



**Akademia Wychowania Fizycznego Józefa Piłsudskiego
w Warszawie**

Rafał Borkowski

**Analiza i porównanie reakcji młodych kobiet na perturbacje
przednio-tylne występujące w różnych fazach cyklu chodu**

**Promotor rozprawy doktorskiej
Prof. dr hab. Michalina Błażkiewicz-Janeczko**

Rozprawa doktorska
w dziedzinie nauk medycznych i nauk o zdrowiu
w dyscyplinie nauki o kulturze fizycznej

Warszawa, lipiec 2025

Praca została zrealizowana w ramach Uczelnianego Projektu Badawczego nr 2: „***Ocena kontroli stabilności posturalnej w odpowiedzi na indukowane perturbacje w różnych grupach wiekowych***”, finansowanego w latach 2023 – 2024. Wykorzystana aparatura pochodzi z Projektu „***Adaptacja i wyposażenie innowacyjnych laboratoriów do badań diagnostycznych i terapeutycznych narządu ruchu***”, współfinansowanego ze środków Unii Europejskiej w ramach Programu Operacyjnego Rozwój Polski Wschodniej 2007 – 2013. Badania przeprowadzono w Filii Akademii Wychowania Fizycznego Józefa Piłsudskiego w Białej Podlaskiej.

Składamy serdeczne podziękowania:

- mgr Karolowi Kowieskiemu za pomoc w zbieraniu danych,
- dr Martynie Jarockiej za zorganizowanie grup badawczych,
- mgr Anecie Łuć za nadzór nad formalną stroną projektu.

*Załącznik nr 1 do zał. I do Uchwały 29/2020/2021
do Wytycznych Rady Nauk o Kulturze Fizycznej AWF Warszawa
dotyczących przygotowania rozprawy doktorskiej*

Oświadczenie autora rozprawy doktorskiej

1. Świadom/a odpowiedzialności prawnej oświadczam, że niniejsza praca doktorska na temat:

Analiza i porównanie reakcji młodych kobiet na perturbacje przednio-tylne występujące w różnych fazach cyklu chodu.

została napisana przeze mnie samodzielnie i nie zawiera treści uzyskanych w sposób niezgodny z obowiązującymi przepisami.

2. Oświadczam, że praca doktorska nie narusza praw autorskich na podstawie ustawy z dnia 4 lutego 1994 roku o prawie autorskim i prawach pokrewnych (Dz. U. 2019 poz. 1231 z późn. zm.) oraz dóbr osobistych chronionych prawem cywilnym.

3. Oświadczam ponadto, że treść pracy przekazanej na zewnętrznym nośniku elektronicznym jest identyczna z wersją przyjętą przez promotora i dostarczoną w formie papierowej.

4. Oświadczam również, że przedstawiona praca nie była wcześniej przedmiotem procedur związanych z uzyskaniem stopnia doktora.

Pouczenie:

Zgodnie z art. 193 ust. 5 ustawy z dnia 18 lipca 2018 roku – Prawo o szkolnictwie wyższym i nauce (Dz. U. 1668 z późn. zm.) w przypadku niedopuszczenia do obrony rozprawy doktorskiej albo wydania decyzji o odmowie nadania stopnia doktora, ta sama rozprawa nie może być podstawą do ponownego ubiegania się o nadanie stopnia doktora

Data

podpis autora pracy

Data

podpis promotora pracy przyjmującego oświadczenie

Spis treści

Streszczenie w języku polskim.....	6
Streszczenie w języku angielskim	9
1. Wstęp.....	12
1.1 Charakterystyka chodu swobodnego	12
1.2 Definicja i rodzaje perturbacji	15
1.3 Problematyka perturbacji wchodzie – dotychczasowy stan wiedzy	17
1.3.1 Perturbacje podczas chodu na ścieżce	21
1.3.2 Perturbacje podczas chodu na bieżni jedno-pasmowej	43
1.3.3 Perturbacje podczas chodu na bieżni dwu-pasmowej	56
1.3.4 Perturbacje podczas chodu na bieżni i ścieżce	76
2. Cel i pytania badawcze	84
3. Metody i materiał	85
3.1 Charakterystyka grupy badanej	85
3.2 Aparatura pomiarowa	85
3.3 Protokół badania	86
3.4 Proces przygotowania danych do analizy	89
3.4.1 Przetwarzanie danych z systemu GRAIL w oprogramowaniu MatLab	90
3.4.2 Oprogramowanie OpenSim – wyznaczanie sił poszczególnych mięśni	91
3.5 Analiza statystyczna	106
3.5.1 Analiza statystyczna parametrów czasowo-przestrzennych.....	107
3.5.2 Analiza statystyczna parametrów kinematycznych i kinetycznych	107
3.5.3 Analiza statystyczna szczytowych wartości sił mięśniowych.....	111
4. Wyniki	113
4.1 Porównanie parametrów kończyny poddawanej perturbacjom z parametrami chodu swobodnego	113
4.1.1 Parametry czasowo-przestrzenne	113

