

支援工学理学療法学会誌

Vol.5 No.1
2025



支援工学理学療法学会誌

第5巻 第1号

Journal of Assistive Technology in Physical Therapy
Vol.5 No.1





目 次

活動報告	多職種による車椅子シーティングチームの取り組み ～回復期リハビリテーション病棟における活動報告～	塩 見 啓 悟 ……5 松 藤 勝 太 高 良 智 香 笹 尾 実 咲 辻 成 一 郎 吉 村 淳 平 越 智 葵 篠 原 怜 美 池 上 泰 友 松 永 陽 子 馬 嶋 さ み 代 北 村 雅 俊 松 岡 美 保 子
原 著	ウェアラブルセンサーによる関節角度の リアルタイムフィードバックを用いた歩行練習の介入効果 —人工膝関節置換術後患者 1 例による検討—	下 世 大 治 ……11 宮 崎 宣 丞 荒 木 草 太 竹 下 康 文 松 浦 央 憲 赤 崎 義 彦 福 崎 弘 樹 川 田 将 之 木 山 良 二
総 論	義足作製の条件と課題 —義足リハビリテーションに関する文献的考察—	菅 原 健 人 ……20 松 藤 勝 太 氏 内 康 友 後 山 祐 二 島 田 祥 規 堀 内 涼 平 中 川 和 希 高 良 智 香 池 上 泰 友 山 木 健 司 越 智 文 雄
原 著	電動車椅子の導入をめぐる理学療法士・作業療法士の 思考過程に関する質的研究	廣 島 拓 也 ……28 亀ヶ谷忠彦

原 著	脳卒中者の歩行における反張膝の定量的評価に関する試み	小田 桐 伶 ……37 金子純一朗 浅見 正 人 吉田 英 樹
原 著	高齢者向け VR エクサゲーム設計に向けた上肢挙上動作特性の検証 —余剰距離を考慮した Fitts の法則の適用—	正 田 千 宙 ……44 宮 崎 敦 子 大 伏 仙 泰 佐々木智也 森 隼 人 奥 山 卓 檜 山 敦
原 著	抗力を具備した継手付き体幹装具の装着が 肩関節周囲筋活動に及ぼす影響	中 村 壮 大 ……54 山 口 将 希 田 代 耕 一 遠 藤 正 英 勝 平 純 司
原 著	軟性膝装具の長さが変形性膝関節症患者の荷重応答期の 膝関節角度に与える影響 — N-of-1 研究による検討—	山 本 裕 晃 ……61 小 川 秀 幸 白 銀 暁
	投稿要領	……………68
	編集後記	……………72

◎活動報告

多職種による車椅子シーティングチームの取り組み ～回復期リハビリテーション病棟における活動報告～

Initiatives of a multidisciplinary wheelchair seating team: Activity report from a rehabilitation hospital

塩見啓悟¹⁾、松藤勝太^{1,2)}、高良智香¹⁾、笹尾実咲¹⁾、辻成一郎¹⁾、吉村淳平¹⁾、越智葵¹⁾、
篠原怜美¹⁾、池上泰友¹⁾、松永陽子³⁾、馬嶋きみ代⁴⁾、北村雅俊⁵⁾、松岡美保子⁶⁾

要 旨

車椅子シーティングは多職種で構成されたチームで組織的に実施することが重要とされているものの、回復期における車椅子シーティングチームによる実践報告は少ない。我々の施設では2016年2月より医師、看護師、作業療法士、理学療法士、さらに福祉用具業者を含めた多職種でチームを構成し、車椅子検討会と題して、入院患者の車椅子シーティングに取り組んでいる。7年間での車椅子検討会は500回を超え、さまざまな疾患の患者へ対応してきた。本稿ではその取り組みについて紹介する。

キーワード：車椅子シーティング、多職種、活動報告、回復期

1. はじめに

車椅子シーティングは車椅子利用者に快適な座位環境を提供して日常生活動作の自立、生活の質の向上を支援する技術である¹⁾。車椅子シーティングは理学療法士だけでなく、医師・作業療法士・福祉用具業者など各専門家で組織的に実施することが重要とされており²⁾、車椅子シーティングチームによる実践事例が報告されている。最近では、急性期における摂食嚥下機能改善を目的とした報告³⁾、回復期における褥瘡予防および改善を目的とした報告⁴⁾、特別養護老人ホームでの報告^{5,6)}、さらにシーティングクリニックと題した外来での報告もある⁷⁾。一方で、急性期における褥

瘡予防を目的とした報告では、チームで関わった対象者の数などについて記載されているものの⁸⁾、活動頻度、対象疾患や車椅子シーティングの内容や目的について具体的に報告しているものはない。

そこで、本報告では回復期リハビリテーション病棟である我々の施設における車椅子シーティングチームの具体的な活動および実績について報告を行う。

2. 施設紹介

本施設は大阪府高槻市にあり、回復期リハビリテーション病棟215床、障がい者病棟54床の計

- 1)：社会医療法人愛仁会 愛仁会リハビリテーション病院 リハ技術部 理学療法科
- 2)：大阪公立大学大学院 医学研究科 代謝内分泌病態内科学
- 3)：社会医療法人愛仁会 愛仁会リハビリテーション病院 リハ技術部 作業療法科
- 4)：社会医療法人愛仁会 愛仁会リハビリテーション病院 看護部
- 5)：川村義肢株式会社 技術推進部
- 6)：社会医療法人愛仁会 愛仁会リハビリテーション病院 診療部

投稿日：2025年1月7日 採択決定日：2025年6月1日 公開日：2025年9月30日

269 床を有する病院である。対象疾患は脳血管疾患、整形外科疾患、および脊髄損傷など多岐にわたる。本施設では通常の診療業務に加えて臨床グループという取り組みがあり、理学療法士は任意の臨床グループに所属することになっている。臨床グループは装具班や脊髄損傷班、心臓リハビリテーション班、車椅子班(車椅子シーティングチーム)などのグループが活動しており、車椅子シーティングチームは約 10 人の理学療法士が所属し、車椅子検討会を主な活動としている。

3. 車椅子検討会の活動報告

3-1 車椅子検討会の歴史

本施設では入院患者に対して 2011 年 2 月より、福祉用具業者からレンタルした車椅子や歩行補助具を使用するという総レンタル化を導入し、患者一人一人に適した福祉用具を提供する取り組みを始めた。そして、2013 年 2 月より理学療法士のみで車椅子検討会の取り組みを開始した。しかし、理学療法士のみでは幅広い視点での検討が困難であり、車椅子シーティングに難渋するケースが多くあったため、2016 年 2 月より医師、看護師、作業療法士、福祉用具業者を含めた多職種でチームを構成した。役割としては、医師は機能的予後や方向性を述べ、看護師は病棟生活の様子を共有、作業療法士は日常生活動作能力の確認、理学療法士は座位および基本動作の評価や座圧測定、福祉用具業者は車椅子機種やクッション種類の提供など、それぞれの専門性を発揮してチームで車椅子シーティングを行っている。車椅子検討会は 1 件あたり 30 分間で、毎週 1 回 2 件実施している。

3-2 車椅子検討会の流れ

車椅子検討会の流れとしては、患者をティルトリクライニング型車椅子から普通型車椅子へ移行したいが車椅子のどの機種が患者の身体に最適なのか担当理学療法士では判断がつかない場合や、食事の際に車椅子上で患者の姿勢が崩れている場合、臨床場面で担当理学療法士が患者の車椅子シーティングに悩む場合など、①まずは当該病棟の車椅子シーティングチーム所属の理学療法士に相談をする。それでも車椅子シーティングがうまく

いかない場合に車椅子検討会を行う。②車椅子検討会では、まずプラットフォームにて端座位で姿勢やバランス能力を評価し、座圧測定や車椅子 5 m 駆動時間などを評価した上で車椅子の選定や調整を行う。必要な物品が決まり次第、レンタルの準備にとりかかる。③車椅子検討会の数日後には、車椅子検討会での結果が病棟内に反映されて問題なく過ごせているかどうかを確認するために、車椅子シーティングチームの理学療法士が当該患者のもとへ伺い、評価する。必要に応じて再度車椅子シーティングを行うこともある。④月に 2 回のミーティングで、車椅子検討会で車椅子シーティングを行った患者の振り返りを実施している(図 1)。なお、患者の全身状態や意識障害によっては、再検討する場合もある。

3-3 車椅子検討会の実績

多職種での車椅子検討会を開始した 2016 年 2 月 1 日から 2023 年 3 月 31 日の 7 年間で実施した車椅子検討会において、患者の疾患、Hoffer 座位能力分類、検討内容を調査した。7 年間で実施した車椅子検討会は合計 508 件(2016 年 2 月 1 日～3 月 31 日: 5 件、2016 年度 63 件、2017 年度 69 件、2018 年度 72 件、2019 年度 92 件、2020 年度 68 件、2021 年度 81 件、2022 年度 58 件)で、男性 331 人(65.2%)、年齢中央値は 71 歳であった。疾患は脳血管疾患 255 人(50.2%)、脊髄損傷 212 人(41.7%)、整形外科疾患 35 人(6.9%)、その他 6 人(1.2%)であった(表 1)。図 2 は検討内容の割合を示しており、最も割合が高かったのは入院中に使用する普通型車椅子の検討 61.8% で、ティルトリクライニング型車椅子から普通型車椅子へ移行を検討する場合や病院の普通型車椅子からレンタルの普通型車椅子へ移行する場合に、患者に合った適切な車椅子を選定している。次にティルトリクライニング型車椅子の検討 43.5% であった。また、現在使用している車椅子の適合性確認 29.1%、車椅子座位時の座圧評価と除圧指導 19.9% も割合が高かった。



図 1 車椅子検討会の流れ

①当該病棟の車椅子シーティングチーム所属の理学療法士に相談をしている場面、②多職種で車椅子検討会を行い、レンタルする車椅子やクッションを確認している場面、③車椅子検討会での結果が病棟内に反映されて問題なく過ごせているかどうかを確認している場面、④車椅子検討会で車椅子シーティングを行った患者の振り返りをミーティングで行っている場面

表 1 車椅子検討会の実績

件数	508 件
性別	
男性	331 人 (65.2%)
女性	177 人 (34.8%)
年齢 (歳)	71 (54, 80)
対象疾患	
脳血管疾患	255 人 (50.2%)
脊髄損傷	212 人 (41.7%)
整形外科疾患	35 人 (6.9%)
その他	6 人 (1.2%)
Hoffer 座位能力分類	
I: 手の支持なしで座位可能	71 人 (14.0%)
II: 手の支持で座位可能	208 人 (40.9%)
III: 座位不能	229 人 (45.1%)

連続変数は中央値(25 パーセンタイル値、75 パーセンタイル値)、カテゴリー変数は人数(%)を示している。

3-4 車椅子検討会における評価および介入結果

車椅子検討会では、座位姿勢以外の評価として Hoffer 座位能力分類、車椅子 5 m 駆動時間、および座圧を評価している。Hoffer 座位能力分類は I (手の支持なしで座位可能)14.0%、II(手の支持で座位可能)40.9%、III(座位不能)45.1%であった(表 1)。

座圧測定は、体圧分布センサー SR ソフトビジョン™(住友理工株式会社製)を使用しており、どの部位に座圧がかかっているのかをヒートマップで客観的に評価することができる。座圧のピーク値が高く、その状態が長くなることで疼痛や褥瘡などが発生してしまうリスクがあるため、車椅子検討会の際に必要なに応じて除圧指導も行ってい

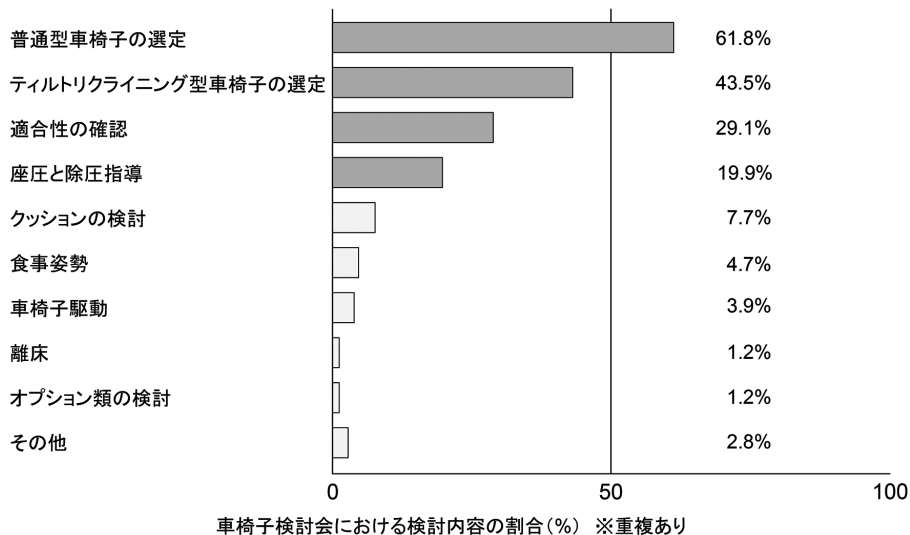


図2 車椅子検討会における検討内容の割合

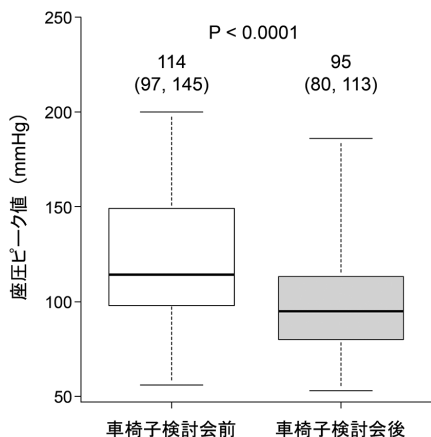


図3 車椅子検討会前後における座圧ピーク値の比較

る。除圧指導が行えて、検討会前後で座圧のピーク値を測定できた77人を対象に比較した結果、検討会後の座圧のピーク値は有意に低下していた(図3)。車椅子検討会によって、座位時の除圧に即時効果が得られた。

4. 今後の課題

我々の車椅子シーティングチームにおける課題は大きく三つある。一つ目は車椅子シーティングの質の維持・向上である。車椅子シーティング

チームに所属する理学療法士が車椅子検討会に参加しているものの、定期的な院内のローテーションによりチーム編成が生じる。新たにグループへ参加した理学療法士が一定の車椅子シーティングを行えるよう、現在はOn-the-Job-Training(OJT)や勉強会、ミーティングでの事例の振り返りなどを定期的に行っているものの、経験や知識の不足が原因で車椅子シーティング効果に差が出ている可能性がある。車椅子シーティング効果に差が出ないように、よく遭遇する検討内容に対する具体的な車椅子シーティング案をまとめた事例集やマニュアルの作成も検討すべき事項である。また、車椅子シーティングの質の維持・向上のために、外部の勉強会へ参加することで新たな知見や他施設での取り組みについて触れることも重要である。

二つ目の課題は検討会の時に解決できた課題が病棟生活の中で対応されていないケースがある。検討会の時に指導した除圧の方法や時間などが実際の病棟生活では反映されていないということは残念ながらある。その原因は看護師への伝達が不十分であることや、看護師が通常業務に加えて実施するには負担が大きいなどさまざまな点である。車椅子検討会では実際の病棟生活を想定したうえで車椅子シーティングを検討するようにしている

が、それでも上記の課題が起こる可能性はあるため、車椅子検討会後のフォローアップは引き続き行う必要がある。

三つ目は車椅子シーティングの評価指標である。我々は Hoffer 座位能力分類、車椅子 5m 駆動時間、および座圧測定を評価しているものの、車椅子シーティングに関してよく報告されている姿勢やズレ度、上肢機能などに関する評価⁹⁾は実施していない。患者によってこれらの評価も選択肢として取り入れることは有益であるため、検討すべき課題である。

5. まとめ

我々の施設における車椅子シーティングチームの具体的な活動および実績について報告した。車椅子検討会の対象となる患者は座位保持に介助が必要な脳血管疾患および脊髄損傷患者が多く、入院中に使用する車椅子選定への対応が多いことがわかった。今後は車椅子シーティングの質維持・向上のためにスタッフ指導、マニュアル作成や評価指標などについて検討し、患者により良い座位環境を提供していきたい。本報告が回復期リハビリテーション病棟における車椅子シーティングチームの立ち上げや運用の一助となれば幸いである。

6. 利益相反

本報告において開示すべき利益相反はない。

7. 謝辞

この活動報告にご協力いただきました方々に心より感謝申し上げます。

【文献】

- 1) 日本シーティング・コンサルタント協会：車椅子シーティング実践ガイドライン2019.
- 2) 亀ヶ谷忠彦：医療機関における車椅子の供給とシーティング・チーム等の活動の現状と課題に関する質的研究. 車椅子シーティング研究, 6 : 2-12, 2021.
- 3) 藤巻涼司：車椅子・シーティングの対象者へのアプローチ. 日本義肢装具学会誌, 35(3) : 173-179, 2019.
- 4) 賀好真紀, 江原喜人, 尾下美保子, 他：当院における褥瘡予防の取り組み—多職種連携による車いすシーティング—. 日本脊髄障害医学会誌, 33(1) : 198-199, 2020.
- 5) 早出徳一, 荒崎香苗, 丸山詩織, 他：さまざまな効果を生み出すシーティングの実践. COMMUNITY CARE, 24(7) : 22-25, 2022.
- 6) 福田聡史：高齢者に対する褥瘡の予防と治療—遠隔地シーティングサポートシステムの実践—. PTジャーナル, 42(9) : 753-761, 2008.
- 7) 星野元訓：シーティングクリニックの取り組みと展望. 日本義肢装具学会誌, 35(3) : 192-198, 2019.
- 8) 千知岩伸匡, 上間航之介, 山品尚徳, 他：褥瘡対策チームを中小規模の病院において効果的なものとするための一方策—褥瘡対策・シーティング班の活動と評価—. 理学療法沖縄, 17 : 21-27, 2015.
- 9) 浅見正人, 森田智之：臨床現場で車椅子シーティング研究をはじめるために必要なプロセス. 車椅子シーティング研究, 5 : 29-36, 2020.

Abstract:

It is important that wheelchair seating is implemented by a multi-disciplinary team in an organized manner, whereas only a few studies reported a wheelchair seating team in a convalescent rehabilitation unit. We have a multi-disciplinary team of doctors, nurses, vendors, occupational therapists and physical therapists, that focuses on wheelchair seating of inpatients. Since February 2016, this multidisciplinary team has held more than 500 wheelchair review meetings for inpatients with a variety of illnesses over seven years. This report outlines our approach.

Key words: wheelchair seating, multi-disciplinary team, activity report, convalescent rehabilitation unit

◎原著

ウェアラブルセンサーによる 関節角度のリアルタイムフィードバックを用いた歩行練習の介入効果： 人工膝関節置換術後患者 1 例による検討

Effect of Gait Training Intervention Using Real-Time Feedback of Joint Angles Provided by Wearable Sensors:
A Case Study of a Patient After Total Knee Arthroplasty

下世大治^{1,2)}, 宮崎宣丞³⁾, 荒本草太⁴⁾, 竹下康文⁵⁾, 松浦央憲²⁾,
赤崎義彦¹⁾, 福崎弘樹¹⁾, 川田将之⁶⁾, 木山良二⁶⁾

要 旨

本研究では、人工膝関節全置換術後の身体機能が低下した患者（70代女性、Short Physical Performance Battery score：7点）に対し、ウェアラブルセンサーを用いたバイオフィードバック歩行練習の効果を検証した。フィードバックは、前遊脚期における足関節底屈角度が快適歩行時より20%以上増加した際にリアルタイムに聴覚刺激を与えるものであり、1日6分間の歩行練習を5日間施行し、両側の足関節底屈動作を促した。介入前後で歩行速度および関節角度を比較し、運動学的な変化を前後比較デザインにて評価した。その結果、快適歩行速度は介入前の0.65 m/sから介入後0.87 m/sへと、最小臨床的重要差を大きく上回る増加を示した。フィードバックを行った足関節底屈角度は24.3%減少し、下肢伸展角度や股関節伸展角度が21.0～69.3%増加した。ウェアラブルセンサーによるフィードバックを用いた歩行練習は、身体機能の低下した高齢患者において歩容の変化を伴う歩行速度を向上させる可能性が示された。

キーワード：バイオフィードバック、歩行練習、ウェアラブルセンサー、高齢者、下肢伸展角度

1. はじめに

バイオフィードバックは、患者の無意識下にある運動パターンを意識化することで、運動の修正を助けることを可能とし¹⁾、歩行中の関節角度や床反力などの歩行指標をフィードバックすること

で、歩行中の関節角度や歩行時の前方推進力を改善した報告がある²⁻⁵⁾。

しかし、先行研究にて報告されているバイオフィードバック装置は、トレッドミルや3次元動作解析装置を用いて視覚および聴覚刺激を用いて

1)：垂水市立医療センター垂水中央病院

2)：鹿児島大学大学院保健学研究科

3)：熊本保健科学大学保健科学部リハビリテーション学科

4)：東北福祉大学健康科学部リハビリテーション学科

5)：第一工科大学工学部情報・AI・データサイエンス学科

6)：鹿児島大学保健学科

投稿日：2024年11月30日 採択決定日：2025年6月13日 公開日：2025年9月30日

フィードバックしているものが多く^{5,6)}、これらの測定環境やフィードバックの様式は購入コストやスペースの問題から臨床応用が進んでいない状況である。動作に制約がない地上歩行において、対象者それぞれの身体特性に合わせたフィードバックが可能な手法の開発・効果の検証が必要と考えられる。

ウェアラブルセンサーは、持ち運びやすさや測定の簡便さから臨床における動作分析に広く用いられる^{7,8)}。歩行練習にも応用されているが、ウェアラブルセンサーを用いた高齢者への介入が歩行速度などの歩行パラメータに及ぼす効果については、その有効性が限定的であると報告されている^{9,10)}。これらの報告のほとんどは即時効果に関する検討であり、長期介入が歩行パラメータに及ぼす効果については十分に明らかにされていない。

我々はウェアラブルセンサーを用いた歩行練習の臨床応用に向けて、健常成人や身体機能が低下した患者集団に対し、ウェアラブルセンサーを用いた動作分析によるフィードバックを行い、歩行中の関節角度や歩幅などの即時的な改善を認めた^{11,12)}。我々の報告も即時効果の検証にとどまっており、長期効果の検証に向けた取り組みが必要である。

そこで本研究では、身体機能の低下した膝関節全置換術(Total Knee Arthroplasty 以下 TKA)後患者に対し、ウェアラブルセンサーによる歩行測定とバイオフィードバックを組み合わせた歩行練習を5日間実施し、歩行速度や歩行中の関節角度などの歩行パラメータに与える影響を検討した。

2. 対象と方法

2-1 対象

対象は70代女性。独居。介護保険サービスの利用なし。既往に末期腎不全があり、週3回の血液透析を行っている。第X-168病日に右TKA術を施行し、第X-117病日に当院でのリハビリテーションの後在宅復帰したものの、左膝関節の運動時疼痛は残存していた。今回、第X病日に左TKAを実施し、術後リハビリテーションを目的として第X+19病日に当院へ転院。翌日よりリハビリ

テーション介入開始となった。フィードバック導入日(第X+36病日)の身体機能は、Short Physical Performance Battery(SPPB):7点、5回立ち座りテスト:13.51秒であった。SPPBは身体機能低下の基準とされる10点¹³⁾を下回っていた。移動能力としては、杖歩行にて200m程度歩行可能であり、病棟内の移動は自立していた。本症例のデマンドとしては、杖歩行にて400m程度自立して安全に歩行し、透析通院できるようになることが挙げられた。

本研究は、当院倫理審査委員会(倫委承認番号:第20-8号)を得た。なお、対象者には研究の目的・内容・リスク等を十分に説明の上、文書による同意を得た後に測定実施し、ヘルシンキ宣言に則り倫理的配慮に基づいてデータを取り扱った。

2-2 研究プロトコル・フィードバックの概要

本研究は、ウェアラブルセンサーによる歩行測定とバイオフィードバックを組み合わせた歩行練習の効果について前後比較デザインを用いて検討した。図1に本症例の経過および本研究プロトコル、フィードバックの詳細を示す。リハビリテーション開始日(第X+20病日)は膝関節の可動域拡大と疼痛緩和を目標とした関節可動域練習やリラクセーションなどの介入を行った。フィードバック導入日(第X+36病日)には、術側膝関節の可動域も反対側と同様(膝関節屈曲110°)となり、自転車エルゴメーターを用いた有酸素運動や歩行練習中心の介入となった。フィードバック導入日(第X+36病日)～フィードバック終了日(第X+43病日)の間、通常の理学療法に加えてフィードバックを用いた歩行練習を5日間実施した。本研究で用いたフィードバックは、歩行中の関節角度が閾値を超えた際にその情報を、対象者に対して、聴覚刺激を用いてリアルタイムに伝えるものである^{11,12)}。前遊脚期における下肢伸展角度および足関節底屈角度は歩行中の推進力や歩行速度との関連が報告されており^{14,15)}、歩行機能改善のための重要な歩行指標である。よって、フィードバックの指標はフィードバック導入日(第X+36病日)に、前遊脚期の下肢伸展角度(矢状面で大転子と外果を結ぶ線と垂直線の角度)¹⁶⁾、あるいは

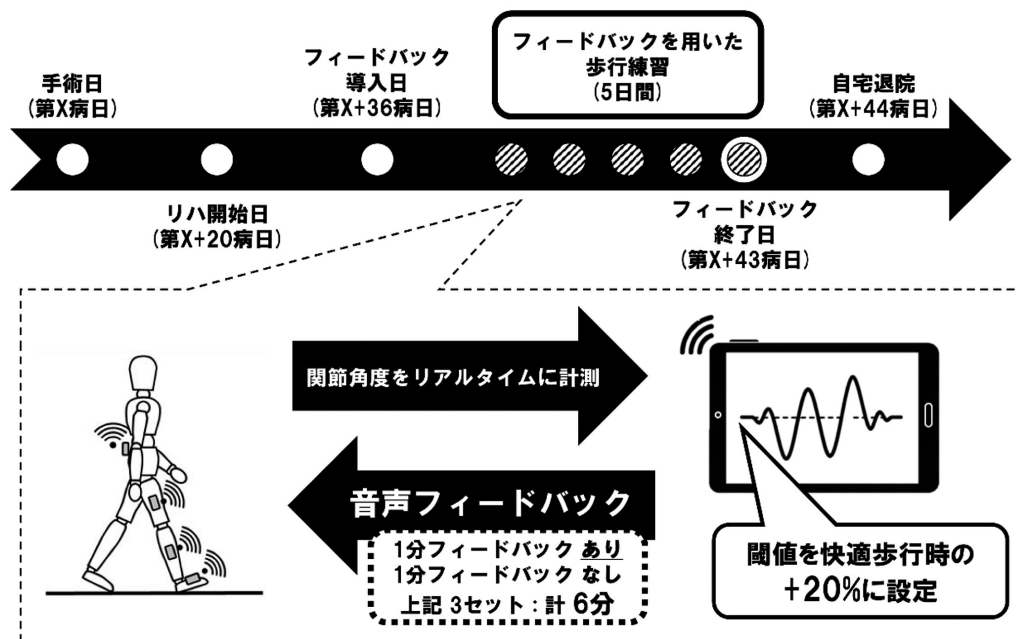


図1 本症例の経過・フィードバックの詳細

足関節底屈角度を1分間ずつそれぞれ練習し、対象者が歩きやすいと感じた足関節底屈角度を選択した(図1)。

フィードバック指標の閾値設定は先行研究に基づき、快適歩行時から20%増加させた値とし、前遊脚期における足関節底屈角度が閾値を超えると対象者と並んで歩く介入者の持つ小型PC(One-Mix3-Pro, Tech-One Co. Ltd.)から発せられるピープ音によって聴覚フィードバックを行った^{11,12)}。介入は1日あたり1回とし、1回あたり1分間のフィードバック(on)と1分間のフィードバックなし(off)を3セット行い、合計6分間の歩行練習を行った(図1)。聴覚フィードバックは手術を受けた側(左側)で行ったが、歩容に関して「音が鳴るように両足を蹴ってください」と口頭指示し、両側とも足関節底屈角度を増加させて歩くように指導した。フィードバックがオフの間でも、指示された歩行方法を続けるように指示した。セット間の休憩は適宜設け、血液透析日での実施の場合はセット間休憩を長めに設定することで負荷量を調整した。

2-3 歩行評価

歩行評価をフィードバック導入日(第X+36病日)およびフィードバック終了日(第X+43病日)の2時点で行い、前後比較デザインを用いて歩行介入の効果を検討した。3軸加速度計、角速度計、地磁気センサーで構成される慣性センサー(MTw Awinda, Movella)を仙骨後面、両大腿・下腿の前面、足背部に貼り、快適と最大の歩行速度での10m歩行テストを各2回、計4回の歩行を測定した。快適歩行速度の際には“いつも通りの速さで歩いてください”、最大歩行速度の際には“無理のない範囲で、なるべく速く歩いてください”と口頭指示した。

2-4 データ解析

サンプリング周波数は100 Hzとした。MT Manager(ver. 4.7.2, Movella)上のカルマンフィルターを用いて、3軸加速度とグローバル座標系での傾斜角度データを取得した。下腿センサーの最大後方傾斜角度を用いて初期接地のタイミングを特定し、歩行イベントを検出し¹⁷⁾、それをもとにケイデンスをMATLAB(2020a, Mathworks)を用いて算出した。歩行速度・ストライド長は慣性セン

