

Original Article

バランス練習アシストにおける3種類の課題別下肢筋活動の特徴

石原 健,^{1,2} 平野 哲,² 才藤栄一,² 田辺茂雄,³ 伊藤慎英,⁴
矢筈原隆造,⁵ 加藤 翼,⁵ 澤田雄矢,⁵ 角田哲也,⁶ 加賀谷 齊²

¹ 一般財団法人京都地域医療学際研究所がくさい病院

² 藤田保健衛生大学医学部リハビリテーション医学Ⅰ講座

³ 藤田保健衛生大学医療科学部

⁴ 京都府立医科大学大学院医学研究科リハビリテーション先進医療開発講座

⁵ 藤田保健衛生大学病院リハビリテーション部

⁶ 藤田保健衛生大学医学部リハビリテーション医学Ⅱ講座

要旨

Ishihara K, Hirano S, Saitoh E, Tanabe S, Itoh N, Yanohara R, Katoh T, Sawada Y, Tsunoda T, Kagaya H. Characteristics of leg muscle activity in three different tasks using the balance exercise assist robot. *Jpn J Compr Rehabil Sci* 2015; 6: 105-112.

【目的】バランス練習アシスト (BEAR) はロボット技術を用いたバランス練習機器である。今回、BEAR使用中の下肢筋活動の特徴を明らかにすることを目的とした。

【方法】健常成人7名を対象とし、重心移動課題のテニスとスキー、外乱対処課題のロデオからなる3種類のゲームを、4段階の難易度で1ゲームあたり90秒間ずつ施行した。表面筋電図は両側の大殿筋、中殿筋、大腿直筋、内側広筋、大腿二頭筋、前脛骨筋、腓腹筋、長腓骨筋を用い、筋積分値から平均筋活動量を算出した。

【結果】各ゲームの筋活動量は難易度の上昇に伴い増加し、ゲーム間の筋活動量を比較すると、前脛骨筋ではロデオがテニス ($p = .009$) とスキー ($p = .017$) より大きく、腓腹筋ではロデオがスキーより大きく ($p = .045$)、長腓骨筋ではスキーがテニスより大きかった ($p = .041$)。

【結論】BEARは難易度の変更により下肢筋への負荷の調整が可能であり、3種類のゲームはそれぞれ異なる下肢筋活動を促すことが可能であった。

キーワード: ロボット, リハビリテーション, バランス練習, 難易度, 筋電図

著者連絡先: 石原 健
一般財団法人京都地域医療学際研究所がくさい病院
〒604-8845 京都市中京区壬生東高田町1番9
E-mail: ishiken1978@gmail.com
2015年9月23日受理

本研究はトヨタ自動車株式会社から研究助成金を受け実施した。

はじめに

日本は世界で経験したことのない超高齢社会に突入するとともに、要介護者の数が急速に増加している。要介護状態の原因として、脳卒中、認知症、高齢によるフレイル、関節疾患、骨折・転倒などがあり、健康寿命を保つには多面的なアプローチが必要である。65歳以上の高齢者の30~50%が毎年転倒を経験するという報告があり [1, 2]、転倒による骨折などの重大なイベントは約10~20%とされる [3, 4]。特に在宅脳卒中患者の転倒の年間発生率は40~50%と高い [5-7]。そのため、安全で有効な転倒予防法を早急に確立することが高齢者のADLを維持する上で重要な課題である。

一方、高齢者の転倒の危険因子として、バランス機能の低下が指摘されている [8, 9]。バランス機能は、支持基底面に対して身体質量を制御する機能と定義され、筋骨格系、感覚機能 (視覚、体性感覚、前庭感覚)、知覚統合、認知機能など多くの要素の相互作用である。リハビリテーション医学の分野では従来から、柔軟体操や筋力増強、感覚入力、姿勢制御練習、課題指向型練習、患者教育、外傷予防など多くの介入方法が用いられてきた [10]。これらの中でも姿勢制御練習は重心動揺性の改善に有効とされる [11]。しかし、従来の方法では個々の症例に対して難易度の調整を設定することが容易でなく、動きが少なくフィードバックが得られにくいため練習内容が退屈であるなどの問題があった。そのため、段階的に難易度の調整ができ、動きがあり、対象者が楽しく継続できるような姿勢制御練習を開発する必要があった。

