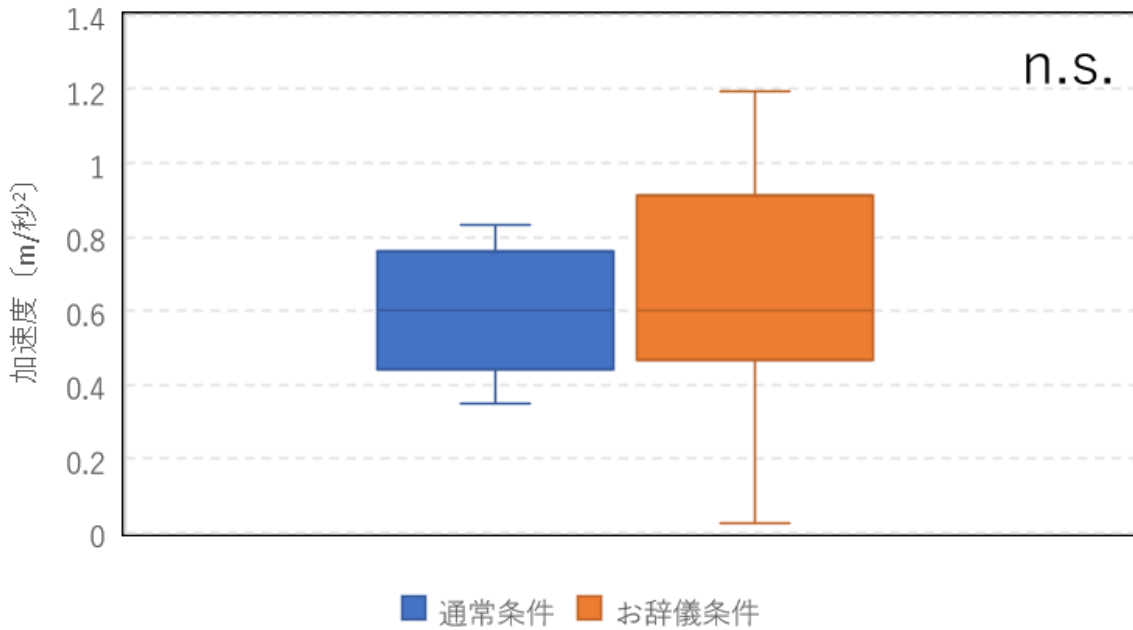


図 43 各条件での RMS

CS-30中の加速度平均値 (非麻痺側方向)