表 1 介入前後の快適歩行および最大歩行条件中の各歩行パラメータの変化率

	速度条件	介入前	介入後	変化率 (%)
時空間的パラメータ				
歩行速度 (m/s)	快適	0.65	0.87	+ 33.2%
	最大	0.80	1.04	+ 28.5%
ストライド (m)	快適	0.74	0.89	+ 20.4%
	最大	0.80	0.95	+ 19.8%
ケイデンス (steps/min)	快適	106.05	117.19	+ 10.5%
	最大	121.14	130.96	+ 7.2%
立脚後期の関節角度				
右足関節底屈角度 (°)	快適	21.2	16.1	- 24.3%
	最大	15.2	16.8	+ 10.1%
左足関節底屈角度 (°)	快適	25.4	18.3	- 27.8%
	最大	17.2	16.6	- 3.3%
右下肢伸展角度 (°)	快適	16.9	20.4	+ 21.0%
	最大	19.5	21.3	+ 9.3%
左下肢伸展角度 (°)	快適	14.5	19.6	+ 35.3%
	最大	18.5	20.5	+ 11.0%
右股関節伸展角度 (°)	快適	7.4	10.1	+ 36.7%
	最大	9.0	9.5	+ 5.9%
左股関節伸展角度 (°)	快適	6.9	11.7	+ 69.3%
	最大	11.0	9.5	+ 54.6%
遊脚中期の関節角度				
右膝関節屈曲角度 (°)	快適	29.7	34.3	+ 15.4%
	最大	38.3	40.0	+ 4.4%
左膝関節屈曲角度 (°)	快適	41.3	45.2	+ 9.4%
	最大	47.4	50.3	+ 6.3%

太字は増加した各歩行パラメータの変化率。

サーを用いて歩行時間とケイデンスから算出した。各関節角度は、貼付した慣性センサーにより骨盤、大腿、下腿、足部の各セグメントの相対オイラー角として算出した。下肢伸展角度は、先行研究に基づき慣性センサーで測定した傾斜角度行列とセグメント長で調整した大腿と下腿セグメントのベクトルを用いて算出した¹⁶⁾。歩行データは検出した初期接地のタイミングをもとに左右の1歩行周期を100%に時間正規化した。データは各歩行の中央5歩行周期を解析し、前遊脚期の下肢伸展角度、足関節底屈角度の各歩行周期中の最大値の平均値を算出した。介入前後の各歩行パラメータの変化率を比較し、介入効果を検討した。

2-5 統計解析

統計学的検定は、歩行周期を通じた快適歩行条件における各関節角度を介入前後で比較するために、Python 3.12.4にてオープンソースコード

(<http://www.spm1d.org/>)、2024年8月7日アクセス)を使用して時間正規化を行った関節角度に対して一次元統計的パラメトリックマッピング(1D-SPM)対応t検定を実施した。これにより、歩行周期全体にわたる関節角度の連続的な変化を評価することが可能となる^{18,19)}。有意水準は5%に設定した。介入前後の各パラメータの変化率、および各関節角度の時系列データを1D-SPM対応t検定を用いて比較し、介入の効果を評価した。

3. 結果

本症例の介入中の脱落および有害事象は認めなかった。介入前後の快適歩行および最大歩行中の各パラメータの変化率を表1に示す。

介入により、快適歩行速度は33.2%、最大歩行速度は28.5%増加した。ストライド長・ケイデンスは7.2～20.4%増加した。下肢の関節角度は、快適歩行条件では左右の下肢伸展角度および股関

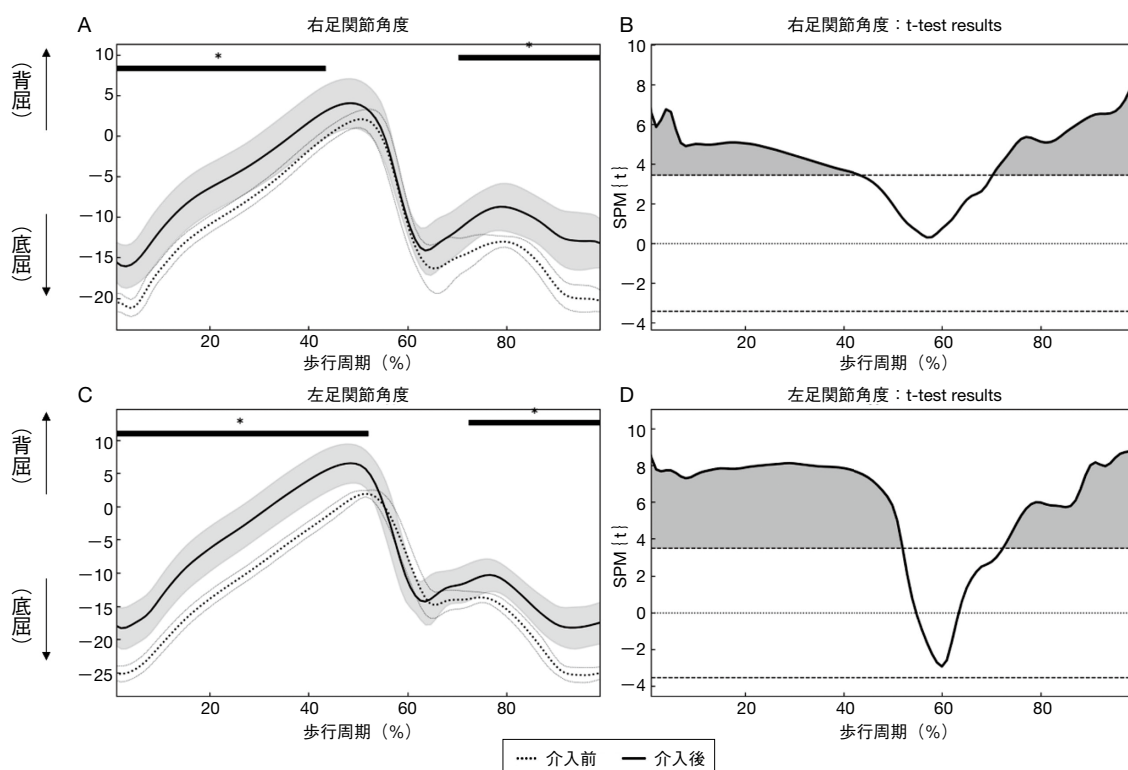


図2 介入前後での快適歩行中の足関節角度の変化

Aは右足関節の1歩行周期中の矢状面での角度、Bは右足関節のSPM{t}曲線、Cは左足関節の1歩行周期中の矢状面での角度、Dは左足関節のSPM{t}曲線を示す

点線と薄い実線の領域 (A、C)：介入前の足関節角度の平均値と標準偏差

実線と灰色の領域 (A、C)：介入後の足関節角度の平均値と標準偏差

黒の棒線 (A、C) および灰色の領域 (B、D)：歩行周期中に有意な変化のあった部分

節伸展角度が介入後に増加した。最大歩行条件では右足関節底屈角度、左右の下肢伸展角度および股関節伸展角度が介入後に増加した。膝関節の屈曲角度については、両側ともに快適歩行・最大歩行条件にて増加した。

1D-SPM 対応 t 検定を用いた時系列データ分析における検討結果について図2～4に示す。関節角度のフィードバックを行った左右の足関節底屈角度は、歩行周期の0～52%および70～99%において有意に減少した(図2)。また、快適歩行条件で歩行周期の4～69%において両側の下肢伸展角度が増加した(図3)。膝関節屈曲角度について、右側では歩行周期における2～5%および59～64%、87～98%で膝関節屈曲角度が増加した。左側では歩行周期における54～64%および94～

95%で膝関節屈曲角度が増加した(図4)。

4. 考察

今回、身体機能が低下したTKA後患者に対し、5日間のウェアラブルセンサーによるバイオフィードバックを用いた歩行練習を行い、歩行速度や関節角度など歩容への影響について前後比較デザインを用いて検討した。結果として、介入の前後で快適歩行・最大歩行条件における歩行速度およびストライド長・ケイデンスなどの時空間パラメータは7.2～33.2%増加がみられた。また、運動学的指標に関してはフィードバックを行った足関節底屈角度だけではなく、下肢伸展角度や股関節伸展角度などの近位の下肢関節角度において増加した。これらの結果より身体機能の低下した

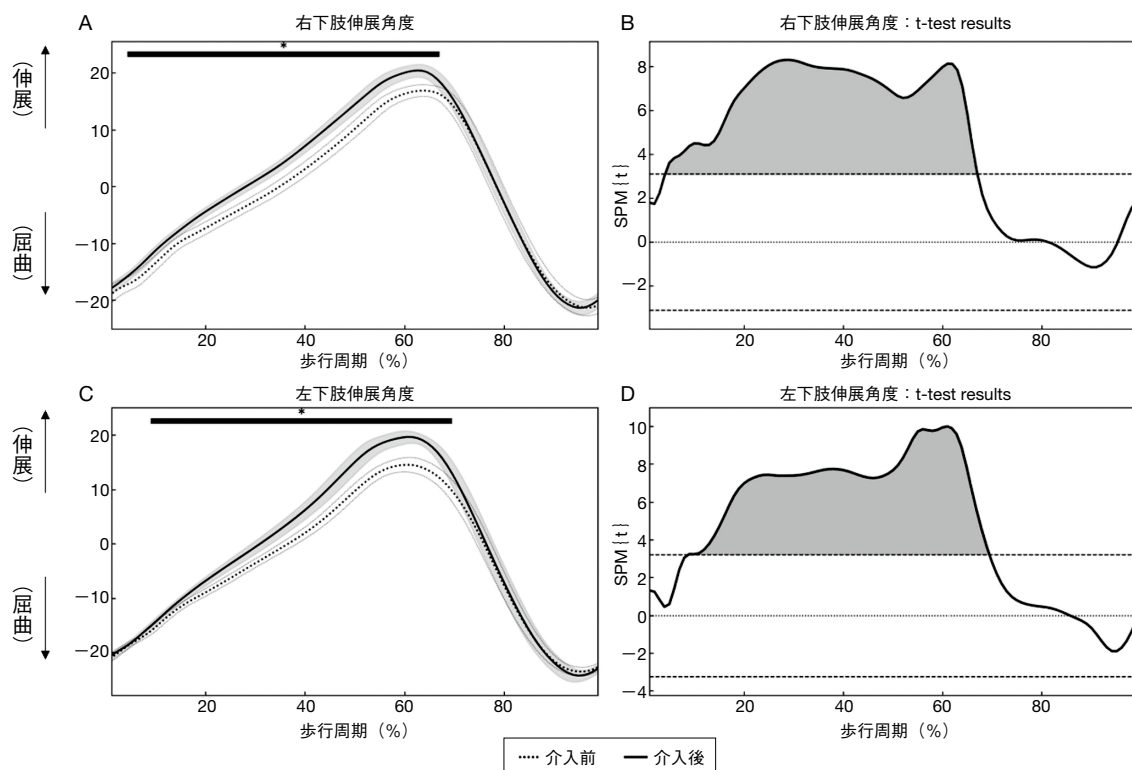


図3 介入前後での快速歩行中の下肢伸展角度の変化

Aは1歩行周期中の右下肢伸展角度、Bは右下肢伸展角度のSPM{t}曲線、Cは1歩行周期中の左下肢伸展角度、Dは左下肢伸展角度のSPM{t}曲線を指す

点線と薄い実線の領域 (A、C)：介入前の下肢伸展角度の平均値と標準偏差

実線と灰色の領域 (A、C)：介入後の下肢伸展角度の平均値と標準偏差

黒の棒線 (A、C) および灰色の領域 (B、D)：歩行周期中に有意な変化のあった部分

TKA 後患者においても、バイオフィードバックを用いた歩行練習の実施により歩容の改善に伴い歩行速度を効果的に増加させる可能性が示唆された。

快速歩行速度は介入前の 0.65 m/s から、介入後が 0.87 m/s となり、介入前後で 0.22 m/s 増加した。本症例は SPPB が 7 点と身体機能が低下しているにもかかわらず、地域在住高齢者の歩行速度における最小臨床的重要差²⁰⁾である 0.05 ~ 0.06 m/s を大きく超える結果となった。先行研究では、脳卒中患者や高齢者に対してバイオフィードバックを用いた歩行練習を実施した結果、歩行速度の有意な増加がみられなかったとの報告がみられる^{4,5)}。これらの報告では、介入セッションが同日かつ 1 回～数回である場合が多く、歩行速度

の有意な増加を認めなかった可能性がある。本研究においては、5 日間の歩行練習により歩行速度が増加したため、本システムを用いた長期的な介入は、身体機能の低下した高齢者の歩行速度の改善に寄与する可能性が示唆された。

一方で、フィードバックを行った足関節底屈角度は歩行中に有意に低下する結果となった。表 1 においては、介入前に本症例は快速速度から最大速度となる際に足関節底屈角度を減少させており、最大歩行時にはフィードバックを行った歩容とは異なる戦略で歩行速度を増加させていたと考えられる。フィードバック指標を決定する際、足関節底屈角度をフィードバックする方法を対象者が「歩きやすい」と認識していたが、この認識は、十分な関節可動域が発揮されていなかったことに

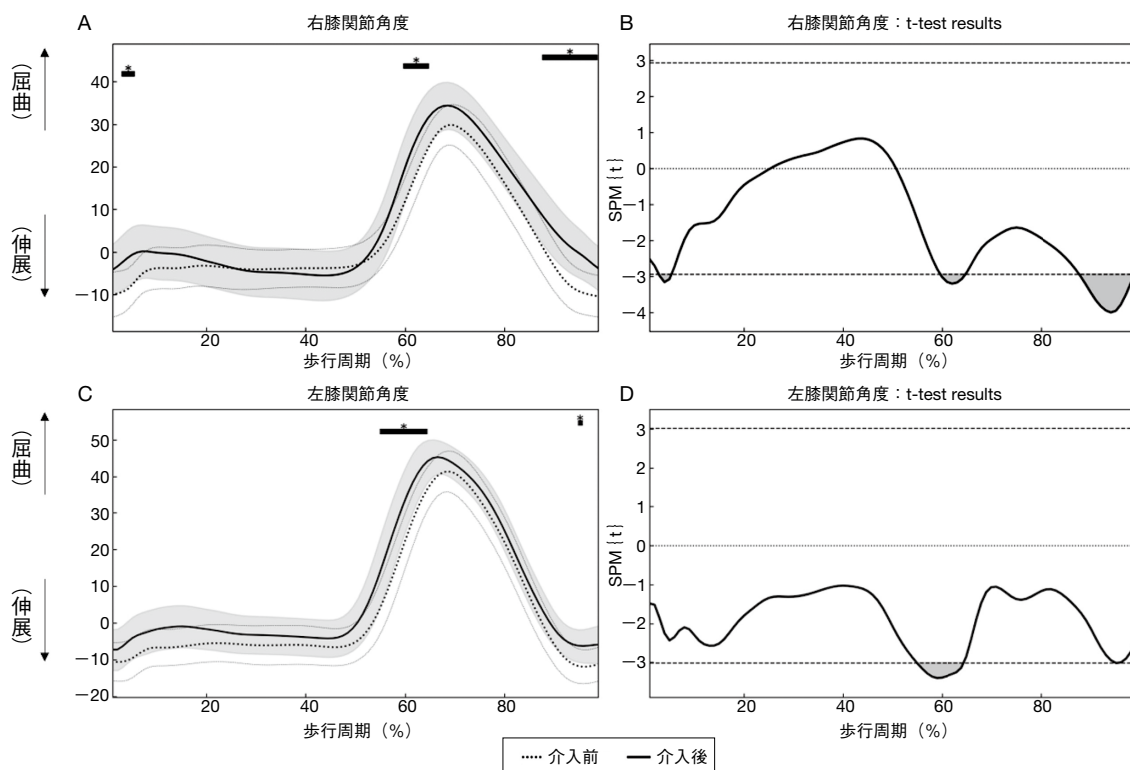


図4 介入前後での快速歩行中の膝関節角度の変化

Aは右膝関節の1歩行周期中の矢状面での角度、Bは右膝関節のSPM{t}曲線、Cは左膝関節の1歩行周期中の矢状面での角度、Dは左膝関節のSPM{t}曲線を目指す

点線と薄い実線の領域 (A、C)：介入前の膝関節角度の平均値と標準偏差

実線と灰色の領域 (A、C)：介入後の膝関節角度の平均値と標準偏差

黒の棒線 (A、C) および灰色の領域 (B、D)：歩行周期中に有意な変化のあった部分

起因する可能性がある。特に、今回の表1および図3の結果から本症例では立脚後期において下肢伸展角度や股関節伸展角度を変化させることで歩行速度を増加させていることが示唆されている。つまり近位関節に依存した歩行様式であったため足関節角度を変化させる余地があったものと考えられ、この点も「歩きやすい」という主観的な認識に影響を与えていた可能性がある。今後は、介入前の快速速度歩行と最大速度歩行の変化量が最も大きい関節角度をフィードバック指標として用いるなど、臨床応用可能な客観的指標を用いた歩行のフィードバックの効果検証が必要であると考えられる。なお、本システムは下肢の各関節角度を指標として設定することが可能であり、対象者の歩容や身体機能に応じて最適な指標を検討す

ることで、歩容の改善を伴う歩行速度の向上に寄与する可能性がある。

本研究の限界として、本研究は1症例のpre-postデザインによるものであり、介入効果の検証には自然回復や通常の理学療法など他の要因が混在しており、因果関係の明確化や結果の一般化には限界がある。今後は、ABAデザインやABABデザインなどのより厳密な研究デザインを採用し、介入の効果をより精度高く評価した上で症例数を蓄積していく必要があると考えられる。また、本研究においては先行研究^{7,8,11,12)}を参考に静止立位時に各セグメントの傾斜角がゼロになるようにオフセットを設定しているが、各測定時におけるウェアラブルセンサーの装着位置の相違が測定結果に誤差を生じさせている可能性がある。これら

の研究における限界はあるものの、本研究により歩行時の運動学的な変化が即時に生じることが示され、高齢者を対象とした臨床的な地上歩行訓練の効果を検討するための一助となるエビデンスが提供されたものと考えられる。

5. 結論

身体機能の低下した TKA 後患者に対し、ウェアラブルセンサーによる聴覚フィードバックを用いた歩行練習を 5 日間実施し、歩行速度や歩行中の関節角度などの歩行パラメータに与える影響を検討した。フィードバックを行った足関節底屈角度は低下したものの、下肢伸展角度や股関節伸展角度などの近位関節の運動学的指標が増加し、歩容の変化を伴う歩行速度の向上が確認された。本システムはフィードバック指標を変更可能であり、対象者の歩き方や身体機能に応じて柔軟に調整することで、効果的な歩行練習の提供が期待される。今後も臨床応用に向け、ウェアラブルセンサーを活用した歩行練習の効果検証を進めていきたい。

6. 利益相反

本研究に関連し、開示すべき利益相反関係にある企業などはない。

7. 謝辞

本研究の実施にあたり、ご協力いただきました患者様と垂水市立医療センター垂水中央病院の竹中俊宏院長、加治智和室長に心から感謝を申し上げます。

引用文献

- 1) Beatty J, Legewie H : Biofeedback and Behavior: Introduction to the Proceedings. Beatty J, Legewie H(ed), Biofeedback and Behavior : 1-5, Springer, Boston, 1977.
- 2) Liu J, Santucci V, Eicholtz S, et al. : Comparison of the effects of real-time propulsive force versus limb angle gait biofeedback on gait biomechanics. *Gait Posture*, 83 : 107-113, 2021.
- 3) Browne MG, Franz JR : Ankle power biofeedback attenuates the distal-to-proximal redistribution in older adults. *Gait Posture*, 71 : 44-49, 2019.
- 4) Hinton EH, Buffum R, Kingston D, et al. : Real-Time Visual Kinematic Feedback During Overground Walking Improves Gait Biomechanics in Individuals Post-Stroke. *Ann Biomed Eng*, 52 : 355-363, 2024.
- 5) Santucci V, Alam Z, Liu J, et al. : Immediate improvements in post-stroke gait biomechanics are induced with both real-time limb position and propulsive force biofeedback. *J Neuroeng Rehabil*, 20(1) : 37, 2023.
- 6) Genthe K, Schenck C, Eicholtz S, et al. : Effects of real-time gait biofeedback on paretic propulsion and gait biomechanics in individuals post-stroke. *Top Stroke Rehabil*, 25(3) : 186-193, 2018.
- 7) Araki S, Matsuura H, Miyazaki T, et al. : Longitudinal changes in vertical stride regularity, hip flexion, and knee flexion contribute to the alteration in gait speed during hospitalization for stroke. *Hum Mov Sci*, 95 : 103227, 2024.
- 8) 松浦央憲, 宮崎宣丞, 福田将史, 他: 慣性センサーを用いた歩行中の関節角度測定の妥当性の検討. *理学療法* 2024, 2 : 38-43, 2024.
- 9) Mao Q, Zhang J, Yu L, et al. : Effectiveness of sensor-based interventions in improving gait and balance performance in older adults : systematic review and meta-analysis of randomized controlled trials. *J Neuroeng Rehabil*, 21 : 1-20, 2024.
- 10) Lai P, Zhang J, Lai Q, et al. : Impact of Wearable Device-Based Walking Programs on Gait Speed in Older Adults : A Systematic Review and Meta-Analysis. *Geriatr Orthop Surg Rehabil*, 15 : 1-10, 2024.
- 11) Miyazaki T, Takeshita Y, Shimose D, et al. : Immediate Effects of Real-Time Feedback During Overground Gait Performed Using Inertial Measurement Units on Gait Parameters in Healthy Young Participants : A Cross-Sectional Study. *Motor Control*, 27 : 844-859, 2023.
- 12) Miyazaki T, Kiyama R, Takeshita Y, et al. : Inertial measurement unit-based real-time feedback gait immediately changes gait parameters in older inpatients: a pilot study. *Front Physiol*, 15 : 1384313, 2024.
- 13) Vasunilashorn S, Coppin AK, Patel KV, et al. : Use of the Short Physical Performance Battery Score to Predict Loss of Ability to Walk 400 Meters : Analysis From the InCHIANTI Study. *J Gerontol Med Sci*, 64A(2) : 223-229, 2009.
- 14) Hsiao H, Awad LN, Palmer JA, et al. : Contribution of paretic and nonparetic limb peak propulsive forces to

- changes in walking speed in individuals poststroke. *Neurorehabil Neural Repair*, 30 : 743–752, 2016.
- 15) Browne MG, Franz JR : More push from your push-off : Joint-level modifications to modulate propulsive forces in old age. *PLoS One*, 13(8) : e0201407, 2018.
 - 16) Miyazaki T, Kawada M, Nakai Y, et al. : Validity of measurement for trailing limb angle and propulsion force during gait using a magnetic inertial measurement unit. *Biomed Res Int*, 2019 : 8123467, 2019.
 - 17) Revi DA, Alvarez AM, Walsh CJ, et al. : Indirect measurement of anterior-posterior ground reaction forces using a minimal set of wearable inertial sensors : From healthy to hemiparetic walking. *J Neuroeng Rehabil*, 17(1) : 82, 2020.
 - 18) Ogasawara I, Hattori N, Revankar GS, et al. : Symptom Locus and Symptom Origin Incongruity in Runner's Dystonia-Case Study of an Elite Female Runner. *Front Hum Neurosci*, 15 : 1–11, 2021.
 - 19) Pataky TC, Robinson MA, Vanrenterghem J : Vector field statistical analysis of kinematic and force trajectories. *J Biomech*, 46 : 2394–2401, 2013.
 - 20) Perera S, Mody SH, Woodman RC, et al. : Meaningful change and responsiveness in common physical performance measures in older adults. *J Am Geriatr Soc*, 54 : 743–749, 2006.

Abstract:

This study evaluated the effects of inertial measurement units (IMUs)-based biofeedback gait training on a 70-year-old female patient who experienced physical function decline (Short Physical Performance Battery score: 7 points) after total knee arthroplasty (TKA). We evaluated the effectiveness of a biofeedback gait training system using IMUs that provided real-time auditory feedback whenever ankle plantarflexion exceeded 120% of the value observed during comfortable walking. The patient performed biofeedback gait training to promote bilateral ankle plantarflexion during gait, alternately completing three one-minute sets with feedback on and three one-minute sets with feedback off (total 6 minutes), for five days. A pre-post intervention design was employed to evaluate changes in spatiotemporal and kinematic gait parameters. Consequently, the targeted ankle plantarflexion angle decreased by 24.3%, while the hip extension angle and leg extension angle increased by 21.0% to 69.3%. Notably, Comfortable walking speed improved significantly from 0.65 m/s to 0.87 m/s post-intervention, exceeding the minimum clinically important difference. Although the targeted feedback angle decreased, these results suggest a change in the gait strategy, as proximal joint motion contributed to increased walking speed. This study suggested that IMUs-based biofeedback gait training may have the potential to increase gait speed with alter gait patterns and enhance walking ability in elderly individuals with decline physical function. Further research is needed to accumulate sample size, and to examine the longitudinal effect of IMUs-based biofeedback gait training for clinical application.

Key words: Biofeedback, Sensor, Gait training, older adults, Leg extension angle

◎総論

義足作製の条件と課題 —義足リハビリテーションに関する文献的考察—

The conditions and problems of fabricating the prosthesis:
A literature review regarding prosthetic rehabilitation

菅原健人¹⁾, 松藤勝太^{1,2)}, 氏内康友¹⁾, 後山祐二¹⁾, 島田祥規¹⁾, 堀内涼平¹⁾,
中川和希¹⁾, 高良智香¹⁾, 池上泰友¹⁾, 山木健司¹⁾, 越智文雄³⁾

要 旨

下肢切断の症例数は増加しており、それに伴い義足リハビリテーションの機会も増えている。ここ数年で義足リハビリテーションに関する症例報告や解説などが多く報告されるようになり、義足リハビリテーションの方法や進め方について、一定の見解が示されている。その一方で、義足作製に至らない症例は多い。この総説では、義足を作製するための必要な条件、義足作製後のリハビリテーション実施期間、および義足作製後の歩行獲得の割合について概説する。

キーワード：義足作製、義足リハビリテーション期間、義足歩行、クリニカルパス

1. 緒言

末梢動脈疾患や糖尿病は下肢切断に至る原因となる疾患であり^{1,2)}、日本における下肢切断術を受ける患者は増加している^{3,4)}。切断後は日常生活動作(Activities of Daily Living, ADL)を改善するために義足を作製する機会が多いものの、義足を作製するための必要な条件はどのようなものがあるのか、また義足作製後のリハビリテーション実施期間はどの程度必要であるのか、および義足作製後のどの程度の割合で歩行が自立するのかについて、過去に報告された論文を交えながら概説する。

2. 下肢切断術後に、義足はどの程度の割合で作製されているのか？

下肢切断後に義足を作製することでADLが改善することが報告されている⁵⁾。しかし、近年では末梢循環障害による下腿切断者⁶⁾、および高齢者が増加しており⁷⁾、義足を作製できていない可能性が考えられる。我々はどの程度の割合で義足が作製されているのかについて調査し、表1にまとめた。義足作製の割合は23.1%⁸⁾、42.8%⁹⁾、50.0%¹⁰⁾、70.0%¹¹⁾、71.8%¹²⁾、78.6%¹³⁾、そして92.0%¹⁴⁾と幅があった。スウェーデンにおける症例数が最も多い報告では¹⁵⁾、5,762人の切断に対して、2,658人しか義足が作製されず、その割合は34.2%であった。義足を作製することでADL

1)：(社医) 愛仁会 愛仁会リハビリテーション病院 リハビリ技術部 理学療法科

2)：大阪公立大学大学院 医学研究科 代謝内分泌病態内科学

3)：(社医) 愛仁会 愛仁会リハビリテーション病院 診療部

投稿日：2025年5月29日 採択決定日：2025年6月26日 公開日：2025年9月30日

表 1 義足作製、および義足作製後に歩行が自立できた割合を示した先行研究のまとめ

報告	年齢 (歳)	義足作製の割合 (%)	義足作製後の自立の割合 (%)
De Luccia N. Prosthet Orthot Int 16, 1992	62 (中央値)	——	85.1% (109/128) 下腿切断 91.1% (61/67)、 大腿切断 80.0% (32/40) その他 76.2% (16/21)
Rommers GM. Prosthet Orthot Int 20, 1996	63 (平均値)	——	83.8% (135/161) 切断部位による記載なし
Munin MC. J Rehabil Res Dev 38, 2001	61 (平均値)	——	68.0% (51/75) 下腿切断 62.2% (33/53)、 大腿切断 81.8% (18/22)
豊永敏宏. リハ医 41, 2004	——	71.8% (56/78 人) 下腿切断 87.8% (36/41)、 大腿切断 48.4% (15/31) その他 83.3% (5/6)	——
van Eijk. Prosthet Orthot Int 36, 2012	75 (平均値)	50.0% (19/38 人) 切断部位による記載なし	自宅内 68.4% (13/19)、 屋外 47.4% (9/19) 切断部位による記載なし
Hershkovitz A. Disabil Rehabil 35, 2013	75 (平均値)	23.1% (27/117 人) 下腿切断 68.7% (20/63)、 大腿切断 13.0% (7/54)	——
Chamlian TR. Einstein (Sao Paulo) 12, 2014	62 (中央値)	70.0% (217/310 人) 下腿切断 70.4% (114/162)、 大腿切断 69.6% (103/148)	——
Arneja AS. Am J Phys Med 94, 2015	58 (平均値)	92.0% (46/50 人) 下腿切断 96.7% (29/30) 大腿切断を含むその他 85.0% (17/20)	全体 自宅内 72.0% (36/50)、 屋外 42.0% (21/50) 下腿切断のみ 自宅内 76.7% (23/30)、 屋外 46.7% (14/30) 大腿切断を含むその他 自宅内 65.0% (13/20)、 屋外 35.0% (7/20)
Tokeji K. J Rural Med 12, 2017	47 (平均値)	78.6% (22/28 人)	100% (22/22) 切断部位による記載なし
Chislett M. Arch Rehabil Res Clin Transl 2, 2020	65 (平均値)	——	78.6% (81/103) 切断部位による記載なし
Kamrad I. Acta Orthopaedica 91, 2020	74 (平均値)	34.2% (2,658/7,776 肢) 下腿切断 55%、 大腿切断 21%、その他 25%	——
Yamazaki H. Hemodial Int 28, 2024	75 (中央値)	42.8% (12/28 人) (下腿切断のみ)	41.7% (5/12)

が改善することが報告されているにもかかわらず、義足作製に至らない症例は意外と多いことがわかる。

我々の施設においても、義足作製に至らなかった患者 43 人を対象にその理由を調査したところ、23% が全身状態の悪化、21% が医療判断に基づく決定、19% が断端の不良、11% が本人の希望(費用負担など)、残り 26% はその他の理由であった。患者自身の身体の状態により義足を作製できなかったのはやむを得ないが、医療判断に基づく決

