

博士学位論文

脊髄損傷を模した動作制限が
車いす操作と心理に及ぼす影響

平成 30 年 3 月

三上 ゆみ

岡山県立大学大学院

保健福祉学研究科

要旨

本論文では、健常者の車いす操作時に障害を疑似的に再現する動作制限の技法開発の可能性を探索することを目的に、健常者に運動機能障害を模した動作制限を施した場合の車いす操作及び心理に及ぼす影響について検討した。

第1章では、障害者を取り巻く移動環境のバリアフリー化の動きや福祉体験教育等の流れの中における本研究の位置づけを述べた。障害者の重要な移動手段に車いすがあり、その需要は増している。移動環境評価や福祉体験などで、健常者が車いすを操作する機会は増えているが、健常者が自由に車いすを操作した場合、運動制約がないため障害者の動作限界や心理的負荷を正確に再現できず、障害やバリアーに対して誤った認識・評価を持つ可能性が生じる。

この問題の解決法として、健常者に動作制限を施すことが考えられるが、これまでの健常者による車いす走行動作に関する報告には、車いす適用の原因になる下肢や体幹機能障害を主対象にした研究はみあたらない。健常者に動作制限を施すことの有用性は考えられるが、具体的な障害を想定して検討した研究はなされていない現状である。

そこで本研究は、健常者の車いす操作時に障害を疑似的に再現できる動作制限技法の開発に関する資料を得ることを目的に、動作制限を施した場合の身体的、心理的な反応を明らかにすることとした。走行環境は、身体及び心理的負荷データを得やすい勾配路走行とし、各々固有の特徴をもつ下り坂と上り坂の走行における影響について検討した。

第2章では、下り坂走行における影響について、生理、心理、行動面から検討した。健常成人19名を被験者とし、上肢はハンドリム把持機能は出来るが、下肢と体幹の運動機能は麻痺した状態のC8-

T1 レベル脊髄損傷を想定した。制限は、肩と腰をバックサポートに固定して体幹が前傾できない様にし、下肢はフットサポートを外し、足尖が床に着かないよう持ち上げる動作制限を施した。下り坂を、繰り返し停止しながら下る際のトルク、上肢・下肢・体幹の筋電図、足底圧、内観（制動効果に対する不安感）を計測した。勾配は緩勾配として 2.4 度 (1/24) と 3.8 度 (1/15)、急勾配として 4.8 度 (1/12) と 5.7 度 (1/10) で行った。

‘制限なし’の場合では、フットサポートを踏むことで生じる足底への反力を利用して体幹姿勢を固定し制動していた。‘制限あり’の場合では、制動時の肘の屈曲やハンドリム把持力を強めていた。下肢はフットサポートの踏みしめは出来ないが、各筋群の等尺性収縮が観察され、体幹は腹直筋の活動が高まった。これらは制動時に姿勢を固定しようとする活動であり、動作制限を代償する動作と解釈された。心理的には、停止できるかという不安や静止状態が維持できるかという不安が増加した。

以上より、下り坂走行では、動作制限により制限部位の筋活動の抑制がみられ、代償動作が生じるものの制動効果に対する不安感が増加することが分かった。

第 3 章では、上り坂走行における影響を検討した。制限の仕方は下りと同様である。勾配は緩勾配群 (2.4 度 (1/24)、3.4 度 (1/17)、3.8 度 (1/15)) と、急勾配群 (4.8 度 (1/12)、5.2 度 (1/11)、5.7 度 (1/10)) とし、健常成人 10 名を被験者として操作時の動作、トルク、筋電図を‘制限なし’と‘制限あり’で比較した。

‘制限なし’ではハンドリム駆動時に体幹を前傾させて体重を利用し、駆動時や前傾からの体幹の起こしにはフットサポートを踏みしめて下肢への反力を利用していった。急勾配では前傾により前輪の浮き上がりを抑えていた。‘制限あり’では、駆動は上肢のみで行われ、前輪浮き上がりも‘制限なし’に比べ多く生じた。駆動時間の延長、上腕の後方への引き動作の減少、下肢の外側広筋や腓腹筋の

活動、体幹筋活動の抑制が見られ、駆動の大変さや後転の怖さ等の心理的負荷が増加した。体幹固定により前傾は出来ないため、膝関節など下肢関節を固定してバランスをとる代償動作が見られた。

以上より、上り坂走行では、動作制限により体幹や下肢の筋の抑制が見られ、駆動の大変さや後転の不安が増す心理的影響があった。また膝関節を固定し体幹姿勢を固定する代償動作も生じることが明らかになった。

第4章では、本研究のまとめと今後の展望について述べた。今回、健全者に C8-T1 脊髄損傷を想定した動作制限を施して下り坂及び上り坂を車いす走行させたところ、体幹や下肢の筋活動の抑制効果が見られ、操作の大変さや不安感が増すことが明らかになった。また、下肢の等尺性収縮などにより、動作制限を代償する動作も生じることが分かった。

以上、動作制限をすることで筋活動抑制や心理状態への影響が生じたことから、今回の制限方法は障害の模擬技法開発の基礎資料になり得ると考えられた。今後は、実際の障害者との比較を行ない、障害者の動作特性との類似点や差異を調べることで障害模擬技法の開発をさらに進めることができると考えられた。

目次

第 1 章	序論	1
1 - 1	近年の高齢者および障害者の動向	
1 - 2	健常者の車いす乗車による移動環境評価等の意義と 問題点	
1 - 3	本研究の目的	
第 2 章	健常者の車いす下り坂走行動作に及ぼす身体動作制限の 影響	6
2 - 1	序論	6
2 - 2	実験方法	7
2 - 2 - 1	被験者	
2 - 2 - 2	身体動作の制限方法	
2 - 2 - 3	測定装置	
2 - 2 - 4	実験手順	
2 - 2 - 5	解析	
2 - 2 - 6	統計処理	
2 - 2 - 7	倫理的配慮と安全性の確保	
2 - 3	結果	14
2 - 3 - 1	動作制限のトルク及び筋活動パターンへの影響	
(1)	トルクパターン	
(2)	上肢筋活動パターン	
(3)	下肢筋活動パターン	
(4)	体幹筋活動パターン	
2 - 3 - 2	身体動作制限のない場合の足底圧	
2 - 3 - 3	動作制限の筋活動量への影響	
(1)	上肢筋活動量	
(2)	下肢筋活動量	

(3) 体幹筋活動量	
2-3-4 動作制限の制動時間への影響	
2-3-5 身体動作制限の内観への影響	
(1) 制動効果についての不安感	
(2) 腕及び足への力の入れ方	
2-4 考察	26
2-4-1 上肢について	
2-4-2 下肢について	
2-4-3 体幹について	
2-4-4 心理面に及ぼす効果	
2-5 本章のまとめ	29
第3章 健常者の車いす上り坂走行動作に及ぼす身体動作制限の影響	30
3-1 序論	30
3-2 実験方法	31
3-2-1 被験者	
3-2-2 身体動作の制限方法	
3-2-3 測定装置	
3-2-4 実験手順	
3-2-5 解析	
3-2-6 統計処理	
3-2-7 倫理的配慮と安全性の確保	
3-3 結果	35
3-3-1 動作制限のトルク及び筋活動パターンへの影響	
(1) トルクパターン	
(2) 上肢筋活動パターン	
(3) 下肢筋活動パターン	
(4) 体幹筋活動パターン	
3-3-2 駆動及び惰行期間への影響	

3-3-3	動作制限の筋活動量への影響	
(1)	上肢筋活動量	
(2)	下肢筋活動量	
(3)	体幹筋活動量	
3-3-4	身体動作制限の内観への影響	
(1)	身体への力の入れ方	
(2)	操作時の負担と不安感	
3-4	考察	46
3-4-1	上肢について	
3-4-2	下肢について	
3-4-3	体幹について	
3-4-4	心理面に及ぼす効果	
3-5	本章のまとめ	48
第4章	結論	49
4-1	研究のまとめ	
4-2	今後の展望	
	参考文献	53
	謝辞	57
	付記	58

第 1 章 序 論

1 - 1 近年の高齢者および障害者の動向

現在，我が国では高齢化が進み，平成 29 年度版「高齢社会白書」によれば，我が国の総人口は平成 28 年 10 月 1 日現在で 1 億 2,693 万人であるが，その内 65 歳以上の高齢者人口は 3,459 万人で，高齢化率は 27% 以上にまで上っている．また，障害者数に関しては，平成 29 年版「障害者白書」¹⁾によれば，身体障害者手帳保持者が 368 万人であり，この内，車いす利用者は，平成 18 年身体障害児・者実態調査結果での割合を適用すると約 29 万人にのぼると推定される²⁾．手帳保持者の内，65 歳以上の人 が 7 割以上を占めることから，人口の高齢化と相まって車いすの利用ニーズはますます高まると予想される．

近年，我が国では障害者，高齢者が移動困難を理由に社会参加の機会が減少する問題を解消し，より積極的な参加を促進するために，ハートビル法（平成 6 年），交通バリアフリー法（平成 12 年）が施行された．また平成 18 年には両者を統合したバリアフリー新法が施行され，ユニバーサルデザインの浸透も相まって障害者の移動環境の改善も含めてまちづくりが推進されている³⁾．こうした交通機関の利用や屋内外の歩行等の移動の容易化は，障害者や高齢者の社会参加のみならず，障害者の就労促進にもつながると考えられる．即ち，身体障害者雇用は平成 28 年度で 32.8 万人であり，平成 22 年度から毎年約 0.9 万人の増加を示しており，今後も雇用者数が増加すると予測されるからである⁴⁾．また，社会の障害に対する理解の深まりもあり，今後も環境整備は進展すると期待される．

高齢者の増加や障害者の社会参加に伴い，移動関連機器の研究開発や環境整備が活発に行われている．移動支援用具の中でも車いすは，歩行困難な障害者や高齢者に広く使用されている代表的な機器の一つである．そのため，車いすの機能面の開発や，利用環境面の整備については積極的な取り組みがなされている．特に，道路や施設

内の環境整備は、車いすの利用を前提に設計される場合が多く、車いすの円滑な走行のための環境整備に関する基準は、国や自治体によって示されてきている^{5, 6)}。しかし、それらはスペースが十分ある場所など、典型的な例を示すものである場合が多く、実際の場所には固有の問題があるため、制約の多い実環境にはそのままの形で基準を適用出来ないのが実情である。そのため、現実的には設計や施工後の段階において、車いす利用当事者による評価や意見を参考にして、PDCA サイクルに沿った検討を実施し、環境改善に向けて作業を進めていく必要がある^{7, 8)}。

1-2 健常者の車いす乗車による移動環境評価等の意義と問題点

障害のある当事者による評価は最も有効な方法ではあるものの、障害の程度や種類が多様であることや、当事者の時間的都合、体調の問題などの制約から、現場におけるすべての評価プロセスについて当事者の参加を得ることは必ずしも容易ではない。そのため、健常者が車いすに乗車して確認する場合もある。しかし、その場合、健常者が何の制約もなしに走行して駆動や制動といった車いす操作を行うと、障害による運動機能の制約がないために、障害者には出来ないことができてしまうこともある。その結果、実際の利用者の動作限界や動作限界に由来する心理的負荷を正確に再現することができず、信頼できるデータが得られない場合が生じるという問題が懸念される^{9, 10, 11)}。

これと同様の問題が、福祉の社会的啓発の手段として学校や自治体などで取り入れられている「車いす乗車体験」についても起きることが考えられる。即ち、障害者には出来ないことが健常者にはできてしまう結果、障害者にはバリアーであっても、それをバリアーとして認識できず、その結果、障害に対する誤った感想を持ってしまう可能性がある。

このような問題を解決する方策として、健常者に動作制限を行い、

障害者の動作に近づける模擬技法の工夫が考えられる^{12,13)}。この考えを支持する先行研究として、例えば朝原ら¹⁴⁾は、健常者による車いす操作時に体幹を前傾しないように指示すると、上り勾配での走行速度の低下が起こることを報告している。また中村ら¹⁵⁾は健常者の車いすによる上り勾配走行で、後方への逆走や後転を防ごうとして体幹を積極的に前傾させ、重心を前方に移動させる動作が見られると報告している。これらの報告から、例えば体幹を前傾させられない重度の脊髄損傷者の車いす利用を模擬的に表現するには、体幹前傾を妨げる方法が一定の有効性を持つであろうことを示唆している。

以上のことから、車いすに乗る健常者に対して一定の動作制限を行うことで、より実際の障害に近似した状態を作り得る可能性が考えられる。しかし、これまでの健常者による車いす走行動作に関する報告は、上肢の負担や筋活動に関するものが主であり^{16, 17, 18)}、具体的な障害を想定した身体動作制限条件についての検討はこれまで行われてこなかった。麻痺を想定した条件設定に関する報告においても片麻痺の表現として片手片足駆動と両手駆動の比較を行ったもの^{16, 17)}や、また対麻痺の影響を調べたものであった。これらは、対麻痺を表現する制限方法として口頭での指示によるもので、実際に制限は課しておらず、負担感や両手駆動の操作条件を検討に留まるものであった^{19, 20)}。このように、車いす適用の原因になる下肢や体幹の活動を実際に制限し、下肢や体幹といった全身に注目したものはみあたらず、また、制限を課した時の心理的な反応についても触れられてはこなかった。

1 - 3 本研究の目的

障害模擬技術の開発には、中村¹⁵⁾らが述べているように、以下の三つの過程が必要と考えられる。

- (1) 健常者の車いす操作時に制限のない場合と制限の有る場合を比較し、制限による影響を明らかにする、

- (2) 障害者の車いす操作時の状態を明らかにする,
- (3) 両者のデータの対比により, 健常であることで可能な動作の制限や, 障害者に特有に見られる状況の模倣などでより正確な模擬方法を作り出す,

そこで本研究は, 健常者の車いす操作時に障害を模擬的に再現できるような動作制限の技法開発を試みることを目的に, 健常者に一定の動作制限を加えた場合に, それが車いす走行時の動作や心理に及ぼす影響を明らかにすることとした。

車いすの適用になる障害には様々なものがある。その内, 肢体不自由は主要なものであるが, その原因は交通事故等の事故によるものが 16%を占め²⁾, 障害の原因は, 脊髄損傷や下肢損傷である。このような場合の移動手段としては, 上肢によるハンドリム駆動が可能であれば自走用車いす, それが難しい場合は電動車いすが利用される²¹⁾。今回, 対象例としたのは運動機能障害の出方が損傷レベルで解剖学的に明確になっている脊髄損傷の場合である。脊髄損傷は脊椎の様々なレベルで起き得るが, 今回は頸髄下位 C8-T1 レベルにおける損傷とした。これは, 自走用車いすで単独外出するには, 体幹や下肢の麻痺はあっても, 最低限ハンドリムを把持し駆動力や制動力を出せる上肢運動機能が必要であり, 頸髄下位損傷 C8-T1 レベルがこの限界レベルであるためである。環境評価を行う場合, 利用者の障害の程度が様々であるので, どのレベルにも対応できるよう最も重度の障害者に照準を合わせることが妥当と考えられる。C8-T1 レベル頸髄下位損傷では, 上肢に一定の知覚麻痺等があるものの握力に問題はなく, 下肢と体幹が全麻痺である。

運動制限を施した場合でも, 走行時に負荷がかからないと制限の効果は出にくい。走行時に負荷のかかる場面としては, 段差乗り越え, 勾配路走行があり, 後者には進行方向に平行な縦断勾配と垂直な横断勾配がある。どれも, 日常的に遭遇する環境であるが, 今回は身体的・心理的負荷のデータを取得しやすい縦断勾配での走行を課すこととした。縦断走行には上り勾配と下り勾配があり, それぞ

れ特有の負担がかかるため、両勾配について検討することとした。

研究仮説は、動作制限により動きが制限されることから該当部位の筋活動は減少し、また制限により車いす操作がしにくくなるため、動作の減少や心理的負荷が増大するとして、これらを検証し、C8-T1レベル頸髄下位損傷から想定される理論的な障害との差異を検討することを課題とした。

