

バドミントン競技用車いす開発のための 片手チェアワークによる駆動特性評価

長岡技術科学大学 大橋 智志
(共同研究者) 同 塩野 谷明
同 永森 正仁
同 内山 尚志
株式会社パルメソ 監物 勇介

For the Development of Wheelchairs for Badminton Competition Evaluation of Driving Characteristics by One-Handed Chairwork

by

Satoshi Ohashi, Akira Shionoya,
Masahito Nagamori, Hisashi Uchiyama
*Information and Management Systems Engineering,
Nagaoka University of Technology*
Yusuke Kenmotsu
Palmeso Co., Ltd.

ABSTRACT

For this study, we used a competition wheelchair that can drive straight ahead with one arm and a badminton competition wheelchair, taking surface electromyogram (sEMG) data during forward and backward driving: the primary movement of wheelchair badminton. Research participants in the experiment were ten healthy men (22.2 ± 0.4 yr age; 173.7 ± 1.4 cm height; 64.5 ± 2.4 kg weight). The sEMG measurement locations were the flexor digitorum profundus, biceps brachii,

triceps brachii, deltoid, and pectoralis major. Muscle activity was evaluated using integrated electromyograms (iEMGs) obtained from the collected sEMG data. The experimentally obtained results showed that straight-line driving by one-arm increased muscle activity in all muscle regions during both forward and backward motion. Non-parametric multiple comparisons by muscle site were found to have significant differences ($p<0.05$) in the flexor digitorum profundus, biceps brachii, triceps brachii, and pectoralis major muscles forward driving. During backward driving, significant differences ($p<0.05$) were observed in the flexor digitorum profundus, triceps brachii, and deltoid muscles. In conclusion, results show that the flexor digitorum profundus and triceps brachii play important role in the maintenance and repetition of propulsive force during one-handed chairwork (wheelchair control techniques), which is unique to badminton.

キーワード

競技用車いす, バドミントン, ハンドリム, 表面筋電図, 積分筋電図

Keyword

competitive wheelchair, badminton, hand-rim, sEMG, iEMG

要 旨

本研究では、片手駆動で直進可能な競技用車いすとバドミントン競技用車いすを対象として、車いすバドミントン競技の基本動作でもある前進と後退駆動時の筋活動を、表面筋電図 (sEMG) から算出した積分筋電図 (iEMG) をもとに評価した。測定対象の筋部位は、深指屈筋、上腕二頭筋、上腕三頭筋、三角筋、大胸筋とした。研究協力者は、神経および筋疾患の無い健常成人男性10名 (22.2 ± 0.4 歳, 173.7 ± 1.4 cm, 64.5 ± 2.4 kg) であった。実験結果より、片手直進駆動では前進と後退ともにすべての筋部位にて筋活動がバドミントン競技用車いす使用時と比べて増加する傾向を示した。また、筋部位別の多重比較結果より、前進駆動では深指屈筋、上腕二頭筋、上腕三頭筋および大胸筋に有意差 ($p<0.05$) が観察された。一方、後退駆動では深指屈筋、上腕三頭筋および三

角筋に有意差 ($p<0.05$) が観察された。以上より、バドミントン競技特有の片手チェアワークにおける推進力の維持とその繰り返しには、特に深指屈筋と上腕三頭筋が重要な役割を担うことを明らかにした。

緒 言

日本国内では2011年のスポーツ基本法施行、2013年の東京オリンピック・パラリンピック開催決定を契機に、障がい者スポーツに対する社会的な注目度が高まっている。昨年の2020東京パラリンピック競技大会では、22競技539種目に163団体4,403名の選手が参加するまで大きく発展したが、日本国内における障がい者スポーツの環境整備は道半ばの現状である。パラリンピックに代表される競技スポーツは、リハビリテーションスポーツやレクリエーションスポーツとは異なり、種々の競技力向上に基づく記録更新やより良

い成績を目指したアスリートスポーツに位置づけられており、世界の競技レベルが急速に向上している。また、アスリートの競技力や身体能力の向上はもちろんのこと、競技に使用する用具の性能・機能の進化も貢献している¹⁻³⁾。パラリンピック競技等で多く使用されている競技用車いすに着目すると、素材の多様性や加工技術の進歩により高性能化が進展している^{4,5)}。バドミントン競技用車いすについては、テニス競技用車いすを転用していた背景があり開発が遅れていたが、地方独立行政法人東京都立産業技術研究センター、株式会社オーエックスエンジニアリング、国立大学法人長岡技術科学大学による「障害者スポーツ研究開発事業」によって、東京大会に向けて開発されたマグネシウム合金とCFPR（炭素繊維強化プラスチック）を用いたバドミントン競技用車いすはパラリンピック競技大会に採用され、金メダル3個、銅メダル2個の獲得に貢献した。しかしながら、競技者と用具の相性については、競技者自身の感覚的な基準にて判断されている部分も多く、フルオーダーメイドで製作されたとしても、選手の競技力や競技技術への影響について未解明な部分が多く存在している。さらに、競技の特殊性、競技者それぞれによって障がいの部位やその程度に応じた機能実装が必要となるため、同一条件での定量的な評価が難しい問題を有している。