定によって義足を作製しなかった症例の割合も高かった。

3. 義足作製後に歩行が自立する割合は？

表 1 に義足作製後に歩行が自立する割合を示す。義足を使用した歩行自立の定義は論文によって異なり、自宅内を歩行可能、屋外を歩行可能、45 m 以上の歩行可能などさまざまである。Arneja らの報告によると¹⁴⁾、切断された全対象のうち、歩行自立は自宅内で 72.0%、屋外で 42.0% であっ

た。切断高位別では、下腿切断群では自宅内76.7%、屋外46.7%、大腿切断を含むその他群では自宅内65.0%、屋外35.0%であり、下腿切断群の方が自立できる割合が高いことが示されている。その他の報告では切断高位のみで示されているものがほとんどで、下腿切断は41.7%⁹⁾、62.2%¹⁶⁾、91.1%¹⁷⁾、大腿切断では80.0%¹⁷⁾、81.8%¹⁶⁾と報告されていた。一般的には下腿切断の方が義足作製後に歩行自立できる印象ではあるが、大腿切断でも高い割合で歩行が自立できていることがわかる。

4. 義足を作製する条件

4-1 術創部に関して

義足を作製するためには、術創部が痛みなく治癒していることが大前提の条件と考えられる¹⁸⁾。血管原性の切断では創部の治癒の割合は、大腿切断で76.5% (13/17)、下腿切断で53.8% (14/26)で、下腿切断は大腿切断と比較して創部の治癒の割合が有意に低い¹²⁾。透析患者の下腿切断に関する観察研究によると、義足作製に至らなかった16人中10人が創部の感染症が原因であった⁹⁾。一方で、海外のリハビリテーション施設における観察研究では切断患者75人中24人が義足を作製したものの、退院時には義足を装着できていなかった。その24人中17人(70.8%)が創部の感染や裂開が原因であった¹⁶⁾。同様に、リハビリテーション施設に入院した片側切断患者161人中26人(16.1%)も義足を作ったにもかかわらず、退院時には義足を装着できておらず、その理由で多かったのは腫瘍の転移(5人)、断端の問題(5人)、創部が治癒していない(5人)ことであった¹⁹⁾。紹介したこれらの報告からは、術創部に感染症がなく治癒しているのであれば義足を作製できる状態であるものの、義足作製後も創部の状態を十分観察しながら、義足リハビリテーションを行わなければならないということだろう。

4-2 義足作製における意思決定

義足の作製を判断する上で最も大切であることは、患者が歩ける可能性があるのかを主治医が判断し¹⁴⁾、経済的な負担を考慮した上で、患者本人、

その家族を交えて作製するか否かを選択することである²⁰⁾。最近の血液透析患者の報告では、義足を作製することで歩行や階段の獲得は難しいが、ADLの評価であるFunctional Independence Measure (FIM)の移乗の項目の得点が上昇し、移乗動作の介助量が軽減できることが示されている⁹⁾。高齢者の切断者が増加している中で⁷⁾、歩行獲得が出来れば最高のゴールであるが、移乗動作の自立もしくは介助量軽減を目的に義足を作製する症例が出るのが予想されるため、ゴールについて患者と十分相談した上で義足を作製する必要がある。

4-3 身体機能に関して

義足を作製する上で、術創部の次に重要な因子は身体機能であろう。我々は義足を作製する条件に身体機能が関連しているのかどうかを調査した。その結果、義足を作製する条件について身体機能が関連するかどうかを検証した報告はなく、ほとんどの報告で下肢切断後に歩行が獲得できるかどうかをアウトカムに設定していることがわかった。義足作製後に歩行の獲得が見込める身体機能として、非切断肢の片脚立位の可否が報告されている^{10,21)}。片脚立位は重要な因子であると思われる。海外では①片足で立つことができない(不可能)、②サポートありで可能、③サポートなしで10秒以下、④サポートなしで10秒を超えて可能、の4段階で評価していることが多いようである^{10,22)}。その他の身体機能としては、術前に歩行やADLが自立していたことが歩行獲得と関連することが報告されている^{10,23)}。

一方で、義足作製の条件として関節可動域や筋力に関して検証している論文は著者らが調べたところ、今までに報告されていなかった。下腿切断者の関節可動域については、短断端であるほど膝関節の屈曲拘縮が起りやすい²¹⁾。大腿切断者では、短断端で股関節屈曲、外転、外旋拘縮を生じやすい²¹⁾。下腿切断、大腿切断ともに拘縮は一度生じると改善は容易ではなく、義足のアライメントにも特別な配慮が必要となってしまうため、拘縮を生じさせないことが重要である^{16,24)}。筋力については切断術自体によって影響が出ないとは述

べられているものの²⁵⁾、術後の疼痛などで筋力増強運動を十分行うことができず、筋力が低下してしまうことが考えられる。最近の報告では、末梢動脈疾患を有する患者は高齢者が多く⁷⁾、かつサルコペニアやフレイルを有していることが多いため^{26,27)}、そもそも筋力が弱い患者が多いことが予測される。しかし、上記のように義足作製の条件として筋力がどの程度必要かを示した報告は見つけることができなかった。歩行の獲得、移乗動作の獲得を目指す上で、義足を作製するための身体機能を明らかにする必要がある。

4-4 認知機能に関して

上述したように、切断患者の高齢化が進み⁷⁾、義足を作製する上では認知機能についても考慮されるべき因子であると思われるものの、一定の見解が得られていないのが現状である。

高齢下肢切断者を対象にした報告では、義足作製に Mini-Mental State Examination (MMSE) の得点に差がなかったと報告している¹⁰⁾。一方で、義足の作製を見送る要因で認知症と診断された患者と記されている報告もある^{8,28-30)}。このように義足を作製する判断基準において、認知機能は十分検討されていない。我々の施設では、義足を作製した全員(大腿切断 9/9、下腿切断 43/43)で、改訂長谷川式簡易知能評価スケール(以下 HDS-R)がカットオフ値の 21 点以上であり、義足の作製に至らなかった 16.2% (大腿切断 3/17、下腿切断 4/20、両側大腿切断 0/6)が HDS-R で 20 点以下であった。

しかし、義足の懸垂方法はキャッチピンやカフベルトなどの複数のタイプがあり、認知機能が低い患者においては、どのタイプの義足が装着しやすいのか、管理しやすいのかを選択することを考慮する必要性も出てくるであろう。義足を作製しないと ADL が低下してしまうため^{8,9)}、認知機能が低い患者で義足の装着に介助が必要であっても、義足を装着することで歩行練習が可能となり、ADL を維持・改善するなどのメリットがあると思われる。認知機能が低い患者における義足作製に関しては、上記の意思決定の項で記載したように、家族やキーパーソンを交えてメリットやデメ

リットを説明した上で決定することが望ましい。

5. 義足リハビリテーションの実施期間

5-1 下肢切断術からどの程度の期間で義足が作られているのか？

切断後に義足を装着して退院するまでには、義足を装着する上で必要な断端形成のための引き締め(弾性包帯やシリコンライナーの装着)、義足の作製、歩行練習という手順を踏む必要がある³¹⁾。

日本から多くの患者を対象にした報告は 1 本のみに、78 人(高齢者 66.7%)の新規切断者を対象にした報告によると仮義足作製までの日数は外傷性下腿切断群で平均 26 日、血管原性下腿切断が平均 37 日で、入院日数は外傷性下腿切断群で平均 95 日、血管原性下腿切断が平均 158 日であった¹²⁾。しかし、現在の切断患者の多くは血管原性であり⁷⁾、入院期間が 158 日では回復期リハビリテーション病棟における入院期限 150 日を超えてしまうため、より短い期間で義足を作製していくことが求められている。そこで、我々は下腿切断・大腿切断から退院までの手順について、下肢切断術を行われてから、シリコンライナー装着までの日数、ギブスソケットを使用した義足作製までの日数、チェックソケットを使用した義足作製までの日数、仮義足作製までの日数、および入院日数について、日本から発信された報告を調査した(表 2、表 3)。下腿切断では、仮義足作製まで 21 ~ 113 日、入院期間は 43 ~ 306 日であった^{12,32-44)}。大腿切断では、仮義足作製まで 14 ~ 180 日、入院期間は 24 ~ 240 日であった^{12,42,45-48)}。

切断術から退院までの期間は、各病期における病院の特性や使用している保険制度によって、さまざまであった。最長の入院期間は下腿切断で 306 日、大腿切断で 240 日であった。どちらも労働者災害補償保険を使用しており、入院期限を超えたりリハビリテーションの提供が可能であった。いずれも 2000 ~ 2020 年の報告であり、リハビリテーションの期間を論じている論文は日本ではなかった。そのため、切断から退院までの期間にばらつきが生じており、義足リハビリテーションに触れる機会が少ない医療従事者にとってはその症

表 2 下腿切断後の仮義足の納品や入院期間についての先行研究のまとめ

報告	人数 (人)	性別	年齢 (歳)	原因疾患	仮義足完成 (日)	入院期間 (日)
高橋高治. 埼玉理学療法 2, 1994	1	男	57	外傷	176	214
五案城亜希. 東北理学療法学 14, 2002	1	男	48	外傷	42	112
佐藤陽介. 東北理学療法学 22, 2002	1	男	60 代	外傷	183	258
松川三咲. 理学療法京都 48, 2018	1	男	60 代	外傷	113	115
豊永敏宏. リハ医 41, 2004	15	—	—	外傷	26	95
高橋高治. 埼玉理学療法 2, 1994	1	男	65	糖尿病	50	147
山田真希. 理学療法福井 15, 2011	1	女	64	糖尿病	21	171
山田真希. 理学療法福井 15, 2011	1	女	64	糖尿病	70	75
本田有正. J Clin Rehabil 29, 2020	1	男	70	糖尿病	84	171
渡辺卓馬. 日義肢装具会誌 39, 2023	1	男	50 代	糖尿病	94	105
福住武陽. 日義肢装具会誌 31, 2015	4	男 3 女 1	64 (平均値)	糖尿病	27	58
苫野稔. J Clin Rehabil 9, 2000	1	女	84	閉塞性動脈硬化症	56	306
土屋忠大. 静岡理療ジャーナル 12, 2005	1	女	81	閉塞性動脈硬化症	37	87
山中崇. Geriatr Med 43, 2005	1	男	68	閉塞性動脈硬化症	95	164
山中崇. Geriatr Med 43, 2005	1	女	76	閉塞性動脈硬化症	83	125
山中崇. Geriatr Med 43, 2005	1	女	70	閉塞性動脈硬化症	70	183
賀好宏明. 理学療法福岡 22, 2009	1	男	66	閉塞性動脈硬化症	28	80
木村浩彰. Jpn J Rehabil Med 52, 2017	13	男 10 女 3	59 (平均値)	閉塞性動脈硬化症	30	54
豊永敏宏. リハ医 41, 2004	12	—	—	血管原性	37	157

表 3 大腿切断後の仮義足の納品や入院期間についての先行研究のまとめ

報告	人数 (人)	性別	年齢 (歳)	原因疾患	仮義足完成 (日)	入院期間 (日)
岡田真明. J Clin Rehabil 28, 2019	1	男	77	外傷	14	24
山重太希. 日義肢装具会誌 38, 2023	1	男	30 代	外傷	180	240
豊永敏宏. リハ医 41, 2004	9	—	—	外傷	29	142
田畑阿美. Jpn J Rehabil Med 58, 2021	1	女	70 代	感染症	173	174
山中崇. Geriatr Med 43, 2005	1	男	70	糖尿病	173	184
小倉征慈. 日義肢装具会誌 34, 2018	1	男	61	閉塞性動脈硬化症	114	196

例に合わせて対応していくことになるだろう。次にクリニカルパスの紹介を行う。

5-2 義足作製後のクリニカルパスの紹介

最後に、回復期リハビリテーション病棟における大腿切断・下腿切断についての各プロセスの期間を提示している JR 東京総合病院⁴⁹⁾、兵庫県立リハビリテーション病院⁵⁰⁾、国立障害者リハビリテーションセンター病院⁵¹⁾のクリニカルパスを紹介する(表 4)。

表 4A については、下腿切断における各施設のクリニカルパスで、いずれの施設も回復期リハビリテーション病棟に転院してきた当日～14 日以内にシリコンライナーによる引き締めを開始、

チェックソケットの納品は 21～35 日であった。仮義足の納品については、兵庫県立リハビリテーション病院は最も早く 49 日で、他の施設では 74～77 日、入院期間は 60～104 日であった。

JR 東京総合病院と国立障害者リハビリテーションセンター病院における大腿切断のクリニカルパスでは(表 4B)、下腿切断同様に転院してきた当日～14 日以内にシリコンライナーによる引き締めを開始、チェックソケットの納品は 14～35 日であった。仮義足の納品については、94～120 日で、入院期間は 108～134 日で、下腿切断より日数が長かった。クリニカルパスの使用は、切断患者を初めて担当する理学療法士でも回復期リハビリテーション病棟の入院期限内に対応する

表 4A 下腿切断における各施設のクリニカルパス

施設	ソフトドレッシング 開始 (日)	シリコーン ライナー開始 (日)	チェックソケット 完成 (日)	仮義足完成 (日)	入院期間 (日)
JR 東京総合病院	0	1	35	77	84
国立障害者リハビリテーションセンター	0～14	0～14	14～30	74～90	88～104
兵庫県立リハビリテーション中央病院	0	0～14	21	49	60

表 4B 大腿切断における各施設のクリニカルパス

施設	ソフトドレッシング 開始 (日)	シリコーン ライナー開始 (日)	チェックソケット 完成 (日)	仮義足完成 (日)	入院期間 (日)
JR 東京総合病院	0	1	35	105	112
国立障害者リハビリテーションセンター	0～14	0～14	14～30	94～120	108～134

ことができるため、有効かもしれない。

6. まとめ

今回、義足を作製するための決定因子、および義足リハビリテーションについて先行研究を調査した。義足を作製することは、ADLの改善や歩行の再獲得が見込まれるにもかかわらず、義足作製の割合は決して高くない。また、義足作製に関わる要因は明らかになっていないことも多かった。義足を作製することでADLが改善するという観点から、理学療法士が義足作製という選択肢を提案することも必要になるであろう。義足作製を適正に判断できるよう義足リハビリテーションに携わっていきたい。

7. 利益相反

この報告において開示すべき利益相反はない。

8. 謝辞

この報告にご協力いただきました患者さまとスタッフの方々に心より感謝申し上げます。

引用文献

- 1) Barnes J. A., Eid M. A., et al : Epidemiology and Risk of Amputation in Patients With Diabetes Mellitus and Peripheral Artery Disease. *Arterioscler Thromb Vasc Biol.* 2020 ; 40 : 1808-1817.
- 2) Soyoye D. O., Abiodun O. O., et al : Diabetes and peripheral artery disease: A review. *World J Diabetes.* 2021 ; 12 : 827-838.
- 3) Japanese Society for Vascular Surgery Database Management Committee Member, Team N. C. D. Vascular Surgery Data Analysis : Vascular Surgery in Japan: 2017 Annual Report by the Japanese Society for Vascular Surgery. *Ann Vasc Dis.* 2024 ; 17 : 447-466.
- 4) Japanese Society for Vascular Surgery Database Management Committee Member, Team N. C. D. Vascular Surgery Data Analysis : Vascular Surgery in Japan: 2018 Annual Report by the Japanese Society for Vascular Surgery. *Ann Vasc Dis.* 2024 ; 17 : 467-487.
- 5) Onat S. S., Unsal-Delialioglu S., et al : The importance of orthoses on activities of daily living in patients with unilateral lower limb amputations. *J Back Musculoskel-et Rehabil.* 2017 ; 30 : 829-833.
- 6) Agnelli G., Belch J. J. F., et al : Morbidity and mortality associated with atherosclerotic peripheral artery disease: A systematic review. *Atherosclerosis.* 2020 ; 293 : 94-100.
- 7) Kamitani F., Nishioka Y., et al : Incidence of lower limb amputation in people with and without diabetes: a nationwide 5-year cohort study in Japan. *BMJ Open.* 2021 ; 11 : e048436.
- 8) HersHKovitz A., Dudkiewicz I., et al : Rehabilitation outcome of post-acute lower limb geriatric amputees. *Disabil Rehabil.* 2013 ; 35 : 221-227.
- 9) Yamazaki H., Matsufuji S., et al : Prosthesis use and the change in activities of daily living following below-knee amputation in patients undergoing hemodialysis. *Hemodial Int.* 2024 ; 28 : 107-116.
- 10) van Eijk M. S., van der Linde H., et al : Predicting prosthetic use in elderly patients after major lower limb am-

- putation. *Prosthet Orthot Int.* 2012 ; 36 : 45–52.
- 11) Chamlian T. R. : Use of prostheses in lower limb amputee patients due to peripheral arterial disease. *Einstein (Sao Paulo)*. 2014 ; 12 : 440–446.
 - 12) 豊永敏宏, 河津隆三 : 下肢切断者クリニカルパスの検討. *リハビリテーション医学*. 2004 ; 41 : 359–364.
 - 13) Tokeji K., Mutsuzaki H., et al : Investigation of amputees with prosthetic limbs at our hospital. *J Rural Med.* 2017 ; 12 : 85–90.
 - 14) Arneja A. S., Tamiji J., et al : Functional outcomes of patients with amputation receiving chronic dialysis for end-stage renal disease. *Am J Phys Med Rehabil.* 2015 ; 94 : 257–268.
 - 15) Kamrad I., Soderberg B., et al : SwedeAmp-the Swedish Amputation and Prosthetics Registry: 8-year data on 5762 patients with lower limb amputation show sex differences in amputation level and in patient-reported outcome. *Acta Orthop.* 2020 ; 91 : 464–470.
 - 16) Munin M. C., Espejo-De Guzman M. C., et al : Predictive factors for successful early prosthetic ambulation among lower-limb amputees. *J Rehabil Res Dev.* 2001 ; 38 : 379–384.
 - 17) De Luccia N., Pinto M. A., et al : Rehabilitation after amputation for vascular disease: a follow-up study. *Prosthet Orthot Int.* 1992 ; 16 : 124–128.
 - 18) Day H. J. : The stump and the prosthesis. *Ann R Coll Surg Engl.* 1980 ; 62 : 91–94.
 - 19) Rommers G. M., Vos L. D., et al : Clinical rehabilitation of the amputee: a retrospective study. *Prosthet Orthot Int.* 1996 ; 20 : 72–78.
 - 20) Al-Thani H., Sathian B., et al : Assessment of healthcare costs of amputation and prosthesis for upper and lower extremities in a Qatari healthcare institution: a retrospective cohort study. *BMJ Open.* 2019 ; 9 : e024963.
 - 21) Hamamura S., Chin T., et al : Factors affecting prosthetic rehabilitation outcomes in amputees of age 60 years and over. *J Int Med Res.* 2009 ; 37 : 1921–1927.
 - 22) Schoppen T., Boonstra A., et al : Physical, mental, and social predictors of functional outcome in unilateral lower-limb amputees. *Arch Phys Med Rehabil.* 2003 ; 84 : 803–811.
 - 23) Wan-Nar Wong M. : Changing dynamics in lower-extremity amputation in China. *Arch Phys Med Rehabil.* 2005 ; 86 : 1778–1781.
 - 24) Choo Y. J., Kim D. H., et al : Amputation stump management: A narrative review. *World J Clin Cases.* 2022 ; 10 : 3981–3988.
 - 25) 川村次郎, 陳隆明, 他 : 義肢装具学. 2009.
 - 26) Zhang H., Jie Y., et al : Impact of frailty on all-cause mortality or major amputation in patients with lower extremity peripheral artery disease: A meta-analysis. *Ageing Res Rev.* 2022 ; 79 : 101656.
 - 27) Schmitt V. H., Hobohm L., et al : Sarcopenia Influences Clinical Outcome in Hospitalized Patients with Peripheral Artery Disease Aged 75 Years and Older. *Ann Vasc Surg.* 2025 ; 110 : 54–65.
 - 28) Fletcher D. D., Andrews K. L., et al : Rehabilitation of the geriatric vascular amputee patient: a population-based study. *Arch Phys Med Rehabil.* 2001 ; 82 : 776–779.
 - 29) Taylor S. M., Kalbaugh C. A., et al : Preoperative clinical factors predict postoperative functional outcomes after major lower limb amputation: an analysis of 553 consecutive patients. *J Vasc Surg.* 2005 ; 42 : 227–235.
 - 30) Chopra A., Azarbal A. F., et al : Ambulation and functional outcome after major lower extremity amputation. *J Vasc Surg.* 2018 ; 67 : 1521–1529.
 - 31) Esquenazi A. : Amputation rehabilitation and prosthetic restoration. From surgery to community reintegration. *Disabil Rehabil.* 2004 ; 26 : 831–836.
 - 32) 高橋高治, 斎藤隆夫, 他 : TSB式ICEROSSを使用した仮義足の製作方法とその臨床応用. *埼玉理学療法*. 1994 ; 2 : 19–23.
 - 33) 五安城亜希, 赤坂清和, 他 : 職業復帰のために長距離歩行と正座・御拝動作の獲得が必要であった下腿切断者に対するPTB下腿義足の工夫. *東北理学療法学*. 2002 ; 14 : 8–11.
 - 34) 佐藤陽介, 佐々木睦, 他 : 労働災害保険下の長期理学療法により社会復帰が可能となった重複障害を伴う左下腿切断の一例. *東北理学療法学*. 2010 ; 22 : 73–77.
 - 35) 松川三咲, 河野将孝 : 屋外歩行を獲得した下腿切断患者を担当して. *理学療法京都*. 2019 ; 48 : 94–95.
 - 36) 山田真希, 大谷浩樹, 他 : 両下肢切断後に義足歩行獲得しQOL向上に至った一症例. *理学療法福井*. 2011 ; 15 : 108–111.
 - 37) 本田有正, 武原格, 他 : 両下腿義足歩行時の身体負荷軽減に関する検討を行った1症例. *JOURNAL OF CLINICAL REHABILITATION*. 2020 ; 29 : 1306–1309.
 - 38) 渡辺卓馬 : 回復期における義足リハビリテーション標準化に向けての取り組み. *日本義肢装具学会誌*. 2023 ; 39 : 43–46.
 - 39) 福住武陽, 北口拓也, 他 : 維持透析を合併した下腿切断

者の義足処方について—モジュラーソケットシステムの臨床経験—. 日本義肢装具学会誌. 2015 ; 31 : 184-187.

- 40) 筈野稔, 寺尾和也, 他 : 左下腿切断と右片麻痺の高齢重複障害の一症例. JOURNAL OF CLINICAL REHABILITATION. 2000 ; 9 : 307-310.
- 41) 土屋忠大, 新屋順子, 他 : 高齢下腿切断者における理学療法の経験. 静岡県理学療法士会学術誌 : 静岡理学療法ジャーナル. 2005 ; 12 : 13-15.
- 42) 山中崇, 阿部泰昌, 他 : 高齢者の義足歩行. Geriatric Medicine (老年医学). 2005 ; 43 : 79-84.
- 43) 賀好宏明, 木村美子, 他 : 急性動脈閉塞症により下腿切断をきたした一症例—心理的問題を有する症例に対する理学療法—. 理学療法福岡. 2009 ; 22 : 104-107.
- 44) 木村浩彰, 三上幸夫, 他 : 血行障害による下肢切断のリハビリテーション. The Japanese Journal of Rehabilitation Medicine. 2017 ; 54 : 134-139.
- 45) 岡田真明, 堤一生, 他 : 高齢, 透析中の左大腿切断患者の術後早期義肢装着の試み. JOURNAL OF CLINICAL

REHABILITATION. 2019 ; 28 : 300-303.

- 46) 山重太希, 塚田勇氣, 他 : 両側大腿切断と右片麻痺, 高次脳機能障害を重複した症例へのADLや義足歩行の工夫. 日本義肢装具学会誌. 2023 ; 39 : 125-130.
- 47) 田畑阿美, 中谷未来, 他 : チームアプローチにより義足での日常生活動作獲得に至った大腿切断合併関節リウマチの1例. The Japanese Journal of Rehabilitation Medicine. 2021 ; 58 : 692-698.
- 48) 小倉征慈, 河原常郎, 他 : 左片麻痺患者における麻痺側大腿切断を合併したリハビリを経験して. 日本義肢装具学会誌. 2018 ; 34 : 314-317.
- 49) 田中洋平 : 断端の成熟と義足リハビリテーション. 日本義肢装具学会誌. 2024 ; 40 : 24-28.
- 50) 陳隆明 : 当院における義足のリハビリテーションプログラム. 日本義肢装具学会誌. 2023 ; 39 : 38-42.
- 51) 田中麻由子, 今井大樹, 他 : 国立障害者リハビリテーションセンター病院の義足リハビリテーション. 日本義肢装具学会誌. 2023 ; 39 : 25-31.

Abstract:

The number of cases of lower extremity amputation has increased, and prosthetic rehabilitation opportunities are also increasing. Recently, many case reports and reviews regarding prosthetic rehabilitation have been reported indicating a certain view of the methods and procedures of prosthetic rehabilitation. However, many cases did not lead to successful prosthesis fabrication. This review describes the necessary conditions for prosthesis fabrication, the period of rehabilitation after prosthesis fabrication, as well as the proportion of patients who achieved independence in walking with the prosthesis.

Key words: Prosthesis fabrication, Period of prosthetic rehabilitation, Walking with prosthesis, Clinical pathway

◎原著

電動車椅子の導入をめぐる理学療法士・作業療法士の思考過程に関する質的研究

The thought process of physiotherapists and occupational therapists during the introduction of a powered wheelchair to new users: a qualitative study

廣島拓也¹⁾，亀ヶ谷忠彦²⁾

要 旨

【目的】本研究は、電動車椅子導入の経験を持つ理学療法士・作業療法士（以下、PT・OT）の思考過程を質的に分析し、その実態を明らかにすることを目的とする。

【方法】電動車椅子導入経験のあるPT・OT 6名にインタビューを実施し、KJ法を用いて分析した。

【結果】PT・OTは「十分な知識と経験」に基づき、安全性確保や長時間使用の影響評価の重要性を認識していた。また、利用者の願いや意思を実現する「共有された方針」が重要であることが示された。さらに、使用場面での安全確認、二次障害予防、快適性評価には時間を要し、慎重な導入が必要であると考えられた。電動車椅子は利用者の生活の質向上に寄与する可能性があるが、利用者の意思を理解し尊重することが重要であるとされた。

【結語】電動車椅子導入には知識や経験に加え、実場面での評価や利用者の願いの共有が重要であることを示した。これらの知見は、経験の浅いPT・OTが導入支援を行う際の実践的な指針となり、今後の教育や支援体制の充実にも寄与する可能性がある。

キーワード：電動車椅子、KJ法、思考過程

1. はじめに

近年、福祉機器の発展は目覚ましく、特に電動車椅子の世界市場は拡大傾向にあると報告されている¹⁾。本邦では、身体障害者数の増加とともにその高齢化が進んでおり²⁾、これに伴い電動車椅子の需要が高まっていると推察される。しかし、国内における電動車椅子の出荷台数は2004年をピークに減少傾向にあり³⁾、この現象は需要の拡大に対する供給体制の不十分さを示唆している。

先行研究においては、電動車椅子の使用が身体

障害者の活動や社会参加に与える影響について、主に国外の研究を中心に一定の知見が蓄積されつつある^{4,5)}。また、国内においても、電動アシスト車椅子の普及に関する福祉用具貸与・販売事業者の役割や、医療機関における車椅子供給体制およびシーティング・チームの活動実態に関する質的研究が報告されている^{6,7)}。しかし、これらの研究はいずれも供給側や供給体制面の視点に立ったものであり、電動車椅子導入に際して実際に評価・判断・支援を担う理学療法士・作業療法士（以下、

1)：医療法人社団苑田会花はたりハビリテーション病院リハビリテーション科

2)：群馬医療福祉大学 リハビリテーション学部リハビリテーション学科 作業療法専攻

投稿日：2025年2月9日 採択決定日：2025年7月11日 公開日：2025年9月30日

表1 インタビュー対象者の属性

所属 [†]	職種	経験年数
一般病院（回復期病棟・通所リハビリテーション担当）	理学療法士	4年
一般病院（回復期病棟担当）	作業療法士	11年
一般病院（補助器具支援担当）	作業療法士	12年
一般病院（回復期病棟担当）	作業療法士	20年
一般病院	理学療法士	22年
更生相談所	理学療法士	37年

[†]回復期病棟：回復期リハビリテーション病棟

PT・OT)の視点から、その思考過程や意思決定の在り方を明らかにした研究は数に乏しく、今後の検討が求められる分野である。

PT・OTは、電動車椅子利用者に対して座位に関する評価や対応(機器の選定、調整、マネジメントなど)を行い、活動と参加を支援する役割(以下、シーティング)が期待されている^{8,9)}。一方で、PT・OTの福祉用具への関心の低さや、シーティングへの関与が不足していることが指摘されており^{9,10)}、これが適切な電動車椅子導入における障壁となっている。この結果、電動車椅子が十分に活用されず、利用者の活動や社会参加の機会が制限されている可能性がある。

本研究では、電動車椅子導入に関わった経験のあるPT・OTの思考過程や実務的な経験を明らかにすることを目的とする。質的研究の手法を用いることで、個々のPT・OTがどのように意思決定を行い、どのような課題に直面しているのかを深く掘り下げることができると考える。このアプローチにより、電動車椅子導入における実践的な知見を明確にし、電動車椅子の導入過程を円滑に進めるための指針を提供することができる。さらに、将来的な支援体制の構築やPT・OT教育の向上にも寄与することが期待される。

2. 対象者および方法

2-1 対象者

本研究では、電動車椅子の導入経験を有するPT・OTを対象とし、シーティングコンサルタント協会に所属する会員のうち、導入経験を有していたPT・OTに対して筆者が個別に調査を依頼し、研究目的と方法を説明したうえで同意を得ら

表2 インタビューガイド

- ①電動車椅子の導入を検討する場面で焦点があてられた対象者の心身機能について
- ②電動車椅子の導入を検討する場面で焦点があてられた対象者の住環境、生活環境について
- ③その他、電動車椅子の導入に影響を及ぼした要因について
- ④電動車椅子の位置付けや考え方について

れた者を対象とした。臨床経験年数は4年～37年、所属は一般病院の回復期リハビリテーション病棟や補助器具支援担当、更生相談所等であり、電動車椅子の導入に関わる機会を有していた(表1)。

