

スライド式ローイングエルゴメーターでのローイング動作における ハンドル力、ストレッチャー力および関節キネマティクス： シニアとジュニア女子ローイング選手の比較

Handle, stretcher forces and joint kinematics during rowing on sliding rowing ergometer:
comparison of elite and junior female rowers.

尹 鉉喆 (国士舘大学大学院 スポーツ・システム研究科)
船渡 和男 (国士舘大学大学院 スポーツ・システム研究科)

抄録

【目的】スライド式エルゴメーターを用いたローイング競技の2000mレースシミュレーションにおいて、シニア選手とジュニア選手の力学的変数と関節キネマティクスの違いを検討すること。【方法】被験者は、大学生エリートローイング選手女子6名（以下シニア群）と高校生エリートローイング選手女子6名（以下ジュニア群）とした。スライド式エルゴメーターを用いて各々のレースペースで2000mタイムトライアルのシミュレーションを行った。ローイング動作中のハンドル牽引力 (F_{HD}) とストレッチャー反力 (F_{ST}) 及びそれぞれの力の立ち上がりの速度 (RFD) を計測した。被験者の側方から高速度ビデオカメラ (200fps) で撮影し、股関節、膝関節のキネマティクスを算出した。【結果及び考察】シニア選手は、タイムが短く ($p<0.05$)、ストローク頻度が高く ($p<0.01$)、ドライブ時間が短い ($p<0.01$) 傾向を示した。また、シニア選手では F_{HD} 、 F_{ST} 及びそれらの RFD、さらに股関節と膝関節伸展の最大角速度と最大角加速度で、高い値を示した (全てにおいて $p<0.01$)。これらの結果からシニア群の特徴として、キャッチ時からの初期のドライブ局面では膝関節伸展角加速度およびその後の中期のドライブ局面での股関節伸展角加速度が、それぞれ艇を推進するための力発揮に貢献をしていることが推察された。

1 緒言

ローイング競技は、通常2000mの距離をいかに短い時間で漕ぐことができるかを争う競技である。競技時間は、ボートの種類により異なるが、約6~8分である。

ローイング競技は、最大心拍数の80~90%、なおかつ酸素摂取量では VO_{2max} の90~100%付近で行われることが報告されている (Hagerman et al., 1978; Ingham et al., 2002; de Campos Mello et al., 2009)。ローイング動作は、上肢、体幹、下肢の多くの筋群を動員する全身運動であり、全身の約70%の筋肉を使用する複雑な運動である (Steinacker, 1993)。ローイングレース中の1ストロークの平均パワーは450~550Wとされ (Steinacker, 1993)、最大パワーが1200Wとなることが報告されている。また、レース中のエネルギー比率は有酸素性84%、無酸素性能力は16%であると報告されている (Hagerman et al., 1978)。したがって、ローイング競技においては非常に高いレベルのパワーとその持久力が求められている (Hagerman et al., 1979)。

ローイング競技は気候や環境に左右される屋外競技のため、陸上トレーニングには固定式ローイングエルゴメーター (Colloud et al., 2006; Ives et al., 2023) が使用され、選手評価 (Benson et al., 2011; Mäestu et al., 2005; Smith and Hopkins, 2012; Torres-Moreno et al., 2000) や艇のポジション決定 (Elliott et al., 2002; Bazzucchi et al., 2013) などに利用されている。今日まで汎用されている Concept II 固定式エルゴメーターでは、動かない本体に固定されたストレッチャーに足部を動き、脚の伸展屈曲運動と腕のハンドルを牽引する運動で、シートが動く構造になっている。しかし Concept II 固定式エルゴメーターでは、実際的水上でのローイング動作とは異なること (Trompeter et al., 2021; Lamb, 1989) および筋電図 (EMG) を用いた比較では、大腿直筋 (RF) および内側広筋 (VM) の活動に水上と顕著な違いがあることが指摘されている (Fleming et al., 2014)。

このような背景から、エルゴメーターでの選手の力発

揮を水上と類似させるために、シートと足部の両方が移動するスライド式ローイングエルゴメーターが開発された (Kleshnev, 2020). スライド式エルゴメーターは、Fig 1に示すようにハンドルを牽引し、同時にストレッチャーを蹴ることによりシートがスライドし、さらに、エルゴメーター本体をレールの上に載せることで、本体自体もスライドする構造となっている。

スライド式エルゴメーターではストローク頻度が高くなるため、酸素摂取量も高くなり (Benson et al., 2011), 固定式エルゴメーターよりハンドル力が低いため、腰への負担が少ないと報告されている (Colloud et al., 2006). また、水上とスライド式エルゴメーターを比較した研究によれば、ドライブ局面 (キャッチからフィニッシュまで) からリカバリー局面 (フィニッシュからキャッチまで) への移行が水上でのローイング動作に類似しているとされている (Elliott et al., 2002). このようにスライド式エルゴメーターは水上の環境を再現できるため、ローイング選手を評価するために有用であるとされてきた。