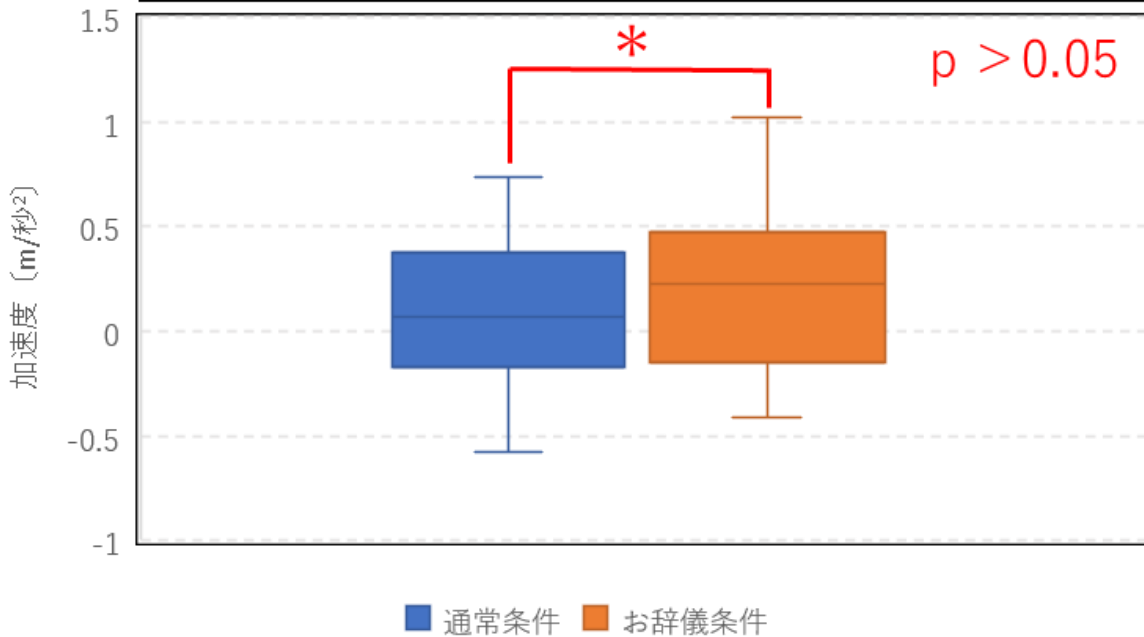


図 44 各条件での非麻痺側への加速度平均値

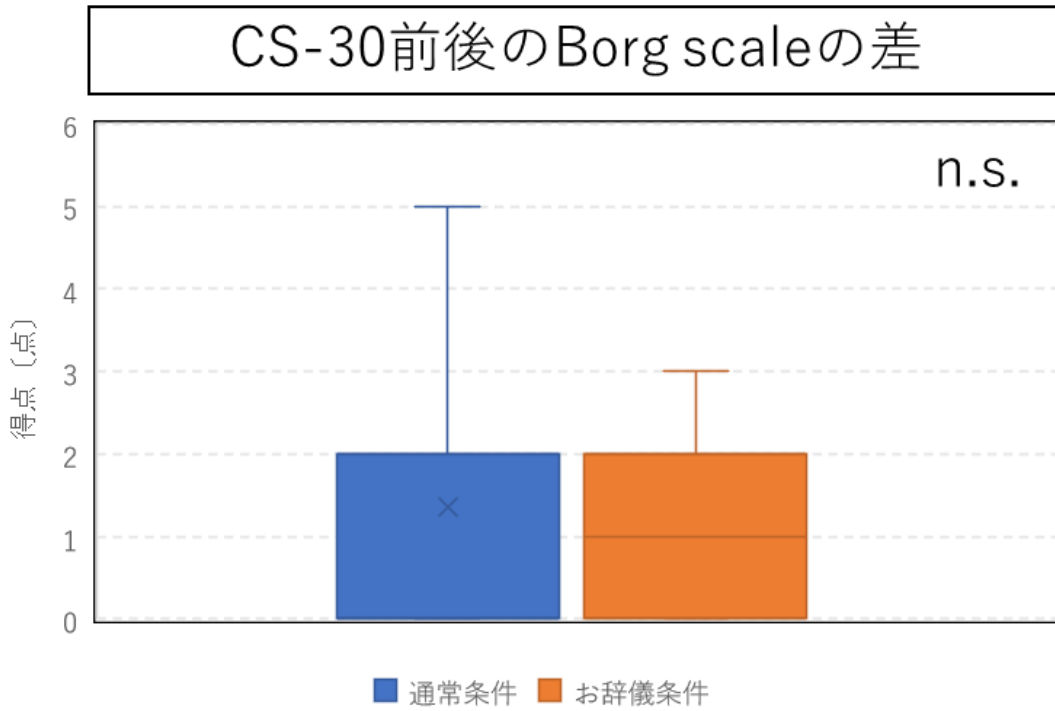


図 45 各条件での Borg scale の差

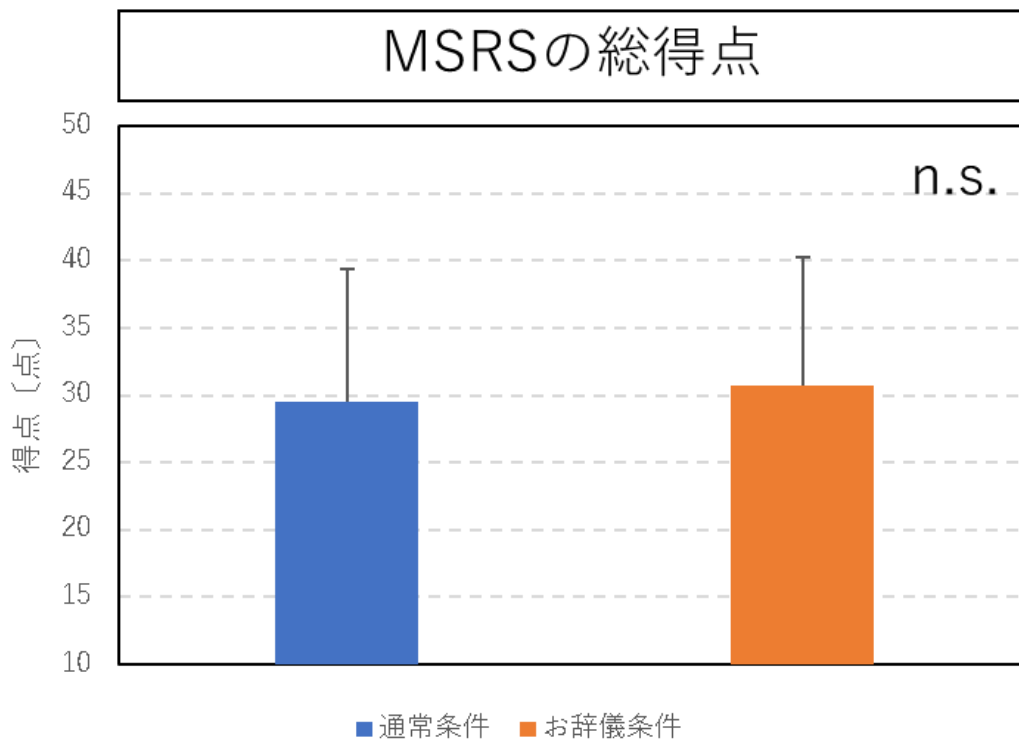


図 46 各条件での MSRS

### MSRSサブスケール 運動自己意識

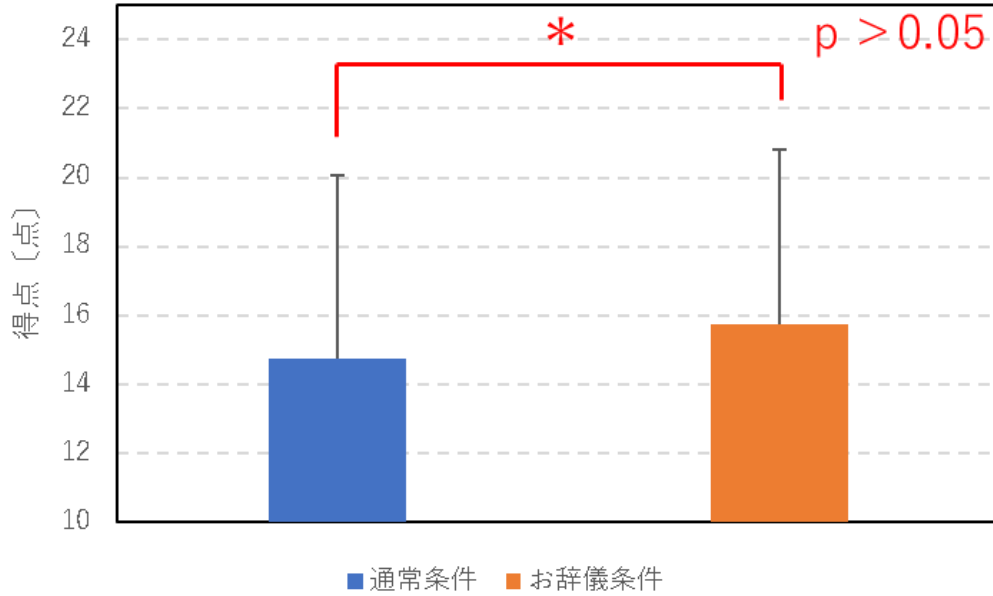


図 47 各条件での運動自己意識

### MSRSサブスケール 意識的運動処理

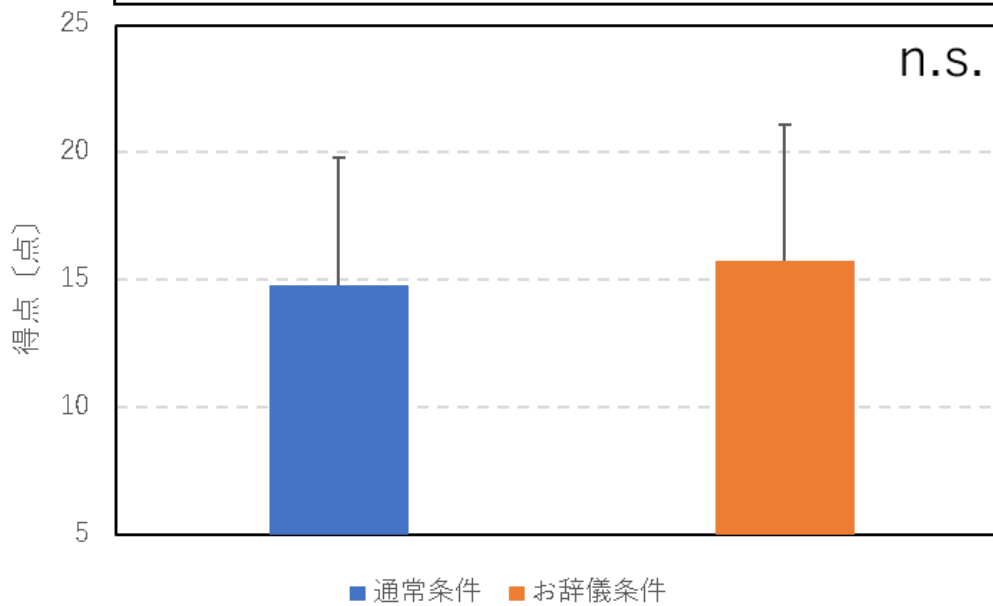


図 48 各条件での意識的運動処理

## 考 察

各条件で Borg scale の差に有意な違いはないが、CS-30 の回数、座位～立位までの時間、座位～離殿までの時間、離殿～座位までの時間において、有意にコントロール条件の方が高い事が分かった。このことから、健常者と同様に脳卒中患者においても、コントロール条件では 30 秒間で多く立ち上がり、1 回の立ち上がり時間も短いにもかかわらず、疲労度もお辞儀条件と違いがないと推測できるため、お辞儀条件よりもコントロール条件の方が、効率的な立ち上がりであることが示唆される。また、離殿時の体幹傾斜角度には各条件で有意差があり、お辞儀条件では平均で 17.7 度増加することが分かった。一方、有意差は見られなかったもののお辞儀条件では体幹傾斜角速度が平均 74.7 度/秒遅く傾斜させていることが分かった。このことから、脳卒中患者の場合は健常者と異なり、「お辞儀をしながら立ち上がって下さい」と教示すると、体幹傾斜角度は増加するが、体幹傾斜角速度は減少する傾向にある。一般的に離殿を容易に行う動作戦略には、座位～離殿までの間に体幹前傾速度を速める加速度戦略と、体幹前傾角度を増加させる安定化戦略がある<sup>16-19)</sup>。そのため、「お辞儀をしながら立ち上がって下さい」と脳卒中患者に教示すると、加速度戦略から安定化戦略に変化する患者が存在している可能性がある。この動作戦略が変化する要因として、教示により IF の状態に近づき、立ち上がり動作がぎこちなくなった結果、加速度戦略を取りにくくなった可能性が考えられる。これは、本研究の結果より MSRS のサブスケールである運動自己意識のスコアがお辞儀群で有意に高い値を示していることから推察できる。運動自己意識は第三者にどうみられているのかに意識が向いた際に得点が上がるスコアである<sup>26,27)</sup>。運動自己意識のスコアが上昇するのは、第 2 段階の健常者対象の結果と異なっている。脳卒中患者の場合、普段からセラピストに動作を見られ、注意されながら運動しているため、お辞儀をしてくださいと教示をされるとどのように第三者にみられているかに意識が向きやすい可能性がある。

注意焦点の観点以外に安定化戦略から加速度戦略に動作戦略が変化する要因について、研究の第 2 段階では「お辞儀をしながら立ち上がって下さい」という教示は、“Exaggerated Trunk Flexion Strategy”を引き起こす可能性が示唆された。立ち上がり時に過度に体幹を前傾させる“Exaggerated Trunk Flexion Strategy”は通常の立ち上がり動作と比べ、膝関節伸筋群の筋出力がより必要になる。また、素早い立ち上がり動作もまた膝関節伸展群の筋出力がより必要となる<sup>60,61)</sup>。そのため、今回のように「できるだけ早くお辞儀をしながら立ち上がって下さい」と教示すると、膝関節伸筋群の筋出力が必要になる。一般的に脳卒中片麻痺患者では、麻痺側及び非麻痺側下肢の両方に筋力低下が生じるため<sup>73)</sup>、一部の対象者の中には、過度に膝関節に負担をかけないよう、加速度戦略から安定化戦略に切り替えた者がいた可能性が考えられる。

加速度計で得られた指標から、RMS には有意差がないが、非麻痺側方向へ有意に加速度が変化していることが分かった。加速度戦略では、離殿する前に体幹を素早く前傾させ、その反動で立ち上がることが出来るため、立ち上がり時の膝伸展筋力と慣性力の両方を用いることが出来るのに対し、安定化戦略ではゆっくり体幹を前傾させるため、下肢伸展トルクは主に膝伸展筋力

で行われる<sup>20)</sup>。そのため、お辞儀条件では下肢の伸展トルクの生成を、非麻痺側下肢の筋出力にて行う動作戦略が取られている可能性がある。立ち上がり時の左右非対称性は、関節変形や疼痛、転倒率と関連している可能性が報告されている<sup>67)</sup>。そのため、左右対称性を改善させたい場合には「お辞儀をしながら立ち上がって下さい」という教示方法が適切ではない可能性がある。先行研究では、麻痺側下肢に体重を乗せるよう教示した場合に立ち上がり動作の左右非対称性が改善したと報告しているため<sup>74)</sup>、目的とする治療方針によって教示方法の使い分けが必要であるかもしれない。

今回の研究の限界として、対象者をCS-30の回数が7回以上の者を対象としているため、集められた脳卒中患者が軽症例の者のみとなってしまった。そのため、本研究結果が脳卒中患者全ての母集団の性質を表していない可能性がある。また、動作非対称性や膝伸展筋力に関しては、床反力計や筋電図などの検査を行っていないため、さらなる調査が必要である。最後に、測定には体幹傾斜角度の指標を用いたが、骨盤が傾斜していたかどうか、円背の影響があったかどうかなどは測定に加味されていないため、結果に影響が出た可能性が考えられる。

今後の展望として、立ち上がり練習を行う必要性の高い、立ち上がり一部介助～見守りレベルを対象とした調査が必要となる。

## 第四章

脳卒中患者の身体機能の差異が立ち上がり動作と注意焦点に  
与える影響

## 序 論

研究の第二段階では、健常成人に「お辞儀をしながら立ち上がって下さい」と教示すると、通常の「立ち上がって下さい」と教示するよりも MSRS 総得点とまた、サブスケールである意識的運動処理に有意差を認める事から、動作時の対象者の意識が IF に近づいている可能性が考えられた。一方、研究の第三段階では、脳卒中患者に同様の教示をすると、MSRS 総得点に有意差は見られないが、サブスケールである運動自己意識に有意差を認めた。このことから、「お辞儀をしながら立ち上がって下さい」という教示は EF よりも IF を引き起こしやすい教示方法であると考えられる。

健常人と脳卒中患者の研究結果に多少の違いが見られた。先行研究において、健常者では EF の有効性に関する研究は一貫した結果が報告されているが<sup>28-30)</sup>、脳卒中者を対象とした研究では IF の方がむしろ運動制御が向上したことが報告されている<sup>33)</sup>。このことから、脳卒中者の場合、運動麻痺や感覚障害、体幹機能障害、認知機能障害が教示の理解や身体制御に影響を与えている可能性が考えられる。

動作戦略に関して、「お辞儀をしながら立ち上がって下さい」と教示すると、研究の第三段階の体幹傾斜角速度の結果から、素早い体幹前傾により立ち上がる加速度戦略から、ゆっくりと体幹を前傾させる安定化戦略に変化する傾向にあることが分かった。あるいは、麻痺側下肢への荷重をさげ、非麻痺側下肢筋力をより利用して立ち上がる動作戦略を用いる対象者がいた可能性が考えられた。研究の第三段階の結果では体幹前傾角速度に関して有意差が認められていない。これは、教示の変化に伴い動作戦略を変えた者と変えなかった者が混在していることが結果に影響を与えたのではないかと考える。臨床で良く用いられている「お辞儀をしながら立ち上がって下さい」という教示が有効な対象者と、そうではない対象者の特徴を把握することができれば、臨床的意義は大きいと考える。

そのため、研究の第四段階では、教示の影響を受けやすい患者を特定するため、脳卒中患者の身体機能評価と、立ち上がり動作と注意焦点に関連する指標と相関関係にあるものを調査することとした。

## 方 法

### 1.対象

対象者は、研究の第三段階と同様の対象者とした。対象者は、当院に入院している脳卒中片麻痺患者で、立ち上がりが自力で可能な者、脳卒中発症から6か月以内の者、研究同意を得られた者とした。ただし、運動禁忌となるような著明な心疾患や重度の整形疾患を有する者は除外した。また、実験方法の特性上、アンケート調査が困難な認知機能のとしてMMSE24点未満の者、立位で膝・股関節が完全伸展しない者(左右どちらか一方の股関節伸展0度以下、膝関節角度-5度以上、足関節背屈5度以下の関節可動域制限のある者)、30秒で立ち上がり動作が7回未満しか実施できない者は除外した。

