

2017 年度修士学位論文

新しい歩行様式「i-Walk」の生理学的・
バイオメカニクスの検証

立命館大学大学院

スポーツ健康科学研究科

スポーツ健康科学専攻 博士課程前期課程 2 回生

6232160007-2

下寶 賢人

新しい歩行様式「i-Walk」の生理学的・ バイオメカニクスの検証

立命館大学大学院スポーツ健康科学研究科 博士課程前期課程 2 回生 下寶 賢人

要旨

キーワード：ウォーキングエクササイズ、大股歩幅、生理学的・主観的運動強度、キネティクス・キネマティクス解析

【背景・目的】

健康的な生活を送るために不可欠な身体活動は、世界的に不足していることがわかっている。その原因として「忙しくて時間がない」が最も多いことから、時間のない人でも実行可能な日常生活の歩行に導入できるウォーキングエクササイズが有効であると考えられる。そこで、大股歩幅を 3 歩に 1 回行う新しい歩行様式「i-Walk (intelligent-Walk)」を考案した。しかしながら、その運動強度や運動効果はまだ検討されていない。

そこで、本研究は生理学側面から運動強度、バイオメカニクスの側面から i-Walk のキネティクス・キネマティクスの特徴を通常歩行、大股歩幅を 3 歩に 2 回行う歩行（二歩大股）、大股歩行と比較することで、一過性の i-Walk の運動強度・運動効果を明らかにすることを目的とした。

【方法】

① 生理学的側面からの検証

健康な男子大学生 18 名に対し、5 分間のトレッドミル上での歩行を通常歩行、i-Walk、二歩大股、大股歩行の 4 条件をランダムにクロスオーバーで実施させた。生理学的な運動強度として、運動中の酸素摂取量と心拍数を測定し、主観的な運動強度として Borg scale を用いて RPE を測定した。

② バイオメカニクスの側面からの検証

健康な男子大学生 17 名に対し、3m のフォースプレート上をランダムに各条件 10 試技ずつ、クロスオーバーで実施させた。歩行中の身体各標点の 3 次元マーカー座標と床反力

を測定することで、下肢3関節の3次元角度、トルク、パワー、貢献率を算出した。

【結果・考察】

① 生理学的側面からの検証

i-Walkは通常歩行よりも酸素摂取量を20.7%、心拍数を6.5%上昇させるが、二歩大股・大股歩行よりも有意に低い値を示した。また、RPEも同様に通常歩行より0.8増加したが、二歩大股より1.0、大股歩行よりも1.7有意に低い値を示した。これらのことより、i-Walkは通常歩行よりも生理学的・主観的な運動強度を高くするが、二歩大股や大股歩行よりも低い運動強度で実行可能であることが示唆された。

② バイオメカニクスの側面からの検証

i-Walkの大股歩幅(3歩目)のステップ長は目標よりも約10cm短くなったが、2歩目の足関節の正の貢献度は他の3条件よりも有意に高く、3歩目の膝関節最大伸展トルク、最大生成・吸収パワー、正の貢献度は他の3条件よりも有意に高くなった。これらのことは、i-Walkの3歩目を他の条件よりも強く踏み出すという他の3条件とは異なる方略によるものであると考えられる。また、i-Walkの2歩目の最大股関節伸展角度と3歩目の最大股関節屈曲角度は、通常歩行よりも有意に大きく、大股歩行と同程度の角度であった。よって、i-Walkは一足長よりも10cm短い歩幅であっても、3歩目を強く踏み出すことによって、足関節底屈筋群と膝関節の伸展筋群に他の条件よりも大きな刺激を与え、股関節の可動域を大股歩行と同じくらい大きく使うバイオメカニクスの特徴を持つことが示唆された。

【結論】

i-Walkは通常歩行に近い運動強度で実施可能でありながら、通常歩行よりも生理学的な運動効果と足関節底屈筋群・膝関節伸展筋群に対する運動効果を高め、股関節の可動域を大きく使う歩行様式である可能性が示唆された。

Physiological and biomechanical study of a novel walking method “i-Walk”

6232160007-2 Kento Shimoho

Abstract

Keywords: Walking exercise, Long step length, Physiological and perceived exertion, kinetics and kinematics analyses.

Background & Objective:

Physical activity is necessary for healthy and active lifestyle. However, physical inactivity is globally improved, because of “lack of time” among the large population. I focus on a novel walking exercise, “i-Walk (intelligent-Walk)”, as an easily implementable walking exercise in activities of daily living. The i-Walk adds a longer step after a gait cycle of normal walking: two normal steps with leading and trailing limbs, followed by about one foot longer step with the leading limb. However, exercise intensity and effects of the i-Walk have not been investigated.

The purpose of this study is to investigate exercise intensity and effects of the i-Walk by testing the physiological and biomechanical characteristics among the i-Walk, normal walking, twice long step walking, and long step walking.

Methods:

1) Physiological analysis

Eighteen healthy young male adults walked on a treadmill for five minutes at their self-selected comfortable speed of normal walking, with the following four walking conditions in a random order: 1) normal walking (NW); 2) twice long step walking (TWS); 3) long step walking (LW); and 4) i-Walk. Physiological and perceived exertion measures were assessed with the oxygen consumption, the heart rate (HR), and the Borg’s rated perceived exertion scale (RPE).

2) Biomechanical analysis

Seventeen healthy young male adults walked three meters ten times, in the aforementioned four walking conditions. The kinetics and kinematics of lower limbs were calculated by measuring the three-dimensional coordinates of markers and the ground reaction forces.

Results & Discussion:

1) Physiological analysis

The i-Walk condition showed higher amount of oxygen consumption (20.7%) and HR (6.5%) than the NW condition, and lower than the TLW and the LW. The LW condition scored the highest RPE (11.8 ± 1.7), followed by the TLW (11.1 ± 1.7), the i-Walk (10.1 ± 1.3), and the NW conditions (9.3 ± 1.4). These findings indicate that the i-Walk could require greater physiological demands than the NW with the lower perceived exercise exertion than the TLW and the LW.

2) Biomechanical analysis

The third step in the i-Walk condition had shorter step length than the target length. However, the positive contribution of the ankle joint on the second step and that of the knee joint on the third step had significantly higher in the i-Walk than the other three conditions. The same results were demonstrated on maximal and minimal powers of the knee joint on the third step, and on the maximal knee extensor torque. The maximal angle of the hip extensor on the second step and that of the hip flexion on the third step did not differ between the i-Walk, the TLW and the LW conditions. These results indicate that the i-Walk could need greater demands of the plantarflexor and the dorsiflexor muscle activations, and extend the range of motion on the hip as in the LW.

Conclusion:

The i-Walk may serve as an alternative style of walking in the activities of daily living, which could improve the additional physiological demands and the plantarflexor and the dorsiflexor muscle activations without perception of stronger exercise exertion.

目次

第 1 章 緒論	- 1 -
1-1 研究背景.....	- 1 -
1-1-1 身体活動度の現状.....	- 1 -
1-1-2 身体不活動を解消する新たなアプローチ方法	- 2 -
1-1-3 i-Walk とは.....	- 4 -
1-2 研究目的.....	- 5 -
1-3 本論文の構成	- 5 -
第 2 章 生理学的側面からの検証	- 6 -
2-1 本章の目的.....	- 6 -
2-2 方法	- 6 -
2-2-1 被験者	- 6 -
2-2-2 実験プロトコル.....	- 6 -
2-2-3 ステップ長（ステップ間隔）の制御	- 8 -
2-2-4 通常歩行時の快適歩行速度・ステップ間隔の測定.....	- 9 -
2-2-5 データ解析	- 9 -
2-2-6 統計解析.....	- 10 -
2-3 結果	- 11 -
2-3-1 被験者・歩行特性.....	- 11 -
2-3-2 生理学的運動強度.....	- 11 -
2-3-3 主観的運動強度.....	- 13 -
2-4 考察	- 15 -
2-4-1 一足長大きな歩幅による大股歩幅の運動強度	- 15 -
2-4-2 ウォーキングエクササイズとしての評価.....	- 17 -
2-4-3 将来の展望.....	- 17 -
2-5 本章の結論.....	- 18 -
第 3 章 バイオメカニクスの側面からの検証	- 19 -
3-1 本章の目的.....	- 19 -
3-2 方法	- 19 -

3-2-1 被験者	- 19 -
3-2-2 実験プロトコル.....	- 19 -
3-2-3 実験環境.....	- 20 -
3-2-4 データ解析	- 22 -
3-2-4-1 歩行特性の算出.....	- 22 -
3-2-4-2 キネマティクスデータの算出	- 23 -
3-2-4-3 キネティクスデータの算出.....	- 23 -
3-2-5 統計解析.....	- 24 -
3-3 結果	- 25 -
3-3-1 被験者・歩行特性.....	- 25 -
3-3-2 矢状面におけるキネティクス・キネマティクスの特徴の比較	- 27 -
3-3-2-1 足関節角度・トルク・パワー	- 27 -
3-3-2-2 膝関節角度・トルク・パワー	- 30 -
3-3-2-3 股関節角度・トルク・パワー	- 33 -
3-3-2-4 各関節の貢献度.....	- 36 -
3-3-3 前額面におけるキネティクスの特徴	- 37 -
3-4 考察	- 40 -
3-4-1 歩行特性.....	- 40 -
3-4-2 矢状面のキネティクス・キネマティクス.....	- 41 -
3-4-2-1 足関節	- 41 -
3-4-2-2 膝関節	- 42 -
3-4-2-3 股関節	- 43 -
3-4-2-4 各関節の貢献度.....	- 44 -
3-4-3 前額面のキネティクス	- 45 -
3-4-4 将来の展望.....	- 45 -
3-5 本章の結論	- 47 -
第 4 章 総合討論	- 48 -
4-1 i-Walk の運動強度・生理学的運動効果の考察	- 48 -
4-2 i-Walk のキネティクス・キネマティクスによる運動効果の考察.....	- 49 -
第 5 章 結論	- 51 -

引用文献.....	- 52 -
研究報告一覽.....	- 59 -

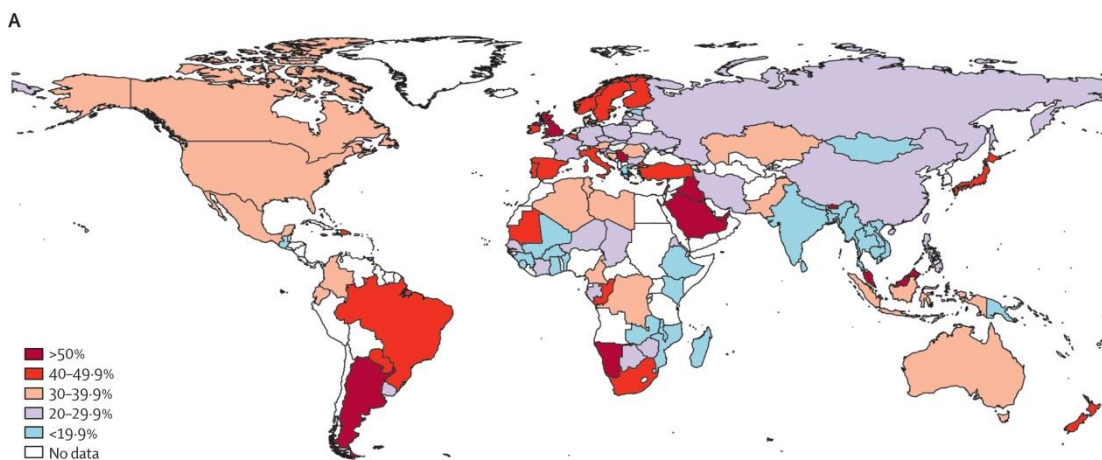
第1章 緒論

1-1 研究背景

1-1-1 身体活動度の現状

運動や身体活動は、心身の健康を増進・維持するための重要な役割を果たす。疾病予防の観点からは、運動や身体活動が冠状動脈性心疾患や心筋梗塞、2型糖尿病、大腸ガンや乳ガンなどの非感染性疾患（Non-Communicable Diseases：以下、「NCDs」と略す）のリスクを低下させることが知られている。また、血圧の低下や体重を適切に管理するための重要な役割を果たし、高齢者にとっては、骨量の維持や転倒リスクを低下させ、精神疾患の観点からはうつ病や不安といった精神疾患を予防・改善することができることがわかっている。さらに、運動・身体活動は、気力や幸福、生活の質や認知能力も向上させる（Garber et al., 2011）ため、人々の活動的なライフスタイルを実現するために必要不可欠であるといえる。

しかしながら、人々の身体活動量は増えるどころか、身体活動量が不十分であることが指摘されている（Kohl et al., 2012）。Hallal et al.（2012）が報告した世界的な身体不活動度は、122カ国全体で31.1%であり、中間所得国以上に限定すると40%以上が身体不活動であった（図1.1）。日本国内においても、厚生労働省が2012年に策定した健康日本21（第二次）では日常生活での歩数と運動習慣の目標値を設定しているが、そのいずれも2015年までのデータでは目標値を達成しておらず、その推移も2009年から横這い状態を維持している（図1.2）。



(Hallal et al., 2012 より引用)

図 1.1 世界の運動身体不活動度（15歳以上男性）

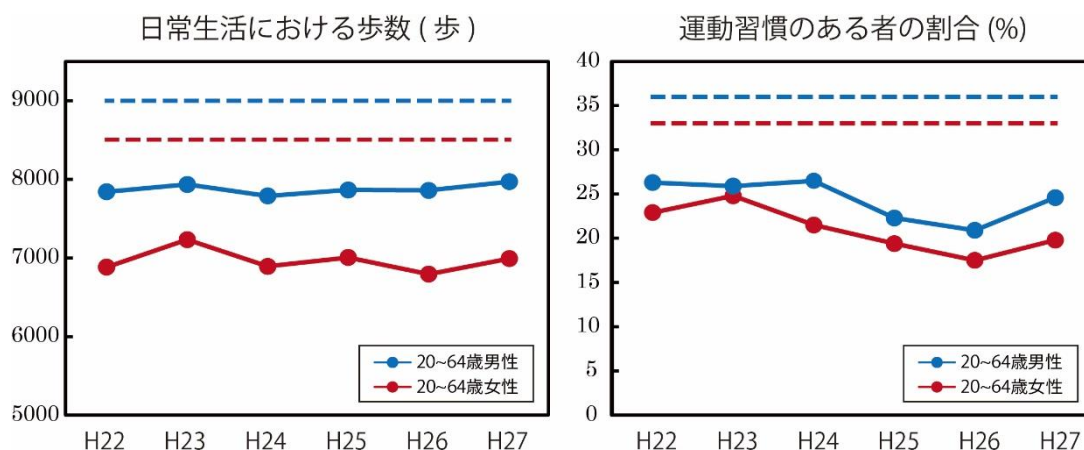


図 1.2 健康日本 21（第二次）の目標値と現状値

1-1-2 身体不活動を解消する新たなアプローチ方法

このように身体不活動が流行する中で、「なぜ運動を行わないのか」という理由を 2013 年に文部科学省が調査した結果、「仕事（家事・育児）が忙しくて時間がないから」という回答が 50.7%と最も多いことがわかっている。同様にオーストラリア（Hoare et al., 2017）・サウジアラビア（Al-Hazzaa et al., 2014）・ブラジル（Reichert et al., 2007）の研究においても、“時間の欠如”が運動を行うための障害であると答えた人が、最も多いことから、運動をする時間がないことが身体不活動の大きな原因になっていると考えられる。

また、2013 年の文部科学省の調査では、今後行いたい運動として、「ウォーキング」と答えた人が 50.8%と最も多いことが報告されている。ウォーキングは人間の移動手段として最も基礎的な動作である。特別な体力を必要とせず誰でも手軽に行えるため、人気が高く、実行しやすい運動であるといえる。

そこで、本研究では、忙しくて時間がない人でも行える運動として、日常生活における歩行に着目した。日常生活での歩行は、スポーツやトレーニングのように 1 日の中に特別な時間を設ける必要がなく、誰もが移動を行うために必ず実行する運動の一つである。実際に、前述したように日本人の日常生活での歩数は健康日本 21（第二次）での目標値には到達していないが、20~64 歳の男性では 8000 歩、女性では 7000 歩に近い値を常に維持していることから、日常生活での歩行は、忙しい人でも 1 日の中のある程度の時間と量を確保することができる“運動”であると考えられる。そして、この日常生活での歩行の運動効果を通常歩行よりも日常生活での歩行に近い運動強度で向上させることができれば、身体活動量を充足させることにつながるといえる。

これまでにウォーキングエクササイズに関する研究は幾つかあり、その効果も実証されている。速歩や歩数を増加させるウォーキングエクササイズを用いた介入研究をレビューした Murtagh et al. (2015) の研究では、ウォーキングエクササイズが最大酸素摂取量や拡張期・収縮期の血圧をはじめとする心循環器系疾患のリスクファクターを低下させることを明らかにしており、Murphy et al. (2007) は速歩トレーニングが体重や体脂肪率、拡張期血圧を低下させることを明らかにしている。また、最高酸素摂取量の 70%での速歩と 40%での歩行を繰り返すインターバル速歩トレーニングが、生活習慣病リスクを低下 (Morikawa et al., 2011) させ、等尺性最大膝関節屈曲筋力を向上させることも明らかにされている (Morishima et al., 2014)。このように、歩行をベースとしたエクササイズは健康増進に有効的であるといえるが、これらのエクササイズは“トレーニング”であるため、エクササイズに必要な時間や歩数を日常生活よりも余分に必要としてしまう。そのため、これらのエクササイズは日常生活での歩行に置き換えて導入することは難しいと考えられる。

そこで、運動強度を向上させる方法として、本研究では大股歩行に着目した。大股歩行は、速度を調節する速歩とは異なり、歩幅を 1 歩ずつ調節することができるので、短い時間や歩数の中でもすぐに実施することができる歩行様式であり、日常生活に導入しやすい。

大股歩行のようにストライド長を変化させた歩行の研究は幾つかあり、生理学的な観点では、通常歩行の 20%大きな歩幅で歩行すること (Gordon et al., 2009) や、ストライドの頻度を通常歩行よりも 20%少なくすること (Umberger & Martin, 2007) が、通常歩行よりも代謝エネルギーを上昇させることが明らかにされている。また、キネティクスの観点からでは、Allet et al. (2011) によって、通常歩行の 20%大きな歩幅が通常歩行よりも最大膝関節伸展トルクを向上させることが明らかにされている。つまり、大股歩行は通常歩行よりも大きな生理学的な運動強度、バイオメカニクスの運動負荷を与えることができると考えられる。

しかしながら、幅広い年代を対象にすると、大股を継続的に実施する大股歩行は、歩幅が狭く (Perry & Burnfield, 2012)、バランス能力が若年者よりも劣る高齢者や、日常的に活動的な体力レベルの低い人に対しては、運動強度が高すぎてしまう可能性も考えられる。そこで、大股歩行をベースとした、運動強度が通常歩行に近く、誰でも行えるような新しいウォーキングエクササイズとして、「i-Walk (intelligent-Walk)」を考案した。