第 2 章

健常者の車いす下り坂走行動作に及ぼす身体動作制限の影響

2-1 序 論

勾配の傾斜は，新バリアフリー法では 1/12 以下（ただし高さが 16cm 以下の段差解消については 1/8 まで可）と定められているものの，障害状況によっては 1/12 でも登るのが困難という場合もある^{22, 23, 24)}．駆動の必要がない下りの場合でも，急勾配の場合では別の困難さが考えられる．一つは，制動力を制限下でどのように発揮させるかという問題である．もう一つは心理的問題である．車いすに乗って急斜面を見下ろした時の傾斜感とは下から見上げる場合に比べてより急に感じられ，竹澤ら²⁵⁾は主観的傾斜角度は実角度よりも 2~3 倍大きく知覚されると報告している．これと相まって勾配が大きくなれば，下る際は制動効果が意図したように発揮できるかといった恐怖や不安が大きくなり，運動制限によりその不安感がさらに増すことが考えられる．

そのため勾配が大きくなると走行スピード制御のため，両手や，前傾姿勢における体幹バランスの保持といった身体的負担や，前方への転倒の不安が強くなる事が予測される．下り坂走行では，健常者の場合は安全のためハンドリムに手掌を強く押し付けて，また下肢が使えればフットサポートに足を押し付け体幹を後傾させるが，体幹筋や下肢筋を十分使えない場合では異なる動作になることが予測される．

このような予測に基づき，本章では，身体動作制限が，下り坂走行時における車いす動作と心理に及ぼす影響を明らかにすることを目的に，身体動作制限を行うことで，制限部位関連筋の活動が抑制され，また心理的影響も出ると仮定し，これについて検証することを研究課題とした．

2-2 実験方法

2-2-1 被験者

被験者表を表1に示した。19人の健常成人（平均年 26.7±14.1 歳，身長：平均 164.5±11.7cm，最大 183cm，最小 143cm，中央値 167cm，体重：平均 58.8±9.1kg，最大 79kg，最小 38kg，中央値 58kg）を被験者とした。内訳は男性 10 人（平均年齢 30.6±16.2 歳，身長：最大 183cm，最小 167cm，中央値 172.5cm，体重：最大 79kg，最小 54kg，中央値 61.5kg），女性 9 人（平均年 22.4±10.4 歳，身長：最大 160cm，最小 143cm，中央値 155cm，体重：最大 58kg，最小 38kg，中央値 56kg）である。この内，内観測定は全員から，トルク，筋電図，足底圧は 13 人（男性 8，女性 5）から記録した。

ハンドリムやフットサポートと身体との位置関係をどの被験者でも同じ条件にするために，膝関節角度が 90 度，足関節角度が 80 度となるよう座面の高さをクッションの枚数で調整した。また被験者

表 1 被験者表

Subject	性別	年齢	身長	体重
A	男	24	183	79
B	男	20	182	60
C	男	23	181	55
D	男	20	175	70
E	男	34	175	69
F	男	60	170	60
G	男	64	170	60
H	男	20	169	54
I	男	21	167	63
J	男	20	167	72
K	女	20	160	51
L	女	19	159	58
M	女	20	157	56
N	女	19	157	57
O	女	46	155	56
P	女	20	153	51
Q	女	20	153	51
R	女	18	149	58
S	女	20	143	38
平均		26.7	164.5	58.8
SD		14.1	11.7	9.1

の技能条件として、走行路に置いた高さ 2cm、奥行き 30cm の段を、前輪上げで乗り越えができること、及び前輪上げ状態で 30 秒間の静止と 2m 以上の前方への走行ができる技能を有することとした。測定は、実験と同条件下での走行練習後に行った。

2-2-2 身体動作の制限方法

今回、身体動作に制限を課すことについて、車いす操作時に体幹が前傾や後傾することが出来ず、またフットサポートを踏みしめる動作が出来ない条件にすることとした。これは、健常者では車いす駆動時には体幹前傾やフットサポート踏みしめを行うが¹⁵⁾、下肢筋と体幹筋の麻痺がある場合は、それらの動作は不可能であるためである。そのような障害に下位頸髄損傷があげられる。C8-T1 レベルの損傷では、上肢は外側面(尺側面)の一部に知覚麻痺を有するが、手指の内外転とつまみ動作及び手指屈曲は可能で、ハンドリムを把持する実用的握力は残存する。しかし、体幹や下肢は麻痺状態にある^{26, 27)}。健常者に動作制限を加えても筋活動自体が発生しなくなるわけではないので、筋活動が発生してもそれが車いす操作に直接影響しないように次の方式を用いた(図 1)。

① フットサポートの踏みしめが出来ないようにするために、フットサポートを取り外した。またレッグサポートの角度を通常よりもさらに 20 度引き上げ、足尖が路面に接触しないようにした。この変更では、下腿部が持ち上がり、膝関節角度が大きくなること以外には、大腿部や体幹の姿勢には影響しない。

② 体幹をバックサポートに固定し、前傾出来ないようにした。これはさらし布で両肩を襷掛けして車いすのバックサポートのフレームに固定し、また腹部を伸縮性のないベルト(ソフトバックル、TOYO 社)でバックサポートフレーム下部に固定することで実施した。この処置で、肩関節は外旋(胸を張った状態)してフレームに固定されるため、上肢の肩回りの動きは制限を受け、また体幹の前傾も出来なくなる。そのため、ハンドリムの把持範囲は制限がない場合の約 105 度より約 60 度狭くなった。これらの制限を身体動作制限と称

した。

2-2-3 測定装置

トルク計測用車いす：先行研究¹⁵⁾で使用した計測用車いすを使用した。車いすは軽量手動車いす（NOVA II, Nick, 後輪 24 インチ・前輪 4 インチ, バックサポート高さ 39cm）を用いた。後輪車軸にかかるトルクは, 車軸とハンドリムの間に取り付けたストレインゲージ（KFG-5-120C1-11LM2R, 共和電業）で計測した。測定データはサンプリング周波数 50Hz で PC に取り込んだ（A/D 変換器；AD-12-8, CONTEC）。車いす質量は計測機器搭載で 20kg であった。これに, 下腿挙上用の板製装具（2kg）を取り付けた。



図 1 動作制限の方法

体幹をバックサポートに固定するため, 腹部は伸縮性のないベルトで, 肩回りはさらし帯でバックサポートのフレームに固定し, またフットサポートを踏まないようにするため, 下腿は通常のレッグサポートより 20 度挙上するよう板製の補助具を取り付けて, その上に足を置くようにした。

走行路：幅 90cm×長さ 360cm の合板製走行路を作製した．走行路側部両端には高さ 3cm の立ち上がりを設け，車いすがスロープ側面から脱輪しないように安全策を施した．この走行路に角度をつけて勾配路とし，勾配角度は 2.4 度(1/24), 3.4 度(1/17), 4.8 度(1/12), 5.7 度(1/10) の 4 種類を用意した(図 2)．解析では 3.4 度以下を緩勾配，4.8 度以上を急勾配と定めた．

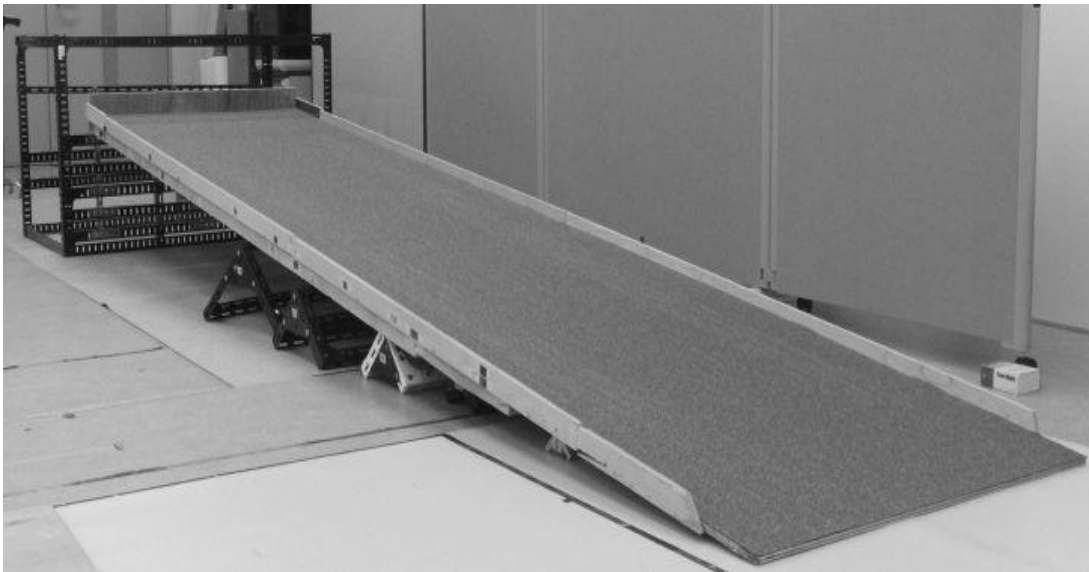


図 2 下り坂走行路

長さ 360cm×幅 90cm 合板製．勾配は 2.4° , 3.4° , 4.8° , 5.7° で，2.4° と 3.4° を緩勾配，4.8° , 5.7° を急勾配とした．

筋電図：Ag-AgCl 皿電極（バイオロード，積水化成品工業）及び生体増幅器（BIOTOP-6R12, NEC 三栄）にて筋電図を導出し，PC に取り込んだ．導出ゲインは 60dB，フィルターは 5～500Hz のバンドパスとし，サンプリングは 1kHz とした．筋電図は，上肢筋からはハンドリムを掴む母指球筋，手首を尺屈する尺側手根屈筋，前腕回外・回内の腕橈骨筋，前腕屈曲の上腕二頭筋，肩関節伸展及び外転の三角筋中部から記録した．下肢筋は股関節伸展の大殿筋，股関節屈曲及び膝関節伸展の大腿直筋，股関節伸展及び膝関節屈曲筋の大腿二

頭筋,足関節背屈や底屈に関連する腓腹筋,前脛骨筋から記録した. 体幹筋は前傾の腹直筋と後傾の脊柱起立筋から記録した. 電極の貼付部位で車いすに接触する可能性のある部位は,母指球筋,母指球,大殿筋,脊柱起立筋であるが,大腿二頭筋以外は接触しない部位に貼付した. 大腿二頭筋は電極をテープで覆い,座面とのずれによるアーティファクトが生じないようにした. なお,実験に際しては,接触による圧迫などで生じるアーティファクトは,1%MVC以下であることを確認している. リード線は,車いすや動作に支障のないように束ねて車いすに留めた.

足底荷重計:身体動作制限がない場合において,車いす操作時に足底にかかる圧変化を記録するために,荷重計を用いた(AMS-21-D4, YOKOHAMA SYSTEM CO.).制限がある場合は踏みしめが出来ないため,足底には荷重はかからない.

2-2-4 実験手順

被験者は実験者の‘スタート’の合図でハンドリムから手を離してスロープ下り走行を開始した.途中の実験者の‘はい’の掛け声でハンドリムの回転を止める制動動作を行い,車いすを完全に停止させた.停止後は自発的に手を離して再び走行した.これを繰り返しながらスロープを下った.最後は‘ストップ’の合図で終了とした.‘はい’の合図のタイミングは,ハンドリムを5等分(72度)した位置に目印をつけ,1目盛り分を走行(約40cmの走行)した時とした.1制動サイクル中で最大の速さは,緩勾配で0.44m/秒(1.6km/時),急勾配で0.63m/秒(2.3km/時)程度であった.ここで,被験者には,身体動作制限の有無によらず,走行に際して上・下肢や体幹を意図的にリラックスさせる,或いは緊張させるなどの指示は出さず,被験者の自由な動作に任せた.試行は4勾配各4試行の計16回行い,試行の勾配角度はランダムな順序とした.実験は同一被験者で‘制限なし’と‘制限あり’の両方を行なった.内観は各試行の下り終えた直後に聴取した.走行時は補助者を車いす後ろとスロープ側面に配し,被験者の安全を確保した.

2-2-5 解析

トルク：制動をかけ始めてから次に制動をかけ始めるまでを1制動サイクルと定義し，1制動サイクルを，ハンドリム把持により制動が掛かっている時期（制動期）とハンドリムから手を離して制動が掛かっていない時期（非制動期）に分けた．解析は最初と終盤の制動サイクルを除き，類似のトルクパターンを示す3サイクルを対象に行った．

筋電図：筋電図を整流し，20m秒毎に平均した積分筋電図を求めた．これを基に制動期と非制動期の時間平均量を筋活動量とした．ここで，筋電の絶対量は体格に依存するため，活動量は最大随意筋収縮（maximum voluntary contraction, MVC）時の筋活動量の何割に相当するかを換算する%MVCで表し，体格の影響を除いた²⁸⁾．MVCは，屈曲筋については実験者が伸展方向に力を加えている条件下で最大限の力で屈曲動作を，また伸展筋については屈曲方向に力を加えている条件下で伸展動作を3秒間3セット行なわせ，それらの内の最大値として求めた．

足底荷重：制動期間中における最大値を求めた．

内観：走行に勢いがついている場合では，制動かけ始めや，途中において制動をかけても停止しないのではないかという制動効果に対する不安が生じると考えられる．また停止した後も，再び滑り出さないかという静止の維持に不安が生じる可能性もある．そこで，動作制限がこれらの不安感にどのような影響を及ぼすか調べた．制動初め，制動中，停止後の各期間において「制動をかけても止まらないという不安」を，ない（1点），ややある（2点），わりあいある（3点），かなりある（4点）で評価させた．また，制動時の力の入れ具合を，入れない（1点），やや入れた（2点），わりあい入れた（3点），かなり入れた（4点）で評価させた．

動作観察：下り勾配を走行する様子をビデオカメラにて撮影し，動作観察に供した．

2-2-6 統計処理

勾配角度は4種で行ったが、緩勾配と急勾配での違いを見出しやすくするため、2.4度と3.4度での値の平均を緩勾配での値とし、4.8度と5.7度での値の平均を急勾配での値とした。1標本t検定にて緩勾配や急勾配での‘制限なし’と‘制限あり’間の比較を行った。有意水準は5%とし、10%以下は傾向有りとした。内観得点については効果量も求めた。

2-2-7 倫理的配慮と安全性の確保

被験者にはヘルシンキ宣言に基づいて実験の趣旨、方法（具体的動作、アンケート内容、実験に要する時間）を十分に説明し、更に個人情報厳守される旨を伝えた。また、実験に際して走行時に補助者を後ろと側面に配置して被験者の安全確保を図ることを文章と口頭で説明し、同意書への署名をもって参加の同意を得た。本実験は新見公立大学倫理委員会の承認を得た（承認番号47）。

2-3 結果

2-3-1 動作制限のトルク及び筋活動パターンへの影響

急勾配（5.7度）の下り坂走行時の1制動サイクルの平均的活動パターン例を図3に示した。図中の(A)は‘制限なし’ (B)は‘制限あり’の結果である。‘制限なし’と‘制限あり’のパターンを比較した。

(1) トルクパターン

トルクパターンを1段目に示した。‘制限なし’の場合、制動動作は1)ハンドリムの把持と同時に肘関節屈曲及び肩関節伸展によって制動をかける、2)車いすが停止するまでその状態を保つ、3)停止後にハンドリムを徐々に放す、の3動作からなっていた。トルク（下向き表示は制動を表す）はそれらに対応して、1)制動開始からピークまでの制動開始期、2)ピーク維持の制動保持期、3)ピークからトルクが零になるまでの制動解放期の3つの期間からなっていた。‘制限あり’の場合も‘制限なし’と類似したパターンであったが、開放期の変化が‘制限なし’より緩やかであり、ハンドリムを徐々に開放すると予想された。

(2) 上肢筋活動パターン

上肢筋活動パターンを2～6段目に示した。

‘制限なし’ (A)での母指球筋や尺側手根屈筋は、制動が開始する0.15秒程度前から活動を開始し、これはハンドリム把持動作と解釈された。ハンドリムの回転と逆方向に力を掛ける腕橈骨筋と上腕二頭筋の活動が、トルク変動と同様な経過で起きていた。三角筋中部は制動解放期の終わりから非制動期の初めにかけて活発な活動を示し、この時期に上腕外転動作が行われることが示された。

‘制限あり’ (B)の場合は、概ね‘制限なし’の場合と類似するが、制動開始期の母指球筋の活動が特に大きく、ハンドリム把持をより強くしている可能性が考えられた。三角筋中部は、制動解放期の途中で活発になったが、観察結果から、ハンドリムを放す際に肩を挙

(A)

(B)

