

博士論文

ノルディックウォーキングが下肢関節疾患患者の
歩容と身体機能に及ぼす効果

加藤 徳明

目次

第1章 序論	3
1.1 超高齢社会における課題	4
1.1.1 高齢化の現状	4
1.1.2 高齢化に伴う社会保障費の推移	5
1.1.3 健康寿命の推移	6
1.1.4 要介護・要支援者数の推移と要因	6
1.1.5 関節疾患患者の増加	7
1.2 ウォーキング運動を基礎とした健康づくり	9
1.3 下肢疾患患者のウォーキングをサポートするツールの必要性	10
1.4 ノルディックウォーキングを活用した歩行運動	12
1.5 ウェアラブルセンサを用いた歩行分析法	15
1.6 本研究の目的	17
1.7 本論文の構成	17
第2章 下肢関節疾患患者の身体機能が歩行動作に及ぼす影響	18
2.1 緒言	19
2.2 対象と方法	20
2.2.1 対象	20
2.2.2 測定項目と測定方法	20
2.2.3 慣性センサを用いた歩行分析法	23
2.2.4 歩行指標の算出方法	30
2.2.5 統計処理	32
2.3 結果	33
2.3.1 身体機能の比較	33
2.3.2 歩行指標の比較	33
2.3.3 身体機能指標間の相関分析	35
2.3.4 身体機能と歩行指標の相関分析	36
2.4 考察	41
2.4.1 健常高齢者と下肢OAの身体機能の比較	41
2.4.2 健常高齢者と下肢OAの歩行指標の比較	42
2.4.3 身体機能と歩行指標の関係性	44
2.5 まとめ	46

第3章 ノルディックウォーキングが下肢関節疾患患者の	
	歩行動作の対称性に及ぼす効果 ……47
3.1 緒言	48
3.2 対象と方法	49
3.2.1 対象	49
3.2.2 測定項目と測定方法	49
3.2.3 統計処理	51
3.3 結果	52
3.3.1 被験者の属性	52
3.3.2 下肢OAの通常歩行とNWの比較	53
3.3.3 下肢OAを下肢筋力左右差で群分けした場合の通常歩行とNWの比較	54
3.4 考察	58
3.5 まとめ	62
第4章 ノルディックウォーキングによる歩行トレーニングが	
	下肢関節疾患患者の身体機能や歩容に及ぼす効果 ……63
4.1 緒言	64
4.2 対象と方法	65
4.2.1 対象	65
4.2.2 ノルディックウォーキングによる歩行トレーニング介入方法	65
4.2.3 統計処理	68
4.3 結果	69
4.3.1 全被験者を対象にした場合における介入効果の評価	69
4.3.2 下肢OAを下肢筋力左右差で群分けした場合の介入効果の評価	72
4.4 考察	76
4.4.1 NW介入が下肢OAの身体機能に及ぼす効果	76
4.4.2 NW介入が下肢OAの歩容に及ぼす効果	78
4.5 まとめ	82
第5章 結論	83
5.1 本研究の成果	84
5.2 本研究の限界と今後の展望	85
参考文献	86
本論文に関する研究業績	99
謝辞	100

第 1 章

序論

1.1 超高齢社会における課題

1.1.1 高齢化の現状

総務省の人口推計によると、我が国における 65 歳以上の高齢者の人口は過去最高の 3,558 万人となり、総人口（平成 30 年 10 月 1 日現在、1 億 2,644 万人）に占める高齢者の割合は 28.1%となっている^[1]。我が国では、少子高齢化に伴い総人口が減少する中、今後も高齢者の割合が増加する傾向が続き、2060 年には高齢化率が 38.1%まで上昇し、国民の約 2.6 人に 1 人が高齢者となる「超高齢社会」が到来すると予測されている^[2]（図 1.1）。また、平成 29 年度の簡易生命表によると、男性の平均寿命は 81.09 年、女性の平均寿命は 87.26 年となっており、今後も男女ともに平均寿命は延び、2065 年には男性が 84.95 年、女性が 91.35 年になると予測されている^[2,3]。平均寿命が延びている理由として、生活環境の改善や医学の進歩により、悪性新生物、肺炎、心疾患、脳血管疾患による死亡の減少が挙げられている^[3]。一方、世界的な動向をみると、総人口に占める 65 歳以上の高齢者の割合は、2015 年は 8.3%であるが 2060 年には 17.8%まで上昇すると予測されている^[4]。現在、高齢人口や高齢化率の増加は、先進諸国を中心にみられる傾向であるが、今後は発展途上国においても高齢化が進行することが見込まれている^[4]。高齢化は、世界各国において共通に見られる現象になると考えられることから、現在の我が国における高齢化に関する問題は、将来的には世界各国の共通の問題になると考えられる。

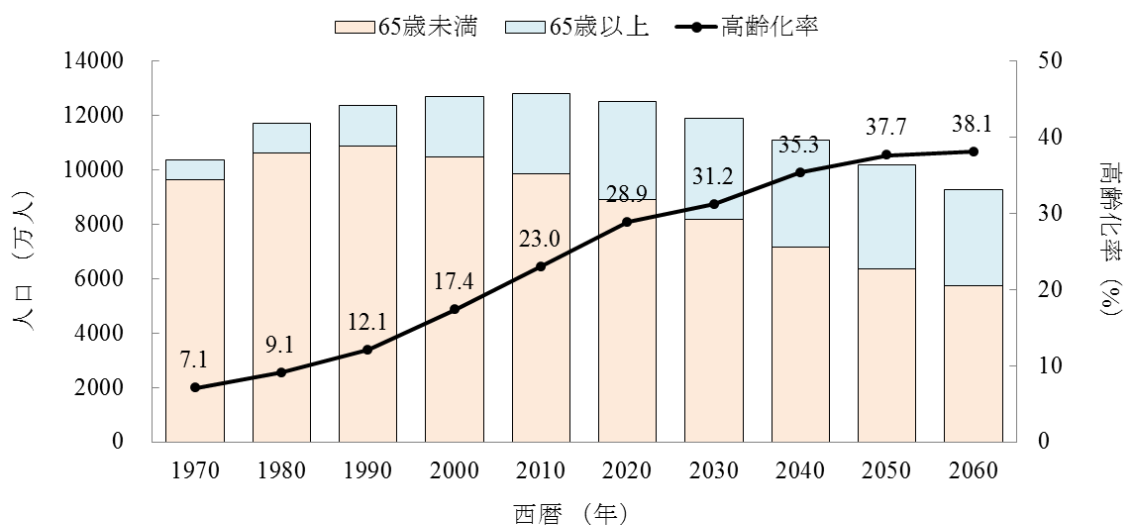


図1.1 総人口と高齢化率の推移
(平成29年度 日本の将来推計人口 (国立社会保障・人口問題研究所) より作成)

1.1.2 高齢化に伴う社会保障費の推移

国立社会保障・人口問題研究所の統計によると、我が国では高齢化に伴い、介護や医療に係る社会保障費用は年々増加し、平成29年度は120兆2443億円となっている^[5]。現在、我が国では医療費や介護費用の増加が大きな問題になっている。医療費の推移を見てみると年々増加し、平成29年度は42.2兆円となっている（図1.2）。また、医療費の内訳を傷病別にみると、循環器系の疾患が6.8兆円（19.7%）、新生物・腫瘍が4.4兆円（14.2%）、骨格筋系の疾患が2.4兆円（7.9%）、呼吸循環器系の疾患が2.3兆円（7.4%）となっており、医療費の多くが生活習慣病に関係する疾患によるものである。また、医療費を年代別でみると65歳以上の高齢者における医療費の割合が60.3%となっており、高齢者人口の増加が予測されている状況において、社会保障費用は今後益々増加していくと考えられる。近年、社会保障費用の増加が国家財政や国家運営のあり方に大きな影響を及ぼしており、消費税を始めとする国民への税負担の要請は高齢者のみならず若年者にも深く関わる問題となっている。我が国の高齢社会に伴う医療や介護に係る社会保障費用を抑制するためには、国民一人ひとりが日常生活における健康づくりを積極的に行い、疾患を予防することで心身の健康を維持することが重要となる。

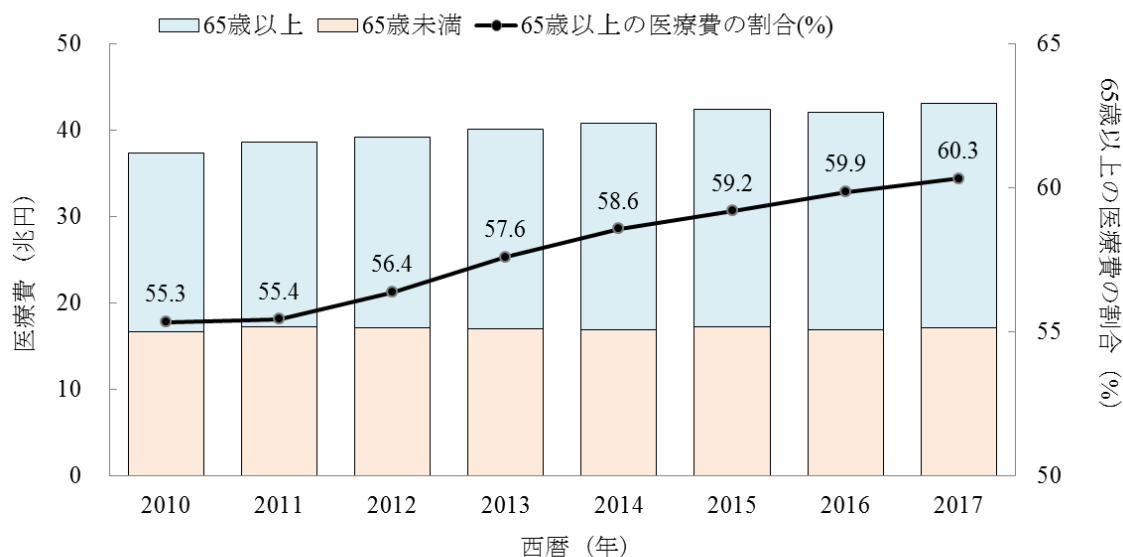


図1.2 医療費の推移
(平成22年～平成29年度 国民医療費の概況 (厚生労働省) より作成)

1.1.3 健康寿命の推移

厚生労働省は、平成12年度から健康寿命の延伸や生活の質の向上を目指した「健康日本21」という取組みを推進している。健康寿命とは、介護の必要がなく健康的に生活できる期間のことを指す。2016年時点における健康寿命は、男性が72.1年、女性が74.8年となっており、2001年以降の推移をみると年々延びている。しかし、2001年から2016年までの健康寿命の伸び（男性2.7年、女性2.1年）は、同期間における平均寿命の伸び（男性2.9年、女性2.2年）に比べて小さくなっている。また、2016年における健康寿命と平均寿命の差は、男性が8.9年、女性が12.3年となっている^[6]。これは約10年前後の長期にわたり、自立した日常生活を送れず、介護を必要とする状態が続いていることを意味する（図1.3、図1.4）。健康日本21における健康寿命の延伸に関する目標として、「2022年までに平均寿命の増加分を上回る健康寿命の増加」が掲げられているが、現時点では達成できない見通しである。従って、介護を必要とする状態にならないためには、国民一人ひとりが日常生活における運動を通して健康づくりを行い、生活習慣病の予防や身体機能の維持向上をしていく必要がある。

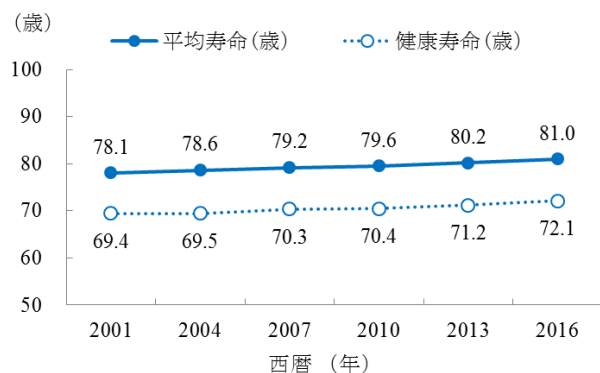


図1.3 平均寿命と健康寿命の推移（男性）

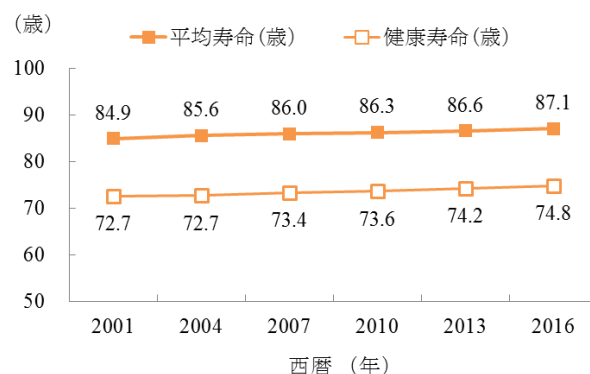


図1.4 平均寿命と健康寿命の推移（女性）

（平成30年度 高齢白書（内閣府）より作成）

1.1.4 要介護・要支援者数の推移と要因

厚生労働省の介護保険事業報告によると、介護保険制度における「要介護・要支援」の認定者数は年々増加傾向にあり、65歳以上の高齢者は2015年度末で606.8万人となり、2006年度末からの約10年間で約1.4倍（181.7万人増加）になっている^[7]（図1.5）。また、65歳以上の要介護者において、介護が必要となった主な要因は、「認知症」が18.7%、「骨折・転倒」が12.5%、「関節疾患」が10.2%となっており（図1.6）、近年、「関節疾患」が要介護の要因として増加している^[8]。また、日常生活における、座る、立つ、歩くなどの

基本的な身体動作に関係する、骨、筋肉、関節などの総称を運動器というが、要介護の要因として、「関節疾患」と「骨折・転倒」を合わせた運動器に関連する疾患の割合は22.7%となっており^[8]（図1.6）、運動器障害の予防が重要であると考えられる。

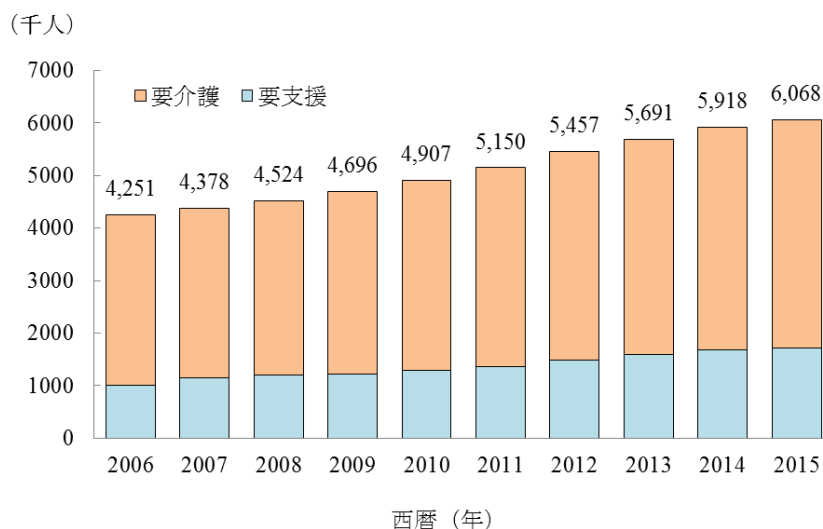


図1.5 要介護・要支援者数の推移
(平成18年～平成27年度 介護保険事業状況報告(厚生労働省)より作成)

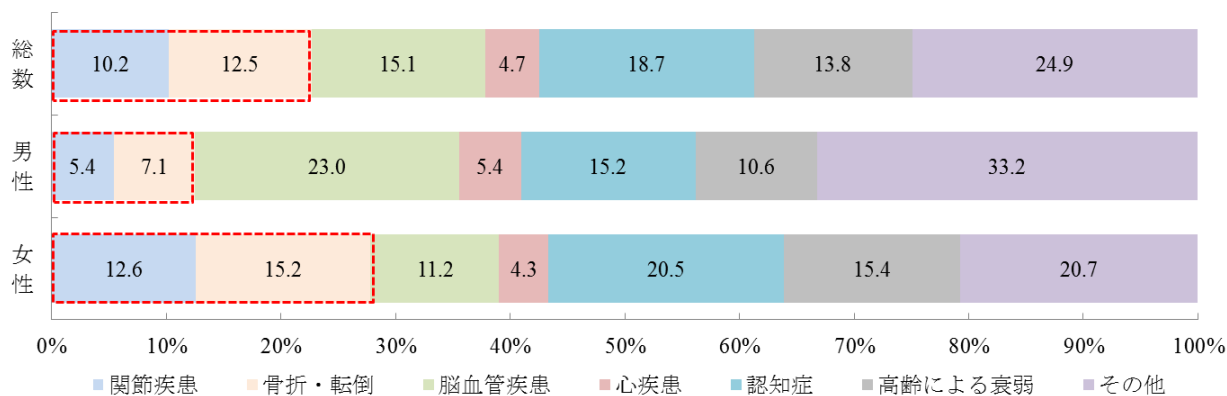


図1.6 65歳以上の介護が必要となった要因
(平成28年度 国民生活基礎調査(厚生労働省)より作成)

1.1.5 関節疾患患者の増加

関節疾患は、股関節や膝関節の下肢において発生することが多く、発生率は年齢と共に増加する^[9]（図1.7）。変形性膝関節症（KneeOA）や変形性股関節症（HipOA）の下肢関節疾患（下肢OA）は、関節軟骨や靭帯など関節を構成する組織の退行変性疾患であり、下肢に慢性的に過剰な負荷がかかることが要因であると考えられている。下肢OAの初期症状は、歩き出しや立ち上がりなどの動作開始時における痛みが主であるが、疾患の進行に伴って階段昇降や歩行時における痛みが生じ、日常生活における基本的な動作に支

障がでる。その結果、下肢 OA では日常生活における活動量が減少し身体機能が低下する。下肢 OA における身体機能の低下は、ADL (Activity of daily living) や QoL (Quality of life) を低下させることから、関節疾患がある高齢者は関節疾患がない人に比べて死亡率が高いことが報告されている^[10]。我が国における KneeOA の潜在患者数は約 2530 万人であると推定されている^[11]。また、海外の調査報告では、65 歳以上では男性の 10%、女性の 21% が膝や股関節などにおける関節疾患を罹患しているという報告^[12]や、成人の約 3%、60 歳以上の約 8% が HipOA を罹患しているという報告^[13]もある。また、関節疾患は全ての年代において男性より女性の発症が多いこと^[9,14]や、KneeOA は男性に比べて女性は 1.8 倍多いこと^[15]などが報告されている。また、先行研究において、KneeOA や HipOA などの下肢 OA における身体機能の変化として、関節可動域が低下すること^[16]や、下肢筋力が低下すること^[17-21]が報告されている。下肢 OA におけるこれらの身体機能の変化は、日常生活において基本的な動作である歩行動作にも大きな影響を及ぼす。また、下肢 OA における歩行能力の低下は、転倒リスクを高めること^[22]が報告されている。転倒・骨折は、要介護の主な要因にもなっていることから、下肢 OA における身体機能や歩行能力の維持向上は重要な課題であると考えられる。

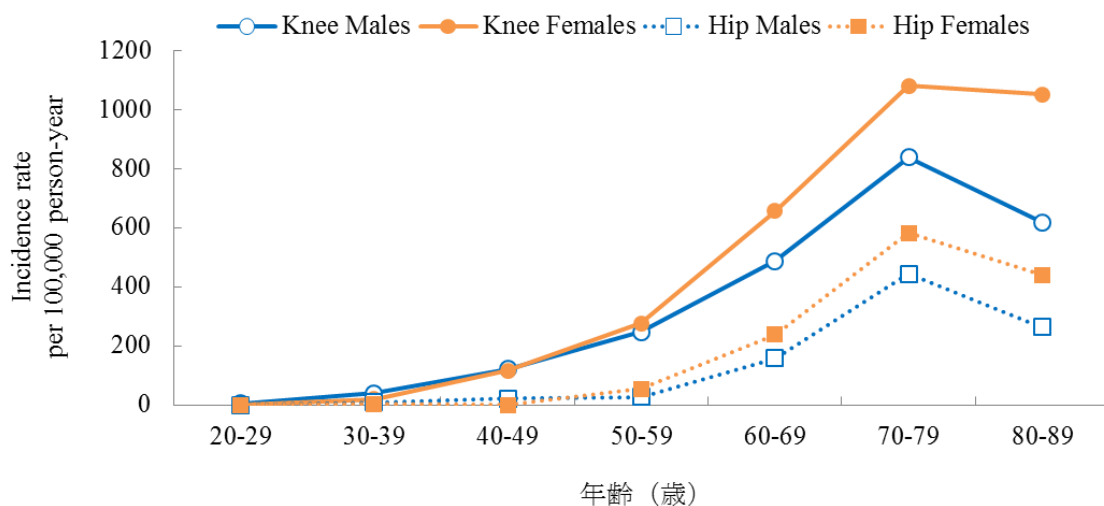


図1.7 膝関節疾患・股関節疾患の年代別発症率 (Oliveria, 1995より作成)

1.2 ウォーキング運動を基礎とした健康づくり

厚生労働省が推進している「健康日本 21」では、「日常生活における歩数の増加」や「運動習慣の増加」が主な目標として掲げられている^[23]。しかし、高齢者において継続して運動を行うことは難しい課題であると言われている。Dishman らは、高齢者は運動プログラムを開始してから 6 ヶ月以内には離脱すると報告^[24]しており、高齢者における運動の継続が難しいことが伺える。従って、継続して運動を行うためには日常生活において実施しやすい運動種目を選択することが望ましいと考えられる。スポーツ庁の平成 30 年度の「スポーツの実施状況等に関する世論調査」によると、高齢者が実施している運動やスポーツとして、ゴルフやテニス、ダンスといった種目があるが、その中でもウォーキングの実施率は非常に高い^[25]（図 1.8）。近年、ウォーキングの実施率は増加しており、週 1 回以上の散歩・ウォーキングの実施率は、1996 年は 13.6%（推定人口 1,306 万人）であったが、2016 年は 32.5%（推定人口 3,376 万人）と、20 年間で大きく伸びている。また、週 1 回以上のウォーキングの実施率を年代別で見ると、20-30 歳代が 19.6%、40-50 歳代が 27.2%、60-70 歳代以上は 49.7%となっており、ウォーキングは高齢者において習慣化されている運動といえる。従って、運動の継続性の観点からも、高齢者の日常生活における健康づくりにおいて、ウォーキングは適した運動であると考えられる。

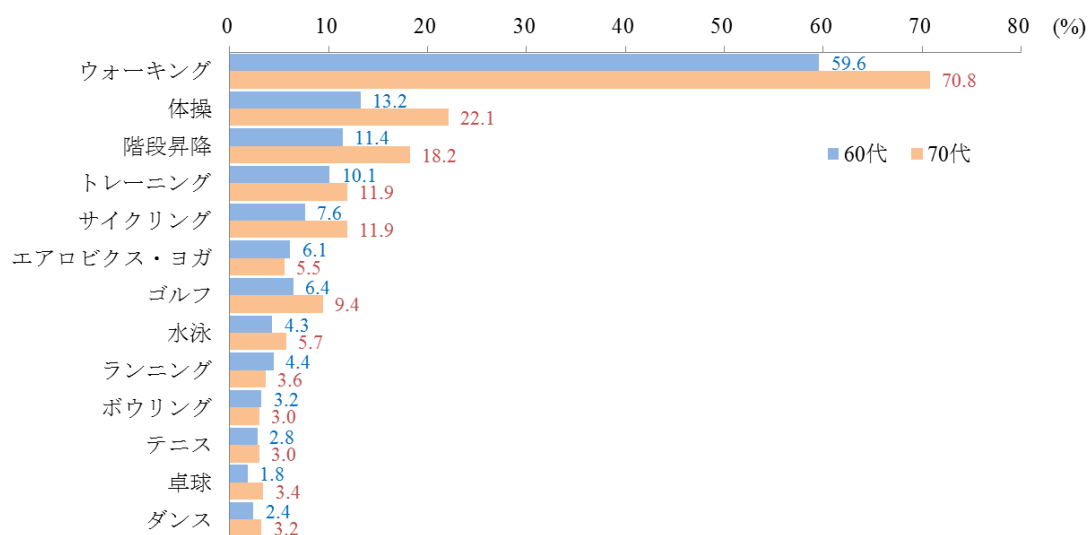


図1.8 過去1年に実施した運動種目（60代・70代）
（平成30年度 スポーツの実施状況等に関する世論調査（スポーツ庁）より作成）

運動としてのウォーキングの利点は、年齢や体力レベルに関わらず、いつでも、どこでも実施できることである。高齢者向けの運動のガイドラインでは、中強度の運動を1回30分、週5回実施することが望ましいとされている^[26]。ウォーキングは、歩く速度を変えることによって簡単に運動強度を調整することができたため、個人の体力レベルに応じた

調整がしやすい運動である。ウォーキング運動には、生理学的効果や疾患の予防効果が期待できることが研究によって明らかになっている。ウォーキング運動の生理学的効果に関する研究では、60代の高齢者を対象にした研究において、最高心拍数の75-85%程度のウォーキングを週5日12週間行うことで最大酸素摂取量が19-22%増加すること^[27]や、中高年女性を対象にした研究において、1回10分のウォーキングを10週間行うことで最大酸素摂取量の改善と皮下脂肪厚が減少すること^[28]が報告されている。疾患の予防に関する研究では、認知症に関する研究において、1週間に歩く距離が長い人ほど認知能力の低下が少ないことが報告されている^[29]。また、心疾患に関する研究では、軽度から中等度のウォーキングが冠動脈内皮細胞の機能を改善すること^[30]、糖尿病に関する研究では、ウォーキングによる有酸素運動はインスリンの働きを高め、血糖値のコントロールに役立つこと^[31,32]が報告されている。また、骨粗鬆症に関する研究では、60代の高齢女性を対象にした研究において、1日50分間のウォーキングを1年間実施した群では骨密度が0.5%向上し、実施しなかった群では7.0%低下したと報告されている^[33]。また、週3回48週間のウォーキングによって、大腿骨の骨密度が増加し移動能力が改善すること^[34]が報告されており、加齢に伴う骨密度の減少はウォーキングによって抑制できることが明らかにされている。従って、運動としてのウォーキングには、様々な生理学的効果や、疾患の予防効果が期待できることから、日常生活における健康づくりの基本的な運動として、積極的に取り入れていくことが望ましいと考えられる。

1.3 下肢疾患患者のウォーキングをサポートするツールの必要性

ウォーキング運動による健康づくりでは、加齢や疾患に伴う歩き方の変化を考慮する必要がある。下肢に疾患がある高齢者の場合には、疾患の進行を抑制するために下肢への負担を軽減できる適切なツールを使用してウォーキングを実施することが望ましい。また、関節疾患を発症していない高齢者においても、下肢関節疾患の予防の観点から下肢関節への負荷が軽減できる歩行ツールの活用が望ましいと考えられる。先行研究において、下肢 OA の歩行時における下肢関節への過度な負荷が関節疾患を進行させるリスク要因であることが報告されている。Metcalf らは、KneeOA を対象に追跡調査を行った結果、片側 Knee OA の歩行では、健足に過剰な負荷がかかっており、その状態が長年続くことにより、80%の患者が12年後には両側疾患に進行すると報告している^[35]。また Shakoор らは、片側の HipOA の歩行では、股関節疾患がある脚とは反対側の脚の膝への負荷が大きく、将来的には膝関節の置換手術が必要になると報告している^[36]。McCrorry らの研究では、HipOA では股関節置換手術を行い、痛みが緩和された状態においても非対称的な歩行動作が残ることが報告されている^[37]。また、Rossi らの研究では、KneeOA

では膝関節置換手術の 1 年後においても下肢筋力左右差が残り、健足に頼った状態であることが報告されている^[38]。更に Smith らは、下肢 OA は、転倒の頻度が高く下肢関節疾患を有しない高齢者に比べて、HipOA では 52%、KneeOA では 54% 高いことを報告している^[39]。従って、下肢 OA の片側の脚に偏った歩行状態を改善することは、疾患の進行の抑制や転倒防止の観点から重要である。

これまで、歩行障害を有する疾患患者や高齢者の歩行を補助するツールとして、主に杖が使用されてきた。杖を使用した歩行は、歩行時の支持点が増加するため、歩行時の安定性が向上し転倒リスクを減少させることが報告されている^[40-42]。先行研究では、様々な疾患患者を対象に、杖の使用が歩行動作に及ぼす効果について研究が行われている。脳卒中患者を対象にした研究において、杖を使用した歩行は通常歩行と比較して、患足における歩幅が改善すること、膝や股関節可動域が拡大すること、push-off 動作が改善することや片足支持期が安定することが報告されている^[40]。また、Beauchamp らは、杖を使用した歩行では、立脚期における下肢への負荷が軽減し下肢動作時間の対称性が改善することを報告している^[43]。また、Buurke らは、外側広筋や前脛骨筋などの下肢の筋活動が軽減することを報告している^[44]。下肢 OA を対象にした研究において、KneeOA が杖を使用して歩くと膝の内転筋の活動が 10% 軽減されることが報告されている^[45]。また、HipOA ではストライド長が改善することや遊脚時間が延長すること^[46]、股関節における接触圧が 40% 低下すること^[47]が報告されている。これらの杖の効果に関する先行研究は、1 本の杖による支持を利用することで、歩行時の下肢動作が改善することを示している。

現在、歩行リハビリテーションや日常生活において、歩行障害を有する患者の歩行をサポートするツールとして杖が使用されているが、運動としてのウォーキングにおいても使用でき、下肢 OA の疾患の進行の抑制や、高齢者の下肢関節疾患の予防が期待できる歩行ツールは殆どない。そこで、近年、2 本のポールの支えを利用して歩くノルディックウォーキング (Nordic walking: NW) が、歩行を補助する新たなツールとして注目されている。

1.4 ノルディックウォーキングを活用した歩行運動

ノルディックウォーキング (NW) は、1930 年代にフィンランドのクロスカンリースキーヤーの夏場のトレーニング法として使用されていた。NW の動作方式は、大きく分類すると、アグレッシブ方式 (図 1.9) とディフェンシブ方式 (図 1.10) の 2 種類がある。アグレッシブ方式は、ポールを斜め後方につき強い推進力を得て歩く方式であり、アスリートや若年者におけるトレーニングに適した方式である。一方、ディフェンシブ方式は、ポールを身体前方で地面に対して垂直について歩く方式であり、強い推進力は得られないが、歩行時に身体荷重を分散させることができることから、高齢者や歩行障害を有する患者に適した方式である。先行研究において、ディフェンシブ方式の NW では、通常歩行と比較して、地面反力^[48,49]や膝関節圧^[48]、膝内反モーメント^[49]が減少することが報告されている。また、2 本のポールにより支持点が増加し支持期底面が拡大することから転倒予防^[50]が期待できることや、身体の前方でポールをつくことから歩行時の姿勢改善^[51]も期待できる。

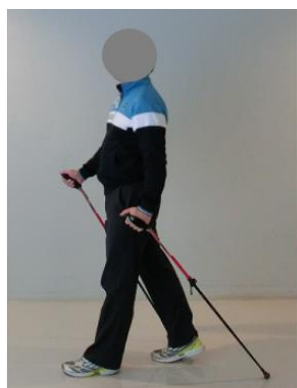


図1.9 アグレッシブ方式

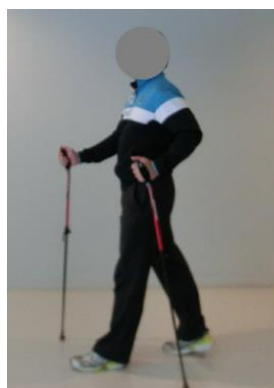


図1.10 ディフェンシブ方式

先行研究において、NW の生理学的効果や運動学的効果が明らかにされている。NW の生理学的効果に関する先行研究では、健常者を対象にした研究において、NW では通常歩行に比べて、上腕二頭筋や上腕三頭筋などの上肢の筋活動量が増加すること^[52]、心拍数は約 9-16%、最大酸素摂取量は約 12-26% 増加すること^[53,54]などが報告されている。また、これらの効果は冠動脈疾患患者^[56]や閉塞性動脈硬化症患者^[57]などの疾患患者においても同様に認められることが報告されている。また、NW では約 0.2-0.3m/sec 遅い速度において通常歩行と同じ酸素摂取量になること^[54]が報告されている。これらの研究結果から、NW を使用した歩行は、健常高齢者における生活習慣病の予防が期待できるだけでなく、歩行速度を容易に上げられない下肢 OA における有酸素運動としても適していると考えられる。