1-1-3 i-Walk とは

i-Walk とは、1 歩目、2 歩目を通常歩行の歩幅で歩き、3 歩目を大股歩行にするということを繰り返す歩行様式である（図 1.3）。3 歩に 1 回の大股と 2 歩の通常歩行のインターバルを行わせることにより、大股歩行よりも運動強度を通常歩行に近づけながら、通常歩行よりも大きな運動効果を得ることを目的としている。本研究における大股歩行は、大股の大きさを統一するために、誰でも簡易的に測定可能であり、歩幅のイメージをしやすい靴のサイズ（一足長）を基準とし、通常歩行の歩幅よりも一足長大きな歩幅を大股歩行の歩幅と定義した。

しかしながら、i-Walk のような通常歩行よりも一足長大きな歩幅を規則的に変化させることによる運動強度や運動効果の変化を明らかにした研究はなく、i-Walk が通常歩行に近い運動強度でありながら、通常歩行よりも大きな運動効果を得ることができるのかどうかはわかっていない。そこで、本研究は生理学側面から運動強度、バイオメカニクス側面から i-Walk のキネティクス・キネマティクスの特徴を通常歩行、大股歩幅を 3 歩に 2 回行う歩行（二歩大股）、大股歩行と比較することで、一過性の i-Walk の運動強度・運動効果を明らかにすることを目的とした。

本研究における仮説は、①i-Walk の生理学的・主観的運動強度は通常歩行よりも高く、二歩大股や大股歩行よりも低いこと、②i-Walk の大股歩幅（3 歩目）の際には、通常歩行と異なる下肢三関節のキネティクス・キネマティクスの変化が生じ、二歩大股や大股歩行とは同じような特徴をもつことの 2 つとした。

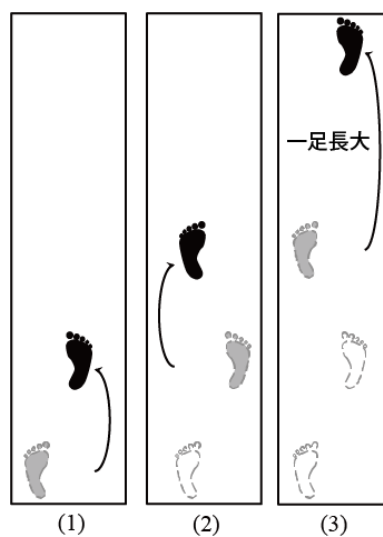


図 1.3 i-Walk の模式図

1-2 研究目的

本研究における研究目的は以下の2つである。

- (1) 一過性の i-Walk を行うことによる生理学的・主観的運動強度を通常歩行、二歩大股、大股歩行と比較することによって明らかにすること
- (2) i-Walk を行うことによる下肢三関節のキネティクス・キネマティクス特徴を通常歩行、二歩大股、大股歩行と比較することによって明らかにすること

以上の目的の検証後、i-Walk が通常歩行よりも運動効果を向上させながら、通常歩行に近い運動強度で実施可能な新たな歩行様式として、提案できるかどうかを検討する。

1-3 本論文の構成

本論文の構成は、以下の通りとする。第1章では、本研究の背景および目的を提示した。次に、第2章では、i-Walk の生理学的・主観的な運動強度を通常歩行、二歩大股、大股歩行と比較した。さらに、第3章では、下肢三関節に着目した i-Walk のキネティクス・キネマティクスの特徴を通常歩行、二歩大股、大股歩行と比較した。最後に、第4章において、第2章・第3章の結果をもとに総合討論を行い、第5章で結論を記した。

第2章 生理学的側面からの検証

2-1 本章の目的

一過性の i-Walk を行うことによる生理学的・主観的運動強度を通常歩行、二歩大股、大股歩行と比較することによって明らかにすることを目的とした。

また、本章における仮説は、i-Walk の生理学的・主観的運動強度は通常歩行よりも高く、二歩大股や大股歩行よりも低いことであった。

2-2 方法

2-2-1 被験者

対象者は、健常な男子大学生 18 名であった。なお、本研究は実験に先立ち、立命館大学びわこ・くさつキャンパスにおける「人を対象とする医学系研究倫理審査委員会」の規定に基づき、各被験者に研究目的・実験内容・安全性の説明を十分に行った後に、全ての被験者から書面による実験参加の同意を得た（承認番号：BKC-人医-2017-021）。

2-2-2 実験プロトコル

被験者には、通常歩行、i-Walk、二歩大股、大股歩行の 4 つの条件を設定し、ランダムに床反力計内臓トレッドミル（FTMH-1244WA, テック技販）上で、それぞれ 5 分間の歩行を行わせた。

被験者は実験室に到着後、動きやすい服装と中履き用の運動靴に着替え、チェストバンド型の小型心拍センサー（V800, Polar）を胸部に、ブレス・バイ・ブレス方式の呼気ガス測定器（AE-310S, ミナト医科学）のマスクを頭部に着用した状態で、安静時の心拍・呼気ガスを座位で 3 分間測定した。その後、呼気ガスマスクを外し、ウォーミングアップとして、4 条件の歩行（通常歩行、i-Walk、二歩大股、大股歩行の順）を本番試技と同じ方法で行い、被験者がそれぞれの条件での歩行に慣れるまで、最低 5 分間行わせた。その後、被験者の心拍数をモニターし、安静時心拍の+5%以内に収まるまで休息を取り、心拍の低下が確認でき次第、本番試技を開始した（図 2.1）。

各試技は呼気ガスマスク・心拍計を装着した状態で、立位安静状態から開始した。試技の開始前には、心拍計と呼気ガス測定器の同期を行うために、心拍計の測定を開始した 10

秒後に呼気ガスの測定を開始した。呼気ガス測定器の開始を試技の開始とし、各試技の始めには 30 秒間立位安静時の心拍・呼気を測定した。30 秒経過後、トレッドミルを駆動させ、あらかじめ測定した被験者の通常歩行時の快適歩行速度で 5 分間歩行を行わせた。なお、歩行中のステップ間隔を測定するために、試技中の床反力データを A/D 変換器 (PowerLab 16/30, ADInstruments) に入力し、専用のデータ記録ソフト (LabChart7, ADInstruments) で記録した。

被験者には、ステップ長を制御するため、技術計算言語 (Matlab R2016b, MathWorks) で自作したメトロノームのプログラムに合わせてステップするように指示し、トレッドミル上にある 2 枚のフォースプレート (左のフォースプレートには左足で、右のフォースプレートには右足でステップするように指示した。また、歩行する際には手すりを持つと歩容が変化してしまうため、できる限り手すりを持たずに、自然に両腕を振るように指示した。

各条件の試技終了後には、すぐにトレッドミルを停止し、その試技での主観的な運動強度 (以下、RPE と略す) を日本語訳した Borg scale (Borg, 1982; 小野寺&宮下, 1976; 図 2.2) に該当する数字で回答させた。

また、各試技の間には休息時間を設け、呼気ガスマスクを外し、被験者の心拍数が安静時の+5%以内に収まるまで休息をとらせることで、前の試技による疲労の影響を排除するようにした。

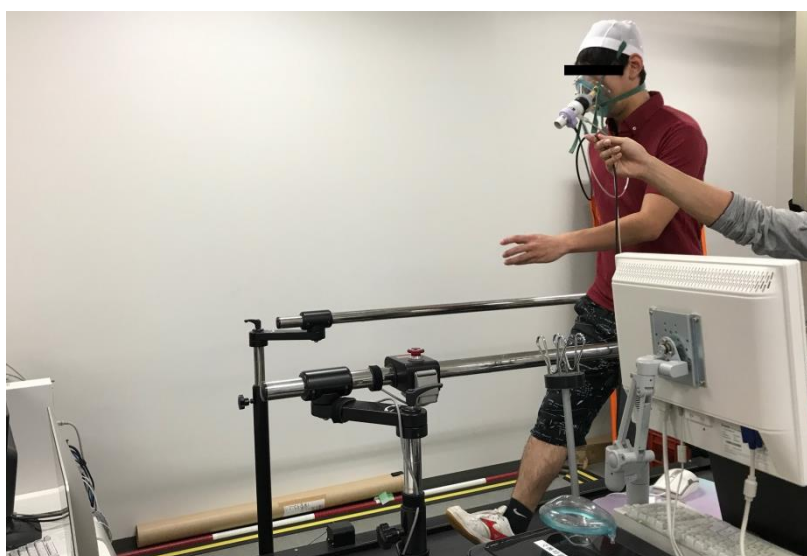


図 2.1 実験風景

RPE（主観的運動強度）

20	
19	非常にきつい
18	
17	かなりきつい
16	
15	きつい
14	
13	ややきつい
12	
11	楽
10	
9	かなり楽
8	
7	非常に楽
6	

図 2.2 日本語訳した Borg scale

2-2-3 ステップ長（ステップ間隔）の制御

各試技中のステップ長をそれぞれの被験者の目標値にするために、歩行速度の関係式(式 2.1) から、1 歩にかかる時間を算出し、3 歩を 1 周期としたリズムを作成した。リズムは、3 歩全て通常歩行の歩幅、3 歩に 1 回大股（通常よりも一足長大きな歩幅）の歩幅、3 歩に 2 回大股の歩幅、3 歩全て大股の歩幅といった、それぞれの条件に合致した異なるリズムになるように作成した（図 2.3）。

作成したリズムは、Matlab で自作したメトロノームを用い、PC のスピーカーから繰り返し鳴らすことで、各条件のステップ間隔を制御するようにした。

$$\text{(式 2.1) : 歩行速度 (m/sec) = ステップ間隔 (1 歩/sec) } \times \text{歩幅 (m)}$$



図 2.3 条件ごとのリズムの模式図

2-2-4 通常歩行時の快適歩行速度・ステップ間隔の測定

本番試技の測定日の前には、あらかじめ被験者の通常歩行時の快適歩行速度とステップ間隔を決定するため、本番試技と同じ床反力内蔵トレッドミル上での通常歩行を測定した。Dal et al. (2010) の方法に基づき、トレッドミル上での快適な速度測定後、その速度での通常歩行時のステップ間隔を測定するため、トレッドミル上で3分間の通常歩行を行わせた。3分間の歩行中は、本番試技と同じく PowerLab、LabChart を使って歩行中の床反力データを取得し、Matlab を用いて平均のステップ間隔を算出した。

2-2-5 データ解析

酸素摂取量は、安静時から運動を開始することによる立ち上がり（図 2.4）の影響を排除するために、上昇が頭打ちになり、定常状態になっていた（図 2.4）4～5 分間の1分間のデータを平均化し、身体質量で除算することで正規化を行った。

心拍数も酸素摂取量と同様に、定常状態であることを確認することができた 4～5 分間の1分間の R-R 間隔データを平均化し、以下の式（式 2.2）により1分間あたりの心拍数として換算した。

$$\text{(式 2.2) : 心拍数(bpm)} = 60 \div \text{R-R 間隔(sec)}$$

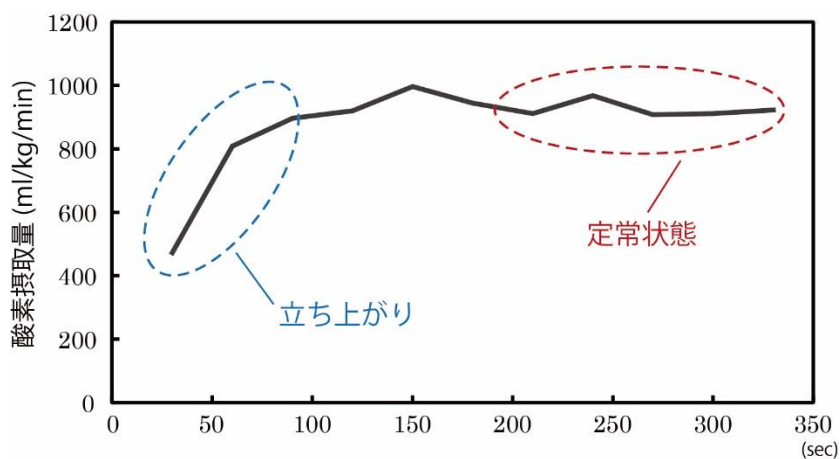


図 2.4 酸素摂取量（生データ）の典型図

2-2-6 統計解析

全ての値は平均値±標準偏差で記述した。正規化した酸素摂取量、心拍数、RPE は、対応のある一元配置分散分析を実施後、有意差が認められた場合に、修正 Bonferroni 法 (Shaffer 法) による多重比較検定を事後検定として行った。

全ての統計処理は、統計言語である R を用いて行い、有意水準は 5%未満とした。

2-3 結果

2-3-1 被験者・歩行特性

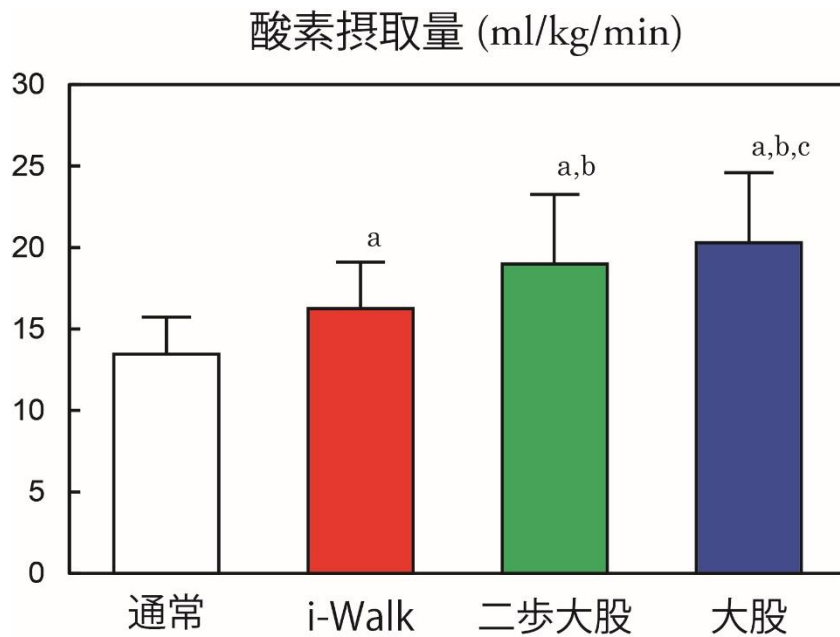
本実験における被験者特性と歩行条件の設定は以下の通りであった（表 2.1）。

表 2.1 被験者・歩行特性

測定項目	n = 18
年齢	23.2 ± 2.3
身長 (cm)	171.8 ± 4.4
身体質量 (kg)	67.3 ± 12.0
一足長 (cm)	26.6 ± 0.9
トレッドミル速度 (km/h)	4.4 ± 0.6
目標ステップ間隔 (sec)	
通常歩行	0.54 ± 0.03
一足長大きな歩幅	0.76 ± 0.06
目標歩幅 (cm)	
通常歩行	65.5 ± 6.8
一足長大きな歩幅	92.1 ± 7.0
安静時酸素摂取量 (ml/kg/min)	4.8 ± 0.5
安静時心拍数 (bpm)	82.1 ± 9.4

2-3-2 生理学的運動強度

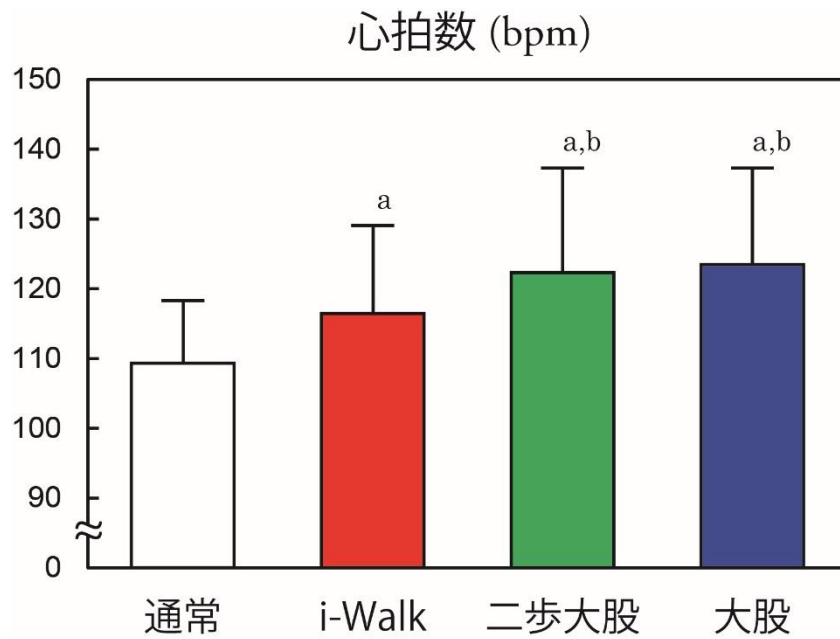
酸素摂取量において、4つの条件間に有意差が認められた ($p < 0.001$)。また、事後検定の結果、全ての条件間で有意差が認められ、i-Walk の酸素摂取量は通常歩行よりも 20.8% 有意に高い値を示し ($p < 0.001$)、二歩大股よりも 14.4% ($p < 0.001$)、大股歩行よりも 19.9% ($p < 0.001$) 有意に低い値を示した (図 2.5)。



(a : 通常歩行, b : i-Walk, c : 二歩大股との有意差, $p < 0.05$)

図 2.5 酸素摂取量の比較

心拍数においても、酸素摂取量と同様に、条件間に有意差が認められた ($p < 0.001$)。また、事後検定の結果、二歩大股—大股歩行間には有意差が認められなかった ($p = 0.27$) が、それ以外の条件間においては有意差が認められ、i-Walk は通常歩行よりも 6.5% 有意に高い値を示し ($p < 0.001$)、二歩大股よりも 4.8% ($p < 0.001$)、大股歩行よりも 5.7% ($p < 0.001$) 有意に低い値を示した (図 2.6)。