対象者は脳卒中片麻痺患者18名(男性12名、女性6名)とした。年齢は平均 $62.6\pm 12.0$ 歳、身長は $165.6\pm 8.4$ cm、体重は $62.1\pm 15.2$ kgであった。障害半球は右側12名、左側6名、病型は脳出血12名、脳梗塞6名であった。発症からの日数は $91\pm 29.2$ 日であった。

### 2.方法

研究デザインは後方視的研究とした。当院では発症2週、4週、8週、12週、16週・・・と定期的に脳卒中患者の身体機能評価を行っている。研究の第三段階を行った時期と直近の身体機能評価の結果をカルテから収集し、研究の第三段階で評価した立ち上がり動作の指標であるCS-30の回数、体幹傾斜角度、体幹傾斜角速度、注意焦点の指標であるMSRSとそのサブスケールである、運動自己意識、意識的運動処理に相関があるのかを調査した。

なお、身体機能の指標として用いた評価スケールは、運動麻痺の指標として麻痺側下肢のBr.stgageとFMA下肢項目、感覚障害の指標として表在・深部感覚検査(脱失・重度鈍麻・中等度鈍麻・軽度鈍麻・正常の5段階で評価)、歩行能力の指標として最大10m歩行テスト(時間)、バランス能力の指標としてBBS、関節可動域の指標として、足関節背屈のROM、認知機能の指標としてMMSE、下腿三頭筋の痙縮の指標としてMASを用いた。なお、足関節ROMに関しては、左右どちらかの最低値を指標としている。上記の身体機能評価と、コントロール条件およびお辞儀条件のCS-30の回数、体幹傾斜角度、体幹傾斜角速度、注意焦点の指標であるMSRSとそのサブスケールである、運動自己意識、意識的運動処理にそれぞれ相関があるのかを調査した。

統計解析には、統計ソフトウェア「R」を用いて相関関係を調査した。まず、Shapiro-Wilk検定により正規性の検定を行った後に、両方の正規性が認められた場合はPearsonの相関係数を、どちらか一方、あるいは両方のデータに正規性が認められなかった場合にはSpearmanの順位相関係数を用いることで調査した。有意水準は5%とした。

倫理的配慮に関して、本研究はヘルシンキ宣言に基づいて行われた。被験者の個人情報の保護には十分留意し、被験者には本研究に関する説明を行い、同意を得た上で行われた。本研究は、本研究は弘前大学大学院保健学研究科倫理審査委員会(承認番号:2021-028)及び、弘前脳卒中・リハビリテーションセンター倫理委員会(承認番号:21A001)の承認を受けた。



## 結 果

Shapiro-Wilk 検定の結果, 全ての組み合わせにおいて, どちらか一方あるいは両方のデータに正規性が認められなかったため, 全ての解析において Spearman の順位相関係数を用いた。

コントロール条件の CS-30 と有意な相関関係にあったものは, 下肢 Br.stgace ( $r=0.30$ ), BBS ( $r=0.66$ ), 最大 10m 歩行テスト ( $r=-0.70$ ) であった。お辞儀条件の CS-30 と有意な相関関係にあったものは, BBS ( $r=0.50$ ), 10m 歩行テスト ( $r=-0.68$ ) であった。お辞儀条件の体幹傾斜角速度と有意な相関関係にあったものは, 表在感覚検査 ( $r=-0.59$ ), 深部感覚検査 ( $r=-0.68$ ), 最大 10m 歩行テスト ( $r=-0.48$ ), コントロール条件の体幹傾斜角度と有意な相関関係にあったものは, 足関節背屈 ROM ( $r=-0.50$ ) であった。コントロール条件の運動自己意識と有意な相関関係にあったものは MMSE ( $r=0.51$ ) であった。お辞儀条件の運動自己意識と有意な相関関係にあったものは MMSE ( $r=0.51$ ) であった。お辞儀条件の意識的運動処理と有意な相関関係にあったものは BBS ( $r=-0.38$ ) であった。

立ち上がり回数と運動麻痺 ( $r = 0.30$ )

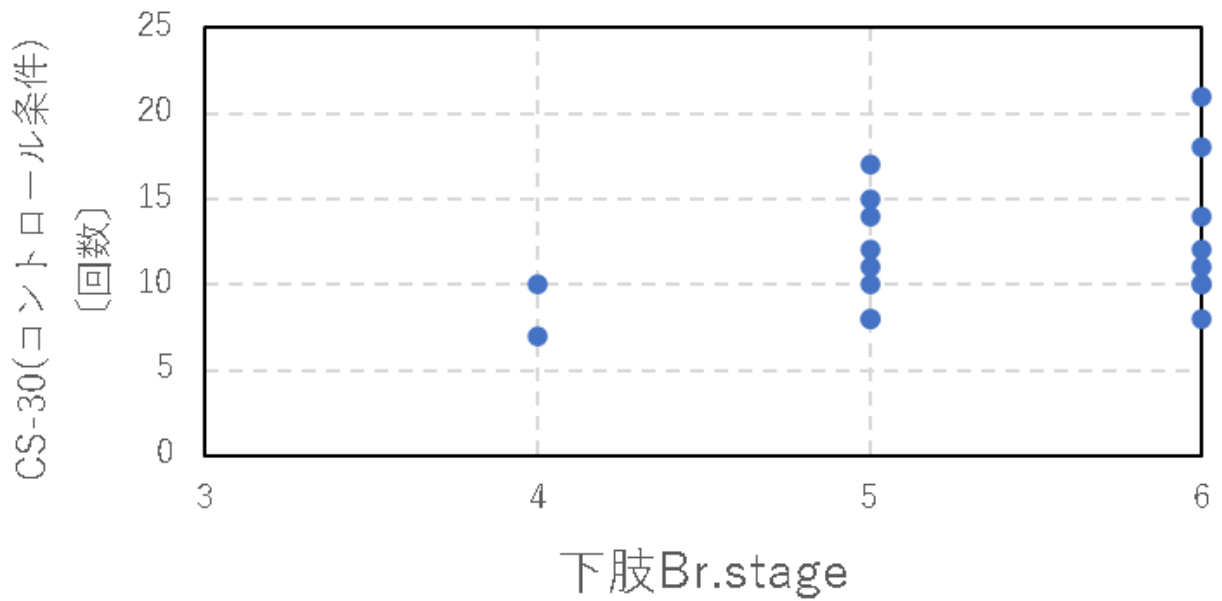


図 49 コントロール条件における立ち上がり回数と運動麻痺

立ち上がり回数とバランス能力 ( $r = 0.66$ )

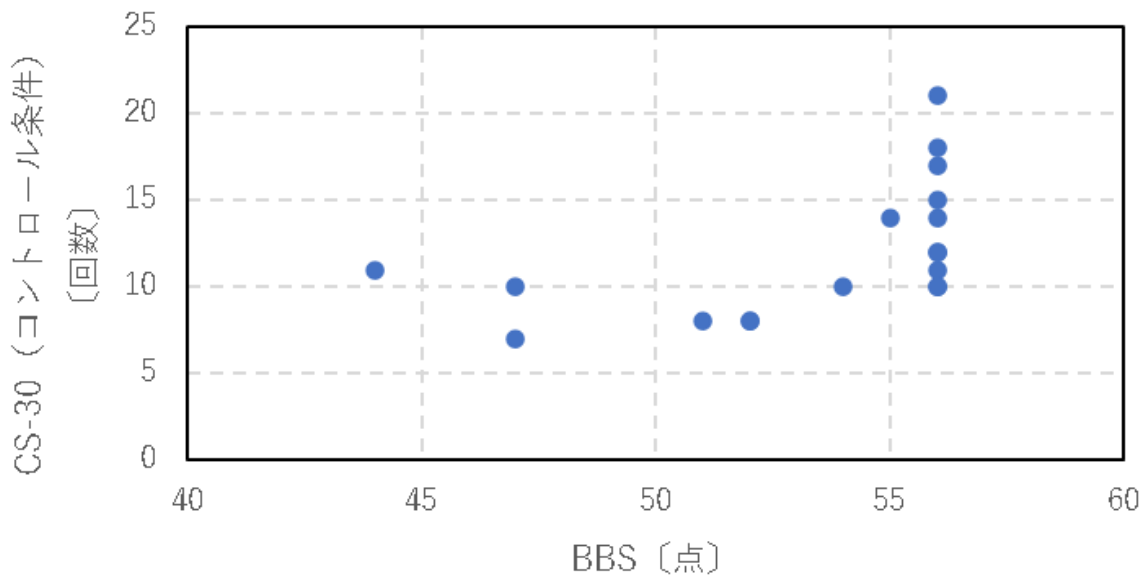


図 50 コントロール条件における立ち上がり回数とバランス能力

立ち上がり回数と歩行能力 ( $r = -0.70$ )

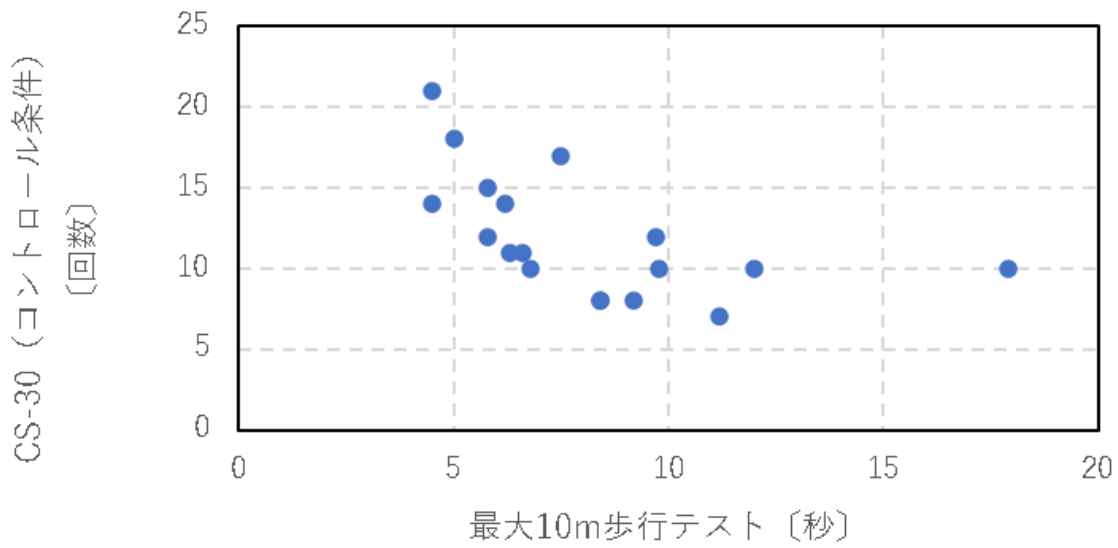


図 51 コントロール条件における立ち上がり回数と歩行能力

立ち上がり回数とバランス能力 ( $r = 0.50$ )