2-2 倫理的配慮

インタビュー対象者に対し、本研究の趣旨を十分に説明し、書面にて同意を得た。医療法人社団苑田会倫理審査委員会の承認を得た(承認番号：第96号)。

2-3 調査方法

2-3-1 インタビューデータの収集方法

インタビューは、臨床経験11年の理学療法士(以下、調査者)1名によって実施された。調査者は、インタビュー対象者に対し、本研究の目的に沿って構成された電動車椅子インタビューガイド(表2)に従い、半構造化面接形式¹¹⁾にて個別にインタビューを行った。所要時間は30分程度であった。対象者のコメントはICレコーダーを用いて記録し、逐語録を作成した。

本研究では、対象者の電動車椅子導入における思考過程を深く掘り下げることが目的とし、共通の話題について体系的かつ一貫したデータ収集を行うためにインタビューガイドを作成した。インタビューには半構造化面接を採用した。この手法は、あらかじめ用意された質問項目を基盤としつつも、対象者の語りの展開に応じて質問の順序や内容を柔軟に調整・追加できる質的研究の方法であり、自由な語りを促進しながらも研究の焦点を逸脱しないことが特徴である。

本研究で使用したインタビューガイドは、先行研究¹²⁾の知見を参考に作成したものであり、対象者の語りを妨げるような意図的な誘導を

避けつつ、「心身機能」「住環境」「生活面」「その他の要因」といった観点から、思考や体験を探索的に深掘りするための枠組みとして用いた。これらの観点は、実際に電動車椅子導入の判断・支援を担うPT・OTに対して質問する上で、臨牀的な視点や評価の過程を引き出すために有効であると考えられた。

本研究で対象とした「電動車椅子」は、利用者本人が自ら操作することを前提とした電動車椅子全般(普通型、簡易型、ティルト・リクライニング型を含む)を対象とした。これは、対象者の臨床経験上、より評価や導入判断に専門的判断が求められる機種に焦点を当てたためである。

なお、本研究では「電動車椅子導入」に関する具体的な給付制度(介護保険、障害者総合支援法、小児領域における補装具給付等)の違いには焦点を当てていない。本研究の主目的が、制度に関係なくPT・OTが導入時にどのような思考や評価過程を経ているかを明らかにすることにあるためである。

2-3-2 インタビューデータの構造化

インタビューデータの構造化にはKJ法¹³⁾を用いた。KJ法は複雑多様なデータの概念を創造的に統合、発想することによってその構造や本質を明らかにする研究方法である。インタビュー調査によって得られた記述データを1事象1件のラベルにまとめ、ラベルの「グループ編成」、「図解化」、「文章化」の過程を経て概念を構造化する手法である。

KJ法の手法に従い、本研究ではインタビューの逐語録をもとに対象者のコメントを1事象1件にまとめ、それぞれを1枚のラベルに記入した。続いて「グループ編成」「図解化」に用いるラベルを精選するため、先行研究^{6,7)}で用いられた多段ピックアップと呼ばれる手法でラベルを精選した。多段ピックアップにおいては、筆頭著者と共著者の2名が精選の目標とする枚数を設定し、1枚1枚のラベルに示された内容と研究の中核的なテーマである「電動車椅子導入に関わった経験のあるPT・OTの思考過程や実務的な経験」との関連を吟味しながらラベルを精選した。「グループ編成」では、精選されたラベルを意味内容の近似性に基づいて

グループに編成し、グループの特性や中核的な意味を端的に1文で表現する表札を付した。グループ同士を意味内容の近似性に基づいてより上位のグループとして編成し、表札を付す作業を繰り返した。最後に編成されたグループに最終表札を付した。このようにして整理された情報をもとに、グループ全体の関係性を視覚的に示した関連図を作成し「図解化」した。最後にこの関連図に示された構造を文章にまとめ、「文章化」することによって全体の概念体系を明確にした。以上の構造化は、KJ法本部が主催する正規のトレーニングを修了した筆頭著者と共著者の2名が実施した。

3. 結果

3-1 ラベルの作成と精選および図解化

対象者から得られたインタビューデータを基に、131枚のラベルが作成された。これらのラベルは、多段ピックアップにより、構造化に用いる30枚に精選された(図1)。

精選された30枚のラベルを、端的に表現する概念を【 】で囲う形で示し、グループ全体の構造を関連図として図解化した(図2)。

3-2 文章化

関連図(図2)に示されたグループ全体の構造を文章化した(表3)。本論文では、ラベルの内容を「」、グループに付された表札を〈〉、最終表札を端的に表現する概念を【 】で示した。また、文中で取り上げた表札と概念は、それぞれ意味を損なわない範囲で語尾、文末を文脈に合わせて変更した。表3内では、理学療法士および作業療法士を「PT・OT」と呼称した。

4. 考察

4-1 構造化されたインタビューデータの概略

表3に示した文章化されたグループ全体の構造の概略を以下に記す。

PT・OTは【十分な知識と経験】を有しており、利用者が電動車椅子を導入する目的を適切に検討できる。しかし、PT・OT自身の知識と経験のみを根拠として導入を勧めることはできないため、電動車椅子を安全に使用できるか実場面で繰り返

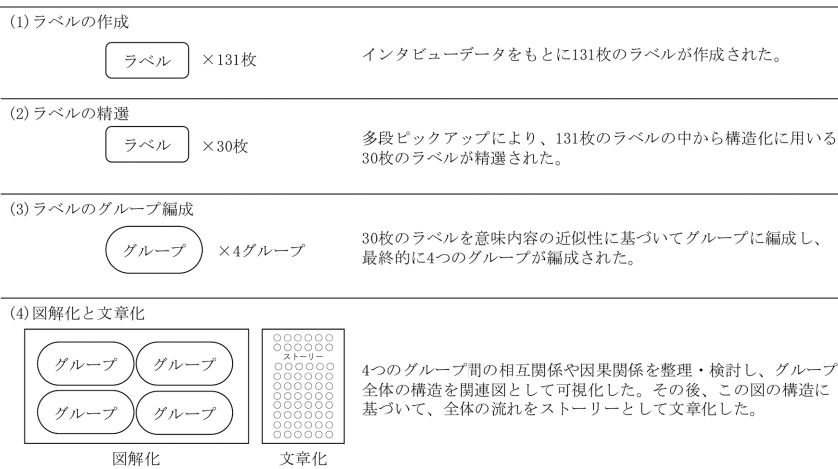


図1 KJ法の手法を用いたインタビューデータの構造化の過程

し確認し【リアルな安全性の追求】を行っている。また長時間電動車椅子を使用し、快適性が変化しないか、二次障害が生じないかなど【短時間では判断できない評価】も実施している。このように、電動車椅子を導入するプロセスでは電動車椅子の特性を知悉する必要がある、導入の妥当性を判断するためには多くの時間と評価が必要である。さらに、PT・OTと利用者本人との間には、電動車椅子の導入によって本人の願いや意思を実現するという【PT・OTと本人の間で共有された方針】がある。そのためPT・OTは、電動車椅子の導入が本人の望みを実現することを確信している。

4-2 各グループで文章化された内容の考察

4-2-1 〈PT・OTは電動車椅子の特性を知悉し、導入目的を明確に説明できる〉ことについて

本研究は、経験年数や所属に違いはあるが、電動車椅子の導入に関わった経験のあるPT・OTを対象とした。そのため、インタビュー結果として、電動車椅子の導入には、PT・OTが電動車椅子やシーティングに関する知識を有することが要素の一つとして挙げた点は自然な結果であった。しかし、本研究では、知識の有無だけではなく、安全性も含めた、知識をどのように活かすかが明らかになったと考える。警察庁による調査¹⁴⁾

によると、平成28年の電動車椅子に係る交通事故の発生件数は、155件であり、死亡につながった事故も散見される。そのため、新規に電動車椅子の導入を検討している患者やその家族・支援者は、電動車椅子の危険性を危惧し、その導入には消極的になることが想像できる。当然、電動車椅子には危険も伴い、導入には慎重になることが望ましい。しかし、PT・OTが【十分な知識と経験】をもって、電動車椅子の使用目的や、使用場面、メリット、危険性等を正確に説明できることは、電動車椅子導入に必要な要素であると示唆された。

4-2-2 〈電動車椅子は、実際に使用する場面で、安全に使用できるかが大切〉であることについて

電動車椅子に関する使用目的や使用場面、メリット、危険性を理解しただけでは、導入には至らない。伊藤は、病院や施設で使っていた経験を基に処方し、使い勝手の悪い結果となっている車椅子も多々見受けられ、試みに車椅子を実際に使うことの重要性を述べている¹⁵⁾。国立障害者リハビリテーションセンターは、「電動車椅子操作・適合マニュアル」を公開しており、電動車椅子を使用する際は、安全性の確保という付帯条件もつくことから、機種を選んで操作練習をすれば終了といった考えでは不十分であると記載している¹⁶⁾。

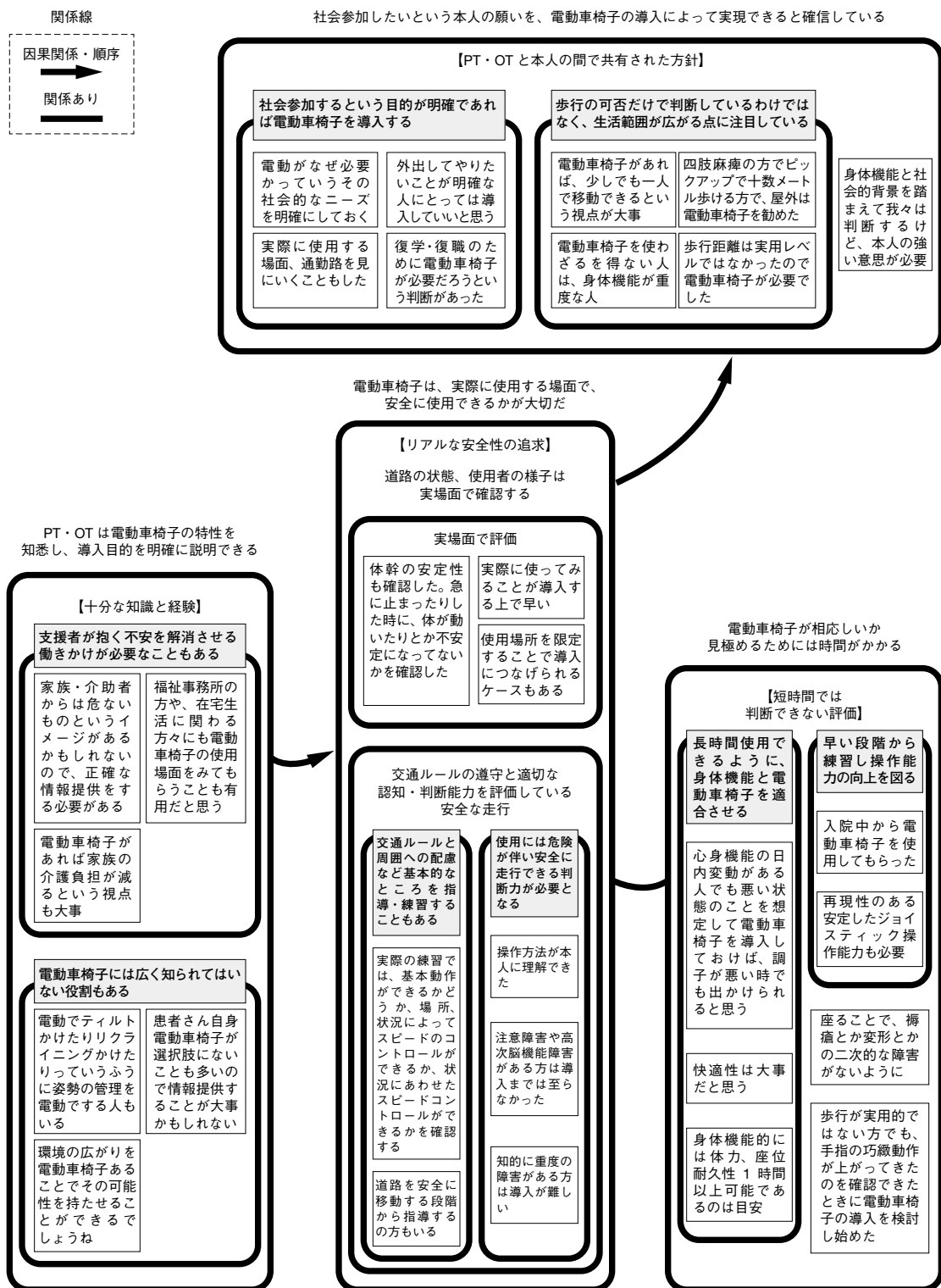


図 2 電動車椅子導入をめぐる PT・OT の思考

表3 最終表札と各グループの文章化

最終表札	各グループの文章化 [†]
PT・OTは電動車椅子の特性を知悉し、導入目的を明確に説明できる	本人及び家族・介護者等の支援者は、電動車椅子について詳しいとは言えない。電動車椅子を導入する目的を明確にし、本人や支援者が抱く不安を解消させる働きかけが必要なものもある。そのため、「患者さん自身電動車椅子が選択肢にないことも多いので情報提供することが大事」であり、「家族・介助者からは危ないものというイメージがあるかもしれないので、正確な情報提供をする必要がある」。また、「電動でティルトかけたりリクライニングかけたりっていうふうな姿勢の管理を電動でする人もいる」ように、姿勢変換を電動車椅子の主たる利用目的とするような、〈広く知られていない役割もある〉。移動及び姿勢変換の介助に関しては、「電動車椅子があれば家族の介護負担が減るという視点も大事」である。 以上より、PT・OTは、電動車椅子の特性を知悉することで、本人や支援者が納得した上で導入の検討を開始することが可能となる。
電動車椅子は、実際に使用する場で、安全に使用できるかが大切だ	電動車椅子を使用する場面は、路面の状況、交通量、傾斜など千差万別であるため、〈道路の状態、使用者の様子は実面で確認する〉ことが必要である。また、電動車椅子の操作性だけでなく、一般的な〈交通ルールの遵守と適切な認知・判断能力を評価する〉。実場面での評価をすることで、安定性、スピードコントロール、操作方法、注意機能、などを確認し【リアルな安全性の追求】が可能となる。
電動車椅子が相応しいか見極めるためには時間がかかる	実場面の評価は、電動車椅子の導入を決める重要な判断材料となるが、【短時間で判断できない評価】が多い。〈長時間の使用ができるように身体機能に電動車椅子を適合させる〉必要があり、具体的には、心身機能に日内変動がある場合にも適応しているかどうか、快適性は保たれているか、褥瘡や変形などの二次障害がないかを判断する。操作性に関しては、「早い段階から練習し操作能力の向上を図る」こともある。
社会参加したいという本人の願いを、電動車椅子の導入によって実現できると確信している	PT・OTは、〈社会参加するという目的が明確であれば電動車椅子を導入する〉と考えており、本人の社会参加、通勤・通学、生活範囲の広がりを実現させると考えている。 ただし、その願いを実現させるには、本人の希望や強い意思が不可欠であり、PT・OTもその本人意思を理解していることが重要である。 PT・OTと車椅子利用者本人との間には、電動車椅子の導入によって本人の願いや意思を実現するという【PT・OTと本人の共通信念】がある。そのためPT・OTは、電動車椅子の導入が本人の望みを実現することを確信している。

† ラベルの内容を「」、グループに付された表札を〈〉、最終表札を端的に表現する概念を【】で示した。文中で取り上げた表札と概念は、それぞれ意味を損なわない範囲で語尾、文末を文脈に合わせて変更した。

さらに、マニュアルには、練習メニューには屋内外の合計21場面の走行練習が示されており、実場面での練習の重要性が述べられている¹⁶⁾。

本研究においても、電動車椅子の導入を検討する際には、【リアルな安全性の追求】が必要不可欠であることが示唆された。

4-2-3 〈電動車椅子が相応しいか見極めるためには時間がかかる〉ことについて

藤井らは、電動車椅子操作に習熟する過程は自動車の運転操作を習得する過程に類似していると述べている¹⁷⁾。その一方で、自動車と異なり、電動車椅子は「操作デバイスに馴染みがない」、「操作入力に対する応答が早く操作が難しい」、「乗り手によっては細かな操作が難しい」といった問題点があると報告している¹⁷⁾。

また、増澤らは、身体に適合していない車椅子に座り方を続けることは、更に変形などが助長され、新たな健康障害を持つことがあると述べている¹⁸⁾。利用者にとっては、1日の大半を電動車椅子上で過ごすことも多く、変形や褥瘡などの二次

障害、さらに快適性も導入する際には、評価する必要性がある。

以上より、電動車椅子の導入を判断する際には、操作デバイスを知ることから始め、操作入力の上達の見極め、さらには、二次障害が生じないかなど、【短時間では判断できない評価】が多く、十分に時間をかけて、電動車椅子の導入を判断する必要性が示唆された。

4-2-4 〈社会参加したいという本人の願いを、電動車椅子の導入によって実現できると確信している〉ことについて

福祉用具専門相談員を対象にした、電動車椅子導入事例に関するインタビュー調査によると、電動車椅子の導入をきっかけとして屋外の移動が可能となり、自立した移動、行動範囲と人的交流の拡大、社会参加を実現したと報告されている¹⁷⁾。さらに、障害児・者および高齢者にとって、電動車椅子の提供は生活の質を向上させることが報告されている^{19,20)}。本研究の結果からも、PT・OTは電動車椅子の導入により、本人の社会参加、通

勤・通学、生活範囲の広がりを実現させると考えていることがわかった。ただし、その願いを実現させるには、本人の希望や強い意思が不可欠であり、PT・OTもその本人意思を理解していることが重要であることも明らかとなった。「電動車椅子操作・適合マニュアル¹⁶⁾」においても、電動車椅子の適合には、なぜ必要なのか、どのように使用されるのか、どこで使われるのかなどの把握が必要であると述べている。また、相談を受けるPT・OTはニーズを傾聴する真摯な姿勢が必要となる²¹⁾。

つまり、PT・OTが車椅子使用者のニーズを十分に把握し、電動車椅子の導入によって本人の願いや意思を実現するという【PT・OTと本人の間で共有された方針】を持つことが電動車椅子導入の出発点となる。PT・OTには、どのように本人の願いを叶えていくか試行錯誤しながら、本人とともに評価や練習を重ねていく姿勢が求められる。

5. 本研究の限界

本研究では、電動車椅子の導入に関わった経験を有するPT・OTを対象とした。そのため、対象者は概ね導入に積極的であり、導入をためらう場面や消極的な判断に至る要因の分析には至っていない。今後は、電動車椅子の導入に関与した経験が乏しいPT・OTを対象に調査を行い、本研究で得られた知見の妥当性や一般化可能性を検証する必要がある。

また、本研究において「電動車椅子導入」は、利用者本人による操作を前提とした電動車椅子全般（普通型、簡易型、ティルト・リクライニング型など）を対象としているが、機種ごとの特性や導入判断の違いについては明確に区別して分析していない。電動車椅子の種類によって、導入における思考過程が異なる可能性もあるため、今後はその点についても比較検討が望まれる。

さらに、電動車椅子導入に関する制度には、介護保険による福祉用具貸与、障害者総合支援法に基づく更生相談所の判定を得た補装具費支給制度による導入、小児領域における療育手帳を介した支援など、複数の枠組みが存在する。本研究では、

制度の違いが導入判断や支援内容に与える影響について詳細には踏み込んでおらず、制度的背景の差異が導入プロセスに及ぼす影響を明らかにすることは今後の課題である。

6. 結論

本研究で調査の対象としたPT・OTは、電動車椅子の豊富な導入経験を有していた。しかし、本研究の結果から、知識と経験だけでは電動車椅子の導入には不十分であり、有識者は実際の場面での評価の重要性を指摘していた。特に、電動車椅子は日常生活での運転操作において難易度の高い操作を要求することが多く、また二次障害予防や快適性の評価には十分な時間をかける必要があることが明らかになった。

経験が少ないPT・OTにおいても、電動車椅子の導入に際しては、時間をかけて実際の使用場面での評価を行うことが求められる。この結果から、PT・OTが電動車椅子導入のプロセスを進める際に、十分な評価と調整を行うための指針が必要であることが示唆された。また、PT・OTは、電動車椅子の導入が利用者の生活の質を向上させることを念頭におき、利用者本人の目標や希望を共有しながら導入を進めることが重要であると考えられる。

本研究の成果としては、特に経験の浅いPT・OTが電動車椅子導入のプロセスを円滑に進められるよう支援するための実務的な知見を提供し、今後の支援体制やPT・OT教育の向上に貢献することが期待される。

7. 利益相反

本研究に関して開示すべき利益相反はない。

引用文献

- 1) 経済産業省, https://healthcare-international.meti.go.jp/search/detail/2370/?utm_source=chatgpt.com (2025/1/27 確認)
- 2) 内閣府, <https://www8.cao.go.jp/shougai/whitepaper/r05hakusho/zenbun/pdf/ref.pdf> (2025/1/27 確認)
- 3) 電動車椅子安全普及協会, <https://www.den-ankyo.org/society/transition.html> (2025/1/27 確認)

- 4) Simpson R, LoPresti E, et al. The potential impact of intelligent power wheelchair use on social participation : perspectives of users, caregivers and clinicians. *Disabil Rehabil Assist Technol*, 9(6) : 493-500, 2014.
- 5) Ottomanelli L, Barnett SD, et al. The effect of an outdoor powered wheelchair on activity and participation in users with stroke. *Disabil Rehabil*, 31(10) : 749-757, 2009.
- 6) 亀ヶ谷忠彦, 池田友紀 : 電動アシスト車椅子の普及における福祉用具貸与・販売事業者の役割と課題に関する質的研究. *車椅子シーティング研究*, 4 : 18-27, 2019.
- 7) 亀ヶ谷忠彦, 澤田篤 : 医療機関における車椅子の供給とシーティング・チーム等の活動の現状と課題に関する質的研究. *車椅子シーティング研究*, 6 : 2-12, 2021.
- 8) 木之瀬隆 : 車椅子シーティング技術と福祉用具総論. 木之瀬隆, 森田智之(編) *シーティング技術のすべて*, 1-7, 医歯薬出版, 東京, 2020.
- 9) 廣瀬秀行 : リハ病院における福祉機器適合システムの提案. *リハ工学カンファレンス講演論文集*, 13 : 85-86, 1998.
- 10) 足立弘美 : 臨床におけるシーティングのアプローチから. *リハビリテーション・エンジニアリング*, 22(1) : 50-51, 2007.
- 11) 寺下貴美 : 第7回質的研究方法論～質的データを科学的に分析するために～. *日本放射線技術学会雑誌*, 67(4) : 143-147, 2011.
- 12) 亀ヶ谷忠彦, 澤田篤 : 介護保険制度下の福祉用具貸与サービスを用いた電動車椅子の導入事例. *車椅子シーティング研究*, 7 : 9-16, 2022.
- 13) 川喜田二郎 : 発想をうながすKJ法. 川喜田二郎, 発想法創造性開発のために, 86, 65-114, 中央公論新社, 東京, 2012.
- 14) 警察庁, https://www.npa.go.jp/bureau/traffic/anzen/e_wheelchair.html (2025/1/27 確認)
- 15) 伊藤利之 : 車いすの交付基準と処方上の問題点. *日本義肢装具学会誌*, 9(2) : 113-119, 1993.
- 16) 国立障害者リハビリテーションセンター, <http://www.rehab.go.jp/whoclbc/rehamanual/> (2025/1/27 確認)
- 17) 藤井文武, 和田憲造 : 乗り手に優しい電動車椅子の実現に関する研究. *日本機械学会論文集*, 66(645) : 1645-1651, 2000.
- 18) 増澤高志, 南繁行 : 電動車いすの現状とその課題. *人間環境学研究*, 8(1) : 45-53, 2010.
- 19) Sachie Uyama, Keiichi Hanaki, et, al. : Current Status of the Utilization of Powered Wheelchair in Preschool Children with Locomotive Disability in Japan, *Phys Ther Res*, 19(1) : 13-23, 2016.
- 20) 溝上章志, 川島英敏, 大森久光 : 高齢化社会においてパーソナルモビリティがQOLに与える影響に関する実証調査. *土木計画学研究*, 68(5) : 141-153, 2012.
- 21) 松本琢磨 : 頸髄損傷など脊椎疾患に対する在宅分野における療法士の必要性. *訪問リハビリテーション*, 5(2) : 107-112, 2015.

Abstract:

Purpose: This study aimed to qualitatively analyse the thought processes of therapists experienced in the introduction of powered wheelchairs to elucidate their actual practices and perspectives.

Methods: Semi-structured interviews were conducted with six therapists who had experience in introducing powered wheelchairs to users. The KJ method was used to analyse the data.

Results: The therapists recognised the importance of using ‘sufficient knowledge and experience’ to ensure safety and to evaluate the effects of prolonged use for the user. Additionally, a ‘shared policy’ to fulfil the users’ desires and intentions was shown to be needed. Therapists emphasised the importance of verifying safety in a user’s practical usage settings. The process of assessing secondary disability prevention and comfort requires time, and a cautious approach to wheelchair introduction is necessary. Although powered wheelchairs potentially can improve users’ quality of life, it is essential to understand and respect each person’s wishes and strong intentions.

Conclusions: This study elucidated that, in addition to professional knowledge and clinical experience, on-site evaluation and the shared understanding of users’ preferences are critical factors in the process of powered wheelchair provision. The insights obtained may serve as practical guidance for less experienced physical and occupational therapists and have potential implications for enhancing future educational programs and support systems related to assistive mobility device implementation.

Key words: powered wheelchair, KJ Method, Thought Process

◎原著

脳卒中者の歩行における反張膝の定量的評価に関する試み

A Pilot Study on the Quantitative Assessment of knee recurvatum During Gait in Stroke Patients

小田桐 伶¹⁾, 金子 純一郎²⁾, 浅見 正人²⁾, 吉田 英樹³⁾

要 旨

反張膝の定量的評価法として、麻痺側下腿にジャイロセンサを取り付け、角速度を計算する計測法を検討した。対象は介助なしで歩行が可能な脳卒中片麻痺患者 12 名とした。方法は、歩行中得られた立脚期における角速度波形の極大値と極小値の差を反張膝の指標とし、**Gait Assessment and Intervention Tool** の 13 項目 (C) にて 0～1 点の者を反張膝なし群、2～3 点の者を反張膝あり群とし、差の検定を行った。また、10 m 歩行テストを 2 回実施した際の反張膝の指標の検者内信頼性を確認するため、級内相関係数と測定標準誤差を算出した。その結果、2 群間で反張膝の指標に有意な差を認め、級内相関係数は 0.86、95% 信頼区間は 0.61–0.96、SEM は $8.54^{\circ}/s$ であった。この手法は検査結果にばらつきが見られるものの、臨床現場での客観的かつ再現性のある評価法として活用できる可能性が示唆された。

キーワード：脳卒中、反張膝、ジャイロセンサ

1. はじめに (序論、緒言)

脳卒中による片麻痺症状は特異的な歩行パターンを引き起こす要因である¹⁾。この正常から逸脱した歩行パターンは、麻痺側下肢筋の筋出力低下や筋緊張異常¹⁾、各筋の筋出力のアンバランス²⁾、アライメント不良³⁾などにより引き起こされる。歩行パターンは歩行速度と強い関連があり⁴⁾、歩行速度が低下している者ほど立脚期の膝関節の動きに異常を呈しており、De Quervain らは **Extension thrust pattern**, **Stiff knee pattern**, **Buckling knee pattern** と呼ばれるパターンに分類した⁵⁾。いずれも立脚期における **Double knee action** の異常である。**Extension thrust pattern** は踵接地直後に膝が過伸展する歩容であるが、踵接地後に一度

膝が屈曲した後に急速に膝が過伸展する歩容は反張膝と臨床場面では判断されており、De Quervain らの分類に加え **recurvatum knee** (反張膝) や **back knee** などと括られている^{6,7)}。反張膝は立脚期における膝関節の制御が不良であることが多く、歩行効率が悪く⁸⁾、膝関節変形や膝関節痛を引き起こすリスクがあるため⁹⁾、理学療法介入により改善が求められる歩行パターンである。この異常歩行を定量的に評価する方法は 3 次元動作解析にて関節角度や関節トルクを測定する方法などであるが¹⁰⁾、高額な機器であることに加え測定準備に時間を要する。そのため、臨床では特定の評価バッテリーを用いることも少なく、目視によって歩行観察する方法がとられることが多い。目視

1)：目白大学

2)：日本保健医療大学

3)：弘前大学

投稿日：2025 年 2 月 17 日 採択決定日：2025 年 7 月 17 日 公開日：2025 年 9 月 30 日

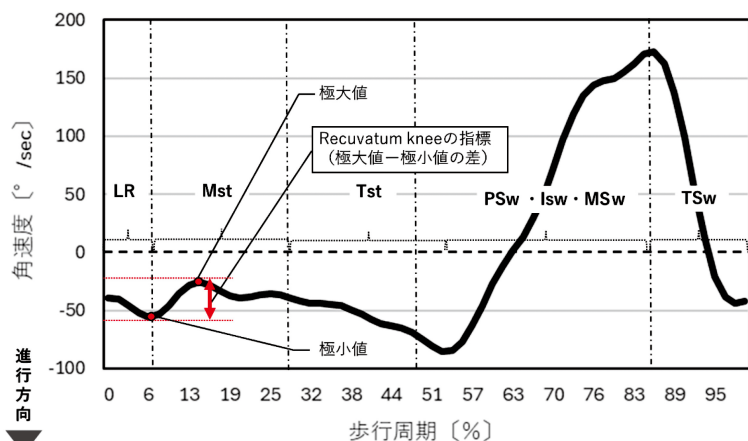


図1 健康者における腓骨頭付近の角速度変化と反張膝の定量化のための算出値

LR: 荷重応答期、Mst: 立脚中期、Tst: 立脚終期、PSw: 前遊脚期、lsw: 遊脚初期、MSw: 遊脚中期、TSw: 遊脚終期

による歩行観察では検査者の主観が入りやすいため、より定量的に評価する方法を調査することには意義がある。そこで我々は、より安易で簡便に評価するために、ジャイロセンサ併用加速度計を麻痺側腓骨頭に取り付け、立脚期の下腿が回転する角速度から、立脚期における Double knee action を定量的に評価することができるのではないかと考えた。図1は健康者を対象とした予備実験における1歩行周期の角速度変化である。荷重応答期付近を中心に谷型の波形ができた後に小さな山形の波形が生じるため、この波形の極大値と極小値の差から、膝が急激に過伸展する歩行パターンを定量評価できるのではないと思われる。本研究では荷重応答期における角速度波形の極大値と極小値の差が、Gait Assessment and Intervention Tool の13項目(C)の、立脚期の膝関節の評価と合致するのかが検討し、測定法の検者内信頼性を確認することとした。

