



荷重負荷を変化させた走運動後の 等速性膝伸展・屈曲筋力の変化

宮崎誠司 (体育学部競技スポーツ学科) 小山孟志 (スポーツ医科学研究所)

上水研一朗 (体育学部武道学科) 井上康生 (体育学部武道学科)

位高駿夫 (順天堂大学大学院 スポーツ健康科学研究科) 塚田真希 (東京女子体育大学体育学部体育学科)

川又 睦 (体育学部競技スポーツ学科 学部生) 鈴木裕太 (体育学部競技スポーツ学科 学部生)

増田悠里 (体育学部競技スポーツ学科 学部生)

Isokinetic Strength of Knee Extensor and Flexor Muscles After Running that changed the Weight load

Seiji MIYAZAKI, Takeshi KOYAMA, Kenichiro AGEMIZU, Kosei INOUE, Toshio ITAKA,
Maki TSUKADA, Chika KAWAMATA, Yuta SUZUKI and Yuri MASUDA



Abstract

After running of changing the weight bearing, the isokinetic muscle strength of 60deg / sec at 20 consecutive knee extension-flexion was measured in six healthy young people. Changes in body weight load was carried out in 60,80,100,120% by using the anti-gravity treadmill as Lower body positive pressure system (LBPPS) (AlterG). Although extensor strength is reduced by 20 times of exercise, there was no significant difference before and after the running. Flexion muscle strength is not observed significant differences in changes in body weight load. There was a significant difference as it is not a case of performing the running regardless of weight bearing. Efficacy was suggested to anti-gravity training in rehabilitation.

(Tokai J. Sports Med. Sci. No. 27, 91-97, 2015)

I. はじめに

持続した運動に伴い筋は、疲労と呼ばれる収縮力の低下をもたらす。また筋への負荷をかけることが筋肥大や萎縮の防止につながる。しかし、高重量を持つアスリートは走運動後の下肢の疲労感強く、走運動後の練習に支障が出るばかりか、

持続した運動に伴う筋出力の低下により、身体を支え保持する能力の低下を来し膝関節や足関節の外傷・障害の要因になることがある。

また反重力トレッドミル（以下 AlterG：Anti-Gravity Treadmill®；Alter-G, Inc.）に代表される Lower body positive pressure system (LBPPS) は大腿四頭筋を中心とした筋活動を抑制できることから下肢への負荷を軽減できる走運動が可能であ

ることが期待される。われわれは荷重量の軽減時には同じ速度での運動よりも心肺への負荷が少ないが、その免荷量ごとの反応は一定ではないこと、免荷量への反応は個体そのものが持つ等速度性膝伸展・屈曲筋力との相関はないことを報告している^{1) 2)}。

これまでには、荷重運動である走運動後の筋出力の変化を調べた研究は見当たらない。ましてや荷重負荷の増減をした後の筋出力の変化はもちろんである。本研究では荷重を変化させた走運動後の筋出力を等速度性膝伸展・屈曲筋力を指標として調査した。

II. 対象と方法

1 対象

19歳から22歳の男子大学生で、体育会などの運動部に所属しておらず、日常の運動頻度は週1から2回程度の健常者6名を対象とした。対象者は下肢の外傷・障害について、既往並びに現在愁訴などが全く存在しないものである。平均身長 173.6 ± 3.6 (169-177) cm、平均体重 70.7 ± 1.8 (68.6-73.5) kg、平均BM 23.5 ± 0.9 (22.7-24.3) である。等速度性膝伸展・屈曲最大トルク (PT) は伸展 218.5 ± 28.2 (180-254) N・m、屈曲 131 ± 21.7 (88/148) N・m、Q/H比は 59.9 ± 7.5 (48.9-71.3) であった。体重KgあたりのPT (PT/BW) は伸展 3.1 ± 0.3 (2.6-3.5) N・m/kg、屈曲 1.8 ± 0.3 (1.3-2.0) N・m/kgであった。また本研究の対象者には、本研究の参加にあたって、口頭及び書面にて十分に説明を行い、本人の署名によって同意を得た。なお、本研究は東海大学湘南キャンパスの「人を対象とする倫理委員会」の承認を得て実施した。

