

国際医療福祉大学審査学位論文（博士）

大学院医療福祉学研究科博士課程

高齢者の座位から斜め前方への
歩行開始動作の分析

2021 年度

保健医療学専攻・福祉支援工学分野・福祉支援工学領域

学籍番号：19S3059 氏名：和田 直樹

研究指導教員：山本 澄子 教授

副研究指導教員：窪田 聡 准教授

高齢者の座位から斜め前方への歩行開始動作の分析

和田 直樹

要旨

本研究は転倒が多いとされる代表的な過渡動作である，座位から斜め前方への歩行開始動作における Side step(以下,SS)と Crossover step(以下,CS)の動作戦略を明らかにすることを目的とした．対象は若年者 19 名と高齢者 14 名とし，三次元動作解析装置と床反力計を用いて SS と CS を計測した．結果，高齢群 SS で重心速度の減少が大きく，支持脚の股・膝伸展モーメントは CS と高齢群の要因で小さく，膝内旋モーメントは CS と高齢群の要因で大きかった．SS は若年群で支持脚の股・膝伸展モーメントが大きく速い移動に有利であり，高齢群は進行方向への重心速度を減少させることで安定性に有利であった．CS は若年群で支持脚の股・膝伸展モーメントが小さく安定していたが，高齢群は支持脚の股伸展モーメントに加え膝内旋モーメントがブレーキ作用に関与していた．高齢群は CS に困難さを感じているが，日常的に CS を実施しており，支持脚の膝関節の外旋の抑制や膝関節周囲筋の強化の必要性が示唆された．

Key Words : 高齢者, 起立-歩行課題, サイドステップ, クロスオーバーステップ

Analysis of forward diagonal sit-to-walk movements in elderly adults

Naoki Wada

Abstract

The purpose of this study was to determine what strategies elderly adults use for side stepping (SS) and crossover stepping (CS) when initiating walking from a sitting position in the forward diagonal direction, which is a good example of a transitional movement with a high risk of falls. SS and CS were analyzed in 19 young adults and 14 elderly adults by using a three-dimensional motion analysis system and force plates. The decrease in center-of-gravity velocity was greater during SS in the elderly group, the extension moments of the supporting hip and knee were smaller during CS and in the elderly group, and the internal rotation moment of the knee was larger during CS and in the elderly group. During SS, the younger group benefited from larger extension moments of the hip and knee that increased transition velocity, whereas the elderly group benefited from generating stability by decreasing center-of-gravity velocity in the direction of travel. During CS, the younger group had small extension moments of the supporting hip and knee that gave them stability, whereas the elderly group employed a braking function involving not only the extension moment of the supporting hip but also the internal rotation moment of the knee. The elderly group reported that CS was difficult for them, but they still had to use the technique regularly. This suggests that it is necessary to suppress external rotation and strengthen the periarticular muscles in the supporting knee.

Keywords: elderly adults, sit-to-walk task, side stepping, crossover stepping

内容

第1章	序論	1
1.1	研究背景.....	1
1.2	本研究の目的.....	4
1.3	本研究の意義と新規性.....	4
1.4	仮説	4
1.5	倫理的配慮	4
第2章	方法	5
2.1	対象者	5
2.2	身体機能検査及び実施方法.....	6
2.3	計測課題及び計測手順.....	8
2.4	計測機器.....	12
2.5	解析方法と算出項目.....	17
2.6	統計学的処理.....	21
第3章	結果	22
3.1	身体機能検査.....	22
3.2	軸足およびステップ.....	23
3.3	課題時間.....	24
3.4	Fluidity Index	25
3.5	COP 変化量および LO 時 COP 左右座標.....	26
3.6	関節角度.....	28
3.7	関節モーメント	33
3.8	STW における相関関係	36
3.9	結果のまとめ.....	38

第4章	考察	42
4.1	若年群の STW における SS	45
4.2	若年群の STW における CS	47
4.3	若年群と高齢群の開始姿勢の違い	48
4.4	若年群と比較した高齢群の STW (SS と CS に共通する特徴)	49
4.5	若年群と比較した高齢群の STW における SS	50
4.6	若年群と比較した高齢群の STW における CS	51
4.7	本研究の限界と課題	57
第5章	結論	58
謝辞		59
文献一覧		60

本論文で用いた略語の一覧と定義

- COG** : 身体重心 (center of gravity)
身体全体の重心位置
- COP** : 足圧中心点 (Center of pressure)
床反力計より算出される足底面の圧力の中心点. COG との位置関係から安定や移動に關与する.
- CS** : クロスオーバーステップ (Crossover step)
進行方向側とは対側の脚を踏み出すステップ
- FI** : Fluidity Index
起立動作から歩行へ止まることなく移行する流動性 (Fluidity) および流動性戦略 (Fluidity strategy) を数値化した指標
- FI_x** : Fluidity Index x
左右方向 (x 座標) の Fluidity Index
- FI_y** : Fluidity Index y
前後方向 (y 座標) の Fluidity Index
- FO** : 足部離地 (Foot off)
足部の離地
- FRT** : Functional Reach Test
バランス機能の指標
- LO** : 離殿 (Lift off)
殿部の離地
- MFES** : Modified Falls Efficacy Scale
転倒恐怖心の指標
- SS** : サイドステップ (Side step)
進行方向側と同側の脚を踏み出すステップ
- STW** : 起立・歩行課題 (Sit-to-Walk)
座位から歩行までの一連の動作. 起立と歩行の開始が並行する動作.
- TUG** : Timed up & Go test
複合的な歩行能力の指標

第1章 序論

1.1 研究背景

座位から歩行までの一連の動作は「起立・歩行課題 (Sit-to-Walk : 以下, STW)」と定義され, 日常生活で頻繁に行われる代表的な過渡動作 (加速と減速を伴う動作) の一つであるといわれている¹⁾. 起立動作は体幹前傾により前方へ身体重心 (center of gravity: 以下, COG) を加速させ, COG の前方移動にブレーキをかけ, COG の移動方向を上方へと向かわせる²⁾. 座面と足部を含む大きな支持基底面から, 殿部が離れ足部のみが形成する狭い支持基底面に変化する際に力戦略と運動量戦略および2つが組み合わさった戦略の3つの動作パターンにわけられる^{3,4)}. 力戦略は殿部が座面から離れ足部のみの支持基底面に変化する際に COG を支持基底面上に移動させることで安定性が得られる動作戦略であり, 主に体幹の前傾により支持基底面まで COG を前方移動させる特徴がある. 対して, 運動量戦略は殿部が座面から離れる際に足部で形成される支持基底面に COG が十分に移動しておらず, 運動量を利用するためにバランス機能や筋力が必要とされるが, 速さや短時間で動作を遂行することに有利な特徴がある.

STW は COG の前方移動速度を保ちつつ起立の完了を待たずに足部が離地し, 起立と歩行の開始が並行する動作であり⁵⁾, 起立動作と比較して運動量戦略が求められる動作であるといえる. 起立から歩行への円滑な移行は流動性 (fluidity) と呼ばれ, 殿部の離地 (Lift off : 以下 LO) 前の COG 速度の最大値を LO 後の最小値で割ることで Fluidity Index (以下 FI) が算出され FI が高いほど運動量を維持する機能が高く, エネルギー効率が良いとされている⁶⁾. STW において LO から一歩目が離地するまでの時間が短いことが流動性が高いことと相関があり, LO から一歩目が離地するまでに胸郭または骨盤が前傾位で保持されていることで運動量を保つことができると報告されている^{7,8)}. 高齢者の STW は膝伸展筋力が高いほど体幹前傾位で前方加速することができるとの報告や⁹⁾, COG の前方および上方への運動速度が低下し, LO から一歩目が離地するまでの時間が長く, 流動性が低いとの報告がある^{6,8,10)}. 歩行周期や歩幅の変動から STW は変動の大きい“過渡期”と安定している“定常歩行”に分けられ^{11,12)}, 若年者は3歩目から, 高齢者は4歩目から“過渡期”を脱するとされている¹³⁾. 以上のことから STW については起立動作から歩行動作へ動作が切り替わるため, 起立動作の特徴である殿部の離地から歩行開始動作の特徴である足部の離地までの時間や, COG の移動速度の減速等がなく歩行へ移行できていることが重要な要素であることがわかっている. 朝倉は STW の目標地点が正面に限定されている点を問題視し, 若年者を対象に日常生活を想定した斜め方向への STW のステップを計測した¹⁴⁾. 歩行開始時のステップは進行方向側の脚を踏み出す Side step (以下, SS) と対側の脚を踏み出す Crossover step (以下, CS) の2つに分類され¹⁵⁾ (図 1-1), 若年者の STW は SS で COG・足圧中心 (Center of pressure : 以下 COP) の変動が少なく動作を遂行したとされている¹⁴⁾. ステップが行われる頻度としては, 日常生活における歩行による移動を観察した研究に

て報告されている。移動時の歩数とステップ様式から直進と方向転換の割合を分析したところ、方向転換に用いられるステップ方法は移動時の総歩数の40～50%を占めたとされている¹⁶⁾。この報告¹⁶⁾は通勤や買い物等の移動、喫茶店・職場・コンビニエンスストアの屋内の移動を対象としており、自宅内は含まれていない。自宅内は狭い範囲での移動が多いため、在宅生活で特に多く行われるSTWはさらに高い割合で方向転換によるステップが占めることが想像できる。これらの点から正面に限定しないSTWにおけるステップを研究する必要がある。

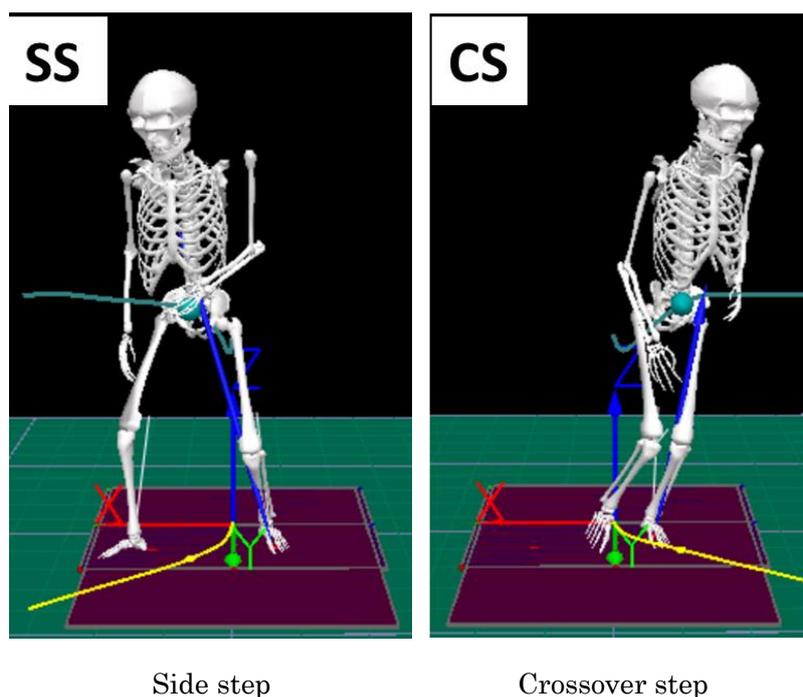


図 1-1 STW における Side step と Crossover step

姿勢の安定性に関して COG の投影点を支持基底面内に保持する能力と定義される¹⁷⁾。姿勢の安定性が崩れた時に働くバランス制御には ankle strategy, hip strategy, stepping strategy の3つの戦略があり、ankle strategy, hip strategy は支持基底面が固定されている時のバランス制御、stepping strategy は支持基底面が変化している時のバランス制御と分類される¹⁸⁾。stepping strategy は ankle strategy, hip strategy と比較し力学的な安定性を提供しているとされ、stepping strategy は高齢者において側方方向への不安定性が特徴であるといわれている¹⁹⁾。日本における高齢者の転倒は37%が側方方向であり、起立直後の安定していない時期に次の動作を行おうとすることによってバランスが崩れやすいとの報告や²⁰⁾、前方方向へのSTWにおいて転倒群や動作速度が遅いSTW群は離殿から二歩目離地までの側方動揺が大きいとの報告^{21,22)}があることから、斜め方向へのSTWのメカニズムを分析する意義は大きいと考える。

立位からのステップにおいて高齢者は体幹の可動性の低下により側方動揺が増大するために SS を選択できず^{23,24)}、SS の際に高齢者は支持脚への大きな COG 移動を要するために進行方向への加速が十分に得られず CS を選択する²⁵⁾とされており、立位からのステップ研究の多くが高齢者のステップは CS が選択されると報告している。立位姿勢の状態から腰を牽引された受動的な動揺²³⁾ やビデオ観察による自然に発生する転倒²⁴⁾ において高齢者の左右方向への姿勢制御の脆弱性が強調されている。また、走行時の方向転換では支持脚の股・膝関節角度の屈曲-伸展変化量が SS では屈曲角度が大きく、CS では伸展位を保つと遂行時間が短いとされている²⁶⁾。立位や歩行と比較して STW は支持脚の屈曲角度が大きい点が走行と類似しており、高齢者の STW で行われるステップは多くの立位からのステップ研究とは異なり SS が選択されることが予想される。ここまで述べた様に立位からのステップの研究は散見されるものの、日常生活を想定した座位姿勢から斜め前方への STW の高齢者の SS・CS の動作の分析および高齢者の STW で選択されるステップに言及した研究は筆者が調べた限り報告されていない。

1.2 本研究の目的

本研究の目的は若年者と比較した高齢者の斜め前方への STW での SS と CS の動作戦略の違いを運動学・運動力学的に明らかにすることとした。

1.3 本研究の意義と新規性

生活場面・臨床場面で多く行われる代表的な過渡動作である STW のステップ動作を研究することは転倒予防の観点において臨床的意義がある。STW は起立動作が完了する前に歩行動作が開始される過渡動作である^{1,5)}ため、両側下肢荷重から片側下肢荷重へと移行する。さらに本研究では斜め前方への STW を計測するため、支持脚下肢へは両側下肢から片側下肢へと移行することによる荷重量の増大に加え、回旋位での荷重が生じる。これらの力学的な負担は腰部や股関節・膝関節等の疼痛誘発や転倒発生リスクがあるといえる。これらの観点から、転倒を繰り返している高齢者や痛みを有している方への動作指導や臨床介入の一助になると考えられる。

また、STW が代表的な過渡動作⁹⁾である点は COG の前方への移動速度を保ちつつ起立と歩行の開始が並行する点⁵⁾であり、FI で客観的に示すことができる。STW における先行研究^{6,10)}で用いられている FI は STW の進行方向が正面方向も斜め方向も矢状面（前後方向）における COG の移動速度で産出されている。本研究では斜め前方への STW に関して、矢状面（前後方向）のみでなく前額面（左右方向）への FI を算出・比較する点と、高齢群の STW におけるステップも計測している点が新規性を有するといえる。

1.4 仮説

①若年者・高齢者共に SS は CS より開始から離殿までの COP 左右座標の変化量が大きく運動量を維持する機能を示す FI が高い。

②SS・CS 共に高齢者は若年者より FI が低い。また、高齢者は若年者より CS の実施に困難さがあり実施しやすいステップは SS と回答する。

以上2点を本研究の仮説とした。

1.5 倫理的配慮

対象者にはヘルシンキ宣言をもとに、対象者の保護・権利の優先、参加・中止の自由、研究内容、身体への影響などを口頭および書面にて説明し、同意を得られたもののみを対象として計測を行った。尚、本研究は国際医療福祉大学倫理委員会の承認を得て行った（承認番号 19-Ig-188）。開示すべき利益相反はない。

第2章 方法

2.1 対象者

対象は、若年者 19 名（男性 10 名，女性 9 名，年齢 25.79 ± 2.70 歳，身長 $1.64 \pm 0.09\text{m}$ ， $55.78 \pm 10.90\text{kg}$ ）と高齢者 16 名（男性 8 名，女性 8 名，年齢 73.94 ± 3.21 歳，身長 $1.58 \pm 0.11\text{m}$ ， $58.92 \pm 12.65\text{kg}$ ）とした（表 2-1）。2 群間の身長と体重は統計解析上，有意な差を認めなかった。

70 歳以上では起立動作や歩行機能，Timed up & Go test の成績等が有意に低下するとの報告²⁷⁻²⁹から高齢群の選考基準は 70 歳以上，比較するための若年群は 20 歳台とした。除外基準は課題動作に支障をきたす整形外科的疾患や中枢神経疾患を有する者，認知障害を有する者，自力にて本研究課題が遂行できない者とした。

若年者は筆者の勤務する病院の職員とし，最年少は 22 歳，最年長は 29 歳であった。高齢者は 70 歳以上で地域の公民館を日常的に利用する者とし，最年少は 70 歳，最年長は 82 歳であった。それぞれ，本研究に同意が得られたものを対象とした。

表 2-1 対象者情報

	平均±SD		
	健常若年者(n=19)	健常高齢者(n=16)	p 値
性別	男性 10 名/女性 9 名	男性 8 名/女性 8 名	0.999
年齢(歳)	25.8 ± 2.7	73.9 ± 3.2	<0.01**
身長(m)	1.64 ± 0.09	1.58 ± 0.11	0.124
体重(kg)	55.78 ± 10.90	58.92 ± 12.65	0.436

** : $p < 0.01$, * : $p < 0.05$

2.2 身体機能検査及び実施方法

今回対象となる若年者および高齢者に対し、筋力の指標として膝関節伸展筋力・股関節外転筋力、バランスの指標として **Functional Reach Test**（以下、**FRT**）、歩行能力の指標として **5m 歩行時間・Timed up & Go test**（以下、**TUG**）を実施した。

また、転倒恐怖感を評価する **Modified Falls Efficacy Scale**（以下、**MFES**）を実施した。さらに、転倒歴の有無を聴取した。

① 膝関節伸展筋力

加藤ら³⁰⁾に準じ、背もたれのない椅子にて股関節屈曲 90°、膝関節屈曲 90°を開始姿勢とし、徒手筋力計モービィ **MT-100W**（酒井医療株式会社製）のプルセンサーを使用し、牽引法で測定した。ベルトは下腿の末端に合わせ固定し、膝関節伸展の筋力を左右 2 回ずつ測定した。最大値を採用し、体重で除した体重比を算出した。

② 股関節外転筋力

加藤ら³¹⁾に準じ、背臥位にて股関節中間位、膝関節伸展 0°を開始姿勢とし、徒手筋力計モービィのプルセンサーを使用し、牽引法で測定した。ベルトは大腿遠位外側部に合わせ固定し、股関節外転の筋力を左右 2 回ずつ測定した。最大値を採用し、体重で除した体重比を算出した。

③ Functional Reach Test

Duncan ら³²⁾に準じ、対象者に自然な立位姿勢を取らせ、肩関節屈曲 90°、肘関節伸展、前腕回内、手指屈曲した上肢を、膝を曲げずに可能な限り前方へ伸ばさせた。中手指節間関節の移動距離を左右 2 回ずつ測定した。最大値を採用し、身長で除した身長比を算出した。足を踏み出した場合や元の姿勢に戻れない場合などは再測定を行った。

④ 5m 歩行時間

新開ら³³⁾に準じ、5m の歩行路を歩行させ、その歩行時間をストップウォッチを使用し測定した。2 回測定し、最短値を採用した。

⑤ Timed up & Go test

Podsiadlo ら³⁴⁾に準じ、椅子座位から立ち上がり 3m 往復して再び椅子に座るまでの時間を測定した。2回測定し、最短値を採用した。

⑥ Modified Falls Efficacy Scale

Tinetti らが開発した Falls Efficacy Scale をさらに Hill らが修正した尺度であり、転倒に対する自己効力感から転倒恐怖心の程度を測定するための尺度である³⁵⁾。評価用紙への記入を促した (表 2-2)。