また、NW の運動学的効果に関する先行研究では、NW を使用した歩行における、歩幅、歩行速度、関節可動域の変化、下肢における負荷について明らかにされている。歩行動作に関する研究では、NW を使用した歩行は、通常歩行と比較して、歩幅^[48]や股関節可動域^[58]が拡大することが明らかにされている。また、NW における歩幅の拡大や歩行速度の向上は、健常な若年者だけでなく高齢者や疾患患者においても認められることが報告されている。また、NW を使用した歩行における下肢への負荷に関する研究では、Willson らは、健常若年者を対象とした研究において、NW では通常歩行と比較して床反力の鉛直成分が減少することを示し、歩行中の下肢への負荷が軽減すると報告している^[48]。また、塩崎らは、健常成人を対象にした研究において、NW では立脚期において約 2 割の床反力が減少することを示し、NW を使用すると下肢に負担をかけることなく歩行リハビリテーションが行える可能性があるとして述べている^[59]。一方、Hansen らは、40-50 歳代の女性インストラクターを対象にした研究において、膝への負担は増加すると報告している^[58]。また、Stief らは、健常者を対象にした研究において、NW では踵接地時の床反力が鉛直方向と前後方向ともに増加したと報告している^[60]。健常者が強い推進力を得る目的でアグレッシブ方式の NW を使用する場合には、踵接地時における膝関節への負荷は大きくなると考えられる。現在、NW を使用した歩行における膝関節への負荷に関しては様々な報告があり、対象や目的によって適切な NW 方式を選択する必要がある。また、膝関節以外の下肢に及ぼす効果に関する研究では、NW では外側広筋や腓腹筋など下腿の筋活動が減少すること^[61]や足底圧が減少すること^[62]が報告されている。また、疾患患者を対象とした研究において、パーキンソン病患者が NW を使用して歩いた場合には、歩幅が拡大することや片足支持期が改善することが報告されている^[63]。これらの先行研究は、NW を使用した歩行は、下肢 OA など歩行障害を有する患者の歩行における下肢動作を改善させる効果が期待できることを示している。

また、NW による歩行トレーニング効果に関する先行研究では、高齢者を対象にした研究において、歩行速度が向上すること^[64]やバランス能力が改善されること^[65]が報告されている。また、NW による歩行トレーニングは、呼吸器疾患患者やパーキンソン病患者、糖尿病患者において、歩行能力や身体機能を向上させることが報告されており、リハビリテーションとして取り入れられている。パーキンソン病患者を対象にした研究では、NW による歩行トレーニングによって、10m 歩行や TUG などの歩行能力を示す指標が改善すること^[66]や、ストライド長の拡大やばらつきの減少^[67]が報告されている。また、慢性閉塞性肺疾患患者では歩行距離が延伸すること^[68]や、急性冠症候群患者では下肢筋持久力や動的バランスが改善すること^[69]が報告されている。また、NW による歩行トレーニングによって肥満患者の体重や体脂肪量が減少することが報告されている^[70]。

前述の通り、先行研究において様々な対象における NW の生理学的効果や運動学的効果が明らかにされている。NW は、杖とは異なり、歩行を補助するツールとして使用できるだけでなくトレーニングツールとしても使用でき、身体機能や歩行動作の改善が期待できる。しかしながら先行研究では、NW を使用した歩行方法や歩行トレーニング方法が、下肢 OA の身体機能や歩行動作に及ぼす効果について明らかにされていない。今後、NW が下肢 OA の日常生活において、継続して実施できるウォーキング運動として取り入れられるためには、NW を使用した歩行方法や歩行トレーニング方法が、下肢 OA の身体機能や歩行動作に及ぼす効果を定量的に明らかにする必要がある。

1.5 ウェアラブルセンサを用いた歩行分析法

歩行リハビリテーションにおいて、疾患患者の歩行動作の評価は医師や理学療法士の経験に基づく観察により行われてきた。しかし、観察による評価は知識や経験に基づく定性的な診断となるため客観性に欠けるという問題がある。一方、定量的な歩行分析法として光学式モーションキャプチャシステムなどの3次元動作解析装置や床反力計を用いた方法がある。しかし、これらの機器は正確な分析や評価を行うことができるが、機器が大型で高価であることや、測定は機器が設置されている測定室に制約されること、測定の準備や測定したデータの処理に時間がかかることなどの問題がある。従って、これらの方法は、リハビリテーションの現場などにおいて、多くの歩行障害を有する患者の測定や評価を行う場合には実用的な方法ではない。

そこで近年では、MEMS (Micro Electro Mechanical System) 技術の進歩により、小型化と低価格化が進んでいる加速度計や角速度計などの慣性センサを用いた方法が、これまでの方法に対する代替手段として検討されている。現在、慣性センサの活用は、医療やリハビリテーションの分野だけでなくスポーツ分野の動作解析においても応用されており、様々な分野における応用が広がっている。加速度センサの研究事例として、歩行分析^[71]や立位姿勢の評価^[72]、日常生活における活動量の測定^[73,74]や筋パワー測定^[75]など、様々な活用方法に関する研究が行われている。歩行分析の分野において、慣性センサを使用する利点は、小型で軽量であることから身体動作への影響が少ないこと、測定環境の制約が少ないことが挙げられる。また、先行研究において、慣性センサを使用した測定法は、3次元動作解析装置と同程度の精度で時空間指標の情報を取得することができること^[76]や、再現性が高い測定が可能であること^[77-79]が報告されている。また、床反力計と腰部で計測される加速度波形に高い相関があること^[80]が報告されており、これまで3次元動作解析装置や床反力計を使用して得られた情報は、慣性センサを用いて簡便に取得することができる。

慣性センサを用いた歩行分析では、対象や目的によって、センサの適切な装着部位と解析方法の選択が重要となる。先行研究では、慣性センサの装着部位として、腰部に装着して身体重心の動きに着目した研究^[81]や、下肢に装着して下肢への衝撃^[83]や下肢機能との関係を分析する研究^[83]、頭部に装着して姿勢制御について考察する研究^[81,84,85]などがある。また、計測した加速度や角速度波形の解析方法として、振幅やRMS (Root mean square) による解析^[71]、周波数解析^[86-88]、エントロピー解析^[89,90]、自己相関関数^[91-93]や相互相関関数^[94,95]を用いた解析方法がある。また先行研究では、様々な対象における歩行動作の分析が行われており、若年者や高齢者^[96]、易転倒者^[97]、パーキンソン病患者^[97]、脳卒中患者^[98]、糖尿病患者^[99]、下肢関節疾患患者^[92,93]などにおける歩行動作の特徴が慣性センサを用いた歩行分析法によって明らかにされている。

本研究において着目したノルディックウォーキング (NW) の動作分析に関する研究は、これまで3次元動作解析装置や床反力計を用いて行われてきた^[48,57-59]。慣性センサを用いてNWの歩行分析を行った研究事例として、Warlopらのパーキンソン病患者を対象にした研究^[63]や、Alletらの脳卒中患者を対象とした研究^[100]があるが、その他の歩行障害を有する疾患患者を対象とした研究事例が少ない。高齢社会においてKneeOAやHipOAなどの下肢OAは増加する傾向にあり、下肢OAにおける歩行能力の改善は重要な課題である。しかし、先行研究において、下肢OAがNWを使用して歩行した場合、下肢OAに多く見られる非対称的な歩行動作を改善させる可能性があるのかについては明らかにされていない。臨床の現場において、多くの患者を対象に歩行動作の分析や評価を行う場合には、小型の慣性センサを使用した歩行分析法は実用的であると考えられる。本研究では、将来的な実用性を見据え、慣性センサを用いた歩行分析法を用いて、下肢OAがNWを使用して歩いた場合における歩行動作の変化について明らかにしていく。

1.6 本研究の目的

本研究では、ノルディックウォーキング（NW）は、下肢 OA の歩行を補助するツールとしての効果が期待できるだけでなく、杖とは異なる点として、トレーニングツールとしての効果が期待できる点に着目した。そこで、本研究では、1) 下肢 OA の歩行動作の対称性の低下に影響を及ぼしている可能性がある身体的要素を明らかにすること、2) NW を使用した歩行方法は、下肢 OA の歩行動作の対称性や規則性を改善させる可能性があるのかを明らかにすること、3) NW による歩行トレーニング方法は、下肢 OA の通常歩行動作の対称性や規則性を改善する可能性があるのか、また歩行動作に影響を及ぼしている身体的要素を改善させる可能性があるのかを明らかにすることを目的とした。

本研究を通して、NW を使用した歩行方法や歩行トレーニング方法が、下肢 OA の身体機能や歩行動作に及ぼす効果が明らかになることで、下肢 OA における運動療法としての有用性が明らかになると考えられる。また、本論文の研究結果は、下肢関節疾患の抑制や予防における新たな知見を示し、高齢社会における諸問題を解決する一助になると考えられる。

1.7 本論文の構成

本論文は、全 5 章で構成する。

[第 1 章] 本論文の背景と目的について述べる。

[第 2 章] 健常高齢者と下肢関節疾患患者（下肢 OA）を対象に、身体機能測定と歩行測定を行い、下肢 OA の歩行動作の対称性の低下に影響を及ぼしている可能性がある身体的要素について分析した結果を述べる。

[第 3 章] 下肢 OA の歩行動作を改善させる方法として、NW を使用した歩行方法に着目し、通常歩行と NW における歩行動作を比較し、NW を使用した歩行方法が、下肢 OA の歩行動作の対称性や規則性の改善に及ぼす効果について分析した結果を述べる。

[第 4 章] 下肢 OA を対象に、NW による歩行トレーニング介入を 10 週間実施し、NW 介入が、身体機能と通常歩行動作の対称性や規則性に及ぼす効果について分析した結果を述べる。

[第 5 章] 第 2 章から第 4 章の研究を通して得られた新たな知見を総括する。

第 2 章

下肢関節疾患患者の身体機能が歩行動作に及ぼす影響

2.1 緒言

膝関節や股関節など下肢における関節疾患は加齢に伴って増加する^[9]。変形性膝関節症（KneeOA）や変形性股関節症（HipOA）の下肢関節疾患は、関節軟骨や靭帯などの関節を構成する組織の退行変性疾患であり、慢性的に下肢に過剰な負荷がかかることが原因であると考えられている。先行研究では、下肢関節疾患に伴う、下肢関節疾患患者（下肢OA）の身体機能や歩行動作における変化について明らかにされている。身体機能の変化として、静的および動的バランスが低下すること^[101]や、下肢筋力が低下すること^[102]が報告されている。また、歩行動作の変化として、KneeOAの歩行では、膝関節の可動域の減少^[12,103]、膝関節内転モーメントの増加^[103]、ストライド長の減少^[12,103]、立脚時間の増加^[12]、歩行動作の対称性の低下^[92]が報告されている。また、HipOAの歩行では、股関節の可動域の減少^[104,105]、歩幅の減少^[105]、患足から健足への体幹の動揺の増加^[106]、歩行動作の対称性の低下^[93,107]が報告されている。しかし、先行研究では下肢OAの身体機能と歩行動作にどのような変化が生じているのかは明らかにされているが、身体機能の変化が歩行動作にどのような影響を及ぼしているのかについては明らかにされていない。下肢OAの歩行動作に影響を及ぼしている身体機能の変化を明らかにすることは、歩行動作の改善や身体機能の向上を目的とした運動処方を考える場合に、どのような点に着目する必要があるのかを考える上で重要な情報となる。そこで本章では、健常高齢者と下肢OAを対象に、身体機能と通常歩行を測定し、健常高齢者と比較しながら、下肢OAの歩行動作に影響を及ぼしている可能性のある身体機能の変化について明らかにすることを目的とした。尚、本研究では、健常高齢者と下肢OAを対象にした歩行動作の分析は、信頼性が高い測定が可能であること^[77-79]が報告されている慣性センサを用いて行うこととした。また、本研究では、慣性センサを腰部と左右脚外顆に装着することで、下肢OAを対象にした場合においても正確な歩行分析ができる方法を構築し、その測定法を使用して再現性の高い測定が可能であることについても示した。

2.2 対象と方法

2.2.1 対象

健常高齢者の募集は、地域のコミュニティーセンタでの告知を通して行った。健常高齢者の基準は、1) 変形性膝関節症や変形性股関節症などの下肢関節疾患や腰痛がない者、2) 脳梗塞、パーキンソン病、ポストフォリオ症候群の疾患歴を有しない者、3) 過去 1 年間に転倒経験がない者とした。一方、下肢関節疾患を有する高齢者の募集は、地域のシニアセンタ、デイケアセンタ、地元の新聞での告知を通して行った。下肢関節疾患を有する高齢者の基準は、1) 医師から変形性膝関節症または変形性股関節症の診断を受けている者とした。但し、パーキンソン病、ポストフォリオ症候群、脳梗塞の疾患歴がある者は除外した。健常高齢者と下肢関節疾患を有する高齢者を選定した結果、本章の研究の被験者は、健常高齢者 30 名（男性 10 名、女性 20 名）、下肢関節疾患を有する高齢者 20 名（男性 3 名、女性 17 名）の計 50 名となった。

本研究は、東京大学研究倫理専門委員会の承認（No.13-152）を得て実施した。被験者には事前に本研究の趣旨を説明し、研究への参加の同意を書面にて得た。尚、安全に測定を実施する為、事前に医師からの運動時における指導の有無を確認した。また、当日には健康状態を口頭で確認し、準備体操を十分に行ってから実施した。

2.2.2 測定項目と測定方法

身体機能に関する測定項目は、下肢筋力を評価する測定として「等尺性膝関節伸展筋力測定」を、総合的な移動能力を評価する測定として「Timed Up and Go test」を、バランス能力を評価する測定として「Functional reach test」を行った。歩行測定は「10m walking test」を行った。尚、測定の順序は、下肢関節への負荷を考慮し、10m walking test、Timed Up and Go test、Functional reach test を行い、最後に等尺性膝関節伸展筋力測定を行った。

(1) 10m walking test

10m walking test の測定は、室内の平坦な場所で行った。歩行路の全長は 15m とし、両端に各 2.5m の予備路を設定した。歩行速度は、「日常生活において歩く時のふつうの速さ」とした。測定環境に慣れさせるため、測定前に 1 往復の練習歩行を行った。また、15m の歩行路の両端 2.5m の予備路を除く中央 10m 区間の歩行タイム（秒）をストップウォッチで計測した。測定は 2 回行い、2 回目の測定で計測した値を解析に使用した。尚、

10m walking test を実施する際には、第 3 腰椎（腰部）、左右脚外顆（左右足部）に慣性センサを装着し、腰部加速度と足部角速度を測定した。

(2) Timed Up and Go test (TUG)

Timed Up and Go test の測定は、室内の平坦な場所で行った。高さ約 45cm の椅子に腰掛けた状態から、検者の開始合図で立ち上がって歩き始め、3m 先に設置した目標物を回り、再び椅子に戻って座るまでの所要時間（秒）を計測した（図 2.1）。往復の歩行や目標物での方向転換の動作は、転倒の危険がない範囲で出来るだけ速く行うように指示した。測定環境に慣れさせるため、測定前に練習を 1 回行った。尚、測定は右回りと左回りを各 1 回測定し、速い値を解析に使用した。

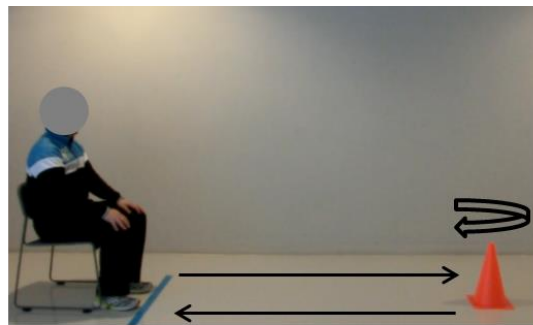


図2.1 Timed Up and Go test (TUG)

(3) 等尺性膝関節伸展筋力測定

等尺性膝関節伸展筋力の測定は、多用途筋機能運動評価装置（川崎重工社製 RZ450）を用いて行った。被験者を装置に備え付けの椅子に座らせ、股関節角度 90 度、膝関節角度 100 度（膝関節角度 90 度から 10 度伸展させた状態）において足首を専用のベルトで装置に固定した。また、力発揮時における膝関節の浮き上がりや、股関節内転などの代償動作による力発揮を防止するため、上体と大腿を専用のベルトで固定した（図 2.2）。測定前に、被験者の安全を考慮し、70-80% 程度の力でウォーミングアップを行い、膝や股関節などに痛みがないかを確認した。測定は、最大力発揮における等尺性膝関節伸展筋力とし、右脚と左脚で各 2 回計測した。また、計測した値（Nm）は体重（kg）で除して標準化し、各脚における高い値を解析で使用した。また、右脚と左脚の等尺性膝関節伸展筋力の左右差の割合（Leg strength asymmetry, %）は、式[2.1]を用いて計算した^[108]。尚、Stronger leg value は下肢筋力が高い脚の値、Weaker leg value は低い脚の値を指す。

$$\text{Leg strength asymmetry} = \frac{(\text{Stronger leg value} - \text{Weaker leg value})}{\text{Stronger leg value}} * 100 (\%) \quad \text{--- [2.1]}$$



図2.2 等尺性膝伸展筋力測定

(4) Functional reach test (FR)

Functional reach test の測定は、室内の平坦な場所で実施した。被験者に両足を肩幅に開いた状態で立位姿勢をとらせ、手の指をまっすぐ伸ばして壁に隣接している側の腕が床と並行になるように拳上させた。開始姿勢において中指の位置（開始位置）を記録した後、足部を動かさないうで最大限前方へ身体を前傾させ、その位置で静止するように指示した（図 2.3）。最大到達点における中指の位置（最大到達位置）を記録し、開始位置と最大到達位置間の距離（cm）を算出した。尚、測定前には、測定環境に慣れさせるため、右側と左側の手で各 1 回練習を行った。測定は、左右の手で各 2 回測定し、高い値を解析で使用した。

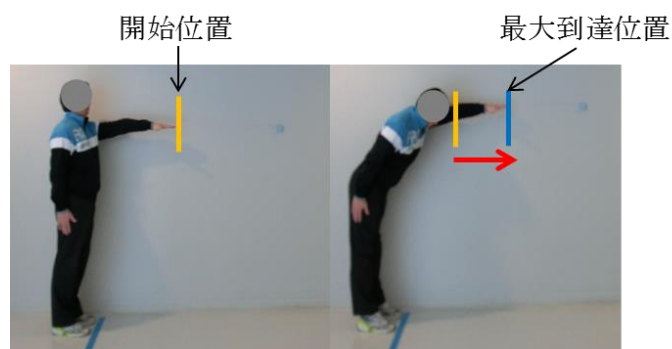


図2.3 Functional reach test (FR)

2.2.3 慣性センサを用いた歩行分析法

(1) 慣性センサの仕様

3軸加速度計と3軸角速度計が1つの筐体に内蔵されている慣性センサ（カシオ計算機株式会社製、Size: 84×40×15mm、Weight: 44.5g）を使用した（図 2.4-図 2.6）。慣性センサの仕様は表 2.1 に示した。



図2.4 慣性センサ（表面）



図2.5 慣性センサ（裏面）



図2.6 慣性センサ（下面）

表2.1 慣性センサの仕様

	3軸加速度計	3軸角速度計
Model	LSM303DLH	L3G4200D
Sampling frequency	100 (Hz)	100 (Hz)
Measurement range	±8.0 (g)	±2000 (dps)
Sensitivity	3.9 (mg/digit)	70 (mdps/digit)

(2) 慣性センサの装着部位と装着方法

慣性センサは、第3腰椎（腰部）と左右脚の外脛から3cm上部（足部）の計3ヶ所に装着した（図 2.8、図 2.10）。腰部での装着には、伸縮性素材の専用ベルトを使用した（図 2.7）。また、足部での装着には、市販の伸縮性がある足首用サポータを改良して作製したものを使用した（図 2.9）。腰部の加速度の各成分の基準は、前後方向を AP（Anterior-posterior）成分とし、前方を（+）、後方を（-）、上下方向を VT（Vertical）成分とし、上方を（+）、下方を（-）、左右成分を ML（Medial-lateral）成分とし、右方向を（+）、左方向を（-）とした（図 2.8）。また、足部の角速度の各成分の基準は、前後軸（AP 軸）まわりの回転を Roll 成分、上下軸（VT 軸）まわりの回転を Yaw 成分、左右軸（ML 軸）まわりの回転を Pitch 成分とし、時計回り方向の回転を（+）とした（図 2.10）。



図2.7 腰部装着ベルト

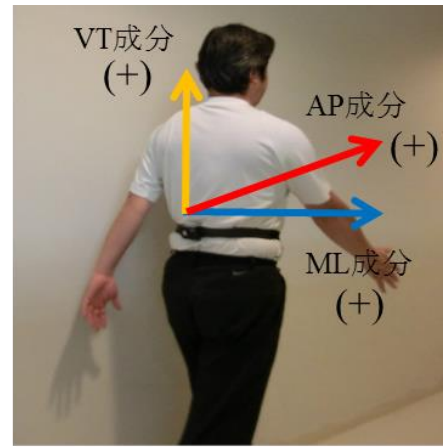


図2.8 加速度成分の基準



図2.9 足部装着具

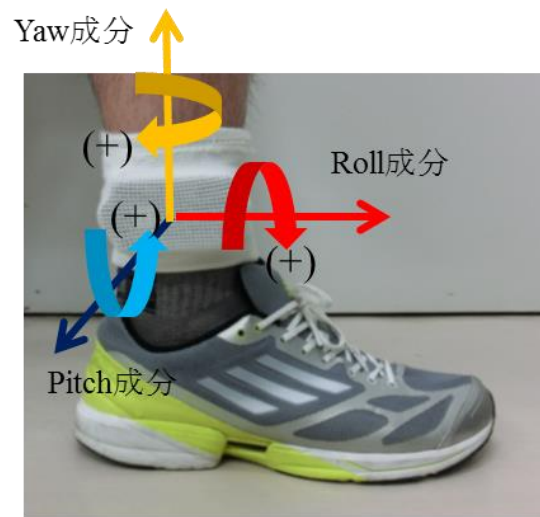


図2.10 角速度成分の基準

(3) 足部の角速度波形を用いた歩行周期の同定方法

腰部加速度波形を用いて歩行分析を行う場合、解析する加速度波形の対象範囲を正確に抽出する必要がある。健常者を対象とした研究では、腰部加速度波形の AP 成分や VT 成分に見られる特徴的な波形のピークを基準に対象範囲を抽出することができる。Menz らは、健常若年者を対象にした研究において、腰部加速度の AP 成分波形の前方への加速を示すピークは踵接地であることを示している^[84]。また、Auvinet らの研究では、VT 成分に現れる 3 峰性のピークは、踵接地、足底接地、立脚中期であると示している^[109]。図 2.11-図 2.16 に、本研究に参加した健常高齢者と下肢 OA の腰部加速度の AP 成分（健常高齢者: 図 2.11、下肢 OA: 図 2.12）、VT 成分（健常高齢者: 図 2.13、下肢 OA: 図 2.14）、ML 成分（健常高齢者: 図 2.15、下肢 OA: 図 2.16）の波形を示した。健常高齢者の AP 成分波形を見ると、Menz らが報告している特徴的なピークが確認できる（図 2.11）。また、

健常高齢者の VT 成分波形を見ると、Auvinet らが報告している 3 峰性のピークが確認できる (図 2.13)。しかし、下肢 OA では、健常者の場合とは異なり、振幅が小さくなる場合や特徴的なピークを示さない場合があり、正確に踵接地などの歩行動作を同定することが難しい (図 2.12、図 2.14)。従って、高齢者を対象とした研究では、歩行動作に影響を及ぼす疾患を有する場合があるため、腰部加速度の AP 成分や VT 成分における特徴的な波形形状を使用して、解析する波形の対象範囲を正確に切出すことが難しい場合があると考えられる。そこで、本研究では、足部にも慣性センサを装着し、足部で計測される角速度波形を用いて、下肢 OA の歩行動作を同定する方法を検討した。

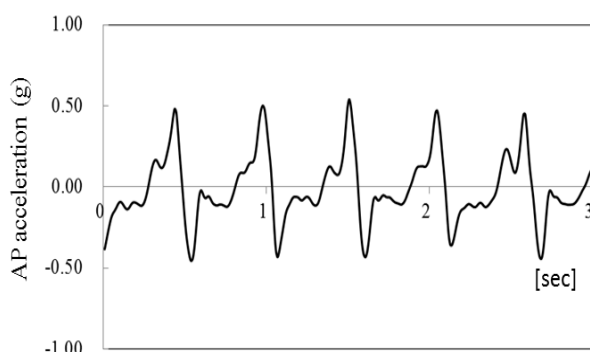


図2.11 腰部加速度AP成分波形(健常者)

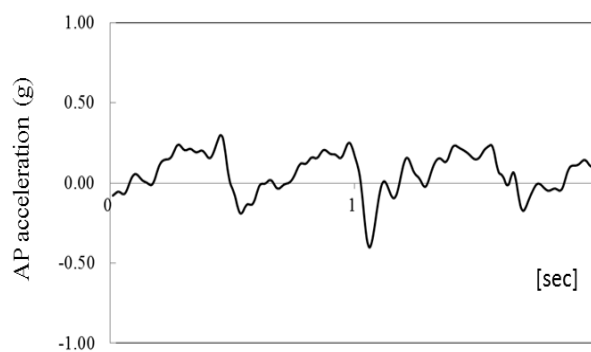


図2.12 腰部加速度AP成分波形(下肢OA)

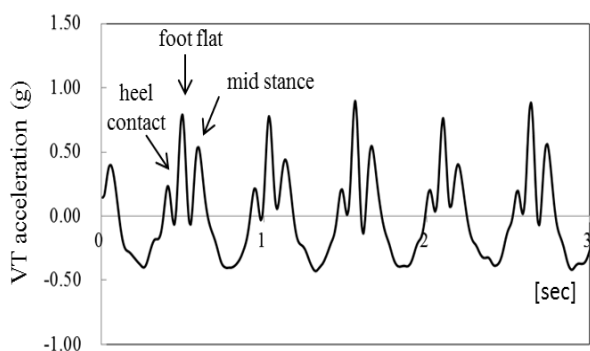


図2.13 腰部加速度VT成分波形(健常者)

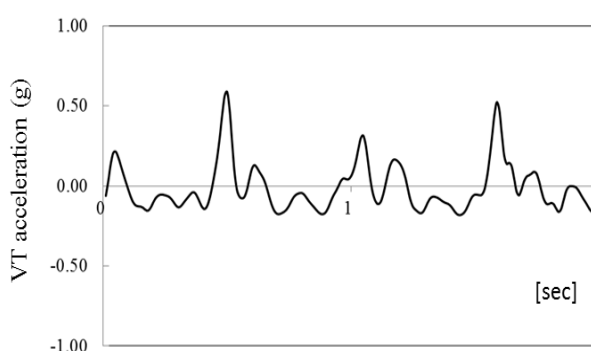


図2.14 腰部加速度VT成分波形(下肢OA)

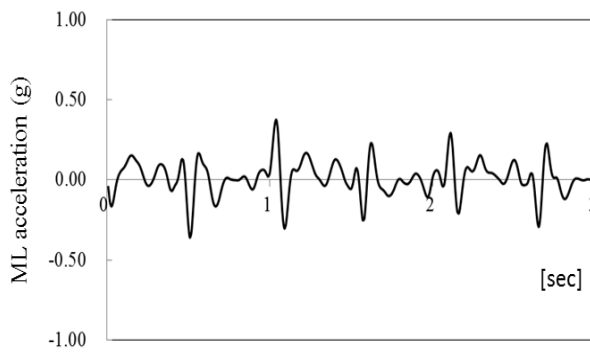


図2.15 腰部加速度ML成分波形(健常者)

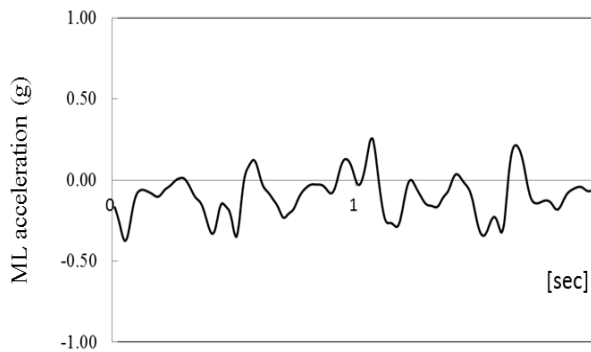


図2.16 腰部加速度ML成分波形(下肢OA)

Aminian らは、足部に装着した角速度センサをフットスイッチと同期させ、角速度波形の Pitch 成分に現れる特徴点が、足指離地 (TO: Toe off) や踵接地 (HC: Heel contact) であると報告している^[110]。図 2.17 に歩行周期における足指離地と踵接地を示した。本研究に参加した健常高齢者と下肢 OA の足部で計測された角速度の Pitch 成分波形を図 2.18-図 2.19 に示した (健常高齢者: 図 2.18、下肢 OA: 図 2.19)。本研究の健常高齢者の角速度波形 (図 2.18) を見ると、Aminian らが報告している足指離地 (TO) を確認できる。また、下肢 OA の角速度波形 (図 2.19) を見ると、健常高齢者の波形と比較して、振幅の大きさや形状に違いはあるが、足指離地 (TO) を正確に同定することができる。一方、踵接地 (HC) は、足部が接地する際に大きな衝撃を受けて複雑な波形形状を示すことがあり、正確な同定ができない場合がある。従って、本研究では、足指離地 (TO) を基準に歩行周期を同定し、解析する波形の対象範囲を抽出した。

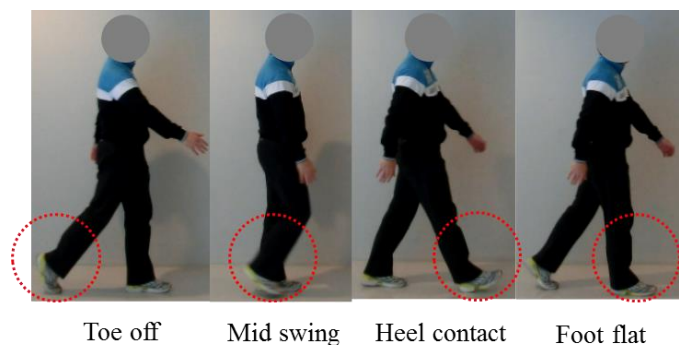


図2.17 歩行周期と歩行相

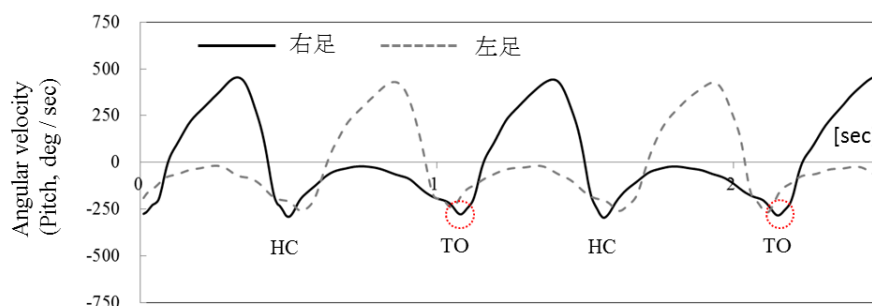


図2.18 足部角速度Pitch成分波形 (健常者)

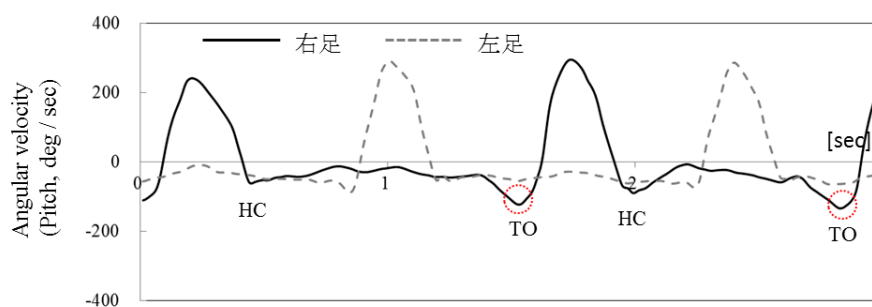


図2.19 足部角速度Pitch成分波形 (下肢OA)