我々は、片腕のみ残存機能を有する競技者やラケット等を片手で扱う競技を対象とした「片手駆動で直進可能な競技用車いす（以降、片手直進駆動車いす）」の開発とその評価に取り組んでいる⁶⁻⁹⁾。この片手直進駆動車いすは、スポーツ競技用車いすのフレームを基に改良したものである。開発した片手直進駆動車いすの駆動機構には、ダブルリング式を採用した。この駆動機構は、片方の駆動輪側に設けた二つのハンドリムを同時に操作することで直進走行を実現している。そのため、片手によるハンドリム操作により、前進と後退、

旋回、停止が可能なこと、スポーツ競技特有の急発進・急停止といった動作も既存の両手駆動と同じく実現できる利点を有している。片腕・片手の欠損または機能不全による上肢障害では、両腕・両手によるハンドリム操作ができないケースも考えられるが、片手直進駆動車いすでは両腕・両手でのハンドリム操作と同様の走行が片腕・片手によるハンドリム操作で実現できることから、車いすを使用する競技への参加にチャレンジできる可能性を有している。しかしながら、片腕・片手によるハンドリム操作の実用化事例では、病院や介護施設での使用を想定したりハビリテーション用¹⁰⁾、日常生活での利用を想定するパワーアシスト機構を有した方式^{11,12)}やレバー駆動方式^{13,14)}など報告されているが、使用者が十分な筋力と器用さを備える必要もある。そのため、車いすが必要かつ片手または片腕に問題がある場合には電動車いすを選択する。これらの背景により、競技用途での研究開発まで踏み込んだ事例はなく、ハンドリム操作時の身体的負荷や筋活動への影響については未解明なままとなっている。

本研究の目的は、車いすバドミントン競技に必須とされる前進と後退駆動時の筋活動評価から、片手直進駆動車いすの実用化につなげるための知見を得ることにある。車いすバドミントン競技（WH1・WH2クラス）では、俊敏かつ正確なチェアワークが要求される。バドミントン競技用車いすにおけるチェアワークでは片手にラケットを持ち、左右両方のハンドリムを操作しながらラケットワークも同時に行うことになる。さらに、他の車いす競技と比べ特徴的な動作として、シャトルを打ち返す際には車いすを後退させる動作も重要となり、前進と後退を繰り返すハンドリム操作が求められる。以上のことから、我々は片手直進駆動車いすの利点を活かしたバドミントン競技への適用や普及拡大への可能性があると考えている。

本論文では、我々が開発した片手直進駆動車い



(a) 片手直進駆動用



(b) バドミントン競技用

図1 競技用車いすの外観

すとバドミントン競技用車いすについて、前進および後退駆動時における筋活動量を表面筋電図から算出した積分筋電図にて比較し、車いすバドミントンの競技動作に応じた駆動筋の筋活動を定量的に評価した結果を報告する。

1. 実験方法

1.1 競技用車いす

本実験で使用した競技用車いすは、図1 (a) に示す片手直進駆動車いす、図1 (b) に示すバドミントン競技用車いすBDZ (株式会社オーエックスエンジニアリング製) とした。表1に使用した競技用車いすの仕様を示す。図1 (a) に示す片手直進駆動車いすは、駆動機構にダブルリング方式を採用し、右側の駆動輪に二つのハンドリムを取り付けている(図2)。図3に示すダブルリング方式の駆動機構は、右側二つのハンドリムを同時にグリップ操作した場合、車軸内に設置された右側のユニバーサルジョイントから駆動伝達軸を通じて

左側のユニバーサルジョイントへ駆動力が伝達されることによって左側ホイールが回転し、片側ハンドリム操作のみでの直進走行を実現する。内側



図2 ダブルリング方式のハンドリム

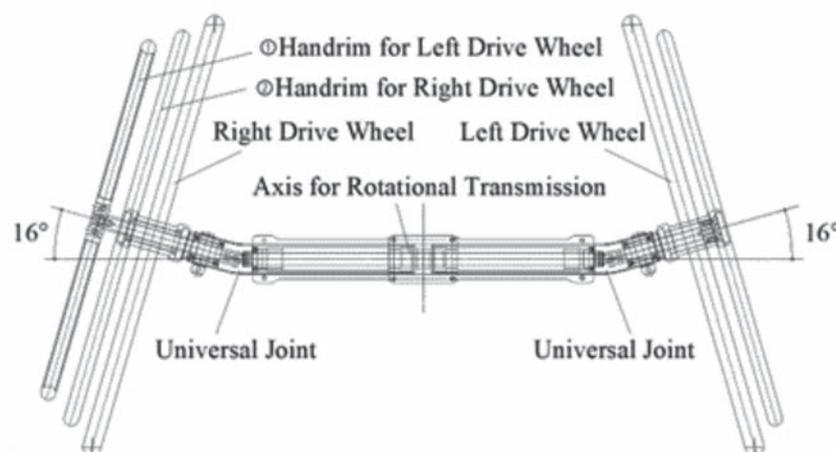


図3 ダブルリング方式の駆動力伝達軸構造

表1 実験に使用した競技用車いすの仕様

項目	片手直進駆動車いす	バドミントン競技用車いす
重量	15.7 kg	10.81 kg
シート長	350 mm	350 mm
シート幅	400 mm	400 mm
キャンバ角	16°	18°
前出し量	60 mm	140 mm
駆動輪径	590 mm	590 mm
ハンドリム径(右駆動用)	531 mm	500 mm
ハンドリム径(左駆動用)	500 mm	500 mm
ハンドリムパイプ径	19 mm	19 mm
フレーム材料	アルミニウム	アルミニウム・スカンジウム合金

