

高次神経機能に基づく運動制御評価法の開発

研究代表者：村山 敏夫（新潟大学教育学部保健体育健康スポーツ科学講座）

目 次

要約.....	1
緒言.....	2
方法.....	3
結果.....	7
考察.....	13
まとめ.....	14
謝辞.....	15
参考文献.....	16

高次神経機能に基づく運動制御評価法の開発

村山 敏夫 (新潟大学教育学部保健体育健康スポーツ科学講座)

吉田 彩 (新潟大学大学院教育学研究科)

尾山 裕介 (新潟大学大学院教育学研究科)

廣瀬 秀 (新潟大学大学院教育学研究科)

二宮 翼 (新潟大学大学院現代社会研究科)

要 約

【背景】あらゆるスポーツに取り組む際に、注意を払って取り組まなければならないのが障害の発生である。我々は、人の基本動作であるのが歩行と跳躍を対象に、逸脱運動を回避する為の研究に取り組んできた。本研究は歩行姿勢の特徴を捉えるために、動作解析と筋電図計測により歩行動作の評価方法の検討と運動時の脳波解析を行い、逸脱運動予防の一助とすることとして取り組んだ。

【対象と方法】本研究では研究デザインを STEP I と STEP II に区分する。STEP I では被験者は、健常な女子大学生 2 名とし、運動経験者(22 歳、身長 165 c m、体重 55 k g)、運動未経験者(21 歳、身長 146 c m、体重 41 k g)で比較を行なった。STEP II では健常な男子学生 5 名(24±1.0 歳、身長 171.0±3.4cm、体重 75.0±21.6kg)とした。STEP I では、歩行動作における逸脱運動を分析する為の画像解析及び筋電図解析を行い、STEP II では運動時の意識や集中力を探るために脳波を用いて分析を行った。

【結果】動作の準備期において、運動強度によって意識の度合いに違いが生じることが分かった。また、これらを補うための画像解析及び筋電図解析から、傾斜により歩行姿勢は変化が生じ、傾斜を 0% から 15%、そして再び 0% と、一度起伏を挟むと同じフラットな状態であっても歩行姿勢が変化するという事象を捉えることができた。また、運動時の逸脱運動評価方法として画像解析を用いることの意義を探ることができた。

【結論】またクラスター分析を用いて、被験者一人一人の歩行動作や逸脱運動の特徴を捉え、それらの事象を評価する方法の一つとして提案することができた。目的に合った歩行を評価する指標を提示できた。

代表者所属:新潟大学教育学部保健体育・健康スポーツ科学講座

〒950-2102

新潟県新潟市西区五十嵐 2 の町 8050

緒 言

競技パフォーマンスの向上においてトレーニングは欠かせない。特に体力トレーニングや技術トレーニングは骨格筋収縮による反復・複合運動であり、運動学習によってこれら動きの洗練や強化が期待される¹。次に、我々はこれまでにスキー滑走や歩行運動、静的姿勢制御及び動的姿勢制御、下肢の屈曲伸展運動において、運動時の逸脱動作を統計的手法で判別し評価する手法を提案してきた^{2,3,4,5}。逸脱動作とは一定周期運動による平均からの偏向を意味するものであり、運動時逸脱動作の判別は、精度の高いパフォーマンスの再現性を評価するための客観的な指標として期待される。また、トレーニングの場面においては、逸脱動作の判別が予期せぬ運動障害の予防につながると考えられる^{3,6,7}。しかし、これまで取り組んできた研究は、画像解析によるデータロギングや筋電図を用いた筋活動様式のデータ集積によるものであり、これらは事象を捉えるには十分な研究手法であるが、「何故そうなるのか？」を説明しきれてはいない。判別分析は事象の評価であり、したがって運動障害の発生要因となる逸脱動作を予防するための方法としては意義を満たしていなかった。近年では脳電位の活動から運動の発現と制御を理解しようとする報告もあり、統計的手法による画像解析に脳電位の情報を与えることで運動制御を評価する手立てになると考える。

そこで本研究は、筋電図及び画像解析から得たデータでの判別分析による逸脱動作の抽出に加え、脳波に着目した逸脱動作の発生メカニズムを捉えた運動制御評価法の開発を目的として研究に着手する。

方 法

STEP I

被験者

被験者は、健常な女子大学生 2 名とし、運動経験者(22 歳、身長 165cm、体重 55kg)、運動未経験者(21 歳、身長 146cm、体重 41kg)で比較を行なった。ここでの運動経験者は長年競技スポーツに親しんできた者、運動未経験者は学校体育でのみスポーツに取り組んだ者と定義する。

画像解析

歩行動作の解析にはトレッドミル（エキサイト+ランナウ 700VISIO TECHNOGYM 社製）を用いて、トレッドミル上で歩行運動を実施した。歩行速度は、時速 4km、歩幅は主観的至適歩幅とし、被験者が最も歩きやすい歩幅で歩行するように指示した。先行研究により、至適歩幅は主観的至適歩幅と一致することが確認されており、時速 4km、傾斜 0%、歩幅 60cm の歩行運動の強度が、一般的な普通歩行の強度とされている 3METS であることが報告されている。また、傾斜においては平地と坂道での歩行を比較することを目的とする。健康の維持増進のための安全かつ効果的な相対的運動強度とされている 50～60%VO₂max 程度の歩行運動は、60cm 程度の普通の歩幅で歩行時では、傾斜 10%～15%程度の傾斜地が適当であることから 0%～15%と設定した。

画像撮影にはデジタルハイビジョンカメラ HDC-TM70 を用いた。被験者の左側にカメラを設置し撮影を行い、動作解析によって下肢と上半身の傾斜角度による姿勢変化を評価する。さらに歩行時の下肢筋活動様式を確認するために筋活動の計測を行った。