(4) 腰部加速度波形の解析範囲の抽出方法

足部の角速度波形における足指離地 (TO) を基準に、解析する腰部加速度波形の範囲を抽出するためには、足部に装着した 2 つのセンサと腰部のセンサを同期させる必要がある。本研究では、測定前に 3 つのセンサに、同時に上下方向の衝撃を与えて急峻な上下方向の加速度ピーク波形を記録させ、ピーク波形を基準に 3 つのセンサを同期させた。3 つのセンサの波形を同期させた後、足部の角速度波形の Pitch 成分における足指離地 (TO) を基準に歩行周期を同定し、解析する腰部加速度波形の範囲を抽出した。本研究では、解析する腰部加速度波形の対象範囲は、歩き始めの 4 歩を除き、5 歩目から 12 歩目の 8 歩分とした。

(5) 腰部加速度波形に含まれるノイズ信号の除去方法

慣性センサを身体に装着して歩行中の加速度を測定する場合、記録される波形には歩行動作と関係のない振動などのノイズ信号が含まれることがある。これらのノイズ信号は、適切な周波数フィルタを用いて除去することができる。先行研究では、10-20Hz を遮断周波数とするローパスフィルタを用いてノイズ信号の除去を行う報告事例が見られる^[81]。10-20Hz の遮断周波数が使用される理由は、健常者における通常歩行動作の主な周波数成分は 10-15Hz までに現れること^[71,111,112]、また歩行障害を有する疾患患者では、周波数領域が 20Hz 程度まで出現すること^[71]が報告されているためと考えられる。本研究では、健常高齢者と歩行障害を有する下肢 OA を対象とするため、遮断周波数を 20Hz とするローパスフィルタを用いてノイズ信号の除去を行った。ローパスフィルタによるノイズ信号の除去は、Matlab R2014b (The MathWorks Inc., Natick, MA, USA)を用いて行った。

(6) 慣性センサの取付け角度の補正方法

慣性センサを腰部に装着する場合、腰部の湾曲や凹凸の影響により、慣性センサに傾きが生じる。特に、高齢者や疾患患者を対象とする場合には、被験者間で慣性センサを装着した場合の傾きが大きく異なることがある。そこで本研究では、Moe-Nilssen らの方法^[113]を用いて、慣性センサの取付け角度の補正を行った（図 2.20、図 2.21）。

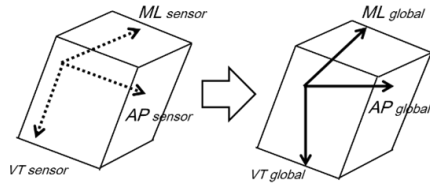


図2.20 慣性センサ座標系から絶対座標系への変換

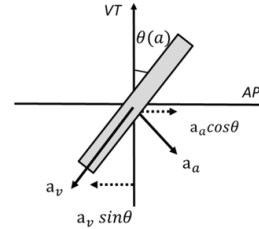


図2.21 センサの傾き補正（例：AP成分）

慣性センサの前傾角を $\theta(a)$ とすると、水平軸上で補正される AP 成分 a_A は、測定された AP 成分の値 a_a と VT 成分の値 a_v との関係から、式[2.2]で表すことができる。

$$a_A = a_a \cos\theta(a) - a_v \sin\theta(a) \quad \dots\dots\dots[2.2]$$

また、暫定的な VT 成分 a_v' は、式[2.3]で表すことができる。

$$a_v' = a_a \sin\theta(a) + a_v \cos\theta(a) \quad \dots\dots\dots[2.3]$$

AP 成分と同様に、ML 成分の傾きを $\theta(m)$ とすると、補正後の ML 成分は、測定値 a_m と VT 成分 a_v' との関係から、式[2.4]で表すことができる。

$$a_M = a_m \cos\theta(m) - a_v' \sin\theta(m) \quad \dots\dots\dots[2.4]$$

式[2.1]-式[2.3]から、補正後の VT 成分 a_v は、式[2.5]で表すことができる。

$$a_v = a_m \sin\theta(m) + a_v' \cos\theta(m) - 1(g) \quad \dots\dots\dots[2.5]$$

静止立位における各成分の測定値は一定の値に収束するため、AP 成分の測定値の平均値 a_{a_ave} 、ML 成分の測定値の平均値 a_{m_ave} は $\theta(a)$ 、 $\theta(m)$ で近似できる。従って、式[2.2]-式[2.5]に $\arcsin\theta(a)$ と $\arcsin\theta(m)$ を代入することで、取付け角度が補正された AP 成分 (a_A)、VT 成分 (a_v)、ML 成分 (a_M) を求めることができる。

(7) 慣性センサを用いた歩行分析法の再現性の検証

本研究では、慣性センサを用いた歩行分析法の再現性は、級内相関係数（ICC: Intraclass correlation coefficient）を用いて確認した。ICCは複数回測定した場合における測定値の一致度を示す指標である。本研究では、足部に慣性センサを装着し、角速度のPitch成分波形における足指離地を用いて歩行周期を同定し、解析で使用する腰部加速度波形の対象範囲（8歩分）を抽出した。足部での慣性センサの装着は、作製した装着具を使用した為、ICCを算出して本装着具を使用した測定法の再現性を検証した。対象は、健常高齢者15名と下肢OA15名とし、下肢筋力の値が高い脚（Stronger leg）と低い脚（Weaker leg）におけるStep timeのICC(1,1)を算出した。ICC(1,1)の算出には式[2.6]を用いた。ICCの評価基準は、Landisらの基準を用い、0.0以上0.20未満はslight、0.2以上0.4未満はfair、0.4以上0.60未満はmoderate、0.6以上0.8未満はsubstantial、0.8以上から1.0はalmost perfectとした^[14]。その結果、健常高齢者のStronger legにおけるStep timeのICC(1,1)は0.98、Weaker legは0.97、また下肢OAではStronger legが0.83、Weaker legが0.86となった。従って、健常高齢者と下肢OAにおけるStep timeのICC(1,1)は0.80以上となり、almost perfectと評価できることから、作製した足部用装着具を使用して再現性の高い測定が可能であることが示された。一方、先行研究において、腰部加速度波形を用いた歩行分析法は高い再現性があることが報告されている。Henriksenらは、健常者の通常歩行における腰部加速度波形のRMSのICC(1,1)は、AP成分が0.89、VT成分が0.77、ML成分が0.89と報告している^[78]。またMoe-Nilssenらは、健常高齢者の通常歩行における腰部加速度波形のStep symmetryとStride regularityのICC(1,1)は、Step symmetryは、AP成分が0.91、VT成分が0.87、ML成分が0.83、Stride regularityは、AP成分が0.64、VT成分が0.79、ML成分が0.75と報告している^[79]。本研究では、下肢OAを対象に、通常歩行における腰部加速度波形のStep symmetryとStride regularityの再現性を確認した。下肢OA15名を対象に、Step symmetryとStride regularityのICC(1,1)を算出した結果を表2.2に示した。下肢OAの通常歩行におけるStep symmetryとStride regularityのICC(1,1)は、全ての加速度成分において0.6以上となったことから、下肢OAを対象にした場合においても、再現性が高い測定が可能であることが確認された。

$$ICC(1,1) = \frac{BMS - WMS}{BMS + (k-1)WMS} \quad \text{--- [2.6]}$$

BMS: Between-subjects mean square, WMS: Within-subjects mean square, k: 測定回数

表2.2 級内相関係数ICC(1,1)

	AP成分	VT成分	ML成分
Step symmetry	0.93	0.91	0.84
Stride regularity	0.77	0.73	0.71

2.2.4 歩行指標の算出方法

(1) Walking speed、Step time、Step length、Step time variability、Step time asymmetry の算出

Walking speed は、歩行距離を要した時間で除して計算した。Step time は、足部の角速度波形から、左右脚における 8 歩分における Step time の平均値を算出して求めた。Step length は、Walking speed と Step time から算出した。Step time variability は、8 歩分の Step time の平均値と標準偏差 (SD: Standard deviation) から式[2.7]を用いて算出した。また、Step time asymmetry は式[2.8]を用いて算出した。尚、Longer step time は、左右脚において Step time が長い値、Shorter step time は短い値を指す。

$$\text{Step time variability} = \frac{\text{Mean value of step time}}{\text{SD value of step time}} * 100 (\%) \quad \text{--- [2.7]}$$

$$\text{Step time asymmetry} = \frac{(\text{Longer step time} - \text{Shorter step time})}{\text{Longer step time}} * 100 (\%) \quad \text{--- [2.8]}$$

(2) Step symmetry と Stride regularity の算出

Step symmetry と Stride regularity は、腰部加速度波形における自己相関係数を用いて評価することができる。式[2.9]-式[2.11]に、正規化自己相関関数の導出式を示した^[91]。また、図 2.11-図 2.16 の腰部加速度の各成分波形に対応する正規化自己相関関数を図 2.22-図 2.27 示した。正規化された自己相関係数は-1 から+1 の範囲の値をとる。Step symmetry は、右脚と左脚の歩行動作の類似性を評価する指標であり、1 step 分の時間をシフトさせた時点における自己相関係数により評価することができる。Stride regularity は、右脚と左脚のステップを単位とするストライドの類似性を評価する指標であり、1 歩行周期分 (2 step 分) だけ時間をシフトさせた時点における自己相関係数により評価することができる。Step symmetry の AP 成分と VT 成分、Stride regularity の 3 成分は正の値となるが、Step symmetry の ML 成分は逆位相となるため負の値となる (図 2.26、図 2.27)。但し、本研究では、便宜上、Step symmetry の ML 成分は正の値として表記した。Step symmetry と Stride regularity の値は、+1 に近いほど歩行動作の対称性や規則性が高いことを示す。

$$A_{unbiased}(m) = \frac{1}{N - |m|} \sum_{i=1}^{N - |m|} v(i)v(i+m) \quad \text{--- [2.9]}$$

$$A_{unbiased}(0) = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N v(i)^2 \quad \text{--- [2.10]}$$

$$N A_{unbiased}(m) = \frac{A_{unbiased}(m)}{A_{unbiased}(0)} \quad \text{--- [2.11]}$$

$A_{unbiased}$: Unbiased autocorrelation; $NA_{unbiased}$: Normalized unbiased autocorrelation;
 N: Number of samples; m: time lag; $v(i)$: i th data

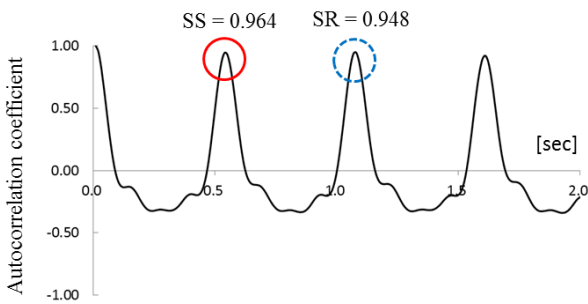


図2.22 腰部加速度AP成分の自己相関関数(健常者)

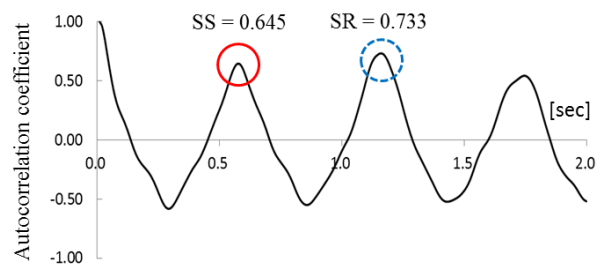


図2.23 腰部加速度AP成分の自己相関関数(下肢OA)

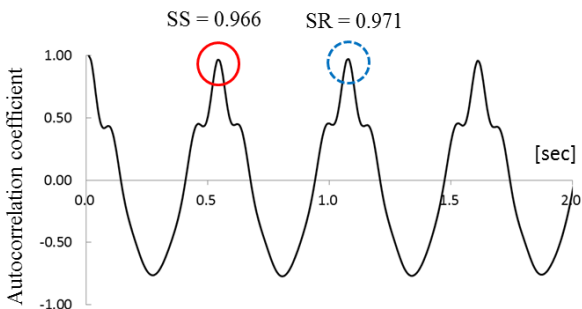


図2.24 腰部加速度VT成分の自己相関関数(健常者)

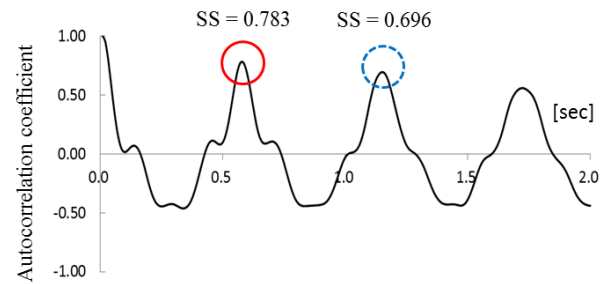


図2.25 腰部加速度VT成分の自己相関関数(下肢OA)

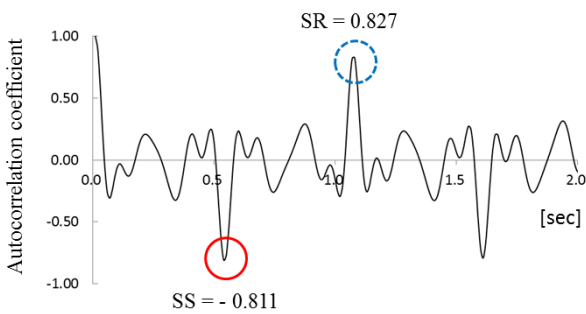


図2.26 腰部加速度ML成分の自己相関関数(健常者)

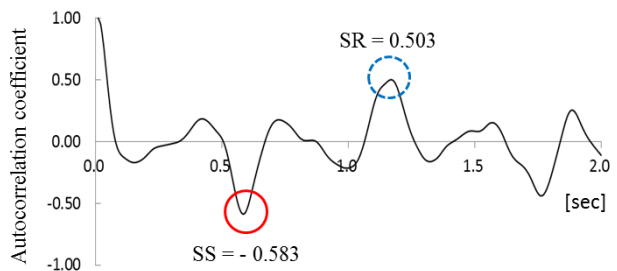


図2.27 腰部加速度ML成分の自己相関関数(下肢OA)

(3) RMSR (Root mean square ratio) の算出

加速度成分比率 (RMSR: Root mean square ratio) は、腰部加速度波形の AP、VT、ML の 3 成分を合成して計算される合成加速度 (RMS_T:Root mean square_total) に占める、各加速度成分の割合を示す指標である^[115]。本研究では、腰部の加速度成分比率 (RMSR_x) を、式[2.12]-式[2.13]を用いて算出した。尚、*x* は腰部加速度の各加速度成分を指す。

$$\text{RMS}_T = \sqrt{\text{RMS}_{\text{AP}}^2 + \text{RMS}_{\text{VT}}^2 + \text{RMS}_{\text{ML}}^2} \quad \text{--- [2.12]}$$

$$\text{RMSR}_x = \frac{\text{RMS}_x}{\text{RMS}_T} \quad \text{--- [2.13]}$$

2.2.5 統計処理

解析結果は、平均値と標準偏差で示した。データの正規性の確認は、Shapiro-Wilk 検定を用いて行った。健常高齢者と下肢 OA における、身体機能と歩行指標の比較検定は、データに正規性が認められる場合には対応の無い t 検定を用い、正規性が認められない場合には Mann-Whitney U test を用いた。また、各歩行指標間における相関係数は、関係を調べる 2 変数に正規性が認められた場合にはピアソンの積率相関係数を、正規性が認められない場合にはスピアマンの順位相関係数を用いた。相関係数の評価基準は、 $|r| = 0.7-1.0$ は正または負の強い相関、 $|r| = 0.4-0.7$ は正または負の中程度の相関、 $|r| = 0.4-0.2$ は正または負の弱い相関、 $|r| = 0.2-0.0$ は相関なしとした。統計解析には IBM SPSS Statistics 21.0 (SPSS Japan Inc., IBM Company, Tokyo, Japan) を使用した。統計解析における有意水準は $p < 0.05$ とした。また、群間比較において有意な違いが認められた項目は効果量 (Cohen's *d*) を算出した。尚、効果量の評価は 0.2 未満を Small、0.2 以上 0.8 未満を Medium、0.8 以上は Large とした^[116]。尚、効果量の算出には G*Power 3 Ver.3.1.9.2^[117]を使用した。

2.3 結果

2.3.1 身体機能の比較

健常高齢者と下肢 OA の身体機能を比較した結果を表 2.3 に示した。年齢、身長、体重に有意な違いは認められなかったが、BMI は下肢 OA が有意に高値を示した ($p = 0.032$, Cohen's $d = 0.679$)。等尺性膝関節伸展筋力は、下肢 OA は健常高齢者と比較して、下肢筋力が高い脚 (Stronger leg) と低い脚 (Weaker leg) の両脚において有意に低値を示した (Stronger leg: $p < 0.001$, Cohen's $d = 1.077$; Weaker leg: $p < 0.001$, Cohen's $d = 1.538$)。下肢筋力左右差は、下肢 OA が有意に高値を示した ($p = 0.001$, Cohen's $d = 1.330$)。TUG は、下肢 OA が有意に高値を示した ($p < 0.001$, Cohen's $d = 1.573$)。FR に有意な違いは認められなかった。

表2.3 健常高齢者と下肢OAの身体機能の比較

	健常高齢者 (n = 30)	下肢OA (n = 20)	p-value
Gender(male/female)	10/20	3/17	-
Age (years)	68.0 ± 4.6	70.3 ± 8.7	0.229
Height (cm)	156.4 ± 7.0	154.9 ± 7.2	0.460
Weight (kg)	55.0 ± 9.6	58.8 ± 12.9	0.234
BMI (kg/m ²)	22.4 ± 2.4	24.6 ± 3.9	0.032 †
Leg strength asymmetry (%)	8.6 ± 7.6	23.5 ± 13.9	0.001 †
Strength of stronger leg (Nm/kg)	2.13 ± 0.67	1.44 ± 0.61	$p < 0.001$ †
Strength of weaker leg (Nm/kg)	1.93 ± 0.58	1.09 ± 0.51	$p < 0.001$ †
TUG (sec)	4.78 ± 0.45	7.99 ± 2.85	$p < 0.001$ †
FR (cm)	32.7 ± 4.7	31.2 ± 7.3	0.379

平均値 ± 標準偏差, †: $p < 0.05$

2.3.2 歩行指標の比較

(a) Walking speed, Step length, Step time,

Step time variability, Step time asymmetry の比較

健常高齢者と下肢 OA の歩行指標を比較した結果を表 2.4 に示した。Walking speed と Step length は、下肢 OA が有意に低値を示した (Walking speed: $p < 0.001$, Cohen's $d = 1.339$; Step length: $p < 0.001$, Cohen's $d = 1.522$)。Step time に有意な違いは認められなかった。Step time variability と Step time asymmetry は、下肢 OA が有意に高値を示した (Step time variability: $p = 0.003$, Cohen's $d = 0.994$; Step time asymmetry: $p < 0.001$, Cohen's $d = 1.045$)。

表2.4 健常高齢者と下肢OAの歩行指標の比較

	健常高齢者 (n = 30)	下肢OA (n = 20)	p-value
Walking speed (m/sec)	1.36 ± 0.11	1.11 ± 0.24	$p < 0.001$ †
Step length (cm)	71.6 ± 5.2	59.5 ± 11.4	$p < 0.001$ †
Step time (sec)	0.52 ± 0.04	0.53 ± 0.04	0.587
Step time variability (%)	3.99 ± 2.02	6.80 ± 3.45	0.003 †
Step time asymmetry (%)	3.91 ± 2.80	9.88 ± 7.58	$p < 0.001$ †

平均値 ± 標準偏差, †: $p < 0.05$

(b) Step symmetry, Stride regularity の比較

健常高齢者と下肢 OA における Step symmetry と Stride regularity を比較した結果を表 2.5 に示した。Step symmetry は、下肢 OA が全ての加速度成分において有意に低値を示した (AP 成分: $p < 0.001$, Cohen's $d = 1.457$; VT 成分: $p < 0.001$, Cohen's $d = 1.230$; ML 成分; $p = 0.001$, Cohen's $d = 0.715$)。Stride regularity は、全ての加速度成分において健常高齢者と下肢 OA で有意な違いは認められなかった。

表2.5 健常高齢者と下肢OAのStep symmetryとStride regularityの比較

	健常高齢者 (n = 30)	下肢OA (n = 20)	p-value
Step symmetry			
AP	0.890 ± 0.038	0.664 ± 0.216	$p < 0.001$ †
VT	0.862 ± 0.067	0.747 ± 0.114	$p < 0.001$ †
ML	0.692 ± 0.098	0.572 ± 0.216	0.001 †
Stride regularity			
AP	0.882 ± 0.061	0.852 ± 0.067	0.112
VT	0.901 ± 0.059	0.877 ± 0.057	0.146
ML	0.833 ± 0.087	0.781 ± 0.139	0.106

平均値 ± 標準偏差, †: $p < 0.05$

(c) RMSR (加速度成分比率) の比較

健常高齢者と下肢 OA における RMSR を比較した結果を表 2.6 に示した。AP 成分と VT 成分は、健常高齢者と下肢 OA で有意な違いは認められなかったが、ML 成分は下肢 OA が有意に高値を示した ($p < 0.001$, Cohen's $d = 1.066$)。

表2.6 健常高齢者と下肢OAのRMSRの比較

	健常高齢者 (n = 30)	下肢OA (n = 20)	p-value
RMSR			
AP	0.579 ± 0.051	0.552 ± 0.043	0.062
VT	0.689 ± 0.065	0.657 ± 0.065	0.089
ML	0.423 ± 0.070	0.502 ± 0.078	$p < 0.001$ †

平均値 ± 標準偏差, †: $p < 0.05$

2.3.3 身体機能指標間の相関分析

健常高齢者と下肢 OA における、身体機能指標間の相関係数を表 2.7 と表 2.8 に示した。健常高齢者では、下肢筋力の Stronger leg と Weaker leg の間に強い正の相関 ($r = 0.95$) が認められたが、その他の指標間に中程度より大きい相関 ($r > 0.40$) は認められなかった。下肢 OA では、下肢筋力の Stronger leg と Weaker leg との間に強い正の相関 ($r = 0.89$) が認められた。また、下肢筋力の Stronger leg は、TUG との間に中程度の負の相関 ($r = -0.53$) が認められた。また、Weaker leg は、Leg strength asymmetry ($r = -0.52$)、TUG ($r = -0.60$) との間に中程度の負の相関が、FR との間に中程度の正の相関 ($r = 0.66$) が認められた。また、Leg strength asymmetry は、FR との間に中程度の負の相関 ($r = -0.50$) が認められた。

表2.7 身体機能の相関係数（健常高齢者, n = 30）

	Stronger leg	Weaker leg	Leg strength asymmetry	TUG	FR
Stronger leg	-				
Weaker leg	0.95 *	-			
Leg strength asymmetry	0.28	-0.01	-		
TUG	-0.39 *	-0.38 *	-0.08	-	
FR	0.25	0.22	0.10	0.01	-

*: $p < 0.05$

表2.8 身体機能の相関係数（下肢OA, n = 20）

	Stronger leg	Weaker leg	Leg strength asymmetry	TUG	FR
Stronger leg	-				
Weaker leg	0.89 *	-			
Leg strength asymmetry	-0.09	-0.52 *	-		
TUG	-0.53 *	-0.60 *	0.40	-	
FR	0.52 *	0.66 *	-0.50 *	-0.37	-

*: $p < 0.05$

2.3.4 身体機能と歩行指標の相関分析

(a) 身体機能と歩行指標との相関分析

表 2.9 に、健常高齢者における、身体機能と歩行指標の相関係数を示した。下肢筋力の Stronger leg は Step time との間に中程度の正の相関 ($r = 0.49$) が認められた。その他の身体機能と歩行指標の間に中程度より大きい相関 ($r > 0.40$) は認められなかった。表 2.10 に、下肢 OA における身体機能と歩行指標の相関係数を示した。下肢 OA では、下肢筋力の Stronger leg と Weaker leg は、Walking speed (Stronger leg: $r = 0.51$; Weaker leg: $r = 0.66$)、Step length (Stronger leg: $r = 0.47$; Weaker leg: $r = 0.61$)、Step time asymmetry (Stronger leg: $r = 0.55$; Weaker leg: $r = 0.49$) との間に中程度の正の相関が認められた。また、Leg strength asymmetry は、Walking speed ($r = -0.54$) と Step length ($r = -0.52$) との間に中程度の負の相関が認められた。TUG は、Walking speed ($r = -0.83$) と Step length ($r = -0.78$) との間に強い負の相関が認められた。また、FR は Walking speed ($r = 0.53$) と Step length ($r = 0.57$) との間に中程度の正の相関が認められた。

表 2.11 に、健常高齢者と下肢 OA における、身体機能と Step symmetry の各加速度成分の相関係数を示した。健常高齢者と下肢 OA の両群において、Step symmetry の各加速度成分と下肢筋力 (Stronger leg、Weaker leg) との間に中程度より大きい相関 ($r > 0.40$) は認められなかった。図 2.28-図 2.33 に、健常高齢者と下肢 OA における Step symmetry と下肢筋力左右差の相関図を示した。健常高齢者では、Step symmetry の各加速度成分と下肢筋力左右差の間に相関は認められなかった (AP 成分: $r = 0.01$; VT 成分: $r = -0.13$; ML 成分: $r = -0.06$)。一方、下肢 OA では、AP 成分と VT 成分は下肢筋力左右差との間に強い負の相関が認められた (AP 成分: $r = -0.78$, $p < 0.05$; VT 成分: $r = -0.76$, $p < 0.05$)。しかし、ML 成分との間に強い相関は認められなかった ($r = -0.16$)。

表 2.12 に、健常高齢者と下肢 OA における、身体機能と Stride regularity の各加速度成分における相関係数を示した。健常高齢者と下肢 OA の両群において、Stride regularity と下肢筋力 (Stronger leg、Weaker leg) との間に中程度より大きい相関 ($r > 0.40$) は認められなかった。また、下肢 OA では TUG は、Stride regularity の AP 成分との間に強い負の相関 ($r = -0.75$) が、VT 成分との間に中程度の負の相関 ($r = -0.59$) が認められた。図 2.34-図 2.39 に、健常高齢者と下肢 OA における Stride regularity と下肢筋力左右差の相関図を示した。両群において下肢筋力左右差と Stride regularity の各加速度成分との間に相関は認められなかった (健常高齢者 AP 成分: $r = 0.05$; VT 成分: $r = -0.12$; ML 成分: $r = -0.02$; 下肢 OA AP 成分: $r = -0.13$; VT 成分: $r = -0.34$; ML 成分: $r = -0.07$)。

表2.9 身体機能と歩行指標の相関係数 (健常高齢者, n = 30)

	Walking speed	Step length	Step time	Step time variability	Step time asymmetry
Stronger leg	0.09	0.49 *	0.32	0.11	0.15
Weaker leg	0.02	0.26	0.25	0.14	0.18
Leg strength asymmetry	-0.24	< 0.01	0.34	0.15	0.06
TUG	-0.09	-0.01	-0.02	-0.31	-0.15
FR	0.17	0.32	0.02	0.10	0.06

*: $p < 0.05$

表2.10 身体機能と歩行指標の相関係数 (下肢OA, n = 20)

	Walking speed	Step length	Step time	Step time variability	Step time asymmetry
Stronger leg	0.51 *	0.47 *	-0.14	0.37	0.55 *
Weaker leg	0.66 *	0.61 *	-0.14	0.29	0.49 *
Leg strength asymmetry	-0.54 *	-0.52 *	0.06	0.01	-0.06
TUG	-0.83 *	-0.78 *	0.35	-0.17	0.04
FR	0.53 *	0.57 *	-0.16	0.13	0.27

*: $p < 0.05$

表2.11 身体機能とStep symmetryの相関係数

	健常高齢者 (n = 30)			下肢OA (n = 20)		
	AP	VT	ML	AP	VT	ML
Stronger leg	0.08	0.05	-0.22	-0.13	-0.30	0.35
Weaker leg	-0.04	0.08	-0.21	0.18	0.07	-0.18
TUG	-0.12	-0.27	0.03	-0.19	-0.14	-0.13
FR	-0.01	-0.01	0.05	0.24	0.28	0.06

*: $p < 0.05$

表2.12 身体機能とStride regularityの相関係数

	健常高齢者 (n = 30)			下肢OA (n = 20)		
	AP	VT	ML	AP	VT	ML
Stronger leg	0.31	0.27	-0.16	0.27	0.08	0.02
Weaker leg	0.25	0.28	-0.25	0.30	0.21	0.04
TUG	0.03	-0.09	0.27	-0.75 *	-0.59 *	-0.42
FR	-0.03	0.08	0.34	0.20	0.07	-0.03

*: $p < 0.05$

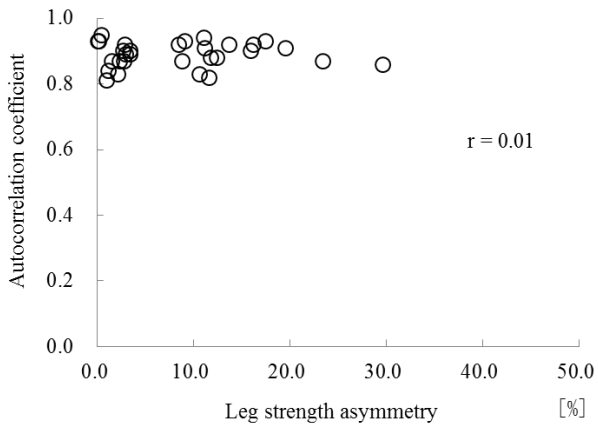


図2.28 下肢筋力左右差とStep symmetry (AP成分)の相関図 (健常高齢者)

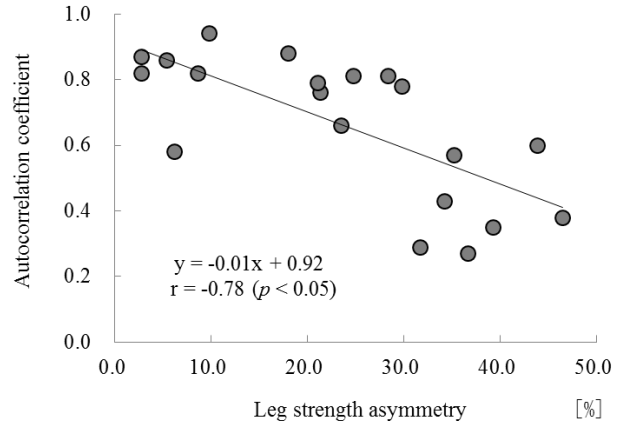


図2.29 下肢筋力左右差とStep symmetry (AP成分)の相関図 (下肢OA)

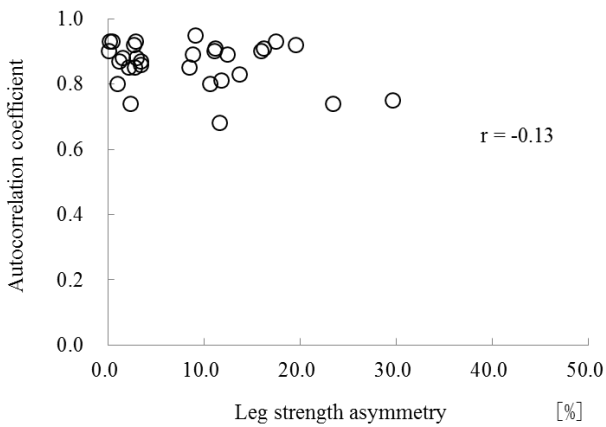


図2.30 下肢筋力左右差とStep symmetry (VT成分)の相関図 (健常高齢者)