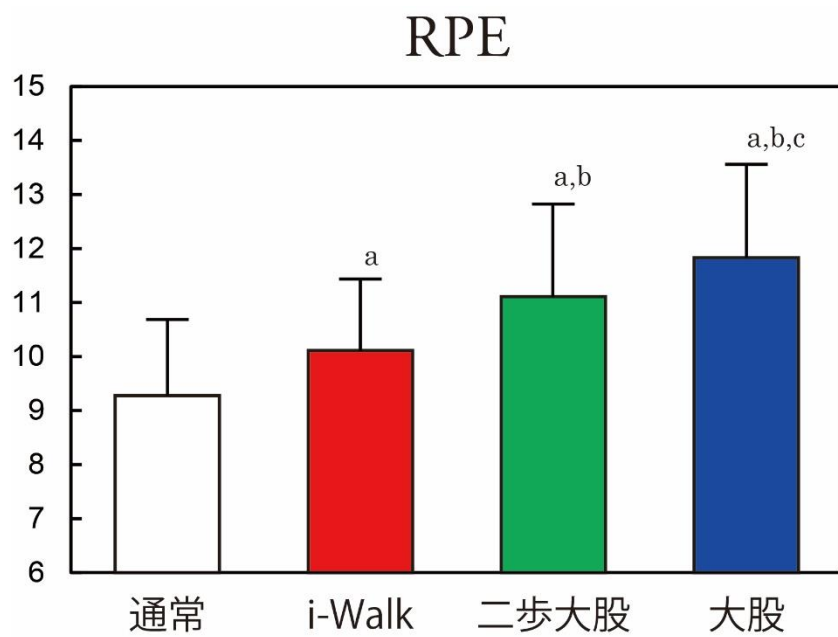


(a : 通常歩行, b : i-Walk との有意差, $p < 0.05$)

図 2.6 心拍数の比較

2-3-3 主観的運動強度

RPE において、条件間に有意差が認められた ($p < 0.001$)。また、事後検定の結果、全ての条件間で有意差が認められ、i-Walk は通常歩行よりも平均値で 0.8 ($p = 0.003$) 有意に高い値を示し、二歩大股よりも 1.0 ($p = 0.0011$)、大股歩行よりも 1.7 ($p < 0.001$) 有意に低い値を示した (図 2.7)。



(a : 通常歩行, b : i-Walk, c : 二歩大股との有意差, $p < 0.05$)

図 2.7 RPE の比較

2-4 考察

本研究における目的は、一過性の i-Walk の生理学的運動強度と主観的運動強度を明らかにすることであった。その結果、生理学的な運動強度の指標である酸素摂取量は通常歩行、i-Walk、二歩大股、大股歩行条件の順に高くなり、心拍数も同様の傾向が見られたが、二歩大股・大股歩行間に有意差は認められなかった。また、主観的な運動強度は通常歩行、i-Walk、二歩大股、大股歩行条件の順に高くなった。

2-4-1 一足長大きな歩幅による大股歩幅の運動強度

i-Walk の酸素摂取量は、大股歩行・二歩大股よりも有意に低値を示し、二歩大股は i-Walk よりも有意に高値を示し、大股歩行よりも低値を示していた。このことから、i-Walk や二歩大股のように、大股歩行の中にインターバルとして通常歩行を 3 歩の中に規則的に取り入れることで、生理学的な運動強度をある程度調整できることが示された。歩行速度や傾斜を変化させることで運動強度を変化させている先行研究は多くある (Hortobágyi et al., 2011; Martin et al., 1992; Wall-Scheffler, 2015; Waters & Murloy, 1999) が、本研究のような大股歩行の中に通常歩行を取り入れることによる運動強度の変化を調べた先行研究はない。また、ウォーキングエクササイズを日常生活での地上の歩行に導入することを考慮すると、歩行速度による運動強度の制御は障害物がなく地面が駆動するトレッドミル上では制御しやすいが、障害物が混在し地面が動かない地上では継続的な制御が難しい。しかしながら、歩幅による運動強度の制御は一步ずつ即時的に実施できるため、障害物の多い地上では歩行速度よりも制御しやすいと考えられる。したがって、本研究におけるこの発見は、日常生活において歩行速度よりも簡単に運動強度を変化させることができる新たなウォーキングエクササイズとしての可能性を示したといえる。

i-Walk の RPE は通常歩行よりも 0.8 高く、二歩大股より 1.0、大股歩行よりも 1.7 低い値を示した。i-Walk の RPE であった 10.1 は、Borg scale における「9 (かなり楽)」と「11 (楽)」の間に位置し、通常歩行の 9.3 に他の条件に比べて最も近いことから、i-Walk は通常歩行に主観的な運動強度に近いことがあることがわかる。さらに、二歩大股は「11 (楽)」に相当し、大股歩行も「11 (楽)」と「13 (ややきつい)」の間に相当するため、今回一番強度の高い大股歩行でも主観的には楽に近い運動強度であることがわかる。また、先行研究により、RPE は心拍数と強い相関関係にあること (Scherr et al., 2013) が明らかにされており、本研究においても RPE と心拍数の間に有意な正の相関関係 ($r=0.56, p<0.001$)

が認められたことから、妥当性は高いと考えられる。

大股歩行の酸素摂取量は通常歩行よりも 50.8%増加し、心拍数は 12.9%増加した。これは「通常歩行の歩幅よりも一足長程度大きな歩幅にする」と定義した今回の大股歩幅が、通常歩行の生理学的な運動強度を増加させることができることを示している。今回の 50.8%という増加率は、Holt et al. (1991) の最適なストライド率を 15%減少させた歩行が通常歩行よりも酸素摂取量を約 50%増加させた研究や、ストライドを 20%増加させることで代謝エネルギーコストが 36%増加した研究 (Gordon et al., 2009) と類似した結果が得られた。また、本研究における通常歩行時の酸素摂取量 (13.5 ± 2.3 ml/kg/min) と心拍数 (109.3 ± 9.0 bpm) を、若年者を対象にした Hortobágyi et al. (2011) の研究 (12.0 ± 0.4 ml/kg/min; 90.6 ± 4.1 bpm) や、20~59 歳の成人を対象にした Waters & Mulroy (1999) のレビュー論文 (12.1 ml/kg/min; 99 bpm) と比較すると、本研究の方が酸素摂取量・心拍数ともに 10%以上高い値を示していた。これは、本研究における被験者の特性と、通常歩行のステップ間隔をメトロノームで制御したことが影響していると考えられる。Zarrugh & Radcliffe (1978) は、同速度における“自由な”ステップ頻度とメトロノームを用いて“強制した”ステップ頻度では、“自由な”ステップ頻度の方が代謝コストを低くすることを示唆しており、Hausdorff et al. (1996) はメトロノームで歩行リズムを制御することで歩行特有のゆらぎが消失してしまうことを示唆している。つまり、メトロノームで歩行のリズムを制御したことによって、自由な歩行特有のゆらぎが消失し、代謝コストが増加することで、先行研究よりも生理学的指標が上昇してしまった可能性が考えられる。

二歩大股と大股歩行間の心拍数は、酸素摂取量や RPE とは異なり、有意差が認められなかった。これは、二歩大股の運動リズムによる影響が考えられる。今回の歩行リズムである 3 歩で 1 周期を 1 拍の強拍と 2 拍の弱拍によって構成される単純拍子の 3 拍子と考えると、強拍 (大股歩行) が 1 拍である i-Walk に対し、二歩大股は強拍が 2 拍あることになる。そのため、事前に練習を十分実施したとはいえ、強拍が 2 拍あるという特殊なリズムをとることの難しさが歩行リズムやバランスを乱し、心拍数の増加を引き起こしたのではないかと考えられる。また、歩行や走行時の心拍リズムは、下肢の運動による骨格筋収縮の筋ポンプ作用によって静脈還流量が増加し、運動のリズムと同期現象を起こすことが報告されている (竹内 & 西田, 2009)。この作用によって、二歩大股の 1 回の通常歩行ではなく、2 回の大股歩行に心拍リズムが同期することで、より大股歩行に近い心拍数になった可能性も考えられる。

2-4-2 ウォーキングエクササイズとしての評価

酸素摂取量をアメリカスポーツ医学会の計算式 (Glass & Dwyer, 2007) を用いて、運動強度の指標である Mets 値 (Metabolic Equivalents) に変換すると、それぞれ 3.8 ± 0.6 Mets (通常歩行)、 4.6 ± 0.8 Mets (i-Walk)、 5.4 ± 1.2 Mets (二歩大股)、 5.8 ± 1.2 Mets (大股歩行) であった。これらを様々な運動の Mets 値が掲載された「(改訂版) 身体活動のメッツ (Mets) 表」(国立健康・栄養研究所, 2011) と比較すると、i-Walk は歩行の項目の「 5.6km/h の速いペース (4.5 Mets)」と「 6.4km/h のとても速いペース (5.0 Mets)」の間に相当することから、通常歩行に換算すると速いペースでの歩行に近い運動強度であることがわかる。通常歩行の Mets 値は「通勤や通学 (4.0 Mets)」や「散歩 (3.5 Mets)」に近い値を示していることから、本研究の通常歩行の Mets は運動強度として妥当性が高い値であることがわかる。また、二歩大股や大股歩行の Mets 値は、歩行の項目の「 $7.3\text{-}10.9\text{kg}$ のものを上の階へ運ぶ (6.0 Mets)」や「 $4.7\text{-}5.6\text{km/h}$ で 1-5% の上り坂を登る (5.3Mets)」に近い値のため、歩行の中でもかなり運動強度が高いことがわかる。

厚生労働省は「健康づくりのための身体活動基準 2013」において、18~64 歳の身体活動の目標値を 23 メッツ・時/週に定めている。これを本研究での Mets 値から計算すると、通常歩行が目標値までに到達するには約 6 時間の運動が必要であるが、i-Walk では 1 時間短い約 5 時間で目標値に到達することがわかる。二歩大股では約 4.2 時間、大股歩行は約 4 時間であることから、大股の回数を増加させることでさらに時間を短縮することが可能なことがわかる。

2-4-3 将来の展望

本研究における対象者は若年男性のみであった。Walters & Mulroy (1999) のレビュー論文では遅い速度、通常速度、速い速度において酸素摂取量に男女差がないことを報告している。よって、i-Walk や通常歩行のような比較的運動強度が低い運動においては、酸素摂取量には差がないと考えられる。しかしながら、運動強度の比較的高い歩行である二歩大股や大股歩行は、Wall-Scheffler (2015) が傾斜のある強い負荷をかけた歩行において、女性は男性よりも代謝エネルギーコストの高い速度を選択する傾向があることを報告しているため、男性と女性で生理学的な応答が変化する可能性も考えられる。よって、将来の研究として、女性の被験者でも測定を行う必要がある。

また、前述したように絶対的には同じ Mets 値の運動であっても、実施する人の年齢に

よって相対的な運動強度は変化する。特に高齢者は若年者と異なる生理学的応答を示す

(Hortobágyi et al., 2011; Walters & Mulroy, 1999) ため、今回の若年者を対象とした生理学的・主観的運動強度が中高齢者にそのまま当てはまるかどうかはわからない。そこで、今後は女性だけでなく、中高齢者（特に高齢者）を対象とした実験を行う必要がある。

また、本実験は一過性の運動強度を測定しただけであり、実際に日常生活に導入することで継続的に実施可能な運動強度であるのかはわからない。そこで、今後は実際に日常生活内で i-Walk を実施することによる運動強度や運動効果を測定する必要がある。

2-5 本章の結論

本章では、一過性の i-Walk を行うことによる生理学的・主観的運動強度を通常歩行、二歩大股、大股歩行と比較することによって明らかにすることを目的とした。その結果、i-Walk は生理学的・主観的な運動強度を通常歩行よりも上昇させるが、二歩大股や大股歩行よりも低いという仮説通りの結果となった。

第3章 バイオメカニクスの側面からの検証

3-1 本章の目的

i-Walk を行うことによる下肢三関節のキネティクス・キネマティクス特徴を通常歩行、二歩大股、大股歩行と比較することによって明らかにすることを本章の目的とした。

また、本章の仮説は、i-Walk の大股歩幅の際には、大股歩幅を取り入れることで通常歩行と異なる下肢三関節のキネティクス・キネマティクスの変化が生じ、二歩大股や大股歩行とは同じような特徴をもつことであった。

3-2 方法

3-2-1 被験者

対象者は、健常な男子大学生 17 名であり、第 2 章と同じ被験者が参加した。なお、実験目的・実験内容・安全性の説明は、第 2 章の際に同時に行い、全ての被験者から書面による実験参加の同意を得た（承認番号：BKC-人医-2017-021）。

また、実験後の解析の際に、被験者 1 名のデータが正しく測定できていなかったことと、他のもう 1 名のデータの i-Walk 条件における 1 試技が正しく行われていなかったことが判明したため、対象となる 1 名と、1 名の 1 試技分のデータは欠損値として扱った。

3-2-2 実験プロトコル

通常歩行、i-Walk、二歩大股、大股歩行の 4 つの条件を設定し、ランダムにそれぞれ 10 試技ずつ、計 40 試技の歩行を測定した。また、歩行条件を第 2 章のトレッドミル上との歩行と統一するため、歩行時の歩行速度はトレッドミル上での通常歩行の快適歩行速度を目標速度とし、メトロノームでステップ間隔を調整することで、条件を統一した。

被験者は実験室に到着後、全身 54 点に直径 14.0mm の反射マーカー（Pearl Marker, B&L Engineering）を貼付した。その後、メトロノームのリズムに合わせてステップをし、目標速度通りに歩行できるまで、被験者に目標時間との誤差を口頭でフィードバックしながら、条件ごと（通常歩行、i-Walk、二歩大股、大股歩行の順）に十分な練習を行った。

本番試技は、左右のバランスを考慮して、各条件の 10 試技の内、1~5 回目までの 5 試技は右足からスタートする試技、6~10 回の 5 試技は左足からスタートする試技とした。

歩行する際には、4歩目でフォースプレート（TF-4060-B, テック技販）に接地する際にフォースプレート以外の床面を踏まないこと、また左足側にあるフォースプレートは左足で、右足側にあるフォースプレートは右足で踏むように教示を行い、頭部は下を向かず進行方向を真っ直ぐ向くように指示した。目標速度と進行方向のフォースプレートの距離を使って以下の式から目標時間を定め、実際の時間が目標時間の±5%以内に収まっており、目視でリズムとステップがずれていない試技を成功試技とし、いずれかを満たさない場合は失敗試技とし、10試技に追加で試技を実施させた。成功もしくは失敗のフィードバックは1試技を実施後すぐに被験者に口頭で伝えることで、10試技を連続して実施させた。なお、本実験では1条件につき最大10回の試技追加があった。

3-2-3 実験環境

第2章で実施したトレッドミルでの歩行速度と歩行速度を一致させるために、本実験では縦5枚×横2枚の計10枚のフォースプレート（3m×0.8m）を通過した時間をフォースプレートの四隅に設置した光電管（E3G-R17, オムロン）とプッシュソレノイド

（CB08300480, タカハ機工）・ストップウォッチを使って自作した時間計測装置（図3.1）を用いて計測した。光電管の高さは三脚で被験者の肩の高さあたりに固定することで、腕を振ることによる影響を排除した。

歩行時の身体各標点54点に貼付した反射マーカは、24台の光学式モーションキャプチャカメラ（MAC 3D; Raptor-E, Motion Analysis; 図3.2）を用いて250Hzで3次元座標情報を取得し、同時にフォースプレートを用いて、歩行中の床反力データを1000Hzで取得した。モーションキャプチャ上の座標軸はX軸を進行方向（進行方向が正）、Y軸を左右方向（進行方向左が正）、Z軸鉛直方向（鉛直上向きが正）と定義した。

歩行路は、フォースプレートを中心に3歩1周期を3周期行うことができる長さの直線路を設定した（図3.3）。



図 3.1 自作の計測装置

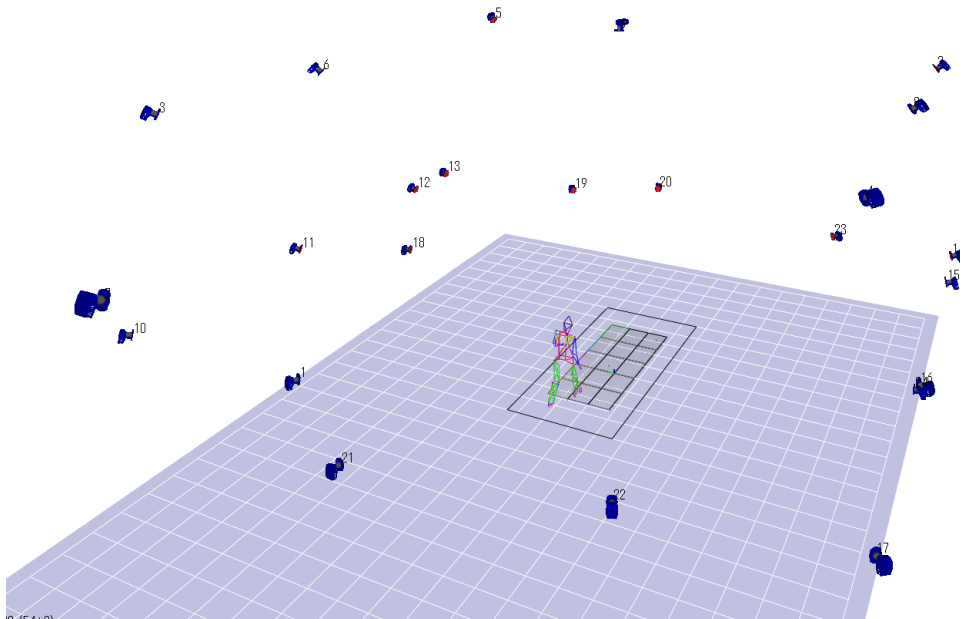


図 3.2 測定環境

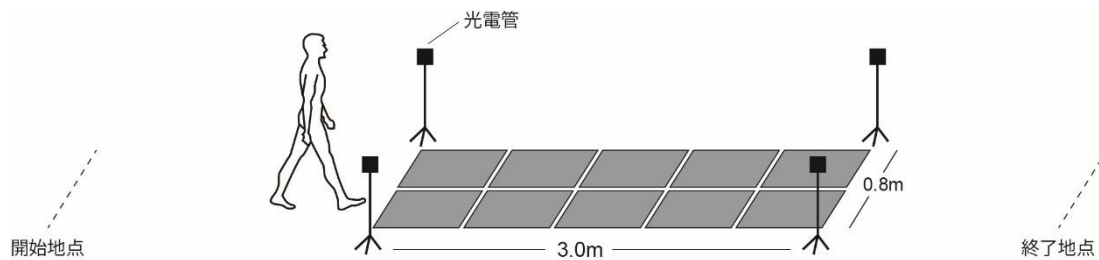


図 3.3 歩行路

3-2-4 データ解析

身体各標点のマーカース座標と床反力データは、それぞれ 6Hz、15Hz に設定した 4 次のバターワース型ローパスフィルタで平滑化を行った後に解析を行った。

3 周期の 1~9 歩目のうち、静止状態から踏み出す最初の 1 歩目と歩行から静止状態に移行するための最後の 1 歩 (9 歩目) は、通常歩行の歩容と異なると考えられるため、本実験におけるデータの解析対象は全 3 周期の内、2 周期目の 3 歩 (4~6 歩目) のみとした。

各歩の解析区間はフォースプレートに足部が設置している区間 (立脚期) のみとし、設置していない区間 (遊脚期) はデータから除いた。また、足部の接地判定は足部がフォースプレートに接地し、鉛直成分の床反力が閾値 (20N) を超えた時点とし、足部の離地は鉛直成分の床反力が閾値以下になった時点とした。