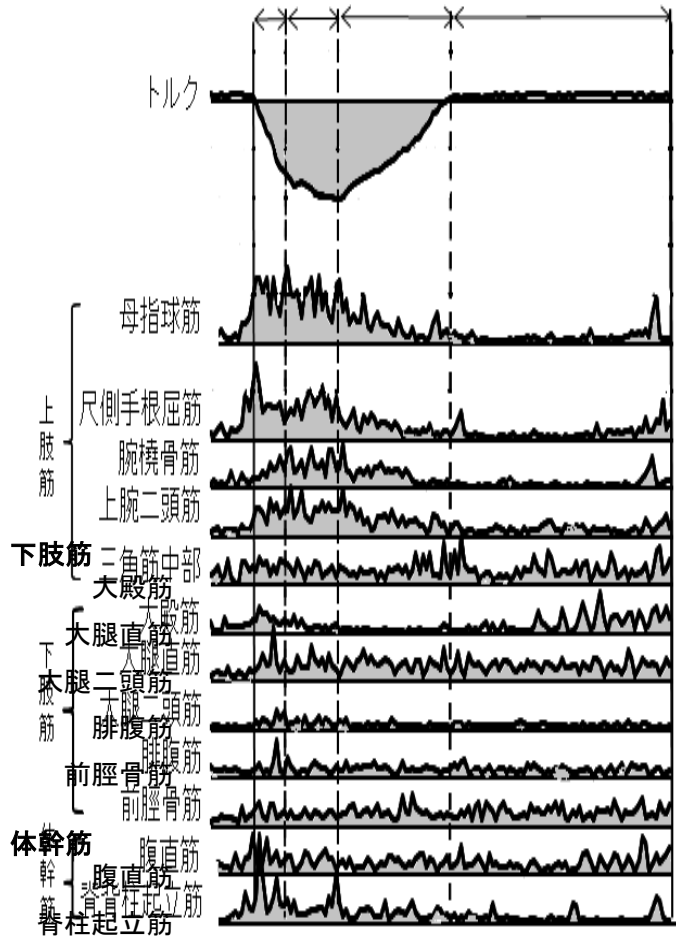
制動 制動 制動
開始期 保持期 解放期

非制動期

制動 制動
開始期 保持期

制動
解放期

非制動期



1sec

E

C

上して上腕を外転させるタイミングが‘制限あり’よりも早くなっていることを反映しているとみなされた。

(3) 下肢筋活動パターン

下肢筋パターンを7～11段目に示した。

‘制限なし’の場合，大殿筋は制動開始時に活動し，非制動期の後半に再び活動した（(A)7段目）。大殿筋は股関節の伸展に作用し，座った状態からの立ち上がりの様に屈曲位にある状態から伸展する際に特に作用することから²⁷⁾，制動時の後傾や非制動期の姿勢保持動作に関係すると考えられた。大腿直筋，大腿二頭筋，腓腹筋は制動期を中心に活動していたことから（(A)8～10段目），大殿筋と協働して後傾動作に作用し，足底の母指球部位でフットサポートを踏むことで前傾した体幹を支えることに寄与している可能性が窺えた。前脛骨筋は制動期，非制動期を通して活動がみられ（(A)11段目），フットサポート踏みしめや姿勢保持時に等尺性収縮が起きていることが示唆された。

‘制限あり’でも‘制限なし’と類似の活動パターンがみられた（(B)7～11段目）。特に大腿二頭筋は制動開始期に活発に活動した（(A)9段目）。このように，制動期に下肢筋に活発な活動を認め，‘制限なし’と同様な筋活動が起きていることが分かった。フットサポートの踏みしめが出来ない状態であることから，等尺性筋収縮が起きていると考えられた。本来，麻痺状態では筋活動はみられないため，この現象は本制限法の課題点であると考えられた。

(4) 体幹筋活動パターン

‘制限なし’の体幹筋活動を(A)12～13段目に示した。腹直筋は母指球筋や尺側手根屈筋と同じくトルク増加の約0.15秒前から活動を開始し，制動中活動を続け，更に非制動期後半にも活動した（(A)12段目）。脊柱起立筋も腹直筋と同時に活動を開始し，活動は制動開始時に最も活発であった（(A)13段目）。このことから，制動開始前から腹直筋と脊柱起立筋を緊張させて，制動時の姿勢の固定に備えていると考えられた。同様に，非制動期でも腹直筋や脊柱起

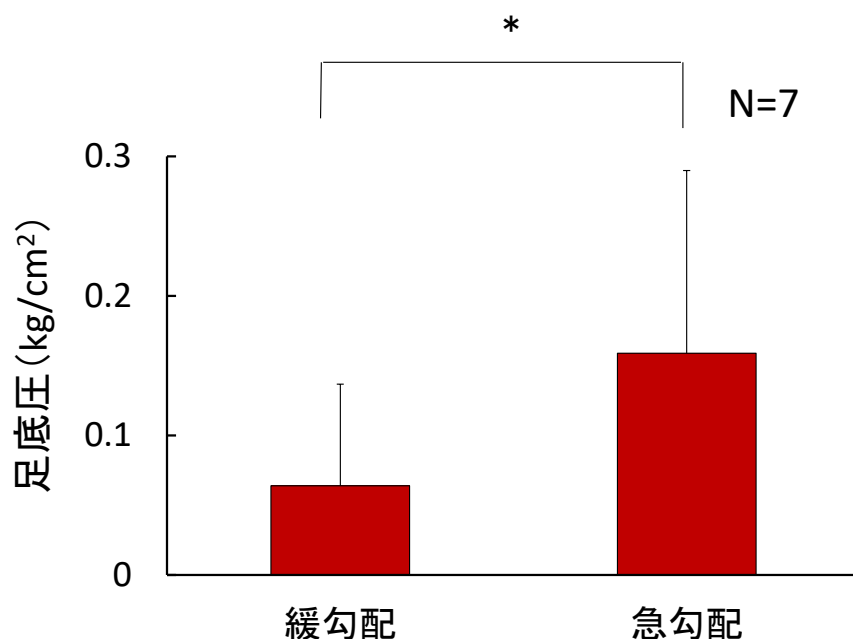
立筋に活動がみられ，これらの体幹筋は常に姿勢維持に働いていることが示された。

‘制限あり’の場合でも，活動度は低いパターンは類似していた（(B)13段目）。バックサポートに固定して体幹を動かさないようにしても，制動動作に合わせて体幹を利用しようとしていると予測された。

2-3-2 身体動作制限のない場合の足底圧

制動時に前傾する体幹を，フットサポートを踏むことで支えていることを確かめるため，‘制限なし’の場合の制動期におけるフットサポートにかかる足底圧の変化をみた（図4）。

緩勾配では 0.06kg/cm^2 であったが，急勾配では 0.16kg/cm^2 で，勾配が増すと有意に増加した（ $t(6) = 2.66$, $p < 0.05$ ）。勾配が増すと増加することは，フットサポートに乗せている足に掛かる荷重



*: $p < 0.05$, **: $p < 0.01$, †: < 0.1

図4 緩勾配と急勾配における足底圧の比較

足底圧は緩勾配よりも急勾配の時の方が大きい。これは，足で体幹前傾を支えていることを示している。

が増すことを示しているため、制動時に慣性で前のめりになる体幹を足で支えていることが示された。

2-3-3 動作制限の筋活動量への影響

(1) 上肢筋活動量

母指球筋の活動（図 2(B) 2 段目）にみられるように、身体を制限することによってハンドリム把持の初期に、より活動量が増加するなど、上肢筋の活動パターンに制限の影響がみられた。そこで本項では制限が上肢筋活動量に及ぼす影響を調べることにした。ハンドリム把持、肘屈曲、肩関節外転動作における筋活動量に及ぼす影響を調べるため、これらの筋活動を制動期と非制動期に分け、平均筋活動量(%MVC)を‘制限なし’と‘制限あり’で比較した（図 5）。

制動動作では、上腕二頭筋を主動筋として肘関節を屈曲させつつ上腕を後方に引き、ハンドリムの前方回転に対抗する逆向きのトルクを発生させる。上腕二頭筋の活動量は、緩勾配の制動期では、‘制限なし’が $13.0 \pm 9.7\%$ 、‘制限あり’が $14.5 \pm 10\%$ で、制限がある場合の方が有意に大きかった ($t(12) = 2.4, p < 0.03$)。一方、急勾配では有意な差はみられなかった ($t(12) = 0.21, n.s.$)。腕橈骨筋は肘屈曲の補助筋として働くが、緩勾配で‘制限なし’より‘制限あり’の方が大きかった ($t(12) = 3.6, p < 0.01$)。上腕二頭筋と腕橈骨筋の活動量が共に増加したことから、緩勾配の制動時には制限によって肘屈曲動作が大きくなることが考えられた。上腕を外に開く三角筋中部については、非制動期の急勾配では‘制限なし’よりも‘制限あり’の方が小さかった ($t(12) = 3.22, p < 0.01$)。今回、体幹は、腹部をベルトで固定し、また肩をさらし布で襷掛けにしてバックサポートに固定したため、上腕は少し外に開く体勢になった。非制動期では次の制動動作に備えるために上腕を外に開くが、固定により既に開いているため、その分、外転動作は少なく済んだためと考えられた。急勾配では‘制限あり’と‘制限なし’での差はみられず、制限の有無にかかわらず上肢に力が必要であることが示された。

以上の結果から、身体動作制限によってハンドリムの引き動作は既に緩勾配から強まることが分かった。

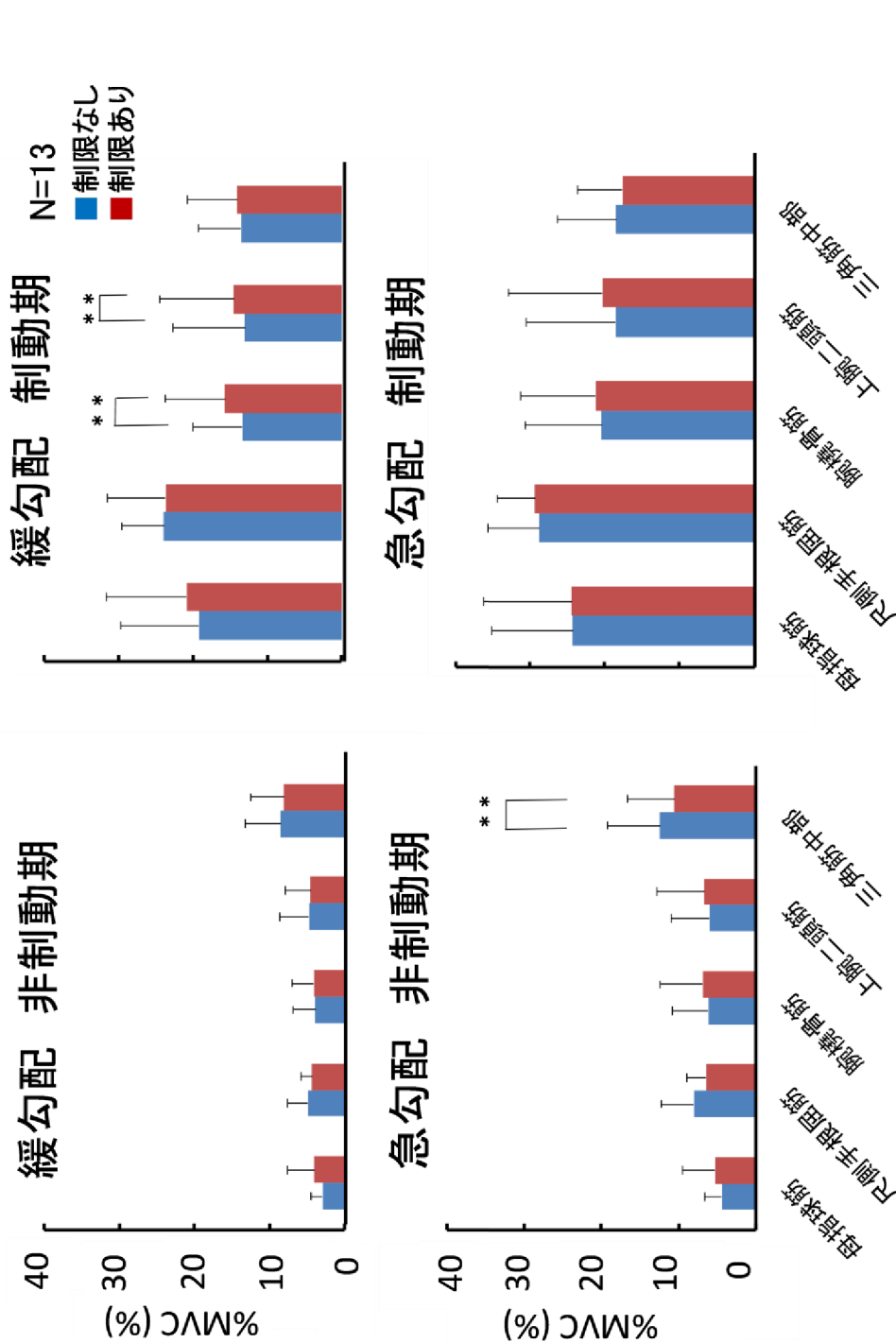


図 5. 制動動作における上肢筋活動量に及ぼす動作制限の影響

上段：緩勾配における比較，下段：急勾配における比較．左：非制動期，右：制動期．

(2) 下肢筋活動量

下肢筋活動量に及ぼす運動制限の影響を調べるため、殿部、大腿部、下腿部について‘制限なし’と‘制限あり’で比較した(図 6).

大殿筋は、制動期では緩勾配 ($t(12) = 3.02, p < 0.05$) と急勾配 ($t(12) = 2.64, p < 0.05$) において‘制限あり’の方が小さかった.

大腿直筋は、制動期では緩勾配 ($t(12) = 2.53, p < 0.05$), 急勾配 ($t(12) = 2.96, p < 0.05$) の両勾配ともに‘制限あり’の方が小さかった. また、非制動期でも急勾配で‘制限あり’の方が小さい傾向 ($t(12) = 2.14, p < 0.1$) であり、大殿筋の結果と類似した. 制限により筋活動が減少しており、制限の筋活動抑制についての効果性が示された. ただし、活動量の減少はみられたものの、零にはならなかった. これは、体幹が固定された状態であっても、制動時に姿勢の固定を行おうとする動作を反映したものとみなされた.

下腿も制限によりフットサポートの踏みしめが出来ない状態であるため、筋活動は生じない可能性を仮定した. 前脛骨筋は‘制限あり’での活動量が‘制限なし’より小さかった. 腓腹筋については、‘制限なし’と‘制限あり’の場合で差はみられなかった.

以上、フットサポートの踏みしめが出来ない条件にすることで、活動量は抑制された. しかし、零までにはならないことから、制限下でも等尺性収縮が生じていると考えられた.