実験の際、被験者には、左側の肩峰、大転子、膝関節、踝の身体 4 か所にマーカーを貼付し、歩行動作を行ってもらい、下肢と上半身の動きを映像に記録した。画像分析には、動作解析ソフト LoggerPro3.6.0 を用いた。肩峰、大転子、膝関節、踝の軌跡をデジタイズし、下肢と上半身の傾斜角度による姿勢変化を評価した。なお、歩行動作の変化をより明瞭にするために、グラフでの数値を全て実測値の 3 倍とした。

筋電図計測

筋電図計測には、マイオモニターフレックスコンボ (SA7555 エムピージャパン株式会社製) を使用し、サンプリング周波数は 2048Hz とした。被験筋は、外側広筋 (Vastus Lateralis: VL)、大腿二頭筋 (Biceps Femoris: BF)、全脛骨筋 (Tibialis Anterior: TA)、腓腹筋 (Gastrocnemius muscle : GAS) とし、歩行時の筋活動量を測定し、歩行時の下肢筋活動様式を確認した。得られたデータを筋電図解析ソフト BioGraph Infiniti を用いて、100msec 毎の二乗平均平方根により平滑化した。なお、電極貼付位置は、解剖学的筋電図貼付位置に基づいて電極貼付位置の目星を付け、その付近の 3 点で筋電図波形を確認したうえで神経支配体をはさまないように十分注意して電極を張付けた。

分析区間

図 1 のように傾斜ごとに区間分けをした。本研究では傾斜角変化による違いを確認するため、以下の 4 つの解析区間を用いた。計測開始時の傾斜角 0% 時を Section1 (S1)、傾斜角 10% 時を Section2 (S2)、傾斜角 15% 時を Section3 (S3)、再び傾斜角 0% に戻った時を Section4 (S4) とした。各 Section でそれぞれ 2 分間の歩行をしてもらい、各 Section の最初の 10 秒間を抽出して分析に用いた。

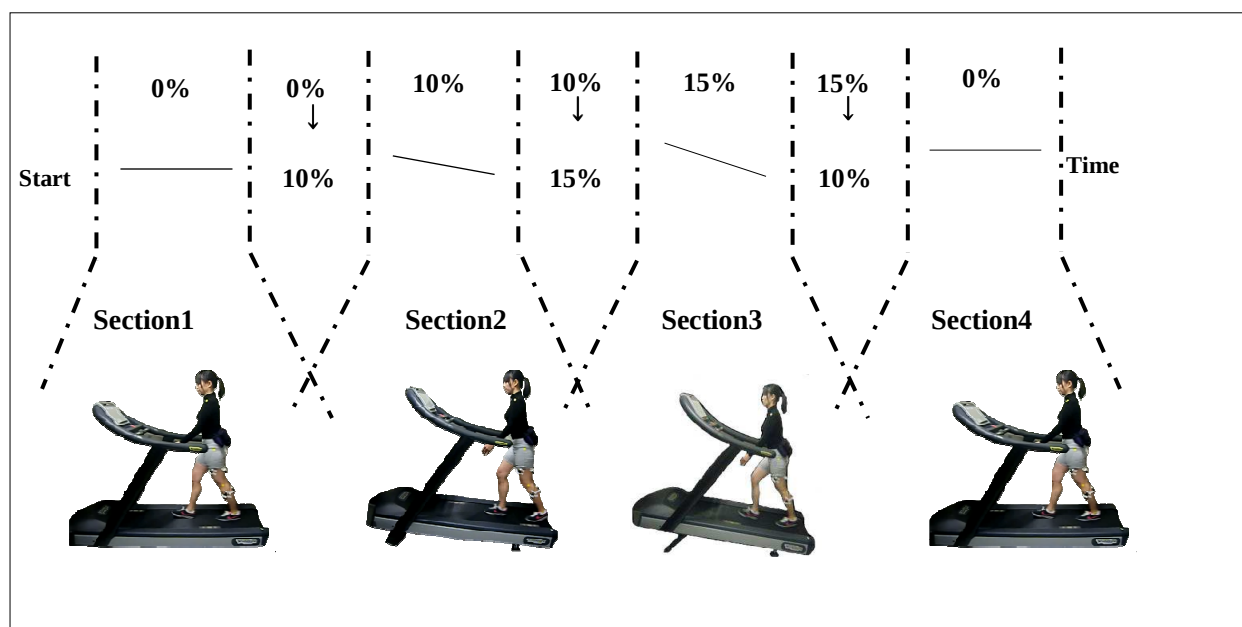


図 1 分析区間

STEP II

被験者

健常な男子学生 5 名(24 ± 1.0 歳、身長 $171.0 \pm 3.4\text{cm}$ 、体重 $75.0 \pm 21.6\text{kg}$)とした。健常の定義として、脳波計測中に明らかな Spike や Sharp wave などの異常な波、 θ 波や δ 波などがみられないこととした。なお、被験者にはジャンプ動作が含まれているスポーツを 5 年以上行った経験がある者とし、ジャンプ強度の違いを理解しやすいことを目的とした。

実験試技

試技内容は、最大努力と最大努力未満とし、最大努力を 100%、最大努力未満を 50%と定義した。各試技を交互 6 回、計 12 回試技を行い、10 秒の間に被験者それぞれのタイミングでジャンプ動作を行うように指示をした。また、注意点として、被験者の準備ができ、脳波の振幅が落ち着いているのを確認してから計測を行い、さらにアーチファクトが入らないようにジャンプ動作の開始までの試技中は瞬きや視点の変化、力みなどの動きを行わないように指示をした。