近年、ロボット工学の著しい発展により、リハビリテーション医学でもロボット技術が導入されるようになってきている。ロボット技術を用いたバランス練習は姿勢制御練習の一つとして有用と考えられ、われわれは立ち乗り型パーソナルモビリティWingletをベースにしたバランス練習アシスト (Balance Exercise Assist Robot: BEAR) を開発した。Wingletは乗り手が前後左右に重心移動をすることで移動する。BEARではゲームやロボットのパラメータ調整ができた

め、課題の難易度調整が容易で、ゲーム性も取り入れられる。尾崎らは、BEAR を用いた3種類のバランス練習を中枢神経異常の8症例に対して治療目的で施行したところ、施行前と比べて施行後に動的バランスと下肢筋力が改善することを明らかにした [12]。しかし、BEAR のゲームの種類や難易度調整が身体に及ぼす影響は明らかではない。そこで、本研究では健常者に対して3種類のゲームをそれぞれ4段階の難易度の練習を負荷し、訓練中に表面筋電図を用いて下肢の筋活動量と協調運動を評価し、BEAR 使用中の下肢筋活動の特徴を明らかにすることを目的とした。

方法

1. 対象

健常成人7名（男性7名，平均年齢 25 ± 4 歳，身長 173 ± 5 cm，体重 63 ± 11 kg）を対象とした。被験者からは研究参加の同意を得た。

2. BEAR

BEAR はトヨタ自動車株式会社の立ち乗り型パーソナルモビリティ Winglet を応用したロボットである。これは左右2基のインホイールモータによる倒立振り制御を採用し、センサで乗り手の姿勢を検知しながらモータにより乗り手の姿勢が直立を保つように制御される（図1）。そのため、乗り手が前後に重心移動をするとロボットは前後に移動し、左右に重心移動をするとロボットは旋回する。重心移動がロボットの移動に反映されるため、重心移動を可視化することができ、使用者へのフィードバックに有用である。また、ゲームやロボットのパラメータ調整が可能のため、最適な難易度でのバランス練習を提供できる。使用上の安全面に配慮し、乗車・降車時にロボットを固定する補助バーをロボット前方に取り付け、使用者が最適な位置でハンドルを保持できるようにハンドルの高さを取り付け角度を変更可能とし、転倒防止目的の懸垂装置を持つ専用フレームとハーネスを作製してある。



図1. BEAR を用いた筋電図計測の様子
3種類のゲームに、それぞれ4段階の難易度を設定して計測した。筋電図は両下肢の大殿筋，中殿筋，大腿直筋，内側広筋，大腿二頭筋長頭，前脛骨筋，腓腹筋内側頭，長腓骨筋の計16筋から導出した。

3. 練習課題

バランス練習を被験者が楽しく集中して実施できるように3種類の専用ゲームが開発されている（図2）。重心移動練習として前後方向のテニス，左右方向のスキー，外乱対処練習としてロデオである。難易度は40段階で調整可能で，1ゲームあたり90秒に設定されている。バランス練習中は，より効果的な運動学習を促すために，課題成功率80%以上の場合は次ゲームの難易度が自動的に上がり，60%以下では難易度が下がる様に設定されている。本研究では，各ゲームを4段階の難易度別に分け，合計12施行を行った。

テニスは飛んでくるボールを打ち返すためキャラクターを能動的に前後移動させ，ボールにタイミングよく到達することを目標とし，難易度は球数とラケット幅で調整した。スキーは前方スクロールする画面上で，キャラクターを左右移動させることでコース上のゲート中央を通過することを目標とし，難易度はゲート数で調整した。ロデオは90秒間に16回の外乱が不規則に発生