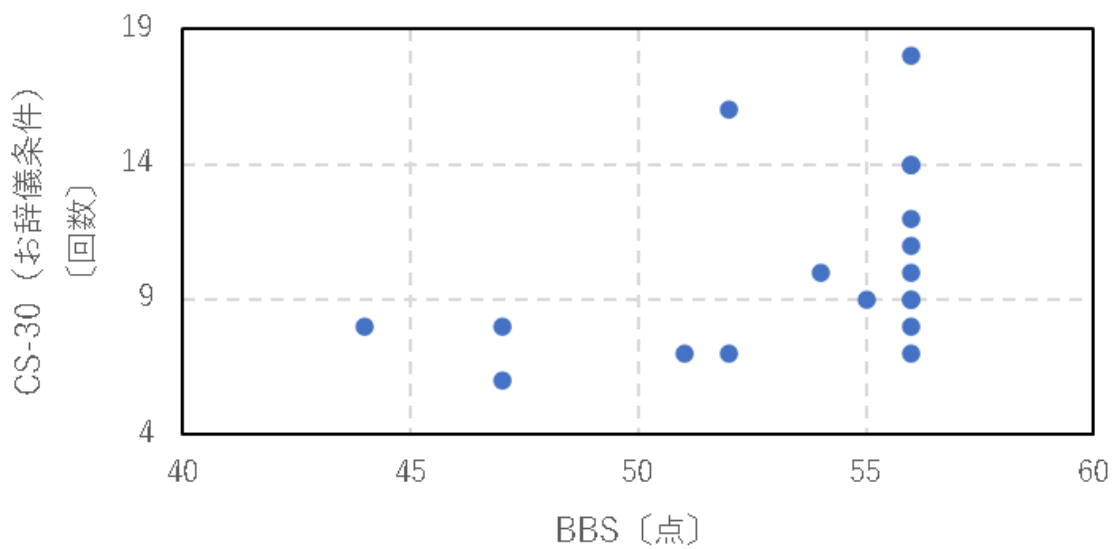


図 52 お辞儀における立ち上がり回数とバランス能力

立ち上がり回数と歩行能力 ( $r = -0.68$ )

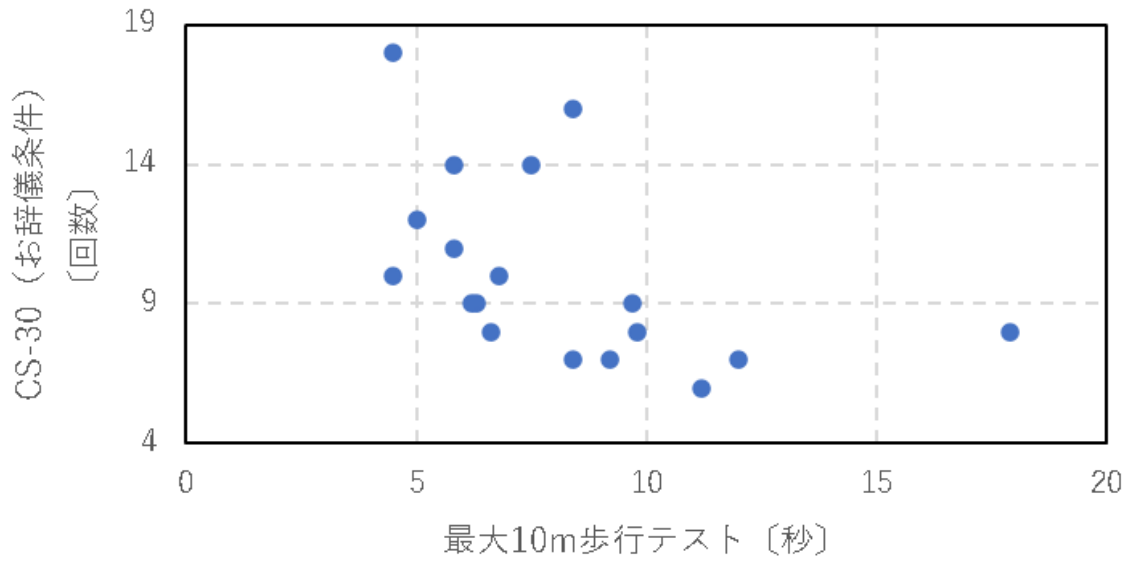


図 53 お辞儀における立ち上がり回数と歩行能力

体幹傾斜角度と足関節可動域 ( $r = -0.50$ )

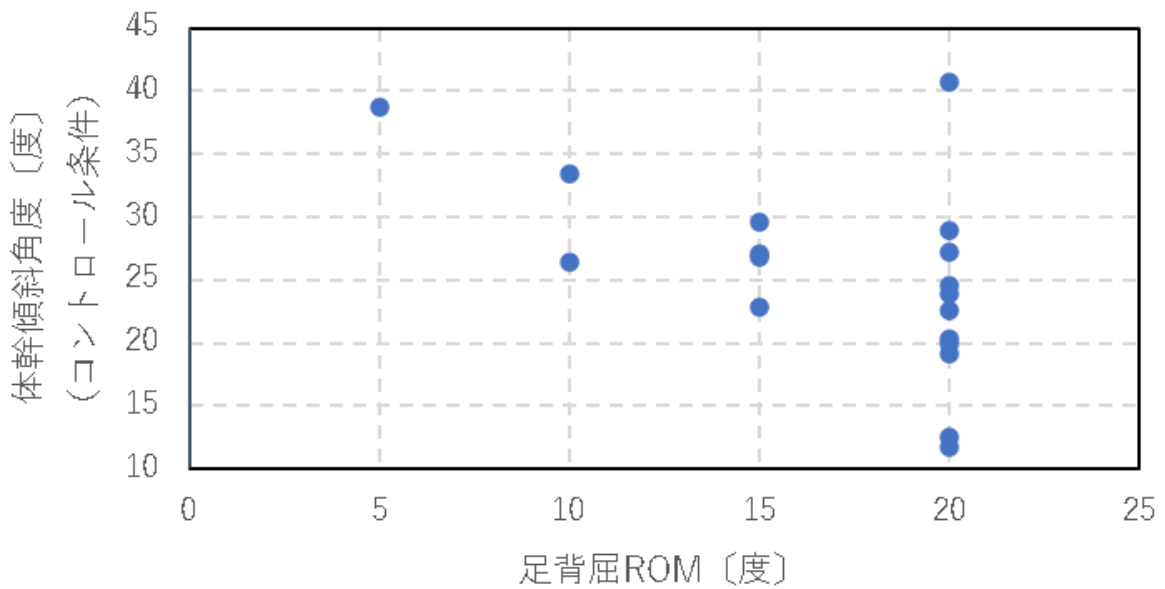


図 54 コントロール条件における体幹傾斜角度と足関節可動域

体幹傾斜角速度と表在感覚 ( $r = -0.59$ )

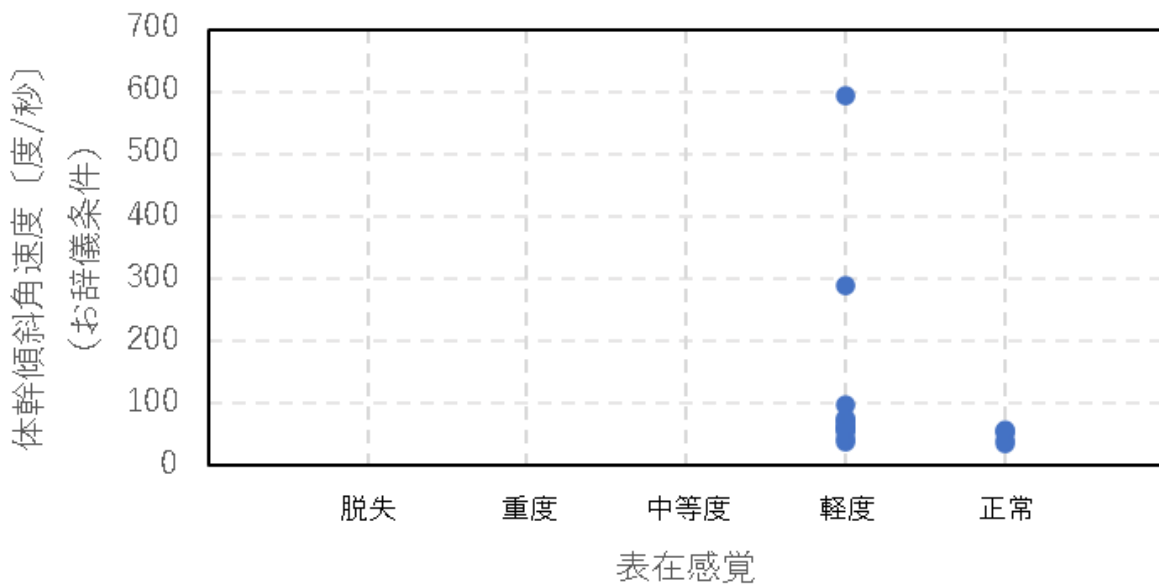


図 55 お辞儀条件における体幹傾斜角速度と表在感覚

体幹傾斜角速度と深部感覚 ( $r = -0.68$ )

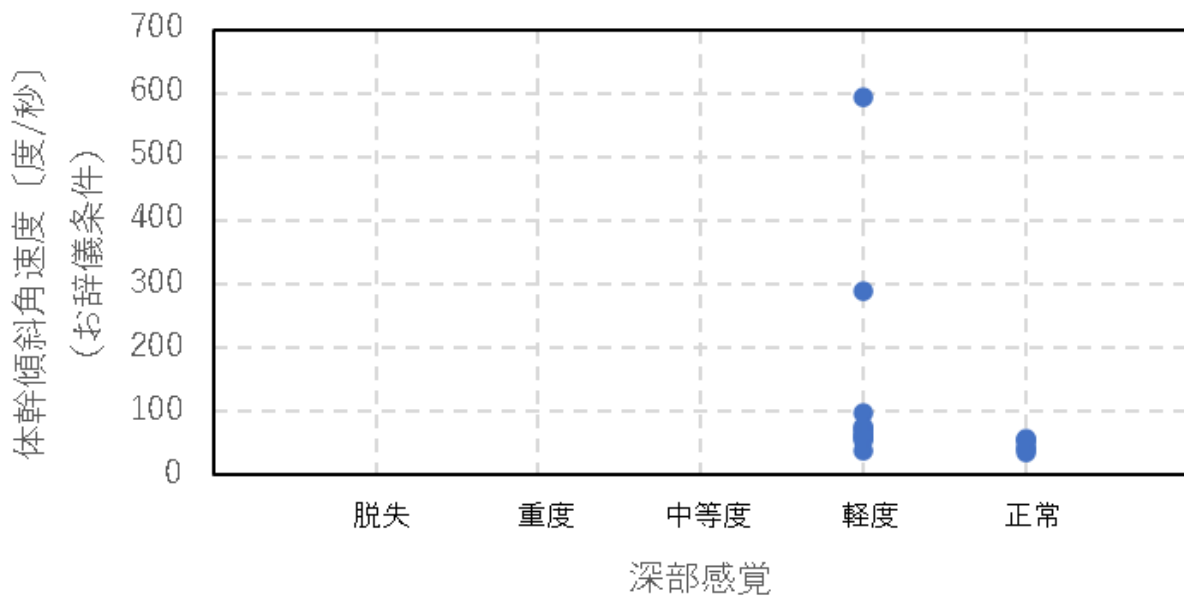


図 56 お辞儀条件における体幹傾斜角速度と深部感覚

運動自己意識と認知機能 (r = 0.51)