(ホイール側)に取り付けられたハンドリムのみを操作した場合は、通常の車いすと同様に右側の駆動輪のみに駆動力が伝達する。なお、部品の組換えによってハンドリムを含めたホイールの取外しと取付けが可能のため、右側駆動だけではなく、左側駆動に変更することも可能である。なお、本実験では右側駆動用に設定した。

1. 2 研究協力者

本研究の研究協力者は、神経および筋疾患の無い健常成人男性10名(右利き9名、左利き1名)とした。研究協力者の年齢、身長および体重の平均値とその標準偏差は、 22.2 ± 0.4 歳、 173.7 ± 1.4 cm、 64.5 ± 2.4 kgであった。各研究協力者には、

本研究の目的と実験内容および安全性と可能性のあるリスク等について説明を行い、書面による承諾を得た。なお、本実験は国立大学法人長岡技術科学大学倫理審査委員会にて承認を得て実施された。

1. 3 実験装置と測定環境

実験で測定する表面筋電図(sEMG: Surface Electromyogram, 以降sEMG)は、ハンドリム操作に重要な役割を担う駆動筋の部位¹⁵⁾とし、図4に示すハンドリム操作側(右側)の深指屈筋(flexor digitorum profundus)、上腕二頭筋(biceps brachii)、上腕三頭筋(triceps brachii)、三角筋(deltoid)、大胸筋(pectoralis major)を選択した。図4に示す各測定部位に対し、直径30×24 mmのケンドールTM電極アルボH124(CardinalHealth)を貼り付け、1.5 mのディスプレイケーブル(入力インピーダンス250 GΩ)付きケーブルを介して表面筋電図をDCアンプ内蔵の生体信号収録装置ポリメイトプロMP6000(株式会社ミュキ技研)を用いて記録した。各筋に貼り付けた電極は、双極誘導法を用いており、貼り付け前にはアルコール除菌シートにて研磨し、皮膚表面の油分や汗等を除去後、電極の間隔を25

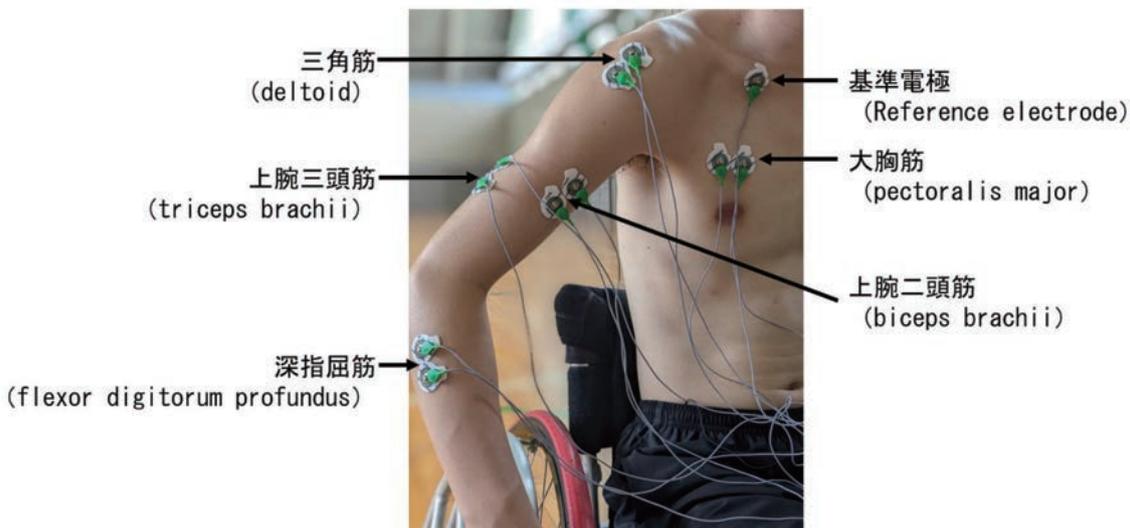


図4 表面筋電図の測定部位

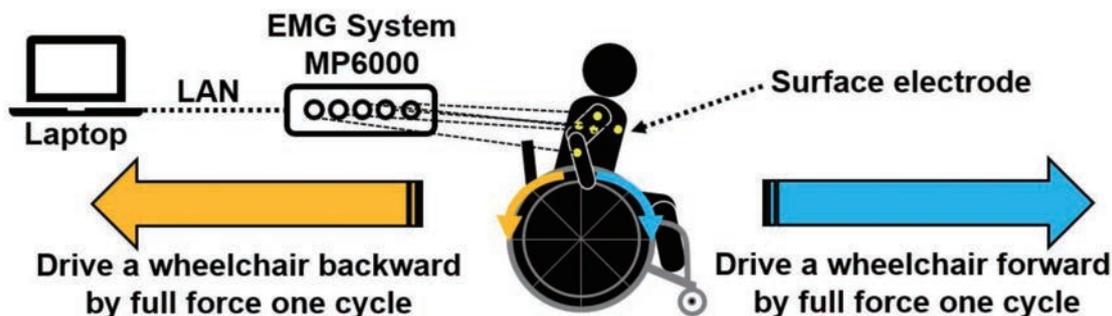


図5 測定環境の概要図

mmとして貼り付けた。なお、データ記録時は、1 kHzのサンプリング周波数にてA/D変換(24 bit)し、接続先のノートPCに取り込んだ。記録したsEMGの波形データは、多用途生体情報解析プログラムBIMUTAS II(キッセイコムテック株式会社)を用いて、10-500 Hzのバンドパスフィルタを適用し、ハンドリム操作による前進および後退駆動時における各筋部位のsEMGをそれぞれ12試行分全波整流化した積分筋電図(iEMG: integrated electromyogram, 以降iEMG)を算出した。図5に測定環境の概要図を示す。