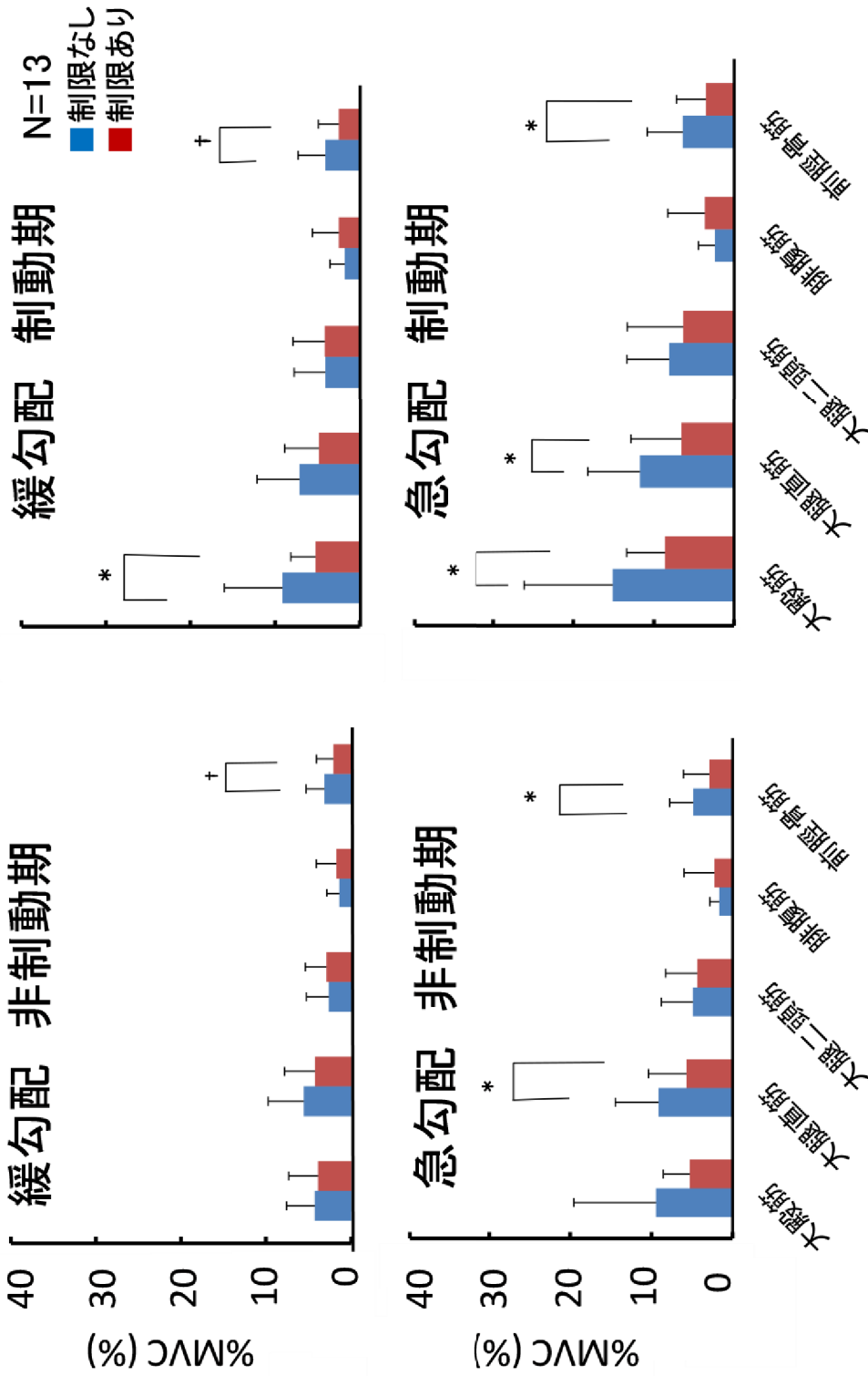
(3) 体幹筋活動量

制限が体幹筋活動量に及ぼす影響を調べるため、腹直筋と脊柱起立筋について‘制限なし’と‘制限あり’で比較した(図 7).

腹直筋は制動期においては、急勾配の‘制限なし’で $13.1 \pm 11.6\%$ 、‘制限あり’で $15.7 \pm 14.0\%$ であり、制限により活動が活発になる傾向がみられた ($t(12) = 1.86, p < 0.1$). 非制動期では両勾配とも差はみられなかった.

一方、脊柱起立筋は制動期で急勾配‘制限なし’ $17.8 \pm 14.3\%$ が、‘制限あり’で $10.1 \pm 8.6\%$ と有意に減少した ($t(12) = 2.56, p < 0.05$). 非制動期でも同様の結果がみられた. 体幹固定により前傾が出来な

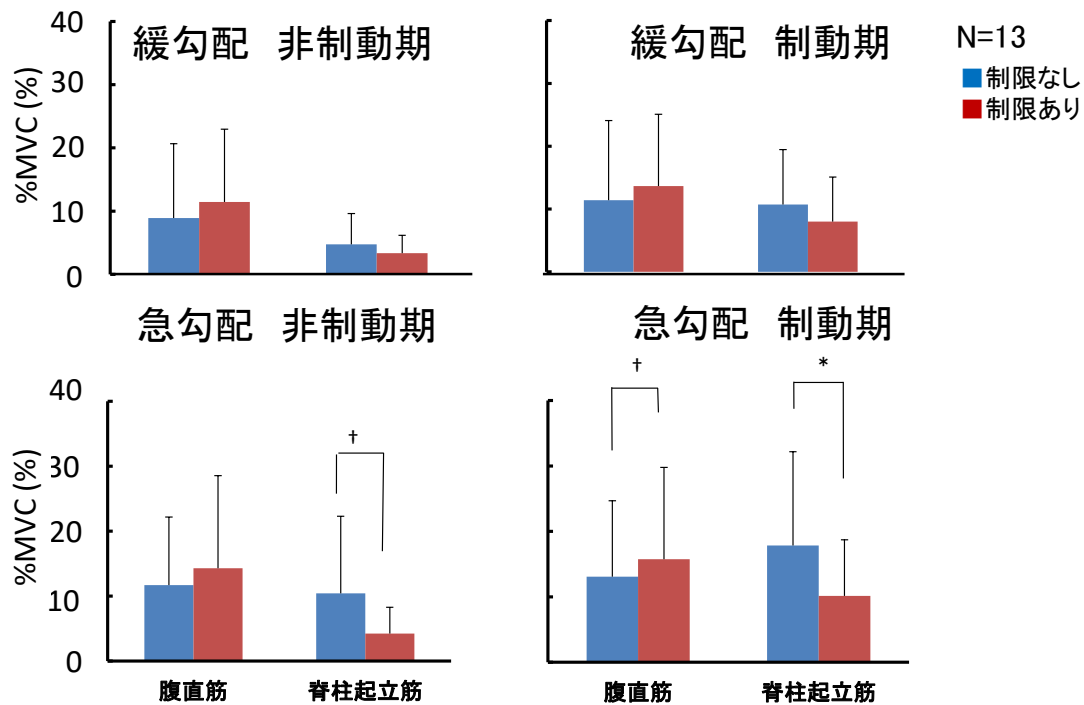
くなることで体幹を引き起こす脊柱起立筋活動量は減少するが、その一方で腹直筋に活発な活動がひき起こされることが示された



*: $p < 0.05$, **: $p < 0.01$, †: < 0.1

図 6. 制動動作における下肢筋活動量に及ぼす動作制限の影響

上段: 緩勾配における比較, 下段: 急勾配における比較. 左: 非制動期, 右: 制動期.



*: $p < 0.05$, **: $p < 0.01$, †: < 0.1

図 7. 制動動作における体幹筋活動量に及ぼす動作制限の影響

上段:緩勾配における比較, 下段:急勾配における比較. 左:非制動期, 右:制動期.

2-3-4 動作制限の制動時間への影響

制限によって, 下肢や体幹を使った制動が出来なくなるため, 上肢のみに頼ることになる. その際, 制動を確実にする方策としてハンドリム把持時間を長くする可能性が考えられる. そこで, 制限のありなしとハンドリム把持時間の関係を制動時間と非制動時間で比較した (図 8).

制動期間は, 緩勾配では‘制限なし’ 0.77 ± 0.10 秒, ‘制限あり’ 0.84 ± 0.19 秒で, ‘制限あり’の方が長い傾向が見られたが, 急勾配では各 0.95 ± 0.25 秒と 0.98 ± 0.17 秒で差はみられなかった. 非制動期間では, 両勾配ともに差はみられなかった.

以上より, 動制動は制動時間や非制動時間には影響せず, 制限す

ることでハンドリムを把持する時間が長くなるということはない。

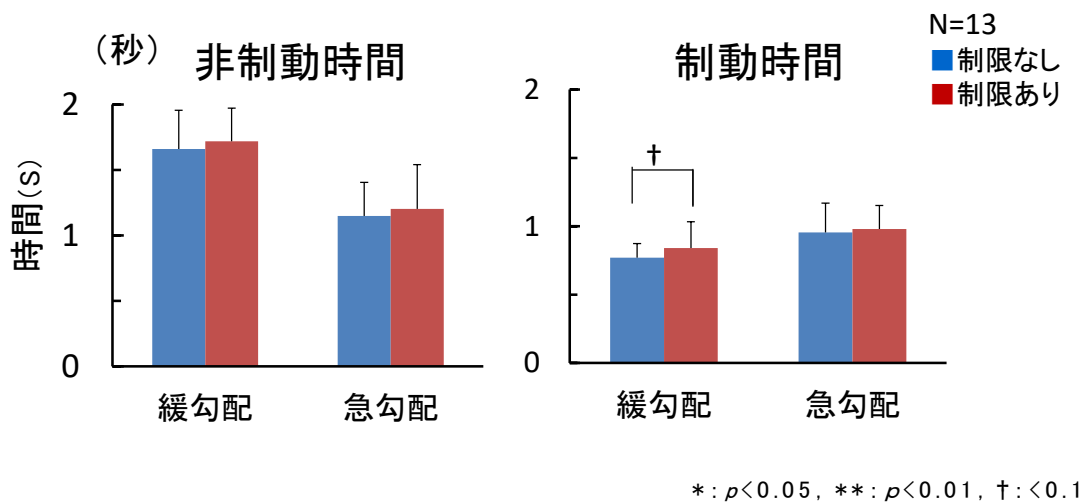


図 8 制動時間に及ぼす動作制限の影響

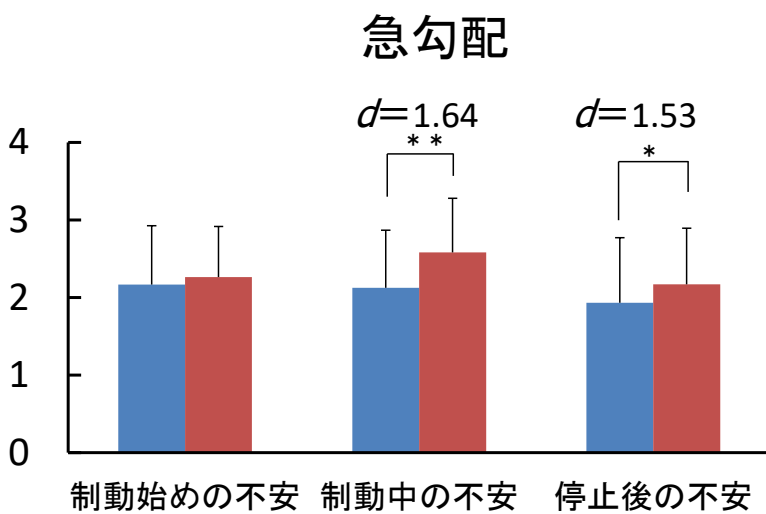
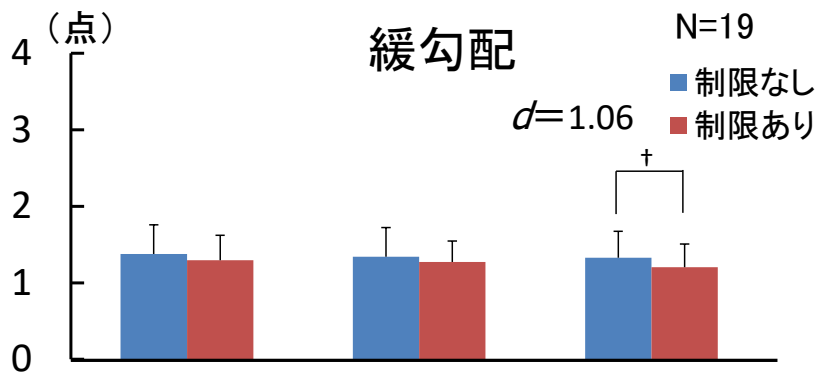
緩勾配では‘制限あり’の方が長い傾向にあるが、急勾配では差はみられない。非制動期間では差はみられない。

2-3-5 身体動作制限の内観への影響

(1) 制動効果についての不安感

動作制限を加えた場合、制動動作のしにくさから十分な制動動作が出来ず、その結果、制動効果に関する不安感が増すと仮定した。そこで、‘制限なし’と‘制限あり’の場合での不安感を、制動初め、制動中、停止後について比較した。(図 9)。

不安感は緩・急勾配間の比較では、どのタイミングでも急勾配の方が大きかった。‘制限なし’と‘制限あり’の差については、制動初めではみられなかったが、制動中では急勾配で‘制限あり’の方が大きかった ($t(18) = 3.07, p < 0.01$)。効果量の大きさは 1.64 で大変大きかった。停止後については、緩勾配では‘制限あり’の方がやや低い傾向がみられたが ($t(18) = 2.016, p < 0.1$)。効果量は 1.06 で大程度だった、急勾配では‘制限あり’の方が有意に大きかった ($t(18) = 2.16, p < 0.05$)。効果量は 1.53 で大変大きかった。



*: $p < 0.05$, **: $p < 0.01$, †: $p < 0.1$

図 9 運動制限が制動効果に対する不安感に及ぼす影響
制動中と停止後の制動効果に対する不安感は、急勾配

これらの結果から、急勾配においては、制動中では停止しにくい、また停止後では再び動き出すのではないかという不安感が、動作制限によって増加することが示された。

(2) 腕及び足への力の入れ方

腕の力の入れ方、足の力の入れ方についての認識は、急勾配の方が大きかった。しかし、‘制限なし’と‘制限あり’では両勾配ともに差はみられなかった（図 10）。

このことから、動作制限をすることで、意識的に腕や足に力を入れたり抜いたりはしないことが分かった。

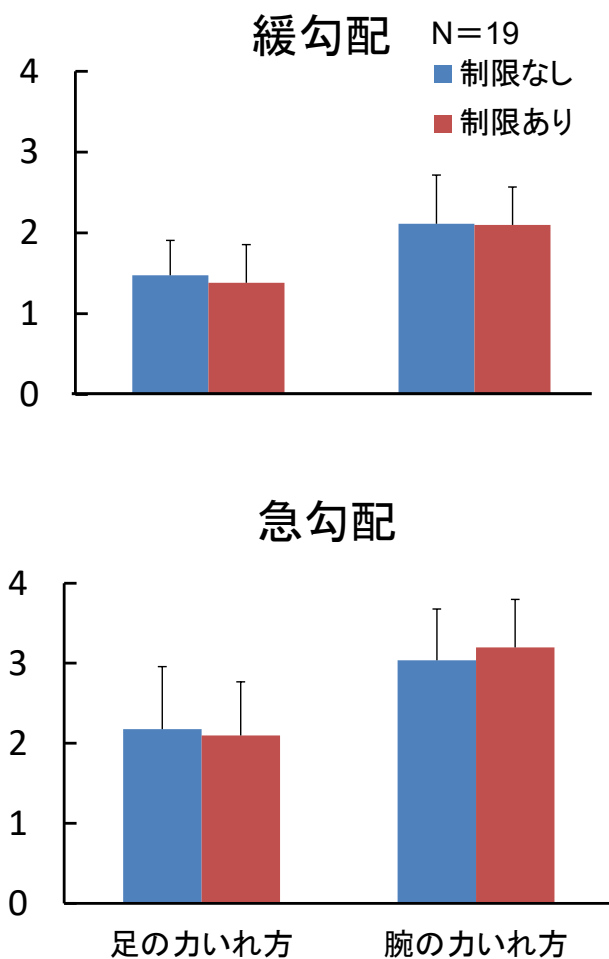


図 10 運動制限が足と腕の力の入れ方に対する認識に及ぼす影響

足や腕の力の入れ方に対する認識は、緩・急両勾配ともに‘制限なし’と‘制限あり’で差はみられなかった。

2-4 考 察

今回、身体動作制限を課した健常者による下り坂制動動作実験の結果、動作制限を加えた部位の筋活動は、量的には減少する効果が得られること、しかし、全くの零にはならず、代償反応と考えられる体幹を固定するための等尺性収縮活動等がみられること、心理的には制動効果に対する不安感が増す効果もたらされることが明らかになった。そこで、代償動作が生じる理由やその様な身体的反応が、模擬障害を考える場合にどの様な影響を及ぼすかについて考察する。また、心理的な反応からは、今回の動作制限がもたらす反応との関連を検討し、障害を模擬するための技法の限界と可能性についても検討する。

2-4-1 上肢について

今回、体幹が制限され、上肢機能が保たれる障害の種類及びレベルとして想定した C8-T1 レベル下部頸髄損傷では、上肢は外側面(尺側面)の一部に知覚麻痺や手指の内外転とつまみ動作の不完全さはあるが、手指屈曲は完全であり、実用的握力は残存する^{22, 23)}。したがって、模擬結果としては、把持に関係する母指球筋活動量は、‘制限あり’では‘制限なし’と同等の活動をするとの仮定が妥当と考えた。把持に関する活動結果は、仮定のとおり両条件間で有意な差はみられなかったため、動作制限として手指や手掌に特に対策を施す必要はないとみなされた。