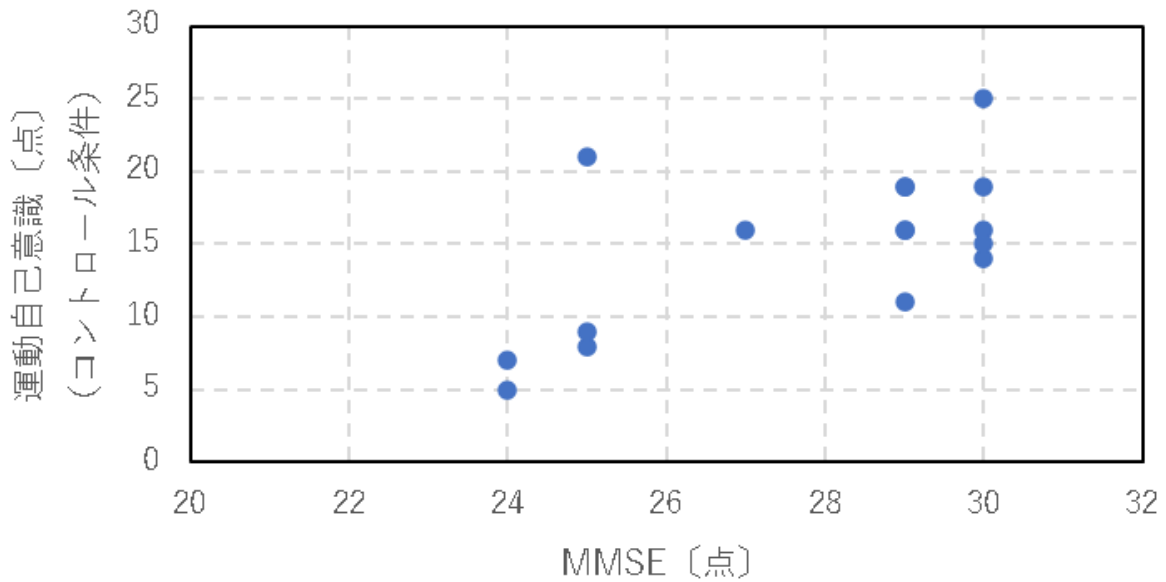


図 57 コントロール条件における運動自己意識と認知機能

運動自己意識と認知機能 (r = 0.51)

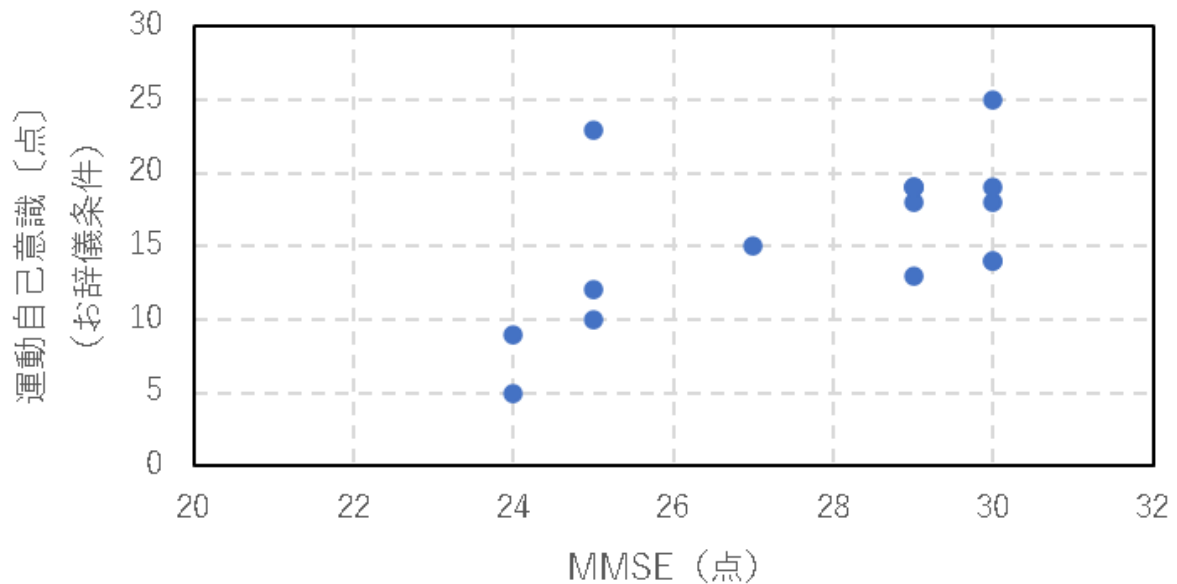


図 58 お辞儀条件における運動自己意識と認知機能

## 意識的運動処理とバランス機能

( $r = -0.38$ )

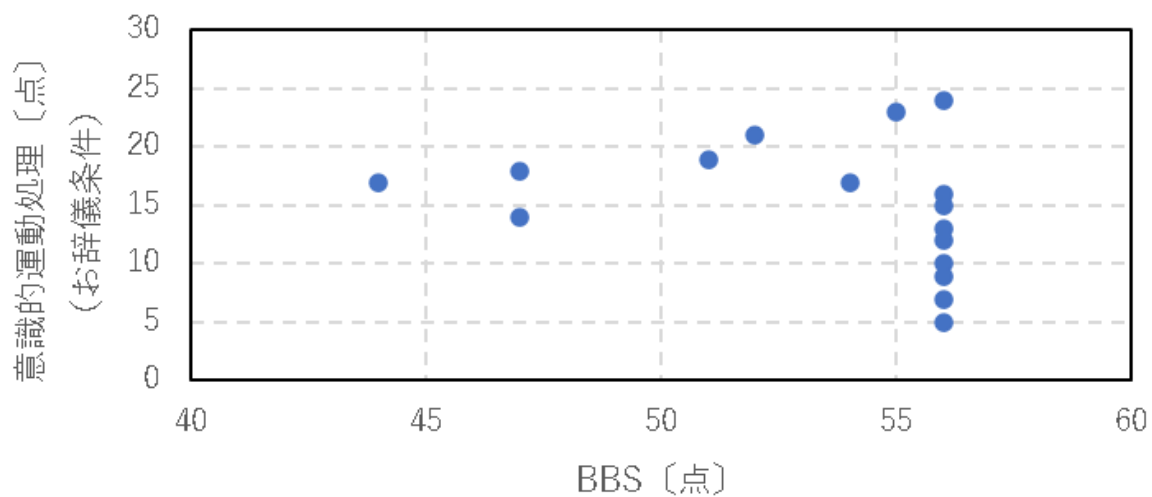


図 59 お辞儀条件における意識的運動処理とバランス機能

## 考 察

両群において、CS-30とBBS、最大10m歩行テストに相関が見られたことから、バランス能力、歩行能力は教示方法に依存せず、立ち上がり能力を決定する独立した要因である可能性が示唆された。先行研究では脳卒中患者における立ち上がり時間と相関関係がある項目は、足関節底屈筋( $r=0.6$ )<sup>75)</sup>、等尺性膝伸展筋力( $r=0.68$ )<sup>76)</sup>などの筋力に関係した指標が報告されている。また、Lordらは多変量解析により、地域在住高齢者の立ち上がり能力を決定づける因子として、多くの生理学的および心理的要因が関係していると報告している<sup>77)</sup>。具体的には、視覚的な感度、下肢の表在感覚、深部感覚、足で床を踏みつける反応時間、開眼不整地立位における左右動揺、体重、疼痛、不安、膝伸筋群・屈筋群・足関節背屈筋群の筋力であり、最終的な回帰モデルでは、大腿四頭筋筋力が立ち上がり時間に最も関連しており分散説明率34.9%であったとしている<sup>77)</sup>。Ohsugiraらは高齢者において、CS-30と相関があった項目として、年齢( $r=-0.32$ )、握力( $r=0.26$ )、等尺性膝伸展筋力( $r=0.42$ )、上体起こし( $r=0.38$ )、片脚立位保持時間( $r=0.22$ )、注意機能検査であるTMT-A( $r=-0.39$ )を報告している<sup>78)</sup>。一方、Mongらの調査では、脳卒中患者における5回立ち上がりテストとBBSに有意な相関が見られなかったことを報告している<sup>79)</sup>。本研究では、脳卒中軽症例の者が多かったため、高齢者の特徴を強く反映している可能性が考えられる。そのため、CS-30とBBSに相関性が認められたと考える。高齢者及び脳卒中片麻痺患者のCS-30と歩行速度の関連性について、我々の調査した限りでは先行研究が認められていないため新たな発見である。しかし、サンプルサイズの少なさが影響している可能性があるため、この点においてはさらなる調査が必要である。

コントロール条件とお辞儀条件の両群ともにCS-30とBBS、最大10m歩行テストに相関が見られた。これは教示等の影響で立ち上がり動作パターンが変化したとしても、CS-30と身体機能評価との関係性に大きな影響は与えず、CS-30が有用な指標であることを示唆している。このことから、CS-30を実施する際に、対象者が教示を誤って認識し、立ち上がり動作時に過度に体幹を前傾させたとしても、バランス能力と歩行能力を反映していることを意味している。理由として、立ち上がりに必要な下肢の伸展トルクは股関節・膝関節・足関節の伸展筋群の総和からなり、もし立ち上がりの動作パターンが変更され、股関節伸筋群の出力量が減少したとしても、膝関節と足関節の伸筋群で代償できることが関係しているかもしれない<sup>19,20)</sup>。そのため、CS-30は下肢機能に関連するその他の評価指標と関連性があるのではないかと考える。