本実験の測定場所は、実際の競技環境を想定し、長岡技術科学大学体育館内のバドミントンコート

とした、図6に示す車いすバドミントン競技のシングル用コートサイズ(縦6.70 m×横3.07 m)にて測定を行った。

1. 4 実験手順

すべての研究協力者は、各競技用車いすを使用した表面筋電図の測定に関する条件や注意事項について十分な説明を受け、前進駆動と後退駆動のチェアワークトレーニング後に測定を開始した。研究協力者には、静止状態からハンドリムを強く握った後、最大努力にて1駆動のみのハンドリム操作を行うよう指示した。右側のハンドリム操作を基準とした場合、前進時におけるグリップの初

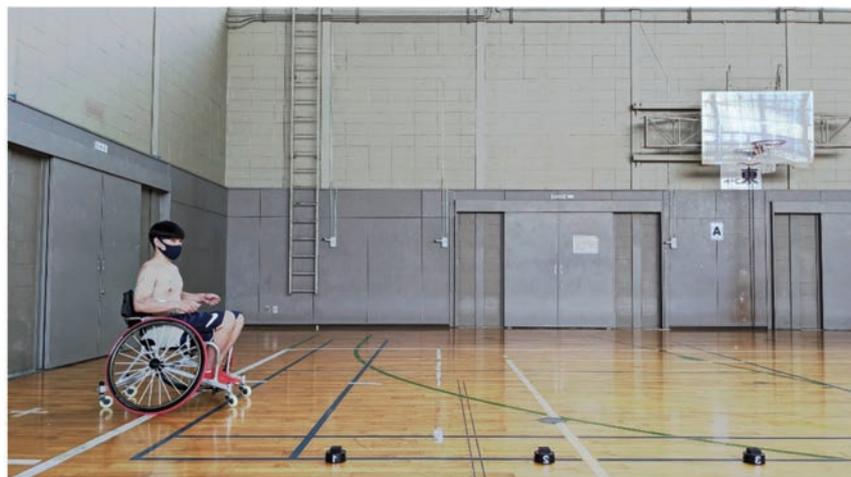


図6 バドミントンコートでの測定

期位置は12時方向とし、3時方向までグリップを維持することとした。後退時の初期位置は2時方向とし、11時方向までグリップを維持することとした。なお、初期位置でハンドリムをグリップした際の肘関節の角度は約90°に保つようにした。試行回数は、前進と後退ともに12回とし、各試行の間には十分な休息時間を設けて筋疲労の回復にも考慮した。

1. 5 解析方法

実験で測定した表面筋電図のデータ（以降、sEMG データ）は、右側ハンドリムのグリップが確認された後のタイミングを基準とし、1駆動分が収集可能であった1,500 msec 間のsEMG データを使用した。このsEMG データに対し、10-500 Hz のバンドパスフィルタを適用し、iEMG を算出した。このiEMG の値は、等尺性収縮において筋の発揮張力との対応が成り立つことから、ハンドリム操作時における筋活動の推定値として利用する¹⁶⁾。さらに、研究協力者によって筋電位の生理的応答の個人差やセンサー感度の違いなどが生じることから、研究協力者別に各筋部位の最大iEMG に対する割合（以降、%iEMG）を算出した。

統計処理には統計解析ソフト IBM SPSS

Statistics 28 (IBM 社) を用いた。事前に各種iEMG データの等分散検定による有意差判定結果が $p < 0.05$ (有意水準5%) となったため、帰無仮説を棄却し対立仮説を採択し、各群の母分散が異なることを確認した。

はじめに、バドミントン競技に使用される競技用車いす（図1 (b)）での前進駆動と後退駆動時の筋活動を表す%iEMG を基準として、片手直進駆動車いす（図1 (a)）の%iEMG にて割合を求め、この割合から筋部位別の筋活動を評価する。この評価は、同一の研究協力者が片手駆動車いすを使用した際に、両手駆動のバドミントン競技用車いすと比べ、どの程度の割合で筋活動を発揮しているのかを意味している。

次に、片手直進駆動車いすとバドミントン競技用車いすにおける前進駆動と後退駆動の筋活動の差を評価するため、解析対象となる右側の深指屈筋、上腕二頭筋、上腕三頭筋、三角筋、大胸筋の%iEMG に対し、独立サンプルによる Kruskal Wallis 検定を行った。なお、有意水準は5%とし、有意確率は Bonferroni 訂正¹⁷⁾ により、複数のテストに対して有意確率の値が調整された結果を採用した。