Concept II 固定式エルゴメーターを用いて、シニアエリートとジュニアエリートローイング選手を比較した研究では、シニア選手はストローク頻度の増加に伴い、ストローク長やハンドルおよびストレッチャーの最大力が大きく、ストローク頻度が増加しても一定のストローク長を維持できることが報告されている (Černe et al., 2013). しかし先行研究では、ストローク頻度をメトロノームなどで規定してConcept II 固定式エルゴメーターによるローイング動作を対象としている。本研究では、先行研究において行われていない試みとして、スライド式エルゴメーターを用いて実際の2000mタイムレースを想定した選手の感覚によるレースペースでのローイング動作を対象とした。本研究の目的は、スライド式ローイングエルゴメーターを用いた、ローイング競技の2000mレースシミュレーション時の、シニア選手とジュニア選手を比較することとした。本研究の独自性は、ストローク頻度やハンドル牽引力、ストレッチャー反力、ハンドルパワーおよび股関節と膝関節の関節キネマティクスから、シニア選手とジュニア選手のローイング動作中の特異性を明らかにすることである。仮説として、シニア選手はジュニア選手と比較して下肢関節伸展角速度と角加速度が大きくなり、ハンドル力とストレッチャー力、それらの力の立ち上がり速度が大きくなると予想した。

II 方法

1. 被験者

被験者は、全員が全国高等学校総合体育大会の決勝進

出経験を有する高等学校ローイング部員女子6名 (以下「ジュニア群」と略す; 年齢 16.7 ± 0.5 歳, 身長 159.8 ± 3.0 cm, 体重 56.1 ± 4.8 kg, 競技歴 1.3 ± 0.5 年) および全員が全日本大学ローイング選手権大会入賞経験を有する大学ローイング部員女子6名 (以下「シニア群」と略す; 年齢 19.7 ± 0.8 歳, 身長 163.4 ± 3.7 cm, 体重 65.6 ± 4.7 kg, 競技歴 4.5 ± 0.5 年) であった。被験者には、あらかじめ本研究の主旨、内容および安全性に関する説明を行い、書面により参加者および高校生には保護者に対して同意を得て測定を実施した。すべての手順はヘルシンキ宣言のガイドラインに従って実施され、日本体育大学の倫理審査委員会 (承認番号: 019-H061) によって承認された。

本研究は、空気抵抗式負荷 (フライホイール) によるローイングエルゴメーター (Model C Indoor Rower, Concept II社) を用いて行った。スライド式エルゴメーターは、エルゴメーターを2台のスライド (Slide Pair, Concept II社) 上に装着した (Fig 1)。

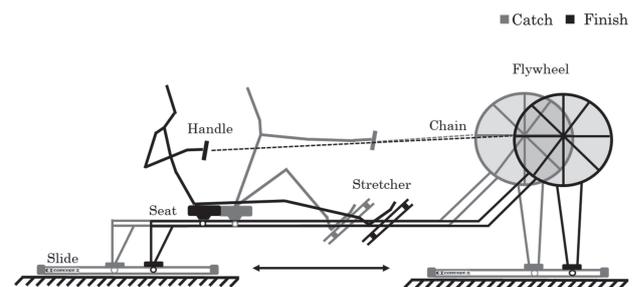


Fig 1. Schematic representation of the catch (■) and finish (■) positions on the slide ergometer (Concept2 Model C). Ergometer slides on two rails by frictionless rollers.

Fig 1には、スライド式エルゴメーター (Model C Indoor Rower, Concept II社) におけるキャッチ (Catch: グレー) およびフィニッシュ (Finish: ブラック) 姿勢とローイングエルゴメーターの動きを示した。スライド式エルゴメーターは、固定式エルゴメーターをスライドレール上に装着した構造であり、キャッチ時にストレッチャーを蹴ることで、エルゴメーター本体がスライドする仕組みになっている。この際、ハンドルを引くことでフライホイールが回転する仕組みとなっている。

ローイングエルゴメーターのフライホイールの回転軸にロータリーエンコーダー (RS232-C, VINE社) を、ハンドルと牽引チェーンとの接続部に張型ロードセル (小型LUR-A-2KNSA1, 株式会社共和電業) を取り付けた。ストレッチャーに加えられた力を測定するため、2個のロードセルを組み込んだフォースプレート (KLU-100KA-SH11, VINE社) をそれぞれ左右のストレッチャーに取り付けた。すべての得られたデータは、信号

増幅器（AC ストレインアンプ 5783，日本電気三栄株式会社）と A/D 変換器（Power Lab/16sp，AD Instruments 社）を介してコンピューターに取り込んだ。