3-2-4-1 歩行特性の算出

歩行速度は、解析区間の 1 歩目がフォースプレートに接地した時点での全身の質量中心 (Center of mass : 以下、「COM」と略す) の Y 軸座標位置と、3 歩目が離地する時点の COM の Y 軸座標位置を減算して算出した距離を時間で除算することで算出した。

ステップ長は、一側の足部が設置した時点における両踵に貼付した反射マーカース間の X 軸の距離と定義し、解析区間の 1 歩目、2 歩目、3 歩目のステップ長を算出した。ステップ間隔は、一側の足部が設置してから他側の足部が設置するまでの時間とし、解析区間の 1 歩目~2 歩目、2 歩目~3 歩目の 2 区間での時間を算出した。

本実験におけるキネティクス・キネマティクスは、矢状面・前額面・水平面の 3 つの面から構成される 3 次元解析を行った。しかしながら、歩行において前額面の運動は水平面の運動よりも果たす役割がかなり小さいことがわかっているため (Hortobágyi et al., 2016)、本実験では解析の対象としなかった。また、前額面での運動も同様に水平面より

も果たす役割がかなり低いことが分かっているが、膝関節の前額面トルクが変形性膝関節症に影響を与えること (Reeves & Bowling, 2011)、股関節の前額面トルクは左右方向のバランスを維持するために働くことがわかっているため (Perry & Burnfield, 2012)、本実験での解析の対象とした。

3-2-4-2 キネマティクスデータの算出

関節角度の算出には、左右大腿・左右下腿・左右足部の6つのセグメントにより構成される剛体リンクモデルを作成した。関節座標系の回転順序はバイオメカニクスにおいて使用頻度の高い (Cole et al., 1993) カルダン回転 (Yxz) を使用し、近位側のセグメントに対する遠位側のセグメントの相対角を関節角度 ($^{\circ}$) とした。いずれのセグメント・関節についても、3自由度を有するモデルを設定したため、本実験における剛体リンク自由度の自由度は18自由度であった。

3-2-4-3 キネティクスデータの算出

10枚のフォースプレートから取得した床反力データは、左5枚・右5枚のフォースプレートデータを合算し、足圧中心 (Center of pressure : 以下、「COP」と略す) を算出した。

股関節中心は Leardini et al. (1999) の方法を参考に、左右上前腸骨棘と左右上後腸骨棘の4つの反射マーカーの位置座標を算出した。セグメントの質量及びCOMは、Leva (1996) の身体部分係数を用い、頭部・胴体・左右上腕・左右前腕・左右手部・骨盤・左右大腿・左右下腿・左右足部の計15セグメントの質量中心を算出し、その後、全身のCOMを算出した。

下肢三関節のトルクを求めるための逆動力学計算は、骨盤と下肢三関節に貼付した反射マーカーの座標データと床反力データ、COPデータを用いてニュートン・オイラー法で算出した (Gordon et al., 2004)。算出された各関節のトルクは全てグローバル座標において定義された3次元ベクトルで表し、各被験者の身体質量で正規化を行った。

関節パワーは、関節トルクベクトルに角速度ベクトルを乗算することで算出し、正負の仕事量は0を中心として、正のパワー・負のパワーをそれぞれ時間で積分することで算出した。また、本実験における各関節の貢献度は、一側の下肢関節それぞれの仕事量 (正もしくは負) を同側の下肢関節全ての仕事量 (正もしくは負) を合計した値で除算した値を百分率 (%) で表したものと定義した。

3-2-5 統計解析

全ての値は平均値±標準偏差で記述した。また、キネティクス・キネマティクスデータの波形は全て時間が0~100%の101点になるように、時間正規化を行った。

目標として設定した歩行速度、ステップ長、ステップ間隔と、実際の歩行速度、ステップ長、ステップ間隔の差は対応のあるt検定を用いて検定を行った。歩行速度は、対応のある一元配置分析を実施し、有意差が認められた場合は修正 Bonferroni 法 (Shaffer 法) による多重比較検定を事後検定として行った。

ステップ長、ステップ間隔、時間関節角度・トルク・パワー、正負の貢献度は、対応のある二元配置分散分析 (1~3 歩目×条件) を実施後、交互作用に有意差が認められた場合は、修正 Bonferroni 法 (Shaffer 法) による多重比較検定を事後検定として行った。

全ての統計処理は、統計言語である R を用いて行い、有意水準は 5%未満とした。

3-3 結果

3-3-1 被験者・歩行特性

本実験における被験者特性・歩行の目標設定は表 3.1 に、実際の歩行特性は表 3.2 に記載した。歩行速度は、目標速度と有意な差が認められた ($p<0.001$) が、条件間の差は認められなかった ($p=0.64$)。

ステップ長は、ほぼ全ての歩・条件で目標値との有意差が認められたが、二歩大股の 1 歩目のみ有意差が認められなかった ($p=0.70$)。二元配置分散分析の結果、1~3 歩間 ($p<0.001$) と条件間 ($p<0.001$) に有意な主効果と交互作用 ($p<0.001$) が認められた。事後検定の結果、各歩に対する条件間の比較では、i-Walk の 1 歩目は二歩大股・大股歩行よりも有意に小さく、2 歩目は通常歩行よりは有意に大きく、二歩大股・大股歩行よりは有意に小さくなっており、3 歩目は通常歩行よりも有意に大きくなっていった。また、条件内の各歩間の比較では、i-Walk の 3 歩目は 1 歩目・2 歩目よりも有意に大きくなっていった。

ステップ間隔は、通常歩行・i-Walk・二歩大股で目標値との有意差が認められたが、大股歩行のみ有意差が認められなかった (1~2 歩目 : $p=0.37$, 2~3 歩目 : $p=0.69$)。二元配置分散分析の結果、1~3 歩間 ($p<0.001$) と条件間 ($p<0.001$) に有意な主効果と交互作用 ($p<0.001$) が認められた。事後検定の結果、各歩間に対する条件間の比較では、i-Walk の 1~2 歩目は二歩大股・大股歩行よりも有意に短く、2~3 歩目は通常歩行よりは有意に長く、二歩大股・大股歩行よりも有意に短くなっていった。また、条件内の各歩間の比較では、i-Walk の 1~2 歩目は 2~3 歩目よりも有意に長くなっていった。

表 3.1 被験者特性・目標設定

測定項目	n = 17
年齢	23.4 ± 2.3
身長 (cm)	171.9 ± 0.1
身体質量 (kg)	67.5 ± 12.4
一足長 (cm)	26.6 ± 0.9
目標速度 (km/h)	4.4 ± 0.6
目標ステップ間隔 (sec)	
通常歩行	0.53 ± 0.03
一足長大きな歩幅	0.75 ± 0.05
目標歩幅 (m)	
通常歩行	0.65 ± 0.07
一足長大きな歩幅	0.92 ± 0.07

表 3.2 歩行特性

測定項目	通常	i-Walk	二歩大股	大股
歩行速度 (km/h)	4.15 ± 0.51	4.18 ± 0.57	4.13 ± 0.54	4.14 ± 0.51
ステップ長 (cm)				
1歩目	0.62 ± 0.07	0.62 ± 0.06	0.66 ± 0.06 a,b	0.79 ± 0.08 a,b,c
2歩目	0.61 ± 0.07	0.63 ± 0.05 a	0.78 ± 0.09 *,a,b	0.79 ± 0.07 a,b
3歩目	0.61 ± 0.07	0.80 ± 0.10 *,†,a	0.78 ± 0.08 *,a	0.79 ± 0.07 a
ステップ間隔 (sec)				
1~2歩目	0.57 ± 0.03	0.57 ± 0.03	0.68 ± 0.05 a,b	0.76 ± 0.06 a,b,c
2~3歩目	0.57 ± 0.03	0.69 ± 0.07 *,a	0.73 ± 0.05 *,a,b	0.75 ± 0.06 a,b,c

(a : 通常歩行, b : i-Walk, c : 二歩大股との同歩内での有意差, * : 1歩目, † : 2歩目との同条件内での有意差, 太文字斜体 : 目標値との有意差がなかった項目, p<0.05)

3-3-2 矢状面におけるキネティクス・キネマティクスの特徴の比較

3-3-2-1 足関節角度・トルク・パワー

足関節の最大背屈角度において、条件間に有意な主効果は認められず ($p=0.07$)、1~3歩間に有意な主効果 ($p=0.006$) と交互作用 ($p<0.001$) が認められた。事後検定の結果、各歩に対する条件間の比較では、i-Walk の1歩目は二歩大股・大股歩行よりも有意に低い値を示した (表 3.3)。

最大底屈角度では、1~3歩間 ($p=0.01$) と条件間 ($p<0.001$) に有意な主効果と交互作用 ($p<0.001$) が認められた。事後検定の結果、各歩に対する条件間の比較では、i-Walk の1歩目・3歩目は二歩大股・大股歩行よりも有意に低い値を示し、2歩目は通常歩行よりも高い値を示した。また、条件内の各歩間の比較では、i-Walk の2歩目は1歩目よりも有意に高い値を示し、3歩目は2歩目よりも有意に低い値を示した (表 3.3)。

表 3.3 足関節の最大底屈／背屈角度の比較 (°)

		通常	i-Walk	二歩大股	大股
1歩目	背屈	5.6 ± 1.0	5.7 ± 1.1	6.9 ± 1.9 ^{a,b}	6.4 ± 1.3 ^{a,b}
	底屈	-1.5 ± 1.0	-1.4 ± 0.9	-2.3 ± 1.4 ^b	-2.8 ± 1.6 ^{a,b}
2歩目	背屈	5.6 ± 1.0	6.3 ± 2.2	6.7 ± 2.0 ^{*,a}	6.4 ± 1.3 ^a
	底屈	-1.5 ± 0.9	-3.0 ± 1.6 ^{*,a}	-2.3 ± 1.4 ^a	-2.8 ± 1.5 ^a
3歩目	背屈	5.7 ± 1.0	5.9 ± 1.1	5.7 ± 0.9 ^{*,†}	6.3 ± 1.3
	底屈	-1.5 ± 1.0	-1.5 ± 1.3 [†]	-2.1 ± 1.4 ^{a,b}	-3.1 ± 1.6 ^{†,a,b,c}

(a : 通常歩行, b : i-Walk, c : 二歩大股との同歩目内での有意差,
* : 1歩目, † : 2歩目との同条件内での有意差, $p<0.05$)

足関節の最大底屈トルクにおいて、1~3歩間 ($p=0.03$) と条件間 ($p<0.001$) に有意な主効果と交互作用 ($p<0.001$) が認められた。事後検定の結果、各歩に対する条件間の比較では、i-Walk の1歩目・2歩目は、二歩大股・大股歩行よりも有意に低い値を示し、3歩目は大股歩行よりも有意に低い値を示した。また、条件内の各歩間の比較では、i-Walk の2歩目のみ、1歩目よりも有意に大きな値を示した (表 3.4)。

足関節の最大背屈トルクにおいて、1~3歩間に有意な主効果は認められず ($p=0.053$)、条件間の有意な主効果 ($p<0.001$)、交互作用 ($p<0.001$) が認められた。事後検定の結果、各歩に対する条件間の比較では、i-Walk の1歩目は大股歩行よりも有意に低い値を示し、2歩目は二歩大股・大股歩行よりも有意に低い値を示し、3歩目は通常歩行よりも有意に

高い値を示した。また、条件内の各歩間の比較では、i-Walk の3歩目のみ、1歩目・2歩目よりも有意に大きな値を示した（表3.4）。

表 3.4 足関節の最大底屈／背屈トルクの比較 (Nm/kg)

		通常	i-Walk	二歩大股	大股
1歩目	底屈	1.41 ± 0.13	1.42 ± 0.14	1.51 ± 0.18 ^{a,b}	1.49 ± 0.14 ^{a,b}
	背屈	-0.24 ± 0.07	-0.25 ± 0.07	-0.27 ± 0.06	-0.37 ± 0.10 ^{a,b,c}
2歩目	底屈	1.42 ± 0.12	1.47 ± 0.18 [*]	1.54 ± 0.17 ^{a,b}	1.53 ± 0.16 ^{*,a,b}
	背屈	-0.23 ± 0.07	-0.25 ± 0.07	-0.35 ± 0.09 ^{*,a,b}	-0.34 ± 0.08 ^{*,a,b}
3歩目	底屈	1.48 ± 0.12 ^{*,†}	1.45 ± 0.16	1.49 ± 0.13	1.53 ± 0.14 ^{*,b}
	背屈	-0.19 ± 0.07 ^{*,†}	-0.34 ± 0.09 ^{*,†,a}	-0.33 ± 0.08 ^{*,a}	-0.33 ± 0.07 ^{*,a}

(a : 通常歩行, b : i-Walk, c : 二歩大股との同歩目内での有意差,

* : 1歩目, † : 2歩目との同条件内での有意差, p<0.05)

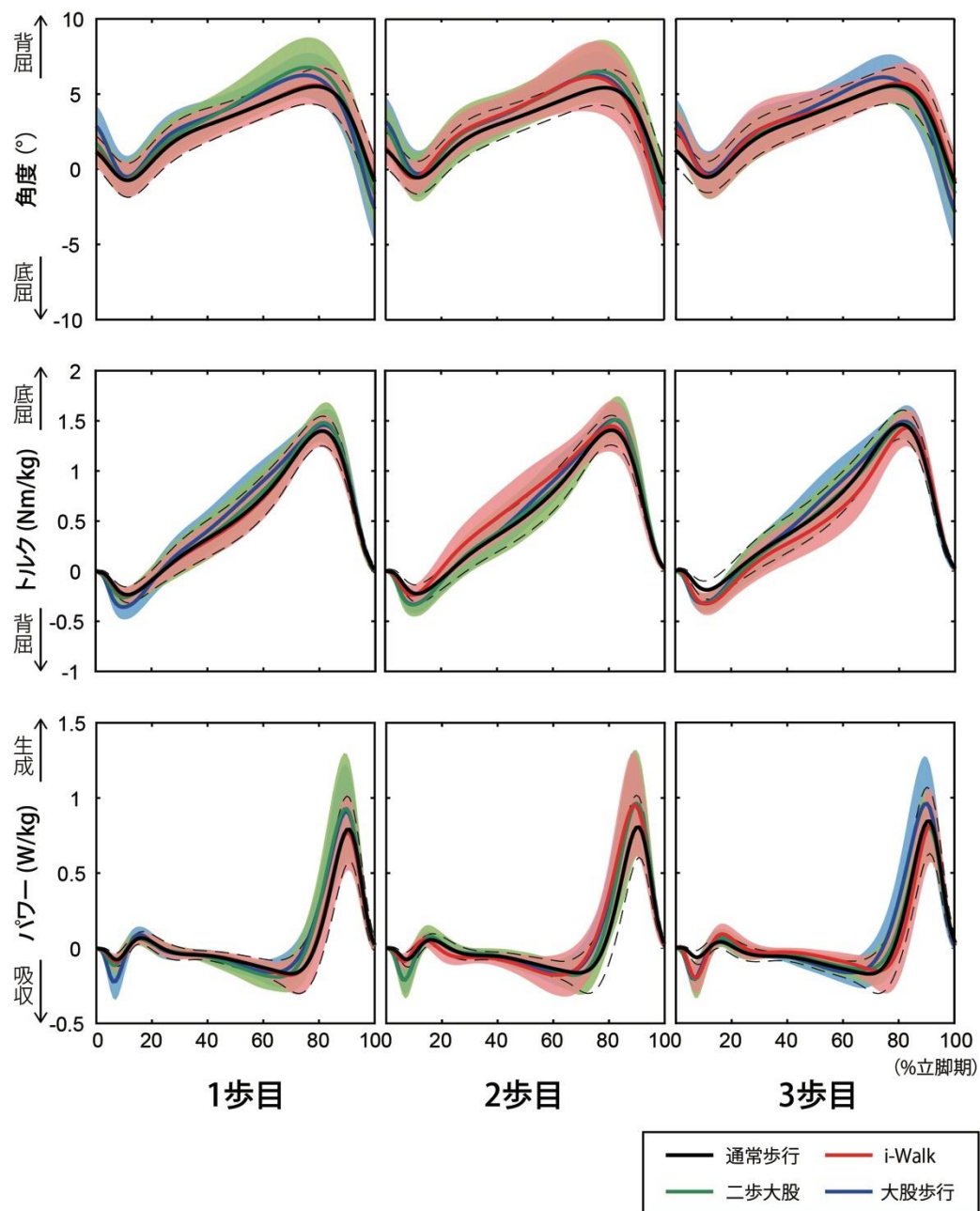
足関節の最大生成パワーにおいて、1~3歩間 (p=0.01) と条件間 (p<0.001) に有意な主効果と交互作用 (p<0.001) が認められた。事後検定の結果、各歩に対する条件間の比較では、i-Walk の1歩目は、二歩大股・大股歩行よりも有意に低い値を示し、2歩目は通常歩行よりも有意に高い値を示し、3歩目は大股歩行よりも有意に低い値を示した。また、条件内の各歩間の比較では、i-Walk の2歩目が、1歩目・3歩目よりも有意に高い値を示した（表3.5）。

足関節の最大吸収パワーにおいて、1~3歩間 (p=0.60) と条件間 (p=0.07) に有意差は認められず、交互作用も認められなかった (p=0.06)。

表 3.5 足関節の最大生成／吸収パワーの比較 (W/kg)

		通常	i-Walk	二歩大股	大股
1歩目	生成	0.81 ± 0.18	0.80 ± 0.21	0.98 ± 0.32 ^{a,b}	0.95 ± 0.25 ^{a,b}
	吸収	-0.23 ± 0.07	-0.24 ± 0.07	-0.25 ± 0.07	-0.27 ± 0.10
2歩目	生成	0.83 ± 0.17	1.00 ± 0.29 ^{*,a}	1.01 ± 0.31 ^a	1.01 ± 0.28 ^a
	吸収	-0.23 ± 0.07	-0.24 ± 0.11	-0.29 ± 0.10	-0.26 ± 0.07
3歩目	生成	0.88 ± 0.19	0.85 ± 0.21 [†]	0.84 ± 0.19	1.01 ± 0.25 ^{a,b,c}
	吸収	-0.23 ± 0.07	-0.27 ± 0.09	-0.26 ± 0.10	-0.26 ± 0.07

(a : 通常歩行, b : i-Walk, * : 1歩目, † : 2歩目との同条件内での有意差, p<0.05)



(通常歩行の標準偏差は点線で表示)

図 3.4 1~3 歩目立脚期における足関節角度・トルク・パワーの波形

3-3-2-2 膝関節角度・トルク・パワー

膝関節の最大屈曲角度において、1~3歩間 ($p=0.0011$) と条件間 ($p<0.001$) に有意な主効果と交互作用 ($p<0.001$) が認められた。事後検定の結果、各歩に対する条件間の比較では、i-Walk の1歩目・3歩目は二歩大股・大股歩行よりも有意に高い値を示し、2歩目は通常歩行よりも有意に低い値を示した。また、条件内の各歩間の比較では、i-Walk の3歩目は2歩目よりも有意に高い値を示した (表 3.6)。