2. 実験結果

2.1 片手直進駆動による筋活動の評価

対象となる各筋部位のiEMGデータから算出された%iEMGは、研究協力者1名あたり12試行×4パターン(片手直進駆動車いすの前進と後退、バドミントン競技用車いすの前進と後退)となる。はじめに、各パターン12試行分の%iEMGデータから上限と下限の値を除外した10試行分の平均値を各パターンの%iEMGとして採用した。次

に、片手直進駆動時の%iEMGに対し、バドミントン競技用車いすを用いた両手駆動時の%iEMGにて除算した割合を前進駆動と後退駆動に分けて算出した。

図7は、前進駆動時における筋部位別の%iEMGの割合を研究協力者別(A~Jまでの10名分)に算出した結果を示している。図8は後退駆動時の結果を示している。

図7に示す前進駆動時の筋部位別比較を確認すると、全研究協力者の平均値では、増加割合が高

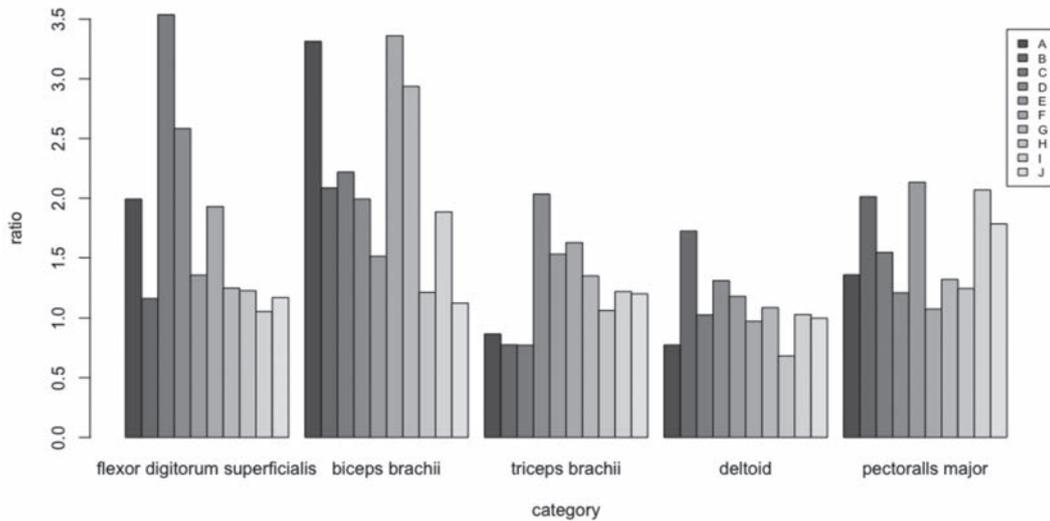


図7 前進駆動時における筋部位別の比較

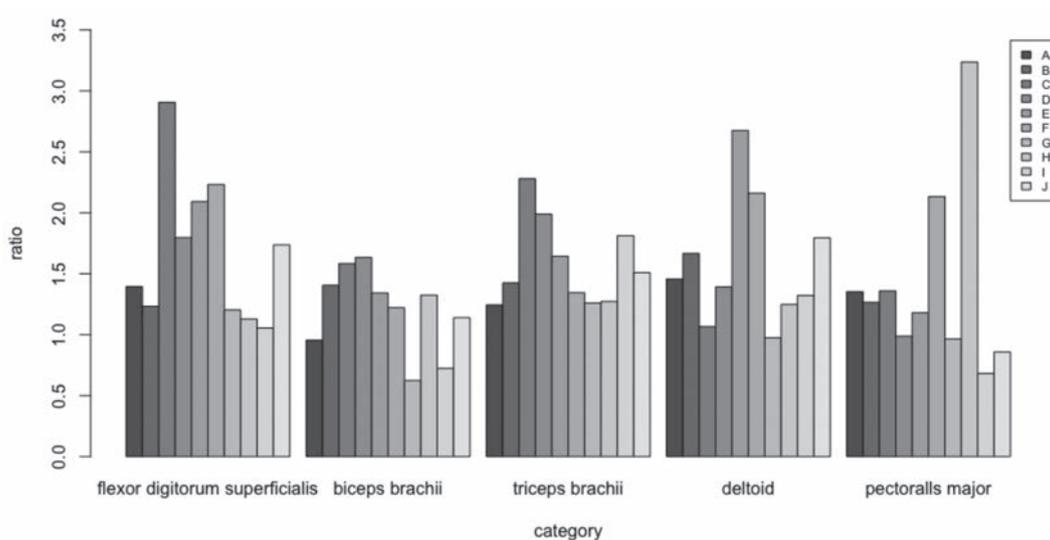


図8 後退駆動時における筋部位別の比較

い順に上腕二頭筋2.16倍, 深指屈筋1.73倍, 大胸筋1.58倍, 上腕三頭筋1.24倍, 三角筋1.08倍であった。一方, 図8に示す後退駆動時の筋部位比較を確認すると, 深指屈筋1.68倍, 上腕三頭筋1.58倍, 三角筋1.58倍, 大胸筋1.40倍, 上腕二頭筋1.20倍であった。