4.1.2	Parametry kinematyczne	115
4.1.3	Parametry kinetyczne	117
4.1.4	Siły mięśniowe	121
4.2	Porównanie parametrów kończyny odpowiadającej na perturbacje z parametrami chodu swobodnego	127
4.2.1	Parametry czasowo-przestrzenne	127
4.2.2	Parametry kinematyczne	129
4.2.3	Parametry kinetyczne	130
4.2.4	Siły mięśniowe	134
5.	Dyskusja	140
5.1	Różnice parametrów czasowo-przestrzennych.....	141
5.1.1	Reakcje kończyny poddawanej perturbacjom	141
5.1.2	Reakcje kończyny wykonującej <i>recovery step</i>	142
5.2	Różnice parametrów kinematycznych.....	144
5.2.1	Reakcje kończyny poddawanej perturbacjom.....	144
5.2.2	Reakcje kończyny wykonującej <i>recovery step</i>	146
5.3	Różnice sił reakcji podłoża.....	148
5.3.1	Reakcje kończyny poddawanej perturbacjom.....	148
5.3.2	Reakcje kończyny wykonującej <i>recovery step</i>	151
5.4	Różnice momentów sił mięśniowych	153
5.4.1	Reakcje kończyny poddawanej perturbacjom.....	153
5.4.2	Reakcje kończyny wykonującej <i>recovery step</i>	157
5.5	Różnice szczytowych sił mięśniowych	160
5.5.1	Reakcje kończyny poddawanej perturbacjom.....	160
5.5.2	Reakcje kończyny wykonującej <i>recovery step</i>	164
5.6	Wpływ perturbacji na parametry chodu	167

6.	Ograniczenia badania	169
7.	Wnioski.....	170
8.	Bibliografia.....	172

Streszczenie w języku polskim

Wstęp

Perturbacje, definiowane jako nagłe zaburzenia równowagi dynamicznej, mogą mieć istotny wpływ na biomechanikę chodu. Celem pracy była identyfikacja parametrów czasowo-przestrzennych, kinematycznych i kinetycznych chodu, które są najbardziej podatne na perturbacje występujące w fazach Initial Contact (IC) i Pre-Swing (PSw) cyklu chodu, oraz określenie udziału sił mięśniowych kończyn dolnych w odpowiedzi na te zakłócenia.

Materiał i metody

W badaniu wzięło udział 21 młodych kobiet w wieku 21.38 ± 1.32 lat, masie ciała 61.38 ± 6.48 kg i wysokości ciała 165.9 ± 4.53 cm. Perturbacje były wywoływane w kontrolowanych warunkach laboratoryjnych z wykorzystaniem systemu GRAIL (The Gait Real-time Analysis Interactive Lab, Motek Medical BV, Holandia). Podczas protokołu badania rejestrowano parametry czasowo-przestrzenne, kinematyczne i kinetyczne chodu swobodnego oraz chodu z perturbacjami. Perturbacje wywoływano przez zmiany prędkości przesuwu lewego pasa bieżni. Podczas chodu swobodnego obydwie pasy przesuwały się z prędkością 1.2 m/s. Przyspieszenie pasa w fazie PSw i spowolnienie w fazie IC symulowało poślizgnięcie, z kolei spowolnienie pasa w fazie PSw symulowało potknięcie. Wielkość każdej perturbacji wynosiła pięć w skali od 1 do 5. Oznaczało to zmianę prędkości pasa bieżni o około 0.5 ~ 0.6 m/s. Każdy rodzaj perturbacji wywoływano pięć razy co 10 sekund zaczynając od 30 sekundy. Następnie wykorzystano oprogramowanie OpenSim w celu obliczenia udziałów sił mięśniowych podczas reakcji na perturbacje. Uzyskane dane analizowano z zastosowaniem metod statystycznych, w tym metody Statistical Parametric Mapping (SPM). Analizowano różnice między chodem w obecności poszczególnych rodzajów perturbacji a chodem swobodnym uwzględniając osobno kończynę poddawaną perturbacjom i kończynę na nie odpowiadającą.

Wyniki

Przyspieszenie pasa bieżni w fazie PSw pociągało za sobą skrócenie i przyspieszenie kroku zarówno kroku poddawanego perturbacjom jak i na nie odpowiadającego. Dla obydwu analizowanych kroków obserwowano większe zgięcie

w stawie biodrowym i kolanowym, a także zmniejszenie siły odpychania się od podłoża. W efekcie rejestrowano większą siłą generowaną przez mięśnie odpowiedzialne za ruch zgięcia stawu biodrowego, co miało na celu przeniesienia kończyny do przodu.

