

競技エアロビック選手における弾み（バウンス）動作の
出来栄えに関する運動学的特徴
—片足で行うはずみ動作の遊脚に着目して—

野上 展子・小田 俊明・山本 忠志

研究資料

競技エアロビック選手における弾み（バウンス）動作の
出来栄えに関する運動学的特徴
— 片足で行うはずみ動作の遊脚に着目して —

**Kinematic and kinetic characteristics on Performance of bouncing movement
in aerobic gymnastics athletes.**

— Focusing on the swing leg in the bounce movement with one foot —

野上 展子・小田 俊明・山本 忠志
Nobuko Nogami , Toshiaki Oda , Tadashi Yamamoto

Abstract

Aerobic gymnastics require various movements under rhythm and time constraints. In particular, since the skill or skill of bouncing (Bounce), which forms the basis of many movements, is reflected in the level of skill achievement and score, it is important to clarify how highly competitive athletes manipulate their bodies. This study focused on the swing leg of the bounce action for 5 flight aerobics athletes (AG) and 7 collegiate handball players (HA). From the viewpoint of performance as a scoring game, it was made that kinematic features of knee and ankle joint and features of the ankle joint plantar flexion action were clarified to be a purpose. The angles and torques of the knee and ankle joints were calculated based on high-speed images measured by the MAC3D system using leg curl and knee lift measurements at 135 and 145 bpm. In the knee joint angle of the knee lift in 135 and 145 BPM, there was the difference in the kinematics to reach there in the time series of torque and joint angle, though there was no large difference in the joint angle in both groups. At the ankle angle of the leg curl at 135 and 145 BPM, the AG group was controlled to keep it in the plantar flexion position immediately after the start of movement. The AG group maintained the plantar flexion position of the ankle joint immediately after the start of movement, even at the ankle joint of the knee lift at 135 and 145 BPM. By demonstrating the plantar flexion torque in the timing from the middle to the latter half of the action, the execution of the optional ankle joint plantar flexion action was carried out. The AG group was controlled to maintain the ankle joint in plantar flexion immediately after the start of movement.

Keywords: Aerobic gymnastics, Bounce, Rhythm, Body control

I. 緒言

競技エアロビクは、国際体操連盟（以降 FIG）に属し、FIG 世界選手権や国際大会派遣につながる予選種目と位置付けられている公式種目と、日本エアロビク連盟における独自ルールの基、「心・技・体」をキーワードに、年齢や性別を配慮したマス（集団）で実施するフライト競技に分けられた採点競技がある。公式競技は、難度技を組み込んだ一連のルーティンで構成され、筋力、筋持久力、瞬発力、巧緻性、柔軟性などの体力要素の他、技の難易度、動作の遂行度（出来栄え、完成度）、芸術性が評価され、合計点で順位を競う（Aerobic Gymnastics Code of Points, 2017-2020）。フライト競技は、意欲やエネルギーが感じられる表現力や、音楽のビートに合わせて動く弾性、均一性、転換性の技能であるビートテクニクその他、心肺持久力、筋持久力、動きの可動域やふり幅、調整力等が評価され、合計点で順位を競う（JAF エアロビク競技・採点規則 2017-2020, 2020 年度 JAF 主催大会概要及び新規追加, 変更事項 2020~ フライト競技規則）。エアロビク競技・採点規則では競技エアロビクを「複雑で強度の高いエアロビク動作パターン（AMP）を音楽に合わせて連続して行うことを基本とする採点競技」とし、様々な動作、柔軟性、筋力および「7つのベーシックステップ」を連続的に示し、完璧な遂行度を持つ難度エレメントを組み込みつつ高いレベルの強度を示すものであると定義している。競技における審査ポイントであるテクニカル・スキル（技能）の項目に「姿勢 / アライメント」がある。身体の各部位が正しい位置に置かれて実施される必要があり、股関節、膝関節、足関節に対してのつま先の位置について正しくない（足関節底屈位でない）場合は、各回 0.1 の減点と評価される。また、スムーズな動作遂行に必要な、その場での弾み動作（以後バウンス）は、エアロビクに特徴的な、音楽の拍に合わせた動作であり、リズムに同調した身体操作や、動きの緩急から生じる身体表現として競技審査にも大きく影響する。上述したフライト競技におけるビートテクニクの技能は「技」として評価され、動作の遂行度（出来栄え、完成度）に大きく関与する。そのため、高いパフォーマンス発揮のた

めにはバウンスに関わる効果的な身体能力および身体操作を身につけることが必要となる。

一方、陸上競技の跳躍種目での踏切動作や、バスケットボールやハンドボール等の球技種目のフットワークでは、極めて短い時間での跳躍や、急激な方向転換を行う身体能力が要求される（尹, 2013）。特にハンドボール競技では、試合中のランニングや歩行などの緩やかな動きの他に、ダッシュ、フェイント、ジャンプやシュートなどの激しい動きが繰り返される。フェイント、ジャンプやシュートなどのごく短時間の全力運動では、上下肢の高いパワーも要求される（林・高橋, 2008）。このような動作や、ランニングやジャンプでの、腓腹筋 - アキレス腱などの筋腱複合体は、着地とともに伸張され、主運動局面の開始とともに短縮される典型的な Stretch-shortening Cycle（Komi, 1992）を行っており、短い時間で大きなパワーが発揮できることで、パフォーマンスを高める重要な役割を担うことが報告されている（Komi, 1984; 深代, 2000; 湯田, 2013; 林, 2016）。