表 2-2 Modified Falls Efficacy Scale (点) (Hill³⁵⁾より改変引用)

活動	転倒することなく行える自信	
1. 衣服の着脱を行う	0 : 全くない	→ 10 : 完全にある
2. 食事の準備 (調理・配膳) をする	0	→ 10
3. 風呂に入る	0	→ 10
4. 椅子に掛ける・椅子から立ち上がる	0	→ 10
5. 布団に入る, 布団から起き上がる	0	→ 10
6. 来客 (玄関・ドア) や電話に応じる	0	→ 10
7. 家の中の廊下や畳を歩き回る	0	→ 10
8. 戸棚やダンス・物置のところまで行く	0	→ 10
9. 軽い家事を行う	0	→ 10
10. 軽い買い物を行う	0	→ 10
11. バスや電車を利用する	0	→ 10
12. 道路 (横断歩道) を渡る	0	→ 10
13. 庭いじりをする, 又は洗濯物を干す	0	→ 10
14. 玄関や勝手口の段差を越す	0	→ 10

⑦ 転倒歴

転倒の定義は Gibson³⁶⁾に準じ、「自分の意志からではなく地面または膝より低い場所に手や殿部などが接触すること」とした。

2.3 計測課題及び計測手順

計測課題は STW とし，開始姿勢は正面を向いた静止座位とした．背もたれのない椅子を使用し，座面の高さは下腿長に設定した．着座位置は座面の前方端に大腿長の 1/2 が位置する様に調整した．足部の接地位置は，各下肢関節モーメントの実効値が最小になるとされる膝関節屈曲 100° となる位置に設定した³⁷⁾ (図 2-1)．裸足にて最大速度で実施した．Dessery ら³⁸⁾の方法に準じ，安静な立位から歩き出し，5 回中 4 回以上最初に踏み出した側の下肢を利き足とし，その反対側下肢である非利き足を軸足とした．軸足が左であれば右への SS と左への CS とし，45 度前方の 2m 先の目標物へ向かう (図 2-2)．また，足部を進行方向へ向けるピボット動作は禁止とした (図 2-3)．SS と CS それぞれ 3 回計測した (図 2-4)．

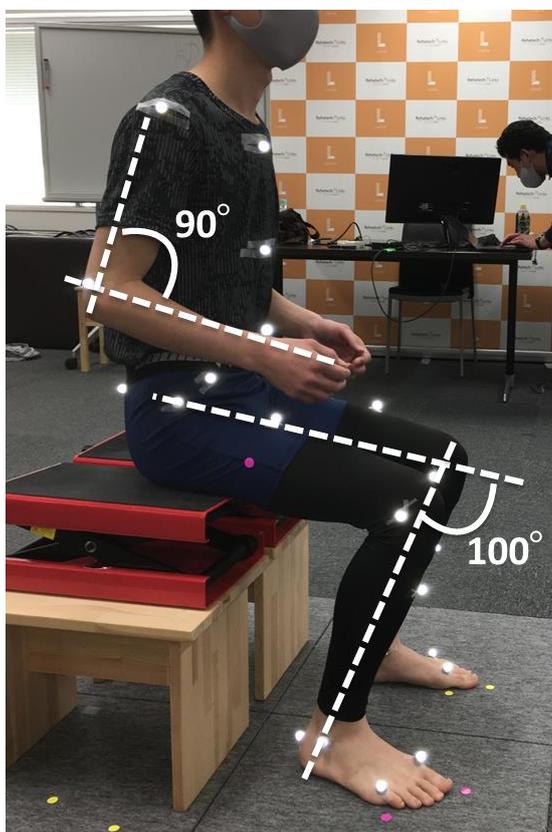


図 2-1 椅子と足部の設定

椅子の前方端は大腿の中央，高さは下腿長

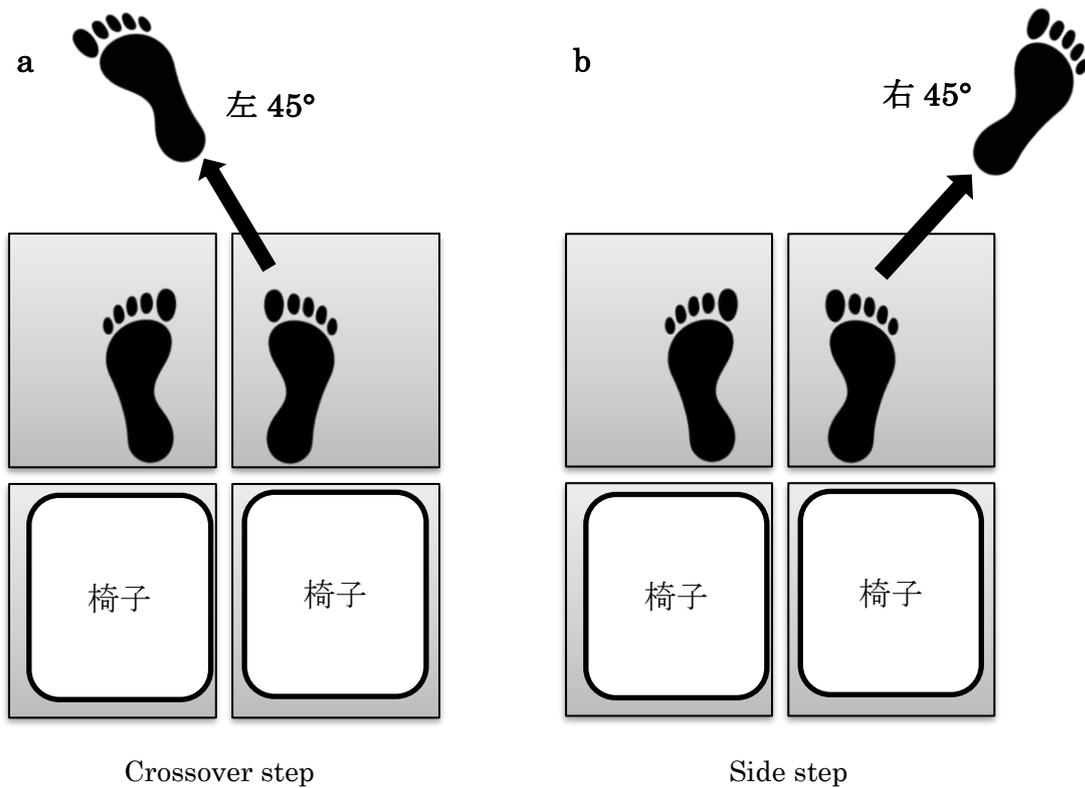


図 2-2 計測の条件

代表例は左下肢が軸足であり，右下肢の SS と CS を計測する． a が CS であり，左 45° 方向へ 2m 先の目標物へ向かう． b が SS であり，右 45° 方向へ 2m 先の目標物へ向かう． 右下肢が軸足の場合は逆とした．

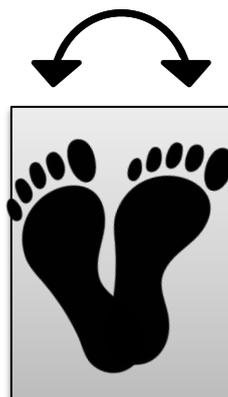


図 2-3 ピボット動作の禁止

開始姿勢より足部を外転または内転することで進行方向へ向ける動作（ピボット動作）を禁止とした．



図 2-4 計測の様子
代表例は右足が軸足で CS を計測している

対象者には安静座位姿勢で待機させ、安静座位を 3 秒計測した後に開始の合図とともに 2m 先の目標物まで移動するように指示し、起立から歩行までの一連の動作を計測した。対象者への指示は「最大速度で止まらずに歩いてください」と伝えた。上肢の影響を除く目的にて起立の際は上肢を組み、下肢や座面を押すことや上肢を振るよう反動をつけることを禁止した。その後は上肢の振りは自由とした。また、屋内の生活を想定するために課題動作は裸足にて行った。計測の際は転倒に考慮し補助者を 1 名つけ、課題動作を行った。

軸足の規定等の条件がない場合に日常生活では SS と CS のどちらを行っているかを確認するために、計測前にステップを指定せずに左右 45° への STW を 3 回ずつ実施した。ステップを指定せずに行ったステップは、SS と CS どちらのステップを行うかを目視にて計測した。軸足と同側への STW で確認されたステップを軸足と同側方向の自然なステップ、軸足と反対側への STW で確認されたステップを軸足と反対側方向の自然なステップとした。また、計測終了後には非利き足を軸足として規定した SS と CS に関してどちらが実施しやすかったかを聴取した (図 2-5)。

計測の流れ：

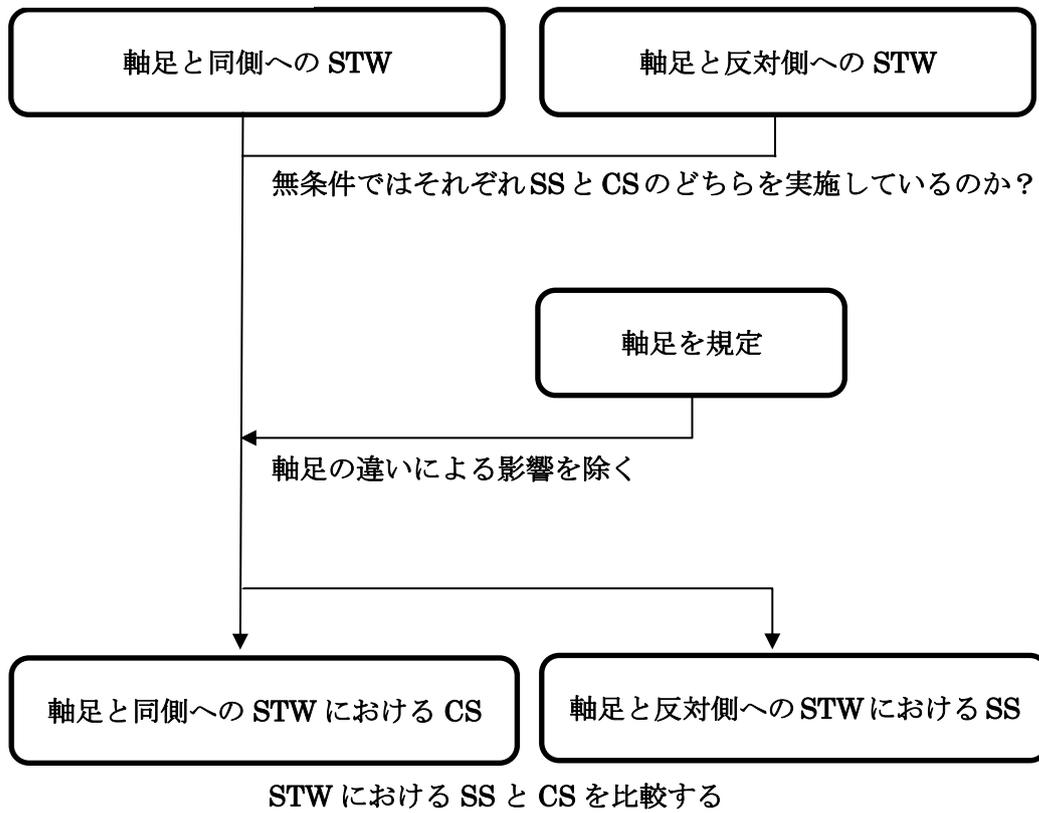


図 2-5 計測の流れのフローチャート

2.4 計測機器

課題動作の運動学的データ及び運動力学的データの計測は、6台の赤外線カメラで構成した三次元動作解析装置 VICON (VICON Motion System 社製)、同期された床反力計4枚 (AMTI 社製) を使用した。サンプリング周波数は赤外線カメラ・床反力計共に 100Hz に設定した。ソフトウェアは Vicon Nexus2.11.0 (VICON Motion System 社製)、Visual3D 2020 x64 (C-motion 社製) を使用し、計測・解析・分析を行った。空間座標軸は原点を床面の中央とし、左右が x 軸、前後が y 軸、上下が z 軸と定義した。

対象者の身体に赤外線反射マーカを貼付した。Plug In Gait モデルに従って貼付箇所は頭部【頭頂部 (TOH)、左右側頭部 (RHEAD, LHEAD)】、胸郭【胸骨頸切痕 (STER)、剣状突起 (XIPH)、第7頸椎棘突起 (C7)、第10胸椎棘突起 (Th10)】、骨盤【左右上前腸骨棘 (RASI, LASI)、左右上後腸骨棘 (RPSI, LPSI)】、上肢【左右肩峰 (RSHD, LSHD)、左右上腕骨外側上顆 (RELB, LELB)、左右橈骨茎状突起 (RWRI, LWRI)】、下肢【左右股関節中心 (RHIP, LHIP)、左右大腿骨上 (RTHI, LTHI)、左右膝関節中心外側 (RKNE, LKNE)、左右膝関節中心内側 (RCON, LCON)、左右下腿上 (RSHA, LSHA)】、足部【左右外果 (RANK, LANK)、左右内果 (RMAL, LMAL)、左右第1中足骨骨頭部 (RMP1, LMP1)、左右第5中足骨骨頭部 (RMP5, LMP5)、左右踵骨隆起 (RHEE, LHEE)】の合計 37 点とした (図 2-6)。

三次元動作解析装置によって得られたデータは Nexus2 によって、座標データは 6Hz、床反力データは 18Hz のカットオフ周波数でローパスフィルター (Butterworth lowpass filter) 処理を行った。その後、各セグメントを作成し課題動作中の角度およびモーメントを算出した。胸郭セグメントは STER・XIPH・C7・Th10 の4点に貼付したマーカから作成し、骨盤セグメントは両側の ASI・PSI の4点に貼付したマーカから作成した。大腿セグメントは股関節中心点を HIP から反対側 HIP の方向へ 18%内側の位置とし、股関節中心点・THI・KNE・CON の4点でセグメント定義した。下腿セグメントは KNE と CON の中点を膝関節中心点とし、膝関節中心点・SHA・ANK・MAL の4点でセグメント定義した。足部セグメントは ANK と MAL の中点を足関節中心点とし、足関節中心点・MP1・MP5・HEE の4点でセグメント定義した。

角度に関して、胸郭角度は胸郭の計測空間内での絶対角度、骨盤角度は骨盤の計測空間内での絶対角度、股関節角度は骨盤セグメントに対する大腿セグメントの相対角度、膝関節角度は大腿セグメントに対する下腿セグメントの相対角度、足関節角度は下腿セグメントに対する足部セグメントの相対角度と定義した。角度の軸は左右が x 軸、前後が y 軸、上下が z 軸とし、3方向の角度を計算した。膝関節に関してはころがりとすべり運動が同時に発生しており、軸位置が変化しているために3次元で精度よく計測することが困難とされている³⁹⁾。さらに、皮膚上にマーカを貼付する光学式の運動計測の場合は運動中の皮膚の動きも考慮する必要があるため、膝関節の回転中心位置は屈曲につれ 20 mm~30 mm 移動し、その影響で膝関節近辺の皮膚が骨に対して 10 mm 程度の変動があるとされている⁴⁰⁻⁴²⁾。膝関

節近位の皮膚の伸張特性は自重負荷条件では屈曲の増大に伴う脛骨部の前方移動と大腿部の回旋と共に伸張するとされている⁴³⁾。本研究ではマーカーの揺れおよびズレの防止をするためにマーカーの周囲を大きくテープで固定し、皮膚の伸張等による揺れを減少する対策を行った。膝関節の関節角度はオイラー角で求めたが、オイラー角の計算では計算の順番によって2番目、3番目の角度の結果に大きな誤差が含まれる。本研究では下腿セグメントの軸をx軸（左右方向の屈伸軸）、y軸（前後方向の内外反軸）、z軸（下腿軸方向の内外旋軸）と定義し、以下の方法で計算した。膝関節屈曲角度の計算ではx軸を最初に求め、膝関節の内旋角度はz軸まわりの回転を最初に求めることで誤差を最小限となるようにした。

身体重心に関しては阿江らの身体部分の慣性特性を用いて、各セグメントの重心位置と質量を参考にvisual3Dを用いて算出した^{44,45)}。関節モーメントは逆動力学的解析を用いて計算し、関節モーメントの値は身長(m)と体重(kg)で、床反力の値は体重(kg)で計算し正規化した。マーカー座標データはvisual3Dを用いてデータを算出し、各パラメータは3施行の平均値をとり対象者それぞれの代表値とした。本研究の関節モーメントは内部モーメントを示し、関節モーメントは床反力ベクトルと関節の位置により決まる。床反力ベクトルが通る側に関節は曲がる作用が生じ、曲がる作用に対して関節モーメントが生じている。関節モーメントは角度と同様に3軸方向の関節モーメントを産出した。代表例として左下肢が支持脚のSSおよびCSに生じる、左膝関節屈伸モーメント、左膝関節内外反モーメント、左膝関節内外旋モーメントを図に示した(図2-7, 図2-8, 図2-9)。

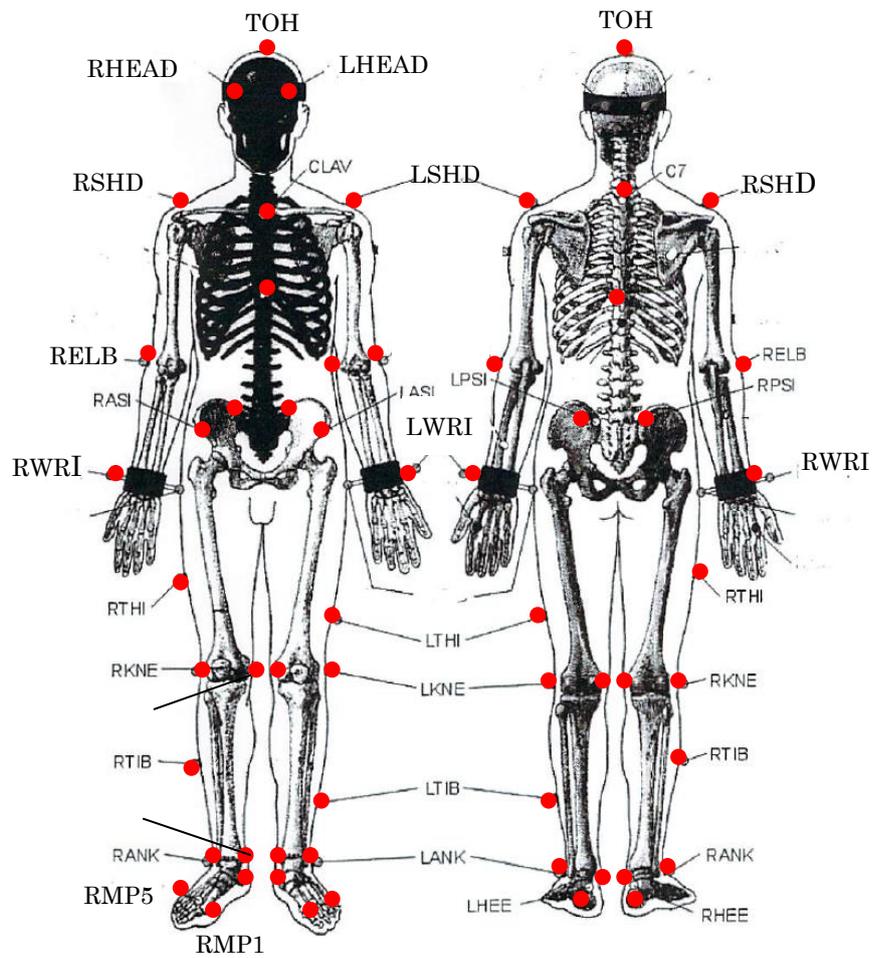


図 2-6 マーカー貼付位置

図の「●」にマーカーを貼付する。前面・後面の両面から見える箇所に関して重複しているが、計測時には 1 点のみに貼付している。合計 37 点のマーカーを貼付した。

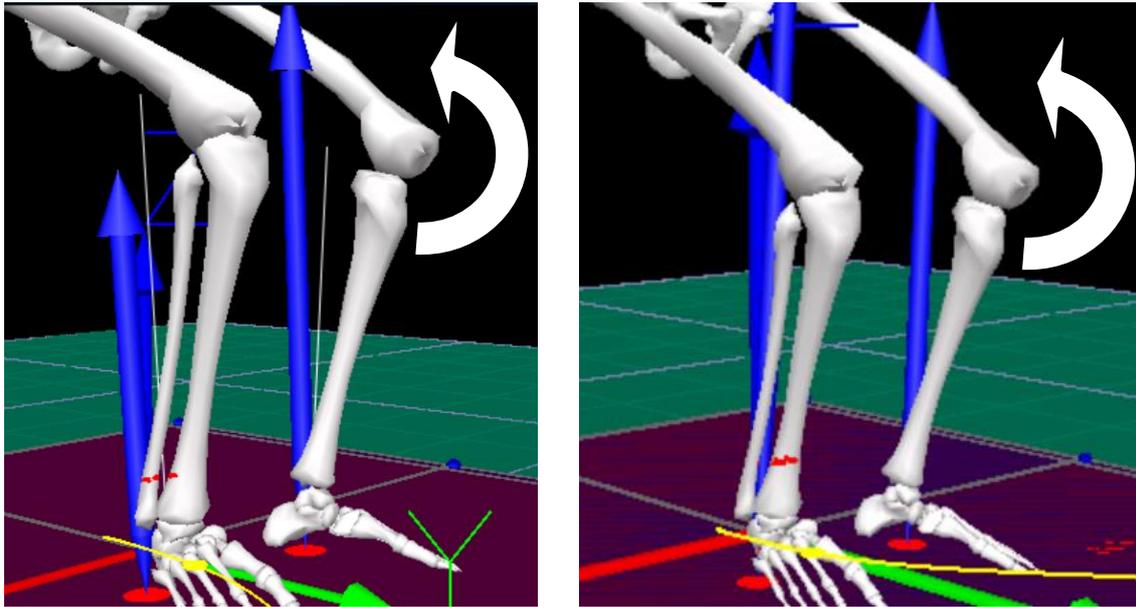


図 2-7 膝関節の屈伸モーメント

代表例は左下肢が支持脚であり、左の図は SS を行っている。床反力ベクトルが膝の後方を通るため、膝関節を屈曲する作用が生じる。膝関節が屈曲する作用に対して膝関節の伸展モーメントが生じる。右の図の CS も同様に伸展モーメントが生じる。