マイオモニターフレックスコンポ（SA7555 エムピージャパン株式会社製）を使用し、電極配置は世界標準とされている国際 10-20 法（ten-twenty）を用い、被験電極は中心部の Cz とし、ジャンプ動作時の脳波の周波数変化を計測した。

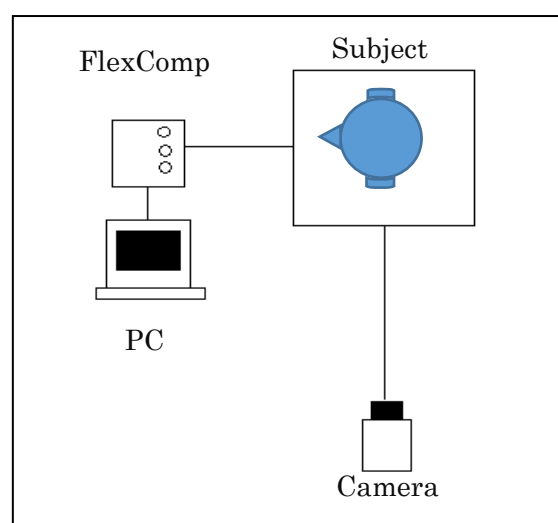


図 2 実験配置図

マッピングによって前頭部の脳波分布を表示する目的以外では、全ての電極配置で計測する必要はないため目的に応じて選択される。そこで、本研究ではノイズの影響を受けにくく α 波及び β 波の特徴を観察が容易とされ、左右差に影響を受けにくい中心部の Cz を電極対象とした。

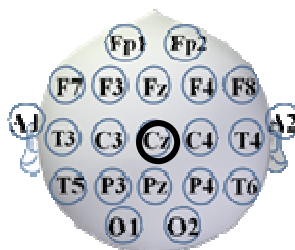


図 3 国際 10-20 法を用いた電極配置図

解析区間

分析区間は脳波計測で得られた 10 秒間の波計における試技であるジャンプ動作の開始直前 1 秒間の α 波と β 波を抽出した。さらに、FFT（高速フーリエ変換）によって 100%と 50%の試技開始前 1 秒間の α 波と β 波の EEG に周波数解析を行った。そこから、8~13Hz を α 波、14~20Hz を β 波とし、100%と 50%の EEG を比較した。

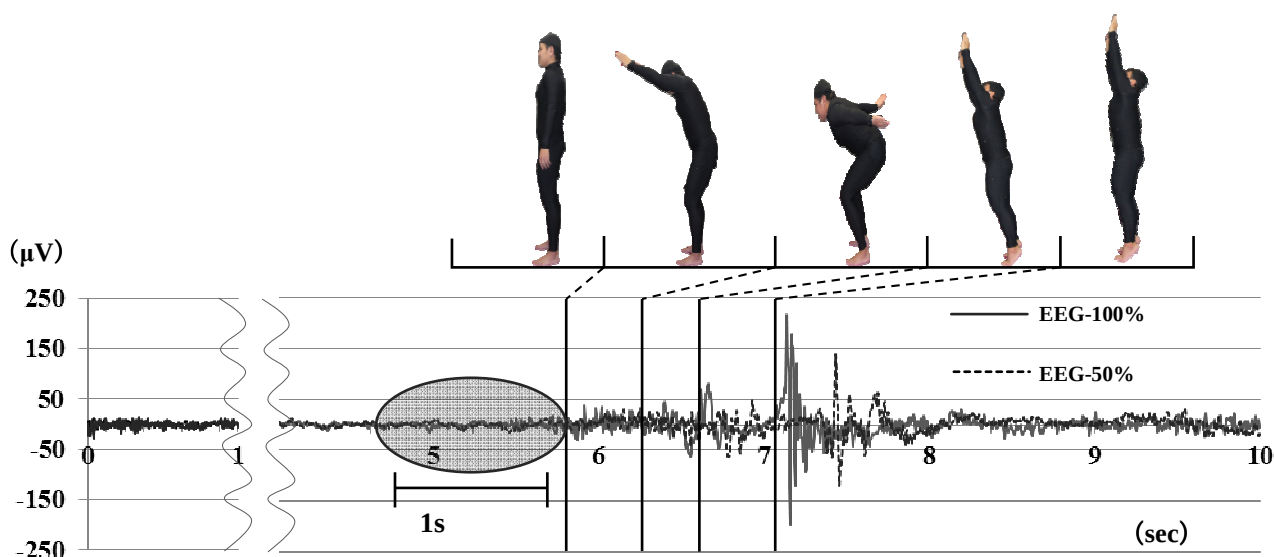


図 4 分析区間

統計処理

統計処理には、統計処理ソフト R を用いて一元配置分散分析を行った。有意水準はすべて 5% 以下とした。

結 果

STEP I : 動作解析

図 5 は、歩行運動時における肩峰、大転子、膝関節、踝の時間経過での軌跡を追ったものである。抽出した 10 秒間の軌跡をそれぞれ Section ごとに二次元座標軸上に作図し、肩峰、大転子、膝関節、踝の軌跡を表している。青色点が Section1、桃色点が Section2、緑色点が Section3、紫色点が Section4 となる。なお、被験者の左矢状面上から撮影し解析したものであり、グラフの左側が進行方向となる。