2. 対象および方法

対象は脳卒中片麻痺患者12名(年齢: 66 ± 9.2 歳、身長: 162.7 ± 10.3 cm、体重: 55 ± 9.2 kg、性別: 男11名、女1名、脳梗塞6名、脳出血6名)とした。対象者の条件は、歩行に介助を必要としない者、著明な高次脳機能障害及び整形外科的疾患がない者、研究参加の同意が得られた者とした。

方法は対象者に最大10m歩行テストを2回実施した。杖や短下肢装具(以下、AFO)などの歩行補助具は、リハビリテーション場面や日常で対象者が頻回に使用している場合には使用してテストを行った。T字杖を使用している者は8名、AFOを使用している者は12名であった。AFOは、Gait solution 継手付きAFO(以下、GS-AFO)使用者が9名、Remodeled Adjustable Posterior Strut AFO(以下、RAPS-AFO)使用者が3名であった。テストの際、膝が急激に後退する角速度変化を確認するために、「ジャイロ併用型加速度計(マイクロストーン株式会社、6軸モーションセンサー MP-M6-06/2000C)」を麻痺側腓骨頭に取り付け、上下方向の測定方向を下腿長軸(腓骨頭と外果を結ぶ軸)に合うよう固定した(図2参照)。固定方法はジャイロ併用型加速度計に皮膚用両面テープを張り付け、腓骨頭に固定した後さらに上からサージカルテープで固定した。ジャイロ併用型加速度計のサンプリング周波数は100 Hzとし、歩行開始から5回目の麻痺側踵接地から6回目の麻痺側踵接地までの1ストライドを1歩行周期とし、5歩行周期分のデータを用いた。踵接地の同定は先行研究を参考に¹¹⁾、上方向の加速度が大きく上昇した時点とした。各時系列における角速度変化をグラフによって目視にて確認できるようにすることに加え、「Excel(2016、日本マイクロソフト株式会



図2 加速度計の設置位置

社)」による高速フーリエ変換を利用したフィルタ処理を行うため、1歩行周期を全て64個データ数に変換し、はじめの踵接地が0%～次点の踵接地が100%になるよう標準化した。高速フーリエ変換後、トレンド成分とその他のノイズを除去するためローパスフィルター(1～9 Hz)を用いた後に逆フーリエ変換した。得られた5歩行周期の平均値をとったものを対象者の平均的な1歩行周期とした。得られたデータのグラフが、立脚初期～中期で波形が谷と山を描いていることを確認し、立脚初期(歩行周期2～10%)の波形の極小値と、立脚初期～中期(歩行周期10～16%)の波形の極大値との差を、反張膝の指標として算出した(図1参照)。最大10 m歩行テスト中の矢状面像は、「デジタルカメラ(ソニーグループ株式会社、サイバershott DSC-W530)」の動画撮影モードにて撮影した。カメラは高さ110 cmの三脚の上に置き、歩行路から3 m離れた地点に設置した。通常の見視による歩行観察よりも、さらに検査精度を向上させる目的で、先行研究を参考にスローモーション再生機能を利用することに加え、複数回撮影動画を確認しながら¹²⁾、臨床経験10年以上の理学療法士2名がGait Assessment and Intervention Toolの13項目(C)にて評価し、0～1点の者を反張膝なし群、2～3点の者を反張膝あり群の2群

に分類した¹³⁾。反張膝あり群が5名、反張膝なし群が7名に分類されたため、「G power(3.1.9.4、ハインリッヒ・ハイネ大学)」を使用し、1標本5名、2標本7人で α error = 0.05、 β error = 20%で両側検定を行った際、両群の差が効果量 $d = 1.83$ 以上大きく離れると有意差を認めることを確認した。統計解析は「Windows版のR4.4.2(CRAN、freeware)」を使用した。両群間に選択バイアスがないか確認するため、年齢、性別、身長、体重、Fugl meyer assessment scale 下肢項目、表在・深部感覚テスト、10 m歩行テストについて、両群の正規性と等分散性を検定し、前提を満たす場合には2標本t検定、満たさない場合にはMann-WhitneyのU検定を用いて群間比較を行った。その後、反張膝の指標について、正規性を確認した後に2標本t検定を行った。有意水準は5%とした。反張膝の指標の検者内信頼性に関しては、最大歩行テストの1回目と2回目から測定値を算出し、母集団が正規分布に従うと仮定し、級内相関係数ICC(1,1)および、測定の標準誤差(以下、SEM)によって確認した。SEMは標準偏差 $\times (1 - \text{級内相関係数}) \div 2$ にて算出した。級内相関係数のサンプルサイズはG powerを使用し、効果量 $p = 0.7$ 、 $\alpha = 0.05$ 、 $\beta = 0.2$ で両側検定を行った際11名のサンプルサイズが必要であることを確認した。倫理的配慮に関して、対象者の個人情報の保護には十分留意し、対象者には本研究に関する説明を、口頭と書面の両方で実施し、同意を得た後に行われた。本研究は、弘前脳卒中・リハビリテーションセンター倫理委員会の承認を受けた(承認番号：16A012)。

3. 結果 (成績)

両群間において年齢、性別、身長、体重、Fugl meyer assessment scale 下肢項目、表在・深部感覚テスト、歩行速度、歩数には有意差を認めなかった(表1参照)。反張膝あり群では反張膝の指標の平均 $\pm$ 標準偏差が $60.2 \pm 16.2^\circ/\text{s}$ で、反張膝なし群では $27.3 \pm 10.6^\circ/\text{s}$ であり有意差を認めた。反張膝の指標の級内相関係数は0.86、95%信頼区間は0.61～0.96、SEMは $8.54^\circ/\text{s}$ であった。

表 1 両群の基本属性と身体機能、両群の差の検定

	反張膝あり群 (5 名)	反張膝なし群 (7 名)	p-value
反張膝の指標 ($^{\circ}/s$)	60.2 $\pm$ 16.2	27.3 $\pm$ 10.6	p > 0.05
歩行速度 (m/s)	0.7 $\pm$ 0.2	0.8 $\pm$ 0.4	n.s.
歩数 (歩)	21.6 $\pm$ 5.2	21.3 $\pm$ 4.3	n.s.
年齢 (歳)	67.0 $\pm$ 10.2	65.3 $\pm$ 7.9	n.s.
性別	男 5 名	男 6 名、女 1 名	n.s.
身長 (cm)	163.8 $\pm$ 6.4	161.9 $\pm$ 11.5	n.s.
体重 (kg)	58.6 $\pm$ 11.4	52.5 $\pm$ 5.7	n.s.
FMA 下肢項目	21.0 $\pm$ 3.5	23.3 $\pm$ 4.7	n.s.
表在感覚	軽度鈍麻 3 名、重度鈍麻 1 名、精査困難 1 名	正常 2 名、軽度鈍麻 3 名、中等度鈍麻 2 名	n.s.
深部感覚	軽度鈍麻 3 名、重度鈍麻 1 名、精査困難 1 名	正常 3 名、軽度鈍麻 2 名、中等度鈍麻 2 名	n.s.

FMA : Fugl meyer assessment scale

※平均値 $\pm$ 標準偏差

4. 考察 (分析)

本研究より、スロー動画再生を複数回観察して行った G.A.I.T に基づく評価による反張膝の有無と、立脚期における矢状面での角速度変化に有意差を認めた。G power において $d = 1.83$ 以上大きく離れると有意差を認めることを確認しているため、2 群間における測定値は大きく離れており、立脚初期～中期での膝関節が急速に伸展する動きを、ジャイロセンサを用いることである程度定量的に評価することが可能と思われる。また、2 回の測定における級内相関係数は 0.86 であり、Landis らは級内相関係数が 0.8 ~ 1.0 である場合ほぼ完全一致としていることから¹⁴⁾、検者内信頼性は高いと思われる。しかし、SEM は 8.54 と大きく、検査時に測定値にばらつきが生じやすいと思われる。測定値にばらつきが生じる要因について、健康者の歩行においても荷重応答期における下肢運動はある程度の冗長性を有しており¹⁵⁾、全ての歩

行周期において同様の下肢の運動を行っているとは考えられにくいことが挙げられる。特に、歩行の学習が習熟していない脳卒中片麻痺患者においては測定値にばらつきが生じやすいと思われる¹⁶⁾。図 3 は対象者の歩行周期を五つ示した図であるが、各々で加速度波形に変動が生じていることが分かる。それ以外に、図 4 は歩行速度が遅い対象者 A と歩行速度が速い対象者 B の歩行周期を表したグラフであるが、歩行速度の速い対象者 B の方が荷重応答期以降に角速度が上昇と低下を繰り返していることがわかる。これは素早い歩行で急速に下腿が前に動いた後に制動されると、下腿自体が前後方向に動揺するか、皮膚上で慣性センサが前後方向に動揺している可能性が考えられる¹¹⁾。そのため、センサの固定方法やノイズの処理方法などを再検討する必要があると思われる。それ以外に、トレンド成分を除去することで初速度の影響を排除しているものの、Ankle locker 機構による下腿の前傾などの角速度成分は周期的な成分であることが予想され、低周波成分として測定値に含まれている可能性がある。歩行速度の速い対象者 B は荷重応答期以降も進行方向に対する角速度成分を有しており、反張膝の指標に影響を与えている可能性がある。そのため、サンプルサイズを増やし、必要があれば歩行速度で正規化することを検討する必要がある。反張膝の指標の外的妥当性に関して、本研究では歩行能力が監視歩行以上とし、日常的に AFO を使用している場合は AFO を使用する設定であった。本研究の対

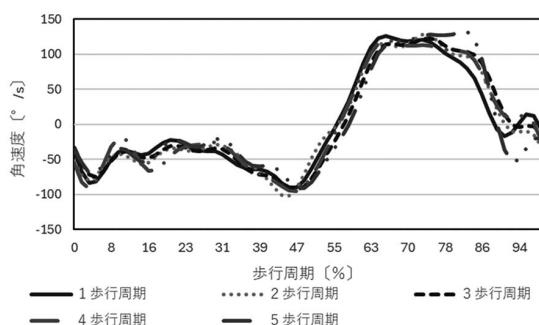


図 3 歩行周期のばらつきについて

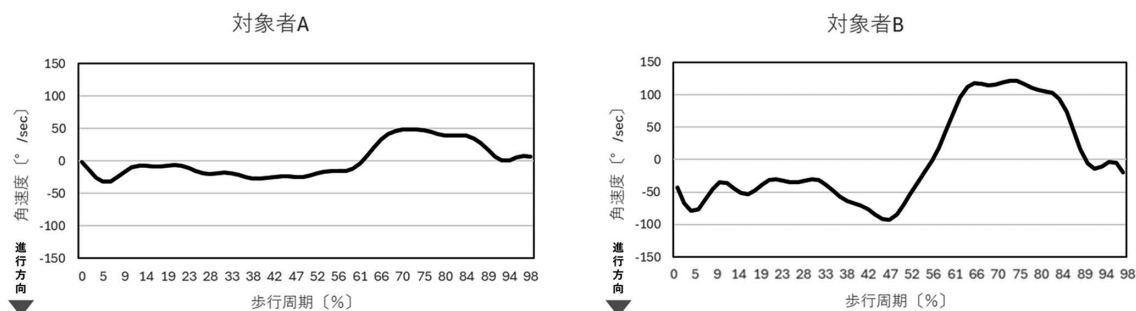


図 4 歩行速度が遅い対象者 A と歩行速度が速い対象者 B の歩行周期

対象者は GS-AFO あるいは RAPS-AFO を使用しており、本人の能力に合わせて個別に調整されていた。GS-AFO は背屈遊動と底屈制動、RAPS-AFO は任意の範囲で背屈制動と底屈制動がなされていたため、AFO なしの歩行と比べると、加速度データの波形の変動が小さくなった可能性がある。今後は、装具なしでの歩行や、介助が必要な者に対して評価可能であるのかについては明らかにしていく必要がある。また、著明な Extension thrust pattern や Buckling knee pattern を呈している者は対象者に含まれていなかったため、反張膝以外の歩行パターンの際に測定値が変化するかについては検討できていない。例えば、強く足を踏みつけて歩いた場合、下腿が急速に前に移動するため測定値が高くなってしまふ可能性がある。また、反張膝を起こしていなくても、Buckling knee pattern のように膝屈曲位の中で下腿が急速に前後に動いた場合も測定値が高くなる可能性がある。これは観測データが一つの加速度計からしか行っていないために生じる問題である。そのため、大腿部と下腿部に装着したジャイロセンサの出力から相対的な回転角度を算出し、それを膝関節角度として推定方法や、歩行観察と合わせてパターン分類した後に、数値を割り出すなどの新たなデータ収集手段が必要である。今後の展望について、加速度計測地点を 2 点以上にすること、サンプルサイズを増やすことや、より歩行レベルの低い者を対象に評価を実施することに加え、クラスター分析によって加速度波形の特徴を調査することが必要である。

5. 結論

反張膝の定量的評価法として、麻痺側下腿にジャイロセンサを取り付け、角速度を計算する計測法を検討した。その結果、角速度波形の極大値と極小値の差を指標とすることで、スロー動画再生を複数回観察して行った G.A.I.T に基づく評価と一致することが示された。この手法は検査結果にばらつきが見られるものの、臨床現場での客観的かつ再現性のある評価法として活用できる可能性が示唆された。本研究で得られた知見は、脳卒中片麻痺患者の歩行パターン評価に新たなアプローチを提供し、リハビリテーションにおける介入効果の定量的な評価に寄与する可能性がある。

6. 利益相反

開示すべき利益相反はない。

7. 謝辞 (Acknowledgments)

研究の実施にあたり、一般財団法人黎明郷弘前脳卒中・リハビリテーションセンターの山本賢雅先生をはじめとするスタッフの皆様には心より感謝いたします。

文献

- 1) Vardaxis VG, Allard P, et al. : Classification of able-bodied gait using 3-D muscle powers. Human movement science. 1998 ; 17 : 121-136.
- 2) Knutsson E, Richards C : Different types of disturbed motor control in gait of hemiparetic patients. Brain. a journal of neurology. 1979 ; 102 : 405-430.

- 3) Kobayashi T, Orendurff MS, et al. : The effects of alignment of an articulated ankle-foot orthosis on lower limb joint kinematics and kinetics during gait in individuals post-stroke. *Journal of biomechanics*. 2019 ; 83 : 57–64.
- 4) Mulroy S, Gronley JA, et al. : Use of cluster analysis for gait pattern classification of patients in the early and late recovery phases following stroke. *Gait & posture*. 2003 ; 18 : 114–125.
- 5) Quervain IAK De, Simon SR, et al. : Gait pattern in the early recovery period after stroke. *JBJS*. 1996 ; 78 : 1506–14.
- 6) Yngve DA : Recurvatum of the knee in cerebral palsy : A review. *Cureus*. 2021 ; 13 : e14408. doi:10.7759/cureus.14408.
- 7) 有馬奈穂, 安藤将孝, 他 : Extension thrust patternとRecurvatum knee patternを有する脳卒中片麻痺患者の歩容改善に対する課題指向型アプローチの有効性について. *大分県理学療法学会*. 2020 ; 15 : 20–26.
- 8) Tani Y, Otaka Y, et al. : Prevalence of genu recurvatum during walking and associated knee pain in chronic hemiplegic stroke patients : a preliminary survey. *Journal of Stroke and Cerebrovascular Diseases*. 2016 ; 25 : 1153–1157.
- 9) Sutherland DH, Davids JR. Common gait abnormalities of the knee in cerebral palsy : *Clinical Orthopaedics and Related Research* (1976–2007). 1993 ; 288 : 139–147.
- 10) Kwon JW, Son SM, et al. : Changes of kinematic parameters of lower extremities with gait speed : a 3D motion analysis study. *Journal of Physical Therapy Science*. 2015 ; 27 : 477–479.
- 11) Kavanagh JJ, Menz HB. Accelerometry : a technique for quantifying movement patterns during walking. *Gait & posture*. 2008 ; 28 : 1–15.
- 12) Arya KN, Pandian S, et al. : Post-stroke Visual Gait Measure for Developing Countries: A Reliability and Validity Study. *Neurol India*. 2019 ; 67 : 1033–1040.
- 13) Daly, Janis J, et al. : Update on an observational, clinically useful gait coordination measure: The gait assessment and intervention tool (gait). *Brain Sciences*. 2022 ; 12, 8 : 1104.
- 14) Landis JR, Koch GG : The measurement of observer agreement for categorical data. *Biometrics*. 1977 ; 33 : 159–174.
- 15) 田川善彦, 山下忠 : 2足歩行の開始特性の可操作性による解析. *日本機械学会論文集 C 編*. 1990 ; 56 : 1444–1448.
- 16) 宍戸健一郎, 田中聡, 他 : 脳卒中片麻痺患者の方向転換課題における歩行特性—加速度計を用いた解析—. *理学療法科学*. 2018 ; 33 : 229–234.

Abstract:

A novel quantitative evaluation method for accessing knee recurvatum in hemiplegic stroke patients was investigated. This method involved attaching a gyro sensor to the paralyzed lower leg to calculate the angular velocity during gait. Twelve stroke patients who could walk independently participated in the study. The recurvatum knee index was calculated by subtracting the minimum angular velocity value from maximum value during the stance phase of walking. Two physical therapists visually classified participants into the recurvatum and non-recurvatum knee groups, and a test for differences between the two groups was performed. In addition, the intraclass correlation coefficient and standard error of measurement were calculated to confirm the intra-examiner reliability of the index of recurvatum knee when the 10 m walking test was performed twice. As a result, a significant difference was found in the index of the recurvatum knee, with an intraclass correlation coefficient of 0.86, 95% confidence interval of 0.61 – 0.96, and SEM of 8.54°/s. Although the index of the recurvatum knee was variable, this method demonstrated potential as an objective and reproducible evaluation method in clinical settings. These findings provide a new approach for quantitatively evaluating the gait patterns of hemiplegic stroke patients and may contribute to the objective evaluation of rehabilitation interventions.

Key words: Recurvatum knee, gyro sensor, stroke

◎原著

高齢者向け VR エクサゲーム設計に向けた 上肢挙上動作特性の検証 余剰距離を考慮した Fitts の法則の適用

Upper-Limb Movement Characteristics for Designing VR Exergames for Older Adults:
Application of Fitts' Law Considering Surplus Distance

正田千宙¹⁾, 宮崎敦子¹⁾, 大伏仙泰¹⁾, 佐々木智也²⁾, 森隼人³⁾, 奥山卓¹⁾, 檜山敦⁴⁾

要 旨

本研究は、高齢者のための VR エクサゲーム設計を目的とし、Fitts の法則に基づいて上肢挙上動作特性を検証した。VR 環境内でのポインティングタスクにおいて、ターゲットが表示されてから参加者がトリガーボタンを押すまでの動作時間を測定したが、バーチャルハンドの当たり判定（コライダー）の位置が指の根元にあったため、高齢者で Fitts モデルへ十分に適合しなかった。この課題に対し、ターゲット半径に余剰距離（0.05 m）を加えて動作終了の基準を再定義した結果、高齢者の Fitts モデルへの適合度が改善し、より正確な動作時間の評価が可能となった。その結果、高齢者の動作時間は若年者の約 2 倍であることが明らかとなり、特に頭上方向のターゲットで顕著な遅延が認められた。これらの結果は、高齢者の筋力や運動制御能力低下を考慮した VR エクサゲーム設計や効率的なリハビリテーションプログラム開発に貢献すると期待される。

キーワード：エクサゲーム、バーチャルリアリティー、Fitts の法則、上肢挙上動作、運動機能評価

1. はじめに

日本は現在、65 歳以上の人口が全人口の 30% に差し掛かる超高齢社会である。超高齢社会では、高齢者自身による身体機能および認知機能の維持が求められており、特に日常生活動作 (ADL) の自立を維持するために、上肢機能の維持・改善が重要である¹⁾。先行研究によれば、定期的な運動は認知機能の向上や生活の質 (QOL) の改善に寄与することが報告されているが²⁾、継続的に運動習

慣を持つ高齢者の割合は低く³⁾、若年者に比べて座位行動が多く活動量が減少している傾向にある⁴⁾。このため、楽しみながら運動へのモチベーションを維持するプログラムの開発が急務である。

近年、エクササイズとゲーム要素を組み合わせたエクサゲームが高齢者の運動継続性を高める有望な方法として注目されている^{5,6)}。特にバーチャルリアリティー (VR) (仮想現実) 技術は高い没入

1)：東京大学 先端科学技術研究センター身体情報学分野

2)：東京理科大学 先進工学部機能デザイン工学科

3)：有限会社スーパーリハ

4)：一橋大学 大学院ソーシャル・データサイエンス研究科

投稿日：2025 年 6 月 1 日 採択決定日：2025 年 7 月 25 日 公開日：2025 年 9 月 30 日

感を提供し、個人の能力に応じて柔軟に難易度を調節可能であるという利点を持つことから、運動のみならず高齢者の身体機能評価および認知トレーニングにおいても活用が期待されている^{7,8)}。

しかし、高齢者は若年者と比較して運動制御能力や筋力が低下しており、単純に手を伸ばすような簡単な動作であっても、その動作時間は若年者よりも26～69%程度長いことが明らかになっている⁹⁾。さらに高齢者は運動能力や身体機能において個人差が大きく¹⁰⁾、認知機能や筋肉量が低下している場合、VRを用いたエクサゲームを実施できるかどうか不明確である。高齢者を対象としたVR環境での動作分析や、適切な難易度設定についてはまだ十分に検討されていない。特にVRを用いたエクサゲームでは若年者向けの難易度設定が適切でない可能性があるため、高齢者に適した難易度設定の方法が求められている。

Fittsの法則は、対象物までの距離や対象物の大きさをを用いて動作所要時間を予測するモデルである。数式は $MT = a + b \times ID$ (MT : 動作時間、 ID : 難易度指標、 $a \cdot b$: 定数)で表され、 ID は一般的に $ID = \log_2(D/W + 1)$ (D : 距離、 W : ターゲット幅)で定義される¹¹⁾。このモデルは医学分野、特にリハビリテーション領域では患者の運動機能評価や訓練プログラム設計の基礎理論として広く活用されている。近年では、VRなどの先端技術と組み合わせた研究も進められており¹²⁾、特に3次元空間におけるFittsの法則¹³⁾の応用は、高齢者の上肢動作を客観的に評価し、安全かつ効果的なリハビリテーションの実施に寄与すると期待されている。

本研究では、高齢者と若年者のVR環境での上肢挙上動作を伴うポインティングタスクを実施し、その目的はFittsの法則に基づく動作時間特性の比率関係を明らかにすることである。これにより、若年者のデータを基に高齢者の動作時間を推定する基礎的知見を得ることで、高齢者を対象とする実験の頻度を減らし、身体的・精神的負担を軽減しながら効率的なVRエクサゲーム開発を可能にすることを目指した。特にVR環境を用いたエクサゲーム開発では多くの試行錯誤が必要となるため、若年者データから高齢者のパフォーマンス

スを推定できる関係性の解明は臨床的に重要な意義を持つ。

2. 対象および方法

2-1 対象

本研究の対象者は、高齢者6名(平均年齢77.7 ± 5.65歳・全員女性)と若年者11名(平均年齢24.1 ± 2.07歳・男性8名および女性3名)であった。高齢者に対しては、属性を確認するためにMini-Mental State Examination (MMSE-J)¹⁴⁾、Montreal Cognitive Assessment (MoCA)¹⁵⁾による認知機能評価、および筋肉量評価として四肢骨格筋量指数(SMI)¹⁶⁾を測定した。

2-2 倫理的配慮

本研究は、東京大学倫理審査専門委員会の承認を得て実施した(審査番号: 23-258)。全ての参加者には研究の目的・内容・リスクについて十分に説明を行い、書面による同意を得た。実験中は安全を確保するため、実施者が常に参加者の近くで待機した。また安全性の配慮とし、VR酔い(サイバー酔い)の予防と早期発見のため、実験開始前に参加者にVR酔いの症状(めまい、吐き気、頭痛等)について説明し、不快感がある場合は直ちに申告するよう指示した。また、各ターゲットサイズ条件の測定間には十分な休憩時間を設け、参加者の体調を確認した。実験中は実施者が常に参加者の様子のモニタリングを行った。なお、本研究では全参加者が実験を完遂し、VR酔いによる中断や体調不良の訴えはなかった。

2-3 実験装置と環境

Meta社製のヘッドマウントディスプレイ(HMD) (Meta Quest 2)を使用し、VRアプリケーションはUnityで開発した。参加者は座位でHMDを装着し、両手に専用コントローラを持ってポインティングタスクを行った(図1)。

2-4 ポインティングタスクの手順

ポインティングタスクは、Fittsの法則に基づき、円状に配置したターゲットを順番に選択していくもので、上肢の挙上動作を伴った。ターゲッ



図 1 実験中の高齢者の様子

VR 環境下でのポインティングタスク実施時の高齢者参加者。参加者は HMD を装着し、両手でコントローラを持ち、空間内のターゲットを指差している。実験は四つの位置条件（利き手前方・非利き手前方・利き手頭上・非利き手頭上）で実施された。

トは、各参加者の腕の長さに応じて大きさが調整され、腕の長さが 0.5 m の場合に手のひらの大きさに相当する 0.1 m を基準として、1 倍・1.3 倍・0.7 倍の 3 段階にサイズを変化させた。これにより、腕の長さの個人差によってターゲットの見え方が変わることを防いだ。

ターゲットは、各円の中心を右側肩の高さ・左側肩の高さ・右側頭上・左側頭上の四つの位置に順次設定した。ターゲットは中心位置ごとに、右向きを 0° として反時計回りに $0^\circ \cdot 180^\circ \cdot 45^\circ \cdot 225^\circ \cdot 90^\circ \cdot 270^\circ \cdot 135^\circ \cdot 315^\circ$ の順に連続して表示した。この順序はターゲット間の移動距離を保ち、かつ方向を毎回大きく変化させ、特定の方向への偏りを防ぐことを目的に設定した。

実験開始時には、参加者の利き手と最大前方挙上角度の情報を取得した。特に高齢者に関しては、前方挙上角度が日本整形外科学会の定める参考可動域 (180°)¹⁷⁾ 未満の可能性があるため、理学療法士がゴニオメータを用いて自動最大前方挙上角度を計測した。その角度を VR アプリケーションに入力し、頭上位置にターゲットを設定する際には、最大前方挙上角度に合わせてターゲット位置を調

整し、確実に参加者がターゲットに到達可能であることを確認した。

ポインティング動作は、ターゲットが新たに表示されてからコントローラでターゲットに触れ（ターゲットは赤色に変化）、その後トリガーボタンを押すとターゲットが青色に変化してタスクが完了した。参加者がタスクに慣れた状態で測定するため、ターゲットサイズごとに 2 周行い、分析には 2 周目のデータのみを使用した。

2-5 動作時間の定義とデータ解析

本研究では動作時間を二つの方法で定義した。まず、ターゲットが新たに表示されてから参加者がトリガーボタンを押すまでの時間を動作時間として計測した。しかし、この方法ではターゲットに触れていてもハンドアバタのコライダー（当たり判定）が指の根元付近に設定されていたため、高齢者の場合はターゲットを正確に選択するのが難しく、動作時間の正確な計測が困難だった。

そのため、ターゲットへの到達判定基準を再検討し、余剰距離を指標として導入した。余剰距離とは、ターゲット中心からの距離においてターゲットの物理的な半径に追加で許容する距離のことである。最適な余剰距離を決定するため、複数の余剰距離 ($0.15 \text{ m} \cdot 0.1 \text{ m} \cdot 0.05 \text{ m} \cdot 0 \text{ m}$) を設定し、それぞれの条件での Fitts の法則への適合度 (R^2) を検証した。コントローラの中心とターゲットの中心との距離が「ターゲット半径 + 余剰距離」以内に入った時点を動作終了とした場合の動作時間を算出し、Murata と Iwase の式および Cha と Myung の式に対するフィッティングを行った。各余剰距離での R^2 値と実際のターゲット選択の観察結果を総合的に評価し、本研究の分析に最適な余剰距離を決定した。この基準により、ターゲットに近づくまでの純粋な挙上動作の時間をより正確に測定できる。

得られたデータについては、動作時間とターゲットの位置やサイズに基づく難易度 (ID) との関係进行分析した。分析に際しては、データ内の外れ値（四分位範囲の 1.5 倍以上の外れ）を除去した後、各区分 (ID を 0.2 ずつ区切った) に動作時間と ID の平均値を用いて代表値とし、各 Fitts の法則

モデルへの適合度を評価した。

2-6 Fittsの法則の適用と若年者から高齢者の動作時間予測手法

ポインティング動作の所要時間(MT)と難易度(ID)の関係を分析するため、3次元空間において広く用いられている以下の二つのFittsの法則モデルを使用した。

MurataとIwaseの式¹³⁾：

$$MT = a + b \times ID$$

$$ID = \log_2(D/W + 1) + c \times \log_2(\theta/90 + 1)$$

ここで、 MT は動作時間、 D はターゲットまでの距離、 W はターゲットの幅、 θ は移動方向の角度(度)、 a 、 b 、 c は実験的に決定される定数である。

ChaとMyungの式¹⁸⁾：

$$MT = a + b \times ID$$

$$ID = \log_2(D/W + 1) + c \times \log_2(\alpha + 1) + d \times \log_2(\beta/W + 1)$$

ここで、 α は仰角(度)、 β は($D^2 + W^2 + F^2 - 2DW \cos(\alpha)$)^(1/2)、 F はカーソルサイズを表す。 F 値として、コントローラ側のコライダーサイズである0.052 mを用いた。