ローイング動作の撮影には、ハイスピードカメラ 1 台（HAS-U2，DITECT 社）を用いて被験者の動きに対して直角の側方 10m の位置から、200fps で高速度撮影を行った。ハイスピードカメラ同期は、トリガーボックス（PH1461A，Bcam Sync Generator，DKH 社）を用いて行い、A/D（変換器（Power Lab/16sp 1kHz，AD Instruments 社）を介して PC に取り込んだ。

なお、2000m レースシミュレーション中のローイングエルゴメーターからの力学的変数とビデオ撮影は、時間同期して連続記録した。

2. 実験プロトコル

被験者は、測定前にスライド式エルゴメーターで十分にウォーミングアップを行った。12名の被験者は、スライド式エルゴメーターを用いてローイング競技の 2000m レースシミュレーションを行った。被験者には、実際のレースペースと同様に行うよう指示をした。試技中は経過距離を被験者に告げるとともに、500m 毎のラップタイムを記録した。なお試技前には十分な休憩時間をとり、疲労の影響がないように配慮した。

3. エルゴメーターからの力学的変数の算出

本実験におけるローイング動作のハンドル速度が 0.1m/s 以上になった時点をキャッチ（力の立ち上がり）、一方 0.1m/s 以下になった時点をフィニッシュと定義した。キャッチから次のキャッチまでの動作を 1 ストロークとした。その中で、キャッチからフィニッシュまでの区間をドライブ局面と定義し、その時間をドライブ時間とした。フィニッシュからキャッチの区間はリカバリー局面と定義し、その時間をリカバリー時間とした。なお力学的変数および動作分析は、500m 経過後に、ハンドルの牽引速度が一定でかつストローク頻度も一定となった連続する 3 ストロークを対象とした。ドライブ局面中のハンドル力 (N) は、ハンドル部に取り付けたロードセルから取得した。ドライブ局面中のハンドルパワー (W) は、ロータリーエンコーダーから取得したハンドル速度にハンドル力を乗ずることで算出した。1 ストローク中のストレッチャー力 (N) は、左右の 2 台のフォースプレートから得られた値を同期合算して求めた。ハンドル力とストレッチャー力における力の立ち上がり速度 (RFD [N/s]) は、力の立ち上がりからピークまでの力の変化量 (ΔF [N]) をその所要時間 (Δt [s]) で除して算出した。ストローク頻度は、1 ストローク時間の逆数とし、1 分間あたりのストローク頻度 (スト

ローク/分) を算出した。これらの力学的変数および時間変数は、3 ストロークの平均値によって算出した。

4. ビデオ撮影と動作分析

ローイング動作の解析は、動作分析システム (Frame-DIAS V，DKH 社) を用いて、リンクセグメントモデルデンプスター 15 点の解剖学的計測点にデジタイジングを行った。予め被験者の身体皮膚上に 14mm 反射マーカー 15 点 (頭頂，第 7 頸椎棘突起，剣状突起および左側の耳珠，肩峰，上腕骨外側上顆，尺骨茎状突起，第 5 中指骨頭，肋骨下端，大転子，大腿骨外側上顆，外果，踵骨，第 5 中足骨頭，第 2 趾先端) を貼付した。実験前にカメラの画角内での重垂スケール (2m) を、鉛直線上で 0.1m 毎，水平軸で 0.5m 毎カメラに映しこむことにより校正し，2 次元 DLT 法を用いて被験者のマーキングポイントの位置座標を換算した。映像分析から得られた身体的位置データは，残差分析による最適遮断周波数 (4.0Hz) を決定した後，4 次の Zero-Lag Butterworth Digital Filter で平滑化した。右側方矢状面における 2 次元動作分析による位置座標データから，関節角度を算出した (Fig 2)。関節角度の定義は，股関節角度 {2 線分 (肩峰—大転子と大転子—大腿骨外側上顆) のなす角度}，膝関節角度 {2 線分 (大転子—大腿骨外側上顆と大腿骨外側上顆—外果) のなす角度} とした。

角速度は関節角度変位を，また角加速度は関節角速度をそれぞれ時間微分 ($\Delta t = 1/200$ 秒) して算出した。

また，関節角度は，反時計周り (伸展方向) をプラス (+) と定義した (Fig 2)。

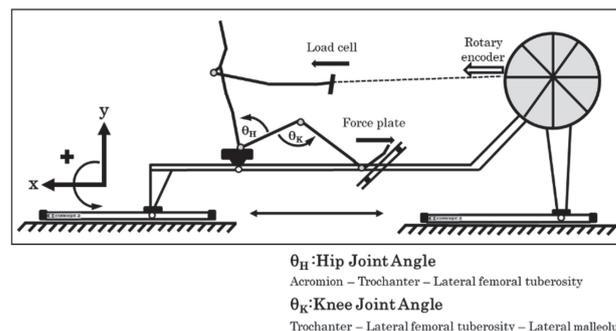


Fig 2. Mechanical variables measured from installed devices on the rowing ergometer: Handle force (load cell), handle velocity (rotary encoder), and stretcher force (force plate). Hip and knee joint angle (θ_H, θ_K) were also defined in the figure.