前腕部や上腕部においても C8-T1 レベルでは機能障害はない。実験では上腕二頭筋・腕橈骨筋の筋活動量は、緩勾配では、‘制限あり’の方が大きい傾向がみられた。これは、上肢と体幹との協働動作が、体幹前傾の制限により阻害されたことに対し、上肢の活動を増大させることで代償しようとした結果と考えられる。一方、急勾配では‘制限あり’と‘制限なし’との差はみられなかった。この理由としては、急勾配においても‘制限なし’の場合では上肢と体幹の協働動作がなされるものの、協働動作による上腕機能のサポート

量が飽和状態に達し，その分上肢筋は活動をしなければならなくなるため，'制限あり'での活動との差には至らなかったためと予想された．

体幹固定は障害の模擬において必要であるため，今回，腹部と肩部を固定する方法を用いたが，上肢に代償行動と考えられる活動がみられたことは，固定が有効に作用した結果と考えられる．高位の脊髄損傷の車いす利用には，座面シートから前方へのずり落ちや上体の前方や側方への傾き防止用に車いす安全ベルト²⁵⁾が用いられる．それらは腹部のみ又は胸部のみを固定するタイプである．したがい，車いす安全ベルトをそのまま健常者に模擬装具として使用すると，体幹の動きを許す可能性があるため，注意が必要と考えられた．

2-4-2 下肢について

健常者はフットサポートがある場合はそれを踏みしめることで制動動作に役立てるが，下肢筋が麻痺している障害者はそれが出来ないため，制動動作がより難しくなると予想される．今回，制限方法としてフットサポートを外したが，踏みしめが出来なくなったことと，下肢筋活動量も'制限なし'に比べて小さくなったことから，今回用いた制限技法は，障害者の下肢機能の模擬に効果を示したと考えられた．但し，大殿筋，大腿直筋，大腿二頭筋，前脛骨筋，腓骨筋等の広範な筋群は活動が零にはならず，図4のように制動動作に関連した活動パターンがみられた．理由として，フットサポート踏みしめによる反力が利用出来なくなった状況においても，制動時は体幹姿勢を固定する必要があるため，姿勢を固定する骨盤角度固定を下肢筋群が協働して行ったためと考えられた．これらの下肢筋緊張や体幹筋緊張は等尺性であるため，制御することは一般的な方法では難しい．この点は今回用いた方法の課題として挙げられる．

2-4-3 体幹について

実際の C8-T1 レベル脊髄損傷の場合では，車いすに座った状態での体幹は，辛うじて姿勢を保てる程度であるため^{26, 27, 29)}，ベルト

等で車いすに固定するのが一般的である。今回、体幹の前傾や後傾が出来ないようにするため、肩と腹部をバックサポートに固定したが、車いすに固定して姿勢を保持するという点では実際の場合と同条件となる。

動作観察からは、制動時は僅かに体幹が前傾する程度であったため、腹直筋や脊柱起立筋の活動はほとんどないと予測された。しかし、実際は、制動時に腹直筋と脊柱起立筋の活動がみられ、体幹が固定された条件でも、体幹筋を活動させて制限による前傾動作の抑制を補償するように働くことが窺えた。また、腹直筋の活動量は‘制限なし’より大きかったが、これは前傾をできなくしたことによる制動力の減少とフットサポートの踏みしめによる反力を利用出来ないことを代償する筋活動と考えられた。即ち、腹直筋の緊張により腹腔圧を高めて体幹を固定し、上腕の引き上げをサポートするための働きとみなされた³⁰⁾。脊柱起立筋の活動は、制限がない場合より減少したが、これは制動時に体幹を起こす力が、体幹のベルト固定によって少なく済むことに起因すると考えられた。‘制限なし’では、制動時は肘を屈曲させて上腕を後方に引きハンドリムに逆回転方向の力を加える際に、体幹を前傾させて‘ため’を作り、その後上腕引き上げと後傾による重心移動を行うため脊柱起立筋の活動がより大きくなったと説明できる。

今回の制限は、動作的には C8-T1 レベルの障害と同様な形を作り得たとみなされたが、麻痺の状態では作用しない腹直筋が活動して、体幹前傾が出来ないことや下肢からの反力を使えないことを補償していることが分かった。しかし、腹筋活動を制限することは難しく、今回用いた方法の課題である。

2-4-4 心理面に及ぼす効果

車いすによる下り坂走行では、制動をコントロールできずに暴走することの危険性に対する不安が報告されている^{9,25)}。また健常者が自由な状態で車いすによるスロープの上がり下がりをする場合は、上りよりも下りの方が車いす操作の難易度が高いことも報告さ

れている²⁵⁾。運動制限をすれば動作が不自由となり、制動動作にも影響するため、停止に関する不安が増す可能性も高まることが推測される。制動しにくさが不安感の一要因とすれば、勾配角度は不安感に関係することになる。実験結果から、急勾配では、制動中と停止後の静止状態の維持に対する不安感が有意に増すことが分かった。

以上のことから、障害がある状態で坂を下ることは心理的負荷が高いと予想されるが、今回の動作制限によって、その心理的負荷の強さの一面が再現できたと考えられた。

2-5 本章のまとめ

文献的に明らかにされている、下肢及び体幹の障害を表現できる動作制限を C8-T1 レベル脊髄損傷を想定して健常者に施し、下り坂走行の負荷時の身体及び心理への影響を調べた。その結果、下肢や体幹の筋活動の減少が見られ、同時に制限により制動しにくくなることを代償する筋活動が上・下肢、体幹筋に生じることが分かった。また心理的には制動中の制動効果や停止後の静止の維持に対する不安感が増すことが明らかになった。

代償動作は等尺性収縮であるため、抑制が難しいことが今回の技法の課題として残るが、不安感については想定を再現できたことから、今回の制限方法に関する知見は、技法開発の基礎資料になり得ると考えられた。

第 3 章

健常者の車いす上り坂走行動作に及ぼす身体動作制限の影響

3-1 序論

健常者に施した運動制限が車いす操作時の行動や心理に及ぼす影響を調べるため、前章では下り坂走行について検討した。本章では、前章と同じく C8 - T1 レベルの脊髄損傷を想定した動作制限を課した状態で、上り勾配を走行する際に、制限が身体的、心理的に及ぼす影響を調べ、模擬技法について検討することを目的とした。研究課題は、身体動作制限を行うことで制限部位関連筋の活動が抑制され、また心理的影響も出ると仮定し、これを上り坂走行時の場合について検証することとした。

今回の上り坂走行時の特徴には、平地走行と比較し駆動力を要し、後退や後転の怖さといった下り坂走行とは別の操作の難しさやそれによる心理的負担がある。現在の環境基準である新バリアフリー法¹⁾では、スロープの最大勾配を 1/12 (4.8 度) 以下 (ただし高さ 16 センチ以下の段差については 1/8 (4.8 度) の勾配まで可) と定めているが、実験における勾配条件として、実際の生活場面に近い場合やさらに負荷の高い条件について検討をした。

3-2 実験方法

3-2-1 被験者

男性 3 名 (平均年齢 19.2 ± 0.4 歳, 身長: 最大 183cm, 最小 160cm, 中央値 177cm, 体重: 最大 73kg, 最小 58kg, 中央値 70kg), 女性 7 名 (平均年齢 19.1 ± 0.4 歳, 身長: 最大 163cm, 最小 150cm, 中央値 154cm, 体重: 最大 60kg, 最小 41kg, 中央値 50kg) の健常成人 10 人を被験者とし, 内観は全員から, トルク及び筋電図は 7 人 (男性 3, 女性 4) から記録した (表 2). ハンドリムやフットサポートと身体との位置関係を身長に関係なく同じにするために, 膝関節角度 90 度, 足関節角度 80 度となるようクッションの枚数で座面の高さを調整した. 被験者は高さ 2cm の段差を前輪上げで乗り上げが出来, 前輪上げでの 30 秒間静止と 2m 前方走行ができることを技能条件とした. 測定は, 実験と同条件下での走行練習後に行った.

表 2 被験者表

Subject	性別	年齢	体重(Kg)	身長(cm)
A	男	20	58	160
B	男	19	70	177
E	男	19	73	183
F	女	19	50	163
G	女	19	46	150
H	女	19	50	151
I	女	19	60	161
J	女	20	48	154
K	女	19	41	153
L	女	19	60	159
平均	—	19.2	55.6	161.1
SD	—	0.4	10.4	11.0

3-2-2 身体動作の制限方法

C8-T1 レベル損傷では上肢は運動可能であるが, 体幹や下肢は麻痺状態であることから, 今回, 身体動作制限は車いす操作時の前傾・後傾動作及びフットサポート踏みしめ動作が出来ない状態とした.

健常者に動作制限を加えても筋活動を無くすことは出来ないため、それが車いす操作に直接的な影響を及ぼさないように①フットサポートを取り外し、レッグサポートの外側にカバーを取り付けて両下腿を開脚下垂させ、②伸縮性のないさらし布で両肩を纏掛してバックサポートのフレームに固定し、腹部を非伸縮性ベルトでバックサポートに固定して前傾出来ないようにした（図 11）。②の処置で肩回りの動きは制限され、前傾も出来なくなるため、ハンドリムの把持範囲は制限がない場合（約 105 度）に比べ約 60 度狭くなった。以下、これらを身体動作制限と称し、以降‘制限なし’または‘制限あり’と表記した。



図 11 動作制限の方法（上り坂）

体幹をバックサポートに固定するため、腹部は伸縮性のないベルトで、肩回りはさらし布でバックサポートのフレームに固定した。またフットサポートを踏まないように、レッグサポートの外側にカバーを取り付けて両下腿を開脚下垂

3-2-3 測定装置

走行路：下り坂実験で使用したものを走行路として用いた。

勾配角度は 2.4 度 (1/24), 3.4 度 (1/17), 3.8 度 (1/15), 4.8 度 (1/12), 5.2 度 (1/11), 5.7 度 (1/10) の 6 種類とした。解析では 3.8 度以下を緩勾配, 4.8 度以上を急勾配と定めた。走行路両側端に高さ 3cm のガード柵を設けて安全策を施した。

トルク計測用車いす：下り坂実験で使用したものを用いた。

筋電図：記録の装置と条件は下り坂実験と同じとした。筋電図は、上肢筋は前腕回内の腕橈骨筋, 肘関節伸展の上腕三頭筋, 肩関節内転・屈曲・内旋の大胸筋, 肩関節伸展・外旋の三角筋後部から記録した。下肢筋は股関節伸展の大殿筋, 股関節屈曲及び膝関節伸展の大腿直筋, 膝関節伸展の外側広筋, 足関節底屈の腓腹筋から, 体幹筋は前傾・後傾の腹直筋, 脊柱起立筋から記録した。

3-2-4 実験手順

被験者は実験者の‘スタート’の合図でハンドリムを駆動して走行を開始した。試行は 6 勾配各 3 試行の計 18 回行い, 勾配角度順序はランダムとした。内観は試行毎に聞き取った。走行時は補助者を車いす後ろとスロープ側面に配し, 安全を確保した。

3-2-5 解析

トルク：駆動の始めから次の始めまでを 1 駆動サイクルと定義し, 1 駆動サイクルはハンドリムを駆動している駆動期と手を離している惰行期に分けた。解析対象は最初と最後の駆動サイクルを除いて, 類似のトルクパターンを示す 3 サイクルとした。

筋電図：下り坂実験と同じ方法で処理した。

内観：駆動に必要な力や駆動時のバランス感に及ぼす影響を調べるため, 駆動時の腕, 足, 体幹の力の入れ具合と駆動のきつさ感, 頭部の前傾感, 前輪浮き上がり感と後転感, 素早く漕ぐことやハンドリムを放すことの怖さ感を調べた。力の入れ具合は入れない (1 点) からかなり入れた (5 点) の 5 段階評価, その他の項目は, ない (1 点), あまりない (2 点), どちらともいえない (3 点), わり

あいある（４点）、かなりある（５点）の５択で回答を求め、得点が高いほどきつさ感や不安感が高いとした。

動作観察：上り勾配を走行する様子をビデオカメラにて撮影し、動作観察に供した。

3-2-6 統計処理

勾配により制限の影響の出方が異なると予想されたため、各角度を緩勾配群（2.4度、3.4度、3.8度）と急勾配群（4.8度、5.2度、5.7度）に分け、両条件下で‘制限なし’と‘制限あり’を1標本 t 検定又はWilcoxon検定で比較した。有意水準は5%とし、10%以下は傾向ありとした。また、内観得点については効果量も求めた。

3-2-7 倫理的配慮と安全性の確保

下り坂実験と同じように配慮した。

3-3 結果

3-3-1 動作制限のトルク及び筋活動パターンへの影響

勾配 5.7 度上り坂走行時の 1 駆動サイクルのトルクおよび筋電図の代表的パターンを図 2 に示した。

(1) 駆動トルクパターン

‘制限なし’でのトルクパターンを図 12(A)1 段目に示した。駆動期の変化はトルクが急速に増加する初期（開始～a）、緩やかに増加する前期（a～b）、比較的一定な中期（b～c）、緩やかに減少する後期（c～d）、急速に減少する終期（d～終わり）からなっていた。初期はハンドリムを把持直後の駆動開始動作，前期・中期・後期はハンドリムの押し下げ動作，終期は肘関節を伸展しきる動作に対応していた。‘制限あり’のパターンを図 12(B)1 段目に示した。パターンは‘制限なし’と同じであるが，駆動期が長くなる様子が見られた。

(2) 上肢筋活動パターン

‘制限なし’での上肢筋活動パターンを図 12(A)2～5 段目に示した。腕橈骨筋は中期以降に活動がみられ，ハンドリム押し下げ時の前腕部回外の反映と考えられた。上腕三頭筋はトルクと類似のパターンであり，ハンドリム駆動に主な働きをしていることが窺えた。三角筋後部は上腕三頭筋の活動終了から活動を開始しており，ハンドリム押し下げの終了直後から肩関節を伸展させて次の駆動の準備に入ることが示された。大胸筋は駆動開始前から終了後まで活動しており，ハンドリム押し下げに上腕三頭筋と協働して作用していると考えられた。

‘制限あり’での活動パターンを図 12(B)2～5 段目に示した。腕橈骨筋は活動が駆動後半に活発であった。上腕三頭筋，三角筋後部は概ね‘制限なし’と類似のパターンであった。大胸筋は駆動初期に活発な活動がみられ，初期駆動に寄与すると考えられた。

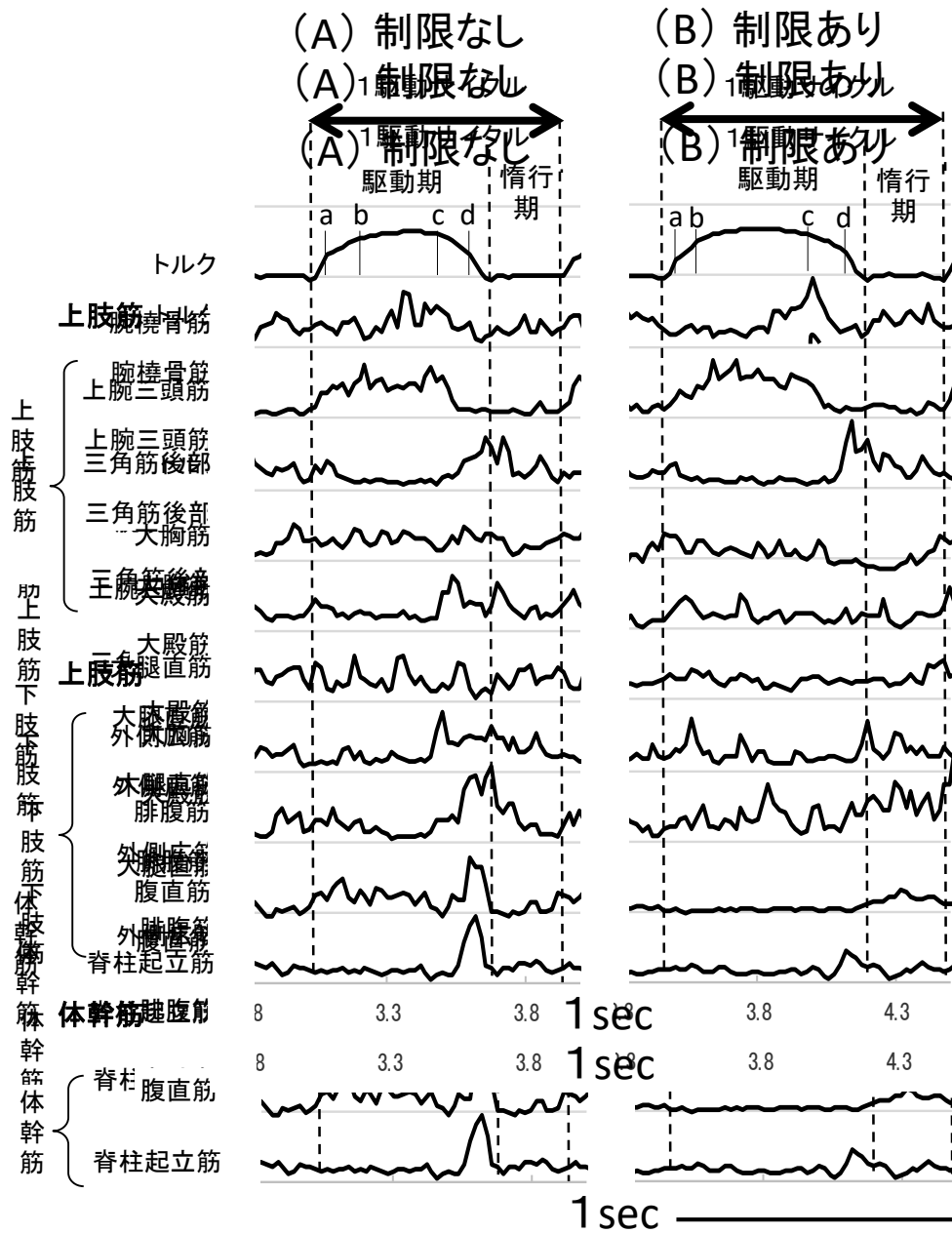


図 12 上り勾配路で繰り返し駆動した場合のトルクと筋電図の活動パターン
 勾配 5.7° でのトルク及び筋活動の平均的パターンを、(A) '制限なし' と (B) '制限あり' について示した。