MurataとIwaseの式は、ターゲットまでの距離・ターゲットのサイズ・およびターゲットの方位角を考慮している。これらの要素に加え、ChaとMyungの式はターゲットへの挙上動作に関係する仰角の影響も含めているため、特に上肢挙上動作を伴うポインティングタスクに適している可能性がある。

両モデルの適合度を評価するため、参加者ごとに動作時間(MT)を難易度(ID)に対して回帰分析を行い、各モデルの決定係数(R^2)を算出した。決定係数は0から1の範囲で、値が1に近いほどモデルの適合度が高いことを示す。参加者群(高齢者・若年者)およびターゲット位置別に分析し、それぞれのモデルの適合性を検討した。

若年者から高齢者の所要時間を予測するため

に、高齢者と若年者それぞれの動作時間データから回帰式のパラメータを算出し、両者の所要時間の比率関係を検討した。これにより、若年者の測定値から高齢者の所要時間を推定する可能性を検討した。

3. 結果

本研究の参加者は、高齢者6名(全員女性)と若年者11名(男性8名・女性3名)であった。高齢者の認知機能評価の結果は、MMSEが平均26.2 ± 2.71点・MoCAが平均26.5 ± 2.26点であった。これらの数値はカットオフ値(MMSE：24点・MoCA：26点)により、一部の参加者に認知機能低下や軽度認知障害(MCI)が認められることを示している。また、筋肉量評価として四肢骨格筋量指数(SMI)の平均は5.62 ± 0.65 kg/m²であり、一部の参加者はサルコペニアの診断基準(女性：SMI値5.7 kg/m²未満)に該当しており¹⁹⁾、全体的に筋肉量の低下がみられるグループであった。また、利き手最大握力は平均18.88 ± 1.71 kgであり、半数の参加者はサルコペニアの診断基準(女性：握力値18 kg未満)に該当しており、筋力の面からもサルコペニアのリスクを示しており、筋肉量の低下と一致する結果であった。

3-1 Fittsの法則への適合度

高齢者と若年者それぞれについて、各位置(利き手前方・非利き手前方・利き手頭上・非利き手頭上)でのFittsの法則への適合度(R^2)を示す(表1)。高齢者のMurataとIwaseの式に対する R^2 は、利き手前方位置で0.20、非利き手前方位置で0.08、利き手頭上位置で0.59、非利き手頭上位置で0.81であった。一方、ChaとMyungの式に対する R^2 は、利き手前方位置で0.39・非利き手前方位置で0.79・利き手頭上位置で0.75・非利き手頭上位置で0.93であり、MurataとIwaseの式より安定した適合度を示した。若年者のMurataとIwaseの式に対する R^2 は、利き手前方位置で0.29・非利き手前方位置で0.90・利き手頭上位置で0.84・非利き手頭上位置で0.87であった。ChaとMyungの式に対する R^2 は、利き手前方位置で0.71・非利き手前方位置で0.89・利き手頭上位置

表 1 高齢者と若年者における各位置での Fitts の法則への適合度 (R^2)

位置	高齢者		若年者	
	Murata & Iwase	Cha & Myung	Murata & Iwase	Cha & Myung
利き手前方	0.20	0.39	0.29	0.71
非利き手前方	0.08	0.79	0.90	0.89
利き手頭上	0.59	0.75	0.84	0.86
非利き手頭上	0.81	0.93	0.87	0.87

高齢者および若年者について、四つの位置(利き手前方・非利き手前方・利き手頭上・非利き手頭上)における Murata と Iwase の式、および Cha と Myung の式に対する決定係数(R^2)。高齢者は若年者と比較して全体的に R^2 値が低く、特に Murata と Iwase の式で顕著であるが、Cha と Myung の式の方が適合度はよい。

で 0.86・非利き手頭上位置で 0.87 となり、若年者においても Cha と Myung の式の方が適合度が高くなる傾向が見られた。

横軸を難易度 ID (bit)、縦軸を動作時間 MT (s) としてプロットしたグラフを図 2 に示す。高齢者と比べ若年者の方が全体的に Fitts の式によく適合していることが視覚的に確認できる。表 1 に示す決定係数の数値と図 2 のプロットパターンから明らかなように、高齢者は若年者と比べて全体的に R^2 の値が小さく、特に Murata と Iwase の式で顕著であった。しかし、非利き手頭上位置では、

高齢者でも比較的高い R^2 値(Cha と Myung の式で 0.93)が得られた。非利き手頭上位置で最も適合度が高かった Cha と Myung の式を用いて回帰式を算出したところ、高齢者は $MT = 0.16 + 0.38 \cdot ID$ 、若年者は $MT = 0.29 + 0.11 \cdot ID$ となった。高齢者は若年者に比べて傾き(b 値)が大きく、難易度が高いほど所要時間が伸び、高齢者の動作時間はおおよそ若年者の約 2.3 倍であった。

3-2 動作時間定義の修正と再分析

ポインティングタスクにおけるコライダー位置の影響を考慮し、余剰距離を用いて動作時間を再定義し再分析を行った。高齢者と若年者について、例として利き手前方位置での余剰距離(0.15 m・0.1 m・0.05 m・0 m)ごとの Fitts の法則モデルへの適合度(R^2)を示す(表 2)。Murata と Iwase の式の R^2 は、余剰距離 0.15 m で 0.87・0.1 m で 0.85・0.05 m で 0.85・0 m で 0.84 であった。一方、Cha と Myung の式の R^2 は、余剰距離 0.15 m で 1.00・0.1 m で 0.96・0.05 m で 0.97・0 m で 0.86 であり、Murata と Iwase の式より安定した適合度を示し、余剰距離が大きいほど高い傾向があった。また、余剰距離(0.15 m・0.1 m・0.05 m・0 m)について、コントローラとターゲットの近さを確認

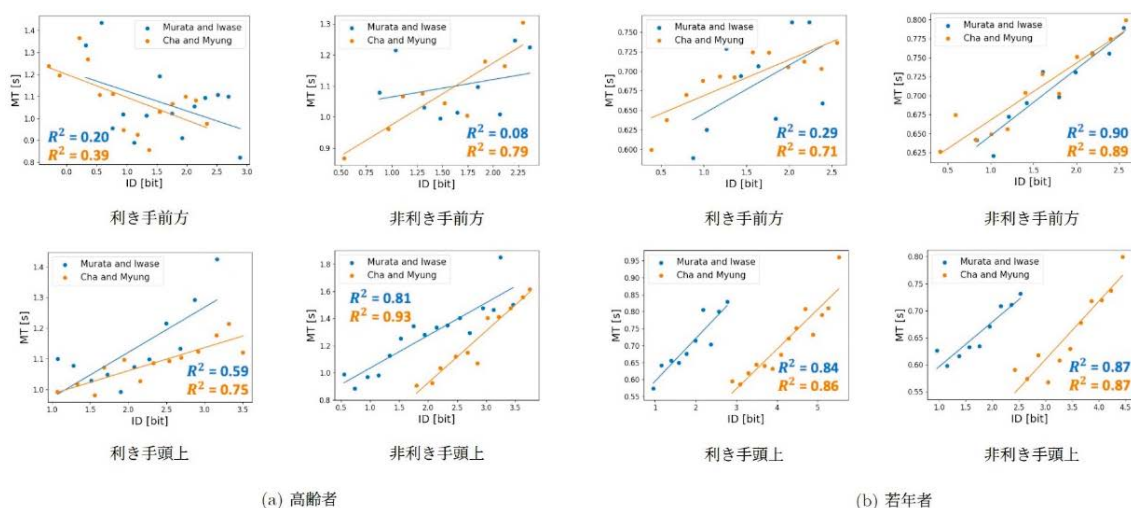


図 2 難易度 ID と動作時間 MT のプロット

横軸に難易度 ID [bit]、縦軸に動作時間 MT [s] としたプロット図。(a) 高齢者と (b) 若年者における各位置(利き手前方・非利き手前方・利き手頭上・非利き手頭上)での Fitts の法則への適合度を青色(Murata と Iwase の式)とオレンジ色(Cha と Myung の式)で示している。プロットおよび回帰直線から、若年者のほうが全体的に Fitts の式によく適合していることが視覚的に確認できる。

表 2 利き手前方位置における余剰距離ごとの Fitts の法則への適合度 (R^2)

余剰距離	Murata & Iwase	Cha & Myung
0.15 m	0.87	1.00
0.10 m	0.85	0.96
0.05 m	0.85	0.97
0 m	0.84	0.86

余剰距離 (0.15 m、0.1 m、0.05 m、0 m) ごとの、利き手前方位置における Murata と Iwase の式および Cha と Myung の式に対する決定係数 (R^2)。Cha と Myung の式では、余剰距離が大きいほど適合度が高い傾向がみられた。実験観察において余剰距離 0.05 m 以下でターゲットとコントローラが十分に近づいた場合、視覚的にもタッチが成立したと判断できたため、0.05 m の条件を採用した。

したところ、余剰距離が 0.05 m 以下でターゲットとコントローラが十分に近づいていると判定され、タッチが成立してターゲットが赤く表示された。表 2 で示すように余剰距離が 0.05 m の場合の R^2 は十分に高く (Cha と Myung の式で $R^2 = 0.97$ 、Murata と Iwase の式で $R^2 = 0.85$)、この値を採用することで、高齢者でも上肢挙上動作の所要時間を精度よく評価できた。

したがって余剰距離を 0.05 m とした場合の動作時間を用いた Fitts の法則へのフィッティングの様子を図 3 に示す。横軸は難易度 ID (bit)、縦軸は動作時間 MT (s) である。決定係数が大きく、

高齢者も若年者もよく Fitts の法則に適合している。この再定義した動作時間を用いた分析では、高齢者・若年者とも良好な適合性 (Cha と Myung の式で利き手前方位置での R^2 が高齢者 0.97、若年者 0.88) を示した。図 2 と図 3 を比較すると、特に高齢者の非利き手前方位置では、Cha と Myung の式を用いた場合の R^2 値が 0.79 から 0.98 へと大幅に改善されている。3-1 で比較したように、非利き手頭上位置での回帰式は、高齢者が $MT = 0.23 + 0.25 \cdot ID$ 、若年者が $MT = 0.09 + 0.13 \cdot ID$ となった。再分析後も高齢者の傾きが大きく、難易度が高まるほど動作時間の増加が大きかったが、再定義後の動作時間では高齢者の所要時間が若年者の約 2.0 倍であり、再定義前 (約 2.3 倍) よりやや小さい結果となった。

4. 考察

本研究では、高齢者と若年者の VR 環境での上肢挙上動作を伴うポインティングタスクを実施し、Fitts の法則に基づく動作時間特性の比率関係を明らかにし、若年者のデータから高齢者の動作時間を予測する基礎的知見を得ることを目指した。

動作時間を二つの方法で定義した。ターゲット

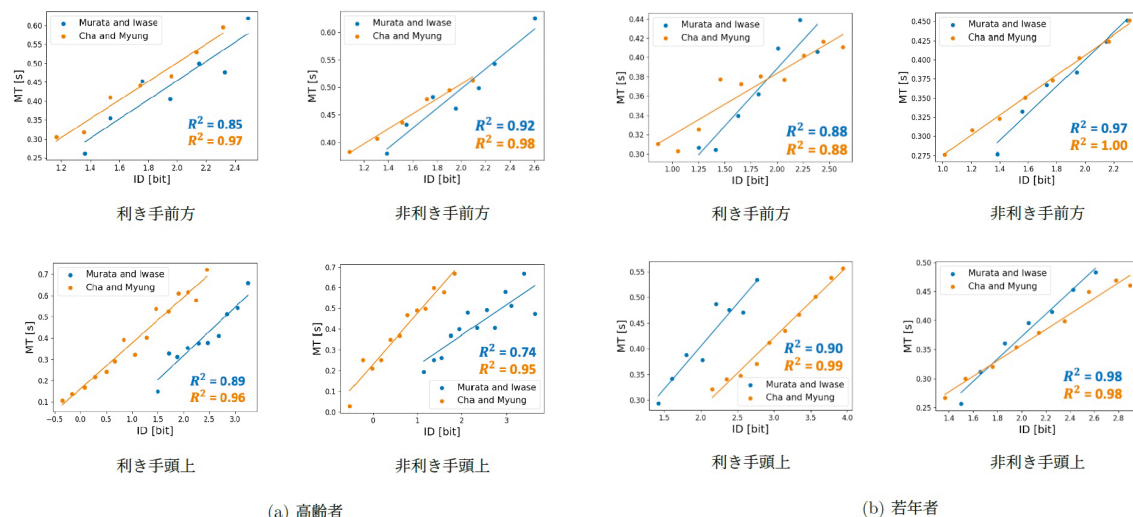


図 3 余剰距離を 0.05 m とした場合の難易度 ID と動作時間 MT のプロット

余剰距離を 0.05 m として再定義した動作時間を用いた Fitts の法則へのフィッティング。横軸は難易度 ID [bit]、縦軸は動作時間 MT [s] である。(a) 高齢者と (b) 若年者のいずれも高い決定係数 (R^2) を示し、特に高齢者の非利き手前方位置では、Cha と Myung の式で R^2 値が 1.00 と大幅に改善されている。再定義後の動作時間では高齢者の所要時間が若年者の約 2.0 倍となっている。

が表示されてから参加者がトリガーボタンを押すまでの時間を使用した場合、高齢者ではハンドアバタのコライダーが指の根元付近にあったため、ターゲットへの正確なポインティングが難しく、測定精度に課題があった。そのため、ターゲット到達の基準をコントローラとターゲットの距離(ターゲット半径+余剰距離 0.05 m)へ再設定することで、ポインティング精度の影響を除外し、上肢挙上動作時間をより正確に測定可能となった。

再定義後の動作時間に基づいて回帰式パラメータを検討した結果、高齢者の動作時間は若年者の約 2 倍であることが明らかになった。この比率関係を用いた予測モデルを活用することで、高齢者を対象とする実験頻度を減らし、高齢者の身体的・精神的負担を軽減しながら効率的な VR エクサゲームの開発が可能になる。最新の XR(拡張現実)環境における Fitts の法則の適用に関するレビューでは、若年者や一般成人(平均年齢約 25 歳)の VR 環境でのポインティングタスクにおける動作時間(MT)の中央値は 1.25 秒であった²⁰⁾。この知見と本研究の比率関係(2 倍)を適用すると、若年者と高齢者の動作時間の差異を定量的に予測することが可能になる。理学療法士が VR エクサゲームやリハビリテーションにおいて、上肢動作評価や、ターゲット位置・サイズによる難易度調整度を調整する際に、迅速かつ安全に行うための有効なツールとして活用できることが期待される。

また、高齢者は若年者に比べて Fitts の法則モデルへの適合度が低かった。この理由として、運動制御能力や筋力低下によるポインティング動作の不安定性が挙げられる。実際、高齢者ではターゲットが頭上に近づくほど動作時間が顕著に遅延し、肩関節の可動域制限や筋力低下が動作難易度を高めていることが示唆される。しかしながら、2 次元でのハンドジェスチャによる GUI 操作を対象とした研究では、Fitts の法則モデルへの適合度に関して逆の傾向が報告されている²¹⁾。ポインティング操作において、若年者の適応度($R^2 = 0.4508$)に対し高齢者の適応度($R^2 = 0.5398$)と、高齢者の方で適合度が高かった。この相違点は、2 次元操

作と 3 次元操作における高齢者の運動制御の質的な違いを示唆している。2 次元上での操作では高齢者でも比較的安定した動作パターンを示すのに対し、3 次元空間、特に上肢挙上を伴う動作では運動制御の不安定性が増すためと考えられる。特に、今回の研究で仰角成分(上肢挙上角度)を考慮した Cha と Myung のモデルは、高齢者の非利き手頭上位置で高い適合度を示しており、肩関節や上腕部への負荷を適切に反映している可能性がある。このモデルは、今後、高齢者の上肢機能評価やリハビリテーションプログラムの設計において重要な指標となることが期待される。

このような運動制御的な要因に加え、高齢者が示す 3D 空間でのポインティング操作の困難さに関しては、奥行き知覚能力の低下も重要な要因として考慮すべきである。加齢に伴い視覚の手がかりからの 3D 形状知覚へ影響を与えることが示されており、特に視覚および触覚による物体形状の認識能力に変化がみられることが報告されている²²⁾。このような知覚能力の変化は、3D 空間でのターゲット位置の正確な把握を困難にする可能性がある。また、高齢者は空間的統合能力だけでなく、時間的統合能力も低下することが報告されている²³⁾。このような視覚的統合能力の全体的な低下は、2 次元よりも複雑な情報処理を要する 3 次元操作において、適合度の低下を招く一因となると考えられる。さらに、認知機能低下を伴う高齢者において自己中心的距離知覚の精度が低下し、ターゲットへの正確なリーチング動作が妨げられる²⁴⁾。これらの先行研究から、本研究で観察された高齢者の 3D 空間でのポインティング精度の低下は、運動制御の問題だけでなく、ターゲットの空間的位置を正確に認識できない認知的要因も関与していると考えられる。したがって、高齢者向けの 3D インタフェース設計においては、奥行き知覚を補助する視覚の手がかり(影やテキストなど)の強化が重要である。

高齢者の VR 環境に対する不慣れさやハンドアバタのコライダー位置設定が操作性や計測精度に大きな影響を与えることも明らかになった。この知見は、高齢者向け VR エクサゲームの開発において、操作環境を直感的かつ容易に扱えるような

インタフェース設計の必要性を示している。本研究で用いた余剰距離を考慮した動作時間の再定義手法は、高齢者向け VR エクサゲームの開発や難易度調整の基準として有効であり、運動意欲や継続性向上にも貢献することが期待される。

本研究の対象者には認知機能低下や軽度認知障害(MCI)に該当するもの、サルコペニア傾向がみられる高齢者が含まれていたが、これらの対象者も VR 環境内でポインティング動作を実施可能であり、データ取得に支障はなかった。この結果は、身体・認知機能が低下した高齢者に対しても VR 環境での身体機能評価やエクサゲームが適用可能であることを示唆している。

しかしながら、参加者数に限界があったため、今後はより多様な高齢者を対象に認知機能や筋肉量、筋力の詳細な評価と併せて検証することで、より精度の高い動作予測モデルの構築も可能になると期待される。また、高齢者の筋力や認知機能などの背景因子と動作特性との関連分析が不十分であった。今後の研究では、MMSE や MoCA スコア、SMI 値、握力などの個人特性と動作時間や Fitts の法則への適合度との相関分析を行うことで、どのような特性を持つ高齢者が VR エクサゲームに適しているか、また個人差に応じた難易度調整の指針を得ることが期待される。

5. 結論

本研究では、高齢者の上肢挙上動作を VR 環境で評価する際に、余剰距離を導入した Fitts の法則が有効であることを明らかにした。高齢者の動作時間は若年者の約 2 倍で、特に頭上方向で顕著な遅延を示した。この比率関係を利用し、若年者のデータから高齢者のパフォーマンスを推定することで、効率的かつ安全な VR エクサゲーム設計が可能となることが示唆された。

6. 利益相反

本研究は、地域共創りビングラボの枠組みのものと、大阪府泉大津市とエイベックス・アライアンス&パートナーズ株式会社、TOPPAN 株式会社との産学官共同研究プログラムとして実施され、研究費の提供を受けたが、研究の計画、データ解析

および論文執筆において企業の意向は反映されており、公正性が保たれている。著者らに開示すべきその他の利益相反はない。

7. 謝辞

泉大津市高齢介護課及び市長公室成長戦略課には、スケジュール調整と計測会場の整備において大変お世話になった。本研究に参加してくださった泉大津市在住の皆様にご心より感謝申し上げます。

引用文献

- 1) Scherder, E., Dekker, W., Eggermont, L. : Higher-level hand motor function in aging and (preclinical) dementia: its relationship with (instrumental) activities of daily life-a mini-review. *Gerontology*, 54(6) : 333-341, 2008.
- 2) Heath, J.M., Stuart, M.R. : Prescribing exercise for frail elders. *J Am Board Fam Pract*, 15(3) : 218-228, 2002.
- 3) Koba, S., Tanaka, H., Maruyama, C., et al. : Physical activity in the Japan population: association with blood lipid levels and effects in reducing cardiovascular and all-cause mortality. *J Atheroscler Thromb*, 18(10) : 833-845, 2011.
- 4) Ewald, B., Duke, J., Thakkestian, A., et al. : Physical activity of older Australians measured by pedometry. *Australas J Ageing*, 28(3) : 127-133, 2009.
- 5) van Diest, M., Lamothe, C.J., Stegenga, J., et al. : Exergaming for balance training of elderly: state of the art and future developments. *J Neuroeng Rehabil*, 10 : 101, 2013.
- 6) Skjaeret, N., Nawaz, A., Morat, T., et al. : Exercise and rehabilitation delivered through exergames in older adults: An integrative review of technologies, safety and efficacy. *Int J Med Inform*, 85(1) : 1-16, 2016.
- 7) Miyazaki, A., Okuyama, T., Mori, H., et al. : Visuospatial abilities and cervical spine range of motion improvement effects of a non-goal-oriented VR travel program at an older adults facility : A pilot randomized controlled trial. *Proceedings of the Augmented Humans International Conference*, 2023 : 155-164, 2023.
- 8) 宮崎敦子, 稲見昌彦, VRによる認知症へのアプローチ. *日本腎臓学会誌*, 66(8) : p. 1252-1260, 2024.
- 9) Li, N., Liu, J., Xie, Y., et al. : Age-related decline of online visuomotor adaptation: a combined effect of deteriorations of motor anticipation and execution. *Front Ag-*

- ing Neurosci, 15 : 1147079, 2023.
- 10) Watts, A., Walters, R.W., Hoffman, L., et al. : Intra-individual variability of physical activity in older adults with and without mild Alzheimer's disease. PloS one, 11(4) : e0153898, 2016.
 - 11) Fitts, P.M. : The information capacity of the human motor system in controlling the amplitude of movement. J Exp Psychol, 47(6) : 381–391, 1954.
 - 12) Hsieh, Y.W., Howe, T.H., Lee, M.T., et al. : Design and usability evaluation of an immersive virtual reality mirrored hand system for upper limb stroke rehabilitation. Sci Rep, 15(1) : 5781, 2025.
 - 13) Murata, A., Iwase, H. : Extending Fitts' law to a three-dimensional pointing task. Hum Mov Sci, 20(6) : 791–805, 2001.
 - 14) Sugishita, M. : The validity and reliability of the Japanese version of the Mini-Mental State Examination (MMSE-J). Ninchi Shinkei Kagaku, 20 : 91, 2018.
 - 15) Hobson, J. : The montreal cognitive assessment (MoCA). Occupational Medicine, 65(9) : 764–765, 2015.
 - 16) Iwasa, M., Hara, N., Terasaka, E., et al. : Evaluation and prognosis of sarcopenia using impedance analysis in patients with liver cirrhosis. Hepatology Research, 44(10) : E316–E325, 2014.
 - 17) 田中康仁, 中島康晴, 久保俊一 : 関節可動域表示ならびに測定法改訂について (2022年4月改訂). Jpn J Rehabil Med, 58(10) : 1141–1146, 2021.
 - 18) Cha, Y., Myung, R. : Extended Fitts' law for 3D pointing tasks using 3D target arrangements. International Journal of Industrial Ergonomics, 43(4) : 350–355, 2013.
 - 19) Chen, L.-K., Liu, L.-K., Woo, J., et al. : Sarcopenia in Asia : consensus report of the Asian Working Group for Sarcopenia. Journal of the American Medical Directors Association, 15(2) : 95–101, 2014.
 - 20) Amini, M., Stuerzlinger, W., Teather, R.J., et al. : A Systematic Review of Fitts' Law in 3D Extended Reality. 2025..
 - 21) 森山雄大, 西口宏美, 辛島光彦 : ハンドジェスチャを用いた2次元GUI操作における若年者, 高年齢者, 脳性麻痺者の操作特性の比較. 東海大学紀要. 情報通信学部, 8(1) : 8–15, 2015.
 - 22) Norman, J.F., Crabtree, C.E., Norman, H.F., et al. : Aging and the visual, haptic, and cross-modal perception of natural object shape. Perception, 35(10) : 1383–1395, 2006.
 - 23) Norman, J.F., Lewis, J.L., Bryant, E.N., et al. : Aging and temporal integration in the visual perception of object shape. Scientific Reports, 13(1) : 12748, 2023.
 - 24) Bian, Z., Andersen, G.J. : Aging and the perception of egocentric distance. Psychology and aging, 28(3) : 813, 2013.

Abstract:

Background: Virtual reality (VR) exergames are increasingly recognized as valuable tools for promoting physical activity among older adults, enhancing motivation, and improving consistency with exercise routines. However, designing effective VR exergames requires understanding older adults' movement characteristics.

Purpose: This study aimed to investigate upper-limb movement characteristics of older adults using Fitts' law to inform the design of VR exergames.

Method: A VR-based pointing task measured participants' movement times from target appearance until pressing a trigger button. Initially, older adults' movement times did not adequately fit the Fitts' law model because the virtual hand's collider placement near the base of the fingers complicated accurate reaction time measurements. To address this issue, a surplus distance of 0.05 m was added to the target radius, redefining the criterion for movement completion.

Results: This adjustment significantly improved model fit for older adults, enabling more accurate evaluation of movement times. Older adults required approximately twice the movement time of younger adults, especially for overhead targets, highlighting significant age-related delays. Overhead targets required greater shoulder mobility and strength, further increasing differences between age groups. Establishing this ratio of movement times allows designers to predict older adults' performance from younger individuals' data, facilitating efficient VR exergame development without frequent testing on older populations.

Conclusion: These findings provide valuable insights into age-related declines in motor control and muscle strength, contributing to effective design goals for VR exergames and rehabilitation programs. By recognizing and quantifying older adults' performance differences, task difficulty can be optimized and motivation enhanced. Future research could explore variations in task complexity and long-term training effects to refine VR exergame design principles and rehabilitation practices specifically tailored for older adults.