Fig 2 には，ローイングエルゴメーターに取り付けられた装置から測定された力学的変数：ハンドル力 (ロードセル)，ハンドル速度 (ロータリーエンコーダー)，およびストレッチャー力 (フォースプレート) を示した。加えて，Fig 2 には股関節 (θ_H) および膝関節 (θ_K) の

角度の定義を示した。

5. 統計処理

統計解析は、統計ソフトウェアSPSS Statistics Version 27 (IBM社) およびMATLAB R2023a (MathWorks社) を用いて実施した。すべてのデータは平均値±標準偏差で示した。力学的変数および下肢キネマティクス変数の時系列データに対するシニア群とジュニア群の比較分析には、対応なしのt検定(独立サンプルt検定) および統計的パラメトリックマッピング (Statistical Parametric Mapping, SPM) を用いた。SPM解析は、MATLAB上で動作するSPM1D (% Copyright (C) 2022 Todd Pataky) ツールボックスを用いて実施し、各時系列データに対して一元配置分散分析 (One-way ANOVA {F}) を適用した。危険率は5%未満を有意とした。

III 結果

1. 時間的変数 (Table 1)

2000mのトータルタイムは、シニア群 (468.05±8.62秒) では、ジュニア群 (499.48±16.32秒) と比較して、小さな値を示した。ストローク頻度は、シニア群 (31.6±2.6ストローク/分) では、ジュニア群 (29.9±0.8ストローク/分) と比較して、大きな値を示した (p<0.01)。

ストローク頻度の算出に影響するドライブ時間は、シニア群 (0.87±0.03秒) では、ジュニア群 (0.97±0.04秒) と比較して、小さな値を示した (p<0.01)。

2. 力学的変数 (Table 1, Fig 3)

ハンドル移動距離は、シニア群 (1.27±0.06 m) では、ジュニア群 (1.38±0.08 m) と比較して小さな値を示した (p<0.01)。ハンドルの最大力は、シニア群 (656.3±83.6 N) は、ジュニア群 (500.0±67.3 N) と比較して、

大きな値を示した (p<0.01)。ハンドルの立ち上がり速度 (RFD) は、シニア群 (2117.6±582.4 N/s) は、ジュニア群 (1250.6±202.5 N/s) と比較して、大きな値を示した (p<0.01)。ストレッチャー最大力は、シニア群 (839.4±109.0 N) は、ジュニア群 (756.0±95.4 N) と比較して、大きな値を示した (p<0.05)。ストレッチャー力の立ち上がり速度 (RFD) は、シニア群 (2784.9±868.9 N/s) は、ジュニア群 (2132.9±739.7 N/s) と比較して、大きな値を示した (p<0.05)。

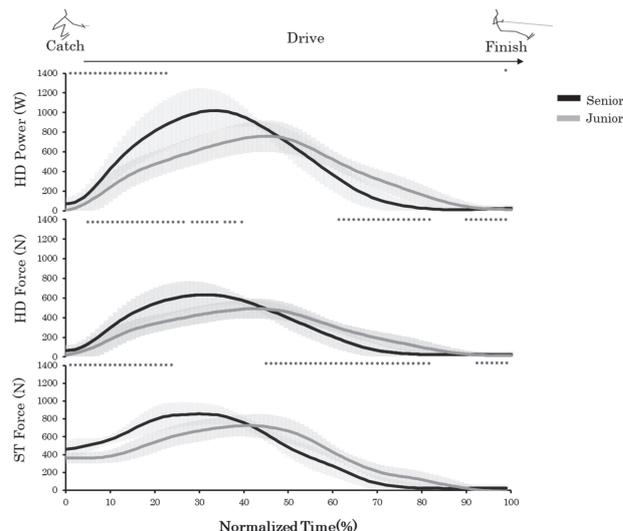


Fig 3. Means and standard deviations of handle (HD) force, power, and stretcher (ST) force in junior and senior rower groups. *: significant difference between senior and junior groups (p<0.05)

Fig 3には、ハンドルパワー、ハンドル力およびストレッチャー力の時系列データ (ドライブ局面を100%) について、それぞれ平均値±1SDとSPMによるシニア群とジュニア群の検定結果を示した。ハンドルパワー、ハンドル力、ストレッチャー力とも最大値においてシニ

Table 1. Comparison of temporal variables and mechanical outputs between junior and senior rowers.