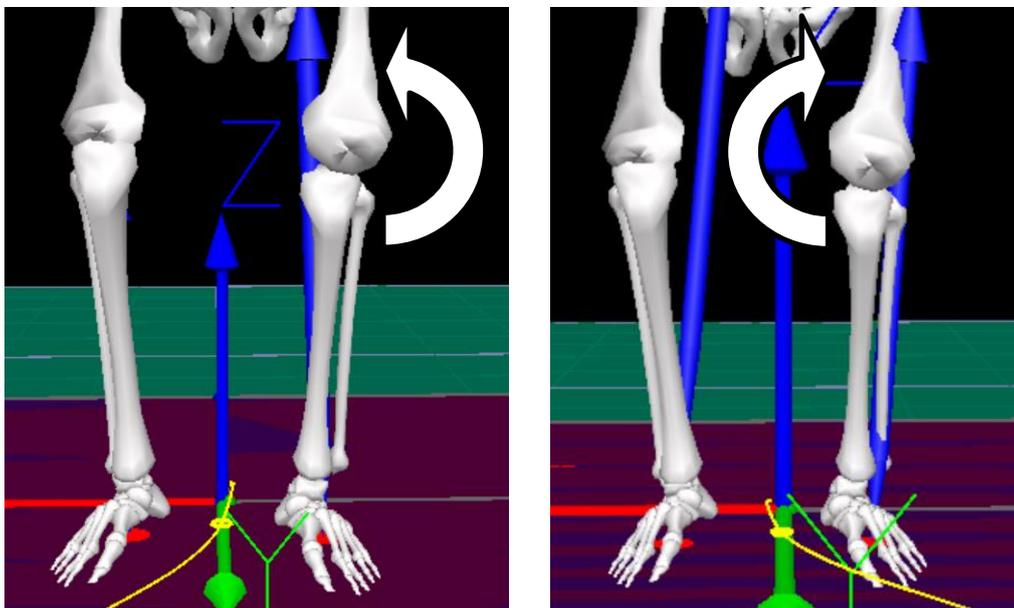


図 2-8 膝関節内外反モーメント

代表例は左下肢が支持脚であり、左の図は SS を行っている。床反力ベクトルが膝の内側を通るため、膝関節を内反する作用が生じる。膝関節が内反する作用に対して膝関節の外反モーメントが生じる。右の図の CS は床反力ベクトルが膝の外側を通るため、膝関節の外反の作用が生じ、膝関節が外反する作用に対して膝関節の内反モーメントが生じる。

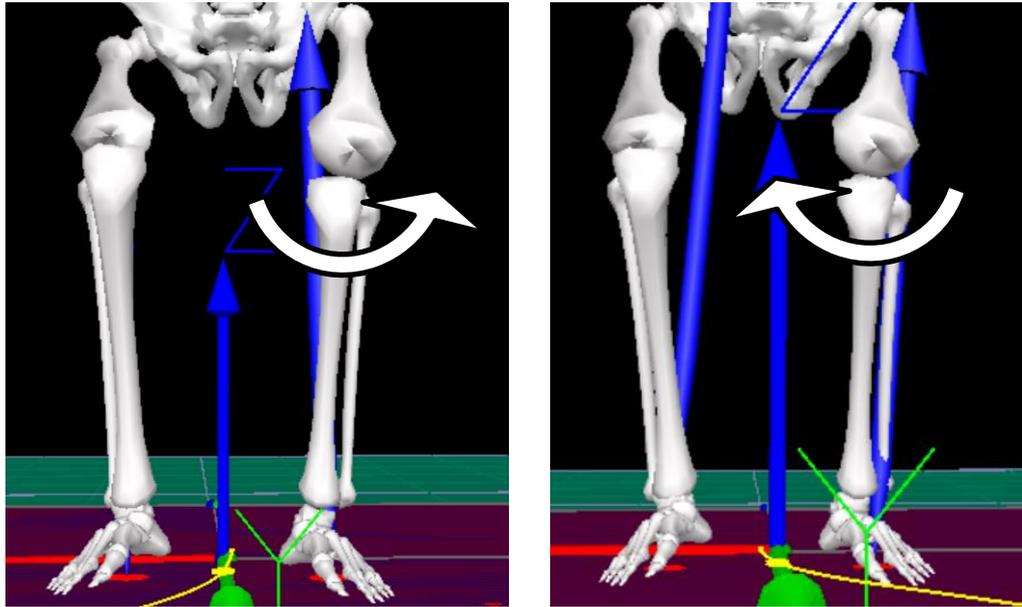


図 2-9 膝関節の内外旋モーメント

代表例は左下肢が支持脚であり、左の図は SS を行っている。床反力ベクトルが膝の内側・後方を通るため、下腿部を内旋させる作用が生じる。下腿部を内旋させる作用に対して膝関節の外旋モーメントが生じる。右の図の CS は床反力ベクトルが膝の外側・後方を通るため、下腿部を外旋させる作用が生じる。下腿部を外旋させる作用に対して膝関節の内旋モーメントが生じる。

2.5 解析方法と算出項目

① 課題時間 (s)

三次元動作解析装置と床反力計は同期しており、殿部床反力がオフとなった時を離殿 (LO), 離殿後にステップ側の足部床反力がオフとなった時を一步目離地 (Foot off: 以下, FO), 支持脚側の足部床反力がオフとなった時を二歩目離地 (FO2) と定義した (図 2-10). 序論で述べた様に, STW では起立動作の途中で FO が生じることが多く, 両側の殿部床反力のオフが確認された後, 片側の荷重がオフとなる点が一步目が離地する時 (FO) であることがグラフから読み取れる. グラフから一步目の離地 (FO) に続き, 二歩目の離地 (FO2) も読み取ることができる. 開始姿勢である安静座位は 3 秒間の静止期間を取り, 3 秒間の COP の平均値から $\pm 2SD$ 変化した点を開始時とした. 開始時から離殿を 1 相, 離殿から一步目の離地を 2 相, 一步目の離地から二歩目の離地を 3 相とし, それぞれの時間を課題時間として算出した (図 2-11).

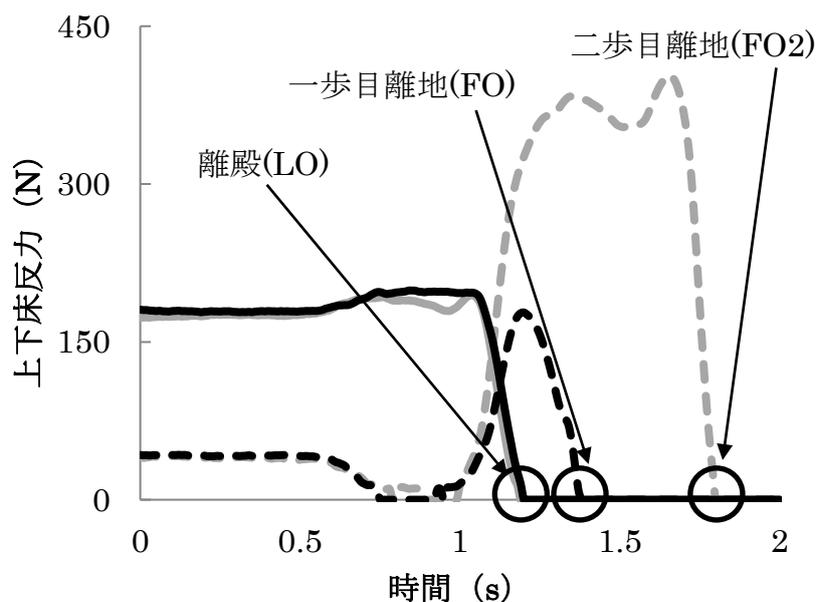


図 2-10 床反力データにおける離殿・一步目離地・二歩目離地の定義 (代表例)

黒実線：遊脚側殿部床反力 灰色実線：支持脚側殿部床反力

黒点線：遊脚側足部床反力 灰色点線：支持脚側足部床反力

代表例は左が支持脚であり, 右足から一步目を出していた.

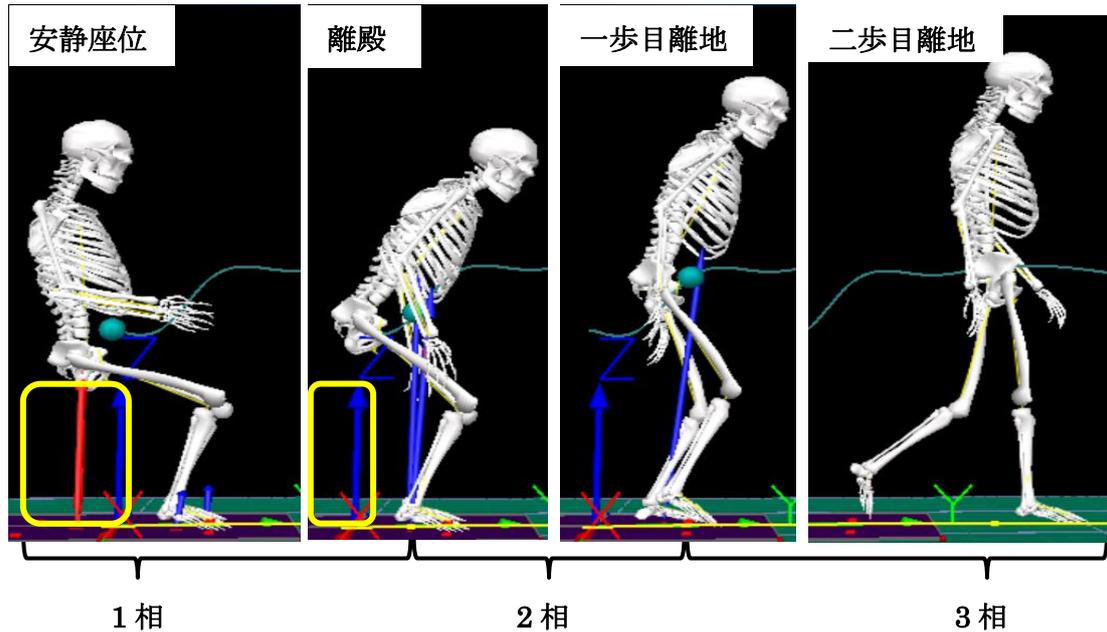


図 2-11 相分け

② Fluidity Index (%)

Dion らが開発した評価尺度であり、起立動作から歩行へ止まることなく移行する過渡的動作能力 (Fluidity) および戦略 (Fluidity strategy) を数値化した指標である⁶⁾。離殿前の COG 最大移動速度を離殿後の COG 最小移動速度で除し、100 を掛けて算出する。計算式を以下に示す。

$$\text{Fluidity Index} = (\text{離殿後 COG 移動速度最小値} / \text{離殿前 COG 移動速度最大値}) \times 100$$

本研究では斜め方向への STW による流動性を数値化するため、前方への COG 移動速度から FI 前後成分 (Fluidity Index y : 以下, FI_y) と進行方向側への COG 移動速度から FI 左右成分 (Fluidity Index x : 以下, FI_x) を算出した。

③ COP 変化量および LO 時 COP 左右座標 (%)

STW では離殿までに支持脚側への COP 移動が生じている⁴⁶⁾ため、本研究では 1 相の COP 戦略に着目する。1 相は殿部と足部で支持基底面が形成されるため (図 2-12)、左右殿部・左右足部の COP を合成し、COP の変化量は身長で正規化した。COP 変化量は開始時の COP の x 座標と 1 相の反対方向に最大に移動した点の x 座標との差から反対方向への COP 変化量、開始時の COP の y 座標と 1 相の後方最大値の y 座標との差から後方への COP 変化量を算出した (図 2-13)。また、LO 時に遊脚側と支持脚側のどちらに COP が位置していたかを比較するために、LO 時の COP の左右座標も算出した。

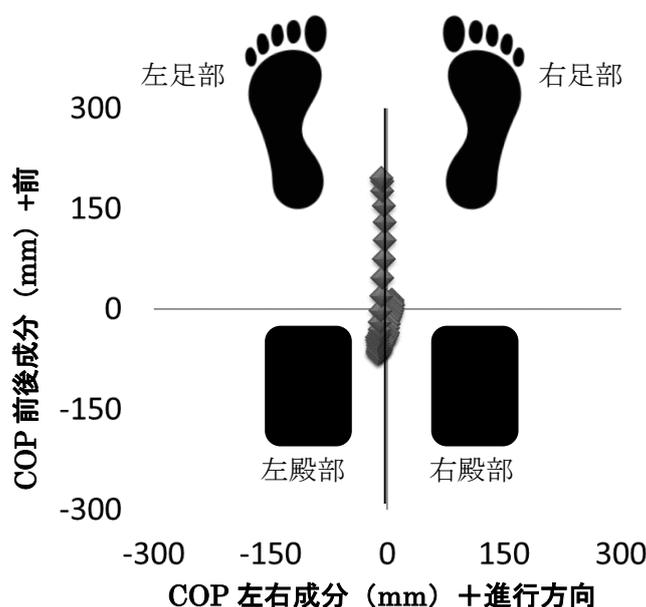


図 2-12 COP の軌跡と両足部および両殿部の位置関係

代表例は左下肢が支持脚の SS を行っている。安静座位から離殿まで (1 相) の COP 軌跡と両足部および両殿部の位置を示す。

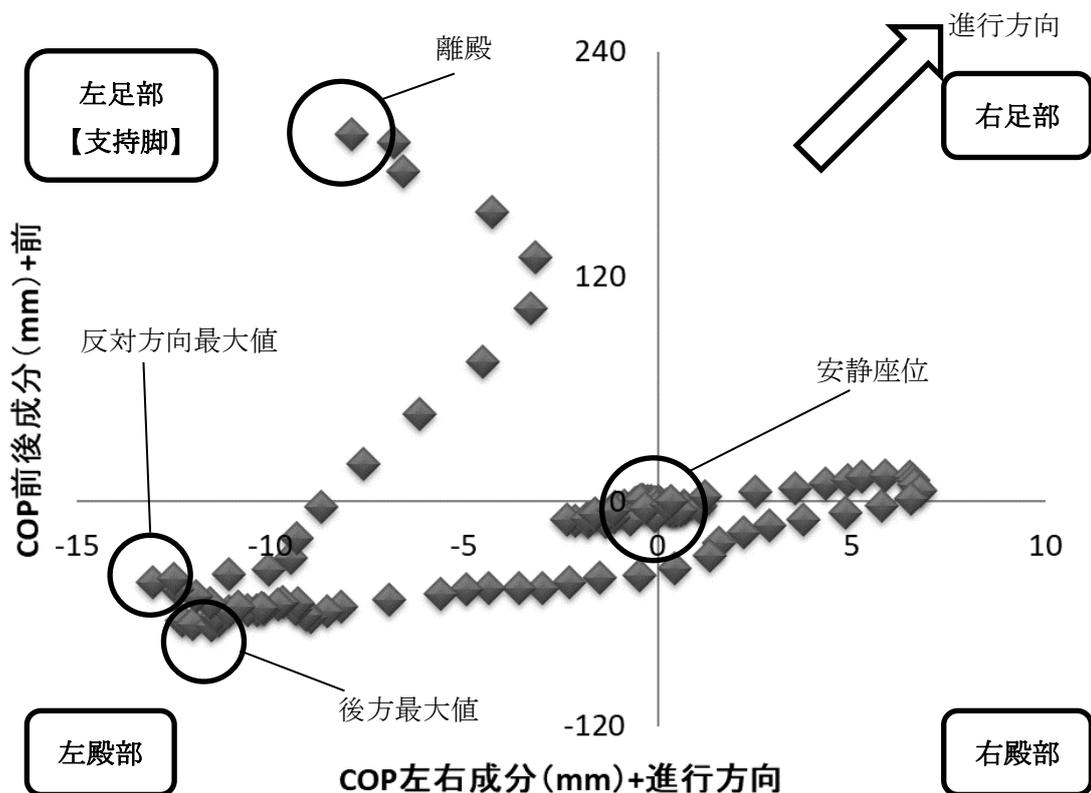


図 2-13 COP の軌跡

代表例は左下肢が支持脚の SS を行っている。安静座位から離殿まで（1 相）の COP 軌跡を示す。進行方向は右斜め前であり、丸で囲まれた座標が安静座位，後方最大値，反対方向最大値，離殿の COP 座標を示す。

④ 体幹・下肢角度 (°)

開始時・離殿時・一歩目離地時の体幹と下肢の角度を算出した。体幹角度は胸郭および骨盤の前後傾角度・側方傾斜角度・回旋角度を算出した。下肢角度は股関節の屈伸角度・内外転角度・内外旋角度，膝関節の屈伸角度・内外反角度・内外旋角度，足関節の底背屈角度・内外反角度・内外旋角度を算出した。下肢角度に関しては支持脚の角度がステップの時間や速度に關与する²⁶⁾ため，支持脚の角度を採用した。

⑤ 下肢関節モーメント (Nm/kg)

離殿時・一歩目離地時の関節モーメントを算出した。下肢関節モーメントは股関節の屈伸モーメント・内外転モーメント・内外旋モーメント，膝関節の屈伸モーメント・内外反モーメント・内外旋モーメント，足関節の底背屈モーメント・内外反モーメント・内外旋モーメントを算出した。関節モーメントに関しては支持脚への COG 移動量が進行方向速度に關与する²⁵⁾ため，角度と同様に支持脚の関節モーメントを採用した。

2.6 統計学的処理

統計学的処理には IBM SPSS Statistics (28.0.0.0) を使用した。性別・実施しやすいステップに関しては χ^2 検定を行った。若年群と高齢群それぞれから得られた計測データについては Shapiro-Wilk 検定にて正規性を確認した。正規性の得られたデータについては二元配置分散分析反復測定法 (ステップの種類×年齢) を行い、交互作用があった項目に関してはその後ステップの種類の差の比較には対応のある t 検定を、年齢の差の比較には対応のない t 検定を行った。交互作用がない項目は要因ごとに主効果の有無を確認した。正規性の得られなかったデータについてはステップの種類の比較には Wilcoxon の符号付き順位検定を、年齢の差の比較には Mann-Whitney の U 検定を行った。身体機能検査に関しては正規性が得られた項目は対応のない t 検定を、正規性の得られなかった項目については Mann-Whitney の U 検定を行った。

立位からのステップ研究の多くが側方への重心移動や側方動揺・不安定性について言及しており¹⁹⁻²⁵⁾、今回の研究では重心の側方への移動に着目し群ごとに FI と角度およびその他の計測データ・身体機能検査について、Pearson の積率相関分析を、主観的に動作を比較するために実施しやすいステップと角度およびその他の計測データ・身体機能検査について Spearman の順位相関分析を行い比較・検討した。

第3章 結果

正規性が得られなかった項目は **Flx**, 骨盤前後傾角度, 股関節内外転角度, 膝関節内外反角度, 股関節内外転モーメント, 膝関節内外反モーメント, 足関節底背屈モーメントであり, それぞれステップの種類と比較は **Wilcoxon** の符号付き順位検定を, 年齢の差の比較 **Mann-Whitney** の U 検定を行った. その他の項目は正規分布であることが確認できたため, 二元配置分散分析反復測定法 (ステップの種類×年齢) にて交互作用の確認を行った後, 交互作用がなかった項目は主効果の有無, 交互作用があった項目はステップの種類と比較は対応のある t 検定を, 年齢の差の比較には対応のない t 検定を行った.