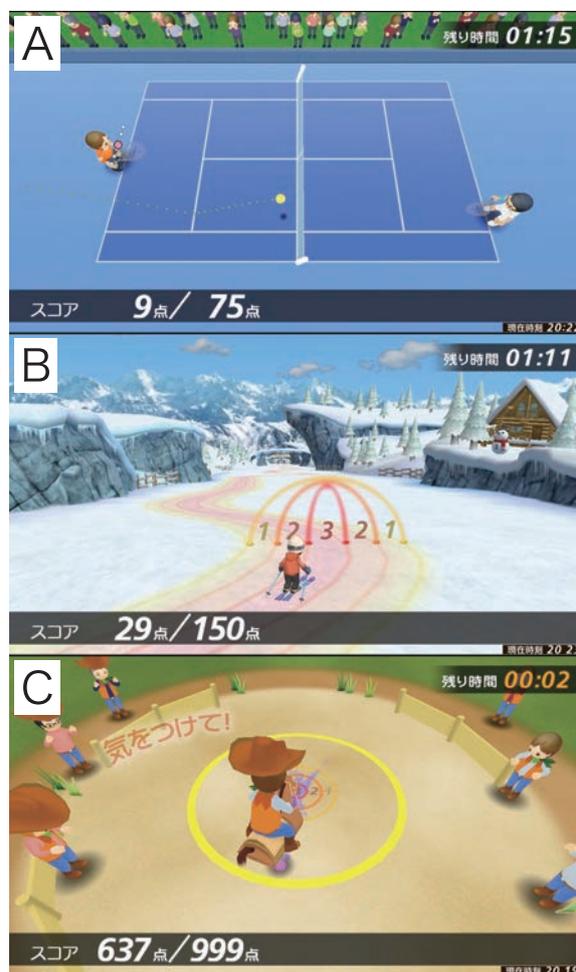


図2. ゲーム中の画面

A) テニスは飛んでくるボールを打ち返すために画面上のキャラクターを能動的に前後移動させ，ボールにタイミングよく到達させる，B) スキーは前方にスクロールする画面上で，キャラクターを左右移動することでコース上のゲート中央を通過させる，C) ロデオは不規則に発生する外乱に対して，キャラクターを画面中央にとどませる。

し、使用者は自身を開始位置にとどめることを目標とし、難易度は外乱時のフットプレート傾斜角度と傾斜持続時間で調整した。

今回は計測用に4段階の難易度 (Level, 以下Lv) を設定した。Lv1 から4までにテニスでは球数を9-24へ段階的に増加させ、ラケット幅 (m) は0.16-0.08へと減少させた。スキーではゲート数を22-58へ増加させた。ロデオでは前後傾斜角を1-3度、持続時間を2-4秒へと増加させ、Lv3, 4では左右外乱として左右傾斜角度1.5, 2度、持続時間2.3, 3秒をそれぞれ追加した。計測前に被験者全員に十分な練習を行わせ、計測時のゲームや難易度の順番は乱数表を用いて被験者毎でランダムに行った。

4. 表面筋電図

筋電図は両下肢の大殿筋、中殿筋、大腿直筋、内側広筋、大腿二頭筋長頭、前脛骨筋、腓腹筋内側頭、長腓骨筋の計16筋から導出した。皮膚表面をアルコール綿できれいに拭き、直径10mmのディスプレイ電極レクトロード (積水化成工業株式会社、大阪市、日本) を各筋腹中央よりも2cm遠位に電極間距離10mmで貼付した。筋電計はテレメトリー筋・心電計MQ16 (キッセイコムテック株式会社、松本市、日本) を用いた。筋電図はサンプリング周波数1,000HzでA/D変

換後、各波形をKinemaTracer[®] (キッセイコムテック株式会社、松本市、日本) を用いて10-500Hzのバンドパスフィルタで処理し、20Hzの自乗平均平方根 (root mean square: RMS) を算出した。正規化には各筋の最大随意等尺性収縮 (maximal voluntary isometric contraction: MVIC) を用いた。各ゲームの開始と終了合図は、BEARからのトリガー出力で規定した。1ゲームあたり90秒間の筋積分値を求め、単位時間あたりの平均筋活動量 (%MVIC) を算出した。

5. 解析方法

難易度に伴う筋活動量の変化をみるために、対象7人の計14肢の各筋の筋活動量 (%MVIC) の平均値を算出した。統計学的検定にはIBM SPSS statistics 23を用いた。ゲーム別のデータは反復測定による分散分析 repeated measure ANOVA を用い、ゲーム間のデータは一元配置分散分析 1way-ANOVA に加え、post-hoc testとしてBonferroniの検定を用いた。有意水準は5%とした。

結果

各ゲームにおける筋活動量は難易度の上昇に伴い増加した (表1)。テニスでは、中殿筋 ($p = .018$), 大

表1. ゲーム別・難易度別の平均筋活動量 (%MVIC)