競技エアロビクでは、その特徴として音楽や曲調に同調して動くことが必須となり、高く跳ぶだけではなくバウンスやジャンプも音楽の拍に合わせた動きが必要となる。それ故、リズム制約された動きの中で、より効果的な身体操作を行う事が優れたパフォーマンスを達成するために重要となる。ところが、跳躍やランニング、ジャンプなどの下肢機能についての研究（図子, 1995; 新井, 2011; Arai et al, 2013; 新井, 2015; 永野, 2017; 吉村, 2018; 遠藤, 2007）は古くから行われておりその数も多く報告されているものの、競技エアロビクにおける下肢機能や、バウンスについては不明な点が多い。

本研究では、採点競技としての出来栄えの観点から、足関節底屈動作の特徴を明らかにすることを目的として、片足で行う弾み動作の遊脚に着目し、足、膝関節のキネマティクスとトルク発揮について、競技エアロビク選手と、比較対照群としてジャンプ動作の頻度が高いという理由から、大学所属ハンドボール選手を対象に比較検討し、競技エアロビクにおけるパフォーマンス向上に向けての今後の指導の基礎的な資料を得ることとした。

II. 方法

1. 被験者

被験者は、日本エアロビック連盟主催である全国フライトエアロビック選手権大会への出場経験のあるフライト競技エアロビック選手5名(男性2名,女性3名,身長: 1.59 ± 0.09 m, 体重: 59.9 ± 11.2 kg, 年齢: 55.6 ± 6.2 歳, 競技歴 21.2 ± 4.1 年: 以降 AG 群 (Aerobic Gymnastics Athletes))と, 比較対照群として, エアロビック未経験で競技においてジャンプ動作の頻度が高いという理由から大学ハンドボール選手7名(男性5名,女性2名,身長: 1.70 ± 0.07 m, 体重: 71.3 ± 11.7 kg, 年齢: 20.1 ± 1.7 歳, 競技歴: 10.0 ± 5.9 年: 以降 HA 群 (Handball Athletes))であった。被験者には、兵庫教育大学倫理委員会の内容に沿い、本研究の目的およびその方法について説明を行い、文章を用いて実験参加に対する同意を得た。

2. 実験試技

測定の対象は、エアロビックの基本動作とし、一つ目の項目は、単純動作としてレッグカールを左右脚で10回行うものであった。二つ目の項目は、基本動作を組み合わせた連続課題として、左右脚でのステップタッチを1回、レッグカールを1回、ニーリフトを1回の連続した動作を行うものであった。レッグカールは、股関節の水平前額軸における股関節の伸展動作、膝関節の屈曲動作および足関節の屈曲動作であり、ニーリフトは同じく股関節の水平前額軸における股関節の屈曲動作、膝関節の屈曲動作および足関節の屈曲動作である。両試技は、動作中の身体操作における身体感覚や、使用する主動筋の違いにより、また、後者は、運動を連動させることで、熟練者とそうでないものの差がより顕著になると仮定して設定した。試技でのテンポは、フィットネスエクササイズにおいて主として用いられるビートのテンポである135BPM(1分間に打つビートの数 (beat per minute) が135拍, 以降135BPM)と、フライト競技において用いられる145BPMとした。フライト競技において用いられるビートのテンポは、135BPM程度から経時的にそのピッチを上げ、主に145BPM程度で遂行される。これら2種類の一定速ビートの音楽を用い、十分

なウォーミングアップを行った後に実験試技を行った。これら2種類の動作の例示を行い、試技前に疲労が生じない程度に練習を15分行わせ、続いて本測定を実施した。被験者には、動作中に可能な限りビートに合わせて弾み動作を行い、離地と同時に足関節を底屈させるよう、また、腕の動作の影響を除外するため、それぞれの動作は両手を腰に当てて動作を行うように指示した。実験試技は上述のように動作を2種類、テンポを2種類とし、10回動作中の5回目のレッグカールと、連続課題の中のニーリフトの部分を分析対象とした。

3. 測定方法

データ収集は、MAC 3D System モーションキャプチャーシステム (Motion analysis 社製) とフォースプレート (Kistler 社製) を用い、シューズ条件による影響を考慮し、試技は裸足で行った。反射マーカを右側の大転子、膝蓋大腿関節部、外果、踵骨隆起、第5中足骨頭に貼付し、反射マーカと同期した各動作中の身体各部位の移動距離、移動軌跡および関節角度のアナログデータを取得した。モーションキャプチャーカメラは被験者を囲むように、前額面および前斜め45°、後斜め45°の3方向に計3台、動作地点から約2.5mに設置した。計測した3次元画像の被験者の右側方からの2次元画像を分析対象とし、これらのデータをアンプおよび変換器を通し、コンピュータ (Windows) に繋ぎ、動作分析を行った。

4. データ処理

1) 分析範囲の設定と角度定義

右足の足趾離地から、遊脚期を経て同側の足趾接地までを分析範囲とした。レッグカールについては10回の試技のうち、5回目を分析対象とした。下腿を構成する各体節を大腿部、下肢部、足部に分割し、それぞれの節が形や大きさの変化しない剛体と仮定した。大転子 - 膝蓋大腿関節と、外果 - 膝蓋大腿関節を結んだベクトルがなす角度を膝関節角度、膝蓋大腿関節部 - 外果と、第5中足骨頭 - 外果を結んだベクトルがなす角度を足関節角度と定義し、各関節角度を算出した (Fig. 1)。また、試技の時系列については、同じリズムを使用した試技であるため、リズム周期で規格化を行った。

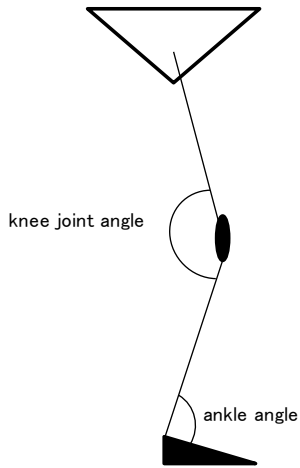


Fig. 1 Joint Angle Definition

2) 関節トルク

動作1サイクルの関節トルクを算出するために、下腿を分割した各分節について、阿江ら(1992)による身体部分慣性係数を用い、また、フォースプレートから得られた地面反力データを用いた。これらの一連の計算および動作分析には、2次元/3次元ビデオ動作解析システム・Frame-DIAS (KDH社製)を用い、MAC 3D Systemで得られたデータをC3Dデータに変換し、算出された関節トルクデータを採用した。屈曲方向を正のトルク、伸展方向を負のトルクと定義し、林ら(2017)の先行研究を参考に、ローパスバターワースデジタルフィルタを用いて周波数5~6 Hzで平滑化を行った。