コントロール条件の体幹傾斜角度と足関節背屈可動域に相関が見られた。このことから、足関節背屈可動域制限がある者は、足関節背屈運動を体幹前傾にて代償していると思われる。まず、立ち上がり動作は身体の重心を殿部から足部へ移動させる動作である<sup>19,20)</sup>。効率的に立ち上がるためには、身体重心と足底からの床反力モーメントアームをなるべく近づけることで、離殿後の下肢の伸展モーメントを減少させることが求められる<sup>68)</sup>。そのため、離殿する前に、股関節屈曲筋群



と足関節背屈筋群の働きにより、重心を前方へ移動させる必要がある<sup>68)</sup>。しかし、足関節背屈制限のある者は、足関節運動が不足するため、股関節屈曲角度を増加させることで代償していると思われる。この研究結果は、足関節背屈制限のある者には「お辞儀をしながら立ち上がって下さい」と教示することが有効である可能性を示唆している。

お辞儀条件の体幹傾斜角速度と表在・深部感覚障害、10m歩行テストに相関がみられたことから、脳卒中患者が加速度戦略で立ち上がるためには、俊敏に動ける能力や、殿部から足部に重心が移動する際、感覚フィードバックを的確に処理する能力が必要だと思われた。前述した Lordらは多変量解析でも、立ち上がり能力を決定づける因子として、下肢の表在感覚、深部感覚、足で床を踏みつける反応時間が影響しているとしていることから<sup>77)</sup>、素早く殿部から足部に重心を移動させた際に、下肢機能が応答してくれないと素早く立ち上がることが出来ない可能性がある。

10m歩行と立ち上がり時の体幹傾斜角速度に相関性が見られた。しかし、立ち上がり時の体幹前傾運動と歩行とは近似した動作とは言い難い。Nadeauらは脳卒中患者の歩行速度を決定する下肢筋力として、最も高い相関性を示したものが股関節屈曲筋群( $r=0.84$ )であり、脳卒中片麻痺患者は足関節底屈筋群での蹴り出しの代償動作として、股関節屈曲によって下肢を遊脚させていることを報告している<sup>80)</sup>。立ち上がり動作で体幹を前傾させる主動筋も股関節屈筋群である<sup>68)</sup>。そのため、体幹前傾角速度はこの股関節屈筋群の機能を反映している可能性が考えられる。この結果から、脳卒中患者が加速度戦略で立ち上がるためには股関節屈筋群の機能により、素早く体幹を前傾させる能力が必要である可能性が考えられる。また、「お辞儀をしながら立ち上がって下さい」と教示しても、股関節屈筋群の機能が不足していると、素早い体幹前傾が生じないが体幹前傾角度は増加し、安定化戦略に近づくのではないかと考える。

両群の運動自己意識と MMSE に相関が見られた。これは、認知機能が高い者ほどアンケートをより理解し、運動自己意識の質問に対し高い採点をつけた可能性が考えられる。あるいは、高い認知機能は教示により IF になりやすい要因である可能性も考えられる。運動自己意識は第三者にみられていることを意識した際にスコアが上がる指標であり、高ければ高いほど無意識的運動ではなく意識的な運動制御を行っていると考えられている<sup>26,27)</sup>。MMSE の得点の高さは作業記憶と関連していることが報告されているため、MMSE が高く認知機能が保たれている場合、動作をしながら他の事に注意を分配することが可能である。しかし、本研究において MMSE の得点が高い者は、立ち上がり動作中に第三者にどのようにみられているのかということに注意資源を活用している可能性を示唆している。MMSE の得点の高い者が注意資源を IF の状態に用いることはあまり良いことではないかもしれない。なぜなら、EFの方が運動学習効率が高く、研究の第1段階においても、EFの方が前頭葉の血流量が増加し、注意実行機能が賦活されている可能性が示されているためである。以上より、MMSE の高い者には「お辞儀をしながら立ち上がって下さい」と教示する場合、IF に近づく可能性があるため、EF の教示を行う必要性が高いのではないかと考える。

また、お辞儀条件の意識的運動処理と BBS に相関が見られた。このことから、バランス障害は IF になりやすい要因であると思われる。意識的運動処理は動作に注意が向けられた際にスコアが

上がる指標である<sup>26,27)</sup>。脳卒中患者の BBS と転倒恐怖感には強い相関( $r=-0.81$ )があることが報告されている<sup>82)</sup>。そのため、バランス能力の低い者は、バランスを崩さないよう意識するため、動作に注意が向くと思われる。Adam らの報告でも、不安を感じる者は IF による動作戦略を用いやすく、IF による動作戦略が不安の軽減に役立つことを示している<sup>83)</sup>。しかし、Zahra らの脳卒中患者を対象とした研究では、不安は IF を引き起こすことで、足関節の主動筋と拮抗筋の共同収縮を引き起こすことでバランスを悪化させることを報告している<sup>84)</sup>。また、姿勢の不安定性と共同収縮は EF 条件で大幅に減少し、この EF による運動制御能力の改善効果は不安を抱えやすい者ほど顕著であったことを報告している<sup>84)</sup>。このことから、BBS の低い者に対しては IF を引き起こす教示は適切ではない可能性がある。本研究において意識的運動処理と BBS の関連性は  $r=-0.38$  であった。しかし、数名の対象者で BBS が満点であったため、天井効果により相関関係の強さを過小評価している可能性が考えられる。

本研究により、加速度戦略による立ち上がりが有効な対象者と、教示により IF になりやすい対象者の特徴の一部を把握することが出来た。しかし、対象者が軽症例であり、サンプルサイズも少ないことが本研究の限界点である。今後は、脳卒中発症早期で立ち上がり練習の必要性の高い、重度～中等度の運動麻痺を有する患者に対してどのような教示が有効であるのかについて、縦断的調査を実施するとともに、「お辞儀をしながら立ち上がって下さい」以外の方法で、EF を促しながら立ち上がり動作を実施できる教示方法について調査する必要がある。

## 結語と総括

本研究では、注意焦点の違いが動作に及ぼす影響に関する研究について検討し、以下の結果を得た。

### 第一章 運動時の注意に向け方の違いが前頭葉血流動態に与える影響

1. IF に比べ EF の方が、運動が正確で前頭前野の血流量が上昇する可能性が示唆された。
2. このことから、EF による運動では前頭前野の能動的注意機能が賦活し、パフォーマンスに影響を及ぼす可能性が考えられる。

### 第二章 対象者への教示内容の違いが立ち上がり動作に及ぼす影響に関する検討

1. 「お辞儀をしながら立ち上がって下さい」と教示されると、「立ち上がって下さい」と教示されるより、CS-30 の回数が有意に増加し、立ち上がり時各相の時間が有意に低下した。また、体幹傾斜角度は有意に増加した。
2. 注意焦点に関して、MSRS 総得点とサブスケールである意識的運動処理が、お辞儀条件で有意に増加した。
3. 結果より、お辞儀を促す教示は動作効率性を低下させ、意識を身体に向けることが分かった。また、体幹傾斜角度は有意に大きくなり離殿が容易になる可能性が考えられた。

### 脳卒中患者への教示内容の違いが立ち上がり動作に及ぼす影響に関する検討

1. 「お辞儀をしながら立ち上がって下さい」と教示されると、「立ち上がって下さい」と教示されるより、CS-30 の回数が有意に増加し、立ち上がり時各相の時間が有意に低下した。また、体幹傾斜角度は有意に増加し、非麻痺側への加速度平均値も有意に増加した。
2. しかし、実験の第二段階と異なり、体幹傾斜角速度はお辞儀条件の方が遅い傾向を示した。
3. 注意焦点に関して、MSRS のサブスケールである運動自己意識ではお辞儀条件の方が有意に増加した。
4. 結果より、お辞儀を促す教示は動作効率性を低下させ、第3者に見られていることに意識が向くことが分かった。また、体幹傾斜角速度は通常よりも低下する傾向を示し、離殿の際に股関節をゆっくり屈曲させ立ち上がる、いわゆる安定化戦略が取られやすくなる可能性が示唆された。

### 脳卒中患者の身体機能の差異が立ち上がり動作と注意焦点に与える影響

1. 両群において、CS-30 と BBS、最大 10m 歩行テストに相関が見られたことから、バランス能

力、歩行能力は教示方法に依存せず、立ち上がり能力を決定する独立した要因である可能性が示唆された。

2. また、コントロール条件の体幹傾斜角度と足関節背屈可動域に相関が見られたことから、足関節背屈可動域制限がある者は、足関節背屈運動を体幹前傾にて代償していると思われた。
3. お辞儀条件の体幹傾斜角速度と表在・深部感覚障害、10m歩行テストに相関がみられたことから、脳卒中患者が加速度戦略で立ち上がるためには、俊敏に動ける能力や、殿部から足部に重心が移動する際、感覚フィードバックを的確に処理する能力が必要だと思われた。
4. 両群の運動自己意識と MMSE、お辞儀条件の意識的運動処理と BBS と相関があったことから、バランス障害、高い認知機能は、教示で IF になりやすい要因だと思われた。

本研究の第一章の結果から、IF よりも EF の方が、動作が正確で前頭葉の働きが良い可能性が考えられた。しかし、「お辞儀をしながら立ち上がって下さい」という教示は、健常者と脳卒中者の両方において、IF を引き起こしやすい可能性が考えられた。特に脳卒中患者では、バランス障害、高い認知機能を有する者ほど IF になりやすい可能性がある。また、脳卒中患者が「お辞儀をしながら立ち上がって下さい」と教示され、素早く立ち上がるためには、俊敏に動ける能力や、感覚障害が少ないことが必要であると思われる。

## 謝 辞

研究を遂行するに当たり、ご協力いただきました全ての対象者の皆様に深く感謝申し上げます。

本研の計画および遂行から本研究論文を作成するにあたり、終始適切な助言を賜り、また丁寧にご指導して下さった弘前大学大学院保健学研究科総合リハビリテーション科学領域の吉田英樹准教授に深く感謝申し上げます。そして、本研究の遂行に際して、多くの有益なるご助言を賜りました弘前大学医学部保健学科理学療法学専攻の教員の皆様に感謝申し上げます。

また、研究を行うにあたり、通常の業務においても多大なるご協力をいただいた一般財団法人黎明郷弘前脳卒中・リハビリテーションセンターの皆様に心から感謝の意を表します。

本研究論文をまとめることができたのは、一重に以上の多くの方々のご指導ご協力によるものであり、ここに深く感謝の意を表します。

## 引用文献

- 1) 厚生労働省:虚血性心疾患患者数の状況,  
<https://www.mhlw.go.jp/stf/wp/hakusyo/kousei/18/backdata/01-01-02-04.html>  
(参照 2021.12.13).
- 2) e-Stat 政府統計の総合窓口:国民生活基礎調査 令和元年国民生活基礎調査 介護,  
<https://www.e-stat.go.jp/dbview?sid=0003441832>. (参照 2021.12.13)
- 3) Vivian Weerdesteyn, Mark de Niet, Hanneke J R van Duijnhoven, et al.: Falls in individuals with stroke. *J Rehabil Res Dev*, 45(8):1195-1213, 2008.
- 4) Rubenstein LZ: Falls in older people: epidemiology, risk factors and strategies for prevention. *Age Ageing*, 35(2):37-41, 2006.
- 5) Truelsen T, Piechowski-Józwiak B, Bonita R, et al.: Stroke incidence and prevalence in Europe: a review of available data. *Eur J Neurol*, 13(6):581-98, 2006.
- 6) Ramnemark A, Nilsson M, Borssen B, et al.: A major and increasing risk factor for femoral neck fracture. *Stroke*, 31(7):1572-1577, 2000.
- 7) Ramnemark A, Nyberg L, Borssen B, et al.: Gustafson Y. Fractures after stroke. *Osteoporos Int*, 8(1):92-95, 1998.
- 8) Said CM, Galea MP, Lythgo N: People with stroke who fail an obstacle crossing task have a higher incidence of falls and utilize different gait patterns compared with people who pass the task. *Physical Therapy*, 93:334-344, 2013.
- 9) Lord SR, Sherrington C, Menz HB, et al.: Falls in older people: risk factors and strategies for prevention. Cambridge University Press; 2007.