身体機能検査に関しては **5m** 歩行時間が正規性が得られず, **MFES** が順序尺度であるため **Mann-Whitney** の U 検定を行い, その他の項目は正分布であることが確認できたため対応のない t 検定を行った.

3.1 身体機能検査

若年群と高齢群における膝関節伸展筋力, 股関節外転筋力, **FRT**, **5m** 歩行時間, **TUG**, **MFES** の平均値, **SD**, 中央値, 四分位範囲 (以下 **IQR**), 統計結果を以下に示す (表 3-1). 高齢群は膝伸展筋力が有意に小さく, **FRT** が有意に短く, **TUG** が有意に長く, **MFES** が有意に低いことがわかった. 股関節外転筋力, **5m** 歩行時間は有意な差がなかった.

	平均±SD / 中央値 (IQR)		
	健常若年者(n=19)	健常高齢者(n=16)	p 値
膝関節伸展筋力(%)	79.14±24.90	42.42±8.87	<0.01**
股関節外転筋力(%)	32.34±10.65	26.79±7.29	0.09
FRT (%)	23.80±2.83	19.60±2.42	<0.01**
5m 歩行時間(s)	3.72(3.21, 3.91)	3.74(3.49, 3.93)	0.437
TUG (s)	5.59±0.61	6.35±0.78	<0.01**
MFES (点)	140.0 (140.0, 140.0)	140.0 (138.5, 140.0)	<0.01**
転倒歴(人)	0	2	

FRT : Functional Reach Test

TUG : Timed up & Go test

MFES : Modified Falls Efficacy Scale

** : p<0.01, * : p<0.05

3.2 軸足およびステップ

若年群と高齢群における軸足，自然な同側ステップ，自然な反対側ステップ，実施しやすいステップの結果と統計結果を以下に示す（表 3-2）．若年群と高齢群において軸足，自然な同側ステップ，自然な反対側ステップに関しては差がなかった．計測後に聴取した実施しやすいステップに関しては高齢群が若年群より SS が多かった．

表 3-2 軸足およびステップ

	健常若年者(n=19)	健常高齢者(n=16)	p 値
軸足	左 13 名/右 6 名	左 11 名/右 5 名	0.983
自然な同側ステップ	SS6 名/CS13 名	SS7 名/CS9 名	0.458
自然な反対側ステップ	SS15 名/CS4 名	SS15 名/CS1 名	0.213
実施しやすいステップ	SS7 名/CS12 名	SS14 名/CS2 名	<0.01**

SS : Side step CS : Crossover step

自然な同側ステップ：軸足と同側方向への無意識下でのステップ

自然な反対側ステップ：軸足と反対方向への無意識下でのステップ

実施しやすいステップ：計測終了時に SS と CS で実施しやすかったステップを聴取した

** : p<0.01, * : p<0.05

3.3 課題時間

若年群と高齢群における課題時間の平均値，SD，統計結果を以下に示す（表 3-3）。1 相に関してステップの種類と年齢間に差はなかった。2 相に関してステップの種類と年齢間に交互作用が認められた。ステップの種類の違いとしては若年群・高齢群共に CS は SS より 2 相の時間が長かった。年齢の違いとしては SS で高齢群が若年群より 2 相の時間が長く，CS は年齢の違いで差はなかった。3 相に関してステップの種類と年齢間に交互作用が認められた。ステップの種類の違いとしては高齢群で CS は SS より 3 相の時間が長く，若年群はステップの種類の違いで差はなかった。年齢の違いとしては CS で高齢群が若年群より 3 相の時間が長く，SS は年齢の違いで差はなかった。

表 3-3 課題時間 平均±SD

	SS	CS	交互作用 (ステップの種類×年齢)		主効果 (ステップの種類)		主効果 (年齢)	
			F値	p値	F値	p値	F値	p値
1相(s)								
若年群	0.66±0.14	0.68±0.11	F=0.549	p=0.464	F=1.632	p=0.210	F=0.590	p=0.448
高齢群	0.66±0.11	0.72±0.16						
2相(s)								
若年群	0.20±0.06	0.29±0.05**	F=4.444	p=0.043*				
高齢群	0.25±0.07#	0.31±0.06**						
3相(s)								
若年群	0.39±0.06	0.39±0.05	F=5.451	p=0.026*				
高齢群	0.39±0.07	0.42±0.05**#						

** : p<0.01(SS と CS の比較)

* : p<0.05(SS と CS の比較)

: p<0.01(若年群と高齢群の比較)

: p<0.05(若年群と高齢群の比較)

3.4 Fluidity Index

若年群と高齢群における FI_x と FI_y の平均値, SD, 中央値, IQR, 統計結果を以下に示す (表 3-4). FI_x は高齢群で CS は SS より高く, 若年群はステップの種類の違いで差はなかった. 年齢の違いとしては SS で高齢群が若年群より FI_x が低く, CS は年齢の違いで差はなかった. FI_y に関してステップの種類と年齢間に交互作用が認められた. ステップの種類の違いとしては若年群で CS は SS より FI_y が低く, 高齢群はステップの種類の違いで差はなかった. 年齢の違いとしては SS で高齢群が若年群より FI_y が低く, CS は年齢の違いで差はなかった.

表 3-4 Fluidity Index

平均±SD / 中央値 (IQR)

	SS	CS	交互作用 (ステップの種類×年齢)		主効果 (ステップの種類)		主効果 (年齢)	
			F値	p値	F値	p値	F値	p値
Fix(%)								
若年群	107.1 (102.9, 114.6)	106.9 (105.4, 108.1)						
高齢群	103.0 (64.2, 105.7) ##	107.1 (106.4, 109.9) *						
Fiy(%)								
若年群	97.8±2.8	96.5±3.0*	F=4.205	p=0.048*				
高齢群	93.1±6.2#	93.7±5.7						

** : p<0.01(SS と CS の比較)

* : p<0.05(SS と CS の比較)

: p<0.01(若年群と高齢群の比較)

: p<0.05(若年群と高齢群の比較)

3.5 COP 変化量および LO 時 COP 左右座標

若年群と高齢群における COP 変化量および LO 時 COP 左右座標の平均値, SD, 中央値, IQR, 統計結果を以下に示す (表 3-5). 後方への COP 変化量に関して高齢群で CS は SS より後方への変化量が少なく, 若年群はステップの種類の違いで差はなかった. CS で高齢群は若年群より後方への COP 変化量が少なく, SS は年齢の違いで差はなかった. 反対方向への COP 変化量に関してステップの種類と年齢間には交互作用は認められなかったが, ステップの種類の違いで主効果を認めた. 若年群・高齢群共に CS は SS より反対方向への COP 変化量が大きかった. LO 時の COP 左右座標に関してステップの種類と年齢間には交互作用は認められなかったが, 年齢の違いで主効果を認めた. SS・CS 共に若年群は LO 時に COP が反対方向に位置し, 高齢群は進行方向に位置していた.

1 相の COP の軌跡に関して若年群・高齢群の代表例を以下に示す (図 3-1). SS・CS 共に若年群は開始時から COP を進行方向とは反対に移動させ, LO 時にもそれを維持している. 高齢群は若年群と同様に開始時から COP を進行方向とは反対に移動させているものの, LO 時には正中位付近まで移動している.

表 3-5 足圧中心変化量および離殿時の足圧中心左右成分 平均±SD / 中央値 (IQR)

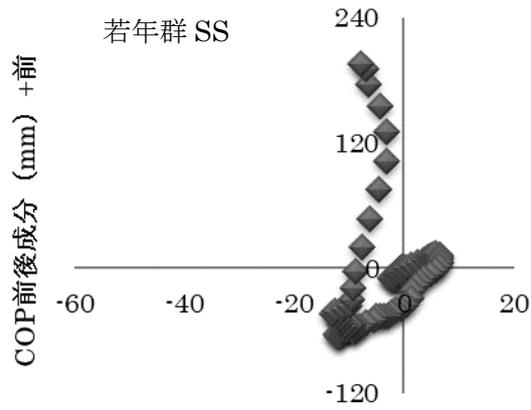
	SS	CS	交互作用 (ステップの種類×年齢)		主効果 (ステップの種類)		主効果 (年齢)	
			F値	p値	F値	p値	F値	p値
後方へのCOP変化量(%) +前方								
若年群	-6.88±1.84	-7.45±2.24	F=4.181	p<0.05*	F=0.001	p=0.973	F=3.192	p=0.083
高齢群	-6.36±1.93	-5.80±1.81*#						
反対方向へのCOP変化量(%) +進行方向								
若年群	-1.77±1.21	-3.27±0.84	F=0.558	p=0.460	F=34.406	p<0.01**	F=0.022	p=0.882
高齢群	-1.60±0.76	-3.53±1.96						
LO時COP左右成分(%) +進行方向								
若年群	-1.64±1.54	-2.66±1.13	F=2.879	p=0.099	F=1.743	p=0.196	F=36.876	p<0.01**
高齢群	0.29±0.97	0.42±2.36						

** : p<0.01(SS と CS の比較)

* : p<0.05(SS と CS の比較)

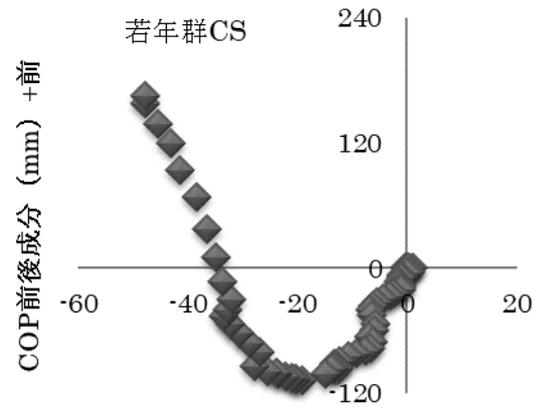
: p<0.01(若年群と高齢群の比較)

: p<0.05(若年群と高齢群の比較)



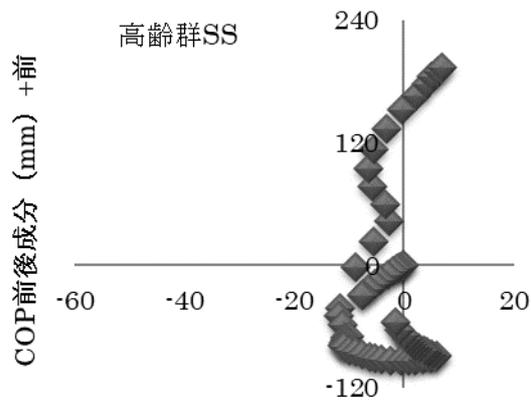
COP左右成分 (mm) +進行方向

①若年群 SS



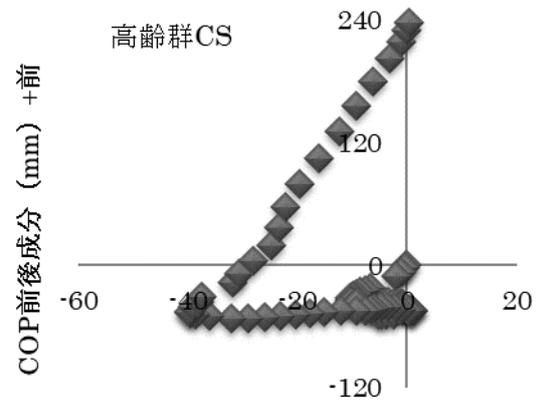
COP左右成分 (mm) +進行方向

②若年群 CS



COP左右成分 (mm) +進行方向

③高齡群 SS



COP左右成分 (mm) +進行方向

④高齡群 CS

図 3-1 1 相の COP 軌跡

3.6 関節角度

(1) 胸郭角度

若年群と高齢群における胸郭角度の平均値，SD，統計結果を以下に示す（表 3-6）．胸郭前後傾角度に関して開始時・LO 時は交互作用・主効果共に認めなかった．胸郭側方傾斜角度に関して LO 時でステップの種類と年齢間に交互作用を認めなかったが，ステップの種類の違いで主効果を認めた．若年群・高齢群共に CS は SS より LO 時にて胸郭は進行方向側への傾斜角度が大きかった．開始時は交互作用・主効果共に認めなかった．胸郭回旋角度に関して LO 時でステップの種類と年齢間に交互作用を認めなかったが，年齢の違いで主効果を認めた．SS・CS 共に高齢群は若年群より LO 時にて胸郭は進行方向側への回旋角度が小さかった．開始時は交互作用・主効果共に認めなかった．

表 3-6 胸郭角度

平均±SD / 中央値 (IQR)

		SS	CS	交互作用 (ステップの種類×年齢)		主効果 (ステップの種類)		主効果 (年齢)	
				F値	p値	F値	p値	F値	p値
胸郭前後傾角度(°) +後傾									
開始時	若年群	2.6±4.1	3.0±4.3	F=0.724	p=0.401	F=0.332	p=0.568	F=0.217	p=0.645
	高齢群	2.2±3.6	2.1±4.4						
LO時	若年群	-33.4±5.6	-33.3±4.3	F=0.454	p=0.505	F=0.314	p=0.716	F=1.736	p=0.197
	高齢群	-30.5±6.9	-31.0±7.2						
胸郭側方傾斜角度(°) +進行方向									
開始時	若年群	-0.3±1.8	-0.2±1.7	F=0.504	p=0.483	F=0.718	p=0.403	F=2.330	p=0.136
	高齢群	-0.9±1.7	0.0±1.7						
LO時	若年群	2.0±2.9	5.8±3.3	F=0.963	p=0.333	F=20.730	p<0.01**	F=0.006	p=0.937
	高齢群	2.6±2.8	5.1±3.6						
胸郭回旋角度(°) +反対方向									
開始時	若年群	-0.7±2.7	0.2±3.0	F=0.062	p=0.806	F=1.619	p=0.212	F=0.326	p=0.572
	高齢群	-1.1±2.2	0.2±2.9						
LO時	若年群	-1.8±2.8	-0.8±5.0	F=0.314	p=0.563	F=2.584	p=0.117	F=5.554	p=0.024*
	高齢群	-4.2±2.9	-2.0±3.7						

** : p<0.01(SS と CS の比較)

* : p<0.05(SS と CS の比較)

: p<0.01(若年群と高齢群の比較)

: p<0.05(若年群と高齢群の比較)

(2) 骨盤角度

若年者と高齢者における骨盤角度の平均値, SD, 中央値, IQR, 統計結果を以下に示す(表 3-7). 骨盤前後傾角度に関してステップの種類の違い・年齢の違い共に差はなかった. 骨盤側方傾斜角度に関して LO 時でステップの種類と年齢間に交互作用を認めなかったが, ステップの種類の違いに主効果を認めた. 若年群・高齢群共に CS は SS より LO 時にて骨盤が進行方向側への傾斜角度が大きかった. 開始時は交互作用・主効果共に認めなかった. 骨盤回旋角度に関して LO 時でステップの種類と年齢間に交互作用を認めなかったが, 年齢の違いに主効果を認めた. SS・CS 共に高齢群は若年群より LO 時にて骨盤が進行方向側への回旋角度が小さかった. 開始時は交互作用・主効果共に認めなかった.