3) 膝関節最大屈曲位時における膝関節角度、足関節角度およびトルク

動作の出来栄の観点から、各動作の完成形である膝関節最大屈曲位時点における膝関節角度、足関節角度、トルクについて両群の平均値および標準偏差を算出し比較をした。膝関節角度、足関節角度、各関節トルクについて、AG群とHA群の差の検定には対応のないt検定を用い、いずれも危険率5%未満($P < 0.05$)をもって有意とした。

Ⅲ. 結果

1. 関節角度、関節トルク変化

1) 両群における135BPM, 145BPM レッグカールの膝関節角度およびトルク

135BPM レッグカールでは、両群とも時間経

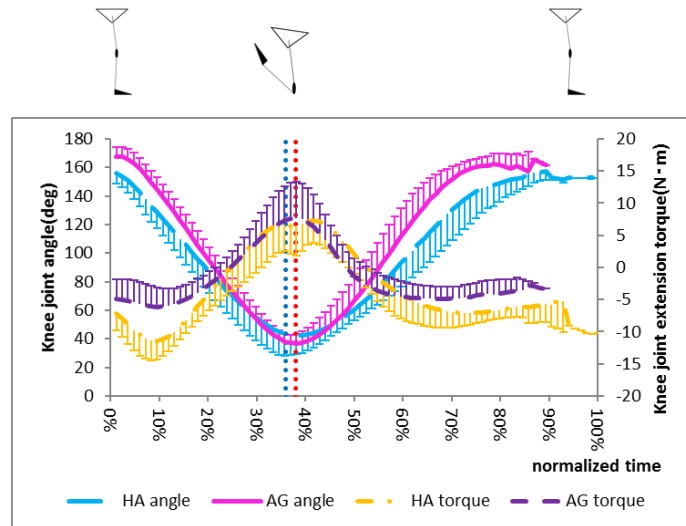
過とともに伸展位から屈曲し、再度、伸展していく推移を示した。AG群は $168^\circ \pm 6.27^\circ$ から最大屈曲位では $37^\circ \pm 6.54^\circ$ まで推移し、動作終了伸展位では $157^\circ \pm 13.75^\circ$ を示した。一方、HA群は $156^\circ \pm 7.39^\circ$ から最大屈曲位では $45^\circ \pm 9.83^\circ$ まで推移し、動作終了伸展位では $151^\circ \pm 2.02^\circ$ を示した。膝関節伸展トルクでの両群の比較では、AG群は動作開始に $-5\text{Nm} \pm 2.97\text{Nm}$ から最大屈曲位では $8\text{Nm} \pm 5.61\text{Nm}$ の屈曲トルクを示し、動作終了時に $-3\text{Nm} \pm 0\text{Nm}$ までの伸展トルクを示した。HA群は動作開始に $-7\text{Nm} \pm 2.60\text{Nm}$ から $-11\text{Nm} \pm 3.09\text{Nm}$ までの推移後、急激に最大屈曲位の $7\text{Nm} \pm 3.47\text{Nm}$ の屈曲トルクを示し、動作終了時では $-10\text{Nm} \pm 0\text{Nm}$ の伸展トルクへの推移を示した。145BPMにおいても同様の推移を示した(Fig. 2)。

2) 両群における135BPM, 145BPM ニーリフトの膝関節角度およびトルク

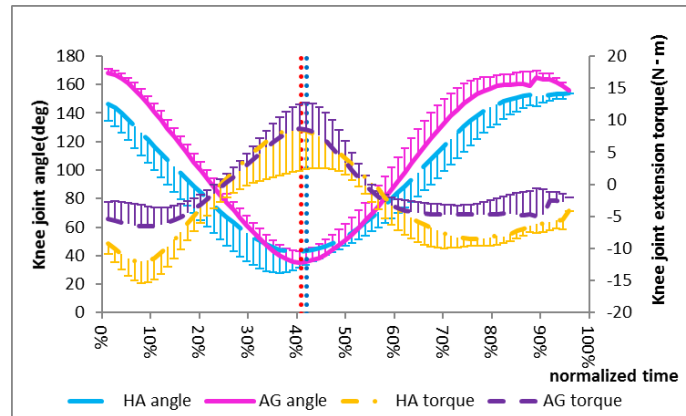
135BPM ニーリフトでは、両群とも時間経過とともに伸展位から屈曲し伸展していく推移を示した。AG群は $155^\circ \pm 6.23^\circ$ から最大屈曲位では $55^\circ \pm 8.14^\circ$ まで推移し、動作終了伸展位では $116^\circ \pm 15.64^\circ$ の角度を示した。一方、HA群は $149^\circ \pm 11.44^\circ$ の伸展位から最大屈曲位では $65^\circ \pm 40.27^\circ$ まで推移し、動作終了伸展位では $131^\circ \pm 13.30^\circ$ の推移を示した。膝関節伸展トルクの両群の比較では、AG群は動作開始に $-3\text{Nm} \pm 2.08\text{Nm}$ から最大屈曲位に $4\text{Nm} \pm 3.55\text{Nm}$ の屈曲トルクを示し、動作終了時に $-5\text{Nm} \pm 2.99\text{Nm}$ の伸展トルクを示した。HA群の動作開始に $-7\text{Nm} \pm 1.94\text{Nm}$ から $-9\text{Nm} \pm 3.83\text{Nm}$ までの推移後、最大屈曲位の $5\text{Nm} \pm 5.95\text{Nm}$ の屈曲トルクを示し、動作終了時では $-5\text{Nm} \pm 2.06\text{Nm}$ の伸展トルクへの推移を示した。145BPMにおいてもほぼ同様の推移を示したものの、最大屈曲位の角度は、AG群は $53^\circ \pm 6.70^\circ$ 、HA群は $57^\circ \pm 17.59^\circ$ となり角度差が小さい傾向となった。しかし、両群における有意差($p=0.12$)は示さなかった(Fig. 3)。