2 方法

一定速度、時間の走運動の後、20回連続した等速度性膝伸展・屈曲筋力の測定を行った。コントロールとして走運動を行わない等速度性膝伸展・

屈曲筋力の測定を行った。

1) 等速度性膝伸展・屈曲筋力の測定

能動型伸展・屈伸回転運動装置であるイージーテックプラス (インターリハ株式会社製) を用いて両側等速度性膝関節伸展屈曲を行った。被験者は、専用のシート上で座位姿勢をとり、体幹と大腿部をベルトで固定した。さらに足関節背屈可能な長さアームを下腿に固定し、角速度60deg/secで右左の順番に膝関節の屈曲と伸展を20回ずつ行った。動作になれないものは十分に練習してから測定した。その一回の動作の中での最大トルク (PT) 値を等速度性最大筋力とした。

2) 等負荷走運動

走運動ならびに荷重量の調整はAlterGを用いて60%,80%,100%,120%の荷重条件で行った。100%は免荷重なし (0%免荷重) である。120%においては、測定直前の体重測定に基づき500g単位で調整できるウエイトジャケットを用いて体重の20%の重量を着用させた。走運動は時速8km、傾斜1度で30分間の等負荷走運動を行い、走運動中は心拍数 (10秒毎:ポラール・エレクトロ・ジャパン株式会社製)、主観的運動強度 (1分毎: Borg Scale) の測定をおこなった。

3) 解析

走運動の後の1回の伸展屈曲動作の最大トルク (PT) 値、体重あたりのPT (PT/BW)、筋疲労度を表すものとして最大PTに対する低下率をCLARKEらの報告に準じてStrength Decrement Index (SDI) として左右ごと伸展屈曲に分けて、60%,80%,100%,120%の荷重条件並びにコントロールとしての走運動をしない (走なし) 群を比較した。

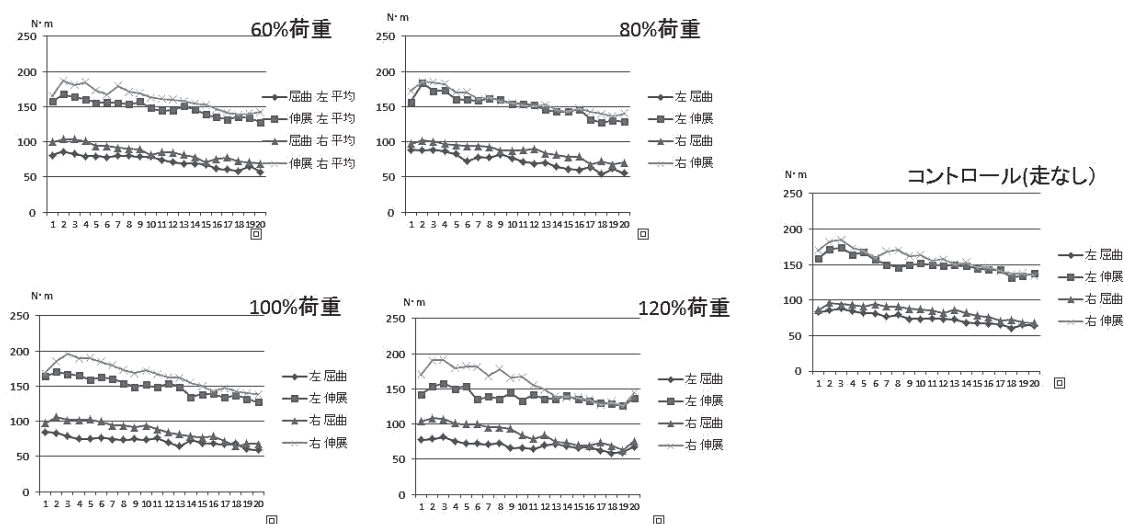


図1 走運動後のPT（ピークトルク値）の比較
Fig 1 average of PT after running

Ⅲ. 結果および考察

1. 最大トルク (PT) 値

20回の試技において走なし群、免荷量の変化をした走運動の後ではいずれも回数を増すごとにPTは低下していた(図1)。左右の筋力差は80%の荷重負荷の伸展以外すべての条件において有意差を認めた ($p < 0.05$, paired t-test)。伸展のPTにおいては最大値、平均値において右伸展の120%と80%の組み合わせ以外どの組み合わせやコントロールとの比較においても有意差は認めなかった ($P < 0.05$ one-way ANOVA)。屈曲においては走なし群と走運動をしたすべての荷重条件において有意差 ($P < 0.05$) を認めた。