テニス	Lv1	Lv2	Lv3	Lv4	p
大殿筋	0.8 (0.5)	0.8 (0.5)	0.8 (0.5)	0.9 (0.6)	.23
中殿筋	2.6 (2.8)	2.4 (2.0)	2.6 (2.1)	3.3 (3.3)	.018
大腿直筋	2.7 (1.8)	2.8 (1.9)	3.4 (2.3)	3.4 (1.8)	.025
内側広筋	2.8 (2.2)	3.1 (2.7)	3.5 (2.7)	4.3 (2.9)	.013
大腿二頭筋	3.2 (3.6)	3.4 (3.1)	3.5 (3.5)	4.1 (3.4)	.056
前脛骨筋	1.3 (0.8)	1.6 (1.0)	2.1 (2.0)	2.3 (1.5)	.004
腓腹筋	4.1 (2.2)	5.2 (3.0)	6.3 (2.9)	7.7 (3.9)	<.001
長腓骨筋	3.3 (2.3)	3.6 (3.1)	4.1 (3.2)	4.4 (2.9)	.191
スキー	Lv1	Lv2	Lv3	Lv4	p
大殿筋	1.0 (0.7)	1.0 (0.7)	1.1 (0.8)	1.3 (0.8)	.063
中殿筋	2.7 (2.4)	2.5 (1.9)	3.3 (2.9)	3.3 (2.9)	.033
大腿直筋	2.3 (1.4)	2.6 (1.5)	2.9 (1.7)	3.3 (1.8)	.004
内側広筋	2.8 (2.3)	3.1 (1.9)	2.4 (1.3)	4.5 (3.4)	.008
大腿二頭筋	3.8 (3.4)	3.6 (2.3)	3.2 (2.1)	3.9 (1.8)	.707
前脛骨筋	1.3 (0.9)	1.5 (1.1)	2.2 (1.4)	2.5 (2.1)	.005
腓腹筋	4.4 (3.9)	5.5 (4.3)	5.7 (5.2)	6.6 (5.3)	.019
長腓骨筋	7.5 (5.9)	7.3 (6.5)	8.5 (6.3)	9.8 (7.8)	.043
ロデオ	Lv1	Lv2	Lv3	Lv4	p
大殿筋	0.9 (0.6)	1.2 (0.8)	1.0 (0.8)	1.1 (0.7)	.198
中殿筋	2.5 (2.3)	3.2 (2.4)	4.6 (3.1)	5.1 (3.6)	<.001
大腿直筋	2.6 (1.7)	3.7 (2.3)	4.1 (2.5)	4.4 (1.9)	.008
内側広筋	2.7 (2.4)	4.3 (2.0)	4.1 (3.7)	4.5 (2.9)	.026
大腿二頭筋	3.1 (3.0)	4.2 (4.3)	3.6 (2.8)	4.2 (3.2)	.401
前脛骨筋	1.4 (0.9)	2.8 (2.9)	4.0 (3.1)	4.8 (2.7)	.001
腓腹筋	5.7 (6.4)	8.7 (7.1)	10.4 (6.0)	11.5 (5.8)	.001
長腓骨筋	5.1 (5.2)	5.6 (5.5)	7.2 (4.5)	8.0 (4.7)	.002

平均筋活動量 (標準偏差)
repeated measure ANOVA

腿直筋 ($p = .025$), 内側広筋 ($p = .013$), 前脛骨筋 ($p = .004$), 腓腹筋 ($p < .001$) の筋活動量が有意に増加した。スキーでは, 中殿筋 ($p = .033$), 大腿直筋 ($p = .004$), 内側広筋 ($p = .008$), 前脛骨筋 ($p = .005$), 腓腹筋 ($p = .019$), 長腓骨筋 ($p = .043$) の筋活動量が有意に増加した。ロデオでは, 中殿筋 ($p < .001$), 大腿直筋 ($p < .001$), 内側広筋 ($p = .026$), 前脛骨筋 ($p = .001$), 腓腹筋 ($p = .001$), 長腓骨筋 ($p = .002$) の筋活動量が有意に増加した。

各ゲームにおける筋活動の特徴は, 難易度の上昇にあわせて顕著となった。Lv4 のテニスでは腓腹筋の筋活動量 (7.7 ± 3.9) が最も高く, 次に長腓骨筋 (4.4 ± 2.9) が高かった。内側広筋 (4.3 ± 2.9), 大腿二頭筋 (4.1 ± 3.4), 大腿直筋 (3.4 ± 1.8), 中殿筋 (3.3 ± 3.3), 前脛骨筋 (2.3 ± 1.5) の順に筋活動量は少なくなり, 大殿筋 (0.9 ± 0.6) の活動量が最も少なかった (図3)。Lv4 のスキーでは長腓骨筋の筋活動量 (9.8