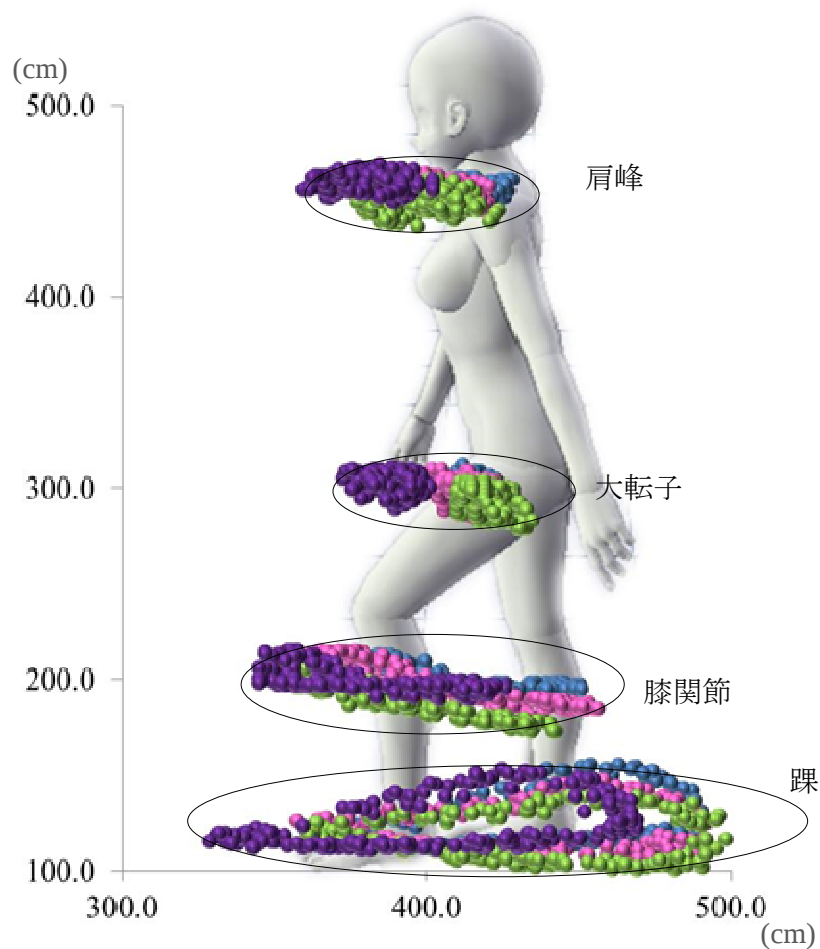


図 5 各関節の軌跡

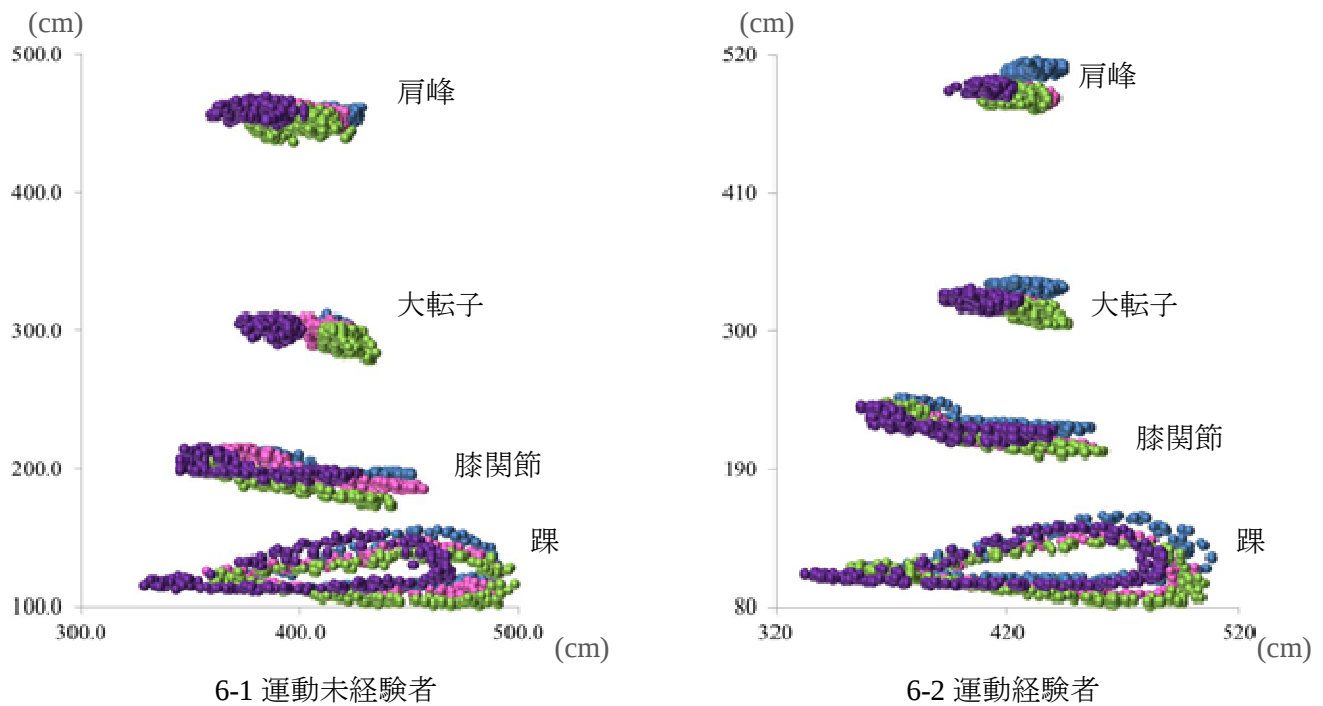


図 6 各関節の軌跡の比較

図 6 は、運動経験者と運動未経験者の各関節における軌跡を比較したものである。図 5 同様に肩峰、大転子、膝関節、踝を計測部位として、青色点が Section1、桃色点が Section2、緑色点が Section3、紫色点が Section4 とした。まず図 6-1 運動未経験者は、傾斜角が最も大きい Section3 では、Y 軸における最高到達点が最も高くなると予想したが、膝関節においても踝においても予想とは異なる結果となった。