表 3-7 骨盤角度

平均±SD / 中央値 (IQR)

		SS	CS	交互作用		主効果		主効果	
				ステップの種類×年齢		(ステップの種類)		(年齢)	
				F値	p値	F値	p値	F値	p値
骨盤前後傾角度(°) +後傾									
開始時	若年群	13.7 (8.4, 18.8)	14.5 (5.8, 18.2)						
	高齢群	9.2 (3.8, 16.2)	9.4 (4.1, 16.5)						
LO時	若年群	-9.1 (-14.4, -4.7)	-10.2 (-17.7, -2.8)						
	高齢群	-13.2 (-19.8, -3.4)	-14.2 (-21.5, -3.0)						
骨盤側方傾斜角度(°) +進行方向									
開始時	若年群	-0.1±2.5	0.1±2.4	F=2.365	p=0.134	F=3.247	p=0.081	F=2.777	p=0.105
	高齢群	-1.4±1.6	1.0±1.4						
LO時	若年群	3.0±2.9	6.3±3.8	F=0.340	p=0.564	F=18.771	p<0.01**	F=3.666	p=0.0643
	高齢群	1.2±3.0	5.5±3.1						
骨盤回旋角度(°) +反対方向									
開始時	若年群	-0.2±1.9	-0.4±2.0	F=1.082	p=0.306	F=0.690	p=0.412	F=0.003	p=0.960
	高齢群	-1.1±3.5	0.6±3.2						
LO時	若年群	-1.6±2.2	-0.8±3.4	F=0.311	p=0.581	F=1.865	p=0.181	F=8.052	p=0.008**
	高齢群	-3.4±3.3	-1.5±3.9						

** : p<0.01(SS と CS の比較)

* : p<0.05(SS と CS の比較)

: p<0.01(若年群と高齢群の比較)

: p<0.05(若年群と高齢群の比較)

(3) 股関節角度

若年群と高齢群における股関節角度の平均値，SD，中央値，IQR，統計結果を以下に示す（表 3-8）．股関節屈伸角度に関して LO 時でステップの種類と年齢間に交互作用を認めなかったが，ステップの種類の違いに主効果を認めた．ステップの種類の違いに主効果を認めたが，SS と CS に差はなかった．開始時は交互作用・主効果共に認めなかった．股関節内外転角度に関して LO 時は若年群で股関節外転角度が大きく，高齢群で差がなかった．開始時はステップの種類・年齢の違い共に差がなかった．股関節内外旋角度に関して開始時でステップの種類と年齢間に交互作用を認めなかったが，年齢の違いに主効果を認めた．SS・CS 共に高齢群は若年群より開始時にて股関節内旋角度が大きかった．LO 時でステップの種類と年齢間に交互作用を認めた．ステップの種類の違いとして若年群で CS は SS より LO 時にて股関節内旋角度が大きく，高齢群はステップの種類の違いに差はなかった．年齢の違いとして SS で高齢群は若年群より LO 時にて股関節内旋角度が大きく，CS に差はなかった．

表 3-8 股関節角度

平均±SD / 中央値 (IQR)

		SS	CS	交互作用 ステップの種類×年齢		主効果 (ステップの種類)		主効果 (年齢)	
				F値	p値	F値	p値	F値	p値
股関節屈伸角度(°) +屈曲									
開始時	若年群	54.7±11.0	54.6±11.6	F=0.131	p=0.720	F=0.014	p=0.905	F=1.106	p=0.301
	高齢群	58.1±7.9	58.3±8.1						
LO時	若年群	67.1±12.3	70.0±13.7	F=0.385	p=0.539	F=19.465	p<0.01**	F=0.556	p=0.355
	高齢群	68.9±8.5	72.7±9.5						
股関節内外転角度(°) +外転									
開始時	若年群	6.7 (1.2, 9.0)	6.1 (1.4, 8.9)						
	高齢群	6.2 (-0.4, 9.4)	6.4 (0.8, 9.4)						
LO時	若年群	2.1 (-2.1, 6.2)	5.8 (0.8, 7.6) **						
	高齢群	2.2 (-3.7, 5.6)	2.4 (-2.7, 7.7)						
股関節内外旋角度(°) +外旋									
開始時	若年群	-2.1±5.5	-2.1±5.8	F=2.065	p=0.160	F=1.779	p=0.191	F=8.351	p=0.007**
	高齢群	-9.1±7.6	-8.0±7.6						
LO時	若年群	-2.8±7.6	-5.7±8.4*	F=5.490	p=0.025*				
	高齢群	-11.9±7.3##	-11.3±8.3						

** : p<0.01(SS と CS の比較)

* : p<0.05(SS と CS の比較)

: p<0.01(若年群と高齢群の比較)

: p<0.05(若年群と高齢群の比較)

(4) 膝関節角度

若年群と高齢群における膝関節角度の平均値，SD，中央値，IQR，統計結果を以下に示す（表 3-9）．膝関節屈伸角度に関して開始時でステップの種類と年齢間に交互作用を認めなかったが，年齢の違いに主効果を認めた．SS・CS 共に高齢群は若年群より開始時にて膝関節屈曲角度が小さかった．LO 時でステップの種類と年齢間に交互作用を認め，ステップの種類の違いとして若年群で CS は SS より屈曲角度が大きく，高齢群は差がなかった．年齢の違いとして CS で高齢群は若年群より屈曲角度が小さく，SS は差がなかった．膝関節内外反角度に関して SS・CS 共に開始時・LO 時で高齢群が若年群より内反角度が大きかった．膝関節内外旋角度に関してステップの種類と年齢間には交互作用は認められなかったが，LO 時でステップの種類の違いに主効果を認めた．若年群・高齢群共に CS は SS より LO 時で外旋角度が大きかった．

表 3-9 膝関節角度 平均±SD / 中央値 (IQR)

		SS	CS	交互作用 ステップの種類×年齢		主効果 (ステップの種類)		主効果 (年齢)	
				F値	p値	F値	p値	F値	p値
膝関節屈伸角度(°) +屈曲									
開始時	若年群	84.7±4.8	84.7±4.8	F=0.011	p=0.918	F=0.015	p=0.905	F=4.304	p=0.046*
	高齢群	80.6±7.2	80.6±6.8						
LO時	若年群	78.2±4.7	81.4±5.5**	F=10.63	p=0.003**				
	高齢群	75.7±7.4	76.6±7.1#						
膝関節内外反角度(°) +内反									
開始時	若年群	2.8 (0.1, 6.1)	2.2 (-1.2, 5.7)						
	高齢群	7.0 (4.7, 12.8) ##	6.7 (3.5, 10.0) ##						
LO時	若年群	2.8 (-1.4, 4.7)	2.4 (-1.3, 4.4)						
	高齢群	6.4 (3.6, 11.8) #	6.7 (2.1, 9.8) #						
膝関節内外旋角度(°) +内旋									
開始時	若年群	-1.3±2.1	-1.2±2.2	F=0.580	p=0.452	F=0.952	p=0.336	F=2.409	p=0.130
	高齢群	-2.5±2.1	-2.2±2.2						
LO時	若年群	-1.6±2.9	-5.0±6.5	F=2.137	p=0.153	F=31.527	p<0.01**	F=3.838	p=0.059
	高齢群	-2.5±2.0	-9.2±7.5						

** : p<0.01(SS と CS の比較)

* : p<0.05(SS と CS の比較)

: p<0.01(若年群と高齢群の比較)

: p<0.05(若年群と高齢群の比較)

(5) 足関節角度

若年群と高齢群における足関節角度の平均値，SD，統計結果を以下に示す（表 3-10）。足関節底背屈角度に関して開始時・LO 時でステップの種類と年齢間に交互作用を認めなかったが，ステップの種類と年齢の違いに主効果を認めた。若年群・高齢群共に CS が SS より開始時・LO 時で背屈角度が小さく，SS・CS 共に高齢群が若年群より開始時・LO 時で背屈角度が小さかった。

表 3-10 足関節角度

平均±SD / 中央値 (IQR)

		SS	CS	交互作用 (ステップの種類×年齢)		主効果 (ステップの種類)		主効果 (年齢)	
				F値	p値	F値	p値	F値	p値
足関節底背屈角度(°) +背屈									
開始時	若年群	90±3.7	89.3±3.9	F=0.151	p=0.700	F=5.094	p=0.031*	F=9.721	p=0.004**
	高齢群	84.4±7.0	83.4±7.2						
LO時	若年群	96.6±3.7	95.9±3.6	F=2.616	p=0.115	F=8.992	p=0.005**	F=5.810	p=0.022*
	高齢群	93.7±5.7	91.1±6.6						

** : p<0.01(SS と CS の比較)

* : p<0.05(SS と CS の比較)

: p<0.01(若年群と高齢群の比較)

: p<0.05(若年群と高齢群の比較)

3.7 関節モーメント

(1) 股関節モーメント

若年群と高齢群における股関節モーメントの平均値, SD, 統計結果を以下に示す(表3-11). 股関節屈伸モーメントに関して LO 時にステップの種類と年齢間に交互作用を認めた. LO 時でステップの種類の違いとして若年群・高齢群共に CS は SS より伸展モーメントが小さく, 年齢の違いとして SS は高齢群が若年群より伸展モーメントが小さく, CS は差がなかった. 股関節内外転モーメントに関して LO 時にステップの種類と年齢間に交互作用を認めた. LO 時でステップの種類の違いとして若年群は CS が SS より外転モーメントが小さく, 高齢群は差がなかった. 年齢の違いとしては SS で高齢群は若年群より外転モーメントが小さく, CS は差がなかった. 股関節内外旋モーメントに関して LO 時にステップの種類と年齢間に交互作用を認めず, ステップの種類に主効果を認めた. 若年群・高齢群共に SS は内旋モーメント, CS は外旋モーメントを示した.

表 3-11 股関節モーメント

平均±SD / 中央値 (IQR)

		SS	CS	交互作用 (ステップの種類×年齢)		主効果 (ステップの種類)		主効果 (年齢)	
				F値	p値	F値	p値	F値	p値
股関節屈伸モーメント(Nm/kg) +伸展モーメント									
LO時	若年群	1.3±0.3	0.5±0.3**	F=18.531	p<0.01**				
	高齢群	0.9±0.2##	0.5±0.2**						
股関節内外転モーメント(Nm/kg) +外転モーメント									
LO時	若年群	0.0±0.2	-0.2±0.1**	F=6.644	p=0.015*				
	高齢群	-0.1±0.2	-0.2±0.2**						
股関節内外旋モーメント(Nm/kg) +内旋モーメント									
LO時	若年群	0.1±0.1	0.0±0.1	F=0.102	p=0.752	F=38.92	p<0.01**	F=0.413	p=0.525
	高齢群	0.1±0.1	0.0±0.1						

** : p<0.01(SS と CS の比較)

* : p<0.05(SS と CS の比較)

: p<0.01(若年群と高齢群の比較)

: p<0.05(若年群と高齢群の比較)

(2) 膝関節モーメント

若年群と高齢群における膝関節モーメントの平均値, SD, 中央値, IQR, 統計結果を以下に示す (表 3-12). 膝関節屈伸モーメントに関して LO 時にステップの種類と年齢間に交互作用は認められた. LO 時でステップの種類の違いとして若年群で CS は SS より伸展モーメントが小さく, 高齢群は差がなかった. 年齢の違いとして SS は高齢群が若年群より伸展モーメントが小さく, CS は差がなかった. 膝関節内外反モーメントに関して LO 時にステップの種類・年齢の違い共に差がなかった. 膝関節内外旋モーメントに関して LO 時にステップの種類と年齢間に交互作用を認められた. LO 時は若年群・高齢群共に内旋モーメントが大きかった.

表 3-12 膝関節モーメント

平均±SD / 中央値 (IQR)

	SS	CS	交互作用 (ステップの種類×年齢)		主効果 (ステップの種類)		主効果 (年齢)	
			F値	p値	F値	p値	F値	p値
膝関節屈伸モーメント(Nm/kg) +伸展モーメント								
LO時								
若年群	1.1±0.2	0.8±0.2**	F=16.831	p<0.01**				
高齢群	0.8±0.2##	0.7±0.2						
膝関節内外反モーメント(Nm/kg) +外反モーメント								
LO時								
若年群	0.1 (0.0, 0.2)	0.1 (0.0, 0.1)						
高齢群	0.1 (0.0, 0.2)	0.1 (0.0, 0.1)						
膝関節内外旋モーメント(Nm/kg) +内旋モーメント								
LO時								
若年群	0.0±0.1	0.2±0.1**	F=8.405	p=0.007**				
高齢群	0.1±0.1#	0.2±0.1**						

** : p<0.01(SS と CS の比較)

* : p<0.05(SS と CS の比較)

: p<0.01(若年群と高齢群の比較)

: p<0.05(若年群と高齢群の比較)

(3) 足関節モーメント

若年群と高齢群における足関節モーメントの中央値, IQR, 統計結果を以下に示す (表 3-13). 足関節底背屈モーメントに関して LO 時にステップの種類・年齢の違い共に差がなかった.

表 3-13 足関節モーメント

平均±SD / 中央値 (IQR)

		SS	CS
足関節底背屈モーメント(Nm/kg) +底屈モーメント			
LO時	若年群	-0.1 (-0.1, 0.0)	-0.1 (-0.1, 0.0)
	高齢群	-0.1 (-0.1, 0.0)	-0.1 (-0.1, 0.0)

** : p<0.01(SS と CS の比較)

* : p<0.05(SS と CS の比較)

: p<0.01(若年群と高齢群の比較)

: p<0.05(若年群と高齢群の比較)

3.8 STW における相関関係

(1) Fluidity Index x と角度および他の算出項目との相関関係

FIx と角度および他の算出項目との相関分析において相関関係がみられた項目の結果を以下の表に示す (表 3-14). 若年群 SS は FIx が高いほど膝伸展筋力が高く, FRT が長く, 1 相の反対方向への COP の変化量が大きく, LO 時 COP が反対方向へ位置することがわかった. 若年群 CS は FIx が高いほど股関節外転筋力が高く, TUG が短く, LO 時膝関節が内旋していることがわかった. 高齢群 SS は FIx が高いほど進行方向側へ骨盤が傾斜していることがわかった. 高齢群 CS は FIx が高いほど LO 時 COP が進行方向とは反対側へ位置することがわかった.

表 3-14 Fluidity Index x と角度および他の算出項目との相関関係

	FIx(%)			
	若年群		高齢群	
	SS	CS	SS	CS
膝関節伸展筋力	0.68**	0.13	0.10	-0.23
股関節外転筋力	0.42	0.59**	0.02	0.06
FRT	0.48*	0.20	0.20	-0.01
TUG	-0.10	-0.46*	-0.31	0.43
COP反対方向変化量	-0.72**	-0.38	-0.20	-0.29
LO時 COP左右成分	-0.54*	-0.34	0.00	-0.72**
LO時 骨盤傾斜角度	0.05	0.23	0.59*	-0.30
LO時 膝関節内旋角度	-0.26	0.52*	0.22	0.06

** : p<0.01, * : p<0.05

FRT : Functional Reach Test

TUG : Timed up & Go test

(2) 実施しやすいステップと角度および他の算出項目との相関関係

実施しやすいステップと角度および他の算出項目との相関分析において相関関係がみられた項目の結果を以下表に示す (表 3-15). 高齢群は FRT が長いほど実施しやすいステップは SS と回答しており, 若年群は SS・CS 共に 1 相の時間が短いほど実施しやすいステップは SS と回答していた.

表 3-15 実施しやすいステップと角度および他の算出項目との相関関係

	実施しやすいステップ +SS			
	若年群		高齢群	
	SS	CS	SS	CS
FRT	0.09		0.54*	
1相時間	-0.50*	-0.64**	0.04	0.01

** : $p < 0.01$, * : $p < 0.05$

FRT : Functional Reach Test

3.9 結果のまとめ

交互作用が認められた結果に関しては増加または減少の傾向が同じでその度合いが群によって異なる相乗作用 (synergism) と増加している群と減少している群が存在している相殺作用 (antagonism) で分類されることがあり^{47,48)}, ステップの種類の違いと年齢の違いの2つの要因のそれぞれの増減により6つに分類した (図 3-2). 二元配置分散分析によって交互作用が認められた結果 (表 3-16), 交互作用が認められなかったが主効果を認めた結果 (表 3-17), ノンパラメトリックデータの結果 (表 3-18) を以下の表に示す.

交互作用を認めた項目に関して

①2相・3相時間, LO時の股関節内転モーメント・膝関節内旋モーメントはCSがSSより大きく, 高齢群は若年群よりその増加が大きかった.

②LO時の膝関節屈曲角度はCSがSSより大きく, 若年群は高齢群よりその増加が大きかった.

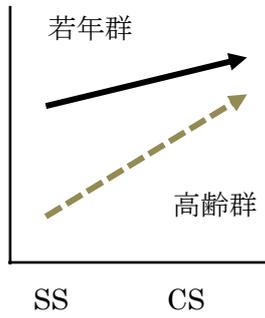
③LO時の股関節伸展モーメント・膝関節伸展モーメントはCSがSSより小さく, 高齢群は若年群よりその減少が大きかった.

④・⑤は該当項目はなかった.

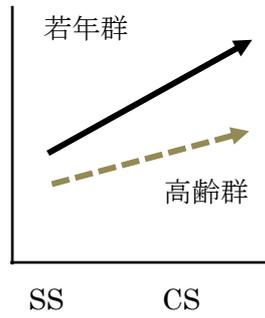
⑥FI_y・LO時の股関節外旋角度は若年群はCSがSSより小さかったが, 高齢群はCSがSSより大きかった.

交互作用を認めなかったが, ステップの種類に主効果を認めた項目に関して若年群・高齢群共にCSがSSよりCOP反対方向変化量が大きく, 開始時の足関節背屈角度が小さく, LO時の進行方向への胸郭と骨盤傾斜角度・股関節屈曲角度・膝関節内旋角度が大きく, LO時の足関節背屈角度が小さかった. LO時の股関節内外旋モーメントはSSで外旋モーメント, CSで内旋モーメントであった. 交互作用を認めなかったが, 年齢の違いに主効果を認めた項目に関してSS・CS共に高齢群が若年群より開始時の股関節内旋角度が大きく, 膝関節屈曲角度・足関節背屈角度が小さく, LO時の進行方向への胸郭と骨盤回旋角度・足関節背屈角度が小さかった. LO時のCOP左右座標は若年群で進行方向とは反対側に位置し, 高齢群で進行方向側に位置していた.

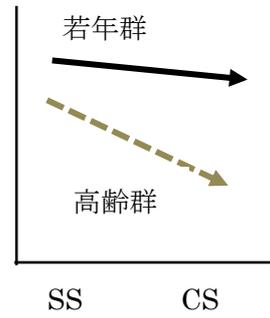
ノンパラメトリックデータのステップの種類の違いに関して高齢群のみにみられた結果としてCSがSSよりFI_xが高く, COP後方変化量が小さかった. 若年群のみにみられた結果としてCSがSSよりLO時の股関節外転角度が大きかった. ノンパラメトリックデータの年齢の違いに関して高齢群が若年群より開始時およびLO時の膝関節内反角度が大きかった. SSのみにみられた結果として高齢群が若年群よりFI_xが低かった. CSのみにみられた結果として高齢群が若年群よりCOP後方変化量が小さかった.



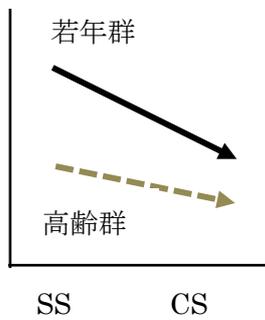
①CSで増加
×高齢群で大きく増加
(相乗作用)



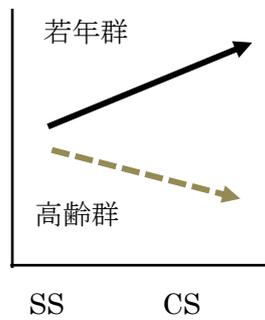
②CSで増加
×若年群で大きく増加
(相乗作用)



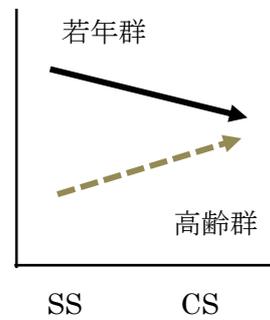
③CSで減少
×高齢群で大きく減少
(相乗作用)



④CSで減少
×若年群で大きく減少
(相乗作用)



⑤若年群はCSで増加
高齢群はCSで減少
(相殺作用)



⑥若年群はCSで減少
高齢群はCSで増加
(相殺作用)

図 3-2 交互作用の分類分け

表 3-16 結果のまとめ（交互作用があった角度およびその他の項目）

分類	作用	項目
① CSで増加 × 高齢群で大きく増加	相乗作用	2相・3相時間 LO時股関節内転M, 膝関節内旋M
② CSで増加 × 若年群で大きく増加	相乗作用	LO時膝関節屈曲角度
③ CSで減少 × 高齢群で大きく減少	相乗作用	LO時股関節伸展M, 膝関節伸展M
④ CSで減少 × 若年群で大きく減少	相乗作用	該当なし
⑤ 若年群はCSで増加 高齢群はCSで減少	相殺作用	該当なし
⑥ 若年群はCSで減少 高齢群はCSで増加	相殺作用	Fly LO時股関節外旋角度

SS : Side step

CS : Crossover step

LO : 離殿(Lift off)

Fly : Fluidity Index y

表内にてモーメントはM と省略した

表 3-17 結果のまとめ (ステップの種類・年齢に主効果があった項目)

	ステップの種類の違いに主効果あり (SSと比較したCS)	年齢の違いに主効果あり (若年群と比較した高齢群)
時間・FI・COP	大きい：COP反対方向変化量	
開始時	小さい：足関節背屈角度	大きい：股関節内旋角度 小さい：膝関節屈曲，足関節背屈角度
LO時	大きい：進行方向への胸郭・骨盤傾斜角度 股関節屈曲，膝関節内旋角度 小さい：足関節背屈角度 ※SSは股関節外旋M，CSは股関節内旋M	小さい：進行方向への胸郭・骨盤回旋角度 足関節背屈角度 ※若年群はCOPが反対方向 高齢群はCOPが進行方向
SS : Side step CS : Crossover step		
LO : 離殿(Lift off) FI : Fluidity Index		
表内にてモーメントは M と省略した		

表 3-18 結果のまとめ (ノンパラメトリックデータで有意差があった項目)