2. 体重あたりの最大トルク (PT/BW) 値

120% 荷重負荷における伸展(右)のPT/BW ($N \cdot m / kg$) は平均 2.24 ± 0.38 (平均最大値 2.78 ± 0.31 、平均最小値 1.69 ± 0.41)、100% 荷重負荷における伸展(右)のPT/BW は平均 2.39 ± 0.35 (平均最大値 2.88 ± 0.47 、平均最小値 1.89 ± 0.30)、80% 荷重負荷における伸展(右)のPT/BW は平均 2.27 ± 0.51 (平均最大値 2.78 ± 0.53 、平均最小値

1.84 ± 0.43)、60% 荷重負荷における伸展(右)のPT/BW は平均 2.31 ± 0.44 (平均最大値 2.80 ± 0.47 、平均最小値 1.82 ± 0.41)、コントロール(走運動なし)の伸展(右)のPT/BW は平均 2.46 ± 0.26 (平均最大値 3.04 ± 0.35 、平均最小値 2.00 ± 0.19)であった。

120% 荷重負荷における伸展(左)のPT/BW は平均 2.03 ± 0.50 (平均最大値 2.39 ± 0.50 、平均最小値 1.65 ± 0.47)、100% 荷重負荷における伸展(左)のPT/BW は平均 2.17 ± 0.30 (平均最大値 2.57 ± 0.30 、平均最小値 1.75 ± 0.26)、80% 荷重負荷における伸展(左)のPT/BW は平均 2.23 ± 0.43 (平均最大値 2.70 ± 0.46 、平均最小値 1.79 ± 0.443)、60% 荷重負荷における伸展(左)のPT/BW は平均 2.13 ± 0.31 (平均最大値 2.48 ± 0.33 、平均最小値 1.69 ± 0.31)、コントロール(走運動なし)の伸展(左)のPT/BW は平均 2.21 ± 0.24 (平均最大値 2.66 ± 0.31 、平均最小値 1.80 ± 0.17)であった。

120% 荷重負荷における屈曲(右)のPT/BW は平均 1.20 ± 0.27 (平均最大値 1.55 ± 0.30 、平均最小値 0.84 ± 0.25)、100% 荷重負荷にPT/BW 屈曲(右)のPTは平均 1.21 ± 0.21 (平均最大値 1.54 ± 0.23 、平均最小値 0.81 ± 0.18)、80% 荷重負荷における屈曲(右)のPT/BW は平均 1.20 ± 0.19 (平