2.2 各筋部位に対する多重比較

片手直進駆動車いすとバドミントン競技用車いすを対象に, 前進駆動と後退駆動の差を評価するため, 解析対象となる右側の各筋部位(深指屈筋, 上腕二頭, 上腕三頭筋, 三角筋, 大胸筋)に区分し, ①前進駆動-片手直進駆動車いす(Forward-OneArm), ②前進駆動-バドミントン競技用車いす(Forward-Badminton), ③後退駆動-片手直進駆動車いす(Backward-OneArm), ④後退駆動-バドミントン競技用車いす(Backward-Badminton)の4群を設定し, 多重比較を行った。①から④の4群を対象とした駆動別の2群間検定では, Dunn test¹⁸⁾を用いた。なお, 有意水準5%とし, その有意確率はBonferroni訂正後¹⁷⁾の値を採用した。表2には片手直進駆動車いすとバドミントン競技用車いすを使用した前進駆動と後退駆動時の%iEMGに対する有意確率(p-Value)を筋部位別にまとめた結果を示す。図9は, 片手直進駆動車いすとバドミントン競技用車いすにおける前進駆動と後退駆動に分けて2群間検定した結果を筋部位別にまとめた結果である。

表2および図9より, 片手直進駆動車いすとバドミントン競技用車いすにおける%iEMGの間に有意差が認められなかった筋部位は, 前進駆動で三角筋(図9(d)), 後退駆動で上腕二頭筋(図9(b))と大胸筋(図9(e))であった。

3. 考察

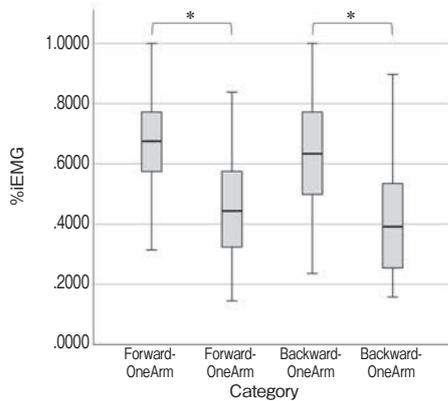
3.1 片手直進駆動における筋活動への影響

前進駆動のハンドリム操作における運動力学的プロセスでは, ハンドリムをグリップする瞬間, 手関節の屈筋によって指を屈曲させ, 上腕二頭筋と上腕三頭筋は肘を屈曲, 三角筋と大胸筋が肩を屈曲させた状態となる。ハンドリムをグリップした後, その握り手が体幹より前へ押し出す方向へ移動するため, 肘の伸展が車いすへの推進力を担うことになる。この推進力は, 上腕二頭筋, 三角筋および大胸筋がハンドリムに力を伝えることで車いすへの推進力を発揮し, 上肢を前方へ傾けるように働く役目も担う。この推進力を維持するために最も重要なのが上腕三頭筋と手関節の屈筋である¹⁵⁾。そのため, 深指屈筋がハンドリムへ伝達する力を逃がさようにハンドリムを強くグリップし続ける役割を担い, 上腕三頭筋がハンドリムを回し終えるまで力を伝達する役割を担うことで車いすの推進力が維持される。一方, 後退駆動のハンドリム操作においても前進駆動と同様に, 後方への推進力を上腕二頭筋, 三角筋および大胸筋がハンドリムに力を伝えることで推進力を発揮す

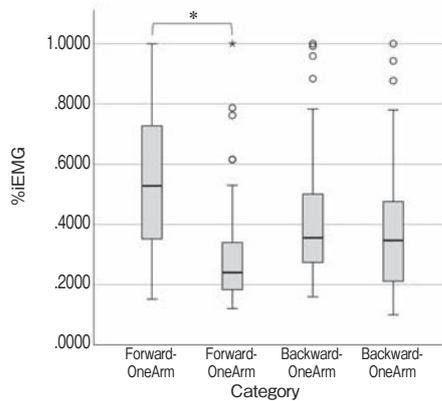
表2 筋部位別による多重比較

Category	Comparison	Test static	p-Value*
flexor digitorum profundus	Forward	8.308	0
	Backward	7.691	0
biceps brachii	Forward	9.932	0
	Backward	1.985	0.283
triceps brachii	Forward	2.889	0.023
	Backward	8.976	0
deltoid	Forward	0.816	1
	Backward	7.515	0
pectoralis major	Forward	5.033	0
	Backward	2.352	0.112