3) 両群における135BPM, 145BPM レッグカールの足関節角度およびトルク

135BPM レッグカールでは、AG群は $137^\circ \pm 11.19^\circ$ の底屈位からさらに底屈し、膝関節最大屈曲位時では $162^\circ \pm 3.60^\circ$ まで推移し、動作終了時に $119^\circ \pm 4.96^\circ$ を示した。一方、HA群は $119^\circ \pm 9.69^\circ$ の底屈位から膝関節最大屈曲位時で



Knee joint angle change and torque change by 135BPM leg curl of two groups.



Knee joint angle change and torque change by 145BPM leg curl of two groups.

Vertical red Line : AG Vertical blue line: HA These indicate the maximum flexion angle.

Fig. 2 Changes in angle and torque of knee joint at leg curl 135 and 145 BPM.

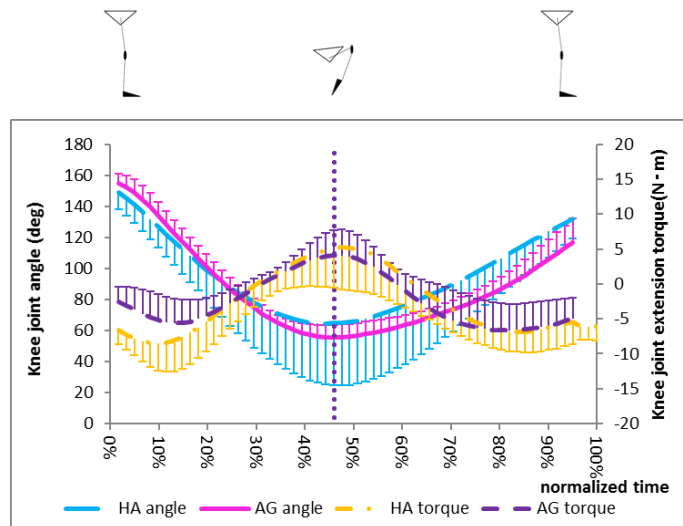
は 116 ± 20.00 を示し、動作終了時には 112 ± 5.38 のほぼ一定値を示した。145BPM においても同様の推移を示した。足関節伸展トルクの両群の比較では、AG 群は動作開始時に $-0.1\text{Nm} \pm 0.14\text{Nm}$ から膝関節最大屈曲位時には $-0.01\text{Nm} \pm 0.24\text{Nm}$ の推移を示し、動作終了時には $-0.3\text{Nm} \pm 0\text{Nm}$ のほぼ一定値の伸展トルクを示した。一方 HA 群は動作開始では $-0.3\text{Nm} \pm 0.16\text{Nm}$ から若干の伸展トルクの増大を示した後、膝関節最大屈曲位時では $-0.01\text{Nm} \pm 0.18\text{Nm}$ を示し、動作終了時には $-0.2\text{Nm} \pm 0\text{Nm}$ のばらつきのある伸展トルクの推移を示した。145BPM においても同様の推移を示した (Fig. 4)。

4) 両群における 135BPM, 145BPM ニーリフトの足関節角度およびトルク

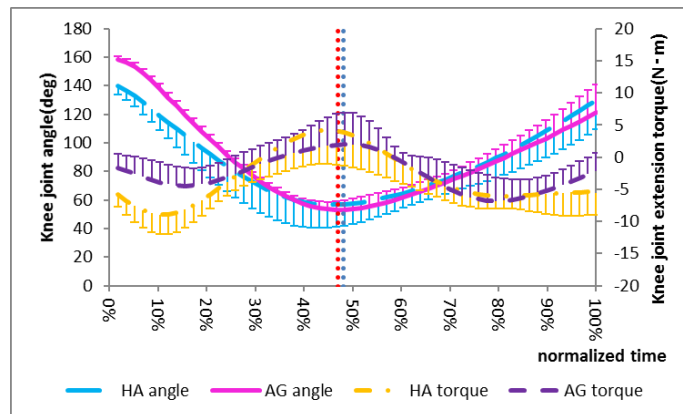
135BPM ニーリフトでは、AG 群は 137 ± 14.70 の底屈位からさらに底屈し、膝関節最大

屈曲位時では 162 ± 7.56 まで推移し、動作終了時に 123 ± 16.27 を示した。

一方、HA 群は 125 ± 4.62 の底屈位から膝関節最大屈曲位時では 109 ± 10.06 の推移を示し、動作終了時には 116 ± 11.19 の推移を示した。足関節伸展トルクの両群の比較では、AG 群は動作開始に $-0.3\text{Nm} \pm 0.21\text{Nm}$ から膝関節最大屈曲位時では $-0.01\text{Nm} \pm 0.08\text{Nm}$ の推移を示し、動作終了時では $-0.2\text{Nm} \pm 0.167\text{Nm}$ のほぼ一定の伸展トルクを示した。一方 HA 群は動作開始では、 $-0.29\text{Nm} \pm 0.16\text{Nm}$ から $-0.32\text{Nm} \pm 0.18\text{Nm}$ と推移し、膝関節最大屈曲位時では $0.03\text{Nm} \pm 0.28\text{Nm}$ とわずかな屈曲トルクを示し、動作終了時には $-0.1\text{Nm} \pm 0.008\text{Nm}$ の伸展トルクを示すばらつきのある推移を示した。145BPM においても同様の推移を示した (Fig. 5)。



Knee joint angle change and torque change by 135BPM knee lift of two groups.