膝関節における Section1 の Y 座標は[平均:199.7, Max:212.5,Min:189.3]、Section2 の Y 座標は[平均:197.3,Max:214.8,Min:180.9]、Section3 の Y 座標は[平均:188.8,Max:207.3,Min:173.3]、Section4 の Y 座標は[平均:200.2,Max:215.1,Min:190.3]、踝における Section1 の Y 座標は[平均:125.2,Max:155.1,Min:111.1]、Section2 の Y 座標は[平均:120.9,Max:147.0,Min:103.9]、Section3 の Y 座標は[平均:116.1,Max:139.8,Min:98.8]、Section4 の Y 座標は[平均:123.9,Max:153.1,Min:110.7]であった。傾斜角が大きく変化したにも関わらず Y 軸における平均値が、Section2・Section3 よりも Section1・Section4 が高いことが示された。

また Section1 と Section4 においては、どちらも斜面角が 0%であるにも関わらず、異なる数値が示された。膝関節では Section4、踝では Section1 が、平均値及び最大値で高い数値を示した。運動

未経験の Section1 と Section4 において、5%水準で有意差が認められた。

次に運動経験者も運動未経験者と同様に、傾斜角が最も大きい Section3 において、Y 軸における最高到達点が最も高くなると予想したが、膝関節においても踝においても予想とは異なる結果となった。膝関節における Section1 の Y 座標は[平均:228.9, Max:246.3,Min:213.7]、Section2 の Y 座標は[平均:220.5,Max:238.3,Min:203.3]、Section3 の Y 座標は[平均:219.7,Max:242.3,Min:199.3]、Section4 の Y 座標は[平均:223.1,Max:238.3,Min:209.3]、踝における Section1 の Y 座標は[平均:115.2,Max:152.6,Min:98.0]、Section2 の Y 座標は[平均:105.8,Max:138.3,Min:87.3]、Section3 の Y 座標は[平均:103.8,Max:131.3,Min:80.3]、Section4 の Y 座標は[平均:110.0,Max:144.3,Min:94.3]であった。傾斜角が大きいにも関わらず Y 軸における平均値が Section2・Section3 よりも Section1・Section4 が高いことが示された。また Section1 と Section4 においては、どちらも傾斜角が 0%であるにも関わらず、異なる数値が示され、膝関節においても踝においても Section1 の方が、平均・最大値ともに高い数値を示した。運動経験者の Section1 と Section4 の歩行姿勢に 5%水準で有意差が認められた。

図 7 は、運動未経験者の各 Section での比較である。Section2 と Section3 において歩幅が広くなっており、Section1 と比較すると大股による歩行運動が確認できる。また運動未経験者は、Section3 に膝関節も踝も最も低い位置にある。Section3 において腰が引けて前傾姿勢になっていることが分かる。足が上がらないとつまずきや転倒の原因に繋がるのではないかと考えられる。

また運動未経験者は、Section4 において、上体がまっすぐに伸び、膝関節と踝の位置関係が Section2・Section3 と異なることが分かる。以上のことから、フラットの状態へ戻った時に歩行姿勢が変化しているので、運動未経験者も、傾斜の変化に対応できていると考えられる。

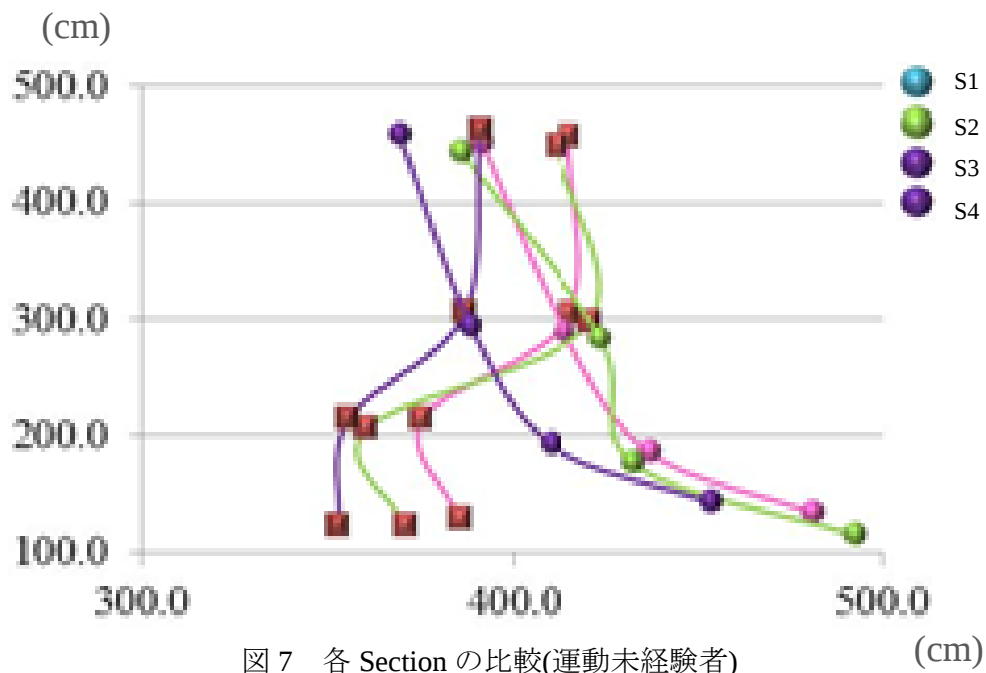


図 7 各 Section の比較(運動未経験者)