± 7.8) が最も高く, 次に腓腹筋 (6.6 ± 5.3) が高かった。内側広筋 (4.5 ± 3.4), 大腿二頭筋 (3.9 ± 1.8), 中殿筋 (3.3 ± 2.9), 大腿直筋 (3.3 ± 1.8), 前脛骨筋 (2.5 ± 2.1) の順に筋活動量は少なくなり, 大殿筋 (1.3 ± 0.8) の筋活動量が最も少なかった (図4)。Lv4 のロデオではテニスと同様に腓腹筋の筋活動量 (11.5 ± 5.8) が最も高く, 次に長腓骨筋 (8.0 ± 4.7) が高かった。テニスやスキーとは異なり, 次に中殿筋 (5.1 ± 3.6) と前脛骨筋 (4.8 ± 2.7) が高かった。内側広筋 (4.5 ± 2.9), 大腿直筋 (4.4 ± 1.9), 大腿二頭筋 (4.2 ± 3.2) の順に少なくなり, 大殿筋 (1.3 ± 0.8) の筋活動量が最も少なかった (図5)。Lv4 におけるゲーム間を比較すると, 前脛骨筋ではロデオの筋活動量がテニス ($p = .009$), スキー ($p = .017$) よりも有意に大きかった。腓腹筋ではロデオの筋活動量がスキーよりも有意に大きく ($p = .045$), 長腓骨筋ではスキーの筋活動量がテニスよりも有意に大き

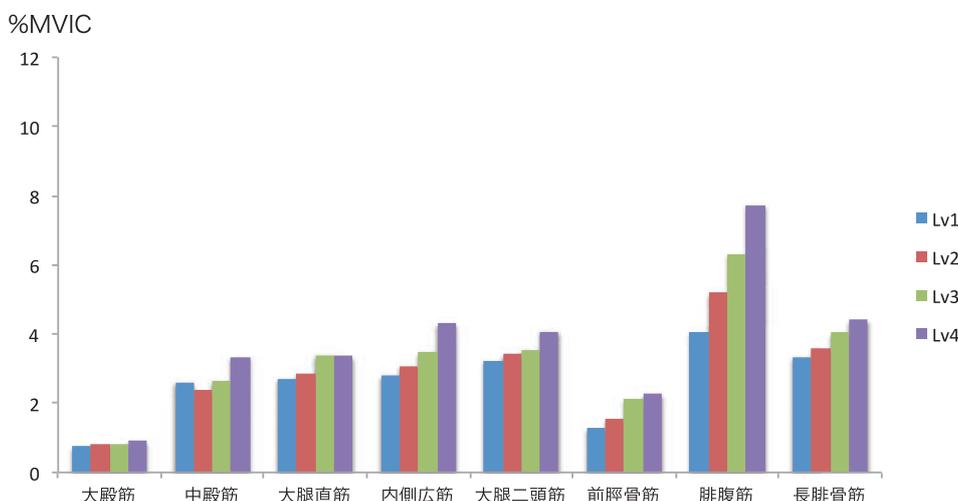


図3. テニス中の平均筋活動量の推移

テニスでは腓腹筋の筋活動量が最も高く, 次に長腓骨筋が高かった。内側広筋, 大腿二頭筋, 大腿直筋, 中殿筋, 前脛骨筋の順に筋活動量は少なくなり, 大殿筋で最も少なかった。