	ステップの種類の違い (SSと比較したCS)	年齢の違い (若年群と比較した高齢群)
時間・FI・COP	高齢群のみ：Flxが高い COP後方変化量が小さい	SSのみ：Flxが低い CSのみ：COP後方変化量が小さい
開始時		膝関節内反角度が大きい
LO時	若年群のみ：股関節外転角度が大きい	膝関節内反角度が大きい
SS : Side step CS : Crossover step		
LO : 離殿(Lift off) Flx : Fluidity Index x		

第4章 考察

本研究ではステップの種類と年齢の2要因においてそれぞれ仮説を立てた(表4-1)。若年者のSTWのステップ研究はCSと比較してSSでFI_yが高く、SSの方が起立から歩行へ流動的に移行したとされおり¹⁴⁾、今回の結果からも若年群のFI_yはCSよりSSが高く、先行研究と同様の結果を示し、①の仮説を一部支持した。若年群のFI_x、高齢群のFI_yに関しては差がなく、両群の反対方向へのCOP変化量、高齢群のFI_xはCSがSSより大きいという結果であった。次に②の仮説に関して、SSでは高齢群が若年群よりFI_x・FI_yが低く、SSのみで②の仮説を支持した。CSではFI_x・FI_y共に年齢による差がないとの結果であった。実施しやすいステップに関しては高齢群が若年群よりSSと回答しており、②の仮説を支持した。以上の仮説に対する結果と角度および他の算出項目の結果を4.1より考察する。

本章では、若年群のSTWにおけるSSとCSを比較し、若年群でみられる動作特徴を基準として高齢群のSTWにおけるSSとCSを分析する。また、若年群と高齢群において開始姿勢およびSTWの年齢による違い(ステップによる違いは含まない)がみられたため図4-1の流れに沿って考察する。

表4-1 仮説および仮説に対する結果

仮説内容		仮説に対する結果	
仮説① (ステップの種類の違い)	若年群・高齢群共にSSはCSより	若年群	高齢群
	反対方向へのCOP変化量大きい	CSで大きかった(否定)	CSで大きかった(否定)
	FI _x が高い	差がない(否定)	CSで高かった(否定)
	Flyが高い	仮説を支持	差がない(否定)
仮説② (年齢の違い)	SS・CS共に高齢群は若年群より	SS	CS
	FI _x が低い	仮説を支持	差がない(否定)
	Flyが低い	仮説を支持	差がない(否定)
仮説②	高齢群は若年群より 実施しやすいステップはSSが多い		仮説を支持

SS : Side step

CS : Crossover step

FI_x : Fluidity Index x

FI_y : Fluidity Index y

目的：

若年者と比較した高齢者の斜め前方への STW での SS と CS の
動作戦略の違いを運動学・運動力学的に明らかにすること

考察の流れ：

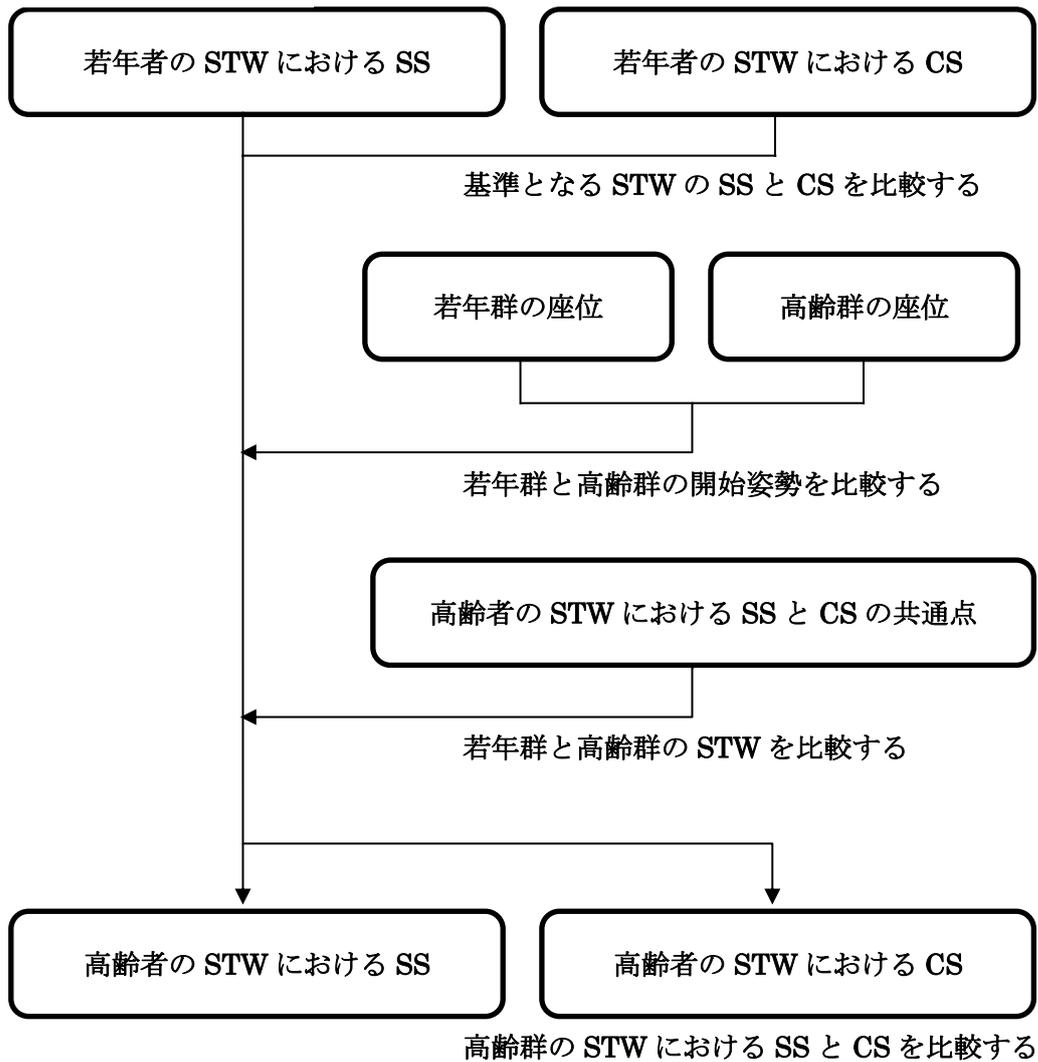


図 4-1 本研究の目的と考察の流れのフローチャート

まず、実施しやすいステップとステップを定めていない自然なステップに関して考察する。利き足と非利き足の機能について、利き足は操作性や器用な動きが可能な足、非利き足は支持性やより体重を支持する足とされている⁴⁹⁻⁵¹⁾。これらの利き足の影響を除くため先行研究^{24,25)}と同様に本研究でも非利き足を軸足と規定し、利き足から遊脚を行う課題動作を計測した。その結果、実施しやすいステップは **SS** と高齢群は多く答えているものの、自然なステップでは両群による有意な差はなかった。自然なステップに関して高齢群は若年群と同様に軸足と同側には **CS**、軸足の反対側には **SS** を多く行っている傾向があった。これはステップの指定をしていない自然なステップにおいても **STW** における歩き出しは軸足が支持脚、利き足が遊脚となっている傾向が示されたこととなり、軸足を規定した今回の計測環境は日常的に行われている **STW** を再現できている可能性が高いと考えられる。

4.1 若年群の STW における SS

先行研究と同様に若年群の FI_y は CS より SS が高く、両群を含めて最も前方方向において流動的であることが分かった。若年群の FI_x はステップの種類による差はなく、側方方向の流動性に関しては若年群はステップの種類による差が生じずに STW を遂行できているといえるが、進行方向への胸郭や骨盤の傾斜角度や COP 移動・ FI_x との相関関係から STW における SS の特徴が確認できたため考察する。

STW における SS は CS より LO 時の胸郭・骨盤の進行方向への傾斜角度が小さく、進行方向側の下肢を振り出すために、SS では体幹は正中位に近い姿勢を取ると考えられる。SS は CS より支持脚下肢の股関節・膝関節伸展モーメント、足関節背屈モーメントが大きく、これは質量が大きく COG 位置に大きな影響を与える胸郭・骨盤の位置と支持脚下肢の位置の関係が影響すると考えられる。COG に対しての COP の距離は COG-COP モーメントアーム (図 4-2) といわれ、この距離が長いほど COG を大きく移動することができ、力学的な不安定条件を積極利用した移動方法といわれている⁵²⁾。SS では COG を進行方向へ移動するものの、支持脚下肢は反対側に位置するために COP との距離は物理的に長くなりやすく、支持脚下肢の伸展モーメントが大きくなると考えられる。 FI_x は膝関節伸展筋力 ($r=0.68$) および FRT ($r=0.48$) に正の相関があることから、SS は進行方向への運動量を保ちつつ STW を遂行するには膝関節筋力およびバランス機能がもとめられ、これは前述したように力学的に不安定なことが要因であると考えられる。1 相の動作戦略として SS は CS より反対方向への COP 変化量が少ない。動作を開始する際に COP が進行方向とは逆方向へ移動する現象は逆応答現象といわれ、近年重要視される先行随伴性姿勢調節 (APA : Anticipatory Postural Adjustment) の機能的な作用の 1 つとされる^{53,54)}。 FI_x は LO 時 COP 左右座標 ($r=-0.54$) および COP 反対方向への変化量 ($r=-0.72$) と負の相関があり、逆応答現象が大きいほど進行方向への運動量を保ちつつ STW が遂行でき、流動的に歩行へ移行できているといえる。

以上のことから若年群の STW における SS の動作特徴としては支持脚が進行方向とは反対にあるために力学的に不安定な条件となりやすく、膝関節伸展筋力やバランス機能、支持脚下肢の伸展モーメントが必要なものの運動量を保った、速い動きをするのには有利な動作であることが分かった。

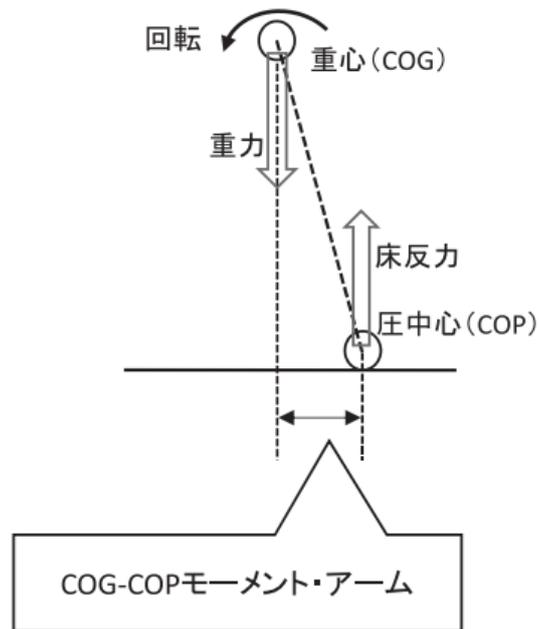


図 4-2 COG-COP モーメントアーム (鈴木⁵²⁾より引用)

重心 (COG) に作用する重力と圧中心 (COP) に作用する床反力が一致していれば物体は安定する。しかし、作用線が一致しない場合には回転運動 (重力モーメント) が生じる。

4.2 若年群の STW における CS

若年群の CS は SS より FI_y が低く、 FI_x は差がない。CS は遊脚側下肢が支持脚下肢の前方を通過し交差する動作であり、立位からの CS では下肢が交差する際に下肢同士が接触し、バランスを崩しやすいといわれている^{23,24)}。立位からの CS では支持脚股関節が伸展位であるのに対し、STW では支持脚股関節は屈曲位となり、STW における CS は立位からの CS よりも大きな交差動作や接触リスクが高い動作であると考えられる。CS が SS より FI_y が低いことから、CS が SS より難易度の高い動作であることが予想されるが、高齢群と比較して若年群は CS が実施しやすいと回答しているものが多い。

STW における CS は SS より LO 時の胸郭・骨盤が進行方向へ傾斜しており、重心と支持脚との距離が近づくため支持脚下肢の股関節・膝関節伸展モーメント、足関節背屈モーメントが小さい。頭部を含めた体幹は全体重の 50 数%を占めるとされており⁴⁴⁾、質量が大きく重心を移動するのに効率的な体幹を進行方向側へ傾斜することで、支持脚下肢の伸展モーメントを小さくできていると考えられる。SS で述べた進行方向と支持脚下肢の位置関係と COG-COP モーメントアームの観点から、CS は進行方向上に支持脚下肢が位置するために力学的に安定性に有利な動作であるといえる。CS の FI_x は股関節外転筋力と正の相関 ($r=0.59$)、LO 時膝関節内旋角度と負の相関 ($r=-0.57$) がある。CS は SS より LO 時の膝関節外旋角度が大きいことから、LO 時に膝関節の外旋が生じるほど、進行方向への運動量を保ち流動的に STW における CS を遂行できると考えられる。また、CS は支持脚の股関節内転位での支持がもとめられやすいため、股関節外転筋力が COG 速度を保つために必要性が高いことがわかる。立位からのステップであるが側方のバランス制御には足関節と膝関節とでは難しく、股関節が最も働くとの報告があり^{17,55)}、SS が FI_x と膝関節伸展筋力に相関があったのに対し、CS は FI_x と股関節外転筋力に相関があったことから側方の制御能力が必要となることが STW の CS の特徴と考えられる。1 相の動作戦略として COP 反対方向変化量が CS は SS より大きい。COP が進行方向とは逆方向へ移動する現象である逆応答現象が大きいということは、それだけ 1 相において運動量を高める必要があるということになる。上記のように STW における CS は股関節屈曲位である支持脚を前から交差する必要がある、その課題の難しさが 1 相の逆応答現象を大きくした要因と考える。1 相の課題時間は SS と CS で差がないため、同じ時間内で COP の変化量が大きいことから CS の困難さが示唆される。

以上のことから若年群の STW における CS の動作特徴としては屈曲位である支持脚下肢を交差してステップする必要がある、側方のバランス制御としての股関節外転筋力や 1 相での大きな逆応答現象が必要なものの、支持脚が進行方向上にあるために力学的に安定性に有利な動作であることがわかった。そのために、高齢群と比較して若年群は実施しやすいステップは CS と回答したものが多いと考えられる。

4.3 若年群と高齢群の開始姿勢の違い

若年群と高齢群を比較する上で開始姿勢に年齢の違いによる差があったため考察する。高齢群は若年群より股関節内旋角度・膝関節内反角度が大きく、膝関節屈曲角度・足関節背屈角度が小さかった。開始姿勢に関しては椅子の位置・足部位置は固定しており、大腿の中央が椅子の前方端となる様に設定している(図 2-1)。胸郭・骨盤の前後傾角度、股関節の屈伸角度に差がないことから、開始姿勢の差の要因は体幹ではなく下肢によるものが大きいと推察される。地域高齢者を対象とした疫学調査において男女ともに特に70歳を超えて膝関節の内反変形、関節裂隙の狭小化の割合が増加すると報告⁵⁶⁾しており、有田⁵⁷⁾は31%、安藤⁵⁸⁾は61%の高齢者に脊柱後彎変形がみられ、脊柱後彎によるアライメント変化は膝関節内反変形を伴うことが多いといわれている⁵⁹⁻⁶¹⁾。今回の対象となる高齢群は70歳以上であり、開始時・LO時共に若年群より膝関節の内反が大きいことから内反変形、関節裂隙の狭小化が生じている可能性がある。運動連鎖として股関節内旋は膝関節外反、膝関節内反は股関節外旋が伴うが実際の運動と実験的な研究では必ずしも一致しないとされており⁶²⁾、荷重下では距骨下関節の回外可動域が大きくなるために膝関節がより内反すると報告⁶³⁾されており、今回の高齢群は膝関節内反角度と股関節内旋角度が増加していると考えられる。骨盤と椅子および足部と床の位置が定められている今回の計測環境において股関節内旋・膝関節内反が生じていることで、胸郭・骨盤に対し膝が近位に位置し膝関節の屈曲角度・足関節の背屈角度が小さくなったことが推察される。

4.4 若年群と比較した高齢群の STW (SS と CS に共通する特徴)

開始姿勢の違いに続き、ステップの種類に差がないものの、年齢の違いに差がみられた項目について高齢群の STW の特徴の一つとして考察する。

高齢群の STW は SS・CS 共に LO 時 COP 左右座標が若年群と有意に差があり、若年群は LO 時には COP が進行方向とは反対方向へ位置しているのに対し、高齢群は LO 時の COP がほぼ正中位に位置していた。STW は起立動作と歩行開始動作が並行している動作であるといわれ、COP のみに着目すると若年群は LO 時には進行方向側へ動く状態にあり歩行開始動作が並行している状態であるのに対し、高齢群は左右への運動量がなく起立と歩行開始動作が並行していないと考えられる。若年群と同様に高齢群にも 1 相の反対方向への COP 移動があることから逆応答現象が確認でき、若年群と同様に進行方向へ COG を移動させようとしている。しかし、LO 時の COP 左右座標が高齢群は正中位に近いことから、1 相で生み出した推進力を LO 時にブレーキをかけている。これは COP の軌跡(図 3-1) をみると明らかであり、若年群は開始時から COP を進行方向とは反対に移動させ、LO 時にもそれを維持しているのに対し、高齢群は同様に開始時から COP を進行方向とは反対に移動させているものの、LO 時には正中位付近まで移動している。支持基底面内の COP が移動できる範囲は限られており、その外縁に近づくほど COG-COP モーメントアームの微調整が必要となり、バランス保持の難易度が必要とされている^{64,65)}。これらの観点から若年群は開始時から LO 時まで力学的に不安定であるものの移動に有利な動作戦略といえ、Hughes ら³⁾が示した運動量戦略に相当し、バランス能力や筋力が高く速い動作が可能な対象者が取りうる方法といえる。対して、高齢群は開始時から若年群と変わらないほど COP を移動させているものの LO 時には COG-COP モーメントアームの調整が難しいためか、COP を正中位に近づけることで安定性を確保した力戦略³⁾を取っていると考えられる。序論でも述べた起立動作は前方へ加速した COG にブレーキをかけ²⁾、STW は前方へ加速した COG の速度を保つ⁵⁾との動作特徴に当てはまると考えられる。身体機能検査の結果から、高齢群は若年群と比較して筋力やバランス機能が低く、転倒恐怖感が大きいことがわかる。これらの身体機能の低下が SS・CS に関わらず上記の動作特徴の要因となったと考えられる。以上のことから、SS・CS 共に 1 相までの動作特徴は若年群では STW としての特徴が確認でき、高齢群は起立動作の特徴が強くみられる結果となった。

4.5 若年群と比較した高齢群の STW における SS

4.1・4.2 の理由から若年群は CS が実施しやすいと答えているが、高齢群は CS より SS の方が実施しやすいと多く答えている。立位のステップ研究の多くは高齢群は CS を選択するとの報告が多いが²³⁻²⁵⁾、高齢群の STW でのステップ研究では反対の結果となったため、その要因を考察する。

FI_y は交互作用の分類⑥に該当し、若年群は SS で高い値を示すが、高齢群では SS で低い値を示し、ステップの種類の違いと年齢の違いの 2 つの要因が相殺する関係であるといえ、高齢群の STW における SS は若年群とは異なる動作戦略であることが予想される。高齢群の SS は若年群の SS より FI_x・FI_y が共に低いことから進行方向への運動量が減少し、股関節・膝関節伸展モーメントも若年群 SS より有意に低いため、若年群よりも低速かつ下肢モーメントを要さない動作戦略であることがわかる。起立動作では離殿直後に後方にバランスを崩しやすいが、膝伸展筋群が働くことで姿勢を保持しながら COG を前方へ移動させることができるが⁶⁶⁾、高齢群は若年群より膝関節伸展筋力が有意に低く、COG の前方移動が難しい点からも FI_y が低いことがわかる。