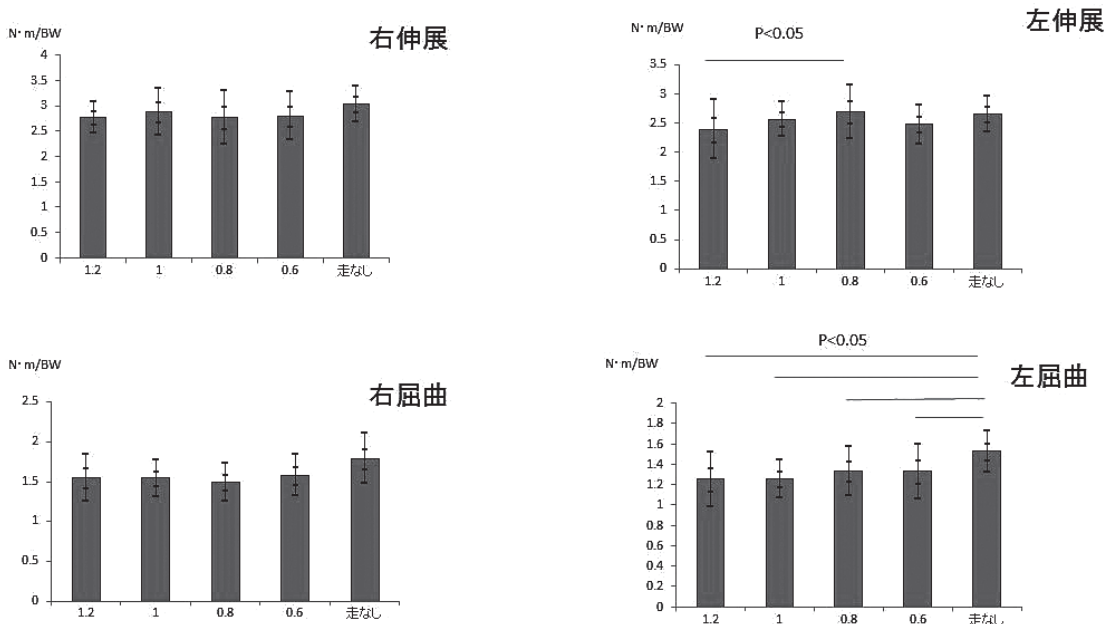


図2 走運動後のPT/BWの最大値の比較
Fig 2 maximum value of the PT / BW after running

均最大値 1.49 ± 0.24 、平均最小値 0.84 ± 0.22)、60%荷重負荷における屈曲(右)のPT/BWは平均 1.24 ± 0.24 (平均最大値 1.58 ± 0.26 、平均最小値 0.97 ± 0.26)、コントロール(走運動なし)の屈曲(右)のPT/BWは平均 1.41 ± 0.24 (平均最大値 1.79 ± 0.31 、平均最小値 1.01 ± 0.21)であった

120%荷重負荷における屈曲(左)のPT/BWは平均 0.98 ± 0.24 (平均最大値 1.25 ± 0.27 、平均最小値 0.73 ± 0.18)、100%荷重負荷にPT/BW屈曲(左)のPTは平均 1.03 ± 0.15 (平均最大値 1.25 ± 0.27 、平均最小値 0.73 ± 0.18)、80%荷重負荷における屈曲(左)のPT/BWは平均 1.04 ± 0.23 (平均最大値 1.33 ± 0.24 、平均最小値 0.68 ± 0.22)、60%荷重負荷における屈曲(左)のPT/BWは平均 1.09 ± 0.22 (平均最大値 1.33 ± 0.27 、平均最小値 0.79 ± 0.11)、コントロール(走運動なし)の屈曲(左)のPT/BWは平均 1.19 ± 0.16 (平均最大値 1.53 ± 0.20 、平均最小値 0.89 ± 0.12)であった。

20回の試技においてコントロール(走なし)、免荷量の変化をした走運動の後ではいずれも回数を増すごとにPT/BWは低下していた。左右の筋

力差は80%の荷重負荷の伸展以外すべての条件において有意差を認めた($p < 0.05$, paired t-test)。伸展のPT/BWにおいては最大値、平均値において右伸展の120%と80%の荷重条件以外の組み合わせやコントロールとの比較においても有意差は認めなかった($P < 0.05$ one-way ANOVA)(図2)。最小値は組み合わせやコントロールとの比較においても有意差は認めなかった。屈曲においては最大値、平均値においてコントロールと、60%、80%、100%、120%の荷重条件において有意差($P < 0.05$)を認めた。最小値は組み合わせやコントロールとの比較においても有意差は認めなかった。

3. 低下率(SDI)

120%荷重負荷における伸展(右)のSDIは平均 39.6 ± 11.5 (26.9-59.2)、100%荷重負荷における伸展(右)のSDIは平均 34.4 ± 5.9 (22.5-38.0)、80%荷重負荷における伸展(右)のSDIは平均 34.4 ± 8.9 (21.4-46.5)、60%荷重負荷における伸展(右)のSDIは平均 35.4 ± 7.6 (23.1-46.9)、コントロール(走運動なし)の伸展(右)のSDIは平