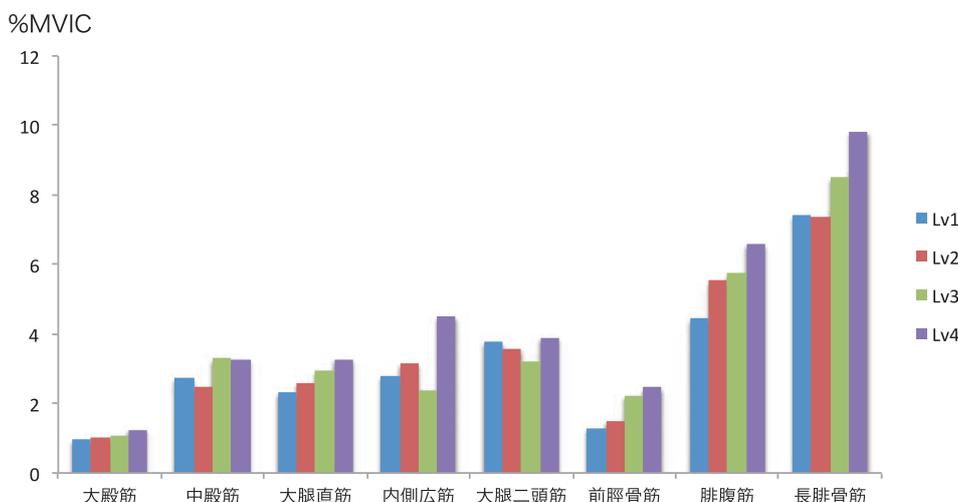


図4. スキー中の平均筋活動量の推移

スキーでは長腓骨筋の筋活動量が最も高く, 次に腓腹筋が高かった。内側広筋, 大腿二頭筋, 中殿筋, 大腿直筋, 前脛骨筋の順に筋活動量は少なくなり, 大殿筋で最も少なかった。

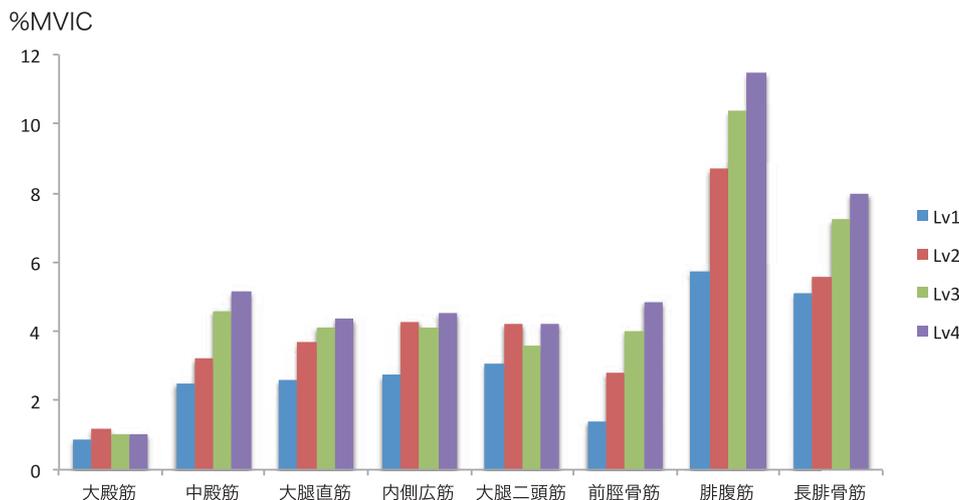


図 5. ロデオ中の平均筋活動量の推移

ロデオではテニスと同様に腓腹筋の筋活動量が最も高く、次に長腓骨筋が高かった。テニスやスキーとは異なり、次に中殿筋と前脛骨筋が高かった。内側広筋、大腿直筋、大腿二頭筋の順に少なくなり、大殿筋の筋活動量が最も少なかった。