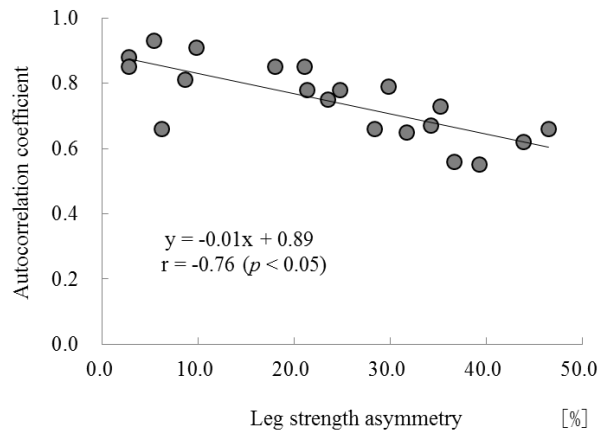


図2.31 下肢筋力左右差とStep symmetry (VT成分)の相関図 (下肢OA)

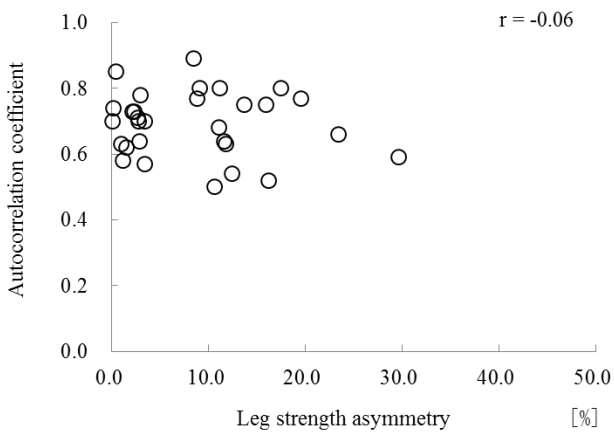


図2.32 下肢筋力左右差とStep symmetry (ML成分)の相関図 (健常高齢者)

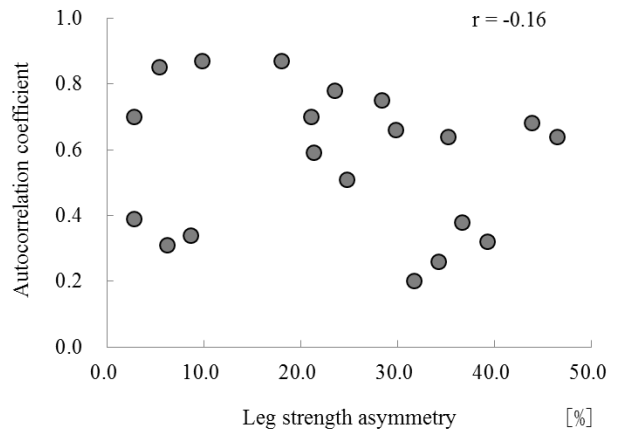


図2.33 下肢筋力左右差とstep symmetry (ML成分)の相関図 (下肢OA)

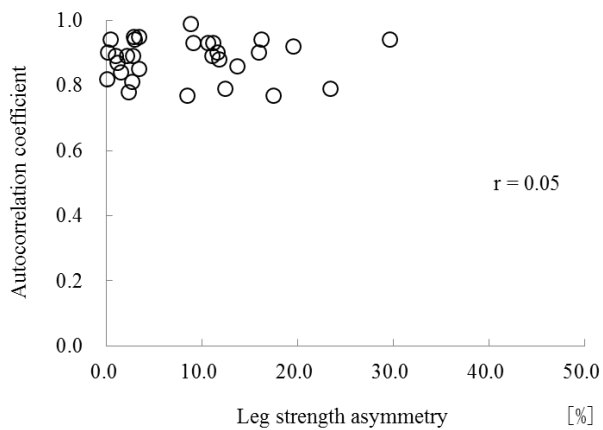


図2.34 下肢筋力左右差とStride regularity (AP成分)の相関図 (健常高齢者)

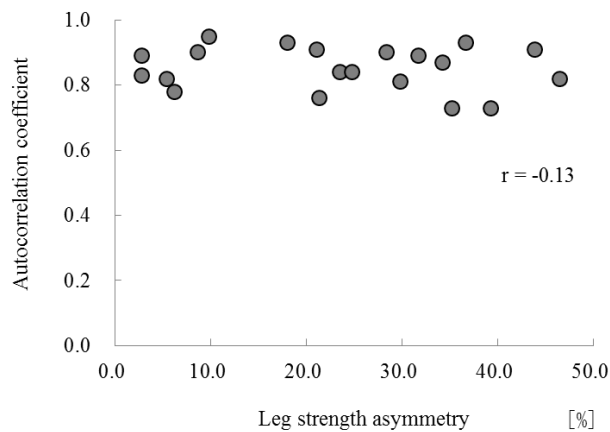


図2.35 下肢筋力左右差とStride regularity (AP成分)の相関図 (下肢OA)

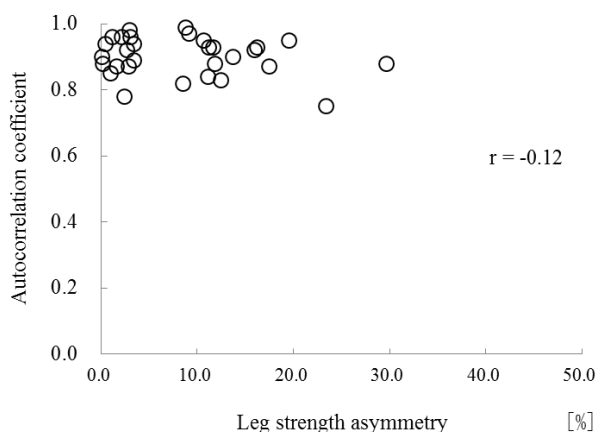


図2.36 下肢筋力左右差とStride regularity (VT成分)の相関図 (健常高齢者)

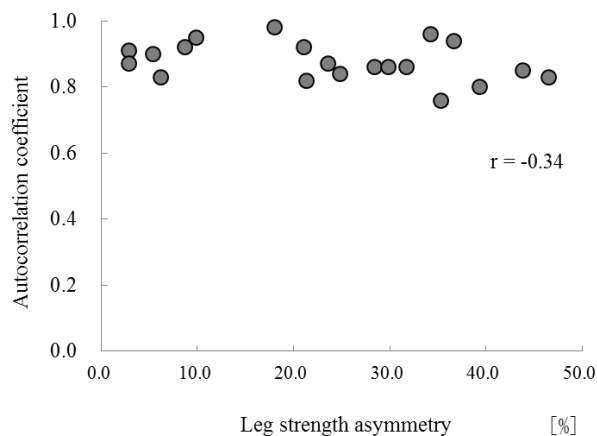


図2.37 下肢筋力左右差とStride regularity (VT成分)の相関図 (下肢OA)

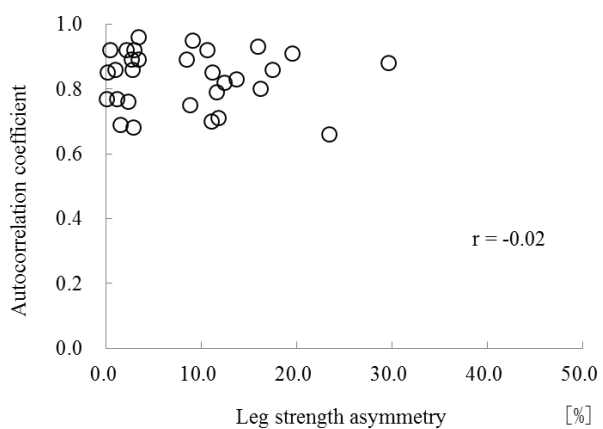


図2.38 下肢筋力左右差とStride regularity (ML成分)の相関図 (健常高齢者)

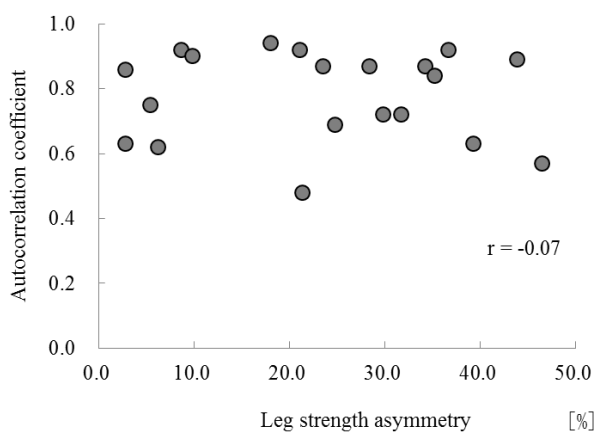


図2.39 下肢筋力左右差とStride regularity (ML成分)の相関図 (下肢OA)

(b) 歩行指標間における相関分析

健常高齢者と下肢OAにおける、Step time variability、Step time asymmetry、Step symmetry、Stride regularity の歩行指標間における相関係数を表 2.13-2.14 に示した。健常高齢者では、Step time variability は Step time asymmetry との間に強い正の相関が認められた ($r = 0.77$)。Step time asymmetry は、Step symmetry の AP 成分 ($r = -0.49$) と VT 成分 ($r = -0.46$) との間に中程度の負の相関が認められた。Step symmetry の AP 成分は VT 成分との間に強い正の相関 ($r = 0.76$) が、ML 成分との間に中程度の正の相関 ($r = 0.49$) が認められた。また、Step symmetry の VT 成分は ML 成分との間に中程度の正の相関が認められた ($r = 0.41$)。また、Stride regularity の AP 成分は VT 成分との間に強い正の相関が認められた ($r = 0.74$)。

下肢 OA では、Step time variability は Step time asymmetry との間に強い正の相関が認められた ($r = 0.87$)。また、Step time asymmetry は Step symmetry の ML 成分との間に中程度の負の相関が認められた ($r = -0.45$)。Step symmetry の AP 成分は、VT 成分との間に強い正の相関 ($r = 0.87$) が、ML 成分との間に中程度の正の相関 ($r = 0.67$) が認められた。また、Step symmetry の VT 成分は ML 成分との間に中程度の正の相関が認められた ($r = 0.54$)。また、Stride regularity の AP 成分は VT 成分 ($r = 0.78$) と ML 成分 ($r = 0.72$) との間に強い正の相関が認められた。また、Stride regularity の VT 成分は ML 成分との間に中程度の正の相関が認められた ($r = 0.57$)。

表2.13 歩行指標の相関係数(健常高齢者, n = 30)

	STV	STA	SS (AP)	SS (VT)	SS (ML)	SR (AP)	SR (VT)	SR (ML)
STV	-							
STA	0.77 *	-						
SS	AP	-0.32	-0.49 *	-				
	VT	-0.37 *	-0.46 *	0.76 *	-			
	ML	-0.31	0.36	0.49 *	0.41 *	-		
SR	AP	0.06	0.01	-0.03	0.23	-0.12	-	
	VT	-0.07	-0.11	0.03	0.36	0.03	0.74 *	-
	ML	-0.32	-0.27	0.05	0.17	0.32	0.18	0.34

*: $p < 0.05$, STV: Step time variability, STA: Step time asymmetry, SS: Step symmetry, SR: Stride regularity

表2.14 歩行指標の相関係数(下肢OA, n = 20)

	STV	STA	SS (AP)	SS (VT)	SS (ML)	SR (AP)	SR (VT)	SR (ML)
STV	-							
STA	0.87 *	-						
SS	AP	-0.37	-0.44	-				
	VT	-0.25	-0.31	0.87 *	-			
	ML	-0.36	-0.45 *	0.67 *	0.54 *	-		
SR	AP	-0.35	-0.20	0.33	0.19	0.22	-	
	VT	-0.30	-0.35	0.44	0.38	0.12	0.78 *	-
	ML	-0.34	-0.25	0.30	0.18	0.31	0.72 *	0.57 *

*: $p < 0.05$, STV: Step time variability, STA: Step time asymmetry, SS: Step symmetry, SR: Stride regularity

2.4 考察

本章では、健常高齢者と下肢 OA で、身体機能や歩行動作にどのような違いがあるのかを比較し、下肢 OA の歩行動作に影響を及ぼしている可能性がある身体的要素を明らかにすることを目的に研究を行った。本章の研究結果から、下肢 OA では、歩行動作の対称性が低下していること、また下肢筋力左右差が歩行動作の対称性の低下に影響を及ぼしている可能性があることが示された。

2.4.1 健常高齢者と下肢 OA の身体機能の比較

本研究に参加した被験者の年齢は、健常高齢者は 68.0 歳、下肢 OA は 70.3 歳であり、有意な違いは認められなかったことから、本研究は、同年代の健常高齢者と下肢 OA における身体機能と歩行動作の違いを比較した研究といえる。健常高齢者と下肢 OA の身体機能を比較した結果、身長、体重に有意な違いは認められなかったが、BMI は健常高齢者が 22.4、下肢 OA が 24.6 となり、下肢 OA が有意に高値を示した。先行研究において、BMI は下肢 OA のリスク要因であると報告されている^[15]。Felson らは、70 歳代の高齢者を対象に 10 年間の追跡調査を行った結果、15.6%が KneeOA を発症し、その要因として肥満を挙げている^[15]。WHO (World Health Organization) の BMI の基準では、18.5 未満は Underweight、18.5 以上 25.0 未満は Normal、25.0 以上 30.0 未満は Pre-Obese、30.0 以上は Obese とされている^[118]。また、日本肥満学会の基準では、18.5 以上 25.0 未満は Normal、25.0 以上が肥満とされている^[119]。本研究における、健常高齢者と下肢 OA における BMI の平均値は 18.5 以上 25.0 未満であり Normal の判定となる。しかし、各群における被験者の数値を見ると、BMI が 25.0 を超える被験者の割合は、健常高齢者では 30 名中 5 名で 16.6%、下肢 OA では 20 名中 8 名で 40.0%となり、下肢 OA では肥満に分類される被験者の割合が多いことが確認された。

健常高齢者と下肢 OA で、下肢筋力の値を比較すると、低値を示した脚 (Weaker leg) の値は、健常高齢者は 1.93Nm/kg、下肢 OA は 1.09Nm/kg となり、下肢 OA では疾患に伴って Weaker leg における筋力が有意に低下していることが示された。一方、高値を示した脚 (Stronger leg) は、健常高齢者が 2.13Nm/kg、下肢 OA が 1.44Nm/kg となり、下肢 OA では、両脚における筋力が有意に低下していることが示された。先行研究において、下肢筋力は加齢に伴って低下することが報告されている。Lexell らは、下肢筋力は 30 歳代から徐々に低下し始め、60 歳を過ぎると急激に低下し、30 歳代に比べて 80 歳代では約 30-40%低下すると報告している^[120]。健常者を対象にした研究において、Hamed らは、65 歳以上の高齢者の等尺性膝関節伸展筋力は、1.8-2.2Nm/kg であると報告している^[121]。一方、KneeOA や HipOA を対象にした研究において、KneeOA の膝関節伸展筋力は、健

常高齢者と比較して、女性では 18%、男性では 15%低下していること^[17]や、HipOA では、股関節外転筋や内転筋の筋力が 25-31%低下していること^[18]が報告されている。また Yoon らの研究において、KneeOA の膝関節伸展筋力は 1.19-1.42Nm/kg^[122]であると示されている。また Loureiro らの研究において、HipOA の膝関節伸展筋力は 1.29Nm/kg^[123]であると示されている。本研究の健常高齢者と下肢 OA の下肢筋力の値は、先行研究で報告されている値と近い値を示した。先行研究において、KneeOA や HipOA などの下肢 OA では、患足における筋力の低下だけでなく、下肢筋力左右差が大きくなることが報告されている。若年健常者の下肢筋力左右差は 5-10%程度^[124,125]、転倒経験の無い高齢者では約 10-15%、転倒経験者では約 20%^[125]であると報告されている。一方、下肢 OA を対象にした研究において、HipOA の患足は健足に比べて 13-22%低下していること^[18]や、KneeOA の患足は健足に比べて 59-68%低下していること^[126]が報告されている。本研究では、健常高齢者の下肢筋力左右差は 8.6%、下肢 OA は 23.5%となり、下肢 OA では下肢筋力左右差が有意に高値を示し、先行研究と同様に、下肢 OA において大きな下肢筋力左右差が生じていることが確認された。また、健常高齢者と下肢 OA において、下肢筋力左右差の大きさの分布を見ると、健常高齢者では、左右差 5%未満は 14 名で 46.7%、5%以上 20%未満は 14 名で 46.7%、20%以上は 2 名で 6.7%であった。一方、下肢 OA では、左右差 5%未満は 2 名で 10.0%、5%以上 20%未満は 5 名で 25.0%、20%以上が 13 名で 65.0%となり、下肢 OA では下肢筋力左右差が 20%以上の割合が大きいことが確認された。先行研究において、下肢筋力左右差が 20%以上の高齢者では、片足支持と両脚支持時間に左右差があることや、片足支持の時間的変動が大きいことが報告されている^[108]。従って、下肢 OA においても下肢筋力左右差が歩行動作に影響を及ぼしている可能性が考えられる。

2.4.2 健常高齢者と下肢 OA の歩行指標の比較

高齢者の歩行は、若年者と比較して、歩行速度の低下、歩幅の減少、歩隔の増大、両足支持期の増加、股関節や膝関節における可動域が低下することが報告されている^[127,128]。下肢 OA は加齢に伴って増加するが、先行研究において、下肢 OA の歩行は健常高齢者とは異なることが報告されている。HipOA の歩行特徴として、股関節可動域の減少^[104,105]、歩幅の減少^[105]、歩行速度の低下^[93]、患足から健足への体幹の動揺の増加^[106]が報告されている。また、KneeOA の歩行特徴として、膝関節可動域の減少^[12,103]、ストライド長の減少^[12,103]、歩行速度の低下^[12]、膝関節内転モーメントの増加^[103]、歩行周期に占める立脚期の増加^[12]が報告されている。先行研究では、下肢 OA における歩幅やストライド長の減少、歩行速度の低下が報告されている。本研究において、健常高齢者と下肢 OA の歩幅を比較した結果、健常高齢者は 71.6cm、下肢 OA は 59.5cm となり、下肢 OA の歩幅は有意に低下し、先行研究と同様の結果が確認された。また、歩行速度を比較した結果、健

常高齢者は 1.36m/s、下肢 OA では 1.11m/s となり、下肢 OA における歩行速度の有意な低下が確認された。Himann らは、歩行速度は 40 歳以降、10 年間で 1-2% 程度低下し、63 歳以降は男性が 16.1%、女性が 12.4% と急激に低下すると報告している^[129]。また、Auvient らは、健常高齢者を対象にした研究において、60 歳代の歩行速度は 1.35-1.47m/s、70 歳代は 1.26-1.32m/s であると報告している^[109]。一方、下肢 OA を対象とした研究において、60 歳代の KneeOA は 1.09m/s^[130]、60 歳代の HipOA は 0.99m/s^[93] であると報告されている。また、Zeni らは KneeOA を疾患の程度で分類して歩行速度を比較した結果、中程度の患者群は 1.13m/s、重度の患者群は 1.03m/s となり、疾患の進行に伴って歩行速度が低下することを報告している^[131]。本研究における下肢 OA の歩行速度は、健常者と比較して低下していることが確認され、また先行研究と近い値を示した。しかし、下肢 OA の日常生活において支障が生じないためには、最低限どの程度の速さが必要になるのかを考える必要がある。Omori らは、我が国の横断歩道を安全に渡るためには、1.0m/s 以上の歩行速度が必要であると述べている^[132]。従って、歩行速度が 1.0m/s を下回ると、日常生活における安全性に問題が生じる可能性がある。本研究の下肢 OA における歩行速度の平均値は 1.0m/s 以上であったが、20 名中 4 名は 1.0m/s 未満であった。下肢関節疾患によって歩行能力が低下し、歩行速度が 1.0m/s 未満になっている下肢 OA は日常生活における安全性に問題が生じる可能性がある。

先行研究において、下肢 OA では下肢関節の可動域に左右差があることが報告されている^[12,103-105]。関節可動域の左右差は、患足と健足における動作の時間的および空間的な差異を生じさせることが考えられる。本研究では、健常高齢者と下肢 OA の歩行における下肢動作時間の変動や対称性について、Step time variability と Step time asymmetry の指標を算出して比較した。本研究における Step time variability は、右脚と左脚の各 4 歩における Step time の変動を示している。先行研究では、高齢者の Step time variability は若年者と比較して高値を示すこと^[133]や、歩行障害が起きる疾患あるパーキンソン病^[134]やハンチントン病患者^[135]では高値を示し、Step time の変動が大きくなることが報告されており、また Step time variability の増加は転倒と関係することが指摘されている^[136-138]。Kobsar らは、66-85 歳の高齢健常者と 19-30 歳の若年健常者を比較した結果、高齢健常者の Step time variability は 4.38%、若年者は 3.43% と報告している^[133]。本研究における健常高齢者の Step time variability は 3.99%、下肢 OA は 6.80% となり、下肢 OA では Step time variability が有意に高値を示した。また、左右脚間における Step time の差を示す Step time asymmetry を比較した結果、健常高齢者の Step time asymmetry は 3.91%、下肢 OA では 9.88% となり、下肢 OA では有意に高値を示した。本研究において、下肢 OA では、パーキンソン病やハンチントン病患者など歩行障害を有する疾患患者と同様に、下肢動作時間の変動 (Step time variability) や非対称性 (Step time asymmetry) を示す指標が、健常者と比較して有意

に高くなることが確認された。

下肢 OA における下肢筋力左右差は、下肢の歩行動作における時間的変動に影響を及ぼすだけでなく、空間的指標にも影響を及ぼすことが考えられる。本研究では、空間的指標として捉えることができる、歩行動作の対称性を示す指標である **Step symmetry** と規則性を示す指標である **Stride regularity** を算出した。**Step symmetry** は、右脚と左脚における歩行動作によって形成される腰部加速度波形の類似性から歩行動作の対称性を評価する指標である。一方、**Stride regularity** は、右脚と左脚における歩行動作を単位とし、この単位の繰返しの類似性から歩行動作の規則性を評価する指標である。先行研究において、健常高齢者の通常歩行における **Step symmetry** の各加速度成分の値は、AP 成分は 0.82-0.88^[92,139]、VT 成分は 0.80-0.92^[92,139]、ML 成分は 0.60-0.76^[92]と報告されている。腰部加速度波形の AP 成分は歩行における推進力と制動を示し^[133]、VT 成分は踵接地から立脚中期の動作を示す^[109]。また ML 成分は動的バランスの制御に関係すると考えられている^[133]。本研究の健常高齢者の **Step symmetry** の値は、先行研究の報告値と近い値を示した。一方、先行研究において、**KneeOA** の **Step symmetry** の各加速度成分の値は、AP 成分は 0.80-0.83、VT 成分は 0.84-0.87、ML 成分は 0.58-0.66 であり、健常者と比較して下肢 OA では低値を示すことが報告されている^[92]。本研究において、下肢 OA の **Step symmetry** の AP 成分、VT 成分、ML 成分の値は先行研究と近い値を示した。また、健常高齢者と比較した場合、全ての加速度成分において有意に低値を示したことから、下肢 OA では、前後、上下、左右の全ての方向における歩行動作の対称性が低下していることが示された。一方、先行研究において、歩行動作の規則性を示す **Stride regularity** は、健常高齢者では、AP 成分は 0.82-0.88^[92,139]、VT 成分は 0.80-0.92^[92,139]、ML 成分は 0.64-0.74^[92]と報告されている。本研究では、健常高齢者の **Stride regularity** の値は、先行研究の報告値と近い値を示した。一方、先行研究において、**KneeOA** の **Stride regularity** の各加速度成分の値は、AP 成分は 0.84-0.85、VT 成分は 0.87、ML 成分は 0.68 程度であると報告されている^[92]。本研究では、下肢 OA の **Stride regularity** の値は、健常高齢者と比較して有意な違いは認められず、また先行研究の報告値と近い値を示した。本研究の結果から、下肢 OA の歩行動作は、健常高齢者とは様々な違いがあり、疾患に伴う身体機能の変化によって、歩行動作の時間的指標 (**Step time variability**、**Step time asymmetry**) と空間的指標 (**Step symmetry**、**Stride regularity**) に変化が生じていることが確認された。

2.4.3 身体機能と歩行指標の関係性

健常者を対象にした先行研究において、下肢筋力と歩行速度には正の相関があることが報告されている^[140,141]。また、疾患患者を対象にした研究において、脳卒中患者では膝関節伸展トルクと歩行速度に相関があることが報告されている^[142]。また、Mizner らは、

KneeOA を対象にした研究において、下肢筋力と歩行能力の指標である 6 分間歩行距離 (6MW) との相関を調べた結果、6MW と患足との間に中等度の相関 ($r = 0.64$) があり、健足では強い相関 ($r = 0.77$) があることを示し、下肢筋力の低下に伴い歩行距離や歩行速度が低下することを示している^[143]。これらの先行研究において、下肢筋力と歩行速度の関係については相関があることが示されているが、下肢筋力左右差が歩行速度にどのような影響を及ぼしている可能性があるのかについては明らかになっていない。本研究では、まず、先行研究と同様に、下肢筋力と歩行速度の相関を調べた。その結果、健常高齢者では下肢筋力と歩行速度に相関は認められなかったが、下肢 OA では歩行速度と下肢筋力の Stronger leg ($r = 0.51, p < 0.05$) と Weaker leg ($r = 0.66, p < 0.05$) において中程度の正の相関が認められた。この結果は、Mizner らの KneeOA を対象とした研究結果と一致する。次に、下肢筋力左右差と歩行速度の相関を調べた結果、健常高齢者では相関は認められなかったが、下肢 OA では中程度の負の相関 ($r = -0.54, p < 0.05$) が認められた。下肢 OA における、下肢筋力左右差と歩行速度における負の相関は、下肢筋力左右差が大きくなると歩行速度が低下するという関係性を示している。本研究の結果から、下肢 OA では、下肢筋力だけでなく下肢筋力左右差も歩行速度の低下に影響を及ぼす可能性があることが示された。

先行研究において、下肢 OA では、歩行動作の対称性が低下していることが報告されているが^[92,93]、歩行動作の対称性の低下に影響を及ぼしている可能性のある身体的要素については明らかにされていない。本研究では、下肢 OA における歩行動作の対称性の低下は、下肢筋力や下肢筋力左右差の影響を強く受けているのではないかと考えた。そこで、まず、下肢筋力と歩行動作の対称性 (Step symmetry) および規則性 (Stride regularity) との関係について相関分析により調べた。その結果、下肢 OA の両脚における下肢筋力 (Stronger leg、Weaker leg) と、歩行動作の対称性および規則性との間に中程度以上 ($r > 0.40$) の相関は認められなかった。この結果は、下肢筋力の低下自体は、歩行動作の対称性や規則性に大きな影響を及ぼす要素ではない可能性を示していると考えられる。一方、下肢筋力左右差と対称性 (Step symmetry) との相関分析を行った結果、下肢 OA では、AP 成分 ($r = -0.78$) と VT 成分 ($r = -0.76$) において、強い負の相関が認められた。腰部で観測される加速度波形の AP 成分は、歩行における推進力と制動を示し^[133]、VT 成分は踵接地から立脚中期の動作を示していることから^[109]、下肢 OA では、下肢筋力左右差によってこれらの歩行動作における対称性が低下している可能性を示していると考えられる。

本章の結果から、下肢 OA では、下肢筋力左右差が歩行動作の対称性の低下に影響を及ぼしている可能性が示された。運動療法によるトレーニングによって、下肢 OA の歩行動作の対称性を改善させる場合には、低下している下肢筋力を向上させるだけでなく、下肢筋力左右差が改善しているかについても着目していく必要があることが示された。

2.5 まとめ

下肢 OA の歩行動作の対称性の低下に影響を及ぼしている可能性がある身体的要素について、先行研究では明らかにされていない。本章では、下肢 OA の下肢筋力や下肢筋力左右差が歩行動作の対称性に影響を及ぼしている可能性があるのではないかと仮説を立てた。本章の研究結果から、下肢 OA の下肢筋力は、健常高齢者と比較して、患足だけでなく健足における下肢筋力も低下し、20%以上の下肢筋力左右差が生じていることが示された。また、下肢 OA の歩行は、健常高齢者と比較して、前後（AP 成分）と上下（VT 成分）、左右（ML 成分）の全ての方向における歩行動作の対称性が低下していることが示された。また、下肢筋力および下肢筋力左右差と歩行指標の相関を調べた結果、下肢 OA では、下肢筋力左右差と、前後方向（AP 成分）および上下方向（VT 成分）の歩行動作の対称性との間に強い負の相関が認められ、下肢筋力左右差が歩行動作の対称性を低下させている可能性があることが示された。また、AP 成分と VT 成分における対称性の低下が示されたことから、下肢 OA の歩行では、歩行の推進や制動、踵接地から立脚中期における歩行動作における対称性が低下している可能性が考えられる。

下肢 OA における、片側の脚に偏った非対称的な歩行動作は、下肢関節疾患を悪化させると考えられる。歩行を補助するツールを使用し、対称的な歩行動作へと改善していくことが望ましい。そこで、第 3 章では、歩行動作の対称性の改善を促す可能性が期待できる歩行補助ツールとしてノルディックウォーキング（NW）に着目し、NW を使用した歩行方法が、下肢 OA の歩行動作の対称性を改善させる可能性があるのかについて調べる。また、第 4 章では、NW を使用した歩行トレーニング方法が、下肢 OA の下肢筋力を向上させ、下肢筋力左右差を改善する可能性があるのか、また通常歩行における歩行動作の対称性を改善させる可能性があるのかについて明らかにする。

第3章

ノルディックウォーキングが下肢関節疾患患者の 歩行動作の対称性に及ぼす効果

3.1 緒言

変形性膝関節症（KneeOA）や変形性股関節症（HipOA）などの下肢関節疾患患者（下肢OA）の歩行において、下肢関節への過度な負荷は、関節疾患を進行させるリスク要因となる。Metcalf らの縦断的研究において、下肢OAでは歩行時に健足に過度な負荷が生じることから、12年後には片側疾患患者の80%が両側疾患に進行すると報告している^[35]。またShakoorらは、片側疾患のHipOAを対象にした研究において、健足の膝関節において強い負荷が生じるため、膝関節の置換手術が必要になると報告している^[36,144]。日常生活において、歩行は基本的な動作であり、非対称的な歩行動作を継続することは、関節疾患を進行させる要因となる。従って、歩行を補助するツールを使用して歩行動作の対称性を改善することが望ましい。歩行リハビリテーションの現場では、歩行を補助する方法として杖や歩行器が使用されている。HipOAを対象にした研究において、杖を使用した歩行は、通常歩行と比較して、ストライド長が増加することや遊脚時間が延長すること^[46]、股関節における接触圧が40%低下すること^[47]が報告されている。また、KneeOAを対象にした研究において、ストライド長が増加すること、膝関節内転モーメントが減少することが報告されている^[45]。また、杖の使用が歩行動作の対称性に及ぼす効果について調べた研究において、脳卒中患者が杖を使用して歩いた場合には、立脚期と遊脚期の時間的対称性が改善することが報告されている^[43]。

近年、2本のポールを使用して歩くノルディックウォーキング（NW）が、高齢者や歩行障害を有する患者の歩行を補助するツールとして注目されている。健常者を対象にした先行研究において、通常歩行と比較して、立脚やpush-off動作における下肢の筋活動が減少すること^[61]、股関節可動域が増加すること^[58]、足底圧が減少すること^[62]が報告されている。また、疾患患者を対象にした先行研究において、HipOAにおける股関節外転筋活動の減少^[45]、パーキンソン病患者におけるステップ長の増加^[63]が報告されている。第2章において、下肢OAでは歩行動作の対称性が低下することを示した。NWを使用した歩行が、下肢OAの歩行動作の対称性を改善させる可能性があるのかを明らかにすることは、疾患の進行を抑制する観点から重要であると考えられる。本章では、杖の効果やNWの下肢に及ぼす効果に関する先行研究を踏まえ、2本のポールによる支えを利用して歩くNWでは、歩行時における下肢への負荷が軽減され、下肢の動作が改善することが期待できることから、下肢OAの歩行動作の対称性を改善させる可能性があるのではないかと仮説を立てた。そこで本章では、下肢OAの通常歩行とNWにおける歩行動作を比較し、NWによる歩行方法が、歩行動作の対称性に及ぼす効果について明らかにすることを目的とした。また、下肢OAの下肢筋力左右差に着目し、下肢筋力左右差の大きさによって効果の表れ方に違いがあるのかについて調べた。