Variables	Unit	Junior (n = 6)		Senior (n = 6)		p
		Mean	± SD	Mean	± SD	
Total time	sec	499.48	± 16.32	468.05	± 8.62	*
Drive time	sec	0.97	± 0.04	0.87	± 0.03	**
Recovery time	sec	1.04	± 0.07	1.05	± 0.13	n.s.
HD distance per stroke	m	1.38	± 0.08	1.27	± 0.06	**
Stroke rate	stroke/min	29.9	± 0.8	31.6	± 2.6	**
Handle peak force	N	500.0	± 67.3	656.3	± 83.6	**
HD rate of force development	N/s	1250.6	± 202.5	2117.6	± 582.4	**
HD power	W	209.9	± 26.4	567.0	± 72.9	**
HD peak power	W	766.1	± 133.5	965.1	± 92.4	**
ST peak force	N	756.0	± 95.4	839.4	± 109.0	*
ST rate of force development	N/s	2132.9	± 739.7	2784.9	± 868.9	*

n.s.: not significant, *:p<0.05, **p<0.01

HD : Handle, ST : Stretcher

ア群がジュニア群より大きい傾向を示した。またシニア群はジュニア群と比較して、キャッチ直後のハンドル力の早い立ち上がりがあり、そのピークの出現は標準化したストローク時間の約30%、またストレッチャー力のピークの出現も約27%と早いことが示された。

3. 下肢キネマティクスの比較 (Table 2, Fig 4)

Table 2には、シニア群とジュニア群における股関節及び膝関節の動きの範囲 (ROM), 最大角速度および角加速度の比較を示した。関節の動きの範囲 (ROM) は、膝関節でシニア群 (117.9±4.4 度) では、ジュニア群 (113.5±4.8 度) と比較して、大きな値を示した (p<0.01)。股関節の最大伸展角速度は、シニア群 (239.6±17.8 度/秒) では、ジュニア群 (190.7±21.6 度/秒) と比較して大きな値を示した (p<0.01)。股関節の最大伸展角加速度は、シニア群 (754.0±88.9 度/秒²) では、ジュニア群 (617.8±112.2 度/秒²) と比較して大きな値

を示した (p<0.01)。膝関節の最大伸展角速度は、シニア群 (244.4±20.7 度/秒) では、ジュニア群 (207.5±14.8 度/秒) と比較して大きな値を示した (p<0.01)。膝関節の最大伸展角加速度は、シニア群 (1213.3±183.6 度/秒²) では、ジュニア群 (733.7±176.7 度/秒²) と比較して、大きな値を示した (p<0.01)。

股関節と膝関節についての角度および角速度、角加速度について、それぞれ平均値±1SDの変化をシニア群とジュニア群についてFig 4に示した。ドライブ中の股関節および膝関節の角度変位はシニア群とジュニア群では差はみられなかった。関節伸展角速度のピークは、股関節および膝関節ともシニア群で標準化したストローク時間の早い時期に出現した (股関節ではシニア群：44%、ジュニア群60%、膝関節ではシニア群：30%、ジュニア群：56%)。股関節伸展角加速度ではドライブ局面20~40%においてシニア群が大きく、一方膝関節の伸展角加速度ではキャッチ直後 (ドライブ局面0~20%付近)

Table 2. Comparison of hip and knee angle changes and angular velocities and accelerations in junior and senior groups.

Variables	Unit	Hip					Knee				
		Junior		Senior		p	Junior		Senior		p
		Mean	± SD	Mean	± SD		Mean	± SD	Mean	± SD	
Range of motion(ROM)	deg	104.0	± 6.6	105.5	± 7.0	n.s	113.5	± 4.8	117.9	± 4.4	**
Maximum angular velocity	deg/s	190.7	± 21.6	239.6	± 17.8	**	207.5	± 14.8	244.4	± 20.7	**
Maximum angular acceleration	deg/s ²	617.8	± 112.2	754.0	± 88.9	**	733.7	± 176.7	1213.3	± 183.6	**