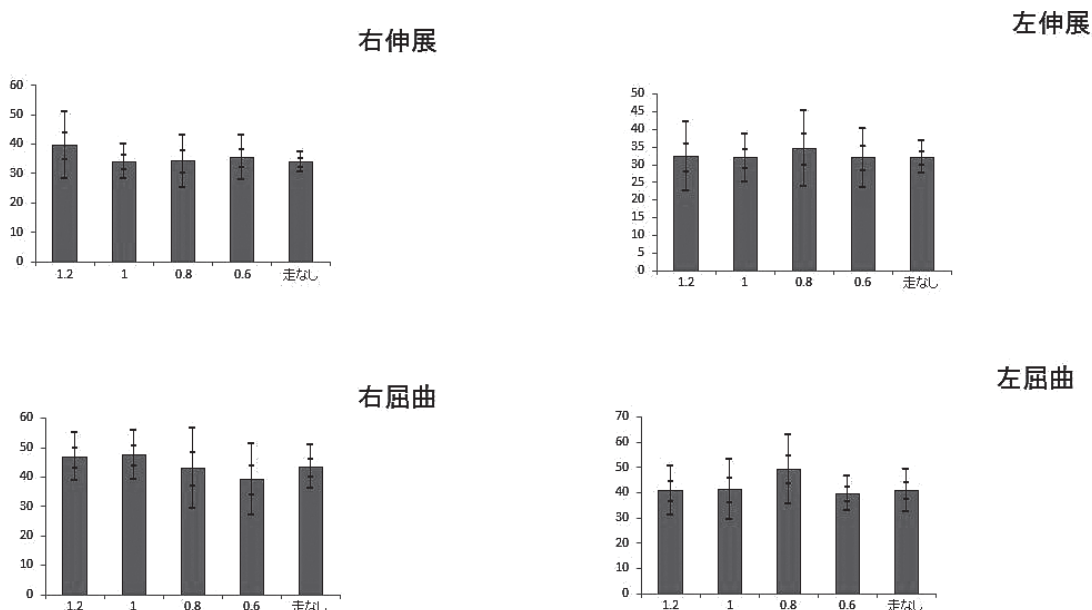


図3 走運動後のSDI (Strength Dcerement Idex) の比較
Fig 3 Comparison of SDI after running

均 34.0 ± 3.5 (29.3-38.2) であった。

100% 荷重負荷における伸展 (左) のSDIは平均 32.3 ± 9.7 (24.4-51.0)、100% 荷重負荷における伸展 (左) のSDIは平均 31.9 ± 6.8 (22.5-38.0)、80% 荷重負荷における伸展 (左) のSDIは平均 34.5 ± 10.8 (22.0-52.3)、60% 荷重負荷における伸展 (左) のSDIは平均 32.0 ± 8.4 (24.0-41.7)、コントロール (走運動なし) の伸展 (左) のSDIは平均 32.2 ± 4.6 (27.7-38.6) であった。

80% 荷重負荷における屈曲 (右) のSDIは平均 46.9 ± 8.2 (41.1-62.9)、100% 荷重負荷における屈曲 (右) のSDIは平均 47.6 ± 8.3 (38.5-59.6)、80% 荷重負荷における屈曲 (右) のSDIは平均 43.0 ± 13.6 (28.2-62.6)、60% 荷重負荷における屈曲 (右) のSDIは平均 39.1 ± 12.1 (17.6-53.1)、コントロール (走運動なし) の屈曲 (右) のSDIは平均 43.5 ± 7.5 (36.0-57.1) であった。

60% 荷重負荷における屈曲 (左) のSDIは平均 41.1 ± 9.7 (30.3-58.1)、100% 荷重負荷における屈曲 (左) のSDIは平均 41.5 ± 11.9 (24.5-53.6)、80% 荷重負荷における屈曲 (左) のSDIは平均

49.4 ± 13.6 (32.4-65.7)、60% 荷重負荷における屈曲 (左) のSDIは平均 40.0 ± 6.8 (32.2-52.1)、コントロール (走運動なし) の屈曲 (左) のSDIは平均 41.1 ± 8.4 (28.9-49.0) であった。

等速度性膝関節伸展屈曲筋力はすべてにおいて運動初期の最大PT値と最小PT値に差を認めたが、低下率の荷重負荷および組み合わせやコントロールとの比較においても有意差は認めなかった (図3)。

4. 運動中の心拍数と自覚的運動強度

最大心拍数は120% 荷重負荷においては平均 171.3 ± 15.8 (149-187) bpm, 100% 荷重負荷においては平均 151.3 ± 17.1 (132-176) bpm, 80% 荷重負荷においては平均 131.7 ± 15.1 (118-160) bpm, 60% 荷重負荷においては平均 121.7 ± 10.9 (112-141) bpm であった。荷重負荷の増加に伴い心拍数の増加を認めたが有意差は120%と60%、80%、100%と60%のみに認めた (図4)。