最大伸展角度では、条件間に有意な主効果は認められず ($p=0.67$)、1~3歩間に有意な主効果 ($p=0.02$) と交互作用 ($p<0.001$) が認められた。事後検定の結果、条件内の各歩間の比較では、i-Walk の2歩目は1歩目よりも有意に高い値を示し、3歩目は2歩目よりも有意に低い値を示した (表 3.6)。

表 3.6 膝関節の最大屈曲/伸展角度の比較 (°)

		通常	i-Walk	二歩大股	大股
1歩目	屈曲	24.5 ± 3.0	23.6 ± 3.4	21.1 ± 3.2 ^{a,b}	21.1 ± 3.1 ^{a,b}
	伸展	1.1 ± 2.1	0.9 ± 1.9	0.6 ± 2.2	1.2 ± 1.9
2歩目	屈曲	23.8 ± 2.7	20.7 ± 3.4 ^a	21.9 ± 3.8	20.8 ± 3.6 ^a
	伸展	0.7 ± 2.1	-0.2 ± 2.2 [*]	1.0 ± 2.8	0.9 ± 2.1 ^b
3歩目	屈曲	24.0 ± 2.8	24.6 ± 3.2 [†]	22.5 ± 2.9 ^{a,b}	20.6 ± 3.1 ^{a,b,c}
	伸展	0.9 ± 2.0	1.2 ± 2.1 [†]	0.9 ± 2.2	0.8 ± 2.2

(a: 通常歩行, b: i-Walk, c: 二歩大股との同歩目内での有意差,
*: 1歩目, †: 2歩目との同条件内での有意差, $p<0.05$)

膝関節の最大伸展トルクにおいて、1~3歩間 ($p=0.009$) と条件間 ($p<0.001$) に有意な主効果と交互作用 ($p<0.001$) が認められた。事後検定の結果、各歩に対する条件間の比較では、i-Walk の1歩目は大股歩行よりも有意に低い値を示し、2歩目は二歩大股・大股歩行よりも有意に低い値を示し、3歩目は全ての条件よりも有意に高い値を示した。また、条件内の各歩間の比較では、i-Walk の3歩目のみ、1歩目・2歩目よりも有意に大きな値を示した (表 3.7)。

膝関節の最大屈曲トルクにおいて、1~3歩間 ($p<0.001$) と条件間 ($p<0.001$) に有意な主効果が認められたが、交互作用は認められなかった ($p=0.052$)。

表 3.7 膝関節の最大伸展／屈曲トルクの比較 (Nm/kg)

		通常	i-Walk	二歩大股	大股
1歩目	伸展	0.94 ± 0.32	0.96 ± 0.32	0.95 ± 0.32	1.23 ± 0.32 ^{a,b,c}
	屈曲	-0.26 ± 0.05	-0.23 ± 0.05	-0.19 ± 0.05	-0.21 ± 0.06
2歩目	伸展	0.90 ± 0.33 [*]	0.95 ± 0.29	1.20 ± 0.44 ^{*,a,b}	1.14 ± 0.33 ^{*,a,b}
	屈曲	-0.27 ± 0.04	-0.25 ± 0.06	-0.23 ± 0.07	-0.24 ± 0.07
3歩目	伸展	0.86 ± 0.33 ^{*,†}	1.27 ± 0.48 ^{*,†,a}	1.12 ± 0.43 ^{*,†,a,b}	1.12 ± 0.35 ^{*,a,b}
	屈曲	-0.30 ± 0.05	-0.26 ± 0.07	-0.23 ± 0.05	-0.24 ± 0.07

(a : 通常歩行, b : i-Walk, c : 二歩大股との同歩目内での有意差,
* : 1歩目, † : 2歩目との同条件内での有意差, p<0.05)

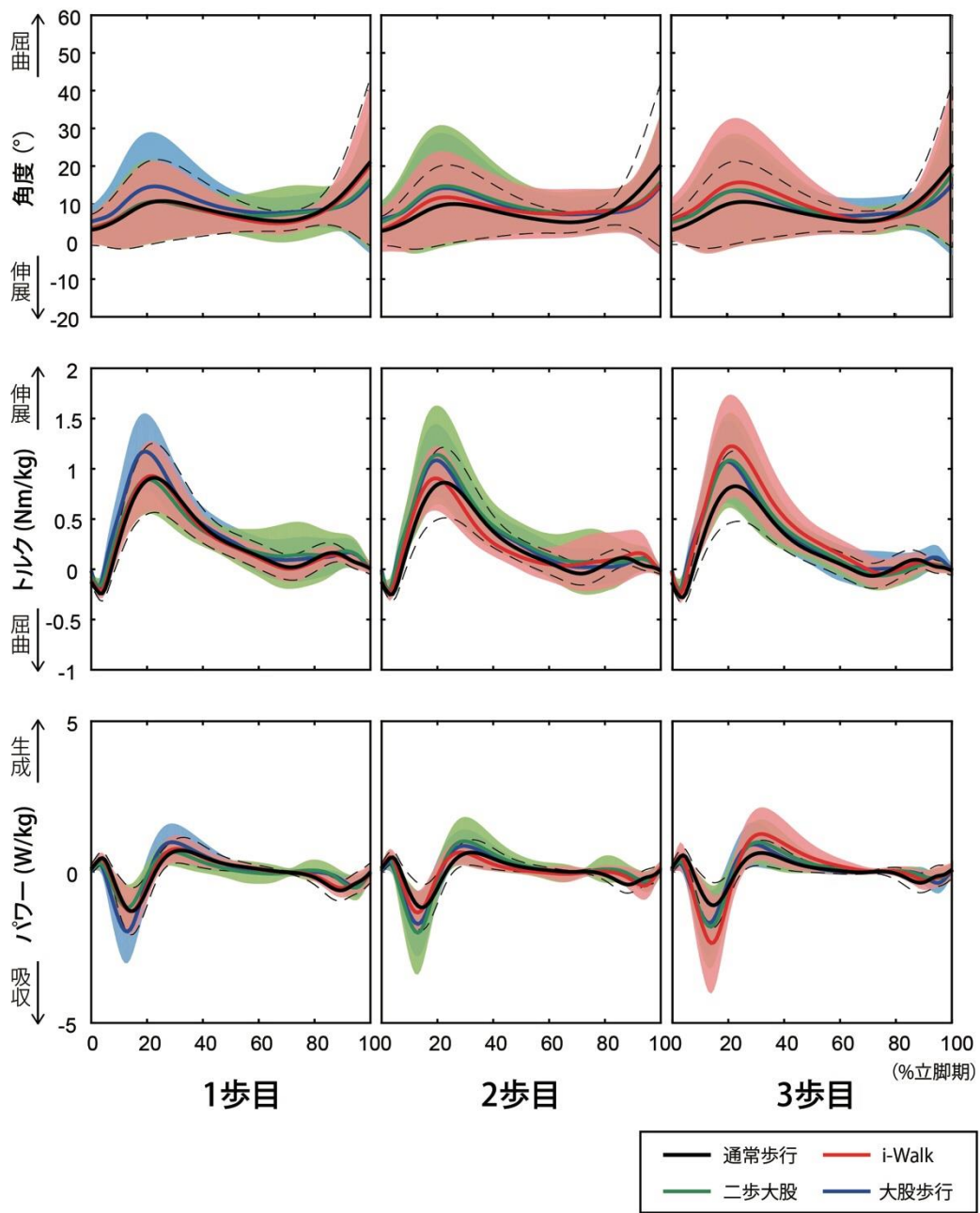
膝関節の最大生成パワーにおいて、1~3歩間 (p<0.001) と条件間 (p<0.001) に有意な主効果と交互作用 (p<0.001) が認められた。事後検定の結果、各歩に対する条件間の比較では、i-Walk の1歩目は、大股歩行よりも有意に低い値を示し、2歩目は二歩大股・大股歩行よりも有意に低い値を示し、3歩目は全ての条件よりも高い値を示した。また、条件内の各歩間の比較では、i-Walk の3歩目が、1歩目・2歩目よりも有意に高い値を示した (表 3.8)。

膝関節の最大吸収パワーにおいて、1~3歩間 (p=0.006) と条件間 (p<0.001) に有意な主効果と交互作用 (p<0.001) が認められた。事後検定の結果、各歩に対する条件間の比較では、i-Walk の1歩目は、大股歩行よりも有意に低い値を示し、2歩目は二歩大股・大股歩行よりも有意に低い値を示し、3歩目は全ての条件よりも高い値を示した。また、条件内の各歩間の比較では、i-Walk の3歩目が、1歩目・2歩目よりも有意に高い値を示した (表 3.8)。

表 3.8 膝関節の最大生成／吸収パワーの比較 (W/kg)

		通常	i-Walk	二歩大股	大股
1歩目	生成	0.81 ± 0.38	0.84 ± 0.41	0.80 ± 0.42	1.12 ± 0.57 ^{a,b,c}
	吸収	-1.47 ± 0.64	-1.43 ± 0.63	-1.34 ± 0.64	-2.16 ± 0.89 ^{a,b,c}
2歩目	生成	0.77 ± 0.36	0.80 ± 0.37	1.23 ± 0.76 ^{*,a,b}	1.00 ± 0.53 ^{*,a,b,c}
	吸収	-1.31 ± 0.66 [*]	-1.45 ± 0.63	-2.17 ± 1.23 ^{*,a,b}	-1.92 ± 0.92 ^{*,a,b}
3歩目	生成	0.79 ± 0.36	1.41 ± 0.88 ^{*,†,a}	1.12 ± 0.74 ^{*,†,a,b}	1.03 ± 0.62 ^{*,a,b}
	吸収	-1.23 ± 0.65 ^{*,†}	-2.52 ± 1.49 ^{*,†,a}	-1.95 ± 1.26 ^{*,†,a,b}	-1.87 ± 0.95 ^{*,a,b}

(a : 通常歩行, b : i-Walk, c : 二歩大股との同歩目内での有意差,
* : 1歩目, † : 2歩目との同条件内での有意差, p<0.05)



(通常歩行の標準偏差は点線で表示)

図 3.5 1~3 歩目立脚期における膝関節角度・トルク・パワーの波形

3-3-2-3 股関節角度・トルク・パワー

股関節の最大屈曲角度において、1~3 歩間 ($p<0.001$) と条件間 ($p=0.02$) に有意な主効果と交互作用 ($p<0.001$) が認められた。事後検定の結果、各歩に対する条件間の比較では、i-Walk の 1 歩目・2 歩目は通常歩行よりも有意に高く、二歩大股・大股歩行よりも有意に低い値を示した。3 歩目は通常歩行よりも有意に高い値を示した。また、条件内の各歩間の比較では、i-Walk の 3 歩目は 1 歩目・2 歩目よりも有意に高い値を示した(表 3.9)。

最大伸展角度では、1~3 歩間 ($p=0.003$) と条件間 ($p<0.001$) に有意な主効果と交互作用 ($p<0.001$) が認められた。事後検定の結果、各歩に対する条件間の比較では、i-Walk の 1 歩目は通常歩行よりも有意に高く、二歩大股・大股歩行よりも有意に低い値を示し、2 歩目は通常歩行よりも高い値を示し、3 歩目は二歩大股・大股歩行よりも低い値を示した。また、条件内の各歩間の比較では、i-Walk の 2 歩目は 1 歩目よりも有意に高い値を示し、3 歩目は 2 歩目よりも有意に低い値を示した (表 3.9)。

表 3.9 股関節の最大屈曲／伸展角度の比較 (°)

		通常	i-Walk	二歩大股	大股
1 歩目	屈曲	35.8 ± 5.5	36.8 ± 5.5 ^a	38.4 ± 5.6 ^{a,b}	45.0 ± 7.1 ^{a,b,c}
	伸展	-7.0 ± 4.1	-7.9 ± 3.7 ^a	-13.4 ± 5.3 ^{a,b}	-13.0 ± 4.8 ^{a,b}
2 歩目	屈曲	34.8 ± 5.2	36.3 ± 5.2 ^a	46.3 ± 8.7 ^{*,a,b}	44.6 ± 6.9 ^{a,b}
	伸展	-7.4 ± 3.7	-13.7 ± 5.7 ^{*,a}	-12.7 ± 4.7 ^{*,a}	-13.3 ± 4.8 ^{a,c}
3 歩目	屈曲	35.0 ± 5.4	46.9 ± 10.0 ^{*,†,a}	45.2 ± 8.6 ^{*,a}	44.5 ± 6.8 ^a
	伸展	-7.5 ± 3.7	-7.8 ± 3.8 [†]	-9.8 ± 3.3 ^{*,†,a,b}	-13.6 ± 4.4 ^{a,b,c}

(a : 通常歩行, b : i-Walk, c : 二歩大股との同歩目内での有意差,

* : 1 歩目, † : 2 歩目との同条件内での有意差, $p<0.05$)

股関節の最大伸展トルクにおいて、条件間に有意な主効果は認められず ($p=0.52$)、1~3 歩間に有意な主効果 ($p<0.001$) と交互作用 ($p=0.0011$) が認められた。事後検定の結果、各歩に対する条件間の比較では、i-Walk の 1 歩目のみ、二歩大股よりも有意に高い値を示した。また、条件内の各歩間の比較では、i-Walk 条件において、各歩間に有意差は認められなかった (表 3.10)。

股関節の最大屈曲トルクにおいて、条件間に有意な主効果は認められず ($p=0.18$)、1~3 歩間に有意な主効果 ($p<0.001$) と交互作用 ($p=0.008$) が認められた。事後検定の結果、各歩に対する条件間の比較では、i-Walk は全ての条件間と有意差が認められなかった。ま

た、条件内の各歩間の比較では、i-Walk の 3 歩目は 1 歩目よりも有意に低い値を示した (表 3.10)。

表 3.10 股関節の最大伸展／屈曲トルクの比較 (Nm/kg)

		通常	i-Walk	二歩大股	大股
1 歩目	伸展	0.56 ± 0.13	0.53 ± 0.12	0.44 ± 0.11 ^{a,b}	0.56 ± 0.28
	屈曲	-0.74 ± 0.13	-0.73 ± 0.12	-0.79 ± 0.18	-0.70 ± 0.20 ^c
2 歩目	伸展	0.57 ± 0.12	0.53 ± 0.13	0.60 ± 0.25 *	0.58 ± 0.25
	屈曲	-0.66 ± 0.13 *	-0.69 ± 0.27	-0.65 ± 0.16 *	-0.64 ± 0.16 *
3 歩目	伸展	0.61 ± 0.13 ^{*,†}	0.69 ± 0.36 ^a	0.59 ± 0.22 *	0.59 ± 0.24
	屈曲	-0.65 ± 0.12 *	-0.63 ± 0.12 *	-0.60 ± 0.12 ^{*,a}	-0.61 ± 0.16 ^{*,†}

(a : 通常歩行, b : i-Walk, c : 二歩大股との同歩目内での有意差,
* : 1 歩目, † : 2 歩目との同条件内での有意差, p<0.05)

股関節の最大生成パワーにおいて、条件間に有意な主効果は認められず (p=0.06)、1~3 歩間に有意な主効果 (p=0.0018) と交互作用 (p<0.001) が認められた。事後検定の結果、各歩に対する条件間の比較では、i-Walk は全ての条件間と有意差が認められなかった。また、条件内の各歩間の比較では、i-Walk の 3 歩目は 1 歩目・2 歩目よりも有意に高い値を示した (表 3.11)。

股関節の最大吸収パワーにおいて、1~3 歩間 (p=0.01) と条件間 (p=0.002) に有意な主効果と交互作用 (p<0.001) が認められた。事後検定の結果、各歩に対する条件間の比較では、i-Walk の 1 歩目のみ、二歩大股よりも有意に低い値を示した。また、条件内の各歩間の比較では、i-Walk 条件において、各歩間に有意差は認められなかった (表 3.11)。

表 3.11 股関節の最大生成／吸収パワーの比較 (W/kg)

		通常	i-Walk	二歩大股	大股
1 歩目	生成	0.45 ± 0.14	0.43 ± 0.13	0.45 ± 0.17	0.50 ± 0.30
	吸収	-0.74 ± 0.20	-0.76 ± 0.21	-0.97 ± 0.36 ^{a,b}	-0.84 ± 0.38
2 歩目	生成	0.37 ± 0.15 *	0.44 ± 0.29	0.52 ± 0.30	0.51 ± 0.30
	吸収	-0.63 ± 0.19 *	-0.79 ± 0.39	-0.86 ± 0.39 ^{*,a}	-0.77 ± 0.30 *
3 歩目	生成	0.40 ± 0.13 *	0.66 ± 0.42 ^{*,†}	0.55 ± 0.25	0.55 ± 0.29
	吸収	-0.63 ± 0.17 *	-0.94 ± 0.58	-0.74 ± 0.25 ^{*,†,a}	-0.74 ± 0.32 *

(a : 通常歩行, b : i-Walk, c : 二歩大股との同歩目内での有意差,
* : 1 歩目, † : 2 歩目との同条件内での有意差, p<0.05)