Knee joint angle change and torque change by 145BPM knee lift of two groups.

Vertical red Line : AG Vertical blue line: HA Purple: Both These indicate the maximum flexion angle.

Fig. 3 Changes in angle and torque of knee joint at knee lift 135 and 145 BPM.

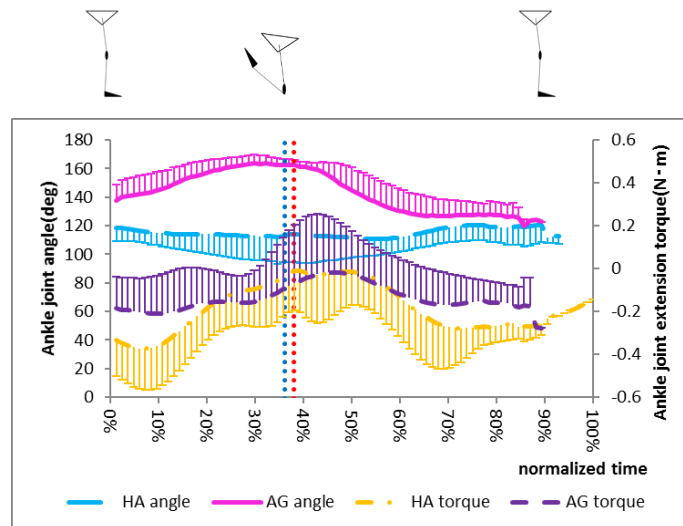
2. 膝関節最大屈曲位時における膝関節角度、足関節角度およびトルク

膝関節最大屈曲位時点における両群の膝関節角度、足関節角度、トルクの平均値と標準偏差を算出し Table 1 に示した。膝関節角度において、135BPM のレッグカール ($P=0.04$) で有意差を認めたものの、ニーリフト ($P=0.23$)、145BPM のレッグカール ($P=0.12$)、ニーリフト ($P=0.90$) で両群に有意差は認めなかった。足関節角度では、135BPM、145BPM ともすべての動作において有意差を認めた ($P<0.01$)。トルクにおいては、135BPM のレッグカール ($P=0.83$)、ニーリフト ($P=0.24$)、145BPM のレッグカール ($P=0.76$)、ニーリフト ($P=0.78$) での膝関節トルクで、135BPM のレッグカール ($P=0.61$)、ニーリフト ($P=0.41$)、145BPM の

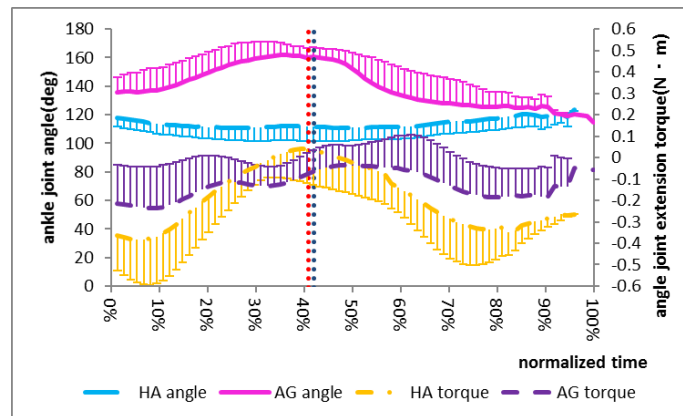
レッグカール ($P=0.49$)、ニーリフト ($P=0.07$) での足関節トルクで、両群に有意差は認めなかった (Table. 1)。

IV. 考察

本研究では、競技エアロビクにおけるパフォーマンス向上に向けて、今後の指導における基礎的な資料を得るため、採点競技としての出来栄の観点から、足関節底屈動作の特徴を明らかにすることを目的とした。片足で行う弾み動作の遊脚に着目し、足、および膝関節のキネマティクスとトルク発揮について AG 群と HA 群の比較検討を行った。Fig. 2 および Table 1 で示されたように、135BPM、145BPM のレッグカールでの膝関節角度において、AG 群は、



Ankle joint angle change and torque change by 135BPM leg curl of two groups.



Ankle joint angle change and torque change by 145BPM leg curl of two groups.

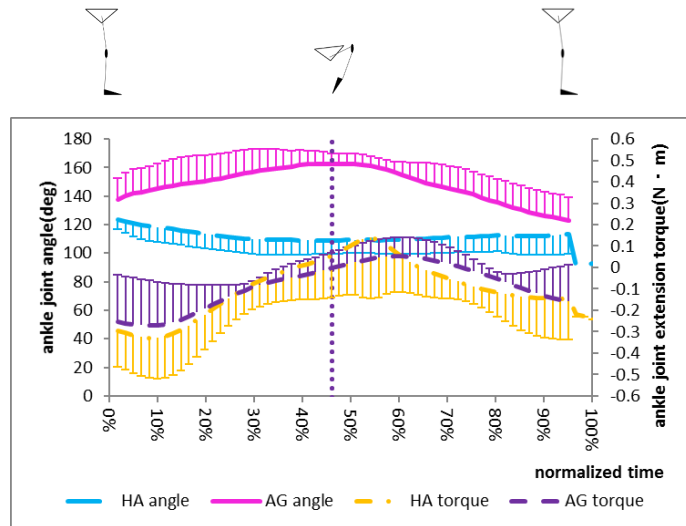
Vertical red Line : AG Vertical blue line: HA These indicate the maximum flexion angle.

Fig. 4 Changes in angle and torque of ankle joint at leg curl 135 and 145 BPM.