自覚的運動強度 (Borg scale) 120% 荷重負荷においては平均 16.7 ± 1.6 (15-19) ,100% 荷重負荷に

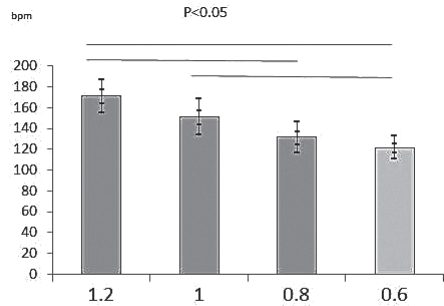
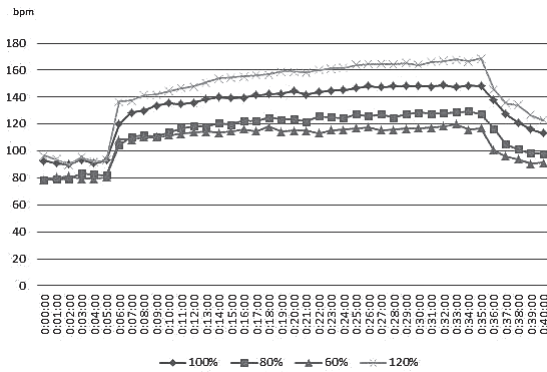


図4 走運動中の心拍数の経過と最大値の比較
Fig 4 Heart rate of time course and the maximum rate in each running

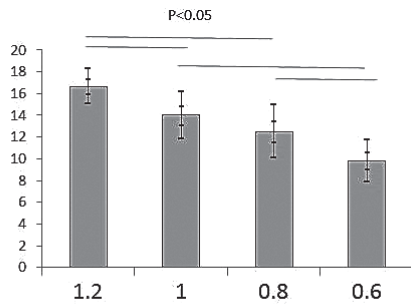
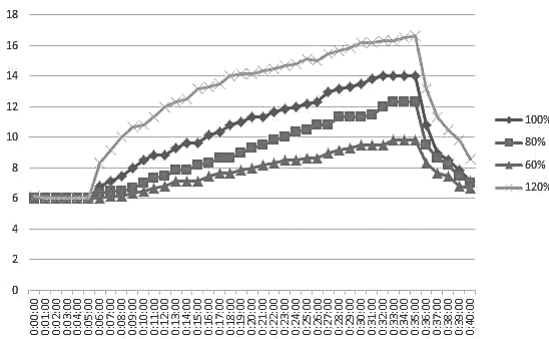


図5 走運動中の心拍数の経過と最大値の比較
Fig 5 Rate of Perceived Exertion of time course and the maximum value in each running

においては平均 14.0 ± 2.2 (10-16)、80% 荷重負荷においては平均 12.5 ± 2.4 (8-15)、60% 荷重負荷においては平均 9.8 ± 1.9 (6-11)であった。100%と80%の組み合わせ以外すべてに有意差を認めた(図5)。

を用いて容易に行うことができる。AlterGは Differential Air Pressure テクノロジーを使用し空気圧差技術を用いて上半身と下半身の空気圧差によって発生した持ち上げ作用によって利用者を持ち上げ、装置のなかで自重の100%~20%まで、1%単位で免荷を行うことができる装置である^{5) 6) 7)}。

IV. 考察

免荷した走運動は心拍数や自覚的運動強度を抑制することができる²⁾。さらに、免荷時には踵部の接触ピーク圧は免荷量の増加に伴い減少荷重変化と筋活動などの研究が行われている。免荷時には大腿四頭筋の負荷が減じ、ハムストリングや下腿の筋活動は変化しないという報告もある^{3) 4)}。免荷した走運動は反重力トレッドミル(以下 AlterG: Anti-Gravity Treadmill®: Alter-G, Inc.)