(1) 下肢筋活動パターン

‘制限なし’での下肢筋活動パターンを図 12(A)6~9 段目に示した。大殿筋は駆動始めと終わりに活動し、特に終盤に活発であった。大腿直筋は駆動期・惰行期を通して活動がみられ、常に緊張していることが示された。外側広筋は駆動後期から惰行期にかけて活動し、この時期に膝関節伸展が起こっている可能性が考えられた。腓腹筋は駆動始めと終わりに活発になった。外側広筋、腓腹筋は膝関節伸展やフットサポート踏みしめ動作に、大殿筋は股関節伸展に作用するため、ハンドリム押し下げ時の体幹の支えや体幹を起こす後傾動作に協働で寄与していると考えられた。

‘制限あり’では下肢は使えないため、大腿直筋と腓腹筋では駆動期・惰行期共に活動はみられないが、外側広筋では惰行期での活動が見られた。これは膝関節を固定する動作の反映と考えられた。

(2) 体幹筋活動パターン

‘制限なし’での体幹筋活動パターンを図 12(A)10~11 段目に示した。腹直筋は駆動初期から活動し、特に終期で活発であった。脊柱起立筋は駆動終期に活発であり、腹直筋と同期した活動がみられた。これらは、ハンドリム押し下げの終盤に腹圧を高めて体幹を起こす動作をすることを反映したものと考えられた。

‘制限あり’では、腹直筋は駆動期での活動はみられないが、惰行期での若干の活動が観察された。脊柱起立筋は、活発さは減少するが‘制限なし’と類似のパターンであったため、体幹はバックサポートに固定されているが、後傾しようとする動作が生じていたと考えられた。

3-3-2 駆動及び惰行期間への影響

動作制限により、トルクや筋活動のパターンに変化が観察されたため、制限が駆動期間や筋活動量に及ぼす影響を調べた。駆動期間の結果を図 13 に示した。緩勾配では制限の有無にかかわらず約 0.7 秒であったが、急勾配では‘制限なし’0.8 秒に対し‘制限あり’0.9 秒で有意に長くなり、制限の影響が見られた ($p < 0.04$)。

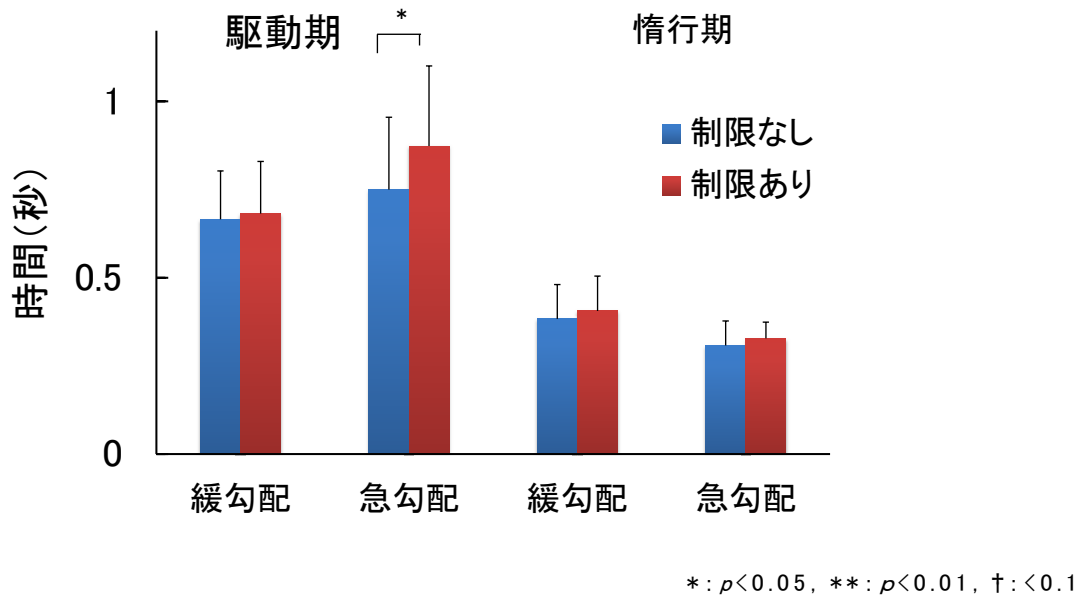


図 13 身体動作制限の駆動期間及び筋活動量への影響

1 駆動サイクルの駆動期時間と惰行期時間を、勾配ごとに‘制限なし’
と‘制限あり’で比較した。

惰行期では緩勾配 0.3 秒，急勾配 0.4 秒で制限の影響はみられなかつた ($p < 0.24$)。

3-3-3 動作制限の筋活動量への影響

(1) 上肢筋活動量

‘制限あり’では‘制限なし’と類似した活動パターンが認められたが，活動量について変化があるかどうかについて調べた。

腕橈骨筋は急勾配の場合，惰行期で‘制限あり’の方が大きい傾向が見られた ($t(6) = 2.29, p < 0.06$) (図 14 (D))。惰行期の終わりに前腕部回外状態でハンドリム把持の準備をするが，体幹固定の方がこの動作に力が入る傾向があると予想された。

上腕三頭筋は両勾配とも‘制限なし’と‘制限あり’の差はみられなかったが，三角筋後部は急勾配で惰行期に‘制限あり’の方が小さい傾向にあった ($t(6) = 1.96, p < 0.09$)。体幹固定の場合，急

勾配では把持位置は狭い範囲内に限られるため、肩関節伸展動作が小さくなったことを示したものと考えられた。

(2) 下肢筋活動量

筋活動パターンにおいて、制限を加えても下肢の活動が見られたため、‘制限なし’と‘制限あり’の活動量を比較した。

大殿筋は緩勾配では駆動期で差はみられなかったが、惰行期で‘制限あり’の方が少なかった ($t(6) = 2.52, p < 0.04$) (図 15(B))。急勾配では、駆動期・惰行期共に差は見られなかった。惰行期では、後傾動作するために姿勢保持に大殿筋が働くが、‘制限あり’では体幹が固定されて姿勢保持の必要性がないため‘制限なし’より小さくなると予想された。しかし、急勾配においては、体幹が固定されていても姿勢を制御しようとするため、大殿筋は活動し‘制限なし’との差が見られなかったと考えられた。

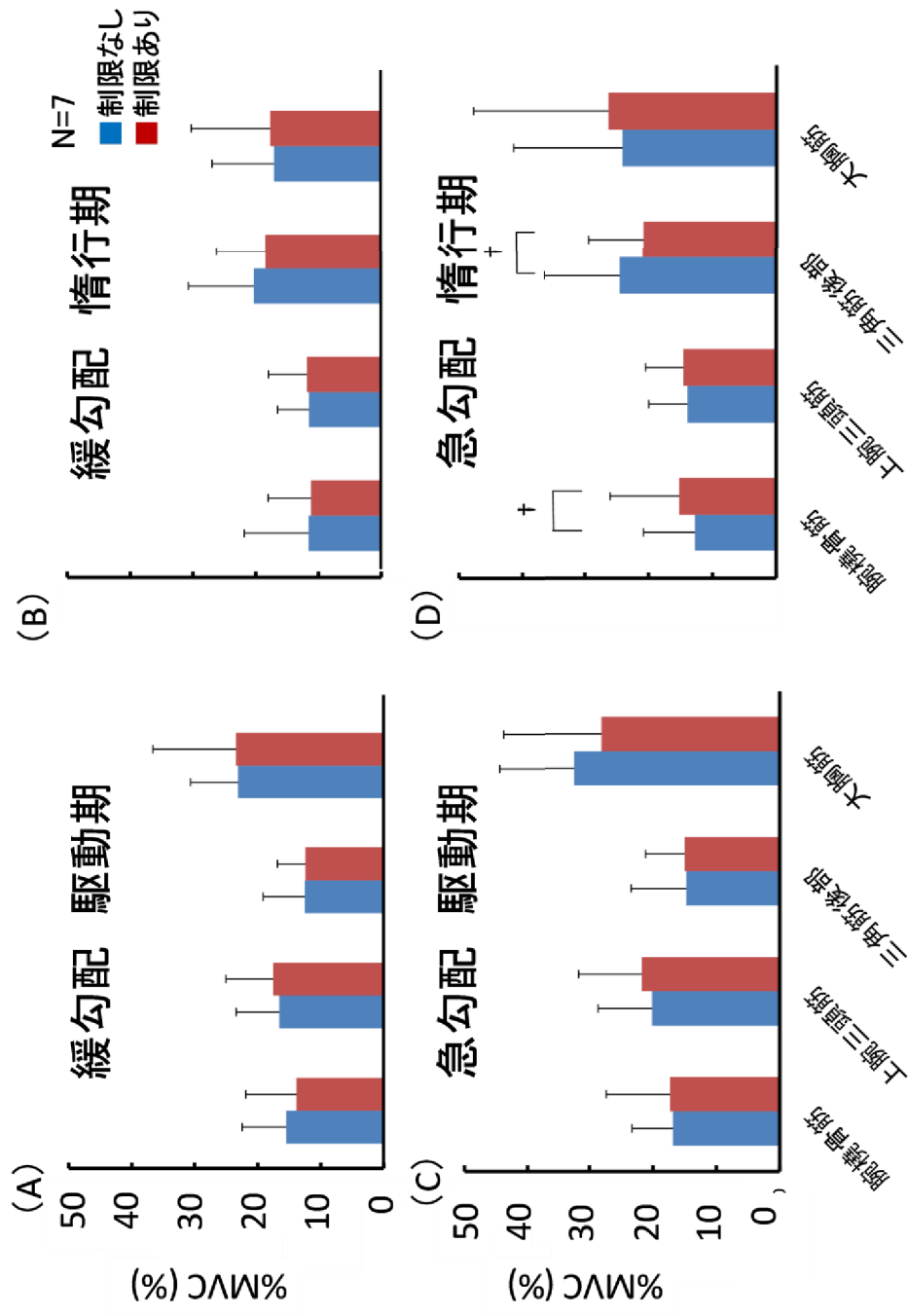
大腿直筋は緩勾配と急勾共に‘制限あり’での活動が減少する傾向にあり、フットサポートの踏みしめを出来なくした影響が出たものと考えられた (図 15(B), (D))。

(3) 体幹筋活動量

体幹固定の制限が体幹活動量に及ぼす影響を調べた (図 16)。

腹直筋は、緩勾配では駆動期と惰行期の両方で‘制限あり’の方が活動量が小さかった。急勾配でも駆動期で‘制限あり’の方が小さかった ($t(6) = 3.24, p < 0.01$)。

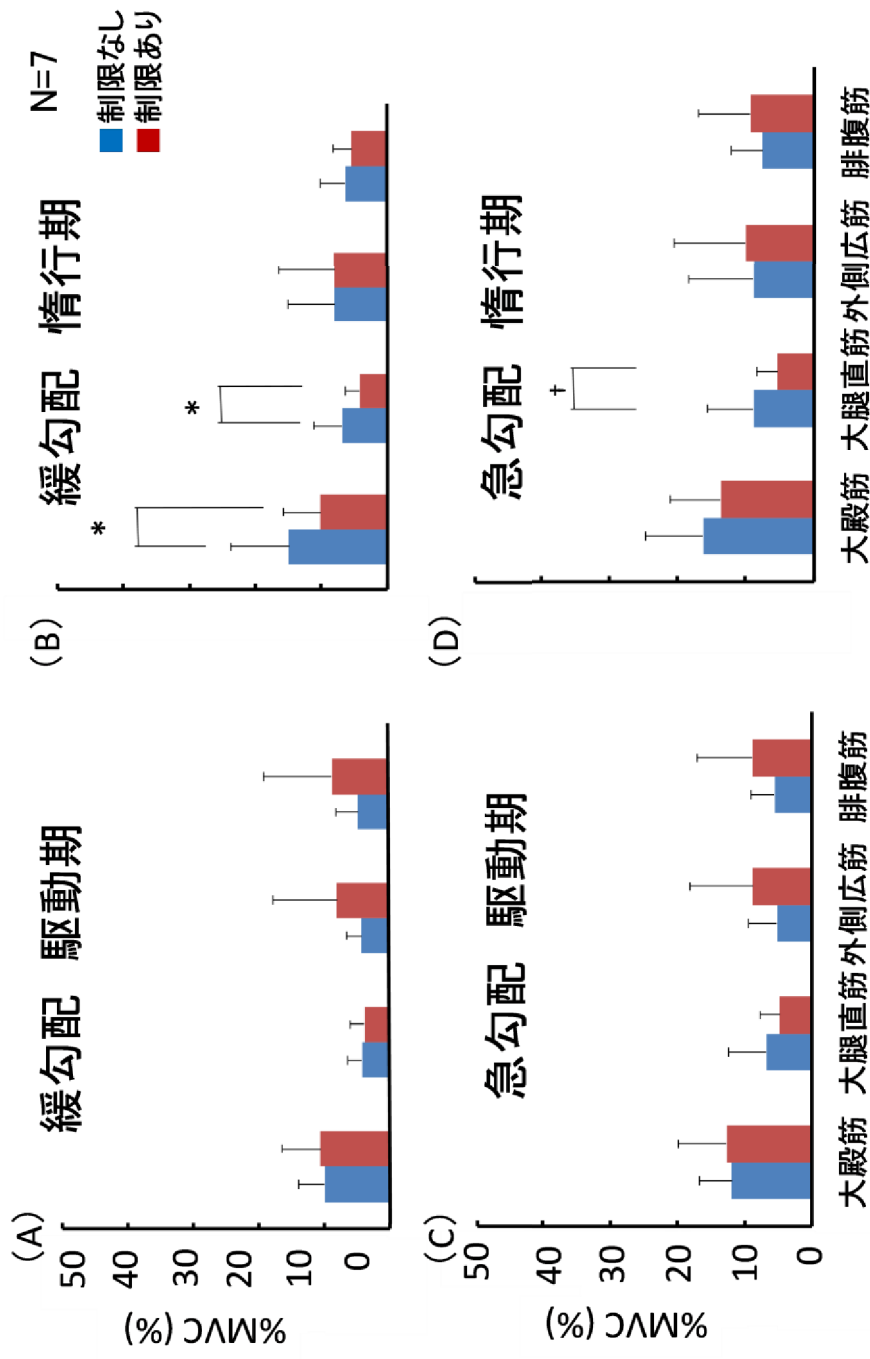
脊柱起立筋は、緩勾配の場合に惰行期で‘制限あり’の方が小さかった ($t(6) = 2.59, p < 0.04$)。これらは、制限により惰行期での体幹起こし動作ができなくなったことによると考えられた。