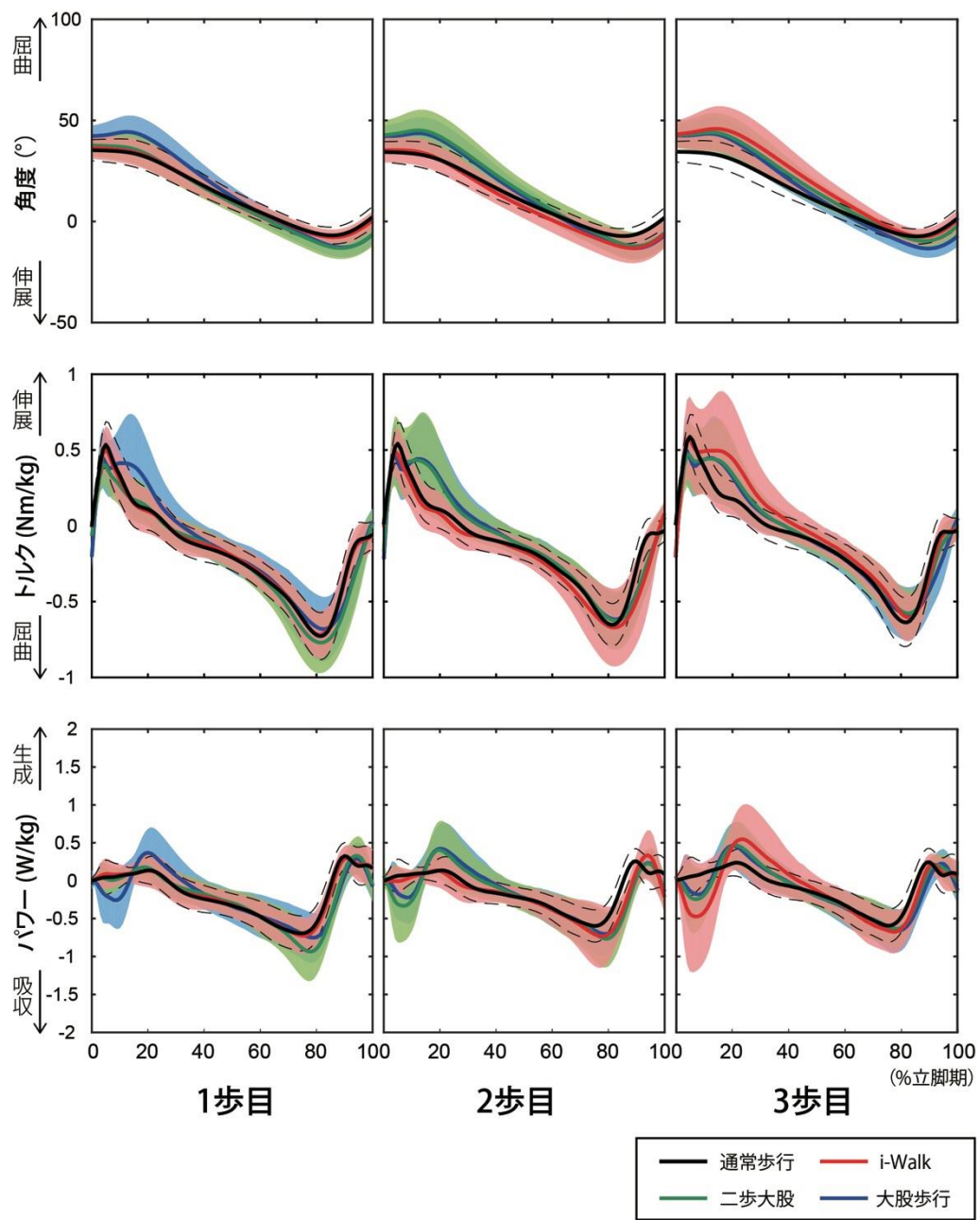


図 3.6 1~3 歩目立脚期における股関節角度・トルク・パワーの波形

3-3-2-4 各関節の貢献度

各関節の正の仕事量における貢献度において、条件間では全ての関節において有意な主効果が認められなかった（足関節： $p=0.10$ 、膝関節： $p=0.47$ 、股関節： $p=0.73$ ）が、1~3歩間では足関節・股関節に有意な主効果が認められ（いずれも $p<0.001$ ）、膝関節においては認められなかった（ $p=0.16$ ）。また、全ての関節において、交互作用が認められた（いずれも $p<0.001$ ）。

事後検定の結果、各歩に対する条件間の比較では、i-Walk の 2 歩目は、足関節において全ての条件よりも有意に高い値を示し、膝関節では通常歩行・二歩大股よりも有意に低い値を示した。また、i-Walk の 3 歩目は足関節において全ての条件よりも有意に低い値を示し、膝関節では全ての条件よりも有意に高い値を示した。股関節においては、i-Walk のいずれの歩においても条件間に有意差が認められなかった。条件内の各歩間の比較では、i-Walk の 2 歩目はいずれの関節においても 1 歩目と有意差が認められ、3 歩目は足関節において 1 歩目・2 歩目との有意差、膝関節・股関節において 2 歩目との有意差が認められた（表 3.12）。

表 3.12 正の仕事量における各関節の貢献度の比較 (%)

		通常	i-Walk	二歩大股	大股
1歩目	足	29.9 ± 7.6	29.3 ± 7.6	37.8 ± 8.5 ^{a,b}	32.7 ± 10.2
	膝	49.2 ± 16.8	50.1 ± 15.9	43.8 ± 15.1 ^{a,b}	49.7 ± 13.0
	股	20.8 ± 12.1	20.6 ± 9.7	18.4 ± 8.8	17.5 ± 8.1
2歩目	足	32.4 ± 7.0 [*]	42.0 ± 10.0 ^{*,a}	32.3 ± 12.2 ^b	34.3 ± 10.2 ^{*,b}
	膝	47.8 ± 15.6	42.0 ± 13.3 ^{*,a}	49.5 ± 17.3 ^b	45.4 ± 14.1 [*]
	股	19.8 ± 11.8	16.0 ± 8.0 [*]	18.2 ± 8.3	20.3 ± 9.0 [*]
3歩目	足	30.8 ± 6.6 [†]	22.2 ± 10.0 ^{*,†,a}	27.8 ± 10.5 ^{*,†,b}	34.6 ± 10.4 ^{*,†,b,c}
	膝	45.1 ± 16.4 ^{*,†}	53.9 ± 18.5 ^{†,a}	48.3 ± 17.0 ^b	42.8 ± 15.9 ^{*,†,b}
	股	24.0 ± 11.9 ^{*,†}	23.9 ± 13.4 [†]	23.9 ± 10.5 ^{*,†}	22.6 ± 9.5 ^{*,†}

(a: 通常歩行, b: i-Walk, c: 二歩大股との同歩目内での有意差,

*: 1歩目, †: 2歩目との同条件内での有意差, $p<0.05$)

各関節の負の仕事量における貢献度において、条件間では足関節において有意な主効果が認められ（ $p=0.02$ ）、膝関節（ $p=0.18$ ）・股関節（ $p=0.14$ ）では認められなかったが、1~3歩間では全ての関節に有意な主効果が認められ（いずれも $p<0.001$ ）、交互作用も認められた（いずれも $p<0.001$ ）。

事後検定の結果、各歩に対する条件間の比較では、i-Walk の 1 歩目は膝関節において二歩大股よりも有意に高い値を示し、股関節では有意に低い値を示した。また、i-Walk の 3 歩目は足関節において全ての条件よりも有意に低い値を示し、膝関節では通常歩行・二歩大股よりも高い値を示した。条件内の各歩間の比較では、i-Walk の 3 歩目は膝関節において 1 歩目・2 歩目よりも大きな値を示し、股関節においては 1 歩目・2 歩目より低い値を示した (表 3.13)。

表 3.13 負の仕事量における各関節の貢献度の比較 (%)

		通常	i-Walk	二歩大股	大股
1 歩目	足	12.0 ± 4.8	12.4 ± 4.5	13.1 ± 4.4	11.4 ± 3.8
	膝	41.4 ± 7.5	40.2 ± 7.5	34.2 ± 9.7 ^{a,b}	42.7 ± 7.9 ^c
	股	46.5 ± 5.1	47.4 ± 4.8	52.7 ± 7.4 ^{a,b}	45.9 ± 7.5 ^c
2 歩目	足	15.1 ± 6.2 [*]	14.0 ± 4.5	13.3 ± 6.0	13.3 ± 4.4 [*]
	膝	40.5 ± 8.4	36.9 ± 11.6	41.3 ± 12.3 [*]	41.9 ± 10.7
	股	44.4 ± 4.8 [*]	49.1 ± 10.2	45.4 ± 9.0 [*]	44.8 ± 9.0
3 歩目	足	16.7 ± 6.4 ^{*,†}	11.9 ± 6.7 ^a	14.4 ± 6.5 ^{a,b}	14.1 ± 4.9 ^{*,†,a,b}
	膝	40.2 ± 10.1 ^{*,†}	47.8 ± 11.3 ^{*,†,a}	42.3 ± 12.4 ^{*,b}	42.8 ± 12.0
	股	43.2 ± 5.9 [*]	40.3 ± 7.0 ^{*,†}	43.3 ± 7.3 [*]	43.2 ± 10.1

(a : 通常歩行, b : i-Walk, c : 二歩大股との同歩目内での有意差,
* : 1 歩目, † : 2 歩目との同条件内での有意差, p<0.05)

3-3-3 前額面におけるキネティクスの特徴

膝関節の最大外転トルクにおいて、1~3 歩間 (p=0.01) と条件間 (p=0.006) に有意な主効果と交互作用 (p=0.002) が認められた。事後検定の結果、各歩に対する条件間の比較では、i-Walk の 1 歩目は大股歩行よりも有意に低い値を示した。条件内の各歩間の比較では、i-Walk はどの歩とも有意差を認めなかった (表 3.14)。

股関節の最大外転トルクにおいて、条件間に有意な主効果は認められず (p=0.31)、1~3 歩間に有意な主効果 (p<0.001) と交互作用 (p<0.001) が認められた。事後検定の結果、各歩に対する条件間の比較では、i-Walk の 1 歩目は大股歩行よりも有意に低い値を示した。また、条件内の各歩間の比較では、i-Walk の 2 歩目は 1 歩目よりも有意に高い値を示し、3 歩目は 2 歩目よりも有意に低い値を示した (表 3.15)。

表 3.14 膝関節外転トルクの比較 (Nm/kg)

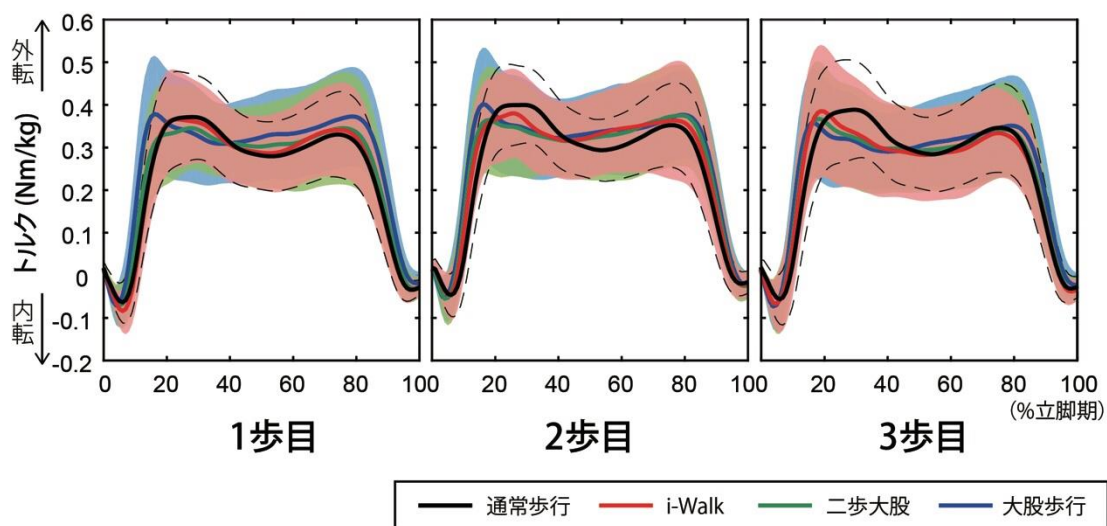
	通常	i-Walk	二歩大股	大股
1歩目	0.42 ± 0.08	0.42 ± 0.08	0.42 ± 0.09	0.46 ± 0.09 ^{a,b,c}
2歩目	0.45 ± 0.07 [*]	0.44 ± 0.09	0.45 ± 0.07 [*]	0.47 ± 0.07 ^a
3歩目	0.44 ± 0.07 [*]	0.44 ± 0.08	0.44 ± 0.08	0.44 ± 0.08 ^{*,†}

(a: 通常歩行, b: i-Walk, c: 二歩大股との同歩目内での有意差,
*: 1歩目, †: 2歩目との同条件内での有意差, p<0.05)

表 3.15 股関節外転トルクの比較 (Nm/kg)

	通常	i-Walk	二歩大股	大股
1歩目	0.82 ± 0.08	0.81 ± 0.08	0.82 ± 0.08	0.85 ± 0.07 ^{a,b,c}
2歩目	0.84 ± 0.09	0.85 ± 0.09	0.85 ± 0.07 [*]	0.85 ± 0.07
3歩目	0.83 ± 0.08	0.81 ± 0.09 ^{*,†}	0.79 ± 0.07 ^{*,†}	0.81 ± 0.07 ^{*,†}

(a: 通常歩行, b: i-Walk, c: 二歩大股との同歩目内での有意差,
*: 1歩目, †: 2歩目との同条件内での有意差, p<0.05)



(通常歩行の標準偏差は点線で表示)

図 3.7 1~3 歩目立脚期における膝関節外転トルクの波形

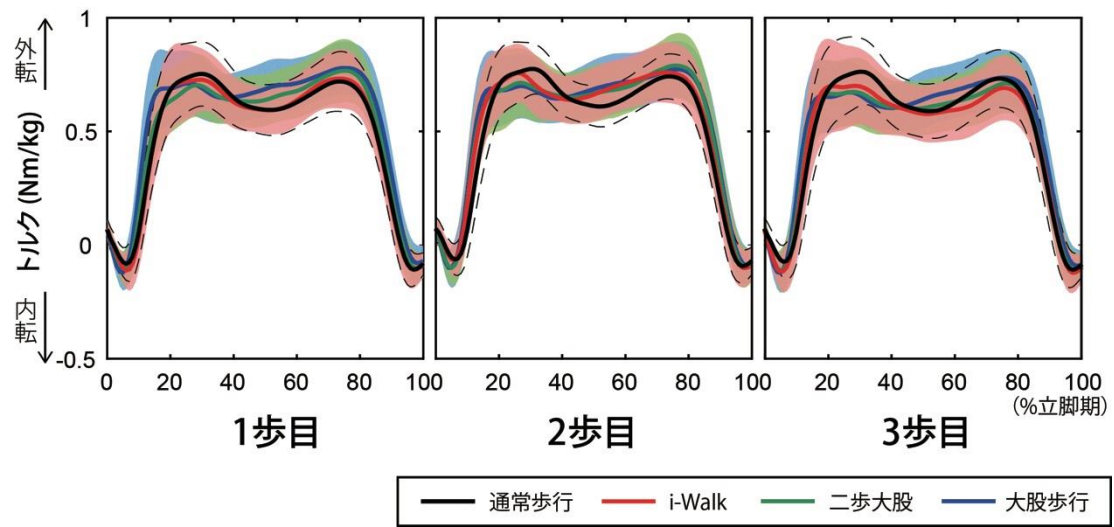


図 3.8 1~3 歩目立脚期における股関節外転トルクの波形

3-4 考察

本実験では、i-Walk を行うことによる下肢三関節のキネティクス・キネマティクス特徴を通常歩行、二歩大股、大股歩行と比較することによって明らかにすることを目的とした。その結果、i-Walk は3歩目を踏み出す際の支持脚（2歩目）と踏み出し脚（3歩目）の足関節・膝関節キネティクスに特有の特徴がみられた。

3-4-1 歩行特性

本実験では、指定された歩行路上を通過する時間を計測し、第2章と同じメトロノームを用いてステップ間隔を調整することで、第2章でのトレッドミル上での実験と条件を統一するように試みた。その結果、歩行速度、ステップ長、ステップ間隔は一部の条件を除いて、ほぼ全ての目標値と実測値の間に有意差が認められた。これは、目標値通りの歩行が今回の地上の歩行では行われなかったことを示している。しかしながら、各項目の条件間や1~3歩間の差をみると、歩行速度に条件間の差はなく、ステップ長やステップ間隔の有意差は大股歩幅を行わせた i-Walk の3歩目と1・2歩目との間や、二歩大股の1歩目と2・3歩目との間、大股歩行と通常歩行の間に認められたことから、各条件通りに歩行様式を変化させることができたと考えられる。

歩行速度の目標値と実測値の間には、すべての条件で約0.3 km/hの差が生じていた。これは、光電管で測定した速度と実測値の歩行速度の定義が異なっていることが影響していると考えられる。光電管は3.0mのフォースプレート上を通過するまでの時間を計測しているが、3.0mは今回解析の対象にした1~3歩目だけでなく、4・5歩目まで余分に歩行しなければ通過することができない。したがって、3.0mを目標の時間通りに歩行するために、被験者は4・5歩目で、通過時間を調整していた可能性が考えられる。そのため、1~3歩目の歩行速度を計測した値と、1~4もしくは5歩目まで歩行速度を計測した値が異なってしまったと考えられる。また、歩行速度とステップ長、ステップ間隔の関係式（式2.1）を考慮すると、ステップ間隔の目標値との差がわずかであったことから、ステップ長の減少が歩行速度を低下させた原因の一つでもあると考えられる。

ステップ間隔を目標値と比較すると、大股歩行条件を除いて、i-Walk と二歩大股が大股歩幅を行う際には目標値よりも0.02~0.07秒有意に短くなり、通常歩行を行う際には目標値よりも0.04秒有意に長い時間がかかった。しかしながら、いずれの値も目標値の±10%以内に収まっており、平均の差が最大でも0.07秒と短い時間であるため、大まかな制御は行

えていたと考えられる。また、同じ大股歩幅である i-Walk の 2~3 歩目と二歩大股・大股歩行間、二歩大股の 1~2 歩目と 2~3 歩目間などにも有意差が認められていた。いずれもその差は最大で 0.08 秒と短い時間であるが、条件による歩行様式に差が生じてしまったことを示している。

ステップ長は、i-Walk の 3 歩目で 1・2 歩目より約 17cm 大きくなり、大股歩行が通常歩行より約 18cm 大きくなり、二歩大股の 2・3 歩目は 1 歩目より約 12cm 大きくなった。いずれの条件も、大股をする際に通常歩行よりも歩幅が大きくなっているが、目標値とした平均の一足長 (26.6 cm) よりも約 10cm ほど短い値で歩幅を大きくしていた。通常歩行のステップ長は目標値と 3cm ほどの小さな差であるため、被験者が大股にする際に一足長よりも短いステップ長にしていたことが、大股の際の短いステップ長に影響したことがわかる。大股のステップ長が目標値よりも大きく減少した原因として、歩幅の明確な教示を行わなかったことが考えられる。ステップ間隔や歩行速度は、音と時間で明確な教示とフィードバックを行うようにしたが、ステップ長は「大股の部分で一足長を目安に大きくする」と伝えたのみで、実際の試技の際にステップ長のコントロールは行わなかった。歩行速度の関係式を考慮すると、速度とステップ間隔を制御することで、ステップ長も自動的に調整されるはずであったが、前述したような 4・5 歩目による時間調整によって短くなってしまった可能性が考えられる。

3-4-2 矢状面のキネティクス・キネマティクス

3-4-2-1 足関節

i-Walk の足関節最大底屈トルクは、1~3 歩目いずれも通常歩行と有意差がなく、1・2 歩目は二歩大股と大股歩行よりも有意に低い値を示していた。足関節最大底屈トルクが発揮されるのは立脚終期 (80~90%) であり、その役割は COP が踵から前足部に移動することで受動的に足関節が背屈されることを抑え、足部を安定させることである (Perry & Burnfield, 2012)。この足関節最大底屈トルクは、ヒラメ筋を始めとする足関節底屈筋群の活動によって生じ、歩幅を延長させることによって、筋活動が増加することが明らかにされている (Perry & Burnfield, 2012)。つまり、本実験において大股歩行を実行する際の支持脚である i-Walk の 2 歩目、二歩大股の 1・2 歩目、大股歩行の 1~3 歩目は、足関節最大底屈トルクが通常歩行よりも大きくなると考えられるが、i-Walk の 2 歩目においてのみ、通常歩行との間に有意差が認められず、二歩大股や大股歩行との間にも有意差が認め