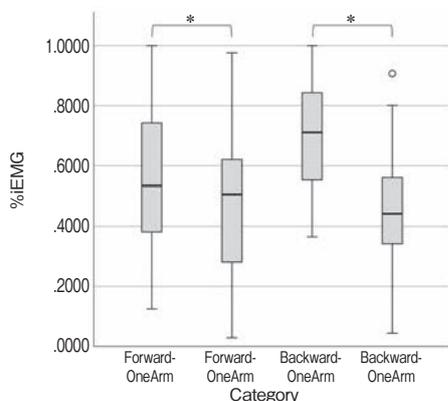
*Significance level $p < 0.050$



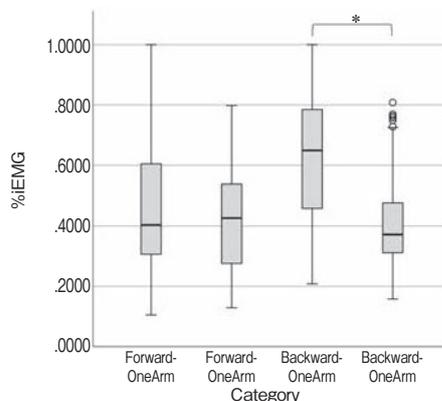
(a) flexor digitorum profundus



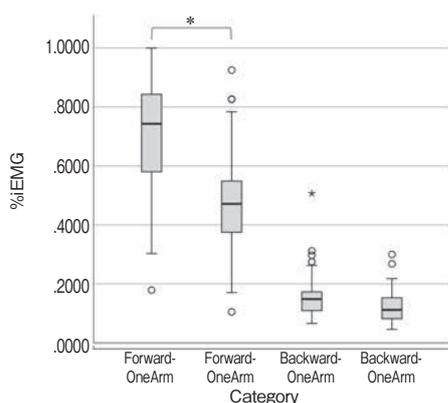
(b) biceps brachii



(c) triceps brachii



(d) deltoid



(e) pectoralis major

*Significance level $p < 0.05$

図9 前進・後退別の2群間検定

るが、ハンドリムを最後まで後方へ回す際には肘も体軸よりも後方へ伸ばす方向に動作させる必要があることから、肘関節を伸ばす伸筋として最も

重要な役割を担う上腕三頭筋が前進駆動時よりも大きな力を発揮することになる¹⁵⁾。

図7に示す前進駆動および図8に示す後退駆動

時に片手直進駆動車いすにおける%iEMGの割合が大幅に増加する傾向を示した深指屈筋に着目する。片手直進駆動では2つのハンドリムをグリップしながらの操作が必要となることから、個人差はあるものの全ての研究協力者にてバドミントン競技用車いすよりも%iEMGの割合が増加した。全体平均では前進駆動1.73倍、後退駆動1.68倍となった。一つのハンドリムをグリップする両手駆動に比べ、片手直進駆動時には2つのハンドリムをグリップする必要が生じる。2つのハンドリムをグリップする際には、親指を内側のハンドリムに掛け、その他4本の指を外側のハンドリムに掛けながら操作することから、一つのハンドリムをグリップする場合よりも深指屈筋の筋活動が重要な役割を担うことが推察できる。先行研究⁸⁾の結果では、研究協力者10名に対し、片手直進駆動可能な競技用車いす1台を用いて、片手駆動と両手駆動における前進1駆動分(3試行)のiEMGデータの比較を行った。その結果、深指屈筋、上腕二頭筋、上腕三頭筋および大胸筋について1.5~1.8倍の増加を確認した。本実験ではバドミントン競技用車いすを用いた両手駆動時との比較となるが、これらの筋部位にて1.24~2.16倍の差が生じたことから妥当性のある結果だと考える。

図7に示す前進駆動の結果では、個人差によるばらつきが生じているが、バドミントン競技用車いすに比べて片手直進駆動車いすによる上腕二頭筋の筋活動が2.16倍と増加し、駆動筋の活動の中では最も大きな影響を与えていた。この結果についても、先行研究⁸⁾の結果と一致した。一方、図8に示す後退駆動の結果では、上腕二頭筋の筋活動が1.20倍、上腕三頭筋が1.58倍となり、上腕二頭筋が最も小さい差となった。これは、前述する後退駆動時における運動学的プロセスで示したように、後退駆動のハンドリム操作では、ハンドリムへの力の伝達および肘関節を体軸より後方へ伸展するために重要な役割を担う上腕三頭筋

の筋活動が大きく影響していると考えられる。図8に示す後退駆動時の上腕三頭筋の筋活動の割合は、図7に示す前進駆動時と比べ研究協力者全体で約27%上昇しており、後退駆動時の推進力には上腕三頭筋が影響を与えていることを示唆できる。

バドミントン競技用車いすを使用した両手駆動に比べ片手直進駆動車いすでは、右側2つのハンドリムをグリップしながら左右両方の駆動輪に駆動力を伝達する必要がある。各筋部位への負荷は両手駆動よりも増大する。内山¹⁹⁾らの研究報告でも示されているように、筋群への負荷増加および車いすへの推進力を伝達する為に必要な肘関節の伸展は、iEMGの増加にもつながることが本実験結果からも明らかになった。

3. 2 車いすと駆動区分の違いによる筋活動の差

図9に示す筋部位別に分けた前進・後退別の2群間検定結果より、片手直進駆動車いすとバドミントン競技用車いすにおける筋活動の特徴を比較する。片手直進駆動では、(a)深指屈筋と(c)上腕三頭筋に特徴的な筋活動の差を確認した。前進および後退駆動ともに、バドミントン競技用車いすとの有意差があり、%iEMGも双方で増加した。この結果は3.1節でも述べたように、ダブルリング方式によって2つのハンドリムをグリップする必要が生じる場合、深指屈筋の筋活動が増加する。また、片手直進駆動では両手駆動に比べて片手・片腕のみで推進力を維持する必要が生じると共に駆動時の負荷も増大することから上腕三頭筋の筋活動も増加することを示唆している。

片手直進駆動による前進では三角筋への影響が小さいことから、深指屈筋、上腕二頭筋、上腕三頭筋および大胸筋が両手駆動よりも筋活動を増大させ、推進力を維持する傾向を示唆している。一方、後退駆動では上腕二頭筋と大胸筋への影響が小さいことから、深指屈筋、上腕三頭筋および三角筋が後退駆動の推進力を維持させるように働く