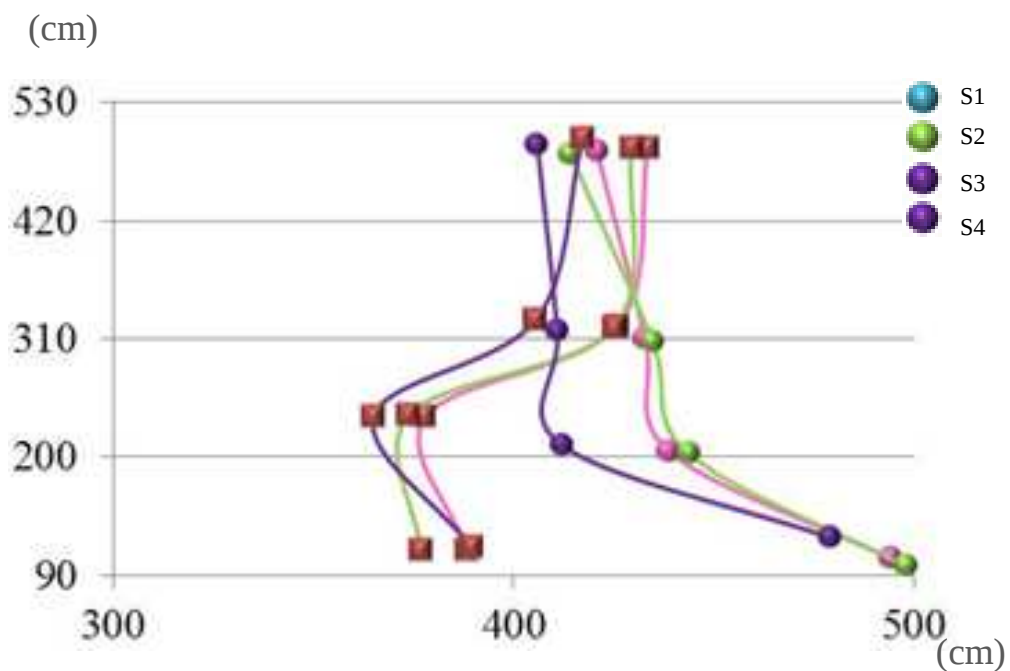


図 8 各 Section の比較(運動経験者)

図 8 は、運動経験者の各 Section による比較をしたものである。運動未経験者と同様に、Section2 と Section3 において歩幅が広がっている。Section1 と比較すると大股で歩くようになっていることが分かる。また運動経験者の Section2 と Section3 の歩行姿勢に、5%水準で有意差は認められなかった。実験の際に、傾斜が変化したと感じたら合図を出すように指示をしたところ、運動経験者

は 10%から 15%に変化する時、反応がなく、傾斜変化に気付かなかった。傾斜変化に気付かなかった
たので、歩行姿勢にも変化が見られなかったのではないかと考えられる。

運動経験者の Section2・Section3・Section4 を重ねたものである。Section2・Section3 では、少し
腰が引けて前傾姿勢となっているが、Section4 ではしっかり体が起きている様子が見られる。傾斜
がある状態を経過して、再びフラットの状態へ戻った時に歩行姿勢が変化していることが分かる。
以上のことから運動未経験者は、傾斜の変化に対応できていると考えられる。

運動経験者と未経験者での比較から、同じフラットな状態であるにも関わらず、Section1 と
Section4 において異なる結果が見られたと始めに述べた。検定の結果、Section1 と Section4 の歩行
姿勢に 5%水準で有意差が認められた。運動未経験者は、膝関節と踝の位置関係に変化があり、歩
幅が広くなり、運動経験者は、全てのポジションの位置関係に変化があり、歩幅が広がった。以
上のことから、傾斜を挟む前後で、歩行姿勢が変化していると考えられる。

筋活動及び筋疲労を確認するため、筋電図の分析方法の一つである自乗平均平方(RMS 値)による比較を
行った(図 9)。全ての被験筋において RMS 値は増加傾向を示し、検定の結果、運動経験者の大腿二頭筋
における RMS 値以外、5%水準で有意差は認められなかった。よって、筋疲労の傾向は見られないと考
えられる。また運動経験者の大腿二頭筋については、5%水準で有意差が認められたが、RMS 値は増加
しているため、この被験筋においても、筋疲労の傾向は見られない。以上のことから、Section1 と Section4
における変化は筋疲労ではなく、一度起伏を挟んだことによる歩行動作の変化であると考えられる。