3.2 対象と方法

3.2.1 対象

本研究に参加した被験者は、地域のシニアセンタ、デイケアセンタ、地元の新聞での広告を通して募集した。また、本研究の対象者の基準として、1) 医師により変形性膝関節症または変形性股関節症の診断を受けている者、2) NW の経験を有する者とした。また、パーキンソン病、ポストポリオ症候群、脳梗塞の疾患歴を有する者は除外した。対象者を選定した結果、最終的な被験者は 16 名となった。

本研究は、東京大学研究倫理専門委員会の承認 (No.13-152) を得て実施した。被験者には事前に本研究の趣旨を説明し、研究への参加の同意を書面にて得た。尚、安全に測定を実施する為、事前に医師からの運動時における指導の有無を確認した。また、当日には健康状態を口頭で確認し、準備体操を十分に行ってから実施した。

3.2.2 測定項目と測定方法

本研究は、東京大学キャンパス内の測定室にて実施した。測定項目は、通常歩行と NW の歩行測定、等尺性膝関節伸展筋力測定とした。また、本研究の被験者は下肢 OA であることから、等尺性膝関節伸展筋力測定が歩行動作に影響を及ぼす可能性が考えられること、また、NW による歩行が通常歩行に影響を及ぼす可能性が考えられることから、測定の順序は、1) 通常歩行、2) NW、3) 等尺性膝関節伸展筋力測定とした。

(1) 通常歩行と NW の歩行測定

通常歩行と NW の歩行測定は、キャンパス内の平坦な廊下で実施した。被験者に対し、全長 15m の平坦な歩行路を、主観的な「ふつう」の速さで歩くように指示した。主観的な「ふつう」の速さの定義は、「普段、日常生活で歩く時のふつうの速さ」とした。測定は、通常歩行、NW の順に行い、各 2 回実施した。また、測定時には、腰部と足部に慣性センサを装着して行った。尚、測定環境に慣れさせるため、各歩行の測定の前に練習を 2 回行った。また、15m の歩行路の両端 2.5m の予備路を除く中央 10m 区間の歩行タイム(秒)をストップウォッチで計測した。データ解析には 2 回目の測定で計測した、歩行タイム、腰部加速度波形、足部角速度波形を用いた。尚、慣性センサを用いた歩行分析の方法は、第 2 章と同一の方法で実施した。

(2) ディフェンシブ方式の NW 動作

NW の動作方式には、ポールを斜めに傾けて使用することで強い推進力を得られるアグレッシブ方式と、ポールを地面に垂直に立てて使用することで安定した歩行ができるディフェンシブ方式の2種類に大きく分類される。本研究では、下肢 OA を対象とすることから、ディフェンシブ方式を採用した。NW ポールは、ディフェンシブ方式専用設計され、長さ調節が可能で先端形状が平坦なものを使用した (図 3.1、図 3.2)。ポールの長さの設定は、各被験者の身長 0.63 倍を基準とし、ポールを持った時に肘関節の角度が約 90 度になるように調節した。ディフェンシブ方式による歩き方の指示は、1) 立位姿勢で肩や腕の力を抜き、ポールを垂直に立てた状態で軽くポールのグリップを握る、2) 右脚を前方に踏み出す場合には、左手で握っているポールを同時に前方に出し、前方でポールをつく位置は、右足のつま先とほぼ同じ位置でポールが床に垂直になるようにつくこと、次に左脚を前方に踏み出す場合には、右手で握っているポールを同時に前方に出し、左足のつま先とほぼ同じ位置でポールを垂直になるようにつくこととした (図 3.3)。



図3.1 ディフェンシブ方式専用ポール



図3.2 ポールの先端形状

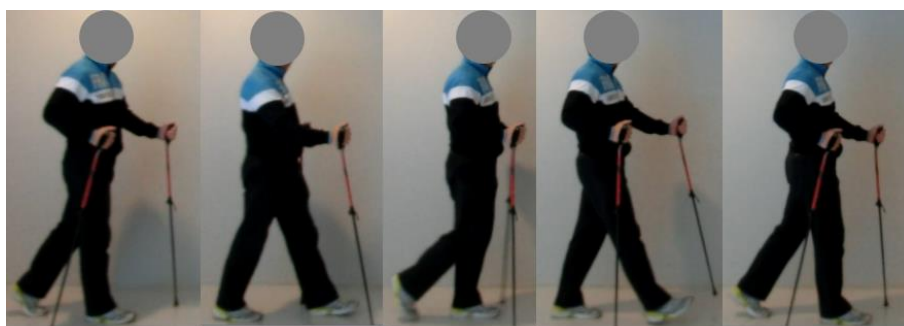


図3.3 ディフェンシブ方式のNWの動作

(3) 等尺性膝関節伸展筋力測定

左右脚における等尺性膝関節伸展筋力を測定し、下肢筋力左右差を算出した。測定方法と算出方法は、第2章と同一とした。

(4) 歩行指標の算出方法

通常歩行と NW における歩行動作を比較する指標として、Walking speed、Step time、Step time variability、Step time asymmetry、Step length、Step symmetry、Stride regularity、RMSR を算出した。各歩行指標の算出方法は、第 2 章と同一とした。

(5) データ解析の手順

通常歩行と NW における歩行動作の比較は 2 段階に分けて行った。1) 全被験者 16 名を対象に、通常歩行と NW を比較し、2) 下肢筋力左右差 20% を基準に被験者の群分けを行い、左右差が 20% 以上の非対称群 ($n = 8$) と 20% 未満の対称群 ($n = 8$) の 2 群に分け、各群における通常歩行と NW を比較した。

3.2.3 統計処理

解析結果は、平均値と標準偏差で示した。データの正規性の確認には Shapiro-Wilk 検定を用いた。通常歩行と NW の試行間の比較検定は、データに正規性が認められた場合には対応のある t 検定を用い、正規性が認められない場合には Wilcoxon signed-rank test を用いた。また、非対称群と対称群の群間の比較検定は、データに正規性が認められた場合には対応の無い t 検定を用い、正規性が認められない場合には Mann-Whitney U test を用いた。統計解析における有意水準は $p < 0.05$ とした。尚、統計解析と効果量の算出に使用したソフトウェア、効果量の評価基準は、第 2 章と同一とした。

3.3 結果

3.3.1 被験者の属性

本研究で対象となった被験者 16 名の個別属性(性別、下肢関節疾患の部位 (Knee or Hip)、両側・片側疾患の分類 (Bilateral or Unilateral)、疾患歴、手術歴の有無、下肢筋力左右差)を表 3.1 に示した。また、全被験者の身体特性(年齢、身長、体重、BMI、下肢筋力 (Stronger leg、 Weaker leg)、下肢筋力左右差)を表 3.2 に示した。被験者は、男性 5 名、女性 11 名、平均年齢は 71.3 歳であった。疾患部位は、膝関節 10 名、股関節 6 名であった。また、両側・片側疾患の分類は、両側疾患 9 名、片側疾患 7 名であった。

表3.1 被験者の属性

Subject	Male/ Female	Osteoarthritis	Unilateral/ Bilateral	Duration of arthritis	Operation	Leg strength asymmetry (%)
1	F	Hip	Unilateral	12y	-	0.72
2	M	Knee	Unilateral	3y	-	1.04
3	M	Knee	Bilateral	<1y	-	2.77
4	F	Hip	Unilateral	20y	Unilateral THR	6.64
5	M	Knee	Unilateral	4y	-	6.70
6	F	Hip	Bilateral	4y	Bilateral RAO	11.0
7	M	Knee	Unilateral	<1y	-	12.8
8	F	Knee	Bilateral	4y	-	17.3
9	F	Knee	Bilateral	10y	-	21.3
10	F	Hip	Bilateral	25y	Bilateral RAO / Unilateral THR	21.4
11	F	Knee	Unilateral	4y	Unilateral meniscectomy	27.6
12	F	Knee	Bilateral	20y	-	27.9
13	F	Hip	Bilateral	25y	Unilateral THR	30.3
14	F	Knee	Bilateral	7y	-	32.3
15	F	Hip	Bilateral	<1y	-	33.3
16	M	Knee	Unilateral	6y	-	52.9

M: Male, F: Female, THR: total hip replacement, RAO: rotational acetabular osteotomy.

表3.2 被験者の身体特性 (n = 16)

Sex (male/female)	5/11
OA(knee/hip)	10/6
Type (unilateral/bilateral)	7/9
Age (years)	71.3 ± 9.7
Height (cm)	156.3 ± 9.6
Weight (kg)	61.1 ± 14.6
BMI (kg/m ²)	24.8 ± 4.0
Leg strength asymmetry (%)	19.1 ± 14.5
Strength of weaker leg (Nm/kg)	1.47 ± 0.39
Strength of stronger leg (Nm/kg)	1.19 ± 0.39

平均値 ± 標準偏差.

3.3.2 下肢 OA の通常歩行と NW の比較

全被験者 16 名における、通常歩行と NW における歩行指標を表 3.3 に示した。通常歩行と NW で、Step length ($p < 0.001$, Cohen's $d = 2.279$) と Step time ($p < 0.001$, Cohen's $d = 1.195$) に有意な違いが認められた。しかし、Walking speed、Step time variability、Step time asymmetry に違いは認められなかった。歩行動作の対称性を示す Step symmetry は、AP 成分と VT 成分に有意な違いが認められたが (AP 成分: $p = 0.005$, Cohen's $d = 0.838$; VT 成分: $p = 0.015$, Cohen's $d = 0.689$)、ML 成分に違いは認められなかった。一方、歩行動作の規則性を示す Stride regularity は、全ての加速度成分において有意な違いは認められなかった。RMSR は、全ての加速度成分において有意な違いは認められなかった。

表3.3 通常歩行とNWにおける歩行指標 (n = 16)

		Walking	NW	p-value
Walking speed (m/s)		1.09 ± 0.14	1.09 ± 0.16	0.979
Step length (cm)		59.5 ± 6.9	64.9 ± 7.0	<0.001 *
Step time (s)		0.55 ± 0.04	0.60 ± 0.05	<0.001 *
Step time variability (%)		6.87 ± 3.84	5.69 ± 2.57	0.165
Step time asymmetry (%)		9.61 ± 8.27	8.31 ± 5.90	0.455
Step symmetry	AP	0.759 ± 0.127	0.808 ± 0.092	0.005 *
	VT	0.788 ± 0.115	0.822 ± 0.095	0.015 *
	ML	0.600 ± 0.165	0.632 ± 0.139	0.317
Stride regularity	AP	0.842 ± 0.074	0.856 ± 0.091	0.661
	VT	0.852 ± 0.088	0.869 ± 0.067	0.511
	ML	0.715 ± 0.157	0.709 ± 0.142	0.891
RMSR	AP	0.566 ± 0.079	0.588 ± 0.080	0.221
	VT	0.671 ± 0.072	0.646 ± 0.075	0.056
	ML	0.462 ± 0.086	0.472 ± 0.096	0.492

平均値 ± 標準偏差, *: $p < 0.05$.

3.3.3 下肢 OA を下肢筋力左右差で群分けした場合の通常歩行と NW の比較

被験者 16 名を、下肢筋力左右差 20% を基準に、20% 以上の非対称群 (n = 8) と 20% 未満の対称群 (n = 8) の 2 群に分け、身体特性と歩行指標を比較した。非対称群と対称群の身体特性を表 3.4 に示した。年齢、身長、体重、BMI は、非対称群と対称群で違いは認められなかった。下肢筋力左右差 20% を基準に群分けを行った結果、各群における下肢筋力左右差の平均値は、非対称群は 30.9%、対称群は 7.4% であった。下肢筋力は、高値を示した脚 (Stronger leg) に違いは認められなかったが、低値を示した脚 (Weaker leg) は、非対称群が有意に低値を示した ($p = 0.001$, Cohen's $d = 2.144$)。

表3.4 非対称群と対称群の身体特性

	非対称群 (n = 8)	対称群 (n = 8)	p-value
Sex(male/female)	1/7	4/4	-
OA(knee/hip)	5/3	5/3	-
Type (unilateral/bilateral)	5/3	2/6	-
Age (years)	70.5 ± 10.6	72.1 ± 9.3	0.749
Height (cm)	154.5 ± 10.8	158.2 ± 8.5	0.466
Weight (kg)	61.4 ± 15.7	60.9 ± 14.5	0.956
BMI (kg/m ²)	25.4 ± 4.0	24.1 ± 4.2	0.557
Leg strength asymmetry (%)	30.9 ± 10.0	7.4 ± 6.0	<0.001 †
Strength of weaker leg (Nm/kg)	0.91 ± 0.18	1.48 ± 0.33	0.001 †
Strength of stronger leg (Nm/kg)	1.34 ± 0.36	1.60 ± 0.39	0.187

平均値 ± 標準偏差, †: $p < 0.05$ (非対称群 vs 対称群).

表 3.5 に、非対称群と対称群の各群における、通常歩行と NW における歩行指標を示した。通常歩行を、非対称群と対称群で比較した結果、Walking speed、Step time、Step length、Step time variability、Step time asymmetry に違いは認められなかった。Step symmetry は、非対称群が AP 成分と VT 成分において有意に低値を示したが (AP 成分: $p = 0.005$, Cohen's $d = 1.139$; VT 成分: $p = 0.002$, Cohen's $d = 1.252$)、ML 成分に違いは認められなかった。また、Stride regularity は全加速度成分において違いは認められなかった。RMSR は、AP 成分に違いは認められなかったが、VT 成分と ML 成分に有意な違いが認められた (VT 成分: $p = 0.008$, Cohen's $d = 1.534$; ML 成分: $p = 0.041$, Cohen's $d = 1.124$)。

NW による歩行を、非対称群と対称群で比較した結果、Walking speed、Step time、Step length、Step time variability、Step time asymmetry に違いは認められなかった。Step symmetry は、非対称群の AP 成分と VT 成分が対称群に比べて有意に低値を示したが (AP 成分: $p =$

0.048, Cohen's $d = 1.139$; VT 成分: $p = 0.027$, Cohen's $d = 1.252$)、ML 成分に違いは認められなかった。Stride regularity は、全加速度成分において違いは認められなかった。RMSR は、AP 成分に違いは認められなかったが、VT 成分と ML 成分に有意な違いが認められた (VT 成分: $p = 0.024$, Cohen's $d = 1.440$; ML 成分: $p = 0.017$, Cohen's $d = 1.334$)。

非対称群と対称群の各群において、通常歩行と NW を比較した結果、Step length と Step time は、両群において NW が通常歩行に比べて有意に高値を示した (非対称群 Step length: $p < 0.001$, Cohen's $d = 2.261$; Step time: $p = 0.014$, Cohen's $d = 1.233$; 対称群 Step length: $p = 0.001$, Cohen's $d = 2.087$; Step time: $p = 0.008$, Cohen's $d = 1.597$)。しかし、Walking speed、Step time variability、Step time asymmetry は、両群において通常歩行と NW で違いは認められなかった。Step symmetry は、非対称群の NW の AP 成分と VT 成分が、通常歩行に比べて有意に高値を示したが (AP 成分: $p = 0.001$, Cohen's $d = 1.826$; VT 成分: $p = 0.003$, Cohen's $d = 1.592$)、ML 成分に違いは認められなかった。対称群における Step symmetry は通常歩行と NW で違いは認められなかった。一方、Stride regularity は、両群において全ての加速度成分において、通常歩行と NW で違いは認められなかった。RMSR は、両群において全ての加速度成分において、通常歩行と NW で違いは認められなかった。

図 3.4-図 3.9 に、NW による歩行動作の対称性の改善が視覚的に分かりやすい事例として、非対称群の被験者 (Subject No.10, 表 3.1) の通常歩行と NW の腰部加速度波形を示した。本被験者の通常歩行における Step symmetry の各成分の値は、AP 成分が 0.601、VT 成分が 0.675、ML 成分が 0.588 であった。NW による歩行では、Step symmetry の各成分の値は、AP 成分が 0.743、VT 成分が 0.855、ML 成分が 0.671 となり、歩行動作の対称性に改善が認められた。

表3.5 非対称群と対称群における通常歩行とNWの歩行指標

	非対称群 (n = 8)			対称群 (n = 8)		
	Walking	NW	p-value	Walking	NW	p-value
Walking speed (m/s)	1.07 ± 0.15	1.06 ± 0.17	0.827	1.12 ± 0.12	1.13 ± 0.16	0.743
Step length (cm)	58.9 ± 6.1	64.2 ± 6.3	<0.001 *	60.1 ± 8.1	65.5 ± 8.1	0.001 *
Step time (s)	0.56 ± 0.04	0.61 ± 0.05	0.014 *	0.53 ± 0.02	0.58 ± 0.03	0.008 *
Step time variability (%)	8.32 ± 4.12	6.69 ± 2.28	0.158	5.42 ± 2.89	4.69 ± 2.45	0.591
Step time asymmetry (%)	12.5 ± 8.6	10.9 ± 4.7	0.542	6.7 ± 6.8	5.7 ± 5.9	0.697
Step symmetry	AP 0.671 ± 0.127	0.761 ± 0.109	0.001 *	0.847 ± 0.034 †	0.854 ± 0.038 †	0.522
	VT 0.709 ± 0.096	0.771 ± 0.072	0.003 *	0.866 ± 0.072 †	0.873 ± 0.090 †	0.694
	ML 0.592 ± 0.184	0.613 ± 0.140	0.715	0.608 ± 0.157	0.652 ± 0.144	0.244
Stride regularity	AP 0.833 ± 0.084	0.857 ± 0.081	0.597	0.852 ± 0.067	0.856 ± 0.106	0.940
	VT 0.813 ± 0.096	0.838 ± 0.075	0.597	0.890 ± 0.062	0.901 ± 0.043	0.738
	ML 0.724 ± 0.190	0.737 ± 0.111	0.842	0.707 ± 0.129	0.681 ± 0.171	0.727
RMSR	AP 0.578 ± 0.101	0.588 ± 0.097	0.750	0.553 ± 0.052	0.587 ± 0.065	0.072
	VT 0.626 ± 0.081	0.597 ± 0.082	0.188	0.715 ± 0.013 †	0.687 ± 0.033 †	0.108
	ML 0.505 ± 0.074	0.526 ± 0.085	0.447	0.419 ± 0.079 †	0.417 ± 0.077 †	0.856

平均値 ± 標準偏差, *: $p < 0.05$ (Walking vs NW), †: $p < 0.05$ (非対称群 vs 対称群).

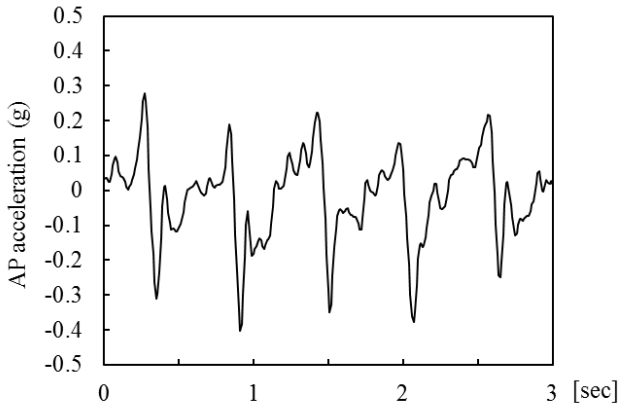


图3.4 AP成分加速度波形(通常步行)

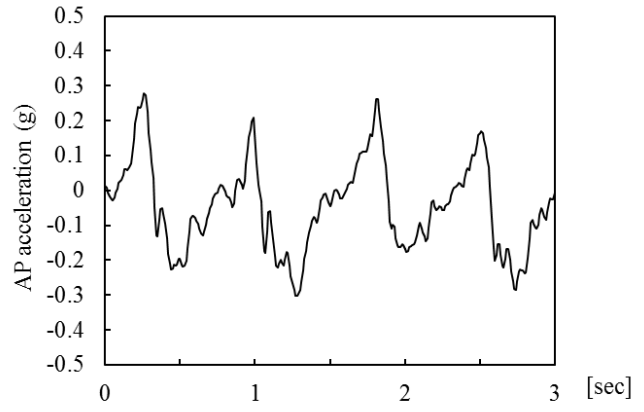


图3.5 AP成分加速度波形(NW)

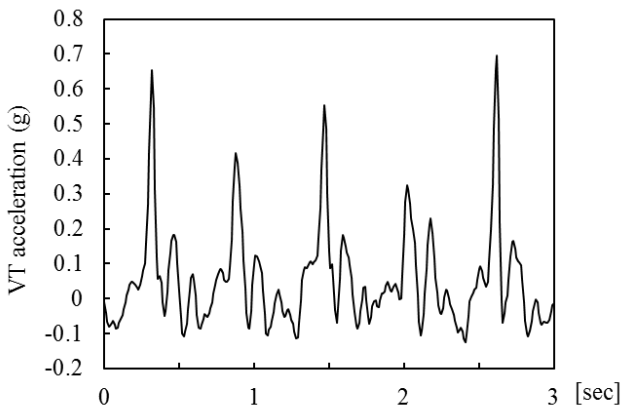


图3.6 VT成分加速度波形(通常步行)

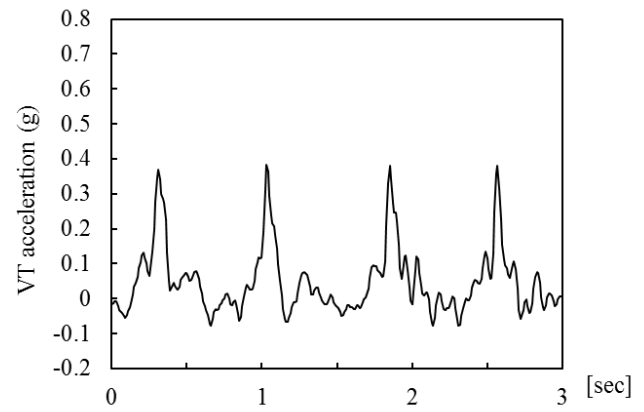


图3.7 VT成分加速度波形(NW)

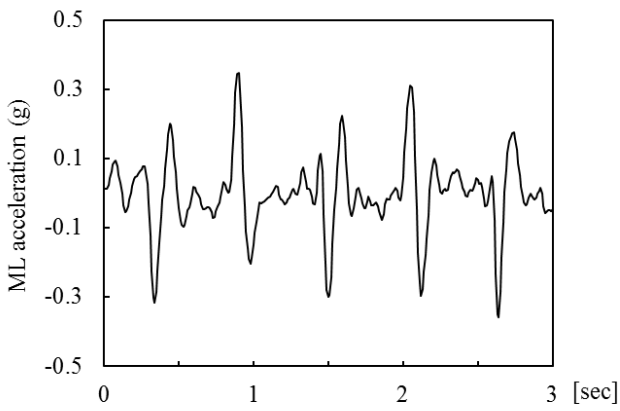


图3.8 ML成分加速度波形(通常步行)

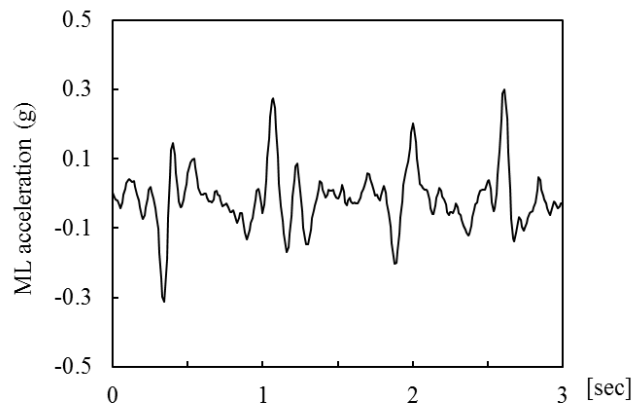


图3.9 ML成分加速度波形(NW)

3.4 考察

NWを使用した歩行では、2本のポールの支えにより支持点が増加し、身体荷重が分散されることから、歩行時における下肢への負荷が軽減され、下肢動作が改善することが期待できる。そこで本研究では、NWによる歩行方法は、下肢OAの歩行動作の対称性を改善させる可能性があるのではないかと仮説を立てた。本研究では、下肢OAの通常歩行とNWにおける歩行動作を比較し、NWによる歩行方法が下肢OAの歩行動作の対称性に及ぼす効果について調べた結果、推進や制動に関わる前後方向の動作と、踵接地から立脚中期に関わる上下方向の動作における対称性が改善することが明らかになった。また、その改善は下肢筋力左右差が20%以上の非対称群において認められ、下肢筋力左右差の違いによって効果の表れ方が異なることを示した。

本研究では、まず、下肢OAの下肢筋力左右差によって、通常歩行動作にどのような違いがあるのかを明らかにするため、下肢筋力左右差が20%以上の非対称群と20%未満の対称群の通常歩行動作を比較した。Walking speed、Step length、Step time、Step time variability、Step time asymmetryを、非対称群と対称群で比較した結果、有意な違いは認められなかった。また、歩行動作の対称性を示すStep symmetryを比較した結果、非対称群ではAP成分は0.671、VT成分は0.709、ML成分は0.592、対称群ではAP成分は0.847、VT成分は0.866、ML成分は0.608となり、非対称群におけるAP成分とVT成分は対称群と比較して有意に低値を示した。先行研究において、健常高齢者におけるAP成分は0.82-0.88^[92,139]、VT成分は0.80-0.92^[92,139]、ML成分は0.60-0.76^[92]と報告されている。また、KneeOAのStep symmetryは、AP成分は0.80-0.83、VT成分は0.84-0.87、ML成分は0.58-0.66であると報告されている^[92]。先行研究の値と比較すると、対称群におけるStep symmetryの各成分の値は、健常高齢者と近い値を示したが、非対称群では低い値を示した。非対称群におけるAP成分とVT成分の低下は、下肢筋力左右差が通常歩行動作の対称性に影響を及ぼしている可能性を示している。一方、規則性を示すStride regularityは、非対称群では、AP成分は0.833、VT成分は0.813、ML成分は0.724、対称群ではAP成分は0.852、VT成分は0.890、ML成分は0.707となり、非対称群と対称群でStride regularityに有意な違いは認められなかった。先行研究において健常高齢者のStride regularityは、AP成分は0.82-0.88^[92,139]、VT成分は0.80-0.92^[92,139]、ML成分は0.64-0.74^[92]と報告されている。また、KneeOAにおけるStride regularityは、AP成分は0.84-0.85、VT成分は0.87、ML成分は0.68であると報告されている^[92]。本研究の非対称群と対称群の通常歩行におけるStep symmetryとStride regularityの結果は、下肢筋力左右差が20%未満の対称群の歩行は、健常高齢者と同様に、左右脚による歩行動作の対称性が高く、且つ規則的に繰り返されていることを示している。一方、下肢筋力左右差が20%以上の非対称群の歩行は、左右脚

における歩行動作の対称性が低下しており、その低下した歩行動作が規則的に繰り返されていることを示している。

歩行動作の対称性を示す **Step symmetry** は、**AP** 成分と **VT** 成分に違いは認められたが、**ML** 成分に違いが認められなかった。Nilsson らは、自己相関関数を用いた対称性の分析において、**ML** 成分波形の振幅は **AP** 成分や **VT** 成分と比較して小さいために感度は低いと述べている^[146]。そこで本研究では、Sekine らによって提唱された **RMSR**（加速度成分比率）の指標^[115]を用いて **ML** 成分の違いについて考察した。Sekine らは、合成加速度に占める **ML** 成分の割合を示す **ML** 成分比率を用いることにより、歩行における左右方向の動揺を評価できる方法を報告している^[115]。先行研究において、Moe-Nilssen らは、歩行障害を有する人では歩行における **RMS** の **ML** 成分が増加すると述べている^[71]。また Maki らは、歩行時における不安定性は主に左右方向に表れると述べており^[138,147]、**ML** 成分は歩行における左右方向における動揺を示す指標であると言える。**RMSR** の **ML** 成分比率は、数値が高いほど左右方向における動揺が大きいことを示す。Sekine らは、21-49 歳の健常者の通常歩行における **ML** 成分比率は 0.37、28-48 歳の片麻痺患者は 0.59 であることを示し、歩行時の左右方向の動揺が増加する考えられる片麻痺患者では、**ML** 成分比率が高値になることを示している^[115]。先行研究において、HipOA の歩行では、患足における疼痛を回避するために体幹を健足に素早くシフトさせる歩行動作になることから、左右方向の動揺が増加することが報告されているが^[106]、この左右方向における動作の増加を **ML** 成分比率の増加として検出することができる。Wada らは、人工股関節手術前の HipOA の **ML** 比率は 0.49 であり、健常高齢者の値 (0.41) と比較して高値を示すことを報告している。また、人工股関節手術によって **ML** 成分比率は 0.43 に改善し、健常者と近い値になると報告している^[148]。本章において、全被験者における **ML** 比率は 0.462 となった。Sekine らの健常者の値と比較して高値を示し、Wada らの人工股関節手術前の HipOA と近い値を示している^[115,148]。また、非対称群と対称群に分けて分析した場合、非対称群は 0.505、対称群は 0.419 となり、非対称群が有意に高値を示した。この結果は、非対称群では下肢筋力左右差によって左右方向の動揺が増加していることを示していると考えられる。従って、本章の研究によって、非対称群の歩行は、前後方向 (**AP** 成分) と上下方向 (**VT** 成分) における歩行動作の対称性が低下しているだけでなく、左右方向 (**ML** 成分) における動揺が大きくなっていることが示された。

上記の通り、下肢 OA の通常歩行は、下肢筋力左右差の違いによって歩行動作の対称性や左右方向の動揺の大きさに違いがあることが示された。そこで、下肢 OA が NW を使用して歩いた場合には、低下している歩行動作の対称性が改善される可能性があるのかを調べた。また、下肢 OA の下肢筋力左右差に着目し、下肢筋力左右差の違いによって NW による歩行動作の改善に違いがあるのかについても調べた。先行研究において、

KneeOA や HipOA を対象に、杖を使用した歩行が歩行動作に及ぼす効果を調べた研究において、通常歩行と比較して歩幅やストライド長が増加することが報告されている^[45,46]。NW を使用した歩行が歩行動作に及ぼす効果を調べた研究では、歩幅やストライド長、歩行速度などの歩行指標は、対象者の年齢や疾患によって変化に違いがあることが報告されている。Willson らは、健常若年者を対象にした研究において、NW では通常歩行と比較してストライド長と歩行速度が有意に向上することを報告している^[48]。一方、Hansen らは、40-50 歳代の女性インストラクターを対象にした研究において、NW ではストライド長は増加したが歩行速度に変化は認められなかったと報告している^[58]。また、Warlop らは、パーキンソン病患者を対象にした研究において、歩幅は増加したが歩行速度に変化は認められなかったと報告している^[63]。しかし、これらの先行研究において歩行速度の変化は対象によって違いがあるが、歩幅やストライド長の増加は、様々な対象において認められる効果である。本研究では、下肢 OA の全被験者を対象に通常歩行と NW における歩幅を比較した結果、通常歩行では 59.5cm、NW では 64.9cm となり、NW において有意な歩幅の拡大が認められた。また、非対称群と対称群に分けて分析した場合、非対称群では 58.9cm（通常歩行）から 64.2cm（NW）に拡大し、対称群では 60.1cm（通常歩行）から 65.5cm（NW）に拡大した。本研究結果は、NW による歩幅の拡大は、下肢筋力左右差が 20% 未満の対称群だけでなく、20% 以上ある非対称群においても認められることを示した。また、本研究において、Step time は NW によって有意に延長することが非対称群と対称群の両群において確認された。KneeOA の歩行の特徴として関節可動域の減少とストライド長の減少が報告されている^[12]。Hansen らは、NW による股関節可動域の拡大とストライド長の拡大を報告している^[58]。本研究の両群において認められた NW による歩幅の拡大と Step time の延長は、下肢関節の可動域が拡大している可能性を示していると考えられる。一方、歩行速度は、通常歩行と NW で違いは認められなかった。先行研究では、健常者が NW を使用した場合には、歩幅の拡大だけでなく歩調も増加し、歩行速度が向上することが報告されている^[48]。一方、パーキンソン病患者を対象とした研究では、歩幅は増加したが歩調は低下し歩行速度に変化は認められなかったと報告されている^[63]。本研究では、歩行速度に変化は認められなかったが、歩幅と Step time が増加していることから、歩調はパーキンソン病患者を対象とした研究報告と同様に低下している。従って、歩行障害を有する疾患患者が NW を使用した場合には、歩幅は拡大するが、歩調を低下させることで歩行時の安定性を確保している可能性が考えられる。