n.s: not significant, **p<0.01

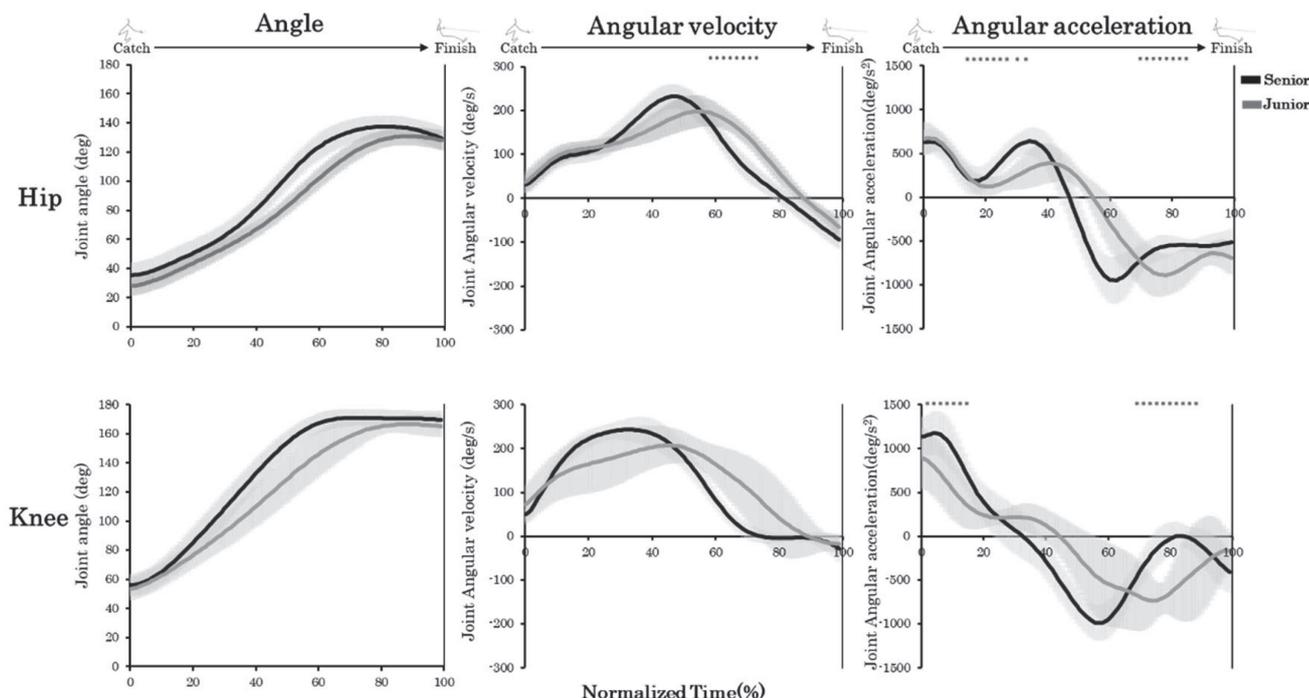


Fig 4. Means and standard deviations of hip and knee joint angles, angular velocities and angular accelerations in junior and senior groups. Horizontal axes indicate the normalized time from 0% (catch) to 100% (finish) of drive phase. *: significant difference between senior and junior groups (p<0.05)

においてシニア群が大きい値を示した。

ローイング中の最大ハンドル力と最大ストレッチャー力の和を100%とした場合のハンドル力：ストレッチャー力の割合は、シニア群43.9%：56.1%、ジュニア群39.8%：60.2%となり、シニア群でハンドル力の割合が高い値を示した。

IV 考察

本研究は、スライド式エルゴメーターを用いたローイング競技の2000mレースシミュレーションにおいて、シニア群とジュニア群の力学的変数と関節キネマティクスの違いを検討することを目的とした。トータルタイムはシニア群がジュニア群より速く ($p < 0.05$)、ストローク頻度が高かった。また最大ハンドル力、最大ストレッチャー力、ハンドル力とストレッチャー力の立ち上がり速度 (RFD)、股関節と膝関節の角速度および角加速度もシニア群が高い値を示した。これらの特徴について、ローイング動作中における時間的変数、力学的変数および下肢キネマティクスの観点から議論する。

1. 時間的変数の特徴

本研究において、トータルタイムはシニア群がジュニア群より速く、両者の間には有意な差が認められ、ローイングパフォーマンスに違いがあることが示された。この差異の一因として、ストローク頻度の違いが挙げられる。シニア群はジュニア群と比較して有意に短いドライブ時間を持ち、これによりストローク頻度が高くなっていることが明らかとなった。Benson et al. (2011) の研究では、スライド式エルゴメーターを用いた全米大学 Division III のローイング選手を対象に2000m レースペースで1000m 全力運動を行い、レース中の平均ストローク頻度が本研究のシニア群のストローク頻度とほぼ同じであることを報告している (31.5 Stroke/min vs 本研究のシニア群：31.6 Stroke/min)。一方、ジュニア群のストローク頻度 (29.9 Stroke/min) は、Benson et al. (2011) の95%より低いことが確認された。ローイング動作の指導において、ドライブ時間を短くしてリカバリー時間を長く保つようにストローク頻度を最適化することが強調されている。(Redgrave, 1995)。その理由はストローク間の休息時間を確保しながら最大限のパワーを生み出すことを意図している。本研究でもシニア群はジュニア群より、リカバリー時間は変わらないが、ドライブ時間を短くする傾向にあることが示された。