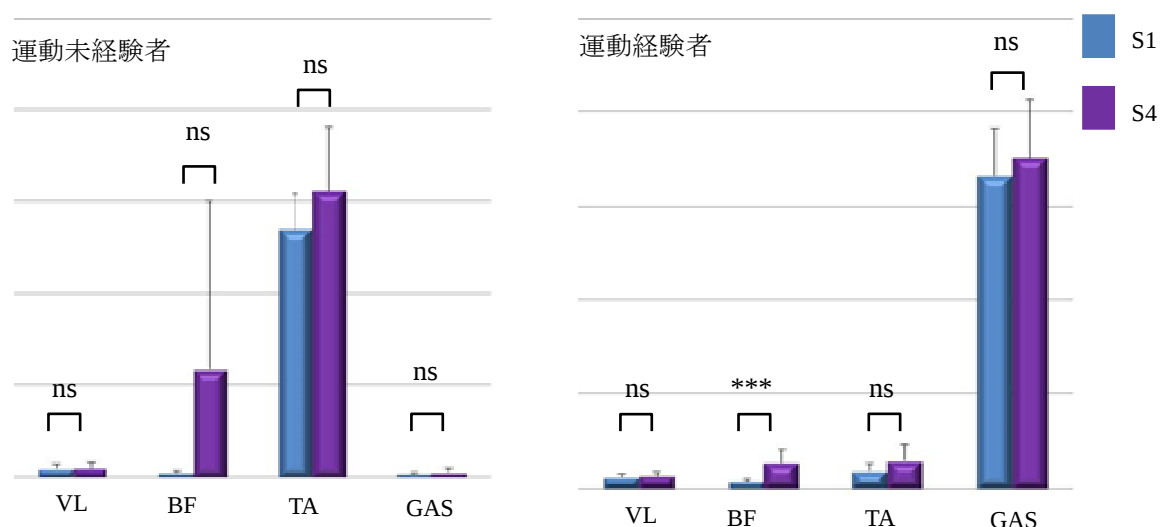


図 9 RMS 値による比較

STEP II : 脳波

図 10 は脳波計測から得られたジャンプ動作開始直前 1 秒区間の α 波と β 波であり、100%と 50%での中心部と前頭部の値を比較したものである。 α 波と β 波それぞれにおいて Sub.A と Sub.B の値を示す。

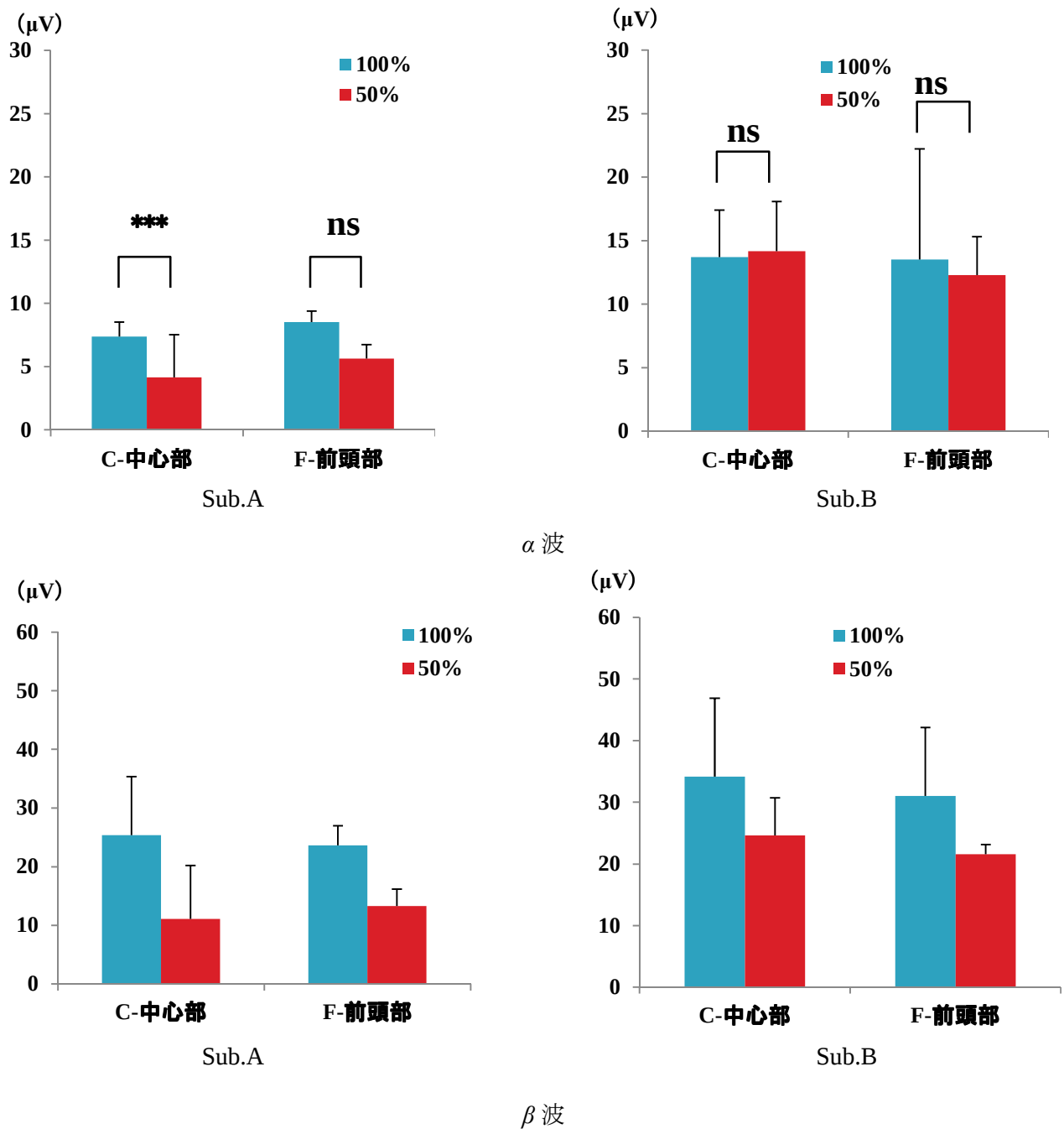


図 10 100%及び 50%の α 波と β 波の EEG の比較

α 波において、Sub.A は中心部では 100%と 50%における α 波の最大値を比較したところ有意差がみられた。前頭部に 100%と 50%の間に有意差はみられなかった。Sub.B は中心部、前頭部ともに 100%と 50%の間に有意差はみられなかった。 β 波では、Sub.A は中心部、前頭部ともに 100%と 50%における β 波の最大値を比較したところ有意差がみられた。Sub.B は前頭部では 100%と 50%における β 波の最大値を比較したところ有意差がみられた。