- 10) L Nyberg, Y Gustafson: Patient Falls in Stroke Rehabilitation a Challenge to Rehabilitation Strategies. *Stroke*, 26:838–842, 1995.
- 11) Frances Batchelor, Keith Hill, Shylie Mackintosh, et al.: What Works in Falls Prevention After Stroke? A Systematic Review and Meta-Analysis. *Stroke*, 41(8):1715–1722, 2010.
- 12) T Xu, L Clemson, K O'Loughlin, NA Lannin, et al.: Risk Factors for Falls in Community Stroke Survivors: A Systematic Review and Meta-Analysis. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 99(3):563-573, 2018.
- 13) Benjamin M, Ross C, Kelly B, et al.: Five times sit-to-stand following stroke: Relationship with strength and balance. *Gait & Posture*, 78:35-39, 2020.
- 14) Amira B, France P, Patrick D, et al.: Determinants of sit-to-stand tasks in individuals with hemiparesis post stroke: A review. *Annals of Physical and Rehabilitation Medicine*, 58(3): 162-172, 2015.
- 15) A. Arcelus, C.L. Herry, R.A. Goubran, et al.: Determination of sit-to-stand transfer duration using bed and floor pressure sequences. *IEEE Trans Biomed Eng*, 56:2485-2490, 2009.
- 16) Yi-Chung Pai, B J Naughton, RW Chang, et al.: Control of body centre of mass momentum during sit-to-stand among young and elderly adults. *Gait & Posture*, 2(2):109-116, 1994.
- 17) M Schenkman, PO Riley, C Pieper: Sit to stand from progressively lower seat heights — alterations in angular velocity. *Clinical Biomechanics*, 11(3):153-158, 1996.
- 18) MA Hughes, DK Weiner, ML Schenkman, et al.: Chair rise strategies in the elderly. *Clinical Biomechanics*, 9(3):187-192, 1994.
- 19) CAM Doorenbosch, J Harlaar, ME Roebroeck: Two strategies of transferring from sit-to-stand; The activation of monoarticular and biarticular muscles. *Journal of Biomechanics*, 27(11): 1299-1307, 1994.

- 20) 江原義弘, 山本澄子: ボディダイナミクス入門 立ち上がり動作の分析. pp75-78, 医歯薬出版株式会社, 東京, 2001.
- 21) G Wulf, R Lewthwaite: Optimizing performance through intrinsic motivation and attention for learning: The OPTIMAL theory of motor learning. *Psychonomic Bulletin & Review*, 23, 1382–1414, 2016.
- 22) RSW Masters, RCJ Polman, NV Hammond: ‘Reinvestment’: A dimension of personality implicated in skill breakdown under pressure. *Personality and Individual Differences*, 14(5): 655-666, 1993.
- 23) L Rochester, K Baker, V Hetherington, et al.: Does implicit motor learning lead to greater automatization of motor skills compared to explicit motor learning? A systematic review. *Brain Research*, 1319(10):103-111, 2010.
- 24) Identification of healthy elderly fallers and non-fallers by gait analysis under dual-task conditions. *Clinical Rehabilitation*, 20(3):269-276, 2006.
- 25) RA Poldrack, FW Sabb, K Foerde, et al.: The Neural Correlates of Motor Skill Automaticity. *Journal of Neuroscience*, 25 (22) :5356-5364, 2005.
- 26) AJ Orrell, RSW Masters, Eves F: Reinvestment and Movement Disruption Following Stroke. *Clinical Rehabilitation*, 23(2):177-183, 2009.
- 27) WL Wong, RSW Masters, JP Maxwell: Reinvestment and Falls in Community-Dwelling Older Adults. *Neurorehabilitation and Neural Repair*, 22(4):410-414, 2008.
- 28) G Wulf, M Höß, W Prinz : Instructions for motor learning: Differential effects of internal versus external focus of attention. *Journal of motor behavior*, 30, 169-179, 1998.
- 29) G Wulf, N McConnel, M Gärtner, et al.: Enhancing the Learning of Sport Skills Through External-Focus Feedback. *Journal of Motor Behavior*, 34(2):171-182, 2001.



- 30) Kal EC, van der Kamp J, Houdijk H: External attentional focus enhances movement automatization: a comprehensive test of the constrained action hypothesis. *Hum Mov Sci*, 32: 527–539, 2013.
- 31) Wulf G, McNevin N, Shea CH: The automaticity of complex motor skill learning as a function of attentional focus. *Q J Exp Psychol A*, 54: 1143–1154, 2001.
- 32) L Johnson, JH Burridge, SH Demain : Internal and External Focus of Attention During Gait Re-Education: An Observational Study of Physical Therapist Practice in Stroke Rehabilitation. *Physical Therapy*, 93(7): 957–966, 2013.
- 33) Kal EC, van der Kamp J, Houdijk H, et al.: Stay focused! The effects of internal and external focus of attention on movement automaticity in patients with stroke. *PLoS One*, 10: e0136917, 2015.
- 34) 久保田競: 学習と脳器用さを獲得する脳. pp88, サイエンス社, 東京, 2007.
- 35) Watanabe E, Yamashita Y, Maki A, et al.: Non invasive functional mapping with multi channel near infrared spectroscopic topography in humans. *Neuroscience letters*, 205(1): 41-44, 1996.
- 36) 福田正人: 精神疾患の診断・治療のための臨床検査としての NIRS 測定. *MEDIX*, 39: 4-10, 2003.
- 37) 山口典子, 大崎聡美, 二木淑子: 注意切替課題実施時の前頭前野領域における脳賦活に対して, 年齢・課題遂行・課題特性が及ぼす影響: NIRS による検討. *京都大学大学院医学研究科人間健康科学系専攻紀要*, 7: 9-16, 2012.
- 38) E Saemi, J Porter, G Wulf, et al.: Adopting an external focus of attention facilitates motor learning in children with attention deficit hyperactivity disorder. *Kinesiology*, 45(2): 179-195, 2013.
- 39) 田中繁, 高橋明: モーターコントロール 原著第3版. pp46-82, 医歯薬出版株式会社, 東京,

2009.

- 40) ターケルクリングバーグ, 苧阪直行 訳:オーバーフローする脳 ワーキングメモリの限界への挑戦. pp67-82, 新曜社, 東京, 2011.
- 41) リチャード・A・シュミット, 調枝孝治 訳:MOTOR LEARNING & PERFORMANCE. pp15-44, 大修館書店, 東京, 1994.
- 42) 苧阪直之:脳イメージング ワーキングメモリと視覚的注意からみた脳. pp1-2, 培風館, 2010.
- 43) 森岡周:リハビリテーションのための認知神経科学入門. pp121-135, 株式会社共同医書出版社, 2006.
- 44) Baddeley A:The episodic buffer:a new component of working memory Trend. Trends in cognitive sciences, 4 (11):417-423, 2000.
- 45) JB Rowe, I Toni, O Josephs, et al.:The prefrontal cortex: response selection or maintenance within working memory?. Science, 288(5471):1656-1660, 2000.
- 46) R Kawashima, J Watanabe, T Kato, et al.:Direction of cross-modal information transfer affects human brain activation : a PET study. European journal of neuroscience, 16 :137-144, 2002.
- 47) E Awh, J Jonides:Overlapping mechanisms of attention and spatial working memory. Trends in cognitive sciences, 5(3), 119-126, 2001.
- 48) E Awh, J Jonides, PA Reuter-Lorenz, et al.:Rehearsal in spatial working memory. Journal of Experimental PsychologyJournal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance, 24(3):780-790, 1994.
- 49) 後藤広太郎, 星詳子, 前田力俊ら:空間的に視覚と固有受容感覚を矛盾させた状態での到達運動における前頭前野の活動について. 医用近赤外線分光法研究会, 48:397-403, 2008.
- 50) 小島悟, 武田秀勝:高齢者の椅子からの立ち上がり動作—立ち上がり動作能力の低下した高齢者の動作パターン—. 理学療法科学, 13(2):85-88, 1998.

- 51) 前岡浩, 福本貴彦, 坂口顕ら:画像解析ソフト ImageJ 信頼性の検証—立ち上がり動作を利用して—. 理学療法科学, 23(4):529-533, 2008.
- 52) 萩原礼紀, 久保達郎, 堀江良典ら:椅子から立ち上がる 3 つの過程. Health and Behavior Sciences, 5(1):17-25, 2006.
- 53) 中谷敏昭, 灘本雅一, 三村寛一ら:日本人高齢者の下肢筋力を簡便に評価する 30 秒椅子立ち上がりテストの妥当性. 体育学研究, 47(5):451-461, 2002.
- 54) Landis JR, Koch GG : The measurement of observer agreement for categorical data. Biometrics, 33(1):159-174, 1977.
- 55) 対馬栄樹, 石田水里:医療系データのとり方・まとめ方—SPSS で学ぶ実験計画法と分散分析—. Pp58-66, 東京図書株式会社, 東京, 2016.
- 56) Doorenbosch CAM, Harlaar J, Roebroek ME, et al.:Two strategies of transferring from sit-to-stand; the activation of monoarticular and biarticular muscles. Journal of Biomechanics, 1994, 27(11):1299-1307, 1996.
- 57) Tetsuharu N, Naoto K, Masataka A :The Reference Values for the Chair Stand Test in Healthy Japanese Older People: Determination by Meta-analysis. Journal of Physical Therapy Science, 26(11):1729-1731, 2014.
- 58) Janssen W, Kulcu DG, Horemans H, et al.:Sensitivity of accelerometry to assess balance control during sit-to-stand movement. IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering, 16(5):479-484, 2008.
- 59) 12) Kal E, Houdijk H, Wurff PVD , et al.:The inclination for conscious motor control after stroke: Validating the Movement-Specific Reinvestment Scale for use in inpatient stroke patients. Disability and Rehabilitation, 38(11):1097-1106, 2016.
- 60) Scarborough DM, McGibbon CA, Krebs DE : Chair rise strategies in older adults with functional

limitations. *Journal of Rehabilitation Research & Development*, 44(1) : 33-42, 2007.