られた。さらに、i-Walk の 3 歩目のステップ長が二歩大股や大股歩行と有意差がないことを考慮すると、i-Walk は 3 歩目の大股歩行を行う際に、二歩大股や大股歩行とは異なる方略をとっている可能性が考えられる。

ここで、足関節最大生成パワーに着目すると、最大底屈トルクとは異なり、i-Walk の 2 歩目は通常歩行よりも有意に高い値を示し、二歩大股や大股歩行とは有意差が認められなかった。パワーを算出するためにはトルクに角速度を乗算することから、i-Walk の 3 歩目は二歩大股や大股歩行よりも背屈方向の角速度を上昇させることで、同等のパワーを生成していると考えられる。足関節最大生成パワーは、立脚中期（15%付近）から生じる受動的な背屈を制限することによって引き伸ばされた底屈筋群の緊張を緩めることで生じる爆発的な力発揮であり、下肢を立脚期から遊脚期へ前進させる主要な推進力であると考えられている（Perry & Burnfield, 2012）。つまり、i-Walk の 2 歩目は 3 歩目の大股歩行に必要な推進力を得るために、二歩大股や大股歩行のように足関節底屈トルクを上昇させるのではなく、足関節背屈角速度を上昇させるという異なる方略をとっていることが考えられる。

3-4-2-2 膝関節

i-Walk の膝関節伸展トルクは、3 歩目において通常歩行よりも 47%、二歩大股、大股歩行よりも 13%有意に高い値を示した。また、膝関節生成・吸収パワーにおいても、同様の結果が得られた。立脚期における膝関節の主な役割は、足部が床に接地した時の衝撃を吸収することである。膝関節最大伸展トルクは、過重応答期（5~30%）に体重が急速に下肢に移動することで生じる急速な膝関節屈曲の際に膝関節を安定させるために働き、膝関節最大パワーは、急速な膝関節屈曲に対して膝関節伸展筋群が遠心性収縮することによって力を吸収し、その屈曲した膝関節を伸展させるために力を生成する働きをもつ（Perry & Burnfield, 2012）。つまり、i-Walk の 3 歩目は同じ大股歩行を行っている二歩大股の 2・3 歩目や大股歩行の 1~3 歩目よりも、さらに膝関節の衝撃吸収の役割が必要になることを示している。

Allet et al. (2011) は、被験者の最適なストライド長を 20%増加させることで、膝関節伸展トルクが最適なストライド長よりも増加することを明らかにしていることから、本実験でも通常歩行とその他の条件間で同様の傾向が観測された。しかしながら、本実験における i-Walk の 3 歩目のステップ長と二歩大股や大股歩行の 3 歩目との間には有意差が認

められていないことから、ステップ長の大きさが i-Walk の 3 歩目の特異的な衝撃吸収作用の増加を説明する因子であるとはいえない。ステップ間隔に着目すると、i-Walk の 2~3 歩目は同じステップ長である二歩大股や大股歩行よりも 0.04~0.06 秒有意に短い時間で、ステップを行っていたことがわかる。つまり、i-Walk は 3 歩目に二歩大股や大股歩行よりも短い時間で、同じ距離の歩幅をステップしていたため、3 歩目接地の際に衝撃が大きくなり、それに伴って膝関節の衝撃吸収作用が大きくなっていたことが考えられる。

また、この膝関節の衝撃吸収作用の増加は、二歩大股 2 歩目や 3 歩目と大股歩行間にはみられていない関係性であるため、i-Walk 特有の特徴であることがわかる。

3-4-2-3 股関節

股関節の最大伸展・屈曲トルクは条件間に有意な主効果は認められておらず、生成・吸収パワーにおいても、生成パワーでは条件間に有意な主効果は認められておらず、吸収パワーは、i-Walk の 1 歩目と二歩大股の 1 歩目に有意差が認められたのみであった。さらに、通常歩行と大股歩行間には、条件間の差がすべて認められていないことから、歩幅の増加は股関節のキネティクスに大きな影響を与えなかったことがわかる。これは、Allet et al. (2011) の結果と一致した結果が得られた。

しかしながら、股関節の最大屈曲角度に着目すると、i-Walk の 3 歩目の屈曲角度は 1・2 歩目よりも 10.6° 高い値を示している。これは、二歩大股や大股歩行でも同様の関係性が見られていることから、大股歩幅にすることによる特徴であることがわかる。股関節の最大屈曲角度は初期接地～過重応答期 (0~20%) にかけて生じている。この股関節の屈曲角度は、接地時の体重負荷による力を垂直方向とせん断方向にうまく分力し、安定性と長い歩幅の双方を満たす役割を持っている (Perry & Burnfield, 2012)。つまり、股関節の角度を大股歩幅時には大きくし、接地時の衝撃をうまく進行方向の力と垂直方向に分力することで、下肢の推進力と安定性を維持しながら歩行しているため、大股歩幅時の股関節の伸展トルクまたは生成パワーには条件間に大きな差がなかったと考えられる。

最大伸展角度では、i-Walk の 2 歩目の伸展角度は 1・3 歩目よりも 5.8° 高い値を示しており、二歩大股や大股歩行でも同様の関係性が見られていることから、伸展角度が大きくなることも大股歩幅にすることによる特徴であることがわかる。股関節の最大伸展角度は立脚終期から前遊脚期の間 (80~100%) で生じた。このときに股関節は逆側の歩幅を最大にして前進させる役割を果たすために股関節角度を過伸展させる。股関節のキネティク

スはその角度が過伸展しすぎないように屈曲トルクと吸収パワーによって抑制する役割を持つ (Perry & Burnfield, 2012) が、ステップ長が変化しても大きく変化していなかったことから、通常歩行と同程度の大きさでも大股歩幅は抑制可能であることが考えられる。

3-4-2-4 各関節の貢献度

i-Walk の下肢三関節の正の仕事量における貢献度では、2 歩目の足関節で他の 3 条件よりも平均で約 10%有意に高い値を示し、3 歩目では足関節が他の 3 条件よりも平均で約 8%有意に低い値を示し、膝関節が平均で約 8%有意に高い値を示した。これは、2 歩大股の大股歩幅である 2・3 歩目にはみられていない i-Walk だけの特徴である。また、負の貢献度においては i-Walk の 3 歩目に足関節で他の 3 条件よりも平均で 3%有意に低い値を示し、膝関節では通常歩行・二歩大股よりも平均で 5%有意に高い値を示していた。

仕事量はパワーの時間積分値であるため、パワーの波形を見ると、i-Walk は 3 歩目の大股歩幅を行う際に、支持脚である 2 歩目の足関節において、最大生成パワーの発揮されている前遊脚期に他の条件よりも積極的にパワーを生成することで歩幅を大きくしており、3 歩目は膝関節の最大生成・吸収パワーの発揮される過重応答期において積極的にパワーを吸収・生成することで、衝撃を吸収し、受動的に屈曲した膝関節を伸展させていることがわかる。

このような i-Walk 特有の特徴がみられた原因として、i-Walk のリズムが 3 歩で 1 周期の 3 拍子であることが考えられる。3 拍子は第 2 章でも既述したように、1 拍の強迫と 2 拍の弱拍によって構成される単純拍子である。今回の i-Walk の 3 歩目は 1 拍の強迫に該当することから、メトロノームに合わせて被験者が 3 歩目の大股歩幅を踏み出す際に、自然と 3 歩目を他の条件よりも強く踏み出していた可能性が考えられる。実際に、ステップ長が同じ長さでありながら、ステップ時間が 2 歩大股や大股歩行の大股歩幅よりも短くなっていたことや、足関節の項で前述したような 2 歩目の前遊脚期における足関節の角速度が二歩大股や大股歩行よりも大きくなっていたことがわかっている。これらのことから、i-Walk 特有のキネティクス特徴は 3 歩目に強く踏み出すことに起因しており、強く踏み出す理由として、i-Walk 特有の 1 拍の強迫が関係している可能性が考えられる。

3-4-3 前額面のキネティクス

i-Walk の膝関節の最大外転トルクは、1 歩目で大股歩行よりも有意に低い値を示したが、2・3 歩目では有意な差は認められなかった。Ardestani et al. (2016) は歩行速度を上昇させた際に、ストライド長が増加することで膝関節外転トルクが増加することを明らかにしているが、本実験においてはステップ長が増加することによるトルクの上昇はみられなかった。本実験では、先行研究とは異なり、歩行速度を統一としたため、ステップ長による影響を与えなかった可能性が考えられる。また、膝関節外転トルクは、内側の変形性膝関節症の進行に影響を及ぼすことが明らかにされている (Reeves & Bowling, 2011) が、i-Walk は大股歩幅である 3 歩目であっても、通常歩行と有意差がなかったため、i-Walk は内側の膝への負担は通常歩行と変わらない程度であるといえる。

歩行の際の下肢の左右方向のバランスを支える股関節の外転トルクは、i-Walk の 1 歩目で大股歩行と有意な差が認められたが、2・3 歩目ではどの条件にも有意差は認められなかった。これは、若年男性の股関節外転筋力を局所麻酔薬で低下させた際に歩行中の股関節外転トルクに通常時と差が出なかった Pohl et al. (2015) の研究と一致する結果であった。股関節外転トルクが最も働くのは、過重応答期 (5~30%) であり、体重が大きく支持脚に移動する際に受動的な内転トルクが働き、それを制御するために外転トルクを働かせることでバランスを制御する (Perry & Burnfield, 2012)。本実験では、i-Walk と他の条件間にほとんど差がなかったことから、大股歩幅にすることによる下肢の左右のバランスに与える影響は少ないと考えられる。

3-4-4 将来の展望

本実験における実際のステップ長は、本研究における大股歩幅の定義とした「一足長」には 10cm 近く届いていなかったことから、実際に一足長にした際のキネティクス・キネマティクス特徴は本実験の結果と異なる可能性が考えられる。そのため、歩行速度、ステップ間隔、ステップ長のそれぞれの項目を正確に制御できるような実験デザインで実験する必要がある。

本実験において、左右のバランス方向を支える股関節外転トルクに条件間の有意差はみられなかった。しかしながら、本実験の対象者は健常若年男性であったため、若年者よりも筋力の劣る高齢者や、股関節外転トルクが健常者よりも低下する (Mundermann et al., 2005) 変形性膝関節症患者は、結果が変化する可能性が考えられる。よって、i-Walk がよ

り幅広い人で実行可能であるかを調べるためには、対象者の年齢を幅広くすることや変形性膝関節症などの整形外科的な疾患もつ人を対象とする必要があると考えられる。

また、本実験の結果はキネティクス解析によって各関節を動かす際にかかる負荷を定量化した。しかしながら、関節トルクは筋の収縮による力だけでなく、腱や靭帯による力も合算して計算しているため、それぞれの筋が実際にどの程度活動しているかはわからない。よって、下肢の各筋が同程度活動しているかを知るためには、筋電図を用いて筋の活動電位を測定するか、筋骨格シミュレーションを用いて推定することが必要になる。また、本実験はあくまで一過性の解析を行うことによる運動効果の予測であり、実際の運動効果を知るためには短期～長期の介入実験を行う必要がある。

3-5 本章の結論

本章の目的は、i-Walk を行うことによる下肢三関節のキネティクス・キネマティクス特徴を通常歩行、二歩大股、大股歩行と比較することによって明らかにすることであった。

その結果、

1. i-Walk の 3 歩目は、目標としていた一足長大きなステップ長よりも 10cm ほど短くなったが、通常歩行とは異なるキネティクス・キネマティクス特徴をもつことが示唆された。
2. i-Walk の 3 歩目の関節角度は、二歩大股の大股歩幅や大股歩行と同じ特徴をもつことが示唆された。
3. i-Walk の 3 歩目を踏み出す際の支持脚（2 歩目）において、足関節の角速度を二歩大股や大股歩行よりも大きくすることによって、同程度の最大生成パワーを生み出すという方略をとっていることが示唆された。
4. i-Walk の踏み出し脚（3 歩目）において、膝関節最大伸展トルクおよび生成・吸収パワーが他の 3 条件よりも高い値が認められた。

以上のことより、i-Walk は仮説と異なり、3 歩目に二歩大股や大股歩行と同程度のキネマティクスの特徴をもっていたが、二歩大股や大股歩行と異なるキネティクスの特徴をもつ歩行様式であることが示唆された。

第4章 総合討論

第2章および第3章では、i-Walkの生理学的・主観的運動強度の特徴およびキネティクス・キネマティクスの特徴を通常歩行、二歩大股や大股歩行と比較することで明らかにすることを目的として研究を行った。その結果、①i-Walkの生理学的・主観的運動強度は通常歩行よりも高くなるが、二歩大股や大股歩行よりは低くなること、②i-Walkのキネティクス特徴は、他の3つの条件と異なる特徴を持つことが示唆された。以上の結果から、第5章ではi-Walkを行うことによる運動強度および運動効果を考察する。

4-1 i-Walkの運動強度・生理学的運動効果の考察

第2章において、酸素摂取量より算出したi-WalkのMets値は 4.6 ± 0.8 Metsであり、その他の条件は 3.8 ± 0.6 Mets（通常歩行）、 5.4 ± 1.2 Mets（二歩大股）、 5.8 ± 1.2 Mets（大股歩行）であった。

本研究でのi-WalkのMets値は、アメリカスポーツ医学会の運動処方ガイダンスに掲載されている年代別の運動強度区分（Garber et al., 2011）によると、若年者において「楽」に、中高齢者では「中程度」に区分される。二歩大股や大股歩行が若年者や中年齢者では「中程度」、高齢者が「高い」に区分されることを考えると、i-Walkは、運動強度の観点から二歩大股や大股歩行よりも日常生活に導入しやすく、中高齢者にとっては「中程度」の運動を行うことができる可能性が考えられる。また、座りがちで普段運動する時間がない人は、「楽」に該当する若年者であっても体力レベルが比較的低いと考えられるため、「中程度」の運動効果を得ることができる可能性が考えられる。よって、主観的に通常歩行に近い運動強度で実行可能なi-Walkは、日常生活に導入しやすい運動強度で、通常歩行よりも効果的なウォーキングエクササイズとなる可能性があると考えられる。

また、厚生労働省が定めている歩数の目標値（20~64歳男性：9000歩）を10分で1000歩歩くことができると仮定して計算すると1.5時間かかることになり、これを本研究における通常歩行のMets値で計算すると5.7Metsとなる。この目標値である9000歩分のMets値（5.7Mets）を達成するために、平成27年度の現状値である7970歩すべてをi-Walkに置き換えた時のMets値の計算を行った。すると、i-Walkを7970歩行くと6.1Metsとなり、通常歩行9000歩分のMets値を0.4Mets超えることがわかった。つまり、9000歩分の運動効果を得るためには、二歩大股や大股歩行まで運動強度を高くすることや、日常

生活の歩数を増加させる必要はなく、これまでの通常歩行を i-Walk に置き換えるだけで十分な運動強度がある可能性が考えられる。

4-2 i-Walk のキネティクス・キネマティクスによる運動効果の考察

第3章において、i-Walk のキネティクス特徴として、2歩目の足関節の正の貢献度を他の3条件よりも上昇させ、3歩目の膝関節伸展トルクや生成・吸収パワーも他の3条件よりも上昇させることを示唆した。さらに、キネマティクス特徴は、股関節の最大屈曲角度を通常歩行よりも 10.8° 増加させ、最大伸展角度は 5.8° 増加させることを示唆した。

高齢者の歩行の特徴として、歳を重ねるごとにステップ長が短くなり、歩行速度が遅くなることがわかっている (Hortobágyi et al., 2016; Ko et al., 2009)。高齢者における歩行速度は6番目のバイタルサインと言われる (Fritz & Lusardi, 2009) ほど高齢者にとって重要な指標であり、この歩行速度を向上させることで8年後の生存率が上昇することがわかっている (Hardy et al., 2007)。高齢者の歩行特徴として、Judge et al. (1996) は若年者と比較してステップ長が短く、足関節生成パワーが低いことを明らかにしており、Hortobágyi et al. (2016) は下肢の筋力が低い高齢者は、高い高齢者よりもステップ長が短く、歩行時の足関節の正の貢献度が低下することを明らかにしている。つまり、高齢者にとって歩行時の足関節キネティクスの低下は、ステップ長、そして歩行速度を低下させる大きな原因であることがわかる。また、高齢者の歩行時のキネマティクスを調べた Kerrigan et al. (2001) の研究では、若年者群、転倒経験のない高齢者群、転倒経験のある高齢者群の順に股関節最大伸展角度が減少することを明らかにしている。関節の柔軟性は、年齢によって減少することがわかっているが、トレーニングによって向上することができ、姿勢の安定性やバランス、ケガの予防に関係する (Garber et al., 2011) ため、高齢者にとって重要な能力の一つであるといえる。

ここで、i-Walk はそのキネティクス特徴として、足関節を通常歩行や二歩大股、大股歩行よりも積極的に使うこと、キネマティクス特徴として股関節角度を通常歩行よりも大きく使うことが本研究において示唆された。よって、高齢者が i-Walk を通常歩行に置き換えて実行することによって、3歩目の歩幅を大きくする際に、積極的に足関節の底屈筋群を使い、股関節の可動域を大きく使うため、ステップ長の増加とそれに伴う歩行速度の低下、股関節の柔軟性の低下を予防できるという運動効果が期待できる。

i-Walk の 3 歩目の膝関節最大伸展トルク ($1.27 \pm 0.48 \text{ Nm/kg}$) を Costigan et al. (2002) の 20cm の階段昇降 ($1.16 \pm 0.24 \text{ Nm/kg}$) と比較すると、概ね同等もしくはそれ以上の値であることがわかる。膝関節伸展トルクは、大腿四頭筋をはじめとする膝関節伸展筋群によって発生するトルクである。よって、i-Walk の 3 歩目は 20cm の階段を登るときと同等の膝関節伸展筋群に対する刺激 (運動効果) を与える可能性が考えられる。さらに、膝関節の生成・吸収パワーは、膝関節伸展筋群の遠心性・求心性収縮の方向を表すことができ、i-Walk の 3 歩目はそのいずれも他の 3 条件よりも高値を示していたことから、遠心性・求心性どちらの方向にも筋を強く収縮させることができることを示している。特に遠心性収縮は、求心性収縮よりも筋量、筋力の向上に有効的なことが明らかにされている (Roig et al., 2009) ことから、i-Walk は膝関節伸展筋群の筋量・筋力向上のための効率的な刺激 (運動効果) を与えることができると考えられる。