Spowolnienie pasa bieżni w fazie PSw było kompensowane większą długością i czasem trwania cyklu chodu kończyny poddawanej i odpowiadającej na perturbacje. Jednocześnie odepchnięcie od podłoża na przestrzeni obydwu kroków było słabsze niż w chodzie swobodnym. W obecności perturbacji obserwowano większy zakres zgięcia w stawie biodrowym i kolanowym, a także wzrost wartości siły generowanej przez mięśnie odpowiedzialne zarówno za zgięcie jak i wyprost stawu biodrowego. Z kolei krok kompensacyjny wiązał się ze zwiększeniem zakresu ruchu w stawie biodrowym, ale zmniejszeniem w stawie kolanowym. Jednocześnie rejestrowano największy wzrost rozwijanej siły mięśniowej w porównaniu do chodu swobodnego spośród wszystkich analizowanych warunków. Wzrost ten dotyczył mięśni zawiadujących stawem biodrowym.

Spowolnienie pasa bieżni w fazie IC skutkowało dłuższą fazą podporu i krótszą fazą przenoszenia. Sumarycznie czas trwania cyklu chodu kończyny poddawanej perturbacjom był dłuższy. Z kolei podczas kroku odpowiadającego na perturbacje badani skracali długość i czas cyklu chodu. Kompensacyjne reakcje obydwu kończyn wymagały mniejszego zakresu ruchu w stawach biodrowym, kolanowym i skokowo-goleniowym niż to co było obserwowane w czasie chodu swobodnego. Badani słabiej odpychali się od podłoża tylko kończyną poddawaną perturbacjom, a siła potrzebna do przeniesienia kończyny w przód była kompensowana przez większe wartości siły generowane przez zginacze stawu biodrowego. Z kolei kompensacyjny wzrost siły mięśniowej dla kończyny odpowiadającej na perturbacje angażował głównie mięśnie stabilizujące staw skokowo-goleniowy.

Wnioski

Najtrudniejsze do skompensowania okazały się perturbacje w fazie Pre-Swing. Dla kończyny poddawanej perturbacjom było to zwiększenie prędkości pasa bieżni w tej fazie cyklu chodu. Spośród analizowanych rodzajów perturbacji reakcje kompensacyjne na ten rodzaj wychwiał wiązały się z największymi różnicami w stawie kolanowym i skokowo-goleniowym w zakresie zmian ustawienia kąтового, oraz wartości momentów sił

mięśniowych. Obserwowano także największe zmiany wartości sił reakcji podłoża. Co więcej, spośród analizowanych rodzajów perturbacji, podczas przyspieszenia pasa bieżni w fazie PSw obserwowano największy wzrost wartości sił mięśniowych. Z kolei dla kończyny odpowiadającej na perturbacje, spośród analizowanych rodzajów perturbacji najtrudniejsze do skompensowania było zmniejszenia prędkości pasa bieżni w fazie PSw. Spośród wszystkich analizowanych rodzajów perturbacji obserwowano największe różnice w stawie biodrowym, kolanowym i skokowo-goleniowym w wartościach momentów sił mięśniowych oraz różnice wartości wszystkich składowych sił reakcji podłoża. Jednocześnie wyniki przeprowadzonych symulacji wskazują na największy wzrost generowanej siły mięśniowej.

Słowa kluczowe: reakcje na perturbacje chodu, udziały sił mięśniowych, OpenSim, GRAIL.

Streszczenie w języku angielskim

Introduction

The term 'perturbations' is defined as sudden dynamic imbalances and has been identified as having a significant impact on gait biomechanics. The objective of this study was to identify the spatiotemporal, kinematic and kinetic parameters of gait that are most susceptible to perturbations occurring during the Initial Contact (IC) and Pre-Swing (PSw) phases of the gait cycle, and to determine the contribution of lower limb muscle forces in response to these perturbations.