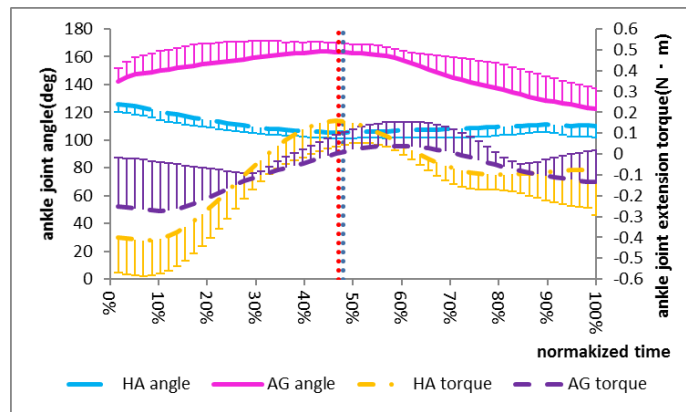
動作開始時および終了時に直立位に近い角度を示し、最大屈曲角度がHA群よりも鋭角となる傾向を示し135BPMにおいて有意差を示した。その角度変化を作り出していると考えられるトルクのデータでは、動作開始時での立ち上がり早く、試技者の身体操作としてなされる最大伸展トルクを算出したところ、135BPMではHA群よりも早いタイミングでの推移となった。一方、HA群は、動作開始時および終了時にAG群よりも伸展角度が小さく、また、最大屈曲角度がAG群よりも鈍角の傾向であった。HA群のトルクの推移では、動作開始時に伸展トルクの増大を示し、その後の最大伸展トルクのタイミングもAG群よりも遅い推移となった。また、最大屈曲動作後に若干のトルク変動を示す不安定な推移となった。145BPMのレッグカールにおいてもほぼ同様な推移を示した

が、最大伸展トルクのタイミングはHA群が早い推移となった。

山本(2003)は、動作中の下肢について次のように報告している。床反力がつま先から生じて床反力ベクトルが足関節前方を通るとき床反力は足部を背屈する方向の作用をもち、これに対抗する屈筋群が足部を底屈させるモーメントを発生する。逆に床反力ベクトルが足関節の後方を通って足部を底屈させる方向に働くときには背屈筋による関節モーメントが発生する。また、下腿と足部を1つの剛体として考え、床反力ベクトルが膝関節後方を通るときは膝を屈曲する作用が生じるため、身体内部では膝伸展筋力が働き、逆に床反力ベクトルが膝関節の前方を通るときには関節モーメントは屈曲方向である。股関節においても床反力ベクトルが股関節の前方を通れば股関節を屈曲



Ankle joint angle change and torque change by 135BPM knee lift of two groups.



Ankle joint angle change and torque change by 145BPM knee lift of two groups.

Vertical red Line : AG Vertical blue line: HA Purple: Both These indicate the maximum flexion angle.

Fig. 5 Changes in angle and torque of ankle joint at knee lift 135 and 145 BPM.

Table 1 Each torque value and each joint angle at maximal flexion of the knee joint.

135BPM leg curl					
HA groups	Time(sec)	Knee joint(deg)	Torque(Nm)	Ankle joint(deg)	Torque(Nm)
Average(SD)	0.30(0.10)	43.52(6.89)	7.62(3.72)	116.39(19.96)	0.02(0.22)
AG groups	Time(sec)	Knee joint(deg)*	Torque(Nm)	Ankle joint(deg)**	Torque(Nm)
Average(SD)	0.32(0.02)	34.94(5.95)	8.18(5.40)	162.26(5.95)	-0.06(0.29)
145BPM leg curl					
HA groups	Time(sec)	Knee joint(deg)	Torque(Nm)	Ankle joint(deg)	Torque(Nm)
Average(SD)	0.31(0.04)	41.81(8.65)	8.13(4.78)	111.19(10.71)	0.01(0.21)
AG groups	Time(sec)	Knee joint(deg)	Torque(Nm)	Ankle joint(deg)**	Torque(Nm)
Average(SD)	0.30(0.01)	33.79(7.48)	8.92(3.88)	160.43(6.53)	-0.07(0.09)
135BPM knee lift					
HA groups	Time(sec)	Knee Joint(deg)	Torque(Nm)	Ankle joint(deg)	Torque(Nm)
Average(SD)	0.28(0.04)	47.68(9.97)	7.48(4.74)	109.83(10.53)	0.16(0.20)
AG groups	Time(sec)	Knee joint(deg)	Torque(Nm)	Ankle joint(deg)**	Torque(Nm)
Average(SD)	0.28(0.03)	54.27(6.75)	4.41(3.32)	162.68(7.41)	0.05(0.20)
145BPM knee lift					
HA groups	Time(sec)	Knee joint(deg)	Torque(Nm)	Ankle joint(deg)	Torque(Nm)
Average(SD)	0.28(0.06)	53.37(15.66)	5.18(4.78)	105.21(3.79)	0.15(0.12)
AG groups	Time(sec)	Knee joint(deg)	Torque(Nm)	Ankle joint(deg)**	Torque(Nm)
Average(SD)	0.27(0.02)	52.46(6.75)	4.57(1.72)	162.79(5.17)	0.0004(0.12)