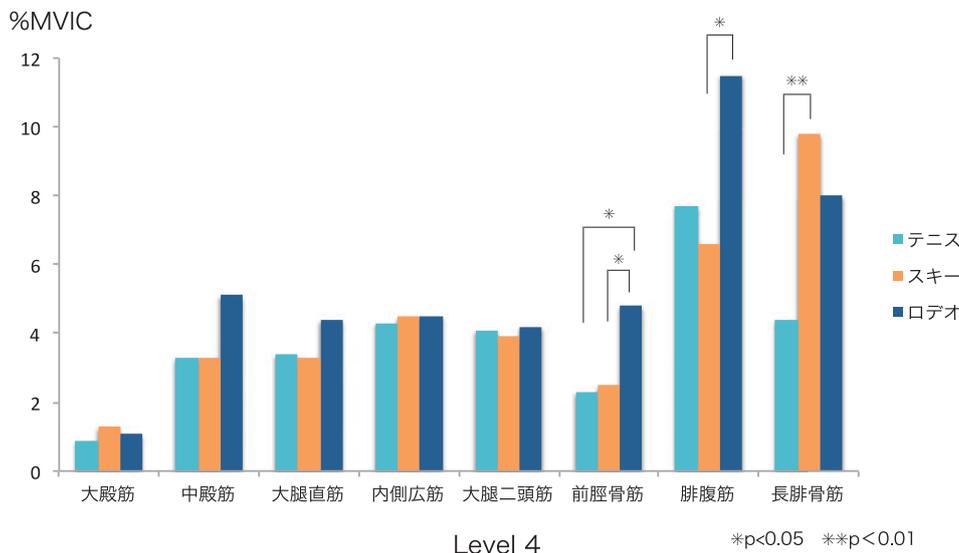


図 6. ゲーム間の平均筋活動量の比較

Level 4 まで難易度を上昇すると、各ゲームの特徴が顕著となった。前脛骨筋ではロデオがテニス、スキーよりも筋活動が有意に大きかった。腓腹筋ではロデオの筋活動がスキーよりも有意に大きく、長腓骨筋ではスキーの筋活動がテニスよりも有意に大きかった。

かった ($p = .041$) (図 6)。

考察

ヒトは立位バランスを維持するため支持基底面内に質量中心を保ち、重心動揺時には質量中心を元の位置に戻すことで、身体の空間的位置を継続的に調節している。立位バランスの調節には、おもに足関節および股関節の運動が重要な役割をはたしていると考えられており、この制御方法は、それぞれ足関節戦略および股関節戦略と呼ばれている [13]。足関節戦略は足関節でトルクを生み出すことで全身を単一倒立振り子として動かして重心を支持基底面内に戻す方法であり、静止姿

勢で重心動揺が小さいときに機能するとされている。股関節戦略は全身を二重倒立振り子として足関節と股関節を逆方向に動かすことで重心を支持基底面内に戻す方法である。性急または大きな重心動揺の際に機能するとされている。Van Ootenghem ら [14] は、外乱に対して最初に用いられるのは足関節戦略であると報告し、Runge ら [15] の外乱装置を用いた研究では、足関節戦略に付随して必要となる関節トルクに応じた股関節戦略が現れるとされる。Creath ら [16] は、床面の上で立つときは足関節戦略が支配的であるが、不安定な面の上立つ時は股関節戦略へと移っていくことを報告している。このように二つの戦略は独立してではなく、重心動揺の程度に応じて調節しあいながら

機能しているため、この二つの戦略を向上させることがバランス練習に重要である。本研究では、BEAR を用いて3種類のバランス練習を行ったところ、どのゲームでも難易度の上昇に伴って中殿筋・大腿直筋・内側広筋・前脛骨筋・腓腹筋の筋活動量が有意に上昇し、股関節外転、膝関節伸展および足関節底背屈が立位バランスの維持に働いていることが明らかになった。これらの結果から、BEAR を用いた3種類のゲームは難易度に応じて筋活動量の調整をしながら、股関節・膝関節・足関節の運動を介した定量的なバランス練習を可能にすることが示唆された。高齢者は不安感や過去の転倒経験からくる恐怖感により身体動揺が増加しやすいことが報告されており [17, 18]、より負荷の少ない練習から開始することが望ましい。BEAR では、低負荷のバランス練習から導入が容易であるとともに、ゲームの上達度に応じて負荷量を調節できると考えた。

テニスは前後方向の重心移動を調節する課題であり、足関節周囲では腓腹筋の筋活動量が最も高く、能動的な前後重心移動時に腓腹筋が重要な役割を果たしていることが判明した。スキーは左右方向の重心移動を調節する課題であり、テニスと異なり、腓腹筋よりも長腓骨筋の筋活動量が高かったことから、左右への重心移動により片脚への荷重量が増加したことで、足関節内外反の制御を要したと考えた。ロデオは前後左右方向の外乱に対して重心位置をとどめる課題である。ロデオでも足関節周囲の腓腹筋および長腓骨筋の筋活動量は高く、テニスやスキーと異なり前脛骨筋の筋活動量も高かった。この結果から、ロデオは重心位置の制御のために足関節底背屈および内外反の複合した足関節戦略を要求していると考えた。以上より、3種類のゲームは、それぞれ異なる下肢筋の筋活動を促すことが明らかとなった。

姿勢制御練習の目的は、バランス能力低下を予防または改善するための課題に特有な戦略を体得するだけでなく、環境条件が変化しても戦略を遂行できるようにすることである。このためにはさまざまなパターンの筋協調運動の反復練習が重要である。本研究から、BEAR は定量的に課題によって異なる下肢筋の運動を促すことが可能であり、特に足関節戦略に用いる下肢筋の活動に影響することが明らかとなった。一方で、股関節戦略に用いる股関節伸筋の大殿筋における筋活動量の変化は明らかではなかった。