Key words: Exergames, Virtual Reality, Fitts' law, Upper-limb Movement, Motor Function Evaluation

◎原著

抗力を具備した継手付き体幹装具の装着が 肩関節周囲筋活動に及ぼす影響

Effect of wearing a jointed trunk orthosis with resistance on muscle activity around the shoulder joint

中村壮大^{1,2)}, 山口将希³⁾, 田代耕一²⁾, 遠藤正英²⁾, 勝平純司⁴⁾

要 旨

【目的】本研究の目的は、抗力を具備した継手付き体幹装具（以下、TSC）の装着が、健康成人の肩関節外転動作における肩関節周囲筋活動に及ぼす影響について明らかにすること。

【方法】対象は健康成人 25 名とし、立位にて肩関節外転 0、30、60、90° 位で表面筋電図を用いて三角筋中部線維と僧帽筋上部線維の筋活動量を計測した。

【結果】三角筋中部線維では外転角度の増加とともに筋活動量が増加するのに加えて、全ての角度で TSC を装着することで筋活動量は有意に増加した。僧帽筋上部線維では外転角度の増加とともに筋活動量が増加し、TSC を装着することで筋活動量は 60°、90° において有意に増加した。

【結論】TSC を装着して肩関節を外転すると、肩関節周囲筋の筋活動量が増加する結果が得られた。運動療法を実施する際に TSC を装着することで、肩関節周囲筋の筋活動が促進しやすくなることが示唆された。

キーワード：体幹装具、表面筋電図、肩関節

1. はじめに

肩関節は、両手を自由に使用するために大きな関節可動域を有している。そのため、肩関節周囲筋をはじめとする筋・腱・靱帯などの軟部組織で体重の 1/8 にあたる重い上肢を支える構造をしており、加齢に伴い腱の脆弱性が発生し、**overuse** や微小損傷が蓄積されやすい構造となっている¹⁾。そして解剖学的関節（肩甲上腕関節、肩鎖関節、胸鎖関節）と機能的関節（肩甲胸郭関節、第 2 肩関節）から構成され、その中でも肩甲上腕関節は、上腕骨頭に対し肩甲骨の関節窩が小さく不安

定な構造であり、関節唇や関節包、多くの靱帯による静的安定機構と、三角筋や棘上筋などの回旋筋腱板の筋活動による動的安定機構によって上腕骨頭を関節窩に求心位に保持している²⁾。肩関節における関節運動を生じる際には、上腕骨頭の安定に作用する筋群だけでなく、肩甲骨や鎖骨に作用する僧帽筋や前鋸筋などの肩甲帯周囲筋の筋活動も重要である。肩甲帯周囲筋の筋活動は、肩関節外転などの運動時における肩甲骨の安定性を得るために必要であり、肩甲帯周囲筋活動の分析やトレーニング方法、肩甲骨の運動パターンなど多

1)：社会医学技術学院 理学療法学科

2)：医療法人福岡桜十字 桜十字先端リハビリテーションセンター SACRA

3)：国際医療福祉大学小田原保健医療学部理学療法学科

4)：東洋大学福祉社会デザイン学部人間環境デザイン学科

投稿日：2024 年 3 月 5 日 採択決定日：2025 年 7 月 30 日 公開日：2025 年 9 月 30 日

くの研究報告がある¹⁻⁶⁾。また、慢性疼痛の発生部位として、肩関節周囲は、腰、頸に続いて3番目に高頻度の有病率となっている⁷⁾。加齢に伴い肩関節周囲の疼痛を有する者が増加することもあり、加齢や疾病に伴う肩関節の機能障害により関節可動域制限や筋力低下が生じた場合、上肢の機能は全体的に低下し、その後、日常生活活動(Activities of Daily Living)だけでなく生活の質(Quality of Life)にも多くの制限や支障が生じることが考えられる。肩関節周囲における疼痛の中でも、肩関節そのものの疼痛の因子として、インピンジメント症候群が挙げられる。このインピンジメント症候群は、Neerら¹⁾も述べているように腱板断裂や肩関節周囲炎とは異なり高齢者だけでなく、若年者にも生じる病態である。インピンジメント症候群を引き起こす要因として、肩関節の後方関節包の緊張による上腕骨頭の前上方偏位や肩甲骨位置異常と運動異常、腱板機能不全による三角筋とのフォースカップルの破綻のように肩関節周囲の問題に起因する要素のほかに、姿勢異常(不良姿勢)により引き起こされるとの報告がある^{8,9)}。

不良姿勢は、肩関節の運動に影響を与える。アライメントが崩れた不良姿勢の状態では肩関節を外転させようとしても肩甲骨の動きは減少し、関節可動域の減少や運動機能の低下を来すことがあり、著者の研究でも、高齢者では不良姿勢等により肩甲骨の動きが減少し、上腕骨の動きが大きくなっていることを報告した¹⁰⁾。立位姿勢における重心のベクトルは本来、腰部関節中心のやや前方を通過するため、身体は脊柱起立筋群によるモーメントを用いて体幹直立位を保持することが求められる。猫背・前かがみ姿勢(円背)のような不良姿勢が続くとアライメントが崩れ、脊柱起立筋群が必要以上に収縮して腰部の負担が大きくなる。一般的な不良立位姿勢は、脊柱後弯、骨盤後傾、膝関節屈曲に特徴づけられ、生活様式の変化や加齢に伴う筋力低下などの影響でこのような姿勢変化が生じることが考えられる。胸椎後弯は加齢とともに増大するが(10年で約3°の増加)、胸椎の上位よりも下位での変化が大きいとされている。これは、脊椎椎体骨折が同領域で好発することとも関連している。健常若年者の姿勢の研究では、

男女ともに30年あるいは50年前のデータと比較すると、頭部の前方変位や脊柱の前傾変位、胸椎後弯の増大^{11,12)}など、高齢者の姿勢の特徴と類似してきている。これは、パソコンやスマートフォンなどVDT(Visual Display Terminals)作業における同一姿勢や頭部前方位姿勢などの不良姿勢が原因と考えられる。また、Rauoofらは、肩関節周囲炎のリスクファクターとしても座業(デスクワーク)を挙げており¹³⁾、肩関節周囲筋の筋活動が乏しく運動不足による影響も大きいとされている。また、MRI法にて筋厚を評価した研究では、脊柱起立筋および腹直筋は男性で30歳台、女性で40歳台まで増加し、その後加齢に伴い減少することが報告されている¹⁴⁾。体幹機能と肩関節の運動機能の関連性から、体幹のアライメントを修正することや胸郭を軽く固定することによっても肩関節外転可動域が増加することもある。そこで肩関節の運動機能の低下を改善するためにも、正しく美しい座位姿勢や立位姿勢が重要となる。本研究では、不良姿勢を矯正するだけでなく腹横筋などのインナーマッスルを賦活することが報告されている抗力を具備した継手付き体幹装具Trunk Solution Core(トランクソリューション株式会社製、以下TSC)を装着することで肩関節機能にも影響するのではないかと考えた。

TSCは、引きばねと継手部分のリンク機構によって胸を押す力の抗力を発生させている(図1、2)。引きばねの張力は調節ネジによって段階的に変化させることができる。バネの種類を取り外して交換することも可能なため、対象者の体幹機能にあわせて幅広い調整域を有する。また、調節レバーを持ち上げると胸部支持体が胸に接触して抗力を与え、調節レバーを下げると胸部支持体が胸から離れる仕組みとなっている。さらに胸部を前方から押す力を与えると体幹を起こすことに寄与できるだけでなく、脊柱起立筋群のモーメントを小さくすることができることや、腹筋群によるモーメントも発揮できると報告されている¹⁵⁾。さらに腰部関節よりも上部には胸部を前方から押す機構が作用し骨盤を固定しようと働くことで、胸部を押す力の反作用を骨盤の後方で受けるかたちとなり、骨盤の前傾を促すことも可能になると述



図1 抗力を具備した継手付き体幹装具

Trunk Solution Core (トランクソリューション株式会社製)

べている¹⁵⁾。Hodges ら¹⁶⁾は、四肢の運動前にインナーマッスルの一つである腹横筋がフィードフォワード作用として、既に活動を始めていることや、体幹や上下肢に負荷を加えたときに、他の腹筋群および脊柱起立筋群に先行して腹横筋の筋収縮が起きることが報告されている¹⁷⁾。

これらのことから、腹横筋などのインナーマッスルが賦活することで肩関節の運動を円滑に行うことができる可能性がある。そこで体幹トレーニング機器である TSC を使用することで、腹横筋などのインナーマッスルを賦活するだけでなく、不良姿勢の矯正によって、肩関節外転運動における肩関節周囲筋の筋活動が賦活されるトレーニング効果が期待できると考えた。

本研究の目的は、TSC 装着が肩関節外転動作における肩関節周囲筋の筋活動に及ぼす影響について明らかにすることである。本研究では、腹横筋などのインナーマッスルを賦活する体幹トレーニング機器である TSC を装着することで、肩関節外転動作における肩関節周囲筋である三角筋、僧帽筋の筋活動も賦活されると仮説を立て、検証を行った。

2. 対象および方法

整形外科の既往歴がなく、神経学的にも問題のない健常成人 25 名(平均年齢 34.4 ± 9.7 歳、平均身長 163.5 ± 9.2 cm、平均体重 60.6 ± 9.1 kg、平均 BMI 22.7)を対象とし、測定前に Neer と Hawkins によるインピンジメント試験をそれぞれ行い¹⁸⁾、肩関節に問題がないことを確認した。

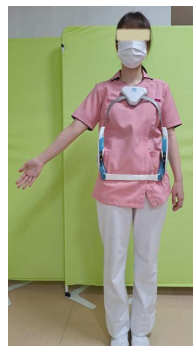


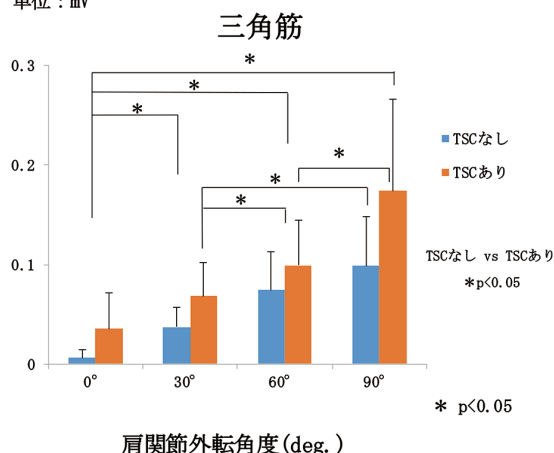
図2 測定方法・TS 装着による効果

* 継手による抗力で常に胸部を押す力を与えることで、その抗力に腹筋で対抗する。腹筋が賦活することにより、背筋は弛緩する。胸部を押す力の反作用を骨盤の後方で受ける形となり、骨盤の前傾を促すことも可能となる。

本研究はヘルシンキ宣言および厚生労働省の「人を対象とする生命科学・医学系研究に関する倫理指針」に基づき対象者の保護に十分留意し、医療法人福岡桜十字(桜十字先端リハビリテーションセンター SACRA)の倫理委員会にて承認(承認番号: 2022011701)を得て実施した。対象者には研究の趣旨と方法についての説明を十分に行い、研究同意の撤回がいつでも可能なことを説明したうえで、研究に協力することに対し口頭と書面にて同意を得た後に計測を行った。

本研究では骨盤と体幹のアライメントを修正する目的で TSC を使用した。TSC のフレームは高強度ステンレスを材料としており、胸パッド部分にはシリコンを使用している。また、体幹支持体と骨盤支持体は抗力を具備した継手で連結されている。測定対象とした肩関節周囲筋は、肩関節外転の主動作筋である三角筋中部線維と、肩甲骨運動の力源となる僧帽筋上部線維とした。計測上肢は対象者の利き手側で表面筋電計(TS-MYO、トランクソリューション株式会社製)を用いて筋活動を計測した。電極は SENIAM ガイドラインに基づき、僧帽筋上部線維の電極は、肩峰と C7 棘突起を結ぶ線の 1/2 の点に貼付し、三角筋中部線維は、肩峰と外側上顆の線上の最大膨隆部に貼付した¹⁹⁾。表面筋電計のサンプリング周波数は 1 kHz とし、電極には 20-450 Hz のバンドパスフィルターを実装した。筋活動計測時の条件として、立

単位: mV



単位: mV

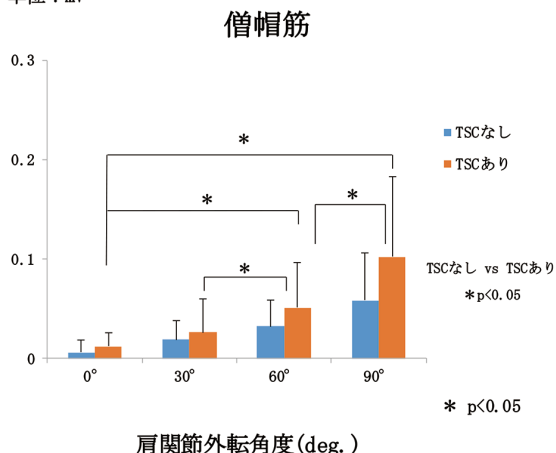


図3 健康成人での肩関節外転運動とTSCの有無における筋活動量の比較

位にて肩関節外転 0、30、60、90° の位置で等尺性収縮にて各 5 秒間保持させた。運動課題時の筋活動を計測し、各条件で 2 回の測定を施行した。測定肢位は、肘関節伸展位、前腕は自動運動での最大内旋・外旋位における中間位にて行った(図 2)。角度の測定に関しては、東大式ゴニオメータを使用し、同一の検査者が実施した。すべての対象者に対して TSC の非装着時と装着時に計測を行い、すべての測定順序はランダムとした。また、すべての被験者への計測は同一日に実施し、各施行の間に 1 分間以上の休憩をとることで、疲労による影響に配慮した。

統計処理には IBM 社製 SPSS ver 27 を用いて解析を行い、有意水準は 0.05 とした。統計解析は、統計解析は、2 回の測定の平均値を代表値とした。比較として三角筋中部線維と僧帽筋上部線維のそれぞれにおいて、TSC 装着時と非装着時の角度ごとの筋活動量を二元配置分散分析にて解析し、事後検定として Bonferroni 法にて多重比較を行った。

3. 結果

二元配置分散分析の結果、三角筋中部線維の筋活動量は角度ごと、および TSC の有無のいずれにおいても有意水準を満たし ($p < 0.05$)、交互作用があることを認めた ($p < 0.05$)。図 3 に示すよう

に、TSC 装着の有無に関わらず外転角度が大きくなるにつれて筋活動量が有意に増加し、TSC 非装着よりも装着時に筋活動量が高値を示した。僧帽筋上部線維の筋活動量でも角度ごと ($p < 0.05$)、および TSC の有無 ($p < 0.05$) のいずれにおいても有意差と交互作用を認めた ($p < 0.05$)。しかし、角度ごとの筋活動量の比較では、0° と 30° の間には有意差を認めなかったが、60° と 90° では他の角度位と比較して有意差が認められた。筋活動量は TSC 装着時の値が非装着時に比べて高値を示した。

4. 考察

健康成人 25 名を対象に TSC 装着が肩関節外転動作における肩関節周囲筋活動に及ぼす影響を検証した。結果として、三角筋中部線維の活動量は外転角度に比例して増加し、すべての角度で TSC を装着した場合に有意に増加し、僧帽筋上部線維の活動量は、TSC 装着によって非装着時よりも増加した。特に、肩関節外転角度が 60° および 90° の条件において有意な増加が認められた。

頭部前方位姿勢など脊柱アライメント不良により肩甲骨位置異常が生じることで、肩甲骨関節への負担が増大することも報告されている^{7,8,20)}。TSC を装着することで腹横筋などの体幹筋群が賦活し姿勢が矯正される理想的な姿勢で上肢への

運動療法を実施することで三角筋や僧帽筋などの肩関節周囲筋の筋活動量が増加することが考えられる。また Reddy²¹⁾らは、肩峰下インピンジメント症候群単独の患者において三角筋や腱板筋群の筋活動が低下していることを報告している。肩峰下インピンジメントを増強させる因子として、関節構造の問題と関節運動の問題があり、肩甲帯周囲筋筋の機能低下が挙げられ、Ludewig らは肩甲骨運動の異常とも報告している²²⁾。三角筋には肩甲上腕関節の安定化機能があることが報告されており^{23,24)}、肩甲骨上方回旋に必要な筋としては前鋸筋下部線維、僧帽筋上部線維、下部線維であり、フォースカップルを形成し運動を行うとされている^{25,26)}。これらのことから三角筋と僧帽筋の筋活動が向上することで上肢機能に良い影響を与えることが考えられる。我々は、肩関節疾患者を対象として研究を実施し、TSC を使用することで肩甲骨の上方回旋角度が有意に大きくなり、肩関節外転運動時の肩甲骨の3次元的な動きが向上したことを報告している²⁷⁾。そこで、TSC 装着効果として、健常成人において肩関節外転運動時の肩甲骨の3次元的な動きが向上するとともに、肩関節周囲筋である三角筋中部線維と僧帽筋上部線維の筋活動量が高まるという結果が得られた。これにより、肩甲上腕関節の安定化機能を高めることが示唆できた。そのため、肩関節周囲筋の筋力トレーニングを効果的に行うことが、インピンジメント症候群などの肩関節疾患への予防や治療に対しても効果的であり、TSC を装着しての肩関節周囲筋における筋力トレーニングはこの効果を高めることも期待できることが示唆された。

Kapandji は、上肢前方挙上ではあるが120°から180°位において非挙上側の脊柱起立筋に筋活動の増大を認め²⁸⁾、高橋らは、両側の脊柱起立筋群がすべての挙上角度において上肢下垂位と比較して有意に筋活動が高まることを報告している²⁹⁾。体幹筋は腰椎を支える筋群であり表層筋と深層筋の二つに分けられる。まず、表層筋は腹直筋、内・外腹斜筋などがあり、胸郭と骨盤をつないで身体の高い運動を起こす役割を持っている。それに対し、深層筋(ローカル筋やコアマッスルとも呼ばれる)は、腹横筋や多裂筋などがあり、体の姿勢が

崩れないように自然に調整するなどの安定性に関与する。これらの体幹筋が加齢に伴い筋力低下や筋のアンバランスを生じることで、体幹の関節可動域や機能にも影響を来す。そのため、上肢挙上運動を目的に理学療法などのリハビリテーションを提供する際には肩関節のみに注目した運動だけでなく、体幹や骨盤のアライメントに対する配慮が必要である。TSC は、装着することで骨盤前傾、体幹伸展を促し、体幹筋群である腹横筋や殿筋など良姿勢の保持に必要な不可欠な筋を強化できるとされる。TSC 装着効果を検証した研究として、小川らは³⁰⁾、健常若年者13名を対象として超音波診断装置を用いて腹横筋の筋厚をTSC 装着の有無で評価した結果、TSC 装着時に有意に腹横筋の筋厚が増加したことを報告している。Rostami らは、通常のコルセットでは腹横筋の筋厚が減少することを報告しており³¹⁾、体幹を外的に固定し安定性を供給することを目的としたコルセットとは異なり、TSC を装着することで体幹の筋の活動性を賦活させる効果があり、その有効性は十分示唆されている。さらに Richardson³²⁾は、腰椎と骨盤が後傾位よりも中間位や前傾位の方が腹横筋に良好な反応が得られたという報告もしている。これらの報告に加えて本研究結果より、TSC を装着することで腹横筋の活動を促進するとともに骨盤と体幹のアライメントが修正し、三角筋や僧帽筋などの肩関節周囲筋の活動量の増加につなげる効果があると考えられる。

本研究の限界として、以下の2点が挙げられる。まず本研究は、被験者が利き手のみの計測であることや健常成人を対象としており、肩関節に疼痛や疾患を呈した患者での検証は行っていない。今後は、非利き手の計測を行うこと、肩こりなどの有訴者や肩関節疾患者との比較検討も必要である。次に、研究結果にプラセボ効果のバイアスが含まれないように被験者、介入担当者に対して盲検化を行っていないことである。介入者は筆頭著者であるために盲検化が不十分であるという情報バイアスの影響が含まれていることを考慮することが今後の課題である。

5. 結論

TSC を装着しながら運動療法を実施することで、より肩関節周囲筋のトレーニング効果を高めることも期待できることが示唆された。今後の課題として、被験者数を増やすことや、長期的に TSC を使用した際の効果についても検証していく必要がある。そして、臨床応用するためにも肩関節疾患や不良姿勢を呈した高齢者など肩関節に疼痛や機能不全を呈した対象への追研究が必要と考える。

6. 利益相反

共著者の勝平純司はトランクソリューション株式会社の顧問を務め、未公開株を有し特許使用料を得ている。

7. 謝辞

今回、本研究への参加を快諾してくださった対象者の方には心より感謝申し上げます。尚、本研究は JSPS 科研費 20K20260 の助成を受け実施した。

文献

- 1) Neer CS : Impingement Lesions. Clin. Orthop, 173 : 70-77, 1983.
- 2) Kapandji IA : The physiology of the joints. E&S Livingstone, Edinburgh, 1970.
- 3) Moseley JB Jr, Jobe FW, Pink M, et al. : EMG analysis of the scapular muscles during a shoulder rehabilitation program. Am J Sports Med, 20 (2) : 128-134, 1992.
- 4) 橋本俊彦, 福林徹, 井上和彦 : 肩関節外転位における内旋運動での肩甲骨周囲筋群の変化. 肩関節, 33 : 603-605, 2009.
- 5) Inman VT : Observations on the function of the shoulder joint. J Bone Joint Surg, 26A : 1-32, 1992.
- 6) Augusto GP, van der Helm FCT, Pedro PC, et al. : Effects of different arm external loads on the scapulo-humeral rhythm. Clin Biomech, 15 : 21-24, 2000.
- 7) Nakamura M, Nishiwaki Y, Ushida T, et al. : Prevalence and characteristics of chronic musculoskeletal pain in Japan. J Orthop Sci, 16 : 424-432, 2011.
- 8) 佐藤大志, 岡田真実, 酒井成輝, 他 : インピンジメント症候群の機能学的病態把握と理学療法. 理学療法, 30 (6) : 641-649, 2013.
- 9) 高橋誠, 佐伯覚 : 肩関節の痛み—肩関節インピンジメント症候群への対応—. 総合リハビリテーション, 42 (9) : 899-902, 2014.
- 10) 中村壮大, 勝平純司, 松平浩, 他 : 若年者と高齢者における肩甲骨上腕リズムの比較. 理学療法科学, 31 (4) : 547-550, 2016.
- 11) 中尾美喜夫, 楠本秀忠 : 男子大学生の矢状面における脊柱彎曲の時代的变化. 大阪経大論集, 58 (2) : 71-81, 2007.
- 12) 原田妙子 : 若い女性の側面姿勢の変化について. 名古屋女子大学紀要, 60 : 19-27, 2014.
- 13) Raoof MA, Lone NA, Bhat BA, et al. : Etiological factors and clinical profile of adhesive capsulitis in patients seen at the rheumatology clinic of a tertiary care hospital in India. Saudi Med J, 25 (3) : 359-362, 2004.
- 14) Seo A, Lee JH, Kusaka Y : Estimation of trunk muscle parameters for a biomechanical model by age, height and weight. J Occup Health, 45 (4) : 197-201, 2003.
- 15) 勝平純司 : 体幹装具 Trunk Solution の開発と装着効果の検証. バイオメカニズム学会, 39 : 211-216, 2015.
- 16) Hodges PW, Richardson CA : Contraction of the abdominal muscles associated with movement of the lower limb. Phys Ther, 77 (2) : 132-144, 1997.
- 17) Cresswell AG, Oddsson L, Thorstensson A : The influence of sudden perturbations on trunk muscle activity and intra-abdominal pressure while standing. Exp Brain Res, 98 (2) : 336-341, 1994.
- 18) Calis M, Akgun K, Birtane M, et al. : Diagnostic values of clinical diagnostic tests in subacromial impingement syndrome. Ann Rheum Dis, 59 (1) : 44-47, 2000.
- 19) SENIAM : <http://seniam.org/> (2022年12月23日)
- 20) 藤本鎮也, 吉田一也, 佐藤慎一郎, 他 : 体幹と理学療法. 理学療法 : 臨床・研究・教育, 20 : 7-14, 2013.
- 21) Reddy AS, Mohr KJ, Pink MM, et al. : Electromyographic analysis of the deltoid and rotator cuff muscles in persons with subacromial impingement. J Shoulder Elbow Surg, 9 (6) : 519-523, 2000.
- 22) Ludewig PM, Reynolds JF : The association of scapular kinematics and glenohumeral joint pathologies. J Orthop Sports Phys Ther, 39 (2) : 90-104, 2009.
- 23) Kido T, Itoi E, Lee SB, et al. : Dynamic stabilizing function of the deltoid muscle in shoulders with anterior instability. Am J Sports Med, 31 (3) : 399-403, 2003.
- 24) Gagey O, Hue E : Mechanics of the deltoid muscle. A new approach. Clin Orthop Relat Res, (375) : 250-257, 2000.

- 25) Ebaugh DD, McClure PW, Karduna AR : Three-dimensional scapulothoracic motion during active and passive arm elevation. *Clin Biomech*, 20(7) : 700-709, 2005.
- 26) Ekstrom RA, Donatelli RA, Soderberg GL : Surface electromyographic analysis of exercise for the trapezius and serratus anterior muscles. *J Orthop Sports Phys Ther*, 33(5) : 247-258, 2003.
- 27) Souta N, Junji K : Effect of Trunk Training with Trunk Solution on Three-Dimensional Scapular Movement During Shoulder Joint Abduction, *Asian Confederation of Orthopaedic Manipulative Physical Therapy Congress*, 2019.
- 28) Kapandji IA : 関節の生理学 I 上肢第1版 嶋田智明(翻訳) : 66-69, 医歯薬出版, 東京, 2003.
- 29) 高橋和宏, 渡邊秀臣, 山路雄彦, 他 : 肩関節屈曲運動時の体幹運動と体幹筋活動. 第10回肩の運動機能研究会, 107, 2013.
- 30) 小川幸宏, 勝平純司, 金子純一郎, 他 : 抗力を具備した継手付き体幹装具の装着が腹横筋に及ぼす影響. *日本義肢装具学会誌*, 32(1) : 41-44, 2016.
- 31) M. Rostami, P. Noormohammadpour, AH. Sadeghian, et al. : The Effect of Lumbar Support on the Ultrasound Measurements of Trunk Muscles : a Single-Blinded Randomized Controlled Trial. *PM&R*, 6(4) : 302-308, 2014.
- 32) Richardson, C : 腰痛に対するモーターコントロールアプローチ 斎藤明彦(翻訳) : 10-49, 医学書院, 東京, 2008.

Abstract:

Objective : The purpose of this study was to clarify the effect of wearing a trunk orthosis (TO), which provides resistive force to the joints, on muscle activity around the shoulder joint during shoulder joint abduction in healthy people.

Methods : The middle deltoid and upper trapezius fibers of twenty-five healthy individuals were examined. Muscle activity was measured using surface electromyography at 0, 30, 60, and 90° of shoulder joint abduction in a standing position.

Results : Muscle activity in the middle deltoid muscle increased as the abduction angle increased. TO use at all angles was accompanied by a significant increase in muscle activity. Muscle activity in the upper trapezius muscle increased with increasing abduction angle, further increasing significantly at 60° and 90° when wearing a TO.

Conclusion : The activity of the muscles around the shoulder joint increased significantly when wearing a TO during shoulder joint abduction. Wearing a TO during physical exercise therapy facilitated the activity of the muscles around the shoulder joint.

Key words: Trunk orthosis, Surface electromyography, Shoulder joint

◎原著

軟性膝装具の長さが変形性膝関節症患者の 荷重応答期の膝関節角度に与える影響 — N-of-1 研究による検討 —

Objective Knee Orthosis Selection for Patients with Osteoarthritis of the Knee: Validation by N-of-1 Study

山本裕晃¹⁾, 小川秀幸²⁾, 白銀暁³⁾

要 旨

【目的】N-of-1 研究を応用して、変形性膝関節症患者における歩行動作に対する装具の効果を科学的に検証し、症例にあった効果的な装具選択に役立てることを目的とした。

【対象者および方法】使用する膝装具の選択に難渋する変形性膝関節症患者 1 例を対象に、短い軟性膝装具と長い軟性膝装具の効果を比較検証した。パラメータは、歩行の荷重応答期の膝関節内反と屈曲角度とし、短い軟性膝装具を装着しての歩行 (A) の平均値、長い軟性膝装具を装着しての歩行 (B) の平均値を AB 変化量の比較から効果量 (Cohen's d) を算出し比較した。

【結果】短い軟性膝装具の内反角度が 5.4°、屈曲角度が 24.8°に対して、長い軟性膝装具の内反角度が 9.1°、屈曲角度が 30.2°であった。Cohen's d により算出した効果量は、内反角度 (d = 2.30)、屈曲角度 (d = 1.04) であり、大きな効果量を認めた。

【結論】本研究の対象者においては、長い軟性膝装具よりも、短い軟性膝装具が適していることが確認された。今後は、類似した変形性膝関節症患者で同様の検証が進みメタ分析が実施されるなどして、ランダム化比較対照試験だけに依存しない、変形性膝関節症に対する装具における効果の多角的なエビデンス構築が進むことが期待される。

キーワード：N-of-1 研究、膝装具、変形性膝関節症、歩行

1. はじめに

変形性膝関節症 (Knee osteoarthritis; 以下、膝 OA) は、関節軟骨、半月板、靱帯など、膝関節を構成する組織の退行性変化を基盤に発症する疾患である¹⁾。日本では年間 90 万人が新たに発症し、高齢者の膝関節疾患の中で最も罹患頻度が高いとされている²⁾。関節軟骨の破壊は、圧迫や剪断力

を主因とすることから、日常生活動作 (Activity of daily living; 以下、ADL) において日々繰り返される姿勢や動作の力学的ストレスが発症の要因になる³⁾。そのため、力学的ストレスを軽減して、ADL 能力を向上させるために装具が使用されることがある。膝関節に装着する膝装具は、関節の不安定性や異常運動を関節外から補填し、下肢アライメ

1)：福岡天神医療リハビリ専門学校 理学療法学科

2)：埼玉県総合リハビリテーションセンター

3)：国立障害者リハビリテーションセンター研究所

投稿日：2025 年 3 月 6 日 採択決定日：2025 年 8 月 3 日 公開日：2025 年 9 月 30 日

ントの修正、膝関節の安定性向上、異常運動の制御に作用して、疼痛などの症状の緩和と進行の予防の両面で効果が期待できる⁴⁾。

しかし、膝 OA に対する膝装具の使用推奨度は 25% 以下であるとされており⁵⁾、臨床現場において広く活用されているとは言い難い。このような装具使用の低迷を招いている要因としては、十分な臨床的有効性を判断するだけの科学的根拠が不足している点が指摘されている⁵⁾。膝 OA は X 線所見上では同様の病期であっても、疼痛や腫脹などの臨床症状、歩行時の動きには個体差があり、装具の効果にも差が生じやすいことから⁶⁾、均質な被験者グループを構成した大規模な効果検証が行いにくい。結果として、装具に対する臨床での適応判断や効果判定は、関係する理学療法士らの個々の経験に基づいた判断に委ねられてしまい、積極的な使用には繋がっていないと考えられる。

一方、大規模なランダム化比較対照試験による結果が、必ずしも眼前の対象者に対する有効性を保障するものではないという事実もあって、近年、各対象者における効果検証を推奨する傾向もある。例えば、事例研究における実験的デザインの一つである N-of-1 研究は、個人内の多重クロスオーバーデザインであり、対象個人における有効性を明らかにするために用いられる^{7,8)}。一部の Evidence-based medicine (EBM) 指針では、N-of-1 研究はシステマティックレビューと同等かそれ以上で、バイアスの最も少ない研究手法とされ、最高位のエビデンスレベルとして位置づけられている⁹⁾。このような N-of-1 研究は、どのような介入に対しても適用できるわけではなく、介入による効果が即時的で carry-over 効果が少ない場合に限定されている。膝装具の装着は、即時的な効果が期待でき、また副作用が少ないため症例に対して安全に処方可能な保存療法の一つであることから¹⁰⁾、N-of-1 研究に適していると考えられた。また、長い膝装具は装着時の不快感や動作の阻害因子に繋がること¹¹⁾、膝 OA は荷重応答期に膝が過剰に屈曲し膝の急激な内反 (lateral thrust) を認めることから¹²⁾、装具の長さや荷重応答期の屈曲と内反に着目することに意義がある。

そこで本研究は、長い膝装具の方がモーメント

アームは長く、膝関節内反と屈曲を抑制する効果が高くなることを仮説に、使用する膝装具の選択に難渋する膝 OA 患者 1 例を対象として、N-of-1 研究を応用して荷重応答期の内反と屈曲に対する異なる長さの装具の効果を科学的に検証し、症例にあった効果的な装具選択に役立てることを目的とした。このような取り組みは、エビデンス構築が十分でなく科学的根拠に基づいた選択が難しい状況において、個々の対象者におけるより科学的な選択を行うための先行事例の一つとなることが期待される。

2. 対象および方法

2-1 対象

対象は、60 歳台の女性の膝 OA 患者であった。右人工股関節全置換術を実施した後に回復期リハビリテーション病院へ入院した。理学療法を実施するとともに合併症の内側型の膝 OA による左膝関節痛に対して膝装具の使用を検討していた。なお、左膝の重症度は Kellgren-Laurence 分類¹³⁾を指標にして Grade 2 であり、膝関節可動域は屈曲 120°、伸展 5°、徒手筋力テスト (Manual Muscle Test) は屈曲 3、伸展 4、基本動作や ADL は階段昇降以外自立であった。

2-2 方法

N-of-1 研究のデザインを応用し、候補となる 2 種の膝装具が対象の歩行動作に与える影響を調べた。使用した膝装具は短い軟性膝装具 (長さ 20 cm、ファシリエイドサポーター膝ショート：日本シグマックス株式会社) と長い軟性膝装具 (長さ 32 cm、エクスエイドニーライトスポーツ 2：日本シグマックス株式会社) であった。いずれの装具もナイロン、ポリエステル、ポリウレタンの繊維を使用しており、両側に樹脂ステーがあることが特徴である短い軟性膝装具を装着した期間 (A 期間) と長い軟性膝装具を装着した期間 (B 期間) をそれぞれ 3 日間、ランダムな順番で 3 セットを繰り返し、装具は計測時のみ装着した。二つの期間の間には、carry-over 効果を除去するために 1 日間のウォッシュアウト期間を設定した (図 1)。