2. 力学的変数および下肢キネマティクスの特徴

本研究のシニア群およびジュニア群の平均ハンドル

ピーク力と、スライド式エルゴメーターを用いた2000m レースペースで6分間全力運動中のデンマーク女子代表ローイング選手の平均ハンドルピーク力 (Holsgaard-Larsen and Jensen, 2010) を比較した。シニア群はデンマーク選手と同様な力を発揮しており (640N vs 本研究のシニア群：656N)、一方でジュニア群 (500N) はデンマーク選手よりも著しく低い値を示した。さらにハンドルのRFDについて、全米大学 Division III を対象に2000m レースペースで1000m 全力運動を行った先行研究 (Benson et al., 2011) と本研究のシニア群とジュニア群のピークのハンドル力の差異を比較した。本研究のシニア群は先行研究を上回る値を示した (シニア群：2117N/s vs 先行研究：2055 N/s)。一方、ジュニア群のRFD (1250N/s) は先行研究よりも低い値を示した。

Nelson and Widule. (1983) は、ブレーキ式スイーパーローイングエルゴメーターを用いてレースペースの全力運動中に上位選手は下位選手よりも股関節および膝関節の最大伸展角速度が有意に大きいと報告しており、本研究と同様の結論であった。一方、ローイング動作中の股関節および膝関節の角加速度については、今まで言及されていない。本研究では、ドライブ局面においてシニア群の股関節と膝関節の最大伸展角加速度の大きさと出現時相がジュニア群と比較して異なるという知見が得られた。すなわちシニア群ではドライブ初期で膝関節伸展角加速度が大きく、その後のドライブ局面約30%時点で大きな股関節伸展角加速度が出現することが特徴として示された。これに対してジュニア群では、膝関節および股関節伸展角加速度の最大値は小さく、股関節伸展最大角加速度はドライブ局面の約40%近辺に遅れて出現していた。これらのことから、シニア群では素早くかつ大きなストレッチャーの力発揮を可能にしていることが推察された。

つまり、キャッチ時からの初期のドライブ局面では膝関節伸展角加速度が、その後の中期のドライブ局面では股関節伸展角加速度がそれぞれ、艇を推進するための力発揮に貢献していることが推察される。特に、シニア群におけるドライブ局面の股関節および膝関節の大きな伸展角加速度は、シニア群とジュニア群のローイングの力発揮におけるスキルの違いを示すことになるかもしれない。しかしこれらの点については、関節トルクの計測などの将来の研究に委ねられなければならない。

本研究では、ローイング中のジュニア群とシニア群のハンドルおよびストレッチャー力の割合についても検討した結果、シニア群の方がハンドル力の割合が高い値を示した。この結果から、シニア群の上肢の貢献 (負荷) が大きくなることが示唆され、特にキャッチ時に腰への負荷が増加し、それが腰椎の障害発生 (Devereaux and

Lachmann, 1983; Bahr et al., 2004) につながる可能性がある」と推察される。ハンドル力とストレッチャー力の比率は、将来的に障害予防にも貢献すると考えられる。

本研究ではスライド式ローイングエルゴメーターによるハンドル、ストレッチャーの力および関節キネマティクスについて言及したが、実際的水上ローイング動作時との比較については不明である。今後は水上でのデータとスライド式エルゴメーターのデータを比較する必要がある。さらに、ローイング動作中の関節トルクおよびパワー発揮、筋活動を検討し、障害との関連性を含めて考察することが課題となる。

V 結論

本研究は、スライド式ローイングエルゴメーターを用いたローイング競技の2000mレースシミュレーションにおいて、シニア群とジュニア群の力学的変数出力と関節キネマティクスの違いを検討した。その結果、以下の結論が得られた。

- ①シニア群ではタイムが速く、その要因はドライブ時間を短くして、ストローク頻度を増大することに起因していた。
- ②シニア群はハンドルとストレッチャーの最大力およびそれぞれの力の立ち上がり速度 (RFD) が大きかった。加えてシニア群では、ドライブ時の股関節および膝関節伸展の最大角速度のピークが早く出現し、最大角加速度が高かった。

シニア群ではキャッチ時からの初期のドライブ局面では膝関節伸展角加速度が、その後の中期のドライブ局面では股関節伸展角加速度がそれぞれ、艇を推進するための力発揮に貢献をしていることが推察された。