傾向を示唆している。

以上より、片手直進駆動車いすを使用したハンドリム操作では、前進駆動また後退駆動の違いにより両手駆動と比べて筋活動を増大させる筋部位が異なり、車いすの推進力を維持させる役割を担うことが明らかとなった。

4. 結 論

本研究では、我々が開発した片手駆動で直進可能な競技用車いすとバドミントン競技用車いすを対象として、前進および後退駆動時における各駆動筋のiEMGをもとに筋活動を定量的に評価した。片手直進駆動による前進と後退時のハンドリム操作では、両手駆動よりも駆動筋群への負荷が増加することから、対象とした全ての筋部位にてiEMGが増加する傾向を示した。バドミントン競技特有の片手チェアワークにおける推進力の維持とその繰り返しには、特にハンドリムをグリップする作用に影響を与える深指屈筋と推進力の維持に影響を与える上腕三頭筋が重要な役割を担うことを明らかにした。

謝 辞

本研究に対して助成を賜りました公益財団法人石本記念デサントスポーツ科学振興財団に厚く御礼申し上げます。また、本研究の実施にあたり多大なご協力を頂きました地方独立行政法人東京都立産業技術研究センター、株式会社オーエックスエンジニアリングならびに研究協力者の皆様に厚くお礼申し上げます。

文 献

- 1) Burkett B., Technology in Paralympic sport: performance enhancement or essential for performance?. *Br. J. Sports Med.*, **44** (3), 215-20 (2010)
- 2) Tang S.Q., Li K.H.H., Lim S.L.D., Design enhancement of overall Paralympics wheelchair

for para table tennis competition. *Proc. Inst. Mech. Eng. Part P: Journal of Sports Engineering and Technology.*, **233** (3), 342-350 (2019)

- 3) Nagamatsu A., Current Situation and Challenges of Technological Development for Para-Sports Equipment. *Journal of Paralympic Research Group.*, **12**, 69-82 (2019)
- 4) Chénier F., Aissaoui R., Effect of wheelchair frame material on users' mechanical work and transmitted vibration. *Biomed Research International*, 2014, 609369 (2014)
- 5) Gebrosky B., Grindle G., Cooper R., Cooper R., Comparison of carbon fibre and aluminium materials in the construction of ultralight wheelchairs. *Disability and Rehabilitation: Assistive Technology*, **15** (4), 432-441 (2020)
- 6) 塩野谷明, 監物勇介. 片手・両手切り替え駆動型競技用車いすの開発と評価. *デサントスポーツ科学*, **33**, 93-103 (2012)
- 7) Shionoya A., Kenmotsu Y., Development of New Wheel-Chair for Sports Competition. *In the Proceedings of The 12th Conference of the International Sports Engineering Association*, **2** (257), 1-6 (2018)
- 8) 監物勇介, 大橋智志, 近井学, 塩野谷明. 片手による直進走行が可能なスポーツ競技用車いすの駆動特性に関する実験的評価. *日本福祉工学会誌*, **23** (2), 23-30 (2021)
- 9) Ohashi S., Shionoya A., Harada K., Nagamori M., Uchiyama H., Posture Estimation Using Surface Electromyography during Wheelchair Hand-Rim Operations. *Sensors*, **22** (9), 3296 (2022)
- 10) Hwa S.J., Gemus P., Young-Shim K., Hyung-Shik J., Development and evaluation of one-hand drivable manual wheelchair device for hemiplegic patients, *Applied Ergonomics*, **48**, 11-21 (2015)
- 11) Yasuda T., Furikado D., Tanaka K., One hand drive wheelchair with new manipulation mechanism and assist functions. *Proc. of 2006 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, 2833-2838 (2006)
- 12) Sakai K., Yasuda T., Tanaka K., Improvement of manipulation torque transfer mechanism and assist unit for one hand drive wheelchair with a triple ring. *Proceedings of the 2009 IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics*, 196-201 (2009)

- 13) van der Woude L.H., Botden E., Vriend I., Veeger D., Mechanical advantage in wheelchair lever propulsion: effect on physical strain and efficiency. *J. Rehabil Res. Dev.*, **34** (3), 286-94 (1997)
- 14) Kirby R.L., Ethans K.D., Duggan R.E., Saunders-Green L.A., Lugar J.A., Harrison E.R., Wheelchair propulsion: descriptive comparison of hemiplegic and 2 hand patterns during selected activities. *Am. J. Phys. Med. Rehab.*, **78** (2), 131-135 (1999)
- 15) Davis R., Ferrara M., Byrnes D., Sports Performance Series, The competitive wheelchair stroke. *Nat. Streng. Condit. Assoc. J.*, **10**, 4-11 (1988)
- 16) 原良昭, 吉田正樹, 松村雅史, 市橋則明. 積分筋電図による筋活動の評価. 電気学会論文誌 C, **124** (2), 431-435 (2004)
- 17) Cabin R.J., Mitchell R.J., To Bonferroni or not to Bonferroni: when and how are the questions. *E.S.A. Bull* **81**, 246-248 (2000)
- 18) Dunn, O.J., Multiple Comparisons Using Rank Sums. *Technometrics*, **6**, 241-252 (1964)
- 19) 内山孝憲, 赤澤堅造: ヒト肘関節伸筋の筋活動度 - 角度 - 等尺性トルク関係と - 負荷トルク - 速度関係, バイオメカニズム, **14** (0), pp.27-37 (1998)