NW を使用した歩行における、歩行動作の対称性を示す Step symmetry の変化を調べた結果、全被験者を対象にした場合には、NW では通常歩行と比べて AP 成分と VT 成分が有意に改善し、NW によって歩行動作の対称性が改善していることが示されたが、歩行動作の規則性を示す Stride regularity は通常歩行と NW で変化は認められなかった。また、

歩行における左右方向の動揺の大きさを示す指標である RMSR の ML 成分比率は、通常歩行と NW で変化は認められなかった。一方、非対称群と対称群に分けて分析した場合には、Step symmetry は対称群と非対称群で異なる結果が得られた。下肢筋力左右差が 20% 未満の対称群では、Step symmetry の AP 成分と VT 成分に変化は認められなかったが、20% 以上の非対称群において AP 成分と VT 成分に有意な改善が認められた。この結果は、下肢 OA が NW を使用して歩いた場合の効果は、下肢筋力左右差によって異なることを示している。また、RMSR の ML 成分比率は、通常歩行と NW で変化は認められなかったが、NW では歩幅が増加することで下肢 OA の歩行動作が不安定化し、左右方向の動揺が増加する可能性が考えられたが、歩調が低下することや 2 本のポールによる支えにより左右方向の動揺が抑制されている可能性が考えられる。

本研究では、対称群と非対称群で、NW を使用した歩行方法が、歩行動作の対称性に及ぼす効果に違いがあることが示された。対称群では、通常歩行における歩行動作の対称性と規則性が高いため、NW を使用した歩行において、更なる改善は認められなかったと考えられる。一方、非対称群では、通常歩行における動作の対称性が低いことから、NW をした場合に顕著な改善が認められたと考えられる。先行研究において、歩行補助具の使用による歩行動作の改善効果は、疾患の程度によって違いがあることが報告されている。Beauchamp らは、脳卒中患者を対象にした研究において、杖の使用が患足と健足における遊脚時間と立脚時間の対称性に及ぼす効果を調べた結果、中度患者と比較して重度患者の方が杖の使用による効果が大きいことを示している^[43]。また、Tyson らは、片麻痺患者を対象にした研究において、歩行補助具の使用は、中程度の患者よりも重度患者において高い効果が認められたと報告している^[49]。従って、NW による下肢 OA の歩行動作の対称性の改善は、NW の 2 本のポールによる補助効果が高いと考えられる、下肢筋力左右差が 20% 以上の下肢 OA において顕著に認められたと考えられる。

本章の研究結果は、NW は、下肢 OA にみられる片側に偏った非対称的な歩行動作を改善させるツールとして有効であることを示した。また、下肢 OA の下肢筋力左右差の大きさによって効果の表れ方に違いがあることを示した。

3.5 まとめ

本章では、下肢 OA が NW を使用して歩行した場合、2本のポールの支えによって歩行時に下肢への負荷が軽減されることで下肢の動作が改善し、歩行動作の対称性が改善する可能性があるのではないかと仮説を立てた。本章では、NW を使用した歩行方法が、下肢 OA の歩行動作の対称性を改善する可能性があるのか、また下肢 OA の下肢筋力左右差に着目し、下肢筋力左右差の大きさによって効果の表れ方に違いがあるのかについて調べた。まず、通常歩行を比較した結果、下肢筋力左右差が 20%以上の非対称群の通常歩行は、下肢筋力左右差が 20%未満の対称群と比較して、推進や制動を示す前後方向（AP 成分）の動作と、踵接地から立脚中期の動作を示す上下方向（VT 成分）の動作における対称性が低下していること、左右方向（ML 成分）の動揺が大きいことが明らかになった。次に、NW を使用した歩行によって、下肢 OA の歩行動作がどの様に変化するのかを調べた結果、下肢筋力左右差が 20%未満の対称群では、NW によって歩行動作の対称性に変化は認められなかった。一方、下肢筋力左右差が 20%以上の非対称群では、NW によって、AP 成分と VT 成分における歩行動作の対称性が改善することが示された。また、歩行動作の規則性は高く維持されることが示された。従って、下肢筋力左右差が 20%以上の非対称群が NW を使用して歩くと、推進や制動に関わる前後方向の動作と、踵接地から立脚中期に関わる上下方向の動作における対称性が改善し、また改善された対称的な歩行動作が規則的に繰り返される歩行へと変化することが示された。従って、本章の研究によって、NW を使用した歩行方法は、下肢 OA の片側の脚に偏った非対称的な歩行動作を改善させ、疾患の進行を抑制できる可能性がある有効な歩行方法であることが示された。

第4章

ノルディックウォーキングによる歩行トレーニングが
下肢関節疾患患者の身体機能や歩容に及ぼす効果

4.1 緒言

変形性膝関節症 (KneeOA) や変形性股関節症 (HipOA) などの下肢関節疾患 (下肢 OA) の治療法として保存療法と手術療法がある。保存療法では、鎮痛剤の処方、大腿四頭筋や股関節周囲筋を中心とした下肢筋力の強化やストレッチ運動などが行われる。しかし、保存療法によって症状が改善しない場合には、人工関節置換手術が行われる^[150,151]。近年、保存療法における運動療法の効果が注目されている。先行研究において、陸上や水中での運動が、下肢 OA の身体機能の改善や痛みの抑制に有効であることが報告されている^[152-154]。水中歩行運動は、浮力によって下肢の関節にかかる負荷を軽減させて運動ができるという利点があることから、下肢 OA の運動療法として推奨されている。また、水中での歩行運動やストレッチなどを組み合わせた運動による介入によって、下肢 OA の関節可動域が拡大することや下肢筋力が向上することが報告されている^[155,156]。水中運動は下肢への負荷が軽減できるという点において下肢 OA の運動方法として適している。しかし、日常生活において継続して実施できる運動として取入れることが難しい。一方、陸上での歩行運動は、場所や時間の制約を受けず実施できるという利点がある。また、通常歩行によるトレーニングが、KneeOA の下肢筋力を改善させること^[157,158]、最大歩行速度や歩幅を改善させること^[159]が報告されている。しかし、下肢 OA の非対称的な歩行状態で、陸上での歩行トレーニングを行うことは、疾患を悪化させる可能性がある。そこで、2本のポールの支えを利用して歩くノルディックウォーキング (NW) は、下肢 OA における陸上での有効な歩行トレーニング法になるのではないかと考えられる。NW による歩行トレーニング効果に関する先行研究では、健常者を対象にした研究において、歩行速度の向上、ストライド長の増加、TUG の改善など歩行能力が向上することが報告されている^[64, 65, 160]。また、疾患患者を対象にした研究において、下肢 OA における下肢筋力の向上や歩行能力の改善^[161]、パーキンソン病患者における歩行能力やバランス能力の改善が報告されている^[66,162,163]。本研究の第2章において、下肢 OA では下肢筋力左右差が歩行動作の対称性に影響を及ぼしていることを示し、第3章において、NW を使用した歩行方法は、下肢 OA の歩行動作の対称性を改善させることを示した。NW は、歩行動作の対称性を改善させるツールとしての効果が期待できるだけでなく、歩行動作や身体機能を改善させるトレーニングツールとしての効果も期待できる。そこで本章では、NW による歩行トレーニング効果に関する先行研究と、第3章の結果を踏まえ、NW を使用した歩行トレーニングは、下肢 OA の下肢筋力や下肢筋力左右差を改善させ、また通常歩行における歩行動作の対称性を改善する可能性があるのではないかと仮説を立てた。本章では、下肢 OA を対象に、10週間の NW による歩行トレーニング介入を実施し、NW 介入が下肢 OA の身体機能と通常歩行動作に及ぼす効果について明らかにすることを目的とした。

4.2 対象と方法

4.2.1 対象

被験者の募集は、シニアセンタやデイケアセンタ、地元の新聞広告を通して行った。本研究の対象者の基準として、1) 医師により変形性膝関節症または変形性股関節症の診断を受けている者で、2) ノルディックウォーキングの経験がない者とした。また、パーキンソン病、ポストポリオ症候群、脳梗塞の疾患歴を有する者は除外した。対象者を選定した結果、本研究における被験者は24名となった。

本研究は、東京大学研究倫理専門委員会の承認（No.13-152）を得て実施した。被験者には事前に本研究の趣旨を説明し、研究への参加の同意を書面にて得た。尚、安全に測定や介入を実施する為、事前に医師からの運動時における指導の有無を確認した。また、当日には健康状態を口頭で確認し、準備体操を十分に行ってから実施した。

4.2.2 ノルディックウォーキングによる歩行トレーニング介入方法

(1) NW による歩行トレーニング介入の Protokol

本研究の Protokol を図 4.1 に示した。10 週間の NW による歩行トレーニング介入の前（Pre: Pre-intervention）と後（Post: Post-intervention）で、身体機能測定と歩行測定を行い、介入効果を評価した。

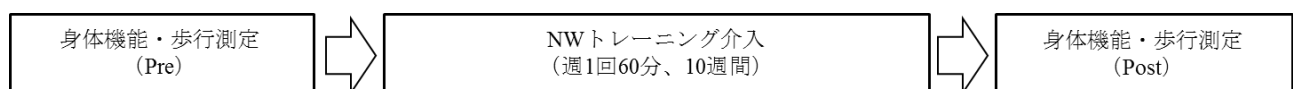


図4.1 NW介入の Protokol

(2) NW による歩行トレーニング介入の内容

NW による歩行トレーニング介入は、大学キャンパス内のグラウンド、及び近隣の市営体育館で実施した（図 4.2、図 4.3）。介入の時間と頻度は、60 分間の介入を、週 1 回 10 週間実施した。NW の指導は、全日本ノルディックウォーク連盟のインストラクターの有資格者から、基本的な動作方法に関する講習を受けた指導者 3 名（教員 1 名、大学院生 2 名）が行った。介入 1 回当たりの総時間は 60 分であったが、歩行トレーニングを開始する前には 10 分程度の準備運動を行い、終了時には 5 分程度の整理運動を行った。従って、介入 1 回あたりにおける NW を使用した歩行トレーニング時間は 45 分であった（図 4.4）。NW 方式は、第 3 章と同一のディフェンシブ方式とした。



図4.2 NW介入（準備体操の様子）



図4.3 NW介入（歩行トレーニングの様子）

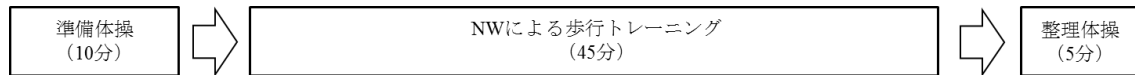


図4.4 NW介入の時間配分

介入内容は、ディフェンシブ方式のNWの基本動作の習得と、NWによる歩行練習とした。介入期間の前半はNWの基本動作の習得を中心に行い、介入期間の後半はNWによる歩行練習を中心に行った。歩行距離は約200m程度から徐々に増加させ、第10週目には約1000m程度まで延長させた。また、NWの基本動作の主な練習内容として、下記[1]から[4]の練習を行った。

[1] 上肢動作の練習

立位姿勢で、両手にポールが地面に垂直になるように握り、足部を動かさずに、ポール握っている上肢を、交互に前後に動かす練習を行った。この練習では、ポールが地面に垂直になっていること、またポールを握った左右の手が、同じ距離だけ前方に出ていることを確認した（図4.5）。

[2] 下肢動作の練習

両手でポールを握り、両手を前方に出してポールを地面に対して垂直につき、右足、左足の順で、ポールをついている位置まで足を前方に踏み出す練習を行った。この練習では、ポールを前方につく位置と足を踏み出す位置が、ほぼ同じ距離になることを確認した（図4.6）。

[3] NW動作の練習（ゆっくりとした動作で練習）

右足を1歩前方に踏み出し、同時に左手で持ったポールが右足のつま先と同じ距離になるように前方につき、次に反対側の左足を1歩前方に踏み出し、右手で持ったポールが左足のつま先と同じ距離になるように前方につく動作を、ゆっくりとした動作で確認

をしながら歩く練習を行った。この練習では、ゆっくりとした動作で、ポールをつく位置や足を踏み出す位置が正しく行えることを確認した（図4.7）。

[4] 練習[3]を、通常の歩行速度で行う練習（通常のNW歩行の練習）。



図4.5 上肢動作の練習



図4.6 下肢動作の練習



図4.7 NW動作の練習

尚、[1]-[3]の練習は、先ずポールをつく位置や足を踏み出す位置を、各被験者が目視で確認しながら行い、その後、視線を前方に向けた状態で自然に行えるように練習を行った。また、指導者3名が被験者を巡回し、動作が正しく行えていることを確認した。

(3) 介入前後における身体機能測定と歩行測定

10週間のNWによる歩行トレーニングの介入効果を評価するため、介入の前後で身体機能測定と歩行測定を行った。身体機能測定の項目は、TUG、FR、等尺性膝関節伸展筋力測定とした。測定の順序は、下肢関節への負荷を考慮し、TUG、FR、通常歩行測定を行った後、等尺性膝関節伸展筋力測定を行った。歩行の評価指標は、Walking speed、Step length、Step time、Step time variability、Step time asymmetry、Step symmetry、Stride regularity、RMSRとした。尚、歩行測定方法と歩行指標の算出方法は、第2章と同一とした。

(4) データ解析の手順

NWによる歩行トレーニングの介入効果の評価は2段階に分けて行った。まず、1) 下肢OA全被験者24名を対象に介入効果の評価した。次に、2) 下肢筋力左右差20%を基準に、20%以上の非対称群(n = 13)と20%未満の対称群(n = 11)の2群に分け、各群における介入効果の評価した。

4.2.3 統計処理

解析結果は、平均値と標準偏差で示した。データの正規性の確認にはShapiro-Wilk検定を用いた。非対称群と対称群の各群における、NW介入の前後における身体機能と歩行指標の比較は、データに正規性が認められる場合には対応のあるt検定を用い、正規性が認められない場合にはWilcoxon signed-rank testを用いた。また、対称群と非対称群の群間の比較検定は、データに正規性が認められた場合には対応の無いt検定を用い、正規性が認められない場合にはMann-Whitney U testを用いた。統計解析における有意水準は $p < 0.05$ とした。尚、統計解析と効果量の算出に使用したソフトウェア、効果量の評価基準は、第2章と同一とした。

4.3 結果

4.3.1 全被験者を対象にした場合における介入効果の評価

(a) 身体機能に及ぼす効果

全被験者24名を対象に、NW介入の前後における身体機能の変化を調べた結果を表4.1、図4.8-図4.12に示した。NW介入の前後において、体重とBMIに有意な変化は認められなかった。下肢筋力は、Stronger legとWeaker legの両脚において、介入後の値が有意に高値を示した（Stronger leg Pre: 1.37 Nm/kg, Post: 1.46 Nm/kg, $p = 0.001$, Cohen's $d = 0.576$; Weaker leg Pre: 1.01 Nm/kg, Post: 1.08 Nm/kg, $p = 0.021$, Cohen's $d = 0.457$ ）。しかし、下肢筋力左右差に有意な変化は認められなかった（Pre: 25.1%, Post: 25.3%, $p = 0.884$ ）。また、TUGは有意な改善が認められたが（Pre: 8.5sec, Post: 7.0sec, $p < 0.001$, Cohen's $d = 0.714$ ）、FRに変化は認められなかった（Pre: 29.7cm, Post: 30.0 cm, $p = 0.764$ ）。

表 4.1 介入前後における身体機能の比較 (n = 24)

	Pre	Post	<i>p</i> -value
Sex (male/female)	4 / 20	-	-
Age (years)	72.0 ± 7.5	-	-
Height (cm)	154.9 ± 7.5	-	-
Weight (kg)	57.7 ± 13.2	57.8 ± 13.0	0.769
BMI (kg/m ²)	23.8 ± 3.8	23.8 ± 3.7	0.649

平均値 ± 標準偏差.

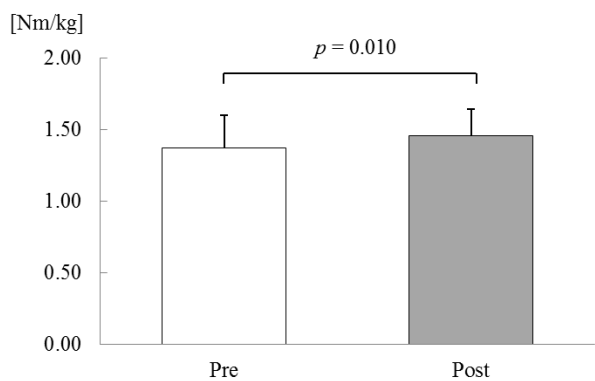


図4.8 等尺性膝関節伸筋力 (Stronger leg)

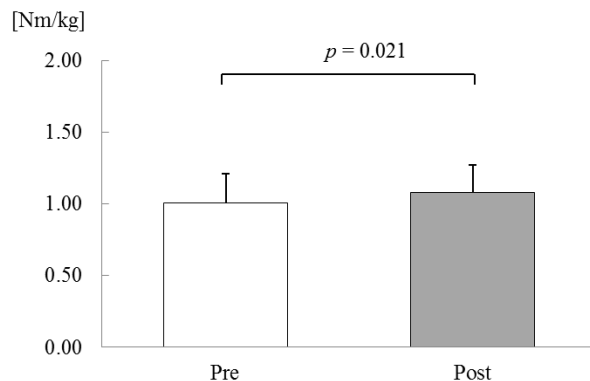


図4.9 等尺性膝関節伸筋力 (Weaker leg)

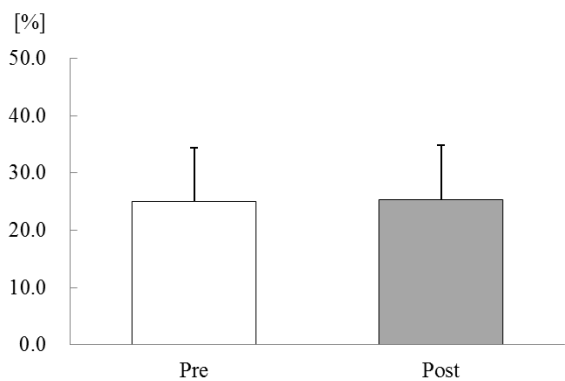


図4.10 等尺性膝関節伸筋力左右差

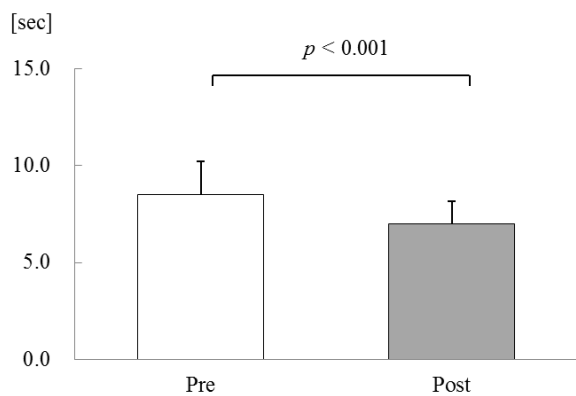


図4.11 TUG

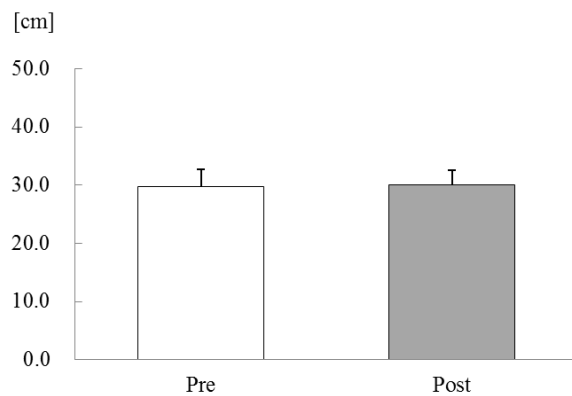


図4.12 FR

(b) 歩行指標に及ぼす効果

全被験者 24 名を対象に、NW 介入の前後における歩行指標の変化を調べた結果を表 4.2 に示した。介入の前後で、歩行動作の対称性を示す Step symmetry は、ML 成分に変化は認められなかったが、AP 成分と VT 成分が有意に高値を示した (AP 成分: $p = 0.030$, Cohen's $d = 0.483$; VT 成分: $p = 0.026$, Cohen's $d = 0.549$)。RMSR は、AP 成分と VT 成分に変化は認められなかったが、ML 成分は有意に低値を示した (ML 成分: $p = 0.024$, Cohen's $d = 0.568$)。Walking speed、Step length、Step time、Step time variability、Step time asymmetry、Stride regularity に有意な変化は認められなかった。

表4.2 介入前後における歩行指標の比較 (n = 24)

		Pre	Post	p -value	
Walking speed (m/s)		1.07 ± 0.22	1.11 ± 0.19	0.194	
Step length (cm)		57.3 ± 10.4	59.1 ± 10.3	0.424	
Step time (sec)		0.57 ± 0.10	0.53 ± 0.03	0.241	
Step time variability (%)		7.76 ± 3.15	6.84 ± 3.70	0.182	
Step time asymmetry (%)		9.92 ± 5.41	8.89 ± 7.21	0.452	
Step symmetry	AP	0.683 ± 0.225	0.722 ± 0.223	0.030	*
	VT	0.701 ± 0.164	0.759 ± 0.175	0.026	*
	ML	0.528 ± 0.172	0.589 ± 0.200	0.153	
Stride regularity	AP	0.788 ± 0.125	0.833 ± 0.112	0.061	
	VT	0.800 ± 0.156	0.834 ± 0.109	0.198	
	ML	0.684 ± 0.170	0.726 ± 0.147	0.204	
RMSR	AP	0.566 ± 0.104	0.573 ± 0.069	0.407	
	VT	0.670 ± 0.071	0.676 ± 0.056	0.391	
	ML	0.497 ± 0.069	0.464 ± 0.070	0.024	*

平均値 ± 標準偏差, *: $p < 0.05$.

4.3.2 下肢 OA を下肢筋力左右差で群分けした場合の介入効果の評価

(a) 身体機能に及ぼす効果の比較

被験者を下肢筋力左右差が 20%未満の対称群 (n = 11) と 20%以上の非対称群 (n = 13) の 2 群に分けて、各群における NW 介入による効果を調べた。非対称群と対称群の身体機能の変化を表 4.3 に示した。下肢筋力左右差 20%を基準に 2 群に分けた結果、非対称群と対称群における、年齢 ($p = 0.406$)、身長 ($p = 0.220$)、体重 ($p = 0.309$)、BMI ($p = 0.449$) に有意な違いは認められなかった。また、非対称群と対称群の各群において、介入前後における体重と BMI に有意な変化は認められなかった。

表4.3 非対称群と対称群における介入前後の身体機能の比較

	非対称群 (n = 13)			対称群 (n = 11)		
	Pre	Post	p-value	Pre	Post	p-value
Sex (male/female)	2 / 11	-	-	2 / 9	-	-
OA (knee/hip)	9 / 4			5 / 6		
Age (years)	70.7 ± 5.9	-	-	73.5 ± 8.7	-	-
Height (cm)	156.6 ± 7.9	-	-	152.8 ± 6.4	-	-
Weight (kg)	60.3 ± 13.5	60.4 ± 13.0	0.840	54.7 ± 12.1	54.7 ± 12.2	0.834
BMI (kg/m ²)	24.4 ± 4.0	24.1 ± 3.7	0.625	23.1 ± 3.9	23.1 ± 3.9	0.951

平均値 ± 標準偏差.

非対称群と対称群の各群における、NW 介入前後の、下肢筋力、下肢筋力左右差、TUG、FR の変化を図 4.13-図 4.17 に示した。下肢筋力は、非対称群では Stronger leg と Weaker leg の両脚において、介入後の値が有意に高値を示したが (Stronger leg: $p = 0.049$, Cohen's $d = 0.557$; Weaker leg: $p = 0.039$, Cohen's $d = 0.568$)、下肢筋力左右差に変化は認められなかった (Pre: 38.4%, Post: 36.4%, $p = 0.482$)。対称群では、下肢筋力は両脚において変化は認められず、また下肢筋力左右差に変化は認められなかった (Pre: 9.3%, Post: 12.2%, $p = 0.182$)。TUG は、両群において介入後の値が有意に低値を示した (非対称群: $p = 0.011$, Cohen's $d = 0.686$; 対称群: $p = 0.006$, Cohen's $d = 0.678$)。FR は両群において有意な変化は認められなかった。

(b) 歩行指標に及ぼす介入効果の比較

NW 介入の前後における、Walking speed、Step length、Step time、Step time variability、Step time asymmetry、Step symmetry、Stride regularity、RMSR の変化を表 4.4 に示した。Walking speed と Step length は、対称群では変化は認められなかったが、非対称群では介入後の値が有意に高値を示した (非対称群 Walking speed: $p = 0.024$, Cohen's $d = 0.699$; Step length: $p = 0.046$, Cohen's $d = 0.628$)。Step time、Step time variability、Step time asymmetry

は、両群において有意な変化は認められなかった。歩行動作の対称性を示す **Step symmetry** は、非対称群では、介入後における通常歩行の AP 成分が有意に高値を示したが (AP 成分: $p = 0.026$, Cohen's $d = 0.571$)、VT 成分と ML 成分に変化は認められなかった。対称群では、全ての加速度成分において有意な変化は認められなかった。一方、歩行動作の規則性を示す **Stride regularity** は、非対称群では、介入後における通常歩行の AP 成分が有意に高値を示したが (AP 成分: $p = 0.022$, Cohen's $d = 0.729$)、VT 成分と ML 成分に変化は認められなかった。対称群では、全ての加速度成分において有意な変化は認められなかった。**RMSR** は、非対称群では介入後の値が有意に低値を示したが ($p = 0.003$, Cohen's $d = 1.039$)、AP 成分と VT 成分に有意な変化は認められなかった。また、対称群では全ての加速度成分において有意な変化は認められなかった。

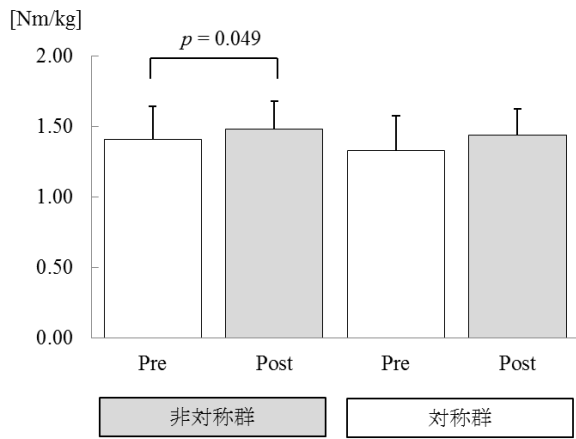


图4.13 等尺性膝關節伸展筋力 (Stronger leg)

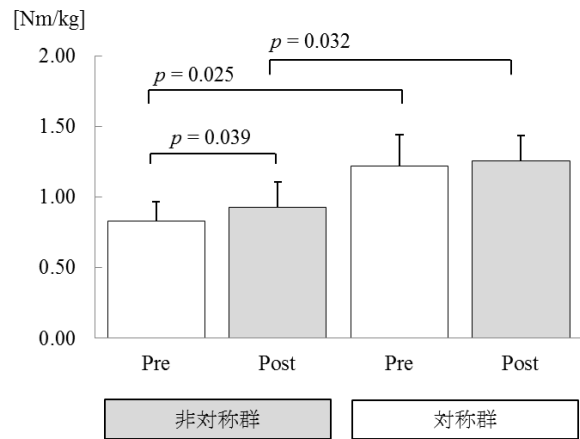


图4.14 等尺性膝關節伸展筋力 (Weaker leg)

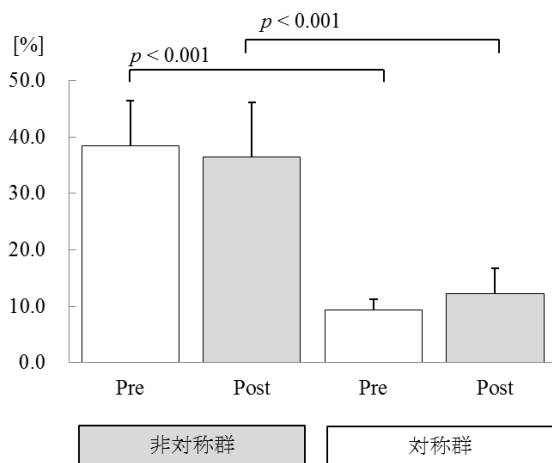


图4.15 等尺性膝關節伸展筋力左右差

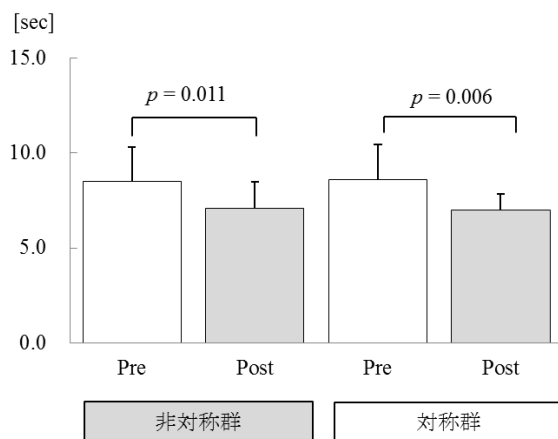


图4.16 TUG

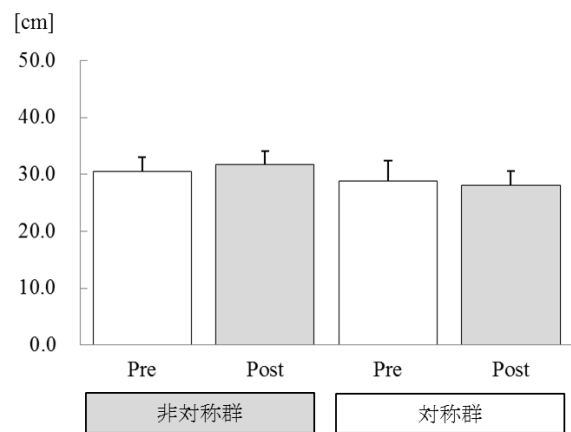


图4.17 FR

表4.4 非対称群と対称群における介入前後の歩行指標の比較

	非対称群 (n = 13)			対称群 (n = 11)		
	Pre	Post	p-value	Pre	Post	p-value
Walking speed (m/s)	1.04 ± 0.24	1.14 ± 0.22	0.024 *	1.10 ± 0.21	1.07 ± 0.14	0.501
Step length (cm)	56.2 ± 12.3	61.1 ± 12.9	0.046 *	58.6 ± 8.6	56.8 ± 6.5	0.370
Step time (sec)	0.57 ± 0.11	0.53 ± 0.03	0.235	0.57 ± 0.11	0.54 ± 0.02	0.959
Step time variability (%)	7.62 ± 3.74	6.78 ± 4.04	0.358	7.93 ± 2.79	6.90 ± 3.69	0.366
Step time asymmetry (%)	10.04 ± 6.90	9.04 ± 7.79	0.621	9.78 ± 3.81	8.71 ± 7.24	0.586
Step symmetry						
AP	0.601 ± 0.285	0.640 ± 0.272	0.026 *	0.779 ± 0.068	0.818 ± 0.111 †	0.224
VT	0.641 ± 0.194	0.714 ± 0.213	0.069	0.773 ± 0.096	0.814 ± 0.114	0.242
ML	0.519 ± 0.180	0.615 ± 0.216	0.095	0.539 ± 0.179	0.559 ± 0.197	0.767
Stride regularity						
AP	0.772 ± 0.155	0.840 ± 0.127	0.022 *	0.808 ± 0.087	0.824 ± 0.102	0.687
VT	0.775 ± 0.183	0.831 ± 0.131	0.175	0.829 ± 0.127	0.836 ± 0.087	0.818
ML	0.680 ± 0.190	0.763 ± 0.125	0.115	0.689 ± 0.162	0.683 ± 0.172	0.881
RMSR						
AP	0.544 ± 0.088	0.562 ± 0.056	0.310	0.592 ± 0.124	0.586 ± 0.086	0.722
VT	0.645 ± 0.070	0.666 ± 0.054	0.265	0.699 ± 0.068	0.688 ± 0.060	0.714
ML	0.534 ± 0.061	0.482 ± 0.066	0.003 *	0.453 ± 0.055 †	0.444 ± 0.076	0.859