本研究の限界として、対象者が健常者であるため課題に対して足関節戦略を中心に対処できた可能性に加え、大殿筋が深部筋のため表面筋電図での計測が不十分であった可能性が考えられた。今後は、高齢者やバランス障害者での分析を行うことが必要である。また、筋活動量の計測のみではなく、移動範囲や関節角度変化などの3次元動作解析による分析を行うことで各ゲームの姿勢制御パターンを比較することが可能である。

謝辞

本研究におけるバランス練習アシストをご提供頂いたトヨタ自動車株式会社の皆様に心より感謝いたします。

本研究はJSPS 科研費 25350637 の助成を受けたものです。

文献

1. Menz HB, Lord ST, Fitzpatrick RC. A structural equation model relating impaired sensorimotor function, fear of falling and gait patterns in older people. *Gait Posture* 2007; 25: 243-9.
2. Gill T, Taylor AW, Pengelly A. A population-based survey of factors relating to the prevalence of falls in older people. *Gerontology* 2005; 51: 340-5.
3. Tinetti ME, Doucette J, Claus E, Marottoli RA. Risk factors for serious injury during falls by older persons in the community. *J Am Geriatr Soc* 1995; 43: 1214-21.
4. Gurwits JH, Sanchez-Cross MT, Eckler MA, Matulis J. The epidemiology of adverse and unexpected events in the long-term care setting. *J Am Geriatr Soc* 1994; 42: 33-8.
5. Mackintosh SF, Hill KD, Dodd KJ, Goldie PA, Culham EG. Balance score and a history of falls in hospital predict recurrent falls in the 6 months following stroke rehabilitation. *Arch Phys Med Rehabil* 2006; 87: 1583-9.
6. Andersson AG, Kamwendo K, Seiger A, Appelros P. How to identify potential fallers in a stroke unit: validity indexes of four test methods. *J Rehabil Med* 2006; 38: 186-91.
7. Hyndman D, Ashburn A, Stack E. Fall events among people with stroke living in the community: circumstances of falls and characteristics of fallers. *Arch Phys Med Rehabil* 2002; 83: 165-70.
8. Rubenstein LZ. Falls in older people: epidemiology, risk factors and strategies for prevention. *Age Ageing* 2006; 35: ii37-41.
9. Rubenstein LZ, Josephson KR. The epidemiology of falls and syncope. *Clin Geriatr Med* 2002; 18: 141-58.
10. Tyner T, Allen DD. Balance and fall risk. In: Cameron MH, Monroe LG, editors. *Physical rehabilitation: evidence-based examination, evaluation, and intervention*. St Louis: Saunders; 2007. p. 321-8.
11. Shumway-Cook A, Woolacott M. Assessment and treatment of patients with postural disorder. In: *Motor control: theory and practical applications*. Baltimore: Williams & Wilkins; 1995. p. 207-35.
12. Ozaki K, Kagaya H, Hirano S, Kondo I, Tanabe S, Itoh N, et al. Preliminary trial of postural strategy training using a personal transport assistance robot for patients with central nervous system disorder. *Arch Phys Med Rehabil* 2013; 94: 59-66.
13. Horak FB, Nashner LM. Central programming of postural movements: adaptation to altered support-surface configurations. *J Neurophys* 1986; 55: 1369-81.
14. Van Ooteghem K, Frank JS, Allard F, Buchanan JJ, Oates AR, Horak FB. Compensatory postural adaptations during continuous, variable amplitude perturbations reveal generalized rather than sequence-specific learning. *Exp Brain Res* 2008; 187: 603-11.
15. Runge CF, Shupert CL, Horak FB, Zajac FE. Ankle and hip postural strategies defined by joint torques. *Gait Posture* 1999; 10: 161-70.
16. Creath R, Kiemel T, Horak F, Peterka R, Jeka J. A unified view of quiet and perturbed stance: simultaneous co-existing excitable modes. *Neurosci Lett* 2005; 377: 75-80.
17. Maki BE, Holliday PJ, Topper AK. Fear of falling and postural performance in the elderly. *J Gerontol* 1991; 46: M123-31.
18. Vellas BJ, Wayne SJ, Romero LJ, Baumgartner RN, Garry PJ. Fear of falling and restriction of mobility in elderly fallers. *Age Ageing* 1997; 26: 189-93.