考 察

本研究では、脳波から得た特徴を画像と筋電図で解釈することを試みた。まず、脳波の解析においては、閉眼時にとくに出現する α 波が開眼時にはあまり現れず、さらに後頭部でとくに出現するため、中心部、前頭部で 100%と 50%の α 波を比較においては有意差がみられなかった。開眼時での出現が弱い α 波によって β 波が強く出現したことを踏まえ、前頭部において 100%と 50%の最大値に有意差がみられた。このことから、50%の試技に比べ、100%の試技時において最大努力で跳ぼうという意識が高まっていると考えられる。つまり、動作の準備にあたるジャンプ直前では、ジャンプの強度によって意識の度合いに違いが生じることが分かる。また、これらを補うための画像解析及び筋電図解析から a)傾斜により歩行姿勢は変化していく。b)傾斜を 0%から 15%、そして再び 0%と、一度起伏を挟むと同じフラットな状態であっても歩行姿勢が変化するという事象を捉えることができた。c)運動時の逸脱運動評価方法として画像解析を用いることの意義を探ることができた。

まとめ

歩行やランニング時において、斜面角度変化が生じる場面での運動において、歩行姿勢の変化による逸脱動作によって障害を招くことが危惧される。本研究では、歩行姿勢の特徴を捉えるために、動作解析と筋電図計測を用いて、傾斜角度を変化させた時の姿勢変化の違いを探り、被験者がどのような歩行をしているのか明らかにし、歩行動作の評価方法の検討を行うことを目的とした。

Step I では、傾斜を変化させた時の歩行姿勢に着目して実験を行った。全ての被験者において、0%→10%→0%と一度起伏が入ると、同じフラットの状態であっても歩行姿勢が変化するという事象を捉えることができた。起伏を挟む歩行は、被験者の歩行姿勢に影響を及ぼすと考えられる。被験者の歩行姿勢の特徴を捉えるために、動作分析とクラスター分析を用いてグループ化を行い、評価基準との比較により各被験者の歩行評価を試みた。各ポジションをそれぞれ適切なクラスターに分類し、一人一人の歩行の特徴を捉えることができた。一人一人評価をすることで、逸脱運動の特徴を観察することもできる。さらに逸脱運動の傾向から、その原因と歩行メカニズムに及ぼす影響をつきとめ、現場での指導に応用することができるのではないかと考えられる。

しかし Section3 での変化は、疾患や運動頻度など被験者の身体の状態により異なり、全ての被験者が同じ結果になるとは限らない。なので、一人一人の歩行動作の特徴やくせをしっかりと観察し、正しく評価していくことが重要である。

またクラスター分析を用いて、被験者一人一人の歩行動作や逸脱運動の特徴を捉え、それらの事象を評価する方法の一つとして提案することができる。

Step II では、今後はその目的に合った歩行を評価する指標を見つけていくために、また現場で応用できるようにするために、さらに被験者を増やす必要がある。被験者を増やし、歩行動作の指標となるものを見つけ、現場において活用できるようなモデルを作っていきたい。

謝 辞

本研究は、「一般財団法人上月スポーツ・教育財団の研究助成」を受けて行われた。記して謝意を表します。

また、研究を進めるに当り、快く参加して下さった被験者の皆様に心から感謝申し上げます。なお、共同研究者の吉田彩さんからはSTEP I における歩行動作解析実験を担当頂き、尾山裕介君と廣瀬秀君からはデータ解析の役割を担って頂いた。二宮翼君にはSTEP II における脳波実験助にて協力頂いた。これらメンバーがそれぞれの役割を持ちながら協力して本研究に取り組めたことは、後輩らへの手本になるとともに研究室の新しい指針を示す良い機会となった。研究自体はこれからさらに深めていかなければならないが、共同研究者ひとりひとりが責任を持って取り組む機会を頂けたこと、心より感謝申し上げます。

参考文献

1. 椅子立ち上がり動作時の体幹前傾斜角度と地面反力の関係性, 廣瀬秀、尾山裕介、吉田彩、村山敏夫, 新潟体育学研究, Vol.31, pp.51-56, 2013.
2. 筋シナジーと動的動作および筋疲労との関係, 室井貴史、木竜徹、村山敏夫, 電子情報通信学会信学技報, Vol.MBE2013, No.63, pp.19-24, 2013.
3. 足関節筋の共収縮と動的姿勢制御の関係性, 尾山裕介、廣瀬秀、吉田彩、村山敏夫, 新潟体育学研究, Vol.31, pp.33-38, 2013 年. 足底部及び下腿部における短時間かつ低強度の運動が動的姿勢制御に及ぼす即時効果, 尾山裕介、廣瀬秀、二宮翼、村山敏夫、淡路千鶴、藤口理恵子, 新潟体育学研究, Vol.32, pp.17-22, 2014.
4. 高齢者のトレッドミル歩行における傾斜角度の変化と歩行姿勢について, 吉田彩、村山敏夫、藤口理恵子、淡路千鶴、尾山裕介、廣瀬秀, 新潟体育学研究, Vol.31, pp.27-32, 2013 年. STS 動作時における動作様式と下肢能力測定の関連性, 廣瀬秀、尾山裕介、二宮翼、村山敏夫, 新潟体育学研究, Vol.32, pp.77-82, 2014.
5. スキー運動時における表面筋電図と膝関節角度からみたパフォーマンス評価方法の検討, 佐藤悠介、牛山幸彦, 木竜徹、村山敏夫, バイオメカニズム学会論文集, pp.293-296, 2008.
6. 長時間でのスキー運動時の筋疲労を探索, 木竜徹, 牛山幸彦, 千明剛, 村山敏夫, 第 8 回日本電気生理運動学会論文集, pp.28-29, 2005.
7. オンサイトでの生体情報フィードバックのコーチングへの効果, 村山敏夫、青木航太、牛山幸彦、木竜徹, 第 19 回生体理工学シンポジウム論文集, pp.293-294, 2004.