- 61) Riley PO, Schenkman ML, Mann RW , et al.: Mechanics of a constrained chair rise. *Journal of Biomechanics*, 24(1):77-85, 1991.
- 62) Gray R: Attending to the Execution of a Complex Sensorimotor Skill: Expertise Differences, Choking, and Slumps. *Journal of Experimental Psychology: Applied*, 10(1):42-54, 2004.
- 63) Wan CY, Huon GF: Performance degradation under pressure in music. *Psychology of Music*, 33(2):155-172, 2005.
- 64) Julie G, Vaughan K, Patterson K , et al.: Transitions sit to stand and stand to sit in persons post-stroke: Path of centre of mass, pelvic and limb loading – A pilot study. *Clinical biomechanics*, 61:22-30, 2019.
- 65) S Hesse, M Schauer, M Malezic , et al.: Quantitative analysis of rising from a chair in healthy and hemiparetic subjects. *Scand J Rehabil Med*, 26:161-166, 1994.
- 66) C Duclos, S Nadeau, J Lecours: Lateral trunk displacement and stability during sit-to-stand transfer in relation to foot placement in patients with hemiparesis. *Neurorehabil Neural Repair*, 22:715-722, 2008.
- 67) Jip F. K, Digna de Kam, Alexander CH, et al.: Is Weight-Bearing Asymmetry Associated with Postural Instability after Stroke? A Systematic Review. *Stroke Res Treat*, 692137, 2013.
- 68) Guylaine R, Sylvie N, Denis G, et al.: The effect of foot position and chair height on the asymmetry of vertical forces during sit-to-stand and stand-to-sit tasks in individuals with hemiparesis. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 21(6):585-593, 2006.
- 69) Li TC, Tu KH, Shiue HS, et al.: Effects of Cane Use and Position on Performance of the Sit-to-Stand Task in Stroke Patients. *Am J Phys Med Rehabil*, 97(7):476-481, 2018.
- 70) C Duclos, S Nadeau, J Lecours: Lateral trunk displacement and stability during sit-to-stand

transfer in relation to foot placement in patients with hemiparesis. *Neurorehabil Neural Repair*, 22:715-722, 2008.

- 71) Messier S, Bourbonnais D, Desrosiers J, et al.: Dynamic analysis of trunk flexion after stroke. *Arch Phys Med Rehabil*, 85(10):1619-24, 2004.
- 72) 塩本祥, 松村純, 森健太郎ら: 端座位における骨盤前後傾中の脊柱の運動分析. *理学療法科学*, 26(3):337-340, 2011.
- 73) N Scherbakov, A Sandek, W Doehner: Stroke-related sarcopenia: specific characteristics. *Journal of the American Medical Directors Association*, 16(4):272-276, 2015.
- 74) A Brière, S Nadeau, S Lauzière, et al.: Perception of weight-bearing and effort distribution during sit-to-stand in individuals post-stroke. *Percept Mot Skills*, 117:1208-1210, 2013.
- 75) Lomaglio MJ, Eng JJ: Muscle strength and weight-bearing symmetry relate to sit-to-stand performance in individuals with stroke. *Gait Posture*, 22(2):126-31, 2005.
- 76) Lindemann U, Claus H, Stuber M, et al.: Measuring power during the sit-to-stand transfer. *Eur J Appl Physiol*, 89(5):466-470, 2003.
- 77) Lord SR, Murray SM, Chapman K, et al.: Sit-to-stand performance depends on sensation, speed, balance, and psychological status in addition to strength in older people. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*, 57(8):539-543, 2002.
- 78) Ohsugi H, Murata S, Kubo A: Attentional function relates with the score of a 30-s chair stand test. *Jpn J Health Promot*, 16:1-6, 2014.
- 79) Mong Y, Teo TW, Ng SS: 5-repetition sit-to-stand test in subjects with chronic stroke: reliability and validity. *Arch Phys Med Rehabil*, 91(3):407-413, 2010.
- 80) S Nadeau, D Gravel, AB Arsenault, et al.: Plantarflexor weakness as a limiting factor of gait speed in stroke subjects and the compensating role of hip flexors. *Clinical biomechanics*, 14(2):

125-135, 1999.

- 81) FI Fitri, A Fithrie, AS Rambe : Association between working memory impairment and activities of daily living in post-stroke patients. *Med Glas (Zenica)*, 17(2):433-438, 2020.
- 82) Oguz S, Demirbuken I, Kavlak B, et al. : The relationship between objective balance, perceived sense of balance, and fear of falling in stroke patients. *Top Stroke Rehabil*, 24(7):527-532, 2017.
- 83) Cocks AJ, Jackson RC, Bishop DT, et al. : Anxiety, anticipation and contextual information: A test of attentional control theory. *Cogn Emot*, 30(6):1037-1048, 2016.
- 84) Ghorbanpour Z, Taghizadeh G, Hosseini SA, et al. : Overload of anxiety on postural control impairments in chronic stroke survivors: The role of external focus and cognitive task on the automaticity of postural control. *PLoS One*, 16(7):e0252131, 2021.

## Abstract

The effect of the difference in attentional focus to the motion

Rei Odagiri

Department of Physical Therapy, Division of Comprehensive Rehabilitation Sciences,  
Hirosaki University Graduate School of Health Sciences.

### 【Chapter 1】

[Purpose] The purpose of this study was to investigate the effect of the difference in attentional focus, including the external focus (EF) or internal focus (IF) during exercise on attention resources from the viewpoint of the brain activity.

[Participants and Methods] The study included 20 healthy adult participants randomly assigned to two groups: the EF and IF groups. The participants in each group received different verbal instructions before performing a tennis ball task, in which they threw a tennis ball on the floor at a target with their non-dominant hands as accurately as possible while sitting on a chair. During the task, oxygenated hemoglobin (oxy-Hb) in the right dorsolateral prefrontal cortex was continuously measured using a near-infrared spectroscopy device. The accuracy of the task and the change of oxy-Hb were statistically analyzed.

[Results] Although there were no statistically significant differences between the groups, both accuracy of the task and oxy-Hb in the EF group were found to be higher than those in the IF group.

[Conclusion] Our results showed that although the accuracy of motor control in the EF was superior to that in the IF, there is a possibility of increased attention resources in the EF compared to those in the IF.

### 【Chapter 2】

[Purpose] The purpose of this study was to investigate (1) "Stand up while bowing" is effective to promote sit-to-stand motion or not, and (2) does this coaching causes IF or not?

[Participants and Methods] Participants were 17 healthy adults and took two times 30-seconds chair stand test (CS-30) on different verbal instructions. The verbal instruction was "Please stand up as much as possible for 30 seconds" (Control condition) and "Please stand up with bowing as much as possible for 30 seconds." (Bowling condition), and the participants took two conditions in succession. In the CS-30, participants were attached to the 3-axis accelerometer and filmed sagittal STS motion with the video camera, and the number of the CS-30, difference in the Borg scale

before and after the CS-30, time parameters related to the CS-30, a trunk tilt angle, trunk tilt angular velocity, average and root mean square of acceleration in the frontal plane were measured. After the CS-30, the modified MSRS (Movement-specific Reinvestment Scale) was assessed for the participants.

[Results] There were statistically significant differences in the number of CS-30 and the time parameters related to the CS-30, the trunk tilt angle, the modified MSRS, and the “conscious motor processing” as subscale in the modified MSRS score between the two conditions.

[Conclusion] These results showed the possibility that "Stand up while bowing" is limited effective to promote STS motion because this coaching causes IF.

### **【Chapter 3】**

[Purpose] The purpose of this study was to investigate (1) "Stand up while bowing" is effective to promote STS motion or not, and (2) does this coaching causes IF or not?

[Participants and Methods] Participants were 18 stroke patients and took two times 30-seconds chair stand test (CS-30) on different verbal instructions. The verbal instruction was "Please stand up as much as possible for 30 seconds" (Control condition) and "Please stand up with bowing as much as possible for 30 seconds." (Bowling condition), and the participants took the two conditions in succession. In the CS-30, participants were attached to the 3-axis accelerometer and filmed sagittal STS motion with the video camera, and the same indices as the Chapter 2 were measured. After the CS-30, the modified MSRS was assessed for the participants.

[Results] There were statistically significant differences in the number of CS-30, the time parameters related to the CS-30, the trunk tilt angle, the acceleration changes to non-paretic side and the “Movement Self-Consciousness” as subscale in the modified MSRS between the two conditions.

[Conclusion] These results showed the possibility that "Stand up while bowing" enhances the stabilization strategy and causes Internal Focus.

### **【Chapter 4】**

[Purpose] The purpose of this study was to investigate the patients characteristic that "Stand up while bowing" is effective.

[Participants and Methods] Participants were 18 stroke patients (same as those in the Chapter 3), and were assessed for the (Br. stage) in the lower extremity, superficial and deep senses, 10m walking test, Berg balance scale (BBS), ankle dorsiflexion range of motion, the Mini Mental State Examination (MMSE), the Modified Ashworth Scale, and the Fugl-Meyer assessment scale in the lower extremity. Moreover, correlations between the above-mentioned assessment indices and the



number of CS-30, the trunk tilt angle, the trunk tilt angular velocity, total modified MSRS, and “motor self-awareness” and “conscious motor processing” as subscale in the modified MSRS were examined.

[Results] Br.stgace ( $r = 0.30$ ), BBS ( $r = 0.66$ ), and 10m walking test ( $r = -0.70$ ) were significantly correlated with the number of CS-30 in the control condition. BBS ( $r=0.50$ ) and 10m walking test ( $r=-0.68$ ) were significantly correlated with the number of the CS-30 in the bowing condition. The trunk tilt angular velocity of the bowing condition were the significantly correlated with the superficial ( $r = -0.59$ ) and deep ( $r = -0.68$ ) senses, 10m walking test ( $r = -0.48$ ). The trunk tilt angle in the control condition was significantly correlated with ankle dorsiflexion range of motion ( $r = -0.50$ ). Motor self-awareness in the control condition ( $r=0.51$ ) and the bowing condition ( $r=0.51$ ) were significantly correlated with MMSE. BBS was significantly correlated with conscious motor processing of the bowing condition ( $r = -0.38$ ).

[Conclusion] These results showed the possibility that those who low balance ability and high cognitive function patients may be more likely to become the IF. And, if the patients stand up quickly in the coaching "bow while standing up", stroke patients may need the abilities of hip flexion quickly and sensitive sensory function.