平均 ± 標準偏差, *: $p < 0.05$ (Pre vs Post), †: $p < 0.05$ (非対称群 vs 対称群)

4.4 考察

本章では、第3章の結果を踏まえ、NWによる歩行トレーニングを行うことにより、対称的な歩行動作が習得でき、ポールを使用しない通常歩行における歩行動作の対称性が改善されるのではないかと仮説を立てた。そこで、下肢OAを対象に、10週間のNWによる歩行トレーニング介入を実施し、介入による身体機能と通常歩行動作に及ぼす効果について明らかにした。本章の研究結果から、NWによる歩行トレーニングは、下肢OAの下肢筋力を改善させること、またポールを使用しない通常歩行における推進と制動を示す前後方向の動作の対称性と規則性を改善させることが示された。また、その改善効果は下肢筋力左右差が20%以上の非対称群において認められたことから、下肢OAの下肢筋力左右差の大きさによって効果の表れ方に違いがあることが示された。

4.4.1 NW介入が下肢OAの身体機能に及ぼす効果

下肢OAの危険因子として肥満が指摘されている^[15,164]が、肥満を改善させるためには、体脂肪を減少させる必要がある。有酸素運動は、体脂肪を減少させる有効な方法である。健常者や疾患患者を対象にした先行研究において、NWは、通常歩行と比較してエネルギー消費量が約5-20%高くなることが報告されている^[53,56,58]。Figaed-Fabreらは、肥満の中年女性を対象に、週3回、12週間のNW介入を行った結果、体脂肪量が2.2%、BMIが1.5%減少したと報告している^[70]。本研究では、介入によって下肢OAのBMIに変化は認められなかった。Figaed-Fabreらの研究と異なる結果になった理由として、介入頻度、運動強度の設定、NW方式の違いが考えられる。本研究では、対象が下肢OAであったため、NW方式は下肢における負荷軽減が期待できるディフェンシブ方式とし、歩行速度は日常生活で歩く時のふつうの速度で歩行トレーニングを実施した。Figaed-Fabreらの研究では、ポールを斜め後方に突きながら歩くことで強い推進力が得られるアグレッシブ方式を採用し、最大歩行速度による歩行トレーニングが取り入れられている^[70]。Schwamederらは、アグレッシブ方式とディフェンシブ方式で生理学的効果に違いがあることを報告している。アグレッシブ方式では通常歩行に比べて最大酸素摂取量は23-33%増加するが、ディフェンシブ方式では最大酸素摂取量の増加は5%であるとしている^[165]。しかし、下肢OAを対象にする場合、下肢への負荷を考慮すると歩行速度を上げることは難しいと考えられるため、歩行速度以外の指標によって運動量を調節する必要がある。Thompsonらは、中高年女性を対象に、BMIと1日の平均歩数の関係を調べた結果、歩数が多いほどBMIは低下すると報告している^[166]。ディフェンシブ方式のNWを使用した歩行トレーニングによって下肢OAの肥満を改善するためには、歩数によって運動量を調整することが望ま

しいと考えられる。従って、1回あたりの介入における歩行距離と介入頻度を適切に設定する必要があると考えられる。

先行研究において、下肢 OA では、下肢筋力が低下することが報告されているが^[17-21]、下肢 OA の運動療法では、膝関節や股関節における支持性を高めるために、関節の周辺筋群を強化することが重要であるとされている^[167]。通常筋力トレーニングが下肢筋力に及ぼす効果として、Suetta らは、HipOA を対象にした研究において、筋力が低下している患足において膝関節伸展運動を中心としたレジスタンストレーニングを 12 週間行った結果、健足に対して 21.4% 低下していた患足の筋力が健足と同じ程度まで回復したと報告している^[168]。また、Rätsepsoo らは、中高年の KneeOA を対象にした研究において、1 日 25 分、伸縮性バンドを使用した筋力トレーニングを 2 ヶ月間行った結果、下肢筋力左右差は 42.6% から 24.4% まで低下したと報告している^[169]。筋力トレーニングによる下肢筋力の強化は、比較的大きな効果が期待できると考えられる。しかし、下肢 OA が日常生活のトレーニングとして実施する場合に負荷の適切な調整が難しい。一方、歩行を基礎としたトレーニングは、歩行速度や歩数によって容易に負荷や運動量を調整することができる。通常歩行によるトレーニング効果の先行研究において、Talbot らは、KneeOA を対象に歩数を 4 週間毎に 10% 増加させる介入を行った結果、12 週間後には下肢筋力が 21% 増加したと報告している^[158]。また、NW による歩行トレーニング効果の先行研究において、Bieler らは、HipOA を対象にアグレッシブ方式の NW を使用し、Borg scale が 12-14 程度の運動強度の歩行トレーニングを 12 ヶ月実施した結果、下肢筋力を評価する 30 秒間立ち上がりテストは 2 ヶ月後には改善したと報告している^[161]。本研究では、まず、被験者全員を対象に、NW 介入の前後における下肢筋力の変化を調べた結果、Stronger leg は 6.6%、Weaker leg は 6.9% 増加し、両脚において有意な改善が認められた。非対称群と対称群に分けて分析した場合には、非対称群と対称群で異なる結果が得られ、対称群では両脚において有意な変化は認められなかった。一方、非対称群では、Stronger leg に変化は認められなかったが、Weaker leg は 12% 向上し有意な改善が認められた。しかし、非対称群の Weaker leg は 12% 改善したが、下肢筋力左右差の有意な改善は認められなかった (Pre: 38.4%, Post: 36.4%, $p = 0.482$)。本研究において、非対称群における Weaker leg の下肢筋力が改善した理由として、NW による歩行ではポールの手助けによって立脚と Push-off における筋活動が減少することが報告されており^[61]、下肢筋力が低下している脚におけるこれらの動作が改善されたのではないかと考えられる。従って、NW による歩行トレーニングにおいて下肢筋力が低下している脚の運動量が増加した結果、下肢筋力が向上した可能性が考えられる。飛永らは、KneeOA を対象とした研究において、人工膝関節全置換術を行う前後で膝関節伸展筋力を比較した結果、術後 3 ヶ月における値は術前に比べて 16.6% 増加したと報告している^[170]。また、Wang らは、週 3 回、12 週間の水中での筋力トレー

ニングによって、下肢 OA の膝関節伸展筋力が 18.5%改善したと報告している^[156]。本研究では、10 週間の NW 介入によって、非対称群では下肢筋力が低下している脚における膝関節伸展筋力が 12.0%改善していることから、NW は下肢 OA の運動療法としても有効であると考えられる。

4.4.2 NW 介入が下肢 OA の歩容に及ぼす効果

NW による歩行トレーニングが、様々な対象における歩行能力を改善させることが先行研究において報告されている。健常者を対象にした研究において、Figueiredo らは、65 歳以上の高齢者を対象に、6 週間の NW 介入を行った結果、通常歩行による介入と比較して、歩行速度が改善したと報告している^[64]。また、Kocur らは高齢女性を対象に、1 回 60 分間の NW 介入を週 3 回 12 週間行った結果、ストライド長が 10.4%改善したと報告している^[160]。また、疾患患者を対象にした研究において、van Eijkeren らは、パーキンソン病患者を対象に 1 回 60 分の NW 介入を週 2 回 6 週間行った結果、10m 歩行、TUG、6MW が有意に改善したと報告している^[66]。また、Bieler らは、HipOA を対象にした研究で、8-foot Up and Go テストにおいて歩行速度が改善したと報告している^[161]。本研究では、NW 介入による通常歩行における歩幅と歩行速度は、被験者全体で分析した場合には、有意な変化が認められなかった。一方、対称群と非対称群に分けて分析した場合には、対称群に変化は認められなかったが、非対称群では歩幅と歩行速度に有意な改善が認められた (Step length: 8.7%、Walking speed: 9.6%)。Judge らは、健常高齢者を対象にした研究において、筋力トレーニングやストレッチを組み合わせた複合的なトレーニング介入によって、下肢筋力は 25-32%向上し、通常歩行速度は 4%改善したと報告している^[171]。また、Talbot らは、KneeOA を対象にした研究において、通常歩行によるトレーニングによって下肢筋力が約 21-30%向上し、歩行速度が約 5.4%改善したと報告している^[158]。本研究では、非対称群における Weaker leg の下肢筋力が 12.0%向上し、歩行速度は 9.6%改善していることから、先行研究と同様に下肢筋力の向上によって歩幅と歩行速度が改善したと考えられる。また、先行研究において、NW を使用した歩行では下肢関節の可動域が拡大することが報告されている^[58]。本研究では、NW 介入後に非対称群の通常歩行における歩幅が 8.7%増加していることから、NW 介入によって下肢関節の可動域が拡大している可能性が考えられる。

前述の通り、NW による歩行トレーニングは、歩行速度や歩幅などの基本的な歩行指標を改善させることが先行研究において報告されている。しかし、通常歩行における動作の対称性や規則性に及ぼす効果については明らかにされていない。本研究の第 3 章の結果を踏まえると、NW による歩行トレーニング介入によって、介入後の通常歩行動作の対

称性が改善される可能性が期待できる。そこで、NW 介入前後における通常歩行動作の対称性 (Step symmetry) と規則性 (Stride regularity) の変化を調べた。全被験者を対象に分析した場合には、Step symmetry は AP 成分と VT 成分が有意に改善したが、Stride regularity に変化は認められなかった。一方、対称群と非対称群に分けて分析した場合には、対称群では変化は認められなかったが、非対称群では Step symmetry と Stride regularity の AP 成分において有意な改善が認められた。この結果は、NW 介入によって、非対称群の通常歩行における前後方向の動作の対称性が改善し、改善された対称的な歩行動作の規則性も向上していることを示している。第 3 章では、NW を使用した歩行方法は、非対称群における AP 成分と VT 成分における歩行動作の対称性を改善させることを示した。本章で示された、NW 介入後における通常歩行における対称性の改善は、第 3 章で示された歩行動作の対称性を改善させるという NW を使用した歩行の特性が、歩行トレーニングによって習得された可能性が考えられる。更に、対称性が改善した理由として、介入で実施した NW 動作の基礎練習に、歩行動作の対称性の改善を促す要素があるのではないかと考えられる。基礎練習では、ポールを地面に対して垂直につく位置と足を踏み出す位置関係について規定し、正しく NW 動作が行えていることを指導者が確認しながら練習を行った。これらの基礎練習が上肢と下肢の左右対称的な歩行動作を促進した可能性が考えられる。本研究では、被験者全体で分析した場合には、Step symmetry の VT 成分は有意な改善が認められたが ($p = 0.026$)、群分けをして分析した場合には、非対称群における VT 成分は、AP 成分と異なり有意な改善は認められなかった ($p = 0.069$)。しかしながら、非対称群の各被験者における VT 成分の変化を見ると、13 名中 10 名に改善が認められた。この結果は、長期の介入を行うことにより、非対称群における VT 成分が改善する可能性があることを示していると考えられる。また、長期介入以外の手段による対称性や規則性の改善方法として、指導方法や練習方法の工夫が考えられる。下肢 OA の腰部加速度の VT 成分波形 (図 2.14) をみると、Heel-contact、Foot-flat、Mid-stance の動作が正しく行えていない可能性が考えられる。健常者における立脚期の足底圧中心の軌跡は、踵から足底外側を経て前足部に移動し母趾へと移動する^[172]。一方、KneeOA の歩行における足底圧中心の軌跡は、健常者と比較して足底外側に荷重が偏っていることが報告されている^[173]。従って、NW の基本動作の指導において、ポールをつく位置と足を踏み出す位置に関する指示だけでなく、足を踏み出す際の足底における踵から母趾への荷重移動の意識に関する指示を組み込むことで、Heel-contact、Foot-flat、Mid-stance の正しい動作が促される可能性があり、VT 成分における対称性が改善する可能性が期待できると考えられる。また、下肢筋力左右差が 20%未満の対称群では、対称性や規則性に改善が認められなかったが、新たな練習方法として、メトロノームなどにより規則的な歩行リズムを促す方法を追加することで、歩行動作の対称性や規則性が改善される可能性が考え

られる。パーキンソン病患者を対象にした研究において、音情報による歩行リズムを加えた結果、歩調や歩幅が改善されることが報告されている^[174]。従って、NW による歩行練習においても、メトロノームなどを使用して歩行リズムを規定することにより、右脚と左脚における歩行動作の時間的対称性が高まり、また同時に規則性も高まる可能性が考えられる。

本研究では、NW 介入によって、歩行動作の対称性を示す **Step symmetry** における前後方向 (AP 成分) と上下方向 (VT 成分) の改善が認められたが、左右方向 (ML 成分) における変化は認められなかった。そこで、左右方向の変化について **RMSR** (加速度成分比率) を用いて分析した。全被験者を対象に分析した結果、**RMSR** の **ML** 比率は有意に低値を示した。また、対称群と非対称群に分けて分析した結果、対称群では変化は認められなかったが、非対称群では **RMSR** の **ML** 成分比率は有意に低下した。**ML** 成分比率の低下は、NW 介入によって通常歩行における左右方向の動揺が減少していることを示している。**Sekine** らは、**RMSR** の **ML** 成分比率を用いて、脳卒中患者における理学療法による回復経過を調べた結果、理学療法を受けた期間と共に、**ML** 成分比率は 0.53 前後から 0.47 前後へと値が低下し、通常歩行における左右方向の動揺が減少したことを示している^[115]。また、**Wada** らは **HipOA** を対象にした研究において、股関節置換手術により股関節外転筋力が 68.4% 改善し、**ML** 成分比率は 0.49 から 0.43 に低下したと報告している^[148]。本研究では、下肢筋力左右差が 20% 以上の非対称群における下肢筋力の改善は、**Stronger leg** が 5.5%、**Weaker leg** では 12.0% となり、**ML** 成分比率は 0.534 から 0.482 へと有意に低下した。**Wada** らの研究では、**ML** 比率の改善の理由を、骨盤の安定性に重要な役割を果たしている股関節外転筋力が股関節置換手術によって改善したことで、左右方向における体幹動揺の制御が向上したためと述べている^[148]。従って、先行研究の結果を踏まえると、本研究の非対称群においても、NW 介入によって下肢筋力が改善していることから、下肢筋力の向上によって下肢関節における支持性が高まり、通常歩行における左右方向の動揺が減少した可能性が考えられる。

本研究では、下肢 **OA** を対象に NW による歩行トレーニング介入を行った結果、身体機能と歩行指標に及ぼす効果は、下肢筋力左右差が 20% 以上の非対称群と 20% 未満の対称群で異なる結果が得られた。これはトレーナビリティによって説明することができると考えられる。トレーナビリティとは、トレーニングに対して身体機能が向上する可能性を指す。トレーナビリティは、年齢や性別などの内的要因とトレーニングの種類や方法などの外的要因に影響を受けると考えられている^[175]。**新井** らは、虚弱高齢者を対象にした研究において、膝関節伸展筋力や **FR** などの身体機能における初期値とその変化量の関係について調べた結果、身体機能の初期値が低い対象者ほど高い改善効果が期待できると報告しており^[176]、対象者の身体機能の初期状態によってトレーニング効果は

異なると考えられる。本研究において、非対称群と対称群で介入前における通常歩行の対称性を比較した場合、非対称群における AP 成分と VT 成分は対称群と比較して有意に低値を示している。従って、非対称群と対称群で、NW 介入による下肢筋力や歩行動作における改善に違いが認められたことは、下肢 OA の身体機能の違いによってトレーナビリティに違いがあると考えられる。

疾患患者における運動処方策定する場合には、疾患や身体機能に応じて介入内容と介入量を定量的に設定する必要がある。NW が運動療法の選択肢として活用されるためには、各疾患における介入方法とその効果を定量的に明らかにする必要がある。先行研究では、NW による介入効果は対象者や介入量によって違いがある。健常高齢女性を対象にした研究では、1 回 60 分間の NW 介入を週 3 回 12 週間行うことで、身体機能や歩行指標が改善することが報告されている^[160]。また、パーキンソン病患者を対象とした研究では、1 回 1 時間、週 2 回 6 週間の NW によって歩行指標が改善することが報告されている^[66]。HipOA を対象とした研究では、週 3 回、8-48 週間の介入によって歩行指標が改善することが報告されている^[161]。本研究では、下肢 OA における疾患悪化を避けるため、NW による歩行トレーニングは 1.0km 未満の距離とし、介入の頻度と期間は、1 回 1 時間の介入を週 1 回 10 週間とした。本研究における介入量は、先行研究と比較して少ないといえるが、少なくとも週 1 回、1 時間の NW による歩行トレーニングを行うことで、下肢 OA の身体機能と歩行動作が改善することが示された。本章の研究では、NW による歩行トレーニング介入によって、非対称群の通常歩行における VT 成分の改善は認められなかったが、13 名中 10 名に改善が認められたこと、また対称群では身体機能や歩行指標における有意な改善は認められなかったが、11 名中 7 名に下肢筋力 (Stronger leg) の改善が認められた結果を考慮すると、今回の介入量では有意な変化は認められなかったが、長期介入を行うことで、両群において身体機能や歩行能力は更に向上する可能性が考えられる。Bieler らの HipOA を対象にした研究では、比較的高強度の介入を週 3 回、8-48 週間行うことにより歩行指標が改善することが報告されている^[161]。また、Rasch らは HipOA が人工股関節全置換手術を行った場合、患足における筋力の回復には 6 ヶ月以上の時間を要することを報告している^[20]。下肢 OA における身体機能の回復には比較的長い時間を要すると考えられる。従って、下肢 OA の身体機能の違いに応じた NW による運動処方を考えていくためには、今後の研究において、6 ヶ月から 1 年程度の長期介入による効果を調べていく必要がある。

4.5 まとめ

本研究では、NW は下肢 OA の歩行動作の対称性を改善させる方法としての効果が期待できるだけでなく、歩行トレーニング方法としても使用できる点に着目した。本章では、第3章で示された、NW を使用した歩行が下肢 OA における歩行動作の対称性を改善させるという結果を踏まえ、NW による歩行トレーニングを行うことにより、対称的な歩行動作の獲得と身体機能の改善が期待でき、ポールを使用しない通常歩行における歩行動作の対称性を改善させる可能性があるのではないかと仮説を立てた。そこで、週1回1時間のNWによる歩行トレーニング介入を10週間実施し、下肢 OA における、身体機能と歩行動作に及ぼす効果について調べた。その結果、NW 介入によって、下肢筋力左右差 20%以上の非対称群において、下肢筋力の向上と通常歩行における動作の対称性と規則性が改善することが示された。また、下肢筋力左右差が 20%以上の非対称群と 20%未満の対称群で介入効果に違いが認められたことから、下肢筋力左右差の違いによって効果の表れ方に違いがあることが示された。本研究では、NW 介入によって、下肢筋力左右差が 20%以上の非対称群の下肢筋力 (Weaker leg) が 12%向上した。人工膝関節全置換術による下肢筋力の向上は 16%程度であるという先行研究と比較すると、NW による歩行トレーニングは、下肢 OA の運動療法として有効であると考えられる。また、本章の研究結果は、低頻度で短期間の NW 介入においても、下肢 OA の下肢筋力を改善させる効果があること、通常歩行における推進や制動を示す前後方向の歩行動作の対称性と規則性を改善させる効果があることを示した。従って、NW は下肢 OA の歩行動作の対称性を改善させる歩行方法としての効果が期待できるだけでなく、下肢筋機能と通常歩行動作の対称性と規則性を改善させる歩行トレーニング方法としても有効であると考えられる。また、NW による歩行トレーニング方法は、下肢 OA に見られる片側の脚に偏った非対称的な歩行動作を改善させることから、下肢 OA の歩行リハビリテーション方法としても有効であると考えられる。今後の研究において、長期介入や練習方法の改良により、下肢 OA の歩行動作や身体機能が更に改善する可能性があるのかについて明らかにする必要がある。

第 5 章

結論

5.1 本研究の成果

本研究の成果は、以下の通りである。

第2章では、下肢OAは、健常高齢者と比較して、下肢筋力が低下するだけでなく、下肢筋力左右差が生じており、下肢筋力左右差が歩行動作の対称性の低下に影響を及ぼしている可能性があることを示した。

第3章では、下肢OAがNWを使用して歩行すると、制動や推進を示す前後方向と、踵接地から立脚中期の動作を示す上下方向における、歩行動作の対称性が改善することが示された。また、NWによる歩行動作の対称性の改善は、下肢筋力左右差が20%以上の非対称群において認められ、下肢筋力左右差の大きさによって効果の表れ方に違いがあることが示された。本章の結果は、NWによる歩行方法は、非対称的な歩行動作を改善させることを示し、NWは下肢OAの片側の脚に偏った歩行動作を改善させることができる、新たなツールとして有効であることを示した。

第4章では、NWによる歩行トレーニング方法は、下肢OAの下肢筋力を向上させ、また通常歩行動作における、制動や推進に関わる前後方向の動作の対称性と規則性を改善させることが示された。また、NW介入による改善効果は、下肢筋力左右差が20%以上の非対称群において認められ、下肢筋力左右差の大きさによって効果の表れ方に違いがあることが示された。本章の結果は、NWによる歩行トレーニング方法は、下肢OAの下肢筋機能を改善させる効果が期待できるだけでなく、通常歩行の対称性と規則性を改善させることができることを示し、NWは下肢OAの歩行トレーニング方法として有効であることを示した。

本研究を通して得られた新たな知見を纏めると、NWを使用した歩行方法は、下肢OAの歩行動作の対称性を改善させる方法として有効であること、またNWによる歩行トレーニング方法は、下肢OAの下肢筋機能と通常歩行動作における対称性と規則性を改善させるトレーニング方法としても有効であることが示された。従って、本研究の結果は、下肢OAだけでなく、脳卒中患者やパーキンソン病患者など、歩行動作の対称性の低下が認められる疾患患者における歩行リハビリテーションにおいて有効である可能性を示している。序論で述べた通り、下肢関節疾患は加齢に伴って増加し、要介護の主な要因となっている。NWを使用した歩行方法や歩行トレーニング方法によって下肢関節疾患の悪化を抑制することは、健康寿命を延伸させる上で重要な役割を果たすと期待でき、高齢社会における諸問題を解決する一助になると考えられる。

5.2 本研究の限界と今後の展望

本論文の研究限界や課題として、本研究に参加した下肢関節疾患患者（下肢 OA）の被験者は、医師から変形性膝関節症または変形性股関節症の診断を受けている者とした。しかし、Kellgren-Lawrence grade や Harris hip score などによる疾患の程度を客観的に示す診断情報を持っていない被験者が多かったことから、下肢筋力左右差 20%を基準に群分けし、NW による歩行動作の変化や介入効果の評価を行った。今後の研究では、下肢筋力左右差だけでなく、Kellgren-Lawrence grade や Harris hip score などの基準によって疾患の程度を分類し、疾患の程度による NW の効果の違いを明らかにしていく必要がある。また、本研究では、腰部で測定した加速度波形の自己相関係数を用いて、NW による歩行では、通常歩行と比較して歩行動作の対称性が改善することを示した。加速度波形の形状の変化から、NW によってどの歩行相が改善しているのかを大まかに推定することは可能であるが、正確な判断はできない。また、NW による歩行では、Step length や Step time が増加したことから、下肢関節における可動域が拡大している可能性を述べたが、膝関節や股関節の可動域の変化について定量的に明らかにしていない。これらの点を明らかにするためには、他の測定法を用いて詳しく解明していく必要がある。また、第 4 章では、NW 介入によって、下肢筋力左右差が 20%以上の非対称群における通常歩行の対称性の有意な改善は AP 成分にのみ認められた。第 3 章では、NW による歩行では、非対称群の AP 成分と VT 成分の両成分における対称性を改善させるという結果が得られた。従って、NW 介入によって両成分が改善することを期待したが、VT 成分に改善は認められなかった。しかし、非対称群の 13 名中 10 名に VT 成分の改善が認められていることから、長期介入や練習方法の工夫によって改善する可能性があると考えられる。また、下肢筋力左右差が 20%未満の対称群では、NW 介入により歩行動作の対称性や規則性に変化は認められなかったが、長期介入や練習方法の工夫により、改善する可能性があるのかについて明らかにしていく必要がある。

今後の展望として、本研究では、NW を使用した歩行方法や歩行トレーニング方法が、下肢 OA の歩行動作と身体機能を改善させることが示されたことから、脳卒中患者やパーキンソン病患者など、歩行動作の対称性に低下が認められる患者を対象にした歩行リハビリテーションの新たな選択肢としても取り入れられていくことが期待される。また、本論文で使用した加速度センサや角速度センサは、現在、スマートフォンにも搭載されている。今後、様々な疾患を対象に、慣性センサを用いた歩行動作の基礎研究が進むことにより、近い将来、我々は日常生活において身近な機器を使用して疾患に伴う歩行動作の変化を検出できる時代になると考えられる。疾患の早期発見は、健康寿命の延伸に大きく寄与する。本論文の基礎研究が、高齢社会における諸問題を解決する一助になることを期待したい。

参考文献

- [1] 平成 29 年度人口推計, 総務省
- [2] 平成 29 年「日本の将来推計人口」, 国立社会保障・人口問題研究所
- [3] 平成 29 年度簡易生命表, 厚生労働省
- [4] World Population Prospects, The 2017 Revision, United Nations
- [5] 平成 29 年度社会保障費用統計, 国立社会保障・人口問題研究所
- [6] 平成 30 年度高齢社会白書, 内閣府
- [7] 平成 29 年度介護保険事業状況報告, 厚生労働省
- [8] 平成 28 年度国民生活基礎調査, 厚生労働省
- [9] Oliveria SA, Felson DT, Reed JI, Cirillo PA, Walker AM: Incidence of symptomatic hand, hip, and knee osteoarthritis among patients in a health maintenance organization. *Arthritis Rheum*, 1995, 38: 1134-1141.
- [10] Cerhan JR, Wallace RB, el-Khoury GY, Moore TE, Long CR: Decreased survival with increasing prevalence of full-body, radiographically defined osteoarthritis in women. *Am J Epidemiol*, 1995, 141: 225-234.
- [11] Yoshimura N, Muraki S, Oka H, Mabuchi A, En-Yo Y, Yoshida M, Saika A, Yoshida H, Suzuki T, Yamamoto S, Ishibashi H, Kawaguchi H, Nakamura K, Akune T: Prevalence of knee osteoarthritis, lumbar spondylosis, and osteoporosis in Japanese men and women: the research on osteoarthritis/osteoporosis against disability study. *J Bone Miner Metab*, 2009, 27: 620-628.
- [12] Al-Zahrani KS, Bakheit AM: A study of gait characteristic of patients with chronic osteoarthritis of the knee. *Disabil Rehabil*, 2002, 24: 275-280.
- [13] Quintana JM, Arostegui I, Escobar A, Azkarate J, Goenaga JI, Lafuente I: Prevalence of knee and hip osteoarthritis and the appropriateness of joint replacement in an older population. *Arch Intern Med*, 2008, 168: 1576-1584.
- [14] Davis MA, Ettinger WH, Neuhaus JM, Mallon KP: Knee osteoarthritis and physical functioning: evidence from the NHANES I Epidemiologic Followup Study. *J Rheumatol*, 1991, 18: 591-598.
- [15] Felson DT, Zhang Y, Hannan MT, Naimark A, Weissman B, Aliabadi P, Levy D: Risk factors for incident radiographic knee osteoarthritis in the elderly: the Framingham Study. *Arthritis Rheum*, 1997, 40: 728-733.
- [16] Kiss RM: Effect of walking speed and severity of hip osteoarthritis on gait variability. *J Electromyogr Kinesiol*, 2010, 20: 1044-1051.

- [17] Slemenda C, Brandt KD, Heilman DK, Mazzuca S, Braunstein EM, Katz BP, Wolinsky FD: Quadriceps weakness and osteoarthritis of the knee. *Ann Intern Med*, 1997, 127: 97-104.
- [18] Arokoski MH, Arokoski JP, Haara M, Kankaanpaa M, Vesterinen M, Niemitukia LH, et al.: Hip muscle strength and muscle cross sectional area in men with and without hip osteoarthritis. *J Rheumatol*, 2002, 29: 2185-2195.
- [19] Baker KR, Xu L, Zhang Y, Nevitt M, Niu J, Aliabadi P, Yu W, Felson D: Quadriceps weakness and its relationship to tibiofemoral and patellofemoral knee osteoarthritis in Chinese: the Beijing osteoarthritis study. *Arthritis Rheum*, 2004, 50: 1815-1821.
- [20] Rasch A, Dalen N, Berg HE: Muscle strength, gait, and balance in 20 patients with hip osteoarthritis followed for 2 years after THA. *Acta Orthopaedica*, 2010, 81: 183-188.
- [21] Loureiro A, Mills PM, Barrett RS: Muscle weakness in hip osteoarthritis: a systematic review. *Arthritis Care Res (Hoboken)*, 2013, 65: 340-352.
- [22] Foley SJ, Lord SR, Srikanth V, Cooley H, Jones G: Falls risk is associated with pain and dysfunction but not radiographic osteoarthritis in older adults: Tasmanian Older Adult Cohort study. *Osteoarthritis Cartilage*, 2006, 14: 533-539.
- [23] 健康日本 21（第二次）,（財）健康・体力づくり事業財団
<http://www.kenkounippon21.gr.jp/kenkounippon21/about/index.html>
- [24] Dishman RK: Motivating older adults to exercise. *South Med J*, 1994, 87: S79-82.
- [25] 平成 30 年度「スポーツの実施状況等に関する世論調査」について, スポーツ庁
- [26] Nelson ME, Rejeski WJ, Blair SN, Duncan PW, Judge JO, King AC, Macera CA, Castaneda-Sceppa C: Physical activity and public health in older adults: recommendation from the American College of Sports Medicine and the American Heart Association. *Circulation*, 2007, 116: 1094-1105.
- [27] Spina RJ, Ogawa T, Kohrt WM, Martin WH 3rd, Holloszy JO, Ehsani AA: Differences in cardiovascular adaptations to endurance exercise training between older men and women. *J Appl Physiol*, 1993, 75: 849-855.
- [28] Murphy MH, Hardman AE: Training effects of short and long bouts of brisk walking in sedentary women. *Med Sci Sports Exerc*, 1998, 30: 152-157.
- [29] Yaffe K, Barnes D, Nevitt M, Lui LY, Covinsky K: A prospective study of physical activity and cognitive decline in elderly women: women who walk. *Arch Intern Med*, 2001, 161: 1703-1708.
- [30] Belardinelli R, Paolini I, Cianci G, Piva R, Georgiou D, Purcaro A: Exercise training intervention after coronary angioplasty: the ETICA trial. *J Am Coll Cardiol*, 2001, 37: 1891-1900.