若年群と同様に高齢群の STW における SS も胸郭・骨盤の進行方向への傾斜角度が小さく、正中位に近い姿勢を取る。しかし、胸郭・骨盤の進行方向への回旋角度は年齢の差にのみ違いがあり、SS・CS 共に高齢群が大きかった。進行方向へ回旋しているということは正中位を向いた安静座位である開始姿勢から、LO 時には進行方向へ胸郭と骨盤の向きを修正しているということとなる。これは 4.4 で述べた、逆応答現象で算出した推進力を LO 時にブレーキをかけ起立する場合に、両側下肢で支持することに有利な姿勢を取ることができるためと推察される。胸郭・骨盤の傾斜が正中位に近い点や LO 時の COP が正中位に近い点も両側下肢で支持しやすい姿勢であるといえる。さらに、足部を前後に開いた非対称接地による起立動作において、前方に接地した下肢側に COG を移動して起立する条件においてエネルギーコストが小さく、運動の滑らかさを示す Jerk cost が有意に大きかったとの報告がある⁶⁷⁾。LO 時に進行方向へ胸郭・骨盤が回旋した状態は上記の非対称接地による起立と類似しており、SS は前方に支持脚が位置している点からも同じ条件といえる。高齢群の SS は若年群の SS より下肢伸展モーメントが小さい点からもエネルギーコストが小さいと考えられ、実施しやすかったと回答した要因の一つであると考えられる。高齢群の SS において FI_x は LO 時の骨盤傾斜角度と正の相関 ($r=0.59$) がある。STW における SS は支持脚が進行方向とは反対に位置しており、骨盤が進行方向側へ傾斜しないことは COG と COP の距離を離さないことになり、FI_x は低下するものの力学的に安定性に有利な動作戦略であるといえる。

以上のことから高齢群の STW における SS の動作特徴としては支持脚が進行方向とは反対にあるために力学的に不安定な条件となりやすいが、胸郭・骨盤の進行方向への傾斜角度が小さく、進行方向への COG 移動を積極的に行わないことで若年群と比較して力学的に安定した姿勢を取りやすく、低速であるために安定性に有利な動作であることが分かった。

4.6 若年群と比較した高齢群の STW における CS

高齢群の STW における SS は $FI_x \cdot FI_y$ が若年群と比較して有意に低いのにに対し、高齢群の STW における CS は $FI_x \cdot FI_y$ 共に若年群と比較して差がない。 FI_y においては交互作用の分類⑥に該当し、若年群は CS で低い値を示すのに対し、高齢群は CS で高い値を示しており、ステップの種類と年齢の 2 つの要因が相殺する関係である。下肢筋力と起立動作所要時間に有意な相関を認めたという報告⁶⁸⁻⁷⁰⁾が多いが、甲田らは地域在住高齢者の STW においてすべての分析時期で下肢筋力と COG 速度に相関が認められなかったと報告しており⁷¹⁾、今回的高齢群においても $FI_x \cdot FI_y$ と全ての身体機能検査に関して相関関係はみられなかったため、高齢群の STW における CS の COG 速度は筋力やバランス・歩行機能以外の要素が重要となることが考えられる。

高齢群の STW における CS は若年群と同様に 1 相にて COP を大きく反対方向へ移動し、進行方向へ胸郭・骨盤を傾斜することで進行方向への運動量が大きく、若年群と有意な差がないほどに $FI_x \cdot FI_y$ を高めることができていることが推察される。進行方向上に支持脚が位置し、支持脚股関節・膝関節伸展モーメントが小さい点や 1 相の課題時間が若年群と差がない点からも若年群と類似した動作戦略といえる。身体機能検査の結果の多くで高齢群が若年群より低値であったのに対し、股関節外転筋力は若年群と有意な差がなく、SS・CS 共に両群の胸郭・骨盤の傾斜角度に差がなかった要因と考えられる。しかし、歩行中の CS において COG が支持基底面を逸脱しやすくふらつきや転倒が生じやすいとの報告があり⁷²⁾、ふらつきや転倒を防ぐため 4.4 でも述べた様に LO 時には正中位付近に COP を移動しブレーキをかけている。高齢群の SS は COP が -1.60% 移動した後に LO 時に 0.29% であることから身長約 2.0% の移動であり、高齢群の CS は -3.53% 移動した後に LO 時に 0.42% であることから約 4.0% と倍の変化量である。若年群の CS が -3.27% から -2.66% と約 0.6% の変化量であることから、高齢群の CS では著明に大きなブレーキ作用が加わっていることが推察される。高齢群は MFES が若年群より低く、転倒恐怖感が大きい点からもより強いブレーキ作用が生じていると考えられる。この LO 時のブレーキ作用は起立動作において、股関節屈曲による進行方向への移動に対して股関節伸展筋によるブレーキによって COG が持ち上がる作用²⁾と考えられる。起立動作では COG の上方移動には股関節の伸展と共に膝関節の伸展が関与しているとされている⁷³⁾。また、若年群のすべてが膝関節伸展モーメントより股関節伸展モーメントが大きかったのに対し、高齢群の半数は股関節伸展モーメントより膝関節伸展モーメントの方が大きく、高齢群は股関節伸展モーメントが低下し膝関節の活動が主体となる⁷⁴⁾と報告されている。今回の結果から、COG の上方移動に関わるとされている LO 時の股関節・膝関節伸展モーメントは交互作用の分類③に該当し、CS が SS より小さく、高齢群が若年群よりさらに小さくなる相乗作用の関係にある。高齢群の CS で著明に大きなブレーキ作用が生じているものの LO 時の股関節・膝関節伸展モーメントが小さいことから、股関節・膝関節伸展モーメントの他にブレーキに関与する力があると考えられる。STW における CS では進行方向へ体幹および大腿骨を回旋・傾斜させる力

が生じる (図 4-3). この力により床反力ベクトルは膝の外側・後方へ変位し (図 4-4), 下腿部を外旋させる作用が生じ, 下腿部を外旋させる作用に対して膝関節の内旋モーメントが生じる. LO 時の膝関節内旋モーメントは交互作用の分類①に該当し, CS が SS より大きく, 高齢群が若年群よりさらに大きくなる相乗作用の関係にある. 関節モーメントは身体に加わる外力が関節を回転させようとするモーメントに対抗して身体内部の力が発生する力であり⁷⁵⁾, 股関節の屈曲とこの体幹および大腿骨を進行方向へ回旋・傾斜させる力に対抗している股関節伸展モーメントと膝関節内旋モーメントが COG を上方へ押し上げていと推察される (図 4-5).

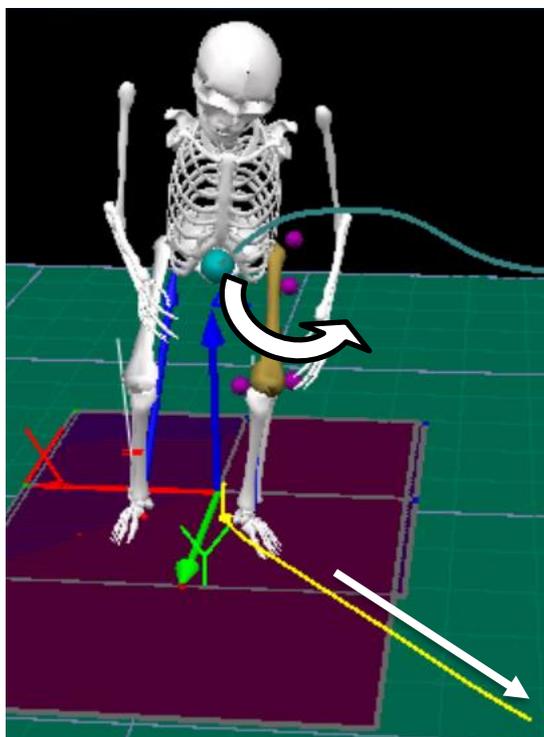


図 4-3 体幹および大腿骨を進行方向へ回旋・傾斜させる力
 代表例は左下肢が支持脚の CS を行っている. 床面の線は COG の床への投影線であり, 進行方向に該当する. 曲線の矢印は大腿骨が回旋する力を表している.

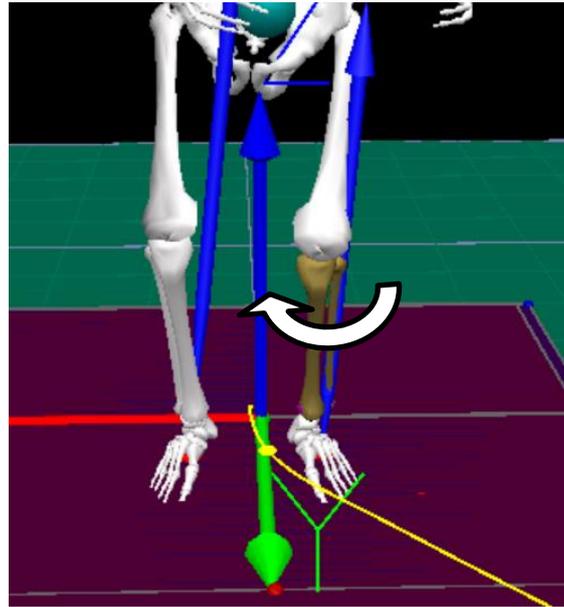


図 4-4 STW における CS の膝関節内旋モーメント

代表例は左下肢が支持脚の CS を行っている。床面の線は COG の床への投影線であり，進行方向に該当する。床反力ベクトルは左膝関節の外側・後方を通り，曲線の矢印は下腿部が外旋する力に対する膝関節の内旋モーメントを表している。

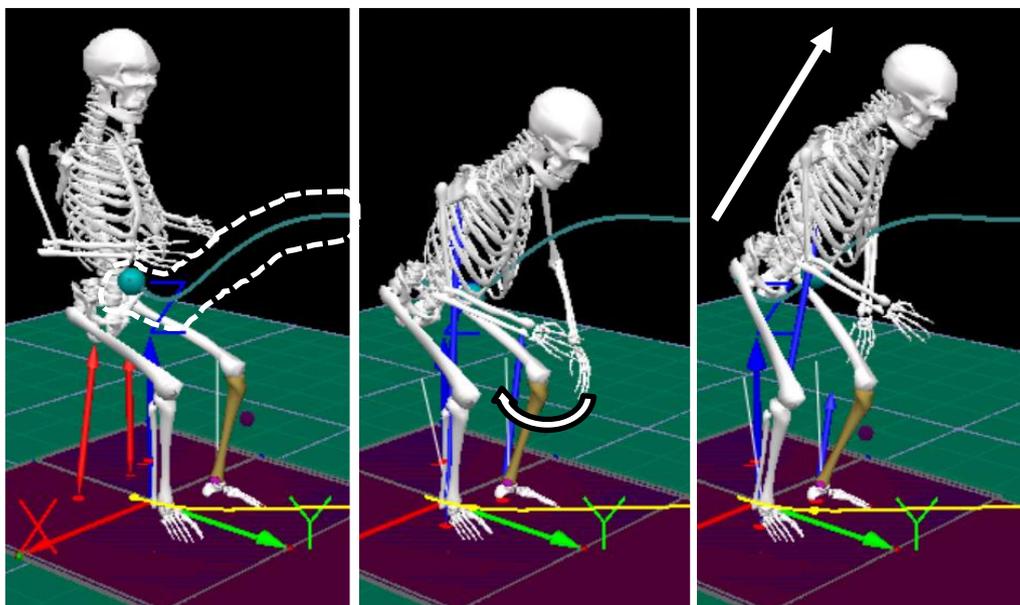


図 4-5 ブレーキ作用としての膝関節内旋モーメント

代表例は左下肢が支持脚の CS を行っている。床面の線は COG の床への投影線であり，進行方向に該当する。腰からの伸びている線が COG の軌跡であり，点線で囲まれた線を指す。曲線の矢印はブレーキに作用する下腿部の回旋する力に対抗する膝関節内旋モーメントを表す。

膝関節の回旋に関しては、スクワットの研究であるが荷重下では膝関節は屈曲角度 15° 以上で回旋運動が生じるとあり⁷⁶⁾ (図 4-6), 今回の結果から STW では LO 時に $75\sim 81^{\circ}$ の膝関節屈曲位での両側下肢荷重が生じており, LO 時に両群において CS は SS より膝関節外旋角度が大きい. 膝関節外旋とは大腿の外旋と下腿の内旋であり, 大腿骨の外旋は股関節の外旋に伴う. LO 時の股関節の外旋角度は交互作用の分類⑥に該当し, 若年群は CS で減少するのに対し, 高齢群は CS で増加する. つまり, STW における CS では LO 時の股関節は若年群で内旋しやすく, 高齢群で外旋しやすいといえる. 起立動作にて体幹前傾・股関節屈曲による前方への COG 移動にブレーキをかけ, COG を上方へ押し上げる作用は主に大殿筋とハムストリングスが作用し^{77,78)}, 大殿筋は股関節を外旋する作用がある. 高齢群の CS では大殿筋の活動により LO 時で股関節が外旋し, 同時に大腿骨が外旋する外力が加わることで膝関節の内旋モーメントが増加すると考えられる.

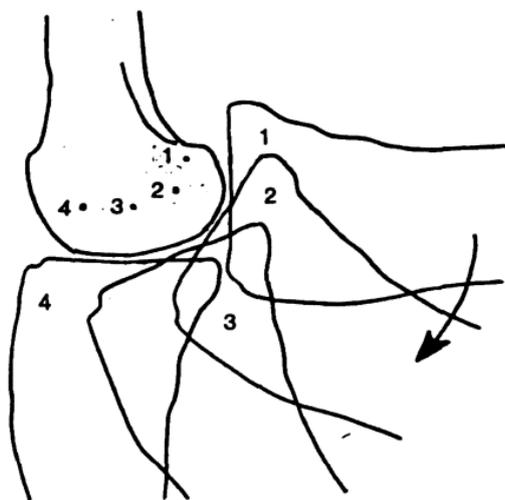


図 4-6 膝関節運動軸の移動

大腿骨と脛骨間の屈曲と伸展運動にて, 大腿骨顆部の解剖学的形態から運動の軸が固定せず大きく移動する. 矢印は膝の屈曲と伸展運動に伴う回旋運動を表している.

(Coughlin⁷⁶⁾ より改変引用)

立位からの CS において高齢群は足底筋から体幹部まで多くの抗重力筋力が COP 動揺の減少に関与するとされており⁷⁹⁾、高齢群は膝関節伸展筋力の低下および足底から体幹までの抗重力筋力の不足により COP 動揺が増大し、制御が困難なために大きなブレーキ作用が必要であり、結果として膝関節の回旋を抑制できていないことが考えられる。起立動作にて力学的エネルギーの産生と吸収の変動量の大きさは股関節が最も大きいにも関わらず、官能検査では膝関節の力学的負担が動作遂行の容易さに最も影響した⁸⁰⁾との報告がある。若年群と比較して高齢群が CS が実施し難いと答えている要因は膝関節の回旋が抑制できていないことが最も大きな要因であると考えられる。膝屈曲姿勢における身体バランスに関して体重、膝蓋腱を通して大腿四頭筋の力、脛骨関節面にかかる力の 3 方向の力が膝に働き、運動・動作による加速度が加わることで運動の軸がずれ膝の屈伸運動において関節面の滑り運動が起こらず、関節面に異常な圧迫が生じることになり、靭帯の伸張や関節破壊されるとされている⁸¹⁾ (図 4-7)。また、膝関節の内旋は膝関節の骨性のロックを解除して衝撃吸収に寄与する⁸²⁾とともに、前・後十字靭帯の交差を強めて膝関節を動的に安定させる⁸³⁾とされており、STW における CS による膝関節の外旋を抑制することが機能的かつ安全な動作の遂行に繋がると考えられる。自然なステップの結果から、軸足側への STW では高齢群は若年群と同様に日常的に CS を行っている。しかし、膝関節の外旋を抑制できていない結果から、今後疼痛の発生や靭帯の伸張・関節破壊等に繋がる可能性があり、膝関節の周囲筋の強化による膝関節の外旋の抑制やサポーターの使用等を指導する必要性が示唆された。



図 4-7 膝屈曲位における荷重膝に作用する力

膝屈曲位における荷重膝に作用する力。膝の屈曲角度によってこの長さ H が変化し、関節面に及ぼす力も変化する。

(岩倉⁸¹⁾ より改変引用)

膝関節の負荷を考慮すると STW の一步目は同側・反対側共に SS を実施することが望ましいと考えられ、転倒を繰り返している高齢者や膝関節に痛みを有している方への動作指導としては SS を選択することが必要と考える。高齢群の STW における SS において進行方向への重心移動を積極的に行わず、支持脚下肢と重心を離さないことが安定性に有利であると前述した。立位からのステップでも支持脚への大きな重心移動が難しいために SS を選択するとあり²⁵⁾、座位姿勢から開始される今回のステップも立位姿勢から開始されるステップにおいても、支持脚下肢への重心移動の必要性が高いことがわかった。FIx と骨盤の側方傾斜角度の相関分析の結果から、反対側へ骨盤を傾斜させることが支持脚下肢と重心を離さないことになる。高齢者は体幹の可動性の低下により SS を選択できない²⁴⁾との先行研究を支持する結果となり、体幹の可動性、特に骨盤の側方傾斜の可動性を向上させる運動や動作指導の必要性が示唆された。しかし、高齢群は実施しやすいステップと FRT に正の相関 ($r=0.54$) がある。FRT は短いほどバランス機能が低いことを示し、実際の計測場面でも高齢群のほとんどが CS に困難さを感じていたが、バランス機能が低いほど CS を選択することとなる。立位からのステップでは SS で大きな COG 移動を要するために SS を選択できないとの報告があり²⁵⁾、FIx と FRT には有意な相関を認めなかった ($r=0.20$) もの、バランス機能が低いために先行研究と同様に STW におけるステップでも SS が実施し難いと感じる可能性がある。そのため、高齢群にとって STW における SS は力学的に安定した姿勢を取りやすく、安定性に有利な動作であるが、バランス機能が低い場合には必ずしも SS が有効であるとはいえない可能性が示唆された。

以上のことから高齢群の STW における CS の動作特徴としては支持脚が進行方向上にあるために支持脚下肢の伸展モーメントが小さく、若年群と同様に進行方向への運動量を産出することができているが、両群・両ステップにおいて最も大きなブレーキ作用が支持脚下肢に加わっており、LO 時に膝関節の外旋が生じることが高齢群が CS が困難と答える最も大きな要因であると考えられる。

4.7 本研究の限界と課題

本研究では STW における SS と CS に関して Fluidity Index や COP 変化量、体幹・支持脚下肢に着目し、若年群と高齢群の動作戦略の違いを分析した。しかし、対象者数が少ないこともあり Flx や膝関節内外反角度にて正規分布が確認できず、二元配置分散分析が行うことができなかつたため、これらの交互作用にまで言及することができなかつた。今後データ数を増やし、Flx や膝関節の内外反角度におけるステップの種類と年齢による 2 要因の交互作用についても分析していきたいと考える。また、STW は過渡動作であり、転倒との関連性が高い動作であるといえるため、転倒歴のある高齢者や片麻痺者、要介護認定者を対象とした計測を行うことで、今後は転倒との関連性も分析したいと考える。

今回は動作開始から離殿までに着目した。離殿は STW における大きな変化点であり、STW における多くの研究で着目されている^{5-8,10,14}が、ステップが開始する前である。そのため、今後はステップの開始時である一歩目離地時やステップの終了時である二歩目離地時の体幹角度や支持脚下肢角度・関節モーメントとの関係についても分析していきたいと考えている。また、一歩目離地時および二歩目離地時の COP 変化量や、Hof らによって提唱された推定質量中心位置 (Xcom : extrapolated center of mass) と支持基底面外縁との距離である安定性限界 (Mos : margin of stability)⁸⁴と Flx・FIy の関連性についても分析を行っていく必要があると考える。