*: $p < 0.05$, **: $p < 0.01$, †: < 0.1

図 14 駆動動作における上肢筋活動量に及ぼす動作制限の影響

上段：緩勾配における比較，下段：急勾配における比較．左：駆動期，右：情行期．



*: $p < 0.05$, **: $p < 0.01$, †: < 0.1

図 15 駆動動作における下肢筋活動量に及ぼす動作制限の影響

上段：緩勾配における比較，下段：急勾配における比較．左：駆動期，右：惰行期．

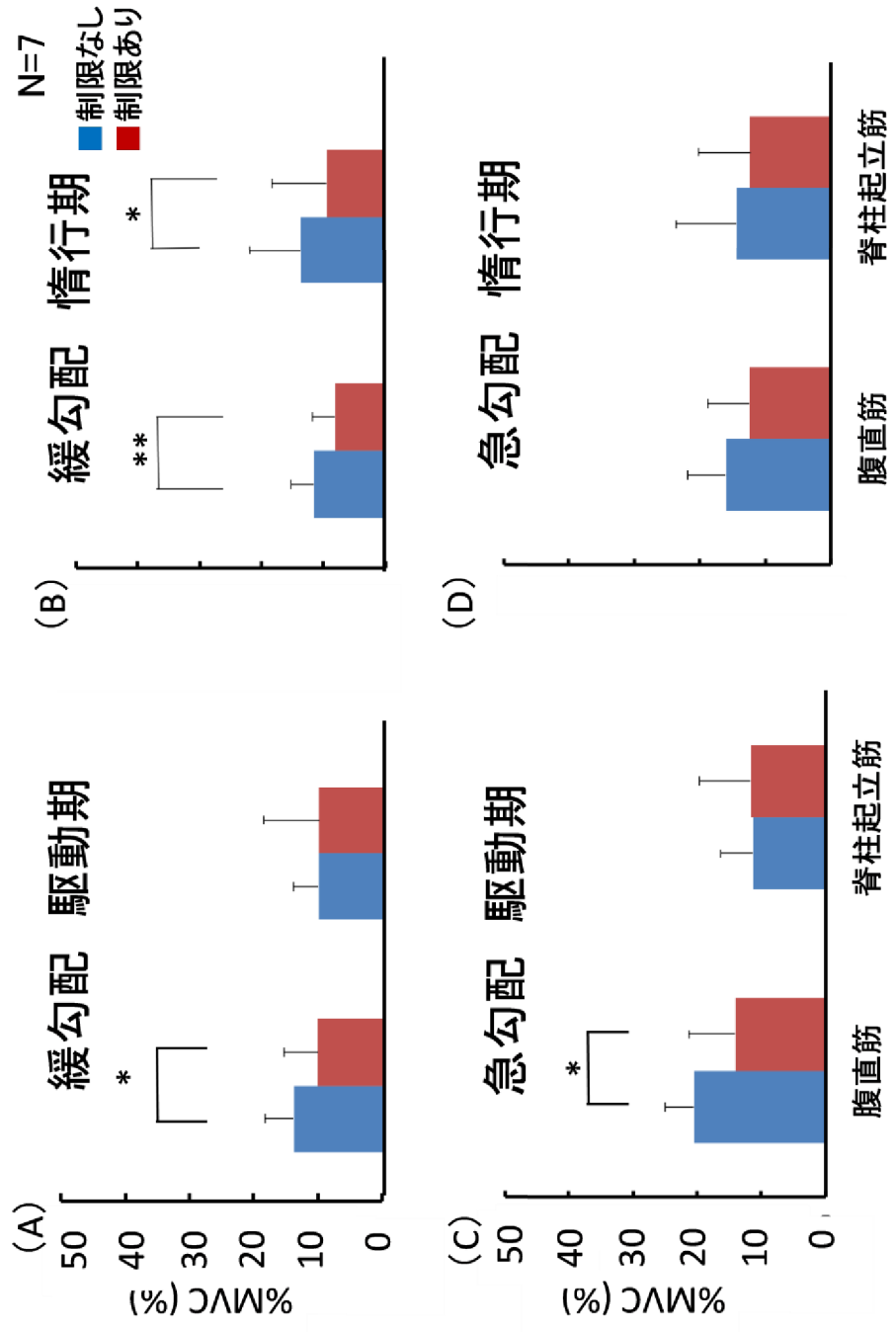


図 16 駆動動作における体幹筋活動量に及ぼす動作制限の影響

上段：緩勾配における比較，下段：急勾配における比較．左：駆動期，右：惰行期．

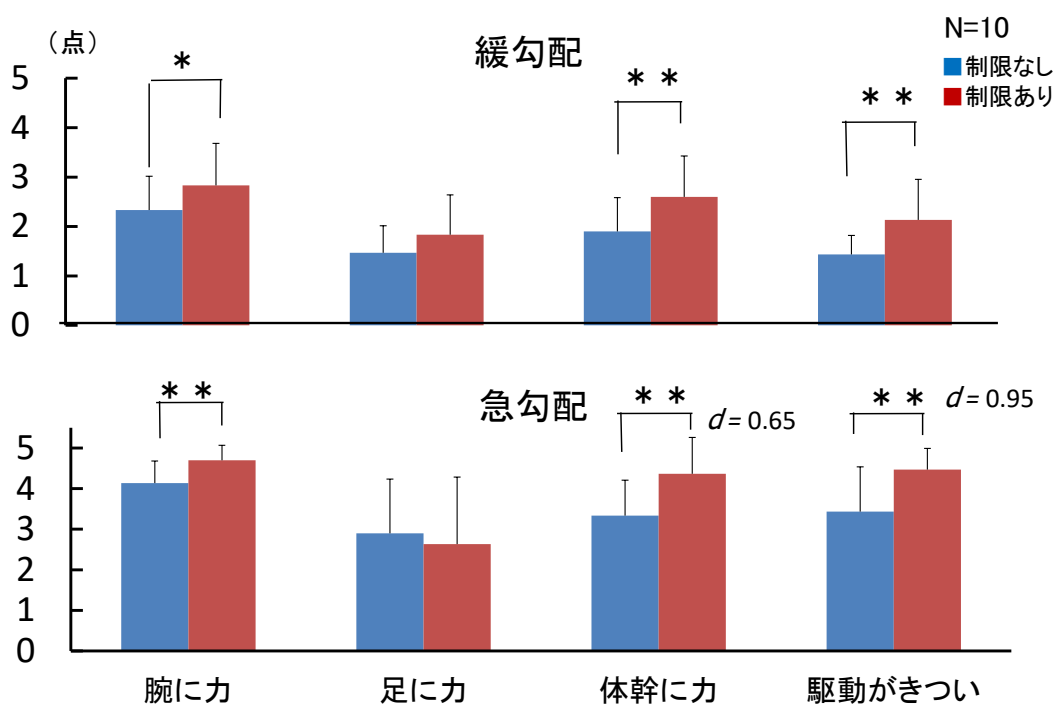
3-3-4 身体動作制限の内観への影響

(1) 身体への力の入れ方

動作制限により，活動量が変化する筋がみられたが，それらが意識されたものかどうか内観を調べた。

図 17 に「力の入れ方」についての内観を示した。「腕の力」は，急勾配では‘制限なし’ 4.13 ± 0.73 ，‘制限あり’ 4.70 ± 0.47 で，‘制限あり’の方が有意に力を入れたと認識していた ($t(6) = 3.58$, $p < 0.01$, effect size 0.43)。「足の力」については，急勾配で‘制限なし’ 2.90 ± 1.42 ‘制限あり’ 2.63 ± 1.61 で有意差は見られなかった ($t(6) = 0.68$, $p < 0.5$)。

「体幹の力」の入れ方は，緩勾配では‘制限なし’ 1.90 ± 0.96 より‘制限あり’ 2.60 ± 1.16 の方がより力を入れたと感じていた ($t(6) = 2.54$, $p < 0.01$)。効果量は 0.48 で小程度だった。急勾配で



*: $p < 0.05$, **: $p < 0.01$, †: < 0.1

効果量 d : $d = 0.2$ (効果量小), $d = 0.5$ (効果量中), $d = 0.8$ (効果量大)

図 17 動作制限が体への力の入れ方に対する認識に及ぼす影響

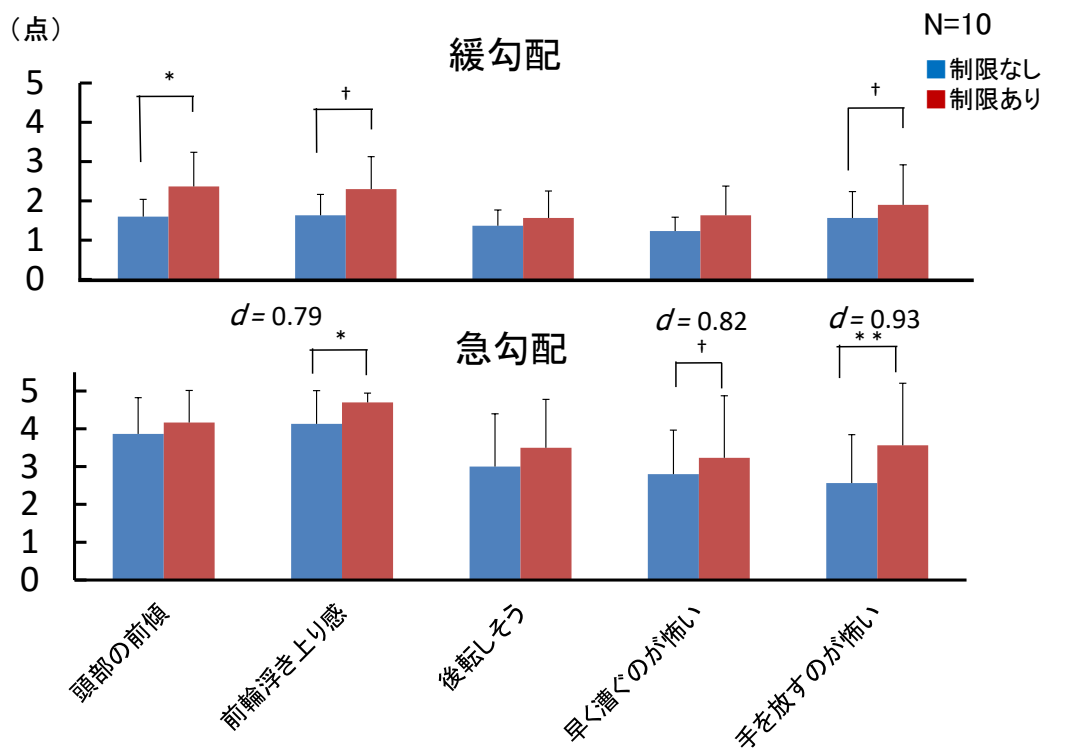
は‘制限なし’ 3.3 ± 1.12 ，‘制限あり’ 4.37 ± 0.93 で‘制限あり’の方が大きかった ($t(6) = 3.88$, $p < 0.01$) 効果量は 0.65 で中程度だった。

「駆動がきつい」は両勾配とも‘制限あり’の方が大きく，制限によりきつきが増すことが示された．特に急勾配では‘制限なし’より‘制限あり’の方が大きく ($t(6) = 3.91$, $p < 0.01$) 効果量も 0.95 で大程度だった。

(2) 操作時の不安感

図 18 に不安感についての結果を示した。

「頭部が前傾した」については，緩勾配で‘制限あり’の方が大きかった ($t(6) = 2.97$, $p < 0.04$)．急勾配では，‘制限なし’ 3.87 ± 1.14 ，‘制限あり’ 4.17 ± 0.93 で有意差は見られなかったが (t



* : $p < 0.05$, ** : $p < 0.01$, + : $p < 0.1$

効果量 d : $d = 0.2$ (効果量小), $d = 0.5$ (効果量中), $d = 0.8$ (効果量大)

図 18 動作制限の不安感への影響

(6) = 1.13, $p < 0.26$) . 効果量は 0.74 で中程度であった.

「前輪浮き上り感」は緩勾配では‘制限あり’の方が大きい傾向であり, 急勾配では‘制限あり’の方が有意に大きく ($t(6) = 2.71$, $p < 0.01$), 効果量は 0.79 と中程度であった. これの理由としては, 緩勾配と急勾配の両方で頭部を前傾していると認識していることから, ‘制限あり’で前輪浮き上り感が大きくなるのはバランスを自由に取れないことが影響していると予想された. この他, 効果量の大きなものを見ると, 急こう配で「後転しそう」は 1.11, 「早く漕ぐのが怖い」は 0.82, 「ハンドリムを放すのが怖い」は 0.93 となり, ‘制限あり’が不安得点に大きな影響を与えていることが示された. 特に急勾配では心理的影響が大きく反映されたと考えられた.

3-4 考察

今回の実験により，車いす上の健常者に施した障害を模擬した動作制限が，上り坂走行における動作や心理に影響を及ぼすことが分かった．動作制限がある場合とない場合の動作の違いや心理的效果の理由を考察し，今回の方法での障害の模擬技法の可能性や課題について検討した．

上り勾配走行の特徴として，平地条件より惰行期が短くなり，逆走という現象も起きやすいことがあげられる．また上り勾配では車いすが縦断勾配に対して傾斜するため，車いすと身体の合成重心位置が後方へ移動し，後方転倒が起きやすくなる³¹⁾．さらに車いすの重心位置が後方へ移動することで，後輪に駆動トルクを掛けると前輪を持ち上げのモーメントが生じやすくなる．‘制限あり’では急勾配での駆動時に前輪の浮き上がりが多く見られ，運動制限の動作や心理への影響が反映されやすい条件であると考えられる．

3-4-1 上肢について

制限を加えることによって，腕橈骨筋の活動は，運動制限を加えることで駆動後期での活動が活発になった．これはハンドリム駆動に体幹前傾による体重の利用が出来ないため，その分，駆動後期でのハンドリム押し下げに上肢の力が必要となったためと考えられた．また急勾配において惰行期で腕橈骨筋の活動量が‘制限なし’より大きい傾向が認められた画が，その理由として惰行期ではハンドリムから手を放しているので駆動期より活動は減少するが，急勾配で運動制限がある場合は，次の把持に備える時間が短くなるので，筋緊張が維持されやすいためと考えられた．

三角筋後部については，急勾配での惰行期で‘制限あり’の方が小さい傾向が見られた．これは‘制限あり’の場合は，急勾配でのハンドリム把持のための上腕の後方への引き動作が小さいことを意味する．走行路が平坦な場合では，制限があっても駆動効率を上げるためにハンドリムの出来るだけ後ろを把持しようとするが³²⁾，急勾配では，動作範囲が‘制限なし’より狭くなり，それが筋電図に

反映することが示された。

3-4-2 下肢について

‘制限なし’では、中村ら¹⁵⁾の報告にもあるように、駆動後期から惰行期にかけての外側広筋や腓腹筋の活発な活動がみられ、フットサポートを踏みしめ、ハンドリム押し下げと前傾した体幹の起こしに利用していることが示された。‘制限あり’では、下腿を開脚下垂させた条件であったため、‘制限なし’のような活動パターンはみられなかったが、外側広筋と腓腹筋に同時期での活動がみられた理由は、前輪の浮き上がりに備えて膝関節や足関節を固定させようとしたためと考えられた。

3-4-3 体幹について

今回は、障害の想定として自由に前傾や後傾姿勢を取ることが難しい脊髄損傷レベルを想定したが²⁷⁾、1級や2級レベルの体幹機能障害者は、コルセットやベルトを使用して座位姿勢を保持させることが多い²⁹⁾。そのため、今回は体幹をバックサポートに固定する類似の方法で制限を加えた。体幹の筋活動パターンをみると‘制限あり’の場合でも、腹直筋及び脊柱起立筋に活動が生じていた。この理由として、体幹がハンドリム駆動に伴う肩関節や肘関節の伸展動作を支える基盤になるため、駆動時は体幹姿勢を固定する必要がある、したがって体幹がバックサポートに固定されていても腹筋や脊柱起立筋を等尺性に収縮させて姿勢を固定しようとする動作が生じたものと推測された。両筋ともに活動量は‘制限あり’の方が‘制限なし’より少ない傾向にあり、体幹の前傾や起こしをできなくした効果が反映していると考えられた。

3-4-4 心理面に及ぼす効果

勾配が急になると駆動の負担感が増加することは先行研究^{34, 35)}で示されているが、今回、運動制限を施すことで、腕と体幹への力の入れ方や駆動の‘きつさ感’の増すことが明らかになった。腕については、腕橈骨筋の活動量が増加しており、心理的結果を支持するものと考えられた。一方、体幹はバックサポートに固定されてい