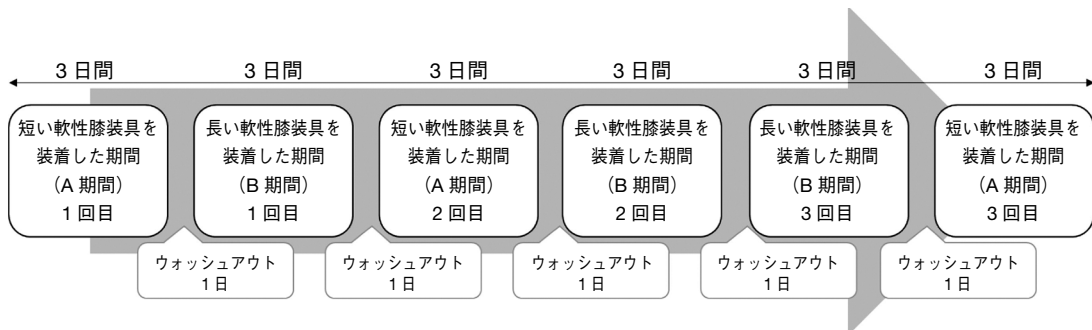


図 1 計測期間の流れ

二つの膝装具が歩行動作に与える影響の評価は、ビデオカメラ (ipad mini4, ios14.2 ; apple Inc, Cupertino, CA, USA) を用いた画像解析によって実施した。各期間の最終日に、対象の歩行を動画で撮影した。動画撮影は、対象者の全身が投影されるようにカメラの位置を設定し、歩行路のうち中間地点の 1 m 程度を角度算出に採用した。画像解析の正確性と効率を高めるために、撮影の開始前に患側の上前腸骨棘、大転子、大腿骨外側上顆、膝関節中央、腓骨頭、足関節外果、足関節中央に、衣服の上でも目立つ色のポイントマーカーシール (直径 2 cm、ニチバン社製) を貼付した。衣服上に貼付したマーカーのため、多少はずれることが想定され、動きを妨げない程度の抑制帯にて衣服が乱れないように固定した。画像解析では膝関節の内反角度と屈曲角度を評価指標として、膝関節中央は膝関節内外側裂隙の midpoint、足関節中央は足関節内外果の midpoint と定義した¹⁴⁾。内反角度は、前額面上における上前腸骨棘、膝関節中央を結んだ線の基本軸に対して、膝関節中央と足関節中央を結んだ線の移動軸からなる角度とし、屈曲角度は矢上面上における大転子と大腿骨外側上顆を結んだ線の基本軸に対して、腓骨頭と足関節外果を結んだ線の移動軸からなる角度に設定した (図 2、3)。評価角度の算出タイミングは歩行中の患側の荷重応答期に設定し、ビデオカメラにて撮影した動画を静止画に変換し画像処理ソフト ImageJ の Angle Tool (角度ツール) により算出した。荷重応答期は、踵での初期接地後に足底が全面接地した直後と定義した。3 セット介入時の内反と屈曲角度の

平均値を採用値として比較し、パラメータである 3 セット介入時の荷重応答期の内反と屈曲角度について、短い軟性膝装具を装着しての歩行 (A) の平均値、長い軟性膝装具を装着しての歩行 (B) の平均値から効果量 (Cohen's d) を算出し比較した。Cohen's d は二つのグループの平均値の差を標準偏差で割った値であり、平均値の違いがどの程度大きいのかを示す指標である。この計算から得られる値はグループごとの平均値の差を標準化したものになっており、効果量の大きさの基準は、d

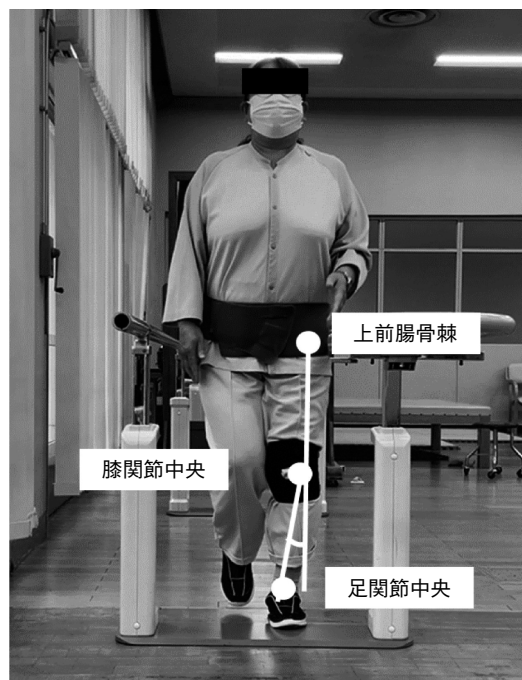


図 2 関節角度の算出方法 (内反角度)

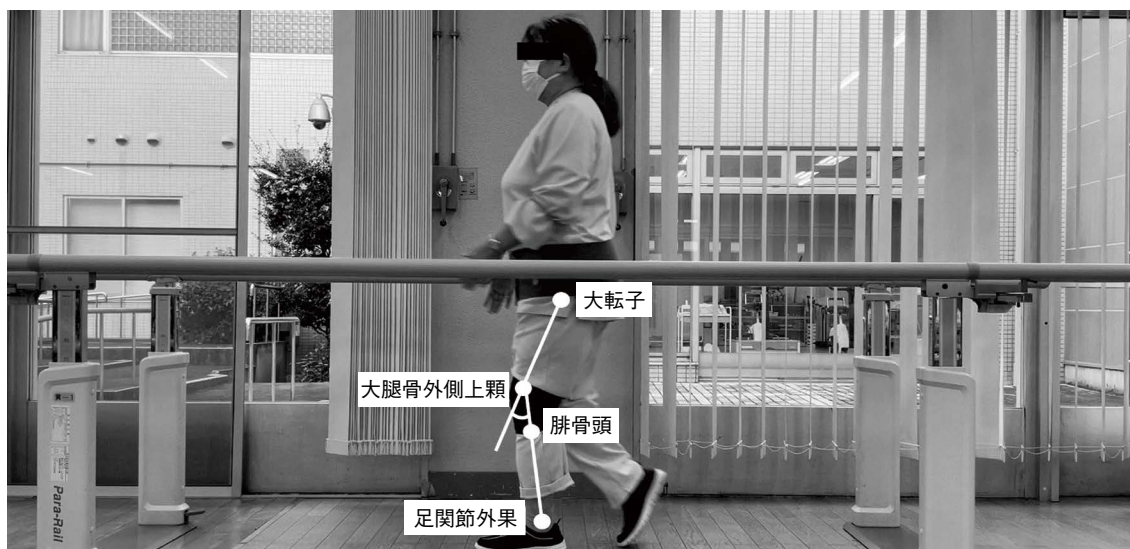


図3 関節角度の算出方法(屈曲角度)

表1 荷重応答期の膝関節内反・屈曲角度の比較

	内反角度 [°]		屈曲角度 [°]	
	A (短膝装具)	B (長膝装具)	A (短膝装具)	B (長膝装具)
1 セット目	3.9	19.4	10.3	24.8
2 セット目	5.8	28.9	7.1	30.0
3 セット目	6.5	26.2	9.9	35.7
平均値	5.4	24.8	9.1	30.2
標準偏差	1.4	4.9	1.8	5.5
Cohen's d	2.30		1.04	

= 0.2 ~ 0.4 で小さな効果量、 $d = 0.5 \sim 0.7$ で中程度の効果量、 $d = 0.8$ 以上では大きな効果量があるとされ¹⁵⁾、二つのグループには明確な差があると判断される。

2-3 倫理的配慮

本研究は、福岡天神医療リハビリ専門学校研究倫理委員会(承認番号：2024-2)、埼玉県総合リハビリテーションセンター倫理委員会(承認番号：R6-06)によって承認され、ヘルシンキ宣言に準じて実施された。対象者には研究内容に関する十分な説明を行い、本研究への参加についての同意を文書にて得た。

3. 結果

画像解析により、短い軟性膝装具を装着した際

の膝関節の内反角度は $5.4 \pm 1.4^\circ$ 、屈曲角度は $24.8 \pm 4.9^\circ$ であり、これに対して、長い軟性膝装具を装着した際の膝関節の内反角度は $9.1 \pm 1.8^\circ$ 、屈曲角度は $30.2 \pm 5.5^\circ$ であった(表1)。Cohen's d により算出した効果量は内反角度で $d = 2.30$ 、屈曲角度で $d = 1.04$ であり、短い軟性膝装具は長い軟性膝装具よりも内反角度と屈曲角度ともに小さかった。つまり、短い軟性膝装具は歩行中の荷重応答期の内反および屈曲を抑制する傾向を示した。

4. 考察

本研究では、膝 OA 患者の歩行動作に対する膝装具装着の効果を N-of-1 研究を用いて検証した。その結果、短い軟性膝装具は長い軟性膝装具に比べて、歩行中の荷重応答期の膝関節内反および屈

曲を抑制する傾向を示した。

膝 OA は、荷重応答期に膝が過剰に屈曲し、立脚側に体幹側屈を認め、また膝の急激な内反 (*lateral thrust*) を認める¹²⁾。そのため、膝 OA の荷重応答期における膝関節内反と屈曲は抑制されることが望まれる。しかし、内側型膝 OA 患者は歩行時にみられる *lateral thrust* に代表される異常運動が関節軟骨の破壊を進め、さらなる内反変形を助長する¹⁶⁾。膝装具は、膝関節の安定性を向上させ、異常運動を制御し、下肢アライメントを修正することで関節面への負荷を減らすことができ、疼痛の軽減や膝 OA の進行予防が期待できる⁶⁾。また、軟性膝装具は *lateral thrust* の抑制に効果があり、歩行時の *lateral thrust* の大きな症例においては疼痛軽減に繋がる可能性があることが報告されている¹⁷⁾。これについて、軟性膝装具が膝全体を覆うことにより膝関節周囲筋を圧迫および刺激し、締め付けによる装着圧力の効果が異常運動の抑制および疼痛軽減に関与したとされている。本研究においても、それらの影響があり、膝装具の装着効果に反映したものと考えられる。

また、本研究は長い膝装具の方がモーメントアームは長く、膝関節内反と屈曲を抑制することを仮説にしたが、短い膝装具の方が抑制する結果を示した。これについて、長い膝装具と短い膝装具の効果を比較した研究では、両者に Lequesne の重症度指数や重心動揺計を用いたバランスの比較において、有意差が認められなかったことが報告されている¹⁸⁾。その要因として、装具の非装着時に比べていずれの装具を装着した場合にも重症度指数や重心動揺は有意に減少したが、長さの違いによる両群間での有意差は認められず、比較的短い膝装具でも十分に制動機能を果たすことが述べられている。さらに、短い軟性膝装具の有用性を検証する目的で、長い軟性膝装具と短い軟性膝装具の無作為化割り付け前向き試験を行った研究では、4 週間の治療期間中に装具装着の中止を申し出た者は、短い軟性装具群で 31 例中 2 例 (6.5%)、長い軟性装具群で 29 例中 12 例 (41.4%) であり、その割合には両群間で有意差があった¹¹⁾。長い軟性装具の使用を中止した理由としては、デザイン性への不満や、装着することにより

逆に疼痛が増したことなどが報告されており、それらの点から、比較的短く軽量でデザイン性の高い軟性装具が好まれる可能性が考えられる。本研究の対象者においても、長い軟性膝装具は装着時の不快感や動作の阻害因子に繋がり、結果として短い軟性膝装具の方が高い効果を示した可能性が考えられる。

本研究の限界として、N-of-1 研究の特性上、得られた結果を他の膝 OA 患者にそのまま適用することはできない点に注意が必要である。また、課題が膝装具の装着であったことから、対象者と評価者の両方に対してブラインド (盲検化) が困難であり、結果に影響した可能性がある。前者については、眼前の対象者における装具の有効性を確認する目的においては、それほど問題にはならないと考えられる。一方、後者は、対象者および評価者のバイアスを排除するために可能な限り配慮されるべきであり、本研究では難しかったが、比較する装具や機能によっては工夫の余地があると考えられた。さらに、データ数が少なく統計学的有意差の検定が困難であったため、今後は統計学的解析が可能なデータ数を確保し結果の信頼性を向上させることが望まれる。

N-of-1 研究は、現在行っている介入が目の前にいる対象者に対して効果があったかどうかを検証することに適しており、臨床現場での高い応用可能性が注目されるようになってきている。また、N-of-1 研究のシステムティックレビューが、ランダム化比較対照試験のそれと並び、介入の有効性に関するエビデンスレベルの最上位に位置付けられることもあることから、今後は類似した膝 OA 患者にて同様の研究を進めて知見を増やし、そのメタ分析へと発展していくことが期待される。

5. おわりに

本研究は、N-of-1 研究を応用して、膝 OA 患者における 2 種の軟性膝装具の効果を比較検証した。結果、本研究の対象者においては、歩行時の膝関節角度の違いから、長い軟性膝装具よりも短い軟性膝装具が適していることが確認された。この結果は他の膝 OA 患者にそのまま適用できないが、対象者にとって、信頼性の高い方法によって

得られた適切な装具選択であったと考えられる。今後は、類似した膝 OA 患者での同様の検証が進みメタ分析が実施されるなどして、ランダム化比較対照試験だけに依存しない、膝 OA に対する装具効果の多角的なエビデンス構築が進むことが期待される。

6. 利益相反

本研究において、開示すべき利益相反はない。

7. 謝辞

本研究にご協力いただきました被験者、および計測実施施設の関係者の皆さま方に深謝いたします。

引用文献

- 大森豪, 古賀良生: 変形性膝関節症の発症および悪化因子. 総合リハビリテーション, 29(3): 221-225, 2001.
- 川村秀哉, 杉岡洋一, 廣田良夫・他: 変形性膝関節症の疫学-患者数推定と患者調査結果の検討. 整形外科と災害外科, 44(1): 12-15, 1995.
- 徳田一貫, 新小田幸一, 羽田清貴・他: 内側型変形性膝関節症における歩行立脚時の関節角度と大腿・下腿回旋運動の評価. 理学療法科学, 29(3): 437-442, 2014.
- 元田英一: 膝装具に必要な力学的特性. 日本義肢装具学会誌, 24(1): 12-14, 2008.
- 岡本卓也, 石井陽介, 出家正隆: 早期変形性膝関節症の治療 装具療法. 関節外科 基礎と臨床, 40(7): 728-734, 2021.
- 出家正隆, 岡本卓也: 膝疾患の装具. MB Orthop, 30: 29-33, 2017.
- Mirza, R D, Punja, S, Vohra S, et al.: The history and development of N-of-1 trials. J R Soc Med, 110(8): 330-340, 2017.
- 門間陽樹: 集団を対象とする疫学研究とN=1研究. バイオメカニズム学会誌, 42(1): 47-52, 2018.
- 美馬達哉, 小金丸聡子, 芝田純也・他: N-of-1研究をどう行うか. Jpn J Rehabil Med, 59(11): 1111-1117, 2022.
- 遠山晴一, 湯沼祐希, 佐橋健人: 変形性膝関節症に対する装具療法の作用機序とその有用性. MB Orthop, 36: 21-28, 2023.
- Kellgren JH, Laurence JS: Radiological assessment of osteoarthritis. Am Rheum Dis, 16: 494-501, 1957.
- 等々力賢輔, 甲斐義浩, 寺尾純・他: マーカーレスモーションキャプチャを用いた膝関節姿勢推定の再現性と妥当性の検証. Japanese Journal of Health Promotion and Physical Therapy, 13(1): 7-11, 2023.
- 昆恵介: エビデンスピラミッドと症例報告の重要性. 日本義肢装具学会誌, 41(1): 73-80, 2025.
- 畠中泰彦: PTOTビジュアルテキスト 姿勢・動作・歩行分析第2版. 羊土社, pp89-105, 2023.
- 松尾智史, 大森豪, 西野勝敏・他: 内側型変形性膝関節症におけるLateral thrust, 膝内反モーメントおよび下肢筋力とX線進行度との関連性. 臨床バイオメカニクス, 32: 401-405, 2011.
- 岡本卓也, 出家正隆, 浅枝諒・他: 歩行解析を用いた変形性膝関節症に対する装具療法の検討. 別冊整形外科, 67(1): 121-124, 2015.
- 戸田佳孝, 月村規子, 槻浩司: 変形性膝関節症に対する装具療法. MB Orthop, 22: 256-262, 2009.
- 戸田佳孝, 月村規子, 槻浩司: 膝OAの膝軟性装具療法. MB Orthop, 23: 39-45, 2010.

Abstract:

Purpose : Applying the N-of-1 study, we aimed to scientifically examine the effect of orthotics on gait motion in patients with knee OA and to help select an effective orthotic for each case.

Participants and Methods : The effectiveness of short and long soft knee orthoses was compared and verified in one patient with knee OA who had difficulty in selecting the knee orthosis to be used. The parameters were the knee joint internal rotation and flexion angle during the load-response phase of walking. The mean values for walking with the short soft knee orthosis (A) and the mean values for walking with the long soft knee orthosis (B) were compared by calculating the effect size (Cohen's d) by comparing the AB changes.

Results : The short soft knee brace had a medial angle of 5.4° and a flexion angle of 24.8° , while the long soft knee brace had a medial angle of 9.1° and a flexion angle of 30.2° . The effect size was large.

Conclusion : Short soft knee braces were found to be more suitable than long soft knee braces in the subjects in this study. In the future, it is hoped that similar validation in similar knee OA patients will proceed and meta-analysis will be conducted to build multifaceted evidence of effectiveness in orthotic use for knee OA, rather than relying solely on randomized, controlled trials.

Key words: N-of-1 Study, orthosis, Knee osteoarthritis, Gait

支援工理学療法学会誌

投稿要領

1. 本誌の目的

- ①支援系理学療法学および関連する分野の研究を公表し、理学療法学を発展させる。
- ②理学療法士の卒後継続教育に資する教育的な論文を掲載する。
- ③支援系理学療法の実践に関する記録や資料を掲載する。

2. 記事の種類

- ①研究論文(原著)：新規性および独創性があり、明確な結論を示した論文。症例の臨床的問題や治療結果について科学的に研究を行い、考察を行った論文。単一の対象者であっても、被験者内での多重クロスオーバーデザイン(いわゆる n-of-1 試験*)による介入効果を検証した研究論文を含む。

(*参考：Kravitz, R.L. Design and implementation of N-of-1 trials: a user's guide.

<https://effectivehealthcare.ahrq.gov/products/n-1-trials/research-2014-5>)

- ②短報：研究の速報・略報として簡潔に記載された短い研究論文。
- ③症例報告：症例として報告の意義がある、あるいは新技術として公開することに意義がある論文
- ④その他：システマティックレビュー、症例報告、実践報告、調査報告など編集委員会で掲載が適切と判断された論文および記事(なお、症例報告とは症例の治療および経過などについて論理的に提示し、考察を行ったもの。実践報告とは、理学療法の実践の中で、新たな工夫や介入、結果等について具体的かつ客観的に情報提示し、その内容が有益と判断されたもの)。

3. 投稿者の資格

本誌への投稿資格は原則として、共著者のうち

に日本支援工理学療法学会会員がいること。ただし、会員が含まれない場合であっても編集委員会が、本学会への貢献が認められた場合は、採択することができる。

なお、依頼原稿についてはこの限りではない。投稿論文の共著者に学生会員を含むことができる。研究や調査の際に倫理上・人権上の配慮がなされ、その旨が文中に明記されていること。人および動物を対象とする研究の場合は、必要な倫理審査を受けた旨を明記すること。

4. 投稿原稿の条件

投稿原稿は他誌に発表または投稿中の原稿でないこと。本規定および執筆規定にしたがい作成すること。

5. 投稿承諾書

著者の論文への責任および著作権譲渡の確認のため、別紙の投稿承諾書に自筆による署名をして提出すること。

6. 利益相反

利益相反の可能性のある事項(コンサルタント料、株式所有、寄付金、特許など)がある場合は本文中に記載すること。なお、利益相反に関しては日本理学療法士学会連合が定める「利益相反の開示に関する基準」を遵守すること。

投稿時に「COI 自己申告書」を提出しなければならない。申告時の内容については、謝辞等にその旨記載する。COI 状態がない場合も、謝辞等に「開示すべき COI 状態はない」などの文言を記載し、自己申請書を提出する。

7. 著作権

本誌に掲載された論文の著作権は、日本支援工理学療法学会に属する。また、本誌に掲載された論文はオンライン公開される。

8. 研究倫理

ヘルシンキ宣言および厚生労働省の「人を対象とする生命科学・医学系研究に関する倫理指針」などの医学研究に関する指針に基づき対象者の保

護には十分留意し、説明と同意などの倫理的な配慮に関する記述を必ず行うこと。また、研究にあたり、所属研究機関あるいは所属施設の倫理委員会ないしそれに準ずる機関の承認を得ることを必須とし、倫理審査委員会名および承認番号(または承認年月日)を必ず記載すること。なお、倫理審査委員会より承認の非該当となった場合には、その旨を記載する。

9. 原稿の採択

原稿の採否は複数の査読者の意見を参考に編集委員会において決定する。査読の結果、編集方針にしたがって原稿の修正を求めることがある。修正を求められた場合は2カ月以内に修正稿を再提出すること。提出期限を超過した場合は新規投稿論文として扱われる。また、必要に応じて編集委員会の責任において字句の訂正を行うことがある。

10. 校正

著者校正は原則として1回とし、誤字脱字を除く文章および図表の変更は原則として認めない。

11. 掲載に関する費用

規定の分量の範囲内までは無料掲載するが、超過した場合は超過分に要した実費を徴収する場合がある。

12. 原稿送付方法および連絡先

1) 原稿送付方法

本学会のメールアドレス(journal@jsatpt.jspt.or.jp)へ投稿すること。原稿書式など詳細は執筆規程に定める。

2) 問合せ先

〒106-0032 東京都港区六本木 7-11-10

一般社団法人 日本支援工学理学療法学会
「日本支援工学理学療法学会学会誌」編集室

TEL: 03-6804-1626

E-mail: journal@jsatpt.jspt.or.jp

註1: 国際医学雑誌編集者委員会: 生物医学雑誌への投稿のための統一規定(<http://www.icmje.org/recommendations/>)

註2: 厚生労働省: 研究に関する指針について
(<http://www.mhlw.go.jp/stf/seisakunitsuite/bunya/hokabunya/kenkyujigyou/i-kenkyu/index.html>)

《執筆規程》

1. 原稿の分量および形式

- 1) 原稿はパソコンまたはワープロ(テキストファイル形式)を用い、A4 版横書き縦 40 行・横 40 字の 1,600 字分を 1 枚とし、文献、図表、写真を含み、本文の合計が 10 枚(16,000 字相当)以内を原則とする。1,600 字用紙で 3 枚程度の短報も可能。
- 2) 図表、写真は、それぞれ 1 枚につき原稿 400 字分と換算し、原則として合計 5 枚以内とする。図は製版できるよう作成し、表はタイプ又はワープロで作成する。写真は白黒を原則とし、カラー写真の場合には実費負担とする。
- 3) 刷り上がり 5 ページ(8,000 字相当)までの掲載は無料。6 ページ以上の超過ページは実費徴収する場合がある。

2. 論文の構成

- 1) 原稿の表紙に、①題名(和文および英文)、②キーワード(5 語以内)、③希望する原稿カテゴリー(研究論文(原著)、短報、研究報告、症例報告、その他)、④前回投稿時の Paper ID(再投稿や再々投稿の場合のみ)。
- 2) 原稿本文には、和文の要旨(400 字以内)とキーワード(5 語以内)、本文、文献、英語要旨(300 語以内の Abstract)と Keywords(5 語以内)の順に記載し、通し番号を付け、図表及び写真を添付する。また、原稿本文の各ページには行番号を付けること。
- 3) 図、表及び写真は 1 枚ずつ別紙とし、図 1、表 1 および写真 1 などの番号をつける。さらに図及び写真の標題や説明は、別紙 1 枚に番号順に記入する。
- 4) 本文: 本文は原則以下の項目に沿って本文を構成すること。ただし、研究論文(原著)以外の記事の種類の論文においては、著者の判断で項目

名を変更してもよい。

①はじめに(序論、緒言)：研究の背景、臨床的意義、研究の目的、取り扱っている主題の範囲、先行研究との関連性の明示などを記述する。

②対象および方法

用いた研究方法について第3者が追試できるように記述する。倫理的配慮も記述すること。

③結果(成績)

研究で得られた結果を本文および図表を用いて記述する。データは、検証、追試を行いやすいように図(グラフ)よりも表にして数値で示す方が望ましい。

④考察(分析)

結果の分析・評価、今後の課題、などを記述する。

⑤結論

研究で得られた結論を200～300字で簡潔に記述する。

⑥利益相反

利益相反の有無について記載する。

⑦謝辞

著者資格には該当しない研究への貢献者については謝辞に記載する。

5) 文献：引用文献のみとする

6) 年号は原則として西暦を使用し、外国語、外国人名、地名は、原語もしくはカタカナ(最初は原綴りを併記)で書く。略語は本文中の最初に出たところでフルネームを入れる。

7) 文献の記載方法

a) 本文中の該当箇所の右肩に、順に1)、2)…の通し番号を付し、文末に番号順に掲げる。

b) 雑誌の場合

著者名：題名、雑誌名、巻(号)：引用ページ、発行年 の順に記載する。

(例)

井村恒郎：知覚抗争の現象について、精神経誌, 60: 1239-1247, 1958.

Baxter, L R, Schwartz, J M, et al. : Reduction of prefrontal cortex metabolism common to three types of depression. Arch Gen Psychiatry, 46: 243-250, 1989.

c) 単行本の場合

著者名：題名、監修ないし編集者、書名、版数：引用ページ、発行社名、発行地名、西暦発行日の順に記載する。

(例)

八木剛平、伊藤斉：躁鬱病、保崎秀夫編著、新精神医学：282-306、文光堂、東京、1990.

Gardnar, M B : Oncogenes and acute leukemia. Stass SA(ed), The Acute Leukemias : 327-359, Marcel Dekker, New York, 1987.

d) 著者名が4名以上の場合、3名連記の上、○○○、他、あるいは○○○, et al. とする。

3. 投稿は原則として以下のファイル(①表紙：上記7の(1)を参照のこと、②本文、③図表、④投稿関連電子ファイル：連絡先 査読候補者等の希望リスト 投稿承諾書 COI 自己申告書 ネイティブチェック)をpdfファイルとし、以下学会アドレスに添付ファイルとして投稿してください。なおすべてのファイル名には氏名を先頭に記してください。例：「山田太郎表紙.pdf」、山田太郎本文.pdf」、他。

4. 学会アドレス：journal@jsatpt.jspt.or.jp

5. 著者校正は1回とする。校正の際の大幅な変更は認めない。

6. 採択した原稿及び電子媒体は、原則として返却しない。

7. 投稿承諾書・COI 自己申告書・ネイティブチェック証明書はPDFにして、日本支援工理学療法学会事務局にメール(journal@jsatpt.jspt.or.jp)にて提出する。宛先は以下の通り。

〒106-0032 東京都港区六本木7-11-10

一般社団法人 日本支援工理学療法学会

「日本支援工理学療法学会学会誌」編集室

TEL：03-6804-1626

E-mail：journal@jsatpt.jspt.or.jp

8. 本誌に掲載された論文の著作権は日本支援工理学療法学会に帰属する。

9. 査読候補者について

(1) 査読者候補を1名以上指名すること。該当者の①氏名、②所属、③e-mail アドレスを投稿の際に同時入力すること。なお、査読者

の最終的な選定は編集委員会で行うため、必ずしも査読候補者が査読者に加わるとは限らない。

- (2) 投稿者の不利益が予想される場合、投稿者は該当者を指名して査読候補者から除外するよう希望することができる。指名する場合は、①投稿者に不利益が生じる理由、および該当者の②氏名、所属、e-mail アドレス等を明記した別紙(フォーマットは任意)を添付すること。なお、査読者の最終的な選定は編集委員会で行うため、該当者が査読者に加わる場合もある。

10. 英文で執筆する場合はネイティブチェックを受け、初回投稿時に証明書のコピーを添付する。

(2021 年 9 月 26 日制定)

(2024 年 2 月 29 日改正)

(2024 年 9 月 11 日改正)

編集後記

2025 年も、自然災害や国際的な課題など、私たちの生活に影響を及ぼす出来事が続いています。日々の業務や教育・研究活動においても、想定外の状況への対応力が求められる時代になりました。そんな中でも、支援工理学療法は「人を支える技術」として、その重要性がより一層高まっているように感じます。

日々進化する技術と、それを現場で活かす理学療法士の実践知。この両者が交差する場として、本学会誌は非常に意義ある存在です。現場での知見や研究成果が誌面を通じて共有され、新たな発見や連携が生まれていく。その循環こそが、支援工理学療法の本質であり、私たちの専門性の強みではないでしょうか。

これからも、本誌が皆様の活動を後押しする一助となれば幸いです。ご投稿・ご意見もお待ちしております。

残暑が続きますが、皆様どうかご自愛ください。

支援工理学療法学会誌 編集委員 西山徹

編集委員会

編集員長	新田 収	東京都立大学		
編集員	豊田 輝	帝京科学大学	西山 徹	日本医療大学
	大西忠輔	城西国際大学	春名弘一	北海道科学大学
	小原謙一	川崎医療福祉大学	廣島拓也	医療法人社団苑田会花はたりハビリテーション病院
	倉山太一	植草学園大学	西川裕一	金沢大学
	石濱裕規	医療法人社団永生会研究開発センター	信太奈美	東京都立大学

支援工理学療法学会では、ホームページを開設しております。
<http://jspt.japanpt.or.jp>

支援工理学療法学会誌

Journal of Assistive Technology in Physical Therapy

(略称: jatpt)

2025 年 9 月 30 日発行 第 5 巻第 1 号 ©

発行 日本支援工理学療法学会
〒106-0032 東京都港区六本木 7-11-10
一般社団法人 日本支援工理学療法学会
「日本支援工理学療法学会学会誌」編集室
TEL. 03-6804-1626
製作 株式会社 双文社印刷
〒173-0025 東京都板橋区熊野町 13-11
TEL. 03(3973)6271 FAX. 03(3973)6228
ISSN 2436-6951

本書の内容を無断で複写・複製・転載すると、著作権・出版権の侵害となること
がありますのでご注意ください。