*:P<0.05 **:P<0.01

方向に回転させる作用が生じ、対抗するように股関節伸筋群が活動し、逆に床反力ベクトルが股関節後方を通れば関節モーメントは屈曲方向である。これらのことから、本研究における、膝関節角度での AG 群の直立位に近い肢位やトルクデータでの動作の早い立ち上がりは、重心の真下付近の接地を意味し、床反力ベクトルが膝関節の後ろを通過し、屈曲をさせる作用が生じている。すなわち、次の動作を素早く切り返すことに繋がる。一方、HA 群の AG 群よりも少ない傾向の膝関節角度や、動作開始時の伸展トルクの増大は、身体内部で膝伸筋力がつり合いをとるために活動していることを示し、接地局面においてブレーキをかけ、結果、135BPM において膝関節角度に有意な差が生じ、動作完結にも差が生じたと推測できる。AG 群の動作完結は、次の動作への準備時間を生み、より微細な身体操作に繋がることが示唆された。145BPM における HA 群の最大伸展トルクの早いタイミングは、動作開始時の膝関節角度が 146° と AG 群よりも 22° 屈曲位であったことから物理的に膝関節屈曲動作がたやすかったと推測できる。

次に、Fig. 3 および Table 1 で示されたように、135BPM、145BPM の二リフトでの膝関節角度において、AG 群は、動作開始時に HA 群よりも伸展角度は大きくなる傾向を示したものの、終了時には HA 群よりも小さくなる傾向の推移を示した。また、135BPM、145BPM での最大屈曲角度は HA 群よりも鋭角となる傾向を示した。AG 群のトルクのデータでは、動作開始時での立ち上がりが早く、最大屈曲位では HA 群よりも小さい傾向のトルク値での遂行となり、変動の少ない滑らかな推移を示した。一方、HA 群は動作開始時に AG 群よりも伸展角度は小さかったものの、終了時には AG 群よりも伸展角度が大きくなる傾向の推移となった。HA 群のトルクの推移では、レッグカールと同様に動作開始時に伸展トルクの増大を示し、最大屈曲位での値は AG 群よりも大きい傾向のトルク値を示した。また、135BPM における HA 群の最大屈曲角度の値、そのタイミングは、ばらつきが大きい傾向にあったものの、両群での最大屈曲位時のタイミングは一致した。また、145BPM における最大屈曲角度は、他の試技での両群の差ほど大きな差の傾向はなかったもの

の、Table 1 で示したように両テンポとも有意差を認めなかった。これらのことから、膝関節最大屈曲位の膝関節角度のように、視覚的に意識しやすい動作のポイントでは、HA 群も膝関節角度を上級者に似せた関節角度にすることができていたことを示す。しかし、トルクや関節角度の時系列が示すように、そこに至るまでの関節の動き（関節角度や関節角速度の変化）や、身体の変化（速度、加速度）に差があった。

次に足関節に着目すると、Fig. 4 および Table 1 で示されたように、135BPM、145BPM のレッグカールでの足関節角度において、AG 群は動作開始時の離陸直後から底屈位がなされ、最大伸展トルクを示すタイミングに最も底屈位となり、終了時まで底屈位が保持される推移を示した。また、統計的にも HA 群との差 ($p < 0.01$) を認めた。トルクのデータではほぼ一定のトルクで滑らかな推移を示し、最大伸展トルクのタイミングは HA 群よりも遅かった。一方、HA 群は動作開始時から AG 群よりも背屈位が保持された一定の角度での推移を示した。また、トルクの推移では、動作開始時に屈曲トルクの増大を示し、その後急激な変化を示す不安定な推移を示した。これらのことから AG 群は動作開始時から即座に足関節を底屈位に保持し続ける調整、制御がなされた、すなわち、採点競技としての出来栄の観点から、足関節底屈動作が行われたと推測できる。また、HA 群における動作開始時の屈曲トルクの増大は、着地状態の足関節の肢位から踏み込み動作がなされ、足関節が背屈位となり、それに対抗する為に底屈筋が活躍し、そのまま離陸した結果、その反動の影響で足関節のトルクが大きく変動したと推測出来る。

Fig. 5 および Table 1 で示されたように、135BPM、145BPM の二リフトでの足関節の推移でも同様に、AG 群は、動作開始時の離陸時から底屈位がなされ、最大伸展トルク以降も底屈位が保持された。また、最大屈曲角度において統計的にも HA 群との差 ($p < 0.01$) を認め、トルクのデータでも一定の滑らかな推移を示した。また、最大伸展トルクのタイミングも HA 群よりも遅かった。一方、HA 群は AG 群よりも背屈位のほぼ一定の角度を示した。トルクの推移においても同様に、動作開始時に屈曲トルクの増大およびその後の急激な変化を示し、伸

展トルクの値も AG 群より大きくなる傾向を示し、不安定な推移であった。これらのことから、AG 群は動作開始直後から足関節の底屈位を保持し、さらに動作中盤から後半のタイミングで最大伸展トルクの発揮を行うことで、動作の出来栄の観点から、随意的な足関節底屈動作の遂行がなされたと推測できる。

エアロビクは、指定された動きを繰り返す必要があり、筋ならびに呼吸循環器系の持久能力も必要となる。そのため、少ないトルク発揮によりエネルギー消費を抑えた形での運動は競技力の高低に影響することが予想される。AG 群は、日常のトレーニングの中で一定のリズムのバウンスを繰り返し経験しており、トレーニング経験の差が今回の両群の足関節の動きの差を生んだのであろう。また、膝関節の動きが生じる中では、足関節と膝関節に跨る二関節筋である下腿三頭筋、特に腓腹筋の筋長は関節角度によって変化する。したがって、膝関節の角度変化中に足関節角度を底屈位で固定することは、出来栄の観点からも、離地直後の足関節の底屈ならびに、遊脚時での足関節の内反尖足の抑制が必要となり、距腿関節および距骨下関節、また、足部での横足根関節、足根中足関節、足の趾節間関節が関与する。これらをコントロールする下腿三頭筋や腓骨筋、後脛骨筋、足底筋群の筋活動の制御が必要となり、容易ではないことが想像される。すなわち、AG 群の関節角度保持の巧みさが現われたものと考えた。足関節角度の保持は、スキルやエレメントの出来栄にも関係し(Aerobic Gymnastics Code of Points, 2017-2020)、競技エアロビクにおけるパフォーマンスに影響する。本実験における両群の差異は、AG 群のような足関節中心のバウンス動作を行う競技と、HA 群のようなバウンス動作を伴わないジャンプを行う競技の違いであると推測できた。