下肢の骨格筋量は年齢に伴って減少することが明らかになっており (Janssen et al., 2000)、その中でも膝関節伸展筋群がある大腿部は筋萎縮が起こる年齢が下腿や上肢に比べて早く、その程度が大きいことが明らかにされている (山田ら, 2007)。また、高齢者にとって膝関節伸展筋群は立ち上がり動作や歩行、階段昇降などの日常生活に必要な筋肉であり、自立した生活をするためには、ある閾値以上の筋力が必要なことが示唆されている (Hasegawa et al., 2008)。よって、通常歩行に置き換えて i-Walk を実施することで、膝関節伸展筋群への大きな刺激が与えられ、高齢者の筋量・筋力の減少を予防し、日常生活活動能力を維持できる可能性が考えられる。また、変形性膝関節症は下肢の機能的な能力低下によって、5 年後のリスクが向上することも明らかにされている (Thorstensson et al., 2004) ことから、i-Walk は変形性膝関節症の予防になる可能性も考えられる。

第5章 結論

本研究における研究目的は、生理学側面から運動強度、バイオメカニクスの側面から i-Walk のキネティクス・キネマティクスの特徴を通常歩行、二歩大股の歩行、大股歩行と比較することで、一過性の i-Walk の運動強度・運動効果を明らかにすることであった。その結果、

1. i-Walk の生理学的・主観的な運動強度は、二歩大股や大股歩行よりも通常歩行に近く、通常歩行よりも大きな運動効果を得ることができる可能性が示唆された。
2. i-Walk のキネティクス・キネマティクスの特徴は、大股歩幅を踏み出す際に二歩大股や大股歩行と同じ股関節の可動域で運動しながら、3歩目を強く踏み出すことで、通常歩行や二歩大股、大股歩行よりも足関節と膝関節のキネティクスが高くなる歩行様式であることが示唆された。

したがって、i-Walk は通常歩行に近い運動強度で実施可能でありながら、通常歩行よりも生理学的な運動効果と足関節底屈筋群・膝関節伸展筋群に対する運動効果を高め、股関節の可動域を大きく使う歩行様式である可能性が示唆された。

引用文献

- Al-Hazzaa, H. M., Alahmadi, M. A., Al-Sobayel, H. I., Abahussain, N. A., Qahwaji, D. M., & Musaiger, A. O. (2014). Patterns and determinants of physical activity among Saudi adolescents. *J Phys Act Health*, 11(6), 1202-1211. doi:10.1123/jpah.2012-0427
- Allet, L., H. I. J., Meijer, K., Willems, P., & Savelberg, H. (2011). The influence of stride-length on plantar foot-pressures and joint moments. *Gait Posture*, 34(3), 300-306. doi:10.1016/j.gaitpost.2011.05.013
- Aoyagi, Y., & Shephard, R. J. (2010). Habitual physical activity and health in the elderly: the Nakanajo Study. *Geriatr Gerontol Int*, 10 Suppl 1, S236-243. doi:10.1111/j.1447-0594.2010.00589.x
- Ardestani, M. M., Ferrigno, C., Moazen, M., & Wimmer, M. A. (2016). From normal to fast walking: Impact of cadence and stride length on lower extremity joint moments. *Gait Posture*, 46, 118-125. doi:10.1016/j.gaitpost.2016.02.005
- Borg, G. A. V. (1982). PSYCHOPHYSICAL BASES OF PERCEIVED EXERTION. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 14(5), 377-381. doi:10.1249/00005768-198205000-00012
- Cole, G. K., Nigg, B. M., Ronsky, J. L., & Yeadon, M. R. (1993). Application of the Joint Coordinate System to Three-Dimensional Joint Attitude and Movement Representation: A Standardization Proposal. *Journal of Biomechanical Engineering*, 115(4A), 344-349. doi:10.1115/1.2895496
- Costigan, P. A., Deluzio, K. J., & Wyss, U. P. (2002). Knee and hip kinetics during normal stair climbing. *Gait & Posture*, 16(1), 31-37. doi:10.1016/s0966-6362(01)00201-6
- Dal, U., Erdogan, T., Resitoglu, B., & Beydagi, H. (2010). Determination of preferred walking speed on treadmill may lead to high oxygen cost on treadmill walking. *Gait*

- Posture, 31(3), 366-369. doi:10.1016/j.gaitpost.2010.01.006
- de Leva, P. (1996). Adjustments to Zatsiorsky-Seluyanov's segment inertia parameters. *Journal of Biomechanics*, 29(9), 1223-1230. doi:10.1016/0021-9290(95)00178-6
- DeVita, P., Helseth, J., & Hortobagyi, T. (2007). Muscles do more positive than negative work in human locomotion. *J Exp Biol*, 210(Pt 19), 3361-3373. doi:10.1242/jeb.003970
- Fritz, S., & Lusardi, M. (2009). White Paper: "Walking Speed: the Sixth Vital Sign". *Journal of Geriatric Physical Therapy*, 32(2), 2-5. doi:10.1519/00139143-200932020-00002
- Garber, C. E., Blissmer, B., Deschenes, M. R., Franklin, B. A., Lamonte, M. J., Lee, I. M., . . . American College of Sports, M. (2011). American College of Sports Medicine position stand. Quantity and quality of exercise for developing and maintaining cardiorespiratory, musculoskeletal, and neuromotor fitness in apparently healthy adults: guidance for prescribing exercise. *Med Sci Sports Exerc*, 43(7), 1334-1359. doi:10.1249/MSS.0b013e318213febf
- Glass, S., Dwyer, G. B., 1959-, & American College of Sports Medicine. (2007). *ACSM'S metabolic calculations handbook / american college of sports medicine ; editors stephen glass, gregory B. dwyer*. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins.
- Gordon, K. E., Ferris, D. P., & Kuo, A. D. (2009). Metabolic and mechanical energy costs of reducing vertical center of mass movement during gait. *Arch Phys Med Rehabil*, 90(1), 136-144. doi:10.1016/j.apmr.2008.07.014
- Hallal, P. C., Andersen, L. B., Bull, F. C., Guthold, R., Haskell, W., & Ekelund, U. (2012). Global physical activity levels: surveillance progress, pitfalls, and prospects. *The Lancet*, 380(9838), 247-257. doi:10.1016/s0140-6736(12)60646-1
- Hardy, S. E., Perera, S., Roumani, Y. F., Chandler, J. M., & Studenski, S. A. (2007). Improvement in usual gait speed predicts better survival in older adults. *J Am*

Geriatr Soc, 55(11), 1727-1734. doi:10.1111/j.1532-5415.2007.01413.x

Hasegawa, R., Islam, M. M., Lee, S. C., Koizumi, D., Rogers, M. E., & Takeshima, N. (2008). Threshold of lower body muscular strength necessary to perform ADL independently in community-dwelling older adults. *Clinical Rehabilitation*, 22(10-11), 902-910. doi:10.1177/0269215508094713

Hausdorff, J. M., Purdon, P. L., Peng, C. K., Ladin, Z., Wei, J. Y., & Goldberger, A. L. (1996). Fractal dynamics of human gait: Stability of long-range correlations in stride interval fluctuations. *Journal of Applied Physiology*, 80(5), 1448-1457.

Hoare, E., Stavreski, B., Jennings, G., & Kingwell, B. (2017). Exploring Motivation and Barriers to Physical Activity among Active and Inactive Australian Adults. *Sports*, 5(3), 47. doi:10.3390/sports5030047

Holt, K. G., Hamill, J., & Andres, R. O. (1991). PREDICTING THE MINIMAL ENERGY COSTS OF HUMAN WALKING. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 23(4), 491-498.

Hortobagyi, T., Finch, A., Solnik, S., Rider, P., & DeVita, P. (2011). Association between muscle activation and metabolic cost of walking in young and old adults. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*, 66(5), 541-547. doi:10.1093/gerona/glr008

Hortobagyi, T., Rider, P., Gruber, A. H., & DeVita, P. (2016). Age and muscle strength mediate the age-related biomechanical plasticity of gait. *Eur J Appl Physiol*, 116(4), 805-814. doi:10.1007/s00421-015-3312-8

Janssen, I., Heymsfield, S. B., Wang, Z. M., & Ross, R. (2000). Skeletal muscle mass and distribution in 468 men and women aged 18-88 yr. *Journal of Applied Physiology*, 89(1), 81-88.

Judge, J. O., Davis, R. B., & Ounpuu, S. (1996). Step length reductions in advanced age: The role of ankle and hip kinetics. *Journals of Gerontology Series a-Biological Sciences and Medical Sciences*, 51(6), M303-M312. doi:10.1093/gerona/51A.6.M303

- Kerrigan, D. C., Lee, L. W., Collins, J. J., Riley, P. O., & Lipsitz, L. A. (2001). Reduced hip extension during walking: healthy elderly and fallers versus young adults. *Arch Phys Med Rehabil*, 82(1), 26-30. doi:10.1053/apmr.2001.18584
- Ko, S., Ling, S. M., Winters, J., & Ferrucci, L. (2009). Age-related mechanical work expenditure during normal walking: the Baltimore Longitudinal Study of Aging. *J Biomech*, 42(12), 1834-1839. doi:10.1016/j.jbiomech.2009.05.037
- Kohl, H. W., Craig, C. L., Lambert, E. V., Inoue, S., Alkandari, J. R., Leetongin, G., & Kahlmeier, S. (2012). The pandemic of physical inactivity: global action for public health. *The Lancet*, 380(9838), 294-305. doi:10.1016/s0140-6736(12)60898-8
- 国立健康・栄養研究所. (2011). 改訂版『身体活動のメッツ (mets) 表』. Retrieved from <http://www0.nih.go.jp/eiken/programs/2011mets.pdf>
- 厚生労働省 (2012, July 10) 国民の健康の増進の総合的な推進を図るための基本的な方針. Retrieved from http://www.mhlw.go.jp/bunya/kenkou/dl/kenkounippon21_01.pdf
- 厚生労働省 (2018, January 22) 健康日本 21 (第二次) 分析評価事業 Retrieved from http://www.mhlw.go.jp/seisakunitsuite/bunya/kenkou_iryuu/kenkou/kenkounippon21/kenkounippon21/data05.html#c02
- Leardini, A., Cappozzo, A., Catani, F., Toksvig-Larsen, S., Petitto, A., Sforza, V., . . . Giannini, S. (1999). Validation of a functional method for the estimation of hip joint centre location. *Journal of Biomechanics*, 32(1), 99-103. doi:https://doi.org/10.1016/S0021-9290(98)00148-1
- Lee, S. J., & Hidler, J. (2008). Biomechanics of overground vs. treadmill walking in healthy individuals. *J Appl Physiol* (1985), 104(3), 747-755. doi:10.1152/jappphysiol.01380.2006
- Martin, P. E., Rothstein, D. E., & Larish, D. D. (1992). EFFECTS OF AGE AND PHYSICAL-ACTIVITY STATUS ON THE SPEED-AEROBIC DEMAND RELATIONSHIP OF WALKING. *Journal of Applied Physiology*, 73(1), 200-206.

文部科学省 (2013, August) 体力・スポーツに関する世論調査 (平成 25 年 1 月調査)
Retrieved from
http://www.mext.go.jp/component/b_menu/other/_icsFiles/afieldfile/2013/08/23/1338732_1.pdf

Morikawa, M., Okazaki, K., Masuki, S., Kamijo, Y., Yamazaki, T., Gen-no, H., & Nose, H. (2011). Physical fitness and indices of lifestyle-related diseases before and after interval walking training in middle-aged and older males and females. *British Journal of Sports Medicine*, 45(3), 216-224. doi:10.1136/bjism.2009.064816

Morishima, Y., Mizushima, T., Yamauchi, K., Morikawa, M., Masuki, S., & Nose, H. (2014). Effects of home-based interval walking training on thigh muscle strength and aerobic capacity in female total hip arthroplasty patients: a randomized, controlled pilot study. *PLoS One*, 9(9), e108690. doi:10.1371/journal.pone.0108690

Mundermann, A., Dyrby, C. O., & Andriacchi, T. P. (2005). Secondary gait changes in patients with medial compartment knee osteoarthritis - Increased load at the ankle, knee, and hip during walking. *Arthritis and Rheumatism*, 52(9), 2835-2844. doi:10.1002/art.21262

Murphy, M. H., Nevill, A. M., Murtagh, E. M., & Holder, R. L. (2007). The effect of walking on fitness, fatness and resting blood pressure: a meta-analysis of randomised, controlled trials. *Prev Med*, 44(5), 377-385. doi:10.1016/j.ypmed.2006.12.008

Murtagh, E. M., Nichols, L., Mohammed, M. A., Holder, R., Nevill, A. M., & Murphy, M. H. (2015). The effect of walking on risk factors for cardiovascular disease: an updated systematic review and meta-analysis of randomised control trials. *Prev Med*, 72, 34-43. doi:10.1016/j.ypmed.2014.12.041

小野寺孝一, & 宮下充正. (1976). 全身持久性運動における主観的強度と客観的強度の対応性 : Rating of perceived exertion の観点から. *体育学研究*, 21(4), 191-203. doi:10.5432/jjpehss.KJ00003405473

- Perry, J., & Burnfield, J. M. (2012). ペリー歩行分析：正常歩行と異常歩行 [Gait analysis : normal and pathological function] (功 武田 Trans.). (第2版 ed.). 東京: 医歯薬出版.
- Pohl, M. B., Kendall, K. D., Patel, C., Wiley, J. P., Emery, C., & Ferber, R. (2015). Experimentally reduced hip-abductor muscle strength and frontal-plane biomechanics during walking. *J Athl Train*, 50(4), 385-391. doi:10.4085/1062-6050-49.5.07
- Reeves, N. D., & Bowling, F. L. (2011). Conservative biomechanical strategies for knee osteoarthritis. *Nat Rev Rheumatol*, 7(2), 113-122. doi:10.1038/nrrheum.2010.212
- Reichert, F. F., Barros, A. J. D., Domingues, M. R., & Hallal, P. C. (2007). The role of perceived personal barriers to engagement in leisure-time physical activity. *American Journal of Public Health*, 97(3), 515-519. doi:10.2105/ajph.2005.070144
- Riley, P. O., Paolini, G., Della Croce, U., Paylo, K. W., & Kerrigan, D. C. (2007). A kinematic and kinetic comparison of overground and treadmill walking in healthy subjects. *Gait Posture*, 26(1), 17-24. doi:10.1016/j.gaitpost.2006.07.003
- Robertson, D. G. E., Caldwell, G. E., Hamill, J., Kamen, G., Whittlesey, S. N., 宮西智久, ... 阿江通良. (2008). 身体運動のバイオメカニクス研究法 / ゴードン・ロバーツソン [ほか] 著 ; 宮西智久訳者代表 [Research methods in biomechanics]. 東京: 大修館書店.
- Roig, M., O'Brien, K., Kirk, G., Murray, R., McKinnon, P., Shadgan, B., & Reid, W. D. (2009). The effects of eccentric versus concentric resistance training on muscle strength and mass in healthy adults: a systematic review with meta-analysis. *Br J Sports Med*, 43(8), 556-568. doi:10.1136/bjism.2008.051417
- Scherr, J., Wolfarth, B., Christle, J. W., Pressler, A., Wagenpfeil, S., & Halle, M. (2013). Associations between Borg's rating of perceived exertion and physiological measures of exercise intensity. *Eur J Appl Physiol*, 113(1), 147-155.

doi:10.1007/s00421-012-2421-x

竹内真太, & 西田裕介. (2009). 心拍 - 運動リズム間における同期現象の理学療法への応用. 理学療法科学, 24(5), 777-784. doi:10.1589/rika.24.777

Thorstensson, C. A. (2004). Reduced functional performance in the lower extremity predicted radiographic knee osteoarthritis five years later. *Annals of the Rheumatic Diseases*, 63(4), 402-407. doi:10.1136/ard.2003.007583

Umberger, B. R., & Martin, P. E. (2007). Mechanical power and efficiency of level walking with different stride rates. *J Exp Biol*, 210(Pt 18), 3255-3265. doi:10.1242/jeb.000950

Wall-Scheffler, C. M. (2015). Sex Differences in Incline-Walking among Humans. *Integrative and Comparative Biology*, icv072. doi:10.1093/icb/icv072

Waters, R. L., & Mulroy, S. (1999). The energy expenditure of normal and pathologic gait. *Gait & Posture*, 9(3), 207-231. doi:10.1016/s0966-6362(99)00009-0

山田陽介, 木村みさか, 中村榮太郎, 増尾善久, & 小田伸午. (2007). 15～97歳日本人男女1006名における体肢筋量と筋量分布. 体力科学, 56(5), 461-471. doi:10.7600/jspfsm.56.461

Zarrugh, M. Y., & Radcliffe, C. W. (1978). PREDICTING METABOLIC COST OF LEVEL WALKING. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 38(3), 215-223. doi:10.1007/bf00430080

研究報告一覧

【学会発表】

下實賢人, 本城豊之, 田中貴大, 藤本雅大, 伊坂忠夫. 新しい歩行様式「i-walk」の生理学的評価. 第28回日本トレーニング科学学会大会, 鹿屋体育大学, 鹿児島, 2015年11月

下實賢人, 田中貴大, 藤本雅大, 本城豊之, 寺田昌史, 伊坂忠夫. 新しい歩行様式 i-walk における下肢関節のキネティクス解析. 第24回日本バイオメカニクス学会大会, 立命館大学, 滋賀, 2016年9月

下實賢人, 藤本雅大, 本城豊之, 寺田昌史, 伊坂忠夫. 新しい歩行様式「i-Walk」の運動強度の検討. 第29回日本トレーニング科学学会大会, 桐蔭横浜大学, 神奈川, 2016年10月

Kento Shimoho, Takahiro Tanaka, Masahiro Fujimoto, Toyoyuki Honjo, Masafumi Terada, Tadao Isaka. Physiological and perceived exertion responses to a novel walking exercise, “i-Walk”. 2017 ISPGR World Congress, USA, Fort Lauderdale, June, 2017

下實賢人, 菅唯志, 田中大智, 伊坂忠夫. 認知実行機能におよぼす低総運動量高強度インターバルトレーニングの効果. 第30回日本トレーニング科学学会大会, 日本体育大学, 東京, 2017年10月

謝辞

本研究を遂行し、論文の作成にあたり、多くのご指導・ご支援を下さり、日ごろから温かく見守っていただきました指導教員である伊坂忠夫教授に心より深く感謝いたします。また、修士論文の作成にあたり、ご指導いただきました副査の篠原靖司教授、小沢道紀准教授にお礼申し上げます。

本研究における研究計画からデータ解析、国内国外での研究発表の際に、ご教授いただきました藤本雅大助教、寺田昌史助教、防衛大学校本城豊之助教に心より感謝申し上げます。また、修士論文の執筆の際にご教授いただきました正田悠先生、事務処理において大変お世話になりました奥村悦子氏に厚くお礼申し上げます。

そして、研究に関する多くの時間を共に過ごした伊坂研究室の田中大智、土金諒、三宅悠斗、いつも支えてくれた家族に感謝の意を表し、本論文の締めくくりといたします。