第5章 結論

本研究は、若年者と比較した高齢者の斜め前方への STW での SS と CS の動作戦略の違いを運動学・運動力学的に明らかにすることを目的とした。本研究の結果から STW における SS と CS の動作戦略の違いは進行方向に対する支持脚接地位置の距離により、SS は膝関節伸展筋力やバランス機能、支持脚下肢の伸展モーメントが必要なものの運動量を保った、速い動きをするのには有利な動作であることがわかった。CS は側方のバランス制御としての股関節外転筋力や1相での大きな逆応答現象が必要なものの、支持脚下肢の伸展モーメントが小さく、力学的に安定性に有利な動作であることがわかった。若年群は高齢群と比較して実施しやすいステップは CS と回答したものが多く、斜め前方への STW において歩行開始となる最初の一步は CS を選択することが運動力学的に効率が良いといえる。

しかし、高齢群は若年群と異なり、STW における CS は困難で、実施しやすいステップは SS と答えていた。高齢群は SS・CS 共に STW の開始姿勢となる座位の時点で膝関節の内反が生じており、COP 座標の変化により進行方向への推進力を生み出すものの、LO 時には大きなブレーキ作用を起こしていた。STW は前方への運動量を保つ^{5,8)}との特徴よりも、起立動作は前方へ加速した COG にブレーキをかける²⁾との起立動作の特徴が強くみられた。その後の STW における SS と CS の動作戦略の違いは若年群と同様に進行方向に対する支持脚接地位置の距離に対する反応として、胸郭・骨盤の傾斜角度や1相の COP 変化量が類似していたが、高齢群特有の動作戦略がみられた。高齢群の STW における SS は進行方向への COG 移動を積極的に行わないことで若年群とは異なり力学的に安定した姿勢を取り、低速であるために安定性に有利な動作であることが分かった。高齢群の STW における CS は両群・両ステップにおいて最も大きなブレーキ作用が支持脚下肢に加わっており、そのブレーキ作用により LO 時に膝関節の外旋が生じており、高齢群は CS が困難と答える最も大きな要因であると考えられた。

軸足側への STW では高齢群は若年群と同様に日常的に CS を行っているが、膝関節の外旋を抑制できていない結果があり、膝関節の周囲筋の強化による膝関節の外旋の抑制やサポーターの使用等を指導する必要性が示唆された。膝関節の負荷を考慮すると STW の一步目は同側・反対側共に SS を実施することが望ましいと考えられ、転倒を繰り返している高齢者や膝関節に痛みを有している方への動作指導としては SS を選択することが必要といえる。高齢群の STW における SS においては支持脚下肢と重心を離さないことが安定性に有利であり、体幹の可動性、特に骨盤の側方傾斜の可動性を向上させる運動や動作指導の必要性が示唆された。

謝辞

本研究を遂行するにあたり、多くの方にご支援・ご協力をいただき、周囲の方々に支えていただくことでこの論文を完成させることができました。

国際医療福祉大学大学院保健医療学専攻福祉支援工学分野福祉支援工学領域の山本澄子教授には研究デザインの立案から、計測、データの分析、論文の執筆に至るまで、多大なご指導を頂きました。修士の2年間と合わせて5年間もの間、本当にお世話になりました。修士1年目では研究が十分な形にならず、1年間で13回も研究の発表をし、ご心配をおかけしたと思います。博士課程はコロナ渦ということもあり、何度も挫折しかけてましたが山本澄子教授からの確かつ具体的な多くの教をいただいたことで、博士論文の執筆までたどり着くことができました。この5年間で少しずつ、自身でも実感できるほど成長したと思っています。本当にありがとうございました。

国際医療福祉大学大学院福祉支援工学分野福祉支援工学領域の石井慎一郎教授・窪田聡准教授には毎週のゼミで研究の方法や統計の検討、結果の解釈等多くのご指導を頂きました。石井慎一郎教授には研究がより良い形となる様にいつも前向きなご指導・具体的な指摘を頂け、研究継続の活力を頂きました。窪田聡准教授には研究の根本となる日々の疑問点や研究のモチベーションの部分から軌道修正、統計手法の具体的な指導等を頂け研究の流れが明確になりました。

国際医療福祉大学大学院福祉支援工学分野福祉用具管理指導者領域の東畠弘子教授・出口弦舞准教授・高畑康裕先生には合宿や報告会を通じてたくさんのご指導を頂きました。修士の時は福祉用具管理指導者領域の講義にも特別に参加させていただくという貴重な機会もあり、本当に感謝しております。

志村スクエアダンスの会の藤崎正則会長や北本ミンツの太田里恵子会長を中心に多くの方に声をかけていただき、修士課程・博士課程で被験者の方々にご協力を頂くことができました。計測が滞る時もありましたが、被験者の方々には快くご協力いただき心から感謝致します。

現在の職場である医療法人社団愛友会上尾中央第二病院の職員の皆には様々な場面で協力していただきました。研究方法の検討や被験者、休日の計測補佐に至るまで多くのご助力を頂き、職場の方々のご理解があったからこそ論文を完成させることができました。

福祉支援工学分野の修了生や院生たちには、ゼミ・合宿・報告会でたくさんのご指摘・アドバイスを頂きました。修士の2年間と合わせ5年間、多くの先輩・同期・後輩に刺激を受け、励まし合えたことで、研究活動を進めることができました。

最後に、研究の相談や計測の補佐、日々の生活での支援、精神面でも経済面でも5年間もの間ずっと支え続け、応援し続けてくれた妻に心から感謝致します。

文献一覧

- 1) Kerr A, Durward B, Kerr KM. Defining phases for the sit-to-walk movement. *Clin Biomech* 2004;19(4):385-390
- 2) 山本澄子,石井慎一郎,江原義弘.基礎バイオメカニクス第 2 版.東京:医歯薬出版株式会社,2015:97-114
- 3) Hughes MA, Weiner DK, Schenkman ML, et al. Chair rise strategies in the elderly. *Clinical Biomechanics* 1994;9(3):187-192
- 4) Schenkman ML, Berger RA, Riley PO, et al. Whole-body movements during rising to standing from sitting. *Physical Therapy & Rehabilitation Journal* 1990;70:638-648
- 5) Magnan A, McFayden BJ, St-Vincent G. Modification of the sit-to-stand task with the addition of gait initiation. *Gait & Posture* 1996;4:232-241
- 6) Dion L, Malouin F, McFadyen, et al. Assessing mobility and locomotor coordination after Stroke with the Rise-to-Walk task. *Neurorehabilitation and Neural Repair* 2003;17(1):83-92
- 7) 甲田宗嗣,阿南雅也,新小田幸一.日常生活でよくみられる起立から歩行にいたる一連の動作解析—高齢者における動作スピードの影響に着目して—.*広島大学保健学ジャーナル* 2004;3(2):35-43
- 8) 和田直樹,山本澄子.若年者と比較した高齢者の座位から歩行までの動作の特徴—骨盤と体幹の動きに着目して—.*理学療法科学* 2021;36(1):21-28
- 9) Dehail P, Bestaven E, Muller F, et al. Kinematic and electromyographic analysis of rising from a chair during a “sit-to-walk” task in elderly subjects: Role of strength. *Clinical Biomechanics* 2007;22:1096-1103
- 10) Kouta M, Shinkoda K. Differences in biomechanical characteristics of sit-to-walk motion between younger and elderly males dwelling in the community. *Journal of Physical Science* 2008;20:185-189
- 11) 山下忠,谷口隆雄,久門正人ら.歩行過渡期の特性解析. *バイオメカニズム学会誌* 1980;5:152-158
- 12) 菊池麻美,中江秀幸,對馬均.歩幅および歩行速度が一定となるまでの助走距離について—健常成人を対象とした予備的研究—. *理学療法科学* 2011;26(5):647-650
- 13) 伊井公一,山中健行,鈴木一弘ら.転倒低リスク高齢者における転倒要因と転倒予防に受けた一考察. *理学療法科学* 2017;32(6):763-767
- 14) 朝倉智之,臼田滋,白倉健二.座位からの歩行開始動作における流動性の決定要因. *理学療法科学* 2011;26(2):251-254
- 15) Andrews JR, M.D., McLEOD WD, et al. The cutting mechanism. *The American Journal of Sports Medicine* 1977;Vol.5,No.3:111-121

- 16) Glaister BC, Bernatz GG, Klute GK, et al. Video task analysis of turning during activities of daily living. *Gait Posture* 2007;25:289–294
- 17) Shumway CA, Woollacott M. (田中繁監訳). モーターコントロール運動制御の理論と臨床応用原著第2版,東京:医歯薬出版,2004:173-203
- 18) Pollock AS, Durward BR. What is balance?. *Clinical rehabilitation* 2000;14(4):402-406
- 19) Maki BE, McIlroy WE. Control of rapid limb movements for balance recovery: age-related changes and implications for fall prevention. *Age and Ageing* 2006;35:12-18
- 20) 眞野行生.高齢者の転倒とその対策.東京:医歯薬出版,1999:2-12
- 21) Åberg AC, Frykberg GE, Halvorsen K. Medio-lateral stability of sit-to-walk performance in older individuals with and without fear of falling. *Gait & Posture* 2010;Vol.31:438-443
- 22) 炭本貴大. 新小田幸一. 福井基裕ら.動作スピードの違いが起立一歩行動作時の側方バランス制御に及ぼす影響.日本理学療法学会 2016;43(2):0444
- 23) Mille ML, Johnson ME, Martinez KM, et al. Age-dependent differences in lateral balance recovery through protective stepping. *Clinical Biomechanics* 2005;20:607-616
- 24) Rogers WM, Mille ML. Lateral Stability and Falls in Older People. *American College of Sports Medicine* 2003;Vol.31,No.4:182-187
- 25) 秋吉直樹.2016.後方の方向転換動作時における先行随伴性姿勢調節の若年者と高齢者の比較
file:///C:/Users/aka_k/Downloads/32206AS258%20(2).pdf 2021.11.02
- 26) 鈴木雄太,阿江通良,榎本靖士.サイドステップおよびクロスステップによる走方向変換動作のキネマティック的研究.体育学研究 2010;5581-95
- 27) 杉浦美穂,長崎浩,古名丈人ら.地域高齢者の歩行能力—4年間の縦断変化—.体力科学 1998;47:443-452
- 28) 島田裕之,古名丈人,大淵修一ら.高齢者を対象とした地域保健活動における Timed up & Go test の有用性.理学療法学 2006.33(3):105-111
- 29) Guralnik JM, Ferrucci L, Simonsick EM. et al. Lower-Extremity Function in Persons over the Age of 70 Years as a Predictor of Subsequent Disability. *The New England Journal* 1995;332:556-561
- 30) 加藤宗規,山崎裕司,終幸伸ら.ハンドヘルドダイナモメーターによる等尺性膝伸展筋力の測定:固定ベルトの使用が検者間再現性に与える影響.総合リハビリテーション 2001;29:1047-1050
- 31) 加藤宗規,山崎裕司.ハンドヘルドダイナモメーターによる等尺性股関節外転筋力の測

定一固定用ベルトの使用が検者間再現性に与える影響—高知リハビリテーション学院
紀要 2002;4:7-11

- 32) Duncan PW, Weiner DK, Chandler J, et al. Functional reach:a new clinical measure of balance. *Journal Gerontology* 1990;45:M192-M197
- 33) 新開省二,渡辺修一郎,熊谷修ら.高齢者の活動的余命の予測因子としての 5m 歩行速度. *運動疫学研究* 2000;2:32-38
- 34) Podsiadlo D, Sandra R. The timed “up & go”: a test of basic functional mobility for frail elderly persons. *Journal American Geriatrics Society* 1991;39:142-148
- 35) Hill KD, Schwarz JA, Kalogeropoulos AJ, et al. Fear of falling revisited. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 1996;77:1025-1029
- 36) Gibson MJ. Falls in later life. In: Kane RL, et al. *Improving the Health of Older People; A World View*, Oxford University Press, New York 1990:296-315
- 37) 石倉修,新小田幸一,加藤了三ら.平面 3 リンクモデルによる椅子からの立ち上がり動作の特性解析.第 21 回バイオメカニズム学術講演会講演予稿集 2000:55-58
- 38) Dessery Y, Barbier F, Gillet C, et al. Does lower limb preference influence gait initiation?. *Gait & Posture* 2011;33(4):550-555
- 39) Casting J, Burdin Ph, Delplace J, et al.(井原秀俊訳).*図解・関節・運動器の機能解剖 下肢編*.東京:協同医書出版社, 1986:71-95
- 40) Holden JP, Orsini JA, Siegel KL, et al. Surface movement errors in shank kinematics and knee kinetics during gait. *Gait & Posture* 1997;5(3): 217-227
- 41) Smidt GL. Biomechanical analysis of knee flexion and extension. *Journal of Biomechanics* 1973;6(1):79-92
- 42) Yamaguchi GT, Zajac FE. A Planar Model of the Knee Joint to Characterize the Knee Extensor Mechanism. *Journal of Biomechanics* 1989;22(1):1-10
- 43) 梅野貴俊,北川亮,日垣秀彦ら.膝関節運動にともなう膝関節近位皮膚の伸張特性.日本機械学会 2012 年度年次大会講演論文集 2012:J022031
- 44) 阿江通良,湯海鵬,横井孝志.日本人アスリートの身体部分慣性特性の推定.バイオメカニズム 1992;11:23-33
- 45) 岡田英孝,阿江通良,藤井範久ら.日本人高齢者の身体部分慣性特性.バイオメカニズム 1996;13:125-139
- 46) Asakura T, Usuda S. Effects of Directional Change on Postural Adjustments during the Sit-to-walk Task. *Journal of Physical Science* 2013;25:1377-1381
- 47) 池田郁男.統計検定を理解せずに使っている人のためにⅢ.科学と生物 2013;51(7):483-495
- 48) 池田郁男.改訂増補版:統計検定を理解せずに使っている人のためにⅢ.科学と生物 2019;57(10):629-647

- 49) 木村邦彦,浅枝澄子.ヒトの四肢の一側優位性について.人類史 1974;82(3):189-207
- 50) 山崎信寿(編).足の事典.朝倉書店,東京 1999;106-109
- 51) Elias LJ, Bryden MP. Footedness is a better predictor of language lateralisation than handedness. *Laterality* 1998;3(1):41-51
- 52) 鈴木誠.連載第 1 回立ち上がり動作におけるバランスをどう見るか.理学療法学 2021;48(4):453-459
- 53) 土屋和雄,高草木薫,荻原直道(編).身体適応:歩行運動の神経機構とシステムモデル.東京:オーム社,2010:1-24
- 54) 伊東太郎.先行随伴性姿勢調節の機能的意義.英知大学人文科学研究室紀要 人間文化 2006; 9:1-57
- 55) 小比賀柚木,山田拓実,江原義弘ら.若年者と高齢者における前方・側方ステップ動作について—矢状面・前額面パワーの分析から—.理学療法科学 2010;25(3):357-362
- 56) 古賀良生.変形性膝関節症の疫学—下肢アライメント 3次元測定システム開発の背景—.理学療法学 2007;34(8):340-344
- 57) 有田親史,小林郁雄.老人の脊柱変形の分析.臨床整形外科 1980;15:115-122
- 58) 安藤正明.別冊整形外科 12 高齢者の脊椎疾患.東京:南江堂,1987:14-17
- 59) 原田孝,茂手木三男,岡島行一ら.高齢者の姿勢—脊柱後弯変形と重心線位置.総合リハ 1994;22:133-136
- 60) 大高洋平,里宇明元.高齢者の姿勢と歩行.老年精神医学雑誌 2005;16:922-928
- 61) 福井勉,山寄勉(編).力学的平衡理論「整形外科理学療法理論と技術」.東京:メディカルビュー社,1997:172-201
- 62) 佐藤洋一郎.運動連鎖とエビデンス.理学療法歩み 2011;22(1):17-25
- 63) Lattanza L, Gray GW, Robert M, et al. Closed versus open kinematic chain measurements of subtalar joint eversion: Implications for clinical practice. *The Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy* 1988;9(9):310-314
- 64) 鈴木誠,藤澤宏幸(編).日常生活活動の分析 身体運動学的アプローチ(第 2 版).東京:医歯薬出版,2009:49-63
- 65) 鈴木誠,村上賢一,榊望ら.脳卒中後遺症患者を対象としたバランス能力テストの開発 第 1 報—妥当性及び信頼性の検討—.理学療法科学 2010;25(4):607-613
- 66) Riley PO, Schenkman ML, Mann RW, et al. Mechanics of a constrained chair-rise. *Journal of Biomechanics* 1991;24(1):77-85
- 67) Fujisawa H, Suzuki H, Murakami K, et al. The relationship between energy cost and the center of gravity trajectory during sit-to-stand motion. *Journal of Physical Science* 2015;27(12):3883-3886
- 68) Alexander NB, Gu MJ, Branch M, et al. Geriatrics: Does log torque influence rising from chair in older adults. *Rehabil R D Prog Rep* 1995;32:101-102

- 69) Inkster L, Eng JJ, MacIntyre DL, et al. Leg muscle torque is reduced in Parkinson's disease and relates to the ability to rise from a chair. *Movement Disord* 2003;18:157-162
- 70) Kim MC, Eng JJ. The relationship of lower-extremity muscle torque to locomotor performance in people with stroke. *Physical Therapy* 2003;83:49-57
- 71) 甲田宗嗣,新小田幸一.地域在住高齢者における起立-歩行動作のバイオメカニクスと運動能力および転倒経験との関連.理学療法科学 2008;23(1):125-131
- 72) Yamada M, Higuchi T, Mori S, et al. Maladaptive turning and gaze behavior induces impaired stepping on multiple footfall targets during gait in older individuals who are at high risk of falling. *Archives of Gerontology and Geriatrics* 2012;54:102-108
- 73) Bing Y. 2000. The Effects of the Lower Extremity Joint Motions on the Total Body Motion in Sit-to-Stand Movement
https://digitalcommons.georgefox.edu/pt_fac
- 74) 藤井貴允,戸田晴貴,石川博隆ら.立ち上がり動作の内部股関節伸展モーメント産出に影響する筋機能の加齢変化.理学療法化学 2013;28(4):463-468
- 75) 山本澄子.身体運動のバイオメカニクス.理学療法学 2003;18(3):109-114
- 76) Coughlin KM, Incavo SJ, Churchill DL, et al. Tibial axis and patellar position relative to the femoral epicondylar axis during squatting. *The Journal of Arthroplasty* 2003;18(8):1048-1055
- 77) 星文彦,山中雅智,高橋光彦ら.椅子からの立ち上がり動作に関する運動分析.理学療法学 1992;19(1):43-48
- 78) 後藤淳,高田毅,未廣健児.立ち上がり動作—力学的負荷に着目した動作分析とアライメント—.関西理学 2002;2:25-40
- 79) 竹内弥彦,田中康之,下村義弘ら.足圧中心動揺と筋力の関係から見た高齢者の側方ステップ反応特性.日本生理人類学会誌 2006;Vol.11,No.4:139-144
- 80) 佐藤秀一,佐藤秀紀,山下礼二.起立動作における下肢の力学的負担計測.青森保健大雑誌 2007;8(1):45-48
- 81) 岩倉博光.膝の運動学.日本義肢装具学会誌 1986;2(3):187-192
- 82) Gotz-Neumann K.(月城慶一, 山本澄子, 江原義弘ら監訳).観察による歩行分析.東京:医学書院,2005:5-80
- 83) 石井慎一郎.臨床運動学からみた動作分析.理学療法 = *Journal of physical therapy* 2002;19(8):902-910
- 84) Hof A, Gazendam M, Sinke W. The condition for dynamic stability. *Journal of Biomechanics* 2005;38(1):1-8