- [31] Yokoyama H, Emoto M, Araki T, Fujiwara S, Motoyama K, Morioka T, Koyama H, Shoji T, Okuno Y, Nishizawa Y: Effect of aerobic exercise on plasma adiponectin levels and insulin resistance in type 2 diabetes. *Diabetes Care*, 2004, 27: 1756-1758.
- [32] 江崎治: 生活習慣病予防のための食事・運動療法の作用機序に関する研究. *日本栄養・食糧学会誌*, 2006, 59: 323-329.
- [33] Nelson ME, Fisher EC, Dilmanian FA, Dallal GE, Evans WJ: A 1-y walking program and increased dietary calcium in postmenopausal women: effects on bone. *Am J Clin Nutr*, 1991, 53: 1304-1311.
- [34] Park H, Kim KJ, Komatsu T, Park SK, Mutoh Y: Effect of combined exercise training on bone, body balance, and gait ability: a randomized controlled study in community-dwelling elderly women. *J Bone Miner Metab*, 2008, 26: 254-259.
- [35] Metcalfe AJ, Andersson MLE, Goodfellow R, Thorstensson CA: Is knee osteoarthritis a symmetrical disease? Analysis of a 12 year prospective cohort study. *BMC Musculoskelet Disord*, 2012, 13: 153-160.
- [36] Shakoor N, Hurwitz DE, Block JA, Shott S, Case JP: Asymmetric knee loading in advanced unilateral hip osteoarthritis. *Arthritis Rheum*, 2003, 48: 1556-1561.
- [37] McCrory JL, White SC, Lifeso RM: Vertical ground reaction forces: objective measures of gait following hip arthroplasty. *Gait Posture*, 2001, 14: 104-109.
- [38] Rossi MD, Brown LE, Whitehurst M: Knee extensor and flexor torque characteristics before and after unilateral total knee arthroplasty. *Am J Phys Med Rehabil*, 2006, 85: 737-746.
- [39] Smith TO, Higson E, Pearson M, Mansfield M: Is there an increased risk of falls and fractures in people with early diagnosed hip and knee osteoarthritis? Data from the Osteoarthritis Initiative. *Int J Rheum Dis*, 2018, 21: 1193-1201.
- [40] Kuan TS, Tsou JY, Su FC: Hemiplegic gait of stroke patients: the effect of using a cane. *Arch Phys Med Rehabil*, 1999, 80: 777-784.
- [41] Bischoff HA, Conzelmann M, Lindemann D, Singer-Lindpaintner L, Stucki G, Vonthein R, Dick W, Theiler R, Stähelin HB: Self-reported exercise before age 40: influence on quantitative skeletal ultrasound and fall risk in the elderly. *Arch Phys Med Rehabil*, 2001, 82: 801-806.
- [42] Boonsinsukh R, Saengsirisuwan V, Carlson-Kuhta P, Horak FB: A Cane Improves Postural Recovery From an Unpracticed Slip During Walking in People With Parkinson Disease. *Phys Ther*, 2012, 92: 1117-1129.
- [43] Beauchamp MK, Skrela M, Southmayd D, Trick J, Kessel MV, Brunton K, et al.: Immediate effects of cane use on gait symmetry in individuals with subacute stroke. *Physiother Can*, 2009, 61: 154-160.

- [44] Buurke JH, Hermens HJ, Erren-Wolters CV, Nene AV: The effect of walking aids on muscle activation patterns during walking in stroke patients. *Gait Posture*, 2005, 22: 164-170.
- [45] Kemp G, Crossley KM, Wrigley TV, Metcalf BR, Hinman RS: Reducing joint loading in medial knee osteoarthritis: shoes and canes. *Arthritis Rheum*, 2008, 59: 609-614.
- [46] Ely DD, Smidt GL: Effect of cane on variables of gait for patients with hip disorders. *Phys Ther*, 1977, 57: 507-512.
- [47] Brand RA, Crowninshield RD: The effect of cane use on hip contact force. *Clin Orthop Relat Res*, 1980, 147: 181-184.
- [48] Willson J, Torry MR, Decker MJ, Kernozek T, Steadman JR: Effects of walking poles on lower extremity gait mechanics. *Med Sci Sports Exerc*, 2001, 33: 142-147.
- [49] Ota S, Nakanishi A, Sato H, Akita S, Hase K, et al.: Differences in knee joint kinematics and kinetics during level walking and walking with two types of poles - focus on knee varus moment. *J Musculoskelet Res*, 2013, 16: 1350018.
- [50] 幸田聡, 山本敬三, 晴山紫恵子, 三輪浩二, 川初清典, 下岡聡行, 清水孝一: スリッパ転倒の動作解析と転倒回避の一試案 ノルディック・ウォーキング用ポールの転倒防止応用. 第45回日本生体医工学会大会論文集, 2006: 738.
- [51] 新保優子, 松谷之義: パーキンソン症候群に対するノルディックウォーキングの導入. *ウォーキング研究*, 2010, 14: 35-39.
- [52] Schiffer T, Knicker A, Montanarella M, Strüder HK: Mechanical and physiological effects of varying pole weights during Nordic walking compared to walking. *Eur J Appl Physiol*, 2011, 111: 1121-1126.
- [53] Rodgers CD, VanHeest JL, Schachter CL: Energy expenditure during submaximal walking with Exerstriders. *Med Sci Sports Exerc*, 1995, 27: 607-611.
- [54] Porcari JP, Hendrickson TL, Walter PR, Terry L, Walsko G: The physiological responses to walking with and without Power Poles™ on treadmill exercise. *Res Q Exerc Sport*, 1997, 68: 161-166.
- [55] Hendrickson TL: The physiological response to walking with and without Power Poles™ on treadmill exercise. University of Wisconsin-La Grosse, 1993.
- [56] Walter PR, Porcari JP, Brice G, Terry L: Acute responses to using walking poles in patients with coronary artery disease. *J Cardiopulm Rehabil*, 1996, 16: 245-250.
- [57] Collins EG, Langbein WE, Orebaugh C, Bammert C, Hanson K, Reda D, Edwards LC, Littooy FN: Cardiovascular training effect associated with polestriding exercise in patients with peripheral arterial disease. *J Cardiovasc Nurs*, 2005, 20: 177-185.

- [58] Hansen L, Henriksen M, Larsen P, Alkjaer T: Nordic Walking does not reduce the loading of the knee joint. *Scand J Med Sci Sports*, 2008, 18: 436-441.
- [59] 塩崎彰、石井清一他: ノルディックウォーキングの歩行解析. *日本整形外科スポーツ医学会雑誌*, 2003, 23: 36.
- [60] Stief F, Kleindienst FI, Wiemeyer J, Wedel F, Campe S, Krabbe B: Inverse dynamic analysis of the lower extremities during nordic walking, walking, and running. *J Appl Biomech*, 2008, 24: 351-359.
- [61] Sugiyama K, Kawamura M, Tomita H, Katamoto S: Oxygen uptake, heart rate, perceived exertion, and integrated electromyogram of the lower and upper extremities during level and Nordic walking on a treadmill. *J Physiol Anthropol*, 2013, 32: 2.
- [62] Encarnación-Martínez A, Lucas-Cuevas ÁG, Pérez-Soriano P, Menayo R, Gea-García GM: Plantar Pressure Differences between Nordic Walking Techniques. *J Hum Kinet*, 2017, 57: 221-231.
- [63] Warlop T, Detrembleur C, Buxes Lopez M, Stoquart G, Lejeune T, Jeanjean A: Does Nordic Walking restore the temporal organization of gait variability in Parkinson's disease? *J Neuroeng Rehabil*, 2017, 14: 17.
- [64] Figueiredo S, Finch L, Mai J, Ahmed S, Huang A, Mayo NE: Nordic walking for geriatric rehabilitation: a randomized pilot trial. *Disabil Rehabil*, 2013, 35: 968-975.
- [65] Parkatti T, Perttunen J, Wacker P: Improvements in functional capacity from Nordic walking: a randomized-controlled trial among elderly people. *J Aging Phys Act*, 2012, 20: 93-105.
- [66] van Eijkeren FJM, Reijmers RSJ, Kleinveld MJ, Minten A, ter Brugge JP, et al.: Nordic walking improves mobility in Parkinson's disease. *Mov Disord*, 2008, 23: 2239-2243.
- [67] Reuter I, Mehnert S, Leone P, Kaps M, Oechsner M, et al.: Effects of a flexibility and relaxation programme, walking, and Nordic walking on Parkinson's disease. *J Aging Res*, 2011: 232473.
- [68] Breyer MK, Breyer-Kohansal R, Funk GC, Dornhofer N, Spruit MA, Wouters EF, Burghuber OC, Hartl S: Nordic walking improves daily physical activities in COPD: a randomized controlled trial. *Respir Res*, 2010, 11: 112-120.
- [69] Kocur P, Deskur-Smielecka E, Wilk M, Dylewicz P: Effects of Nordic walking training on exercise capacity and fitness in men participating in early, short-term inpatient cardiac rehabilitation after an acute coronary syndrome - a controlled trial. *Clin Rehabil*, 2009, 23: 995-1004.
- [70] Figard-Fabre H, Fabre N, Leonardi A, Schena F: Efficacy of Nordic walking in obesity management. *Int J Sports Med*, 2011, 32: 407-414.

- [71] R.Moe-Nilssen: A new method for evaluating motor control in gait under real-life environmental conditions. Part 2, Gait analysis. *Clin Biomech*, 1998, 13: 328-335.
- [72] R.E. Mayagoitia, J.C. Lotters, P.H. Veltink, H. Hermens: Standing balance evaluation using a triaxial accelerometer. *Gait Posture*, 2002, 16: 55-59.
- [73] D. Hendelman, K. Miller, C. Baggett, E. Debold, P. Freedson: Validity of accelerometry for the assessment of moderate intensity physical activity in the field. *Med. Sci. Sports Exerc*, 2000, 32: S442-449.
- [74] J.A. Verbunt, K.R. Westerterp, G.J. van der Heijden, H.A. Seelen, J.W. Vlaeyen, J.A. Knottnerus: Physical activity in daily life in patients with chronic low back pain. *Arch. Phys. Med. Rehabil*, 2001, 82: 726-730.
- [75] C.J. Thompson, M.G. Bembien: Reliability and comparability of the accelerometer as a measure of muscular power. *Med. Sci. Sports Exerc*, 1999, 31: 897-902.
- [76] Chung PY, Ng GY: Comparison between an accelerometer and a three-dimensional motion analysis system for the detection of movement. *Physiotherapy*, 2012, 98: 256-259.
- [77] R. Moe-Nilssen: Test-retest reliability of trunk accelerometry during standing and walking. *Arch. Phys. Med. Rehabil*, 1998, 79: 1377-1385.
- [78] Henriksen M, Lund H, Moe-Nilssen R, Bliddal H, Danneskiold-Samsøe B: Test-retest reliability of trunk accelerometric gait analysis. *Gait Posture*, 2004, 19: 288-297.
- [79] Moe-Nilssen R, Aaslund MK, Hodt-Billington C, Helbostad JL: Gait variability measures may represent different constructs. *Gait Posture*, 2010, 32: 98-101.
- [80] 大坂 裕, 渡邊 進, 藤田 大介, 石田 弘, 小原 謙一, 吉村 洋輔, 伊藤 智崇, 新小田 幸一: 歩行分析における加速度計の適切な装着部位. *理学療法科学*, 2011, 26: 785-789.
- [81] Kavanagh JJ, Morrison S, James DA, Barrett R: Reliability of segmental accelerations measured using a new wireless gait analysis system. *J Biomech*, 2006, 39: 2863-2872.
- [82] Lafortune MA, Lake MJ, Hennig E: Transfer function between tibial acceleration and ground reaction force. *J Biomech*, 1995, 28: 113-117.
- [83] Arai T, Obuchi S, Shiba Y, Omuro K, Nakano C, Higashi T: The feasibility of measuring joint angular velocity with a gyro-sensor. *Arch Phys Med Rehabil*, 2008, 89: 95-99.
- [84] Menz HB, Lord SR, Fitzpatrick RC: Acceleration patterns of the head and pelvis when walking on level and irregular surfaces. *Gait Posture*, 2003, 18: 35-46.
- [85] Hirasaki E, Kubo T, Nozawa S, Matano S, Matsunaga T: Analysis of head and body movements of elderly people during locomotion. *Acta Otolaryngol Suppl*, 1993: 25-30.
- [86] Akay M, Sekine M, Tamura T, Higashi Y, Fujimoto T: Unconstrained monitoring of body motion during walking. *IEEE Eng Med Biol Mag*, 2003, 22: 104-109.

- [87] Sekine M, Akay M, Tamura T, Higashi Y, Fujimoto T: Investigating body motion patterns in patients with Parkinson's disease using matching pursuit algorithm. *Med Biol Eng Comput*, 2004, 42: 30-36.
- [88] Senden R, Savelberg HH, Grimm B, Heyligers IC, Meijer K: Accelerometry-based gait analysis, an additional objective approach to screen subjects at risk for falling. *Gait Posture*, 2012, 36: 296-300.
- [89] Kavanagh JJ: Lower trunk motion and speed-dependence during walking. *J Neuroeng Rehabil*, 2009, 6: 9.
- [90] Lamoth CJ, van Deudekom FJ, van Campen JP, Appels BA, de Vries OJ, Pijnappels M: Gait stability and variability measures show effects of impaired cognition and dual tasking in frail people. *J Neuroeng Rehabil*, 2011, 8: 2.
- [91] Moe-Nilssen R, Helbostad JL: Estimation of gait cycle characteristics by trunk accelerometry. *J Biomech*, 2004, 37: 121-126.
- [92] Barden JM, Clermont CA, Kobsar D, Beauchet O: Accelerometer-Based Step Regularity Is Lower in Older Adults with Bilateral Knee Osteoarthritis. *Front Hum Neurosci*, 2016, 10: 625.
- [93] Hodt-Billington C, Helbostad JL, Vervaat W, Rognsvåg T, Moe-Nilssen R: Criteria of gait asymmetry in patients with hip osteoarthritis. *Physiother Theory Pract*, 2012, 28: 134-141.
- [94] 山田実, 平田総一郎, 小野玲他: 変形性股関節患者における歩容異常の関連要因—重回帰分析を用いた検討—. *運動・物理療法*, 2005, 16: 298-306.
- [95] 山田実, 平田総一郎, 小野玲, 安藤啓司: 体幹加速度由来歩容指標による歩容異常の評価 : 歩容指標の変形性股関節症患者と健常者との比較, および基準関連妥当性. *理学療法学*, 2006, 33: 14-21.
- [96] Menz HB, Lord SR, Fitzpatrick RC: Age-related differences in walking stability. *Age Ageing*, 2003, 32: 137-142.
- [97] Latt MD, Menz HB, Fung VS, Lord SR: Acceleration patterns of the head and pelvis during gait in older people with Parkinson's disease: a comparison of fallers and nonfallers. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*, 2009, 64: 700-706.
- [98] Mizuike C, Ohgi S, Morita S: Analysis of stroke patient walking dynamics using a tri-axial accelerometer. *Gait Posture*, 2009, 30: 60-64.
- [99] Menz HB, Lord SR, St George R, Fitzpatrick RC: Walking stability and sensorimotor function in older people with diabetic peripheral neuropathy. *Arch Phys Med Rehabil*, 2004, 85: 245-252.

- [100] Allet L, Leemann B, Guyen E, Murphy L, Monnin D, Herrmann FR, Schneider A: Effect of different walking aids on walking capacity of patients with poststroke hemiparesis. *Arch Phys Med Rehabil*, 2009, 90: 1408-1413.
- [101] Hinman RS, Bennell KL, Metcalf BR, Crossley KM: Balance impairments in individuals with symptomatic knee osteoarthritis: a comparison with matched controls using clinical tests. *Rheumatology (Oxford)*, 2002, 41: 1388-1394.
- [102] Fisher NM, Pendergast DR: Reduced muscle function in patients with osteoarthritis. *Scand J Rehabil Med*, 1997, 29: 213-221.
- [103] Baliunas AJ, Hurwitz DE, Ryals AB, Karrar A, Case JP, Block JA, et al.: Increased knee joint loads during walking are present in subjects with knee osteoarthritis. *Osteoarthritis Cartilage*, 2002, 10: 573-579.
- [104] Hurwitz DE, Hulet CH, Andriacchi TP, Rosenberg AG, Galante JO: Gait compensations in patients with osteoarthritis of the hip and their relationship to pain and passive hip motion. *J Orthop Res*, 1997, 15: 629-635.
- [105] Ornetti P, Laroche D, Morisset C, Beis JN, Tavernier C, Maillefert JF: Three-dimensional kinematics of the lower limbs in hip osteoarthritis during walking. *J Back Musculoskelet Rehabil*, 2011, 24: 201-208.
- [106] Lin X, Meijer OG, Lin J, Wu W, Lin X, Liang B, van Dieën JH, Bruijn SM: Frontal plane kinematics in walking with moderate hip osteoarthritis: Stability and fall risk. *Clin Biomech*, 2015, 30: 874-880.
- [107] Vogt L, Banzer W, Bayer I, Schmidtbleicher D, Kerschbaumer F: Overground and walkway ambulation with unilateral hip osteoarthritis: comparison of step length asymmetries and reproducibility of treadmill mounted force plate readings. *Physiother Theory Pract*, 2006, 22: 73-82.
- [108] Laroche DP, Cook SB, Mackala K: Strength asymmetry increases gait asymmetry and variability in older women. *Med Sci Sports Exerc*, 2012, 44: 2172-2181.
- [109] Auvinet B, Berrut G, Touzard C, Moutel L, Collet N, Chaleil D, Barrey E: Reference data for normal subjects obtained with an accelerometric device. *Gait Posture*, 2002, 16: 124-134.
- [110] Aminian K, Najafi B, Büla C, Leyvraz PF, Robert P: Spatio-temporal parameters of gait measured by an ambulatory system using miniature gyroscopes. *J Biomech*, 2002, 35: 689-699.
- [111] Kavanagh JJ, Morrison S, Barrett RS: Coordination of head and trunk accelerations during walking. *Eur J Appl Physiol*, 2005, 94: 468-475.
- [112] Antonsson EK, Mann RW: The frequency content of gait. *J Biomech*, 1985, 18: 39-47.

- [113] R.Moe-Nilssen: A new method for evaluating motor control in gait under real-life environmental conditions. Part 1: The instrument. *Clin Biomech*, 1998, 13: 320-327.
- [114] Landis JR, Koch GG: The measurement of observer agreement for categorical data. *Biometrics*, 1977, 33: 159-174.
- [115] Sekine M, Tamura T, Yoshida M, Suda Y, Kimura Y, Miyoshi H, Kijima Y, Higashi Y, Fujimoto T: A gait abnormality measure based on root mean square of trunk acceleration. *J Neuroeng Rehabil*, 2013, 10: 118-124.
- [116] Cohen J: *Statistical power analysis for the behavioral sciences*. 2nd ed. Hillsdale, NJ, Lawrence Erlbaum Associates, 1988.
- [117] Faul F, Erdfelder E, Lang AG, Buchner A: G*Power 3: A flexible statistical power analysis program for the social, behavioral, and biomedical sciences. *Behav. Res. Methods*, 2007, 39: 175-191.
- [118] WHO
<http://www.euro.who.int/en/health-topics/disease-prevention/nutrition/a-healthy-lifestyle/body-mass-index-bmi>
- [119] 日本肥満学会, 肥満症の診断基準, 2011.
- [120] Lexell J, Taylor CC, Sjöström M: What is the cause of the ageing atrophy? Total number, size and proportion of different fiber types studied in whole vastus lateralis muscle from 15- to 83-year-old men. *J Neurol Sci*, 1988, 84: 275-294.
- [121] Hamed A, Bohm S, Mersmann F, Arampatzis A: Exercises of dynamic stability under unstable conditions increase muscle strength and balance ability in the elderly. *Scand J Med Sci Sports*, 2018, 28: 961-971.
- [122] Yoon J, Kanamori A, Fujii K, Isoda H, Okura T: Evaluation of maslinic acid with whole-body vibration training in elderly women with knee osteoarthritis. *PLoS One*, 2018, 13: e0194572.
- [123] Loureiro A, Constantinou M, Diamond LE, Beck B, Barrett R: Individuals with mild-to-moderate hip osteoarthritis have lower limb muscle strength and volume deficits. *BMC Musculoskelet Disord*, 2018, 19: 303.
- [124] Lanshammar K, Ribom EL: Differences in muscle strength in dominant and non-dominant leg in females aged 20-39 years - a population-based study. *Phys Ther Sport*, 2011, 12: 76-79.
- [125] Perry MC, Carville SF, Smith IC, Rutherford OM, Newham DJ: Strength, power output and symmetry of leg muscles: effect of age and history of falling. *Eur J Appl Physiol*, 2007, 100: 553-561.

- [126] Berman AT, Bosacco SJ, Israelite C: Evaluation of total knee arthroplasty using isokinetic testing. *Clin Orthop*, 1991, 271: 106-113.
- [127] Murray MP, Kory RC, Clarkson BH: Walking patterns in healthy old men. *J Gerontol*, 1969, 24: 169-178.
- [128] Ferrandez AM, Pailhous J, Durup M: Slowness in elderly gait, *Exp Aging Res*, 1990, 16: 79-89.
- [129] Himann JE, Cunningham DA, Rechnitzer PA, Paterson DH: Age-related changes in speed of walking. *Med Sci Sports Exerc*, 1988, 20: 161-166.
- [130] Kaufman KR, Hughes C, Morrey BF, Morrey M, An KN: Gait characteristics of patients with knee osteoarthritis. *J Biomech*, 2001, 34: 907-915.
- [131] Zeni JA, Jr., Higginson JS: Differences in gait parameters between healthy subjects and persons with moderate and severe knee osteoarthritis: a result of altered walking speed? *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 2009, 24: 372-378.
- [132] Omori Y, Yamasaki H, Yokoyama H, Terao U, Hiraki K, Kasahara Y, et al.: The value of isometric knee extension muscle force for having the walking speed necessary for road crossing in the old female patients. *Kochi Rehabil Inst Kiyou*, 2005, 7: 25-29.
- [133] Kobsar D, Olson C, Paranjape R, et al.: Evaluation of age-related differences in the stride-to-stride fluctuations, regularity and symmetry of gait using a waist-mounted tri-axial accelerometer. *Gait Posture*, 2014, 39: 553-557.
- [134] Plotnik M, Giladi N, Hausdorff JM: A new measure for quantifying the bilateral coordination of human gait: effects of aging and Parkinson's disease. *Exp Brain Res*, 2007, 181: 561-570.
- [135] Hausdorff JM, Mitchell SL, Firtion R, Peng CK, Cudkowicz ME, Wei JY, Goldberger AL: Altered fractal dynamics of gait: reduced stride-interval correlations with aging and Huntington's disease. *J Appl Physiol*, 1997, 82: 262-269.
- [136] Schaafsma JD, Giladi N, Balash Y, Bartels AL, Gurevich T, Hausdorff JM: Gait dynamics in Parkinson's disease: relationship to Parkinsonian features, falls and response to levodopa. *J Neurol Sci*, 2003, 212: 47-53.
- [137] Hausdorff JM, Rios DA, Edelberg HK: Gait variability and fall risk in community-living older adults: a 1-year prospective study. *Arch Phys Med Rehabil*, 2001, 82: 1050-1056.
- [138] Maki BE: Gait changes in older adults: predictors of falls or indicators of fear. *J Am Geriatr Soc*, 1997, 45: 313-320.
- [139] Kobayashi H, Kakihana W, Kimura T: Combined effects of age and gender on gait symmetry and regularity assessed by autocorrelation of trunk acceleration. *J Neuroeng Rehabil*, 2014, 11: 109.

- [140] Lord SR, Lloyd DG, Li SK: Sensori-motor function, gait patterns and falls in community-dwelling women. *Age Ageing*, 1996, 25: 292-299.
- [141] Bendall MJ, Bassey EJ, Pearson MB: Factors affecting walking speed of elderly people. *Age Ageing*, 1989, 18: 327-332.
- [142] Bohannon RW, Andrews AW: Correlation of knee extensor muscle torque and spasticity with gait speed in patients with stroke. *Arch Phys Med Rehabil*, 1990, 71: 330-333.
- [143] Mizner RL, Snyder-Mackler L: Altered loading during walking and sit-to-stand is affected by quadriceps weakness after total knee arthroplasty. *J Orthop Res*, 2005, 23: 1083-1090.
- [144] Shakoor N, Dua A, Thorp LE, Mikolaitis RA, Wimmer MA, Foucher KC, et al.: Asymmetric loading and bone mineral density at the asymptomatic knees of patients with unilateral hip osteoarthritis. *Arthritis Rheum*, 2011, 63: 3853-3858.
- [145] Homma D, Jigami H, Sato N: Effects of Nordic walking on pelvis motion and muscle activities around the hip joints of adults with hip osteoarthritis. *J Phys Ther Sci*, 2016, 28: 1213-1218.
- [146] Nilsson J, Thorstensson A: Ground reaction forces at different speeds of human walking and running. *Acta Physiol Scand*, 1989, 136: 217-227.
- [147] Judge JO, Ounpuu S, Davis RB: Effects of age on the biomechanics and physiology of gait. *Clin Geriatr Med*, 1996, 12: 659-678.
- [148] Wada O, Asai T, Hiyama Y, Nitta S, Mizuno K: Root mean square of lower trunk acceleration during walking in patients with unilateral total hip replacement. *Gait Posture*, 2017, 58: 19-22.
- [149] Tyson SF, Ashburn A: The influence of walking aids on hemiplegic gait. *Physiother Theory Pract*, 1994, 10: 77-86.
- [150] 立花 陽明: 変形性膝関節症の診断と治療. *理学療法科学*, 2005, 20: 235-240.
- [151] 変形性股関節症のリハビリテーション, 第2版. 医歯薬出版株式会社, 2012: 6.
- [152] McNair PJ, Simmonds MA, Boocock MG, Larmer PJ: Exercise therapy for the management of osteoarthritis of the hip joint: a systematic review. *Arthritis Res Ther*, 2009, 11: R98.
- [153] Tilden HM, Reicherter AE, Reicherter F: Use of an aquatics program for older adults with osteoarthritis from clinic to the community. *Top Geriatr Rehabil*, 2010, 26: 128-139.
- [154] Bennell KL, Hall M, Hinman RS: Osteoarthritis year in review 2015: rehabilitation and outcomes. *Osteoarthritis Cartilage*, 2016, 24: 58-70.
- [155] Konlian C: Aquatic therapy: making a wave in the treatment of low back injuries. *Orthopaedic Nursing*, 1999, 18: 11-20.

- [156] Tsae-Jyy Wang, Basia Belza, F. Elaine Thompson, Joanne D. Whitney, Kim Bennett: Effects of aquatic exercise on flexibility, strength and aerobic fitness in adults with osteoarthritis of the hip or knee. *Journal of Advanced Nursing*, 2007, 52: 141-152.
- [157] Ettinger WH Jr, Burns R, Messier SP, Applegate W, Rejeski WJ, Morgan T, Shumaker S, Berry MJ, O'Toole M, Monu J, Craven T: A randomized trial comparing aerobic exercise and resistance exercise with a health education program in older adults with knee osteoarthritis. *JAMA*, 1997, 277: 25-31.
- [158] Talbot LA, Gaines JM, Huynh TN, Metter EJ: A home-based pedometer-driven walking program to increase physical activity in older adults with osteoarthritis of the knee: a preliminary study. *J Am Geriatr Soc*, 2003, 51: 387-392.
- [159] Peterson MGE, Kovar-Toledano PA, Otis JC, Allegrante JP, Mackenzie CR, et al.: Effect of a walking program on gait characteristics in patients with osteoarthritis. *Arthritis Care Res*, 1993, 6: 11-16.
- [160] Kocur P, Wiernicka M, Wilski M, Kaminska E, Furmaniuk L, Maslowska MF, Lewandowski J: Does Nordic walking improves the postural control and gait parameters of women between the age 65 and 74: a randomized trial. *J Phys Ther Sci*, 2015, 27: 3733-3737.
- [161] Bieler T, Siersma V, Magnusson SP, Kjaer M, Christensen HE, Beyer N: In hip osteoarthritis, Nordic Walking is superior to strength training and home-based exercise for improving function. *Scand J Med Sci Sports*, 2017, 27: 873-886.
- [162] Reuter I, Mehnert S, Leone P, Kaps M, Oechsner M, et al.: Effects of a flexibility and relaxation programme, walking, and Nordic walking on Parkinson's disease. *J Aging Res*, 2011: 232473.
- [163] Cugusi L, Solla P, Serpe R, Carzedda T, Piras L, et al.: Effects of a Nordic Walking program on motor and non-motor symptoms, functional performance and body composition in patients with Parkinson's disease. *NeuroRehabilitation*, 2015, 37: 245-254.
- [164] Manek NJ, Hart D, Spector TD, MacGregor AJ: The association of body mass index and osteoarthritis of the knee joint: an examination of genetic and environmental influences. *Arthritis Rheum*, 2003, 48: 1024-1029.
- [165] Schwameder H: Convention of Internatinal Nordic Walking Federation, Munich, 2009.
- [166] Thompson DL, Rakow J, Perdue SM: Relationship between accumulated walking and body composition in middle-aged women. *Med Sci Sports Exerc*, 2004, 36: 911-914.
- [167] E Roddy, W Zhang, M Doherty: Aerobic walking or strengthening exercise for osteoarthritis of the knee? A systematic review. *Ann Rheum Dis*, 2005, 64: 544-548.

- [168] Suetta C, Aagaard P, Rosted A, Jakobsen AK, Duus B, Kjaer M, et al.: Training-induced changes in muscle CSA, muscle strength, EMG, and rate of force development in elderly subjects after long-term unilateral disuse. *J Appl Physiol*, 2004, 97: 1954-1961.
- [169] Rätsepsoo M, Gapeyeva H, Sokk J, Ereline J, Haviko T, Pääsuke M: Leg extensor muscle strength, postural stability, and fear of falling after a 2-month home exercise program in women with severe knee joint osteoarthritis. *Medicina (Kaunas)*, 2013, 49: 347-353.
- [170] 飛永 敬志, 岡 浩一郎, 萩原 久美子, 安村 建介, 菅野 吉一, 大関 寛: 人工膝関節全置換術による身体機能および健康関連 QOL の回復過程. *理学療法科学*, 2011, 26: 291-296.
- [171] Judge JO, Underwood M, Gennosa T: Exercise to improve gait velocity in older persons. *Arch Phys Med Rehabil*, 1993, 74: 400-406.
- [172] Perry J, Burnfield JM: ペリー歩行分析 正常歩行と異常歩行. 医歯薬出版, 東京, 2013: 320-321.
- [173] Lidtke RH, Muehleman C, Kwasny M, Block JA: Foot center of pressure and medial knee osteoarthritis. *J Am Podiatr Med Assoc*, 2010, 100: 178-184.
- [174] Spaulding SJ, Barber B, Colby M, Cormack B, Mick T, Jenkins ME: Cueing and gait improvement among people with Parkinson's disease: a meta-analysis. *Arch Phys Med Rehabil*, 2013, 94: 562-570.
- [175] 村上晴香, 林 純一, 久野譜也: 運動の効果にみられる個人差. 高齢者の生活機能増進法地域システムと具体的ガイドライン. ナップ, 東京, 2000: 211.
- [176] 新井 武志, 大淵 修一, 小島 基永, 松本 侑子, 稲葉 康子: 地域在住高齢者の身体機能と高齢者筋力向上トレーニングによる身体機能改善効果との関係. *日本老年医学会雑誌*, 2006: 43.

本論文に関する研究業績

1. 学術論文

[1] 加藤徳明、福崎千穂、石井直方: 加速度・角速度センサーを用いたノルディックウォーキングによる歩容改善の評価. バイオメカニクス研究, 2015, 19: 27-33.

[2] Noriaki Kato, Chiho Fukusaki, Leetawesup Kannika, Yuma Kadokura, Naokata Ishii: Improvement in gait asymmetry during Nordic walking in patients with lower extremity osteoarthritis. The Journal of Physical Fitness and Sports Medicine, 2019. (in press)
(第3章の内容)

2. 学会発表

[1] 加藤徳明、福崎千穂、石井直方: ノルディックウォーキングが下肢疾患患者の歩容に与える急性効果について. 日本体力医学会, 2015. (国内学会)

[2] 加藤徳明、福崎千穂、石井直方: ノルディックポールの使用が歩行時の上体安定性に及ぼす効果. 日本体力医学会, 2016. (国内学会)

[3] Noriaki Kato, Chiho Fukusaki, Naokata Ishii: Detection of gait asymmetry in patients with lower-limb osteoarthritis using triaxial accelerometer. International Conference on BioSensors, BioElectronics, BioMedical Devices, BioMEMS/NEMS & Applications, 2017. (国際学会)
(第2章の内容)

[4] 加藤徳明、福崎千穂、Leetawesup Kannika、門倉悠真、石井直方: ノルディックウォーキングを用いた歩行トレーニングが下肢関節疾患患者の下肢筋力および歩容の左右対称性に及ぼす効果. 第31回日本トレーニング科学学会大会, 2018. (国内学会)
(第4章の内容)

謝辞

本研究において、ご指導、ご鞭撻を賜りました石井直方教授、福崎千穂准教授に深く感謝の意を表します。また、本論文の審査をして頂きました、佐々木健教授、小竹元基准教授、吉岡伸輔准教授に、心より御礼申し上げます。

本研究の被験者として、千葉県及び埼玉県在住の多くの高齢者の皆様にご協力を頂きました。また、ノルディックウォーキング教室や測定において、研究室の学生の皆様やスタッフの皆様にもご協力を頂きました。本博士論文を纏めるにあたり、多くの方々のご協力を頂きましたことを、心より御礼申し上げ、謝辞とさせていただきます。

以上