るために姿勢保持に力を入れる必要はなく、筋活動量も運動制限をすることで減少する傾向がみられた。しかし心理的にはその反対に、より力をいれたと認識していた。これは、制限により「浮き上がり感」や「早く漕ぐのが怖い」などの車いすの後転に係る不安感が増していたことを考えると、体幹が固定された条件下で後転しないよう体幹のバランスをとらなければならないため、自由な状態よりも緊張感が増したためと考えられた。

3-5 本章のまとめ

健常者の車いす上り勾配走行において、C8-T1レベルでの下位頸髄損傷を想定して下肢及び体幹の障害を動作的に模擬する制限を施し、その際の動作及び心理への影響を調べた。その結果、制限を加えることで、下肢、体幹の筋活動量が減少し、心理的負荷の増加が観察されたことから、制限技法としての適用し得る可能性があると考えられた。

第4章 結論

4-1 研究のまとめ

ICF（生活機能分類）によると，障害者・高齢者の生活機能は「心身機能・身体構造」「活動」「参加」の3つの要素でとらえられ，これらはそれぞれが互いに影響し合っている．そしてこれらは背景因子として「環境因子」と「個人因子」の影響も受ける³⁶⁾．今回の研究は，「環境因子」の一つである移動環境を整えて，障害者の自己実現を支援する際の基礎的資料を得ようとするものである．障害者の移動環境評価・改善に際して当事者の参加が得られない場合，代わりに健常者が参加し，車いす操作時に障害を疑似的に再現できるような動作制限の技法を適用することが出来れば，作業効率は大幅に上がり，また障害に対する正しい認識も得られると考えられる．本研究はこの技法開発に関する資料を得ることを目的として，健常者に動作制限を加えた場合の操作や心理に及ぼす影響を検討した．

第1章では，障害者を取り巻く移動環境のバリアフリー化の動きや，福祉体験教育等の流れの中における本研究の位置づけを述べた．障害者の重要な移動手段に主要なものとして車いすがあり，その需要は増している．移動環境評価や福祉体験などで，健常者が車いすを操作する機会は増えているが，健常者が自由に車いすを操作すると，運動制限がないため障害者の動作限界や心理的負荷を正確に再現できず，障害やバリアーに対して誤った認識・評価を持つ懸念が生じる．

この問題の解決法として健常者に動作制限を施すことが考えられるが，これまでの健常者による車いす走行動作に関する報告には，車いす適用の原因になる下肢や体幹機能障害を主対象にした研究はみあたらない．健常者に動作制限を施すことの有用性は予測されるものの，これまで具体的な障害を想定して検討した研究はなされてこなかった．そこで，本研究では，健常者の車いす操作時に障害を模擬的に再現できる動作制限技法の開発に関する資料を得ることを

目的に、動作制限を課した場合の身体的、心理的な反応を明らかにすることとした。走行環境は、身体及び心理的負荷データを得やすい勾配路走行とし、下り坂と上り坂の走行における影響について検討した。

第2章では、下り坂を走行する負荷をかけた状態について、健常者による車いす走行時において障害状態を模した運動制限を施した場合の車いす操作に及ぼされる影響を生理、心理、動作面から検討した。

健常成人19名を被験者とし、上肢はハンドリム把持機能は出来るが、下肢と体幹の運動機能は麻痺した状態であるC8-T1レベル脊髄損傷を想定した。制限は、肩と腰をバックサポートに固定して体幹が前傾出来ない様にし、下肢はフットサポートを外し、足尖が床に着かないよう持ち上げる動作制限を施した。停止を繰り返しながら坂を下る際のトルク、筋電図、足底圧、内観（制動効果に対する不安感）を計測した。勾配は緩勾配として2.4度（1/24）と3.8度（1/15）、急勾配として4.8度（1/12）と5.7度（1/10）で行った。

その結果、上肢、下肢、体幹の筋活動量が減少し、目的の動作を抑えることができた。また、制限により制動しにくくなることを代償する等尺性収縮筋活動が下肢、体幹筋に生じることが分かった。心理的には制動中や制動後の制動の効き方や停止の維持に対する不安感が増すことが明らかになった。

第3章では、上り坂走行における運動制限の影響を検討した。制限の仕方は下りと同様である。緩勾配群を（2.4度（1/24）、3.4度（1/17）、3.8度（1/15））、急勾配群4.8度（1/12）、5.2度（1/11）、5.7度（1/10）とし、健常成人10名を被験者として操作時の動作、トルク、筋電図を‘制限なし’と‘制限あり’で比較した。

‘制限なし’ではハンドリム駆動時に体幹を前傾させて体重を利用し、駆動時や前傾からの体幹の起こしにはフットサポートを踏みしめて下肢を利用していた。また、急勾配では前輪の浮き上がりを前傾により抑えていた。‘制限あり’では、駆動は上肢のみで行われ、

また体幹前傾が出来ないために、前輪浮き上がりが‘制限なし’に比べ多く生じた。駆動時間の長期化、上腕の後方への引き動作の減少、下肢の外側広筋や腓腹筋の活動、体幹筋活動の抑制が見られ、また駆動のきつさや後転の怖さ等の心理的負荷が増加した。体幹固定により前傾は出来ないため、頭部を前傾し、また膝関節角度を固定する代償動作をとることが分かった。

これまで、健常者による車いす走行において、動作制限を課した場合の影響についての詳細は不明であったが、今回、動作制限を加えた状態で、下り坂及び上り坂走行をさせたところ、体幹や下肢の筋活動の抑制効果が見られ、操作の大変さや不安感が増すことが明らかになった。また、下肢の等尺性収縮などにより、動作制限を代償する動作も生じることが分かった。

以上、動作制限をすることで筋活動や心理状態に影響が生じたことから、今回用いた制限方法は、障害の模擬技法として一定の効果があり、得られた結果は、障害を模擬的に再現できるような動作制限の技法開発の基礎資料になり得ると考えられた。

4-2 今後の展望

これまで、健常者による車いす走行動作に関する報告は、上肢の負担や筋活動に関するものが主で^{18, 19, 20, 34)}、下肢や体幹の活動や心理を主対象にしたものはみあたらなかった。そのため、動作制限を施した場合の影響についての詳細は不明であったが、今回の結果から、より詳細な基礎データが得られ、健常者に通常の車いす走行をさせて障害を有する代替として考える場合は十分な注意が必要であることが示唆された。

今回の動作制限によって、身体が自由が利かない状態での心理的負荷の強さの一面が再現できたと考えられたが、実際に障害を有した状態で勾配路を走行する際は、健常者で見られたような代償行動（体幹筋、下肢筋の等尺性収縮筋活動）をとることは出来ない。したがって、実際の車いす利用者の心理的負荷はさらに高いものになる

可能性も推測される。

また、脊髄損傷者の残存機能においては、障害者の性別、受症後の経験、体重、上肢長、柔軟性、バランス感覚が影響する。例えば、脊髄損傷者など下肢麻痺を有する傷害者の上肢筋力レベルについては、日常の車いす駆動によって頻繁に上肢筋を使うため、健常者のそれに比べて高いこと等がある³⁷⁾。また、下肢障害者の場合は、上肢のみの部位的な運動となり、したがって動員される筋量が少ないため全身の運動量が小さくなり、それが持久力、体力などにも影響する³⁸⁾。

このように、実際の障害者では残存機能や体力等様々な要因が車いす操作に影響してくるため、模擬技法の開発には、実際の障害者との比較を行ない、障害者の動作特性との類似点や差異を調べることでさらに精度の高い技法の開発につながると予測される。

参考文献

- 1) 内閣府．参考資料 障害者の状況．障害者白書平成 29 年版 2017；217-223.
- 2) 厚生労働省社会・援護局障害保健福祉部企画課．補装具及び日常生活用具の所有状況．平成 18 年身体障害児・者実態調査結果 2006；54-57.
- 3) 国土交通省．高齢者・障害者等の移動等の円滑化の促進に関する法律 2006 年 6 月 21 日公布，同年 12 月 20 日施行．
- 4) 厚生労働省職業安定局雇用開発部障害者雇用対策課．民間企業における障害者の雇用状況．平成 28 年度障害者雇用状況の集計結果 2016；1-35.
- 5) 国土交通省．高齢者，障害者等の円滑な移動等に配慮した建築設計標準 2012.
- 6) 国土交通省．バリアフリー整備ガイドライン（旅客施設編・車両等編）2007.
- 7) Dallmeijer AJ1, van der Woude LH, Veeger HE, Hollander AP. Effectiveness of force application in manual wheelchair propulsion in persons with spinal cord injuries. *American journal of physical medicine and rehabilitation* 1998; 77 (3): 213-221.
- 8) 国土交通省．PACD サイクルによる評価の在り方 2008：315-330.
- 9) 白石光昭，佐川明日香．車いす用経路（スロープ）勾配の再検討～女子学生を中心として～．小山工業高等専門学校研究紀要 2006；38：147-152.
- 10) 高野純一，青村 茂，菊池恵美子，新田 収，鈴木健太郎．急停車と急発進における車載車椅子搭乗者の身体挙動と筋活動のコンピュータシミュレーション．日本保健科学学会誌 2008；11(3)：125-137.
- 11) 辻 紘良，野沢成裕．車いすの移動に伴う疲れ指標の比較評価．愛知淑徳大学論集一人間情報学部篇 2014；4：1-13.

- 12) 川村次郎, 後藤義明, 堀野吉則, 川村 慶, 林 義孝, 丸橋佐和子. 障害を模擬する補装具(障害模擬補装具)－障害の体験と研究支援のためのツール－. 日本義肢装具学会誌 2003; 19(2): 149-155.
- 13) 川村次郎, 堀野吉則, 後藤義明, 川村 慶, 林 義孝, 丸橋佐和子. 研究支援ツールとしての障害模擬補装具. バイオメカニズム 2004; 17: 207-216.
- 14) 朝原早苗, 関 健志, 山本澄子. 上り勾配における手動車いすの駆動負担率について. 第29回バイオメカニズム学術講演会論文集 2008: 265-268.
- 15) 中村孝文, 北濱由佳, 田内雅規, 平田宏一, 宮崎 恵子. 上下肢の筋電図および身体動作からみた健常者による車いす操作特性の検討. 人間工学 2007; 43(6): 329-340.
- 16) 徳田良英. 車いすの下り勾配における身体負担に関する実験研究. 福祉のまちづくり研究 2009; 11(1): 40-47.
- 17) 徳田良英, 小林由香, 坂口祥子. 下り傾斜路における車いす駆動の身体負担. 帝京平成大学紀要 2009; 20(1): 9-14.
- 18) 小林由香, 坂口祥子, 徳田良英. 車いすでのスロープ下り走行に関する動作筋電図による解析. 第43回日本理学療法学会大会抄録集 2008; 35(2): 48.
- 19) 塩野谷明, 折井綾子, 関口 豪, 高橋詩子, 難波光男. 筋活動から見た車椅子の使用環境－特に最適スロープについて. 長岡看護福祉専門学校紀要 2008; 4: 23-26.
- 20) 村木里志, 三星昭宏, 松井祐介, 野村貴史. 車いすによるスロープ走行時の身体的負担の定量化とその応用. 土木学会論文集 D 2006; 62(3): 401-416.
- 21) 国土交通省総合政策局交通消費者行政課. 障害者を理解する. 交通事業者向けバリアフリー人材育成プログラム調査報告書 2006; 19-29.
- 22) 村木里志, 三星昭宏, 松井祐介. 車椅子によるスロープ走行時

- の身体負担の定量化とその応用, 土木学会論文集 2006; 362(3): 401-416,
- 23) 小池陽子. 心拍変動解析を用いた車椅子段差昇降時の精神的負荷の定量化, ライフサポート 2008; 20(2): P 68.
- 24) 塩野谷明, 酒井綾子, 関口豪. 筋活動から見た車椅子使用環境特に最適スロープ
- 25) 竹澤智美, 對梨成一, 土田宣明, 松田隆夫. 直立および車いす使用による傾斜面角度の近くと車いすによるスロープ昇降の難易度評価. 立命館人間科学研究 2002; 3: 37-46.
- 26) Hoppenfeld S. 整形外科医のための神経学図説－脊髄・神経根障害レベルのみかた, おぼえかた. 津山直一監訳. 東京: 南江堂, 2007.
- 27) 森 於菟, 大内 弘, 森 於菟, 平澤 興, 小川鼎三, 森 優, 岡本道雄, 大内 弘, ほか編. 解剖学 1 総説・骨学・靭帯学・筋学 改訂第 10 版. 東京: 金原出版, 1977: 237-409.
- 28) 酒井医療. 2. 表面筋電図の計測と解析. わかる! 表面筋電図 2017.9.21. <http://www.sakaimed.co.jp/special/kinden/kinden06.html>
- 29) 北村昭子, 岩谷 力. 車椅子ツインバスケットボール競技指導書－頸髄損傷者を対象に－, リハビリテーションマニュアル 16. 所沢: 国立身体障害者リハビリテーションセンター, 2005: 7-8.
- 30) 畠山和利, 松永俊樹, 巖見武裕, 大高稿兵, 佐々木研, 佐藤峰善他. 腹腔内圧が体幹安定性に及ぼす影響－3次元体幹筋骨格モデルによるシミュレーション解析. 理学療法 2014; 42 Suppl. (2): P1-C-0202.
- 31) 朝原早苗, 勝平純司, 山本澄子. 手動車いす駆動時の上肢関節運動と重心位置変化－車軸位置と勾配による関係－. 日本義肢装具学会誌 2007; 3(3): 220-228.
- 32) Boninger ML, Koontz AM, Sisto SA, Dyson-Hudson TA, Chang M, Price R, Cooper RA. Pushrim biomechanics and injury prevention in spinal cord injury :Recommendation on CULP-SCL investigations,

Journal of Rehabilitation Research and Development 05 ; 42, 9-20.
2005;42(3 Suppl. 1):9-19.

- 33) 三浦雄一郎．体幹の協調運動，私はこう工夫する，関西理学
2006 ; 6 : 31-37.
- 34) 村木里志，三星昭宏，松井祐介，野村貴史，車いすによるスロ
ープ走行時の身体的負担の定量化とその応用．土木学会論文集 D
2006 ; 62(3) : 401-416.
- 35) 橋詰努，北川博巳．車いす使用者の身体的負担の定量化と走行
環境に関する研究．福祉のまちづくり研究所報告集 2010 ;
87-94.
- 36) 日本介護福祉士学会辞典編集委員会編．介護福祉辞典，ミネル
ヴァ書房，2014.
- 37) 難波邦治，谷本義雄，六名泰彦．脊髄損傷者のプッシュ動作分
析一手にかかる力波形のパターンによる分析—12 回リハ工学カ
ンファレンス講演論文集 1997 : 12 : 491-494.
- 38) 矢部京之介，草野勝彦，中田英雄（編）．アブステッド・スポー
ツの科学～障害者・高齢者のためのスポーツ実践のための理論～，
市村出版，2004.

謝辞

本論文をまとめるにあたり，丁寧なご指導とご鞭撻をいただきました岡山県立大学保健福祉学部保健福祉学科教授 中村孝文先生，並びに岡山県立大学大学教育開発センター長・特任教授 田内雅規先生に深く感謝いたします．また，論文副査として貴重なご助言を賜りました保健福祉学科教授 中村光先生，同准教授 竹本与志人先生，看護学科教授 高橋徹先生，栄養学科教授 山本登志子先生に感謝申し上げます．最後に，研究の被験者として協力いただきました皆様，温かくご支援くださいました皆さま方に厚くお礼申し上げます．

付記

本学位論文に関する研究業績

1. 三上ゆみ, 中村孝文, 田内雅規 (2017) 「健常者の車いす下り坂走行時の動作と心理に及ぼす身体動作制限の影響」, 労働科学 93 巻 5 号, 148-159.
2. 三上ゆみ, 中村孝文, 田内雅規 (2017) 「健常者の車いす上り坂走行動作に及ぼす身体動作制限の影響」, 岡山県立大学保健福祉学部紀要, 24 巻, 109-116. 印刷中
3. Takabun Nakamura, Yumi Mikami, Masaki Tauchi (2012) 「Differences in the characteristics of wheelchair handling on downward slope between normal and impaired persons」, Proceedings of 13th International Conference on 'Mobility and Transport for Elderly and Disabled Persons', TRANSED2012, New Delhi, Sept., pdf. 1-8.