本研究における限界として、フライト競技の特徴から選手層に偏りがあること、ならびに比較対象群としてハンドボール種目の選択をしたことで、性差、年齢差が生じた。また、足関節の可動域や柔軟性については、スティッフネスの測定を行っておらず、今後の課題である。最後に音楽のビートと動作との同期性については、エアロビク競技の国際審判員である筆者の判断に留まっており、今後の課題と考える。

V. まとめ (結論)

本研究は競技エアロビク選手と、比較対照群としての大学所属ハンドボール選手を対象に、135,145BPM でのレッグカールとニーリフトを試技とし、膝関節、足関節のキネマティクスとトルク発揮について AG 群と HA 群を比較検討した。結果、AG 群の 135BPM での膝関節の推移での早い動作完結は、次の動作への準備時間を生み、より微細な身体操作に繋がる。HA 群の 145BPM でのニーリフトにおける膝関節角度は、AG 群に似せた関節角度にすることができていたものの、トルクや関節角度の時系列が示すように、そこに至るまでのキネマティクスには差があった。135,145BPM でのレッグカールの足関節角度では、AG 群は動作開始時から即座に底屈位に保持し続けるコントロールがなされた、すなわち、採点競技としての出来栄の観点から、足関節底屈動作が行われたと推測できる。135,145BPM のニーリフトでの足関節の推移でも AG 群は動作開始直後から足関節の底屈位を保持し、さらに動作中盤から後半のタイミングで最大伸展トルクの発揮を行うことで、動作の出来栄の観点から、随意的な足関節底屈動作の遂行がなされたと推測される。これら両群での差異は、AG 群において、有効な足関節の使い方に違いが認められ、この違いは、エアロビクパフォーマンスに関連していることが示唆された。

文献

- 阿江 通良・湯 海鵬・横井 孝志 (1992) 日本人アスリートの身体部分慣性特性の推定. *バイオメカニクス*, 11: 22-33.
- Aya Arai, Masaki Ishikawa, and Akira Ito. (2013) Agonist-antagonist muscle activation during drop jumps. *European Journal of Sport Science.*, 13 (5): 490-498.
- 新井 彩・石川 昌紀・伊藤 章 (2011) 異なるドロップ高からの着地における筋活動の調整. *健康運動科学*, 2(1): 21-28.
- 新井 彩・石川 昌紀・浦田 達也・国正 陽子・佐野 加奈絵・田中 ひかる・伊藤 章 (2015) 陸上短距離選手と競泳選手のドロップジャンプ接地前後の筋束長と筋活動の変化. *体力科学*, 64(1): 165-172.
- 遠藤 俊典・田内 健二・木越 清信・尾懸 貢 (2007) リバウンドジャンプ垂直跳の遂行能力の発達に関する横断的研究. *体育学研究*, 52: 149-159.
- Federation International of Gymnastic. (2017) *Aerobic*

- Gymnastics Code of Points 2017-2020. Approved by the FIG Executive Committee: Lausanne, pp.9-66.
- 深代 千之 (2000) 反動動作のバイオメカニクス: 伸張-短縮サイクルにおける筋-腱複合体の動態. 体育学研究, 45: 457-471.
- 林 直人・福島 洋樹・堀田 朋基 (2016) リバウンド型連続ジャンプの動作および力発揮特性. 人間発達科学部紀要, 10(2): 155-161.
- 林 直人・福島 洋樹・堀田 朋基 (2017) リバウンド型連続ジャンプの動作および筋活動. 富山高等専門学校紀要, 4: 75-81.
- 林 恭輔・高橋 勝美 (2008) ハンドボール競技における実業団選手と高校選手の出力パワーの比較. 松山大学論集, 20: 316-334.
- P.V. Komi. (1992) Stretch-shortening cycle. In: P.V. Komi. (Ed.) Strength and Power in Sport. Blackwell Scientific: Oxford, 1992, pp.169-179.
- P.V. Komi. (1984) Physiological and biomechanical correlates of muscle function, Effects of muscle structure and stretch-shortening cycle on force and speed. Exercise and sport sciences reviews., 12: 81-117.
- 永野 康治・嶋田 祥磨・東原 綾子・笹木 正悟 (2017) 大学男子バスケットボール選手における等速性股関節トルクおよび方向転換能力との関係について. トレーニング科学, 29(1): 65-70.
- 日本エアロビック連盟 (2020) JAF エアロビック競技・採点規則 2017-2020 2020 年度 JAF 主催大会概要及び新規追加, 変更事項 2020 ~ フライト競技規則. JAF 審判委員会: 東京, pp.2-4.
- 山本 澄子 (2003) 身体運動のバイオメカニクス. 理学療法科学, 18(3): 109-114.
- 湯田 淳・亀井 良和・前川 剛輝・小野 絵李奈・広野 泰子・広川 真理子 (2013) 垂直跳動作からみた大学女子競技者の跳躍能力に関するバイオメカニクスの研究. 日本女性セミナー短期大学部 体育専門学校紀要, 42: 22-33.
- 尹 聖鎮 (2003) 伸ばしてから縮める: 伸張-短縮サイクル運動. pp6-7, 月刊国立競技場 529.
- 吉村 真美・梅村 義久 (2018) 下肢筋力発揮特性および筋の形状がジャンプ高に及ぼす影響-バレーボール選手と水泳選手の比較検討-. トレーニング科学, 30(1): 55-64.
- 関子 浩二・高松 薫 (1995) バリスティックな伸張短縮サイクル運動の遂行能力を決定する要因-筋力および瞬発力に着目して-. 体力科学, 44: 147-154.