文献

- Bahr, R., Andersen, S. O., Løken, S., Fossan, B., Hansen, T. and Holme, I. (2004) Low back pain among endurance athletes with and without specific back loading—a cross-sectional survey of cross-country skiers, rowers, orienteerers, and nonathletic controls. *Spine*, 29 (4): 449-454.
- Bazzucchi, I., Sbriccoli, P., Nicolò, A., Passerini, A., Quinzi, F., Felici, F. and Sacchetti, M. (2013) Cardio-respiratory and electromyographic responses to ergometer and on-water rowing in elite rowers. *Eur. J. Appl. Physiol.*, 113 (5): 1271-1277.
- Benson, A., Abendroth, J., King, D. and Swensen, T. (2011) Comparison of rowing on a Concept 2 stationary and dynamic ergometer. *J. Sports Sci. Med.*, 10 (2): 267-173.
- Černe, T., Kamnik, R., Vesnicer, B., Gros, J. Ž. and Munih, M. (2013) Differences between elite, junior and non-rowers in kinematic and kinetic parameters during ergometer rowing. *Hum.Mov.Sci.*, 32 (4): 691-707.
- Colloud, F., Bahuaud, P., Doriot, N., Champely, S. and Chèze, L. (2006) Fixed versus free-floating stretcher mechanism in rowing ergometers: mechanical aspects. *J. Sports Sci.*, 24 (5): 479-493.
- de Campos Mello, F., de Moraes Bertuzzi, R. C., Grangeiro, P. M. and Franchini, E. (2009) Energy systems contributions in 2,000 m race simulation: a comparison among rowing ergometers and water. *Eur. J. Appl. Physiol.*, 107: 615-619.
- Devereaux, M. and Lachmann, S. (1983) Athletes attending a sports injury clinic—a review. *Br. J. Sports Med.*, 17 (4): 137-142.
- Elliott, B., Lyttle, A. and Birkett, O. (2002) Rowing: The RowPerfect Ergometer: a training aid for on-water single scull rowing. *Sports Biomech.*, 1 (2): 123-134.
- Fleming, N., Donne, B. and Mahony, N. (2014) A comparison of electromyography and stroke kinematics during ergometer and on-water rowing. *J. Sports Sci.*, 32 (12): 1127-1138.
- Hagerman, F., Connors, M., Gault, J., Hagerman, G. and Polinski, W. (1978) Energy expenditure during simulated rowing. *J. Appl. Physiol.*, 45 (1): 87-93.
- Hagerman, F., Hagerman, G. and Mickelson, T. (1979) Physiological profiles of elite rowers. *Physician Sportsmed.*, 7 (7): 74-83.
- Holsgaard-Larsen, A. and Jensen, K. (2010) Ergometer rowing with and without slides. *Int. J. Sports Med.*, 31 (12): 870-874.
- Ingham, S., Whyte, G., Jones, K. and Nevill, A. (2002) Determinants of 2,000 m rowing ergometer performance in elite rowers. *Eur. J. Appl. Physiol.*, 88: 243-246.
- Ives, S. J., DeBlauw, J. A. and Edmonds, R. (2023) Rowing: advances in training and performance—an editorial. *Frontiers in Sports and Active Living.*, 5:
- Kleshnev, V. (2020) *Biomechanics of rowing* (2nd ed). The Crowood Press: Ramsbury Marlborough, pp.142-143.
- Lamb, D. H. (1989) A kinematic comparison of ergometer and on-water rowing. *Am.J.Sports Med.*, 17 (3): 367-373.
- Mäestu, J., Jürimäe, J. and Jürimäe, T. (2005) Monitoring of performance and training in rowing. *Sports Med.*,

35 (7): 597-617.

Nelson, W. N. and Widule, C. J. (1983) Kinematic analysis and efficiency estimate of intercollegiate female rowers. *Med. Sci. Sports Exerc.*, 15 (6): 535-541.

Redgrave, S. (1995) *Technique: Complete book of rowing*. Partidge Press: London, pp,58-59.

Smith, T. B. and Hopkins, W. G. (2012) Measures of rowing performance. *Sports Med.*, 42 (4): 343-358.

Steinacker, J. M. (1993) Physiological aspects of training in rowing. *Int. J. Sports Med.*, 14 (1): S3-S10.

Torres-Moreno, R., Tanaka, C. and Penney, K. (2000) Joint excursion, handle velocity, and applied force: a biomechanical analysis of ergonomic rowing. *Int. J. Sports Med.*, 21 (1): 41-44.

Trompeter, K., Weerts, J., Fett, D., Firouzabadi, A., Heinrich, K., Schmidt, H., Brüggemann, Gert, P., Platen, P. (2021) Spinal and pelvic kinematics during prolonged rowing on an ergometer vs. indoor tank rowing. *J.Strength Cond.Res.*, 35 (9): 2622-2628.

付記

本研究の一部は、東京体育学会「令和4年度若手研究助成事業」の支援を受けて実施した。

連絡責任者

住所：〒206-8515 東京都多摩市永山7-3-1

氏名：尹 鉉喆

E-mail：Yoonhyhunchul7@yahoo.co.jp