走運動だけでなく、運動後に筋疲労状態となり筋出力の低下をきたすことは運動選手ではよく見られる現象である。また筋疲労状態ではとくに下肢において身体を支持する機能に影響し、動的アライメントの変化をきたし、靭帯損傷や半月板などの関節外傷や骨、筋肉への外傷、障害も起こしやすい。本研究の設定である8kmというそれほど速くない運動においても膝屈筋は運動をしない状態と免荷重をとしての運動にも差がみられた。筋疲労の研究は CLARKE らの SDI (Srength

Dcrement Index) がよく用いられる⁸⁾。筋出力の低下は神経筋移行部のアセチルコリン放出の低下や心肺機能のエネルギー源や酸素供給の低下などが考えられる。CLARKEらの研究では角速度180deg/secでの60回連続運動によるもので、今回は最大筋力に近い低速度60deg/secで行ったため20回でも十分な低下がみられた。またすべての試技は右→左の順に行い、しかも左右差がみられたのは神経筋移行部のアセチルコリン放出量では説明できない。ATP合成能の差である可能性が高く、それには局所の代謝機能と血流に伴う酸素・エネルギー供給の相対的低下によるものと考えられる。

本研究において走運動後の等速度性膝伸展屈曲筋力においては大腿4頭筋を中心とした膝伸展筋力はAlterGを用いた免荷ならびに過荷重後も差はなく運動前と比べても落ちることはなかった。

しかしハムストリングを中心とした膝屈曲運動は走運動の免荷重・過荷重量に変わず走ることによって低下を見ている。免荷量に伴う荷重量の低下や、心肺機能の軽減特に自覚的強度の軽減は運動初期の導入に有用であるが、免荷重をしても膝屈曲は疲労状態になりやすいことを考慮すべきである。しかし、膝伸展筋には免荷をすることで負荷を減らすことができる。これは、屈筋よりも筋肥大や筋出力の回復が遅れがちである四頭筋は委縮がみられる段階でも走運動が可能と考える。また靭帯や軟骨の外傷・障害、術後に関節に荷重負荷をかけたくない状況や心拍を上げる運動の導入においては走るという地面を中心としたclosed kinetic chainである膝、股関節までの運動をこれまでよりも早期にできるものとする。

V. まとめ

6人の健常若年者を対象に体重の60、80、100、120%の荷重負荷の走運動後に60deg/secで20回の等速度性膝伸展・屈曲筋力を測定した。伸展は20回の運動で低下するものの走運動を行わな

いものとの有意差は認めなかった。屈曲は荷重量の変化の中では有意差はないが、免荷量に関係なく走運動を行った場合と行わない場合に優位に差を認めた。

本研究は東海大学スポーツ医科学研究所個別プロジェクト研究として助成を受けたものである。

参考文献

- 1) 宮崎 誠司, 位高駿夫, 廣川彰信, 小山孟志, 上水研一朗, 井上康生, 内山秀一, 西川康, 高木一正, 柴田ちひろ: 膝等速性膝伸展・屈曲筋力と走運動における荷重負荷変化時の心肺機能との関係について, 東海大学スポーツ医科学雑誌: 26, PP121-126.2014
- 2) 位高駿夫, 西川康, 高木一正, 柴田ちひろ, 宮崎誠司: 反重力トレッドミルによる体重負荷の違いの検討-乳酸値・心拍数・酸素摂取量の分析-, 東海大学スポーツ医科学雑誌: 26, PP127-132.2014
- 3) 松木仁志, 福林徹, 広瀬統一. 免荷トレッドミル(米Alter-G社製)上でのジョギング時における筋放電パターンの検討, 日本臨床スポーツ医学会誌: 18: p4 2010
- 4) 井上夏香, 武捨友里恵, 福林徹. 荷重免荷歩行・走行時の科学的基礎研究. 日本整形外科スポーツ医学会誌, 32, p565, 2012.
- 5) Alena M. Grabowski: Metabolic and Biomechanical Effects of Velocity and Weight Support Using a Lower-Body Positive Pressure Device During Walking. Arch Phys Med Rehabil. 91, pp 951-957.2010
- 6) AlterG® Differential Air Pressure (DAP) Technology for Assisted Exercise p1-5
- 7) Alena M. Grabowski Effects of velocity and weight support on ground reaction forces and metabolic power during running: J Appl Biomech. 24 pp288-97. (2008)
- 8) Clarke HH, Shay CT, Mathews DK. Strength decrement index: a new test of muscle fatigue. Arch Phys Med Rehabil: 36. pp376-8. 1955