Materials and Methods

The study group comprised 21 young women with a mean age of 21.38 ± 1.32 years, mean body mass of 61.38 ± 6.48 kg and mean height of 165.9 ± 4.53 cm. The perturbations were introduced in a controlled laboratory setting using the GRAIL system (Gait Real-time Analysis Interactive Lab, Motek Medical BV, Netherlands). A comprehensive set of spatiotemporal, kinematic, and kinetic parameters was recorded for both unperturbed and perturbed gait during the experimental protocol. The perturbations were introduced by modifying the speed of the treadmill belt on the left side. During the unperturbed gait, both treadmill belts were set to a speed of 1.2 m/s. The acceleration of the treadmill belt during PSw and the decelerations during IC were implemented to simulate the effects of slipping, whereas the decelerations of the treadmill belt during PSw were introduced to represent tripping. Each perturbation type was assigned a value of five on a scale from 1 to 5, which represents a treadmill speed change of approximately 0.5–0.6 m/s. Each perturbation was applied five times at 10-second intervals starting from the thirtieth second. The OpenSim software was employed to calculate the muscle force contributions in response to the aforementioned perturbations. The data were subjected to statistical analysis, including the use of Statistical Parametric Mapping (SPM). An analysis was conducted to determine the differences between the perturbed gait and the unperturbed gait, with a separate assessment of the perturbed and compensatory limbs.

Results

The acceleration of the treadmill belt during PSw resulted in a reduction in step length and an increase in step velocity for both the perturbed and compensatory limbs. An increase in hip and knee flexion was observed, accompanied by a reduction in ground reaction forces for both limbs. Consequently, greater muscle forces were generated by the hip flexors to propel the limb forward.

The deceleration of the treadmill belt during PSw was compensated for by an increase in both step length and step duration for both the perturbed and compensatory limb. In comparison to unperturbed gait, ground reaction forces were observed to be lower during the application of perturbations. Additionally, greater hip and knee flexion and augmented muscle forces were discerned, particularly in muscles accountable for both flexion and extension of the hip joint. In the compensatory limb, there was an increase in hip range of motion and a decrease in knee range of motion, with the highest muscle force generation observed among all conditions analyzed.

The deceleration of the treadmill belt during IC resulted in an extension of the stance phase and a reduction in the duration of the swing phase. In general, the duration of the gait cycle for the perturbed limb was longer, whereas the compensatory limb demonstrated a shorter step length and gait cycle duration. The compensatory reactions observed in both limbs involved a reduction in the range of motion at the hip, knee, and ankle joints, in comparison to the unperturbed gait pattern. The ground reaction forces were observed to be lower for the perturbed limb, with forward limb movement being compensated for by increased hip flexor forces. In the case of the compensatory limb, the increased muscle forces were primarily engaged in the stabilization of the ankle.

Conclusions

It was found that the compensation for the perturbations in the PSw phase presented the greatest challenge. In the case of the limb subjected to perturbations, this corresponded to an increase in treadmill belt speed during the aforementioned phase of the gait cycle. Of the perturbation types analyzed, compensatory responses to this specific type of perturbation were associated with the most notable differences in the knee and ankle joint, particularly in terms of alterations in angular alignment and muscle force moment values.

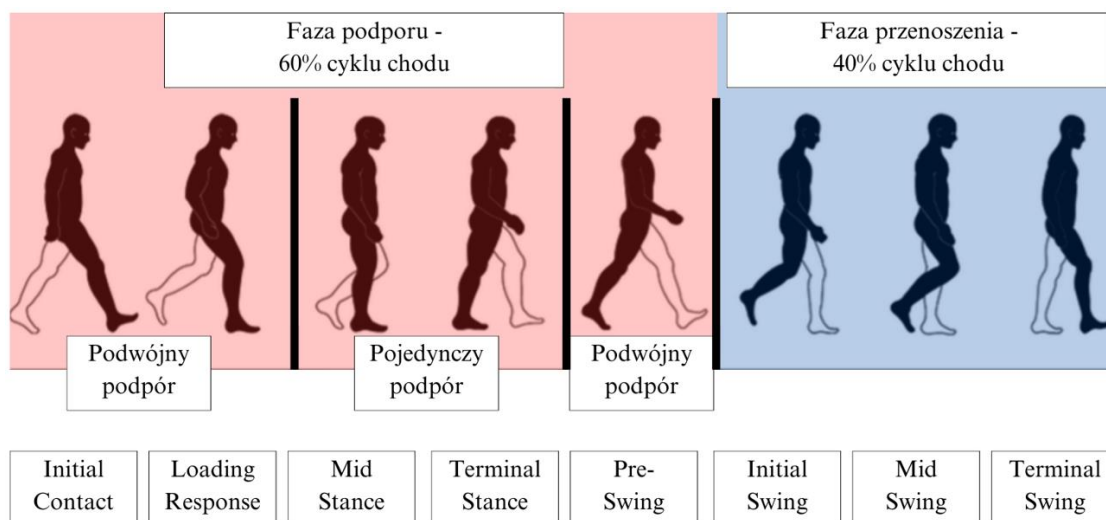
Additionally, the greatest alterations in ground reaction force values were noted. Furthermore, the greatest increase in muscle force values was observed during the acceleration of the treadmill belt during the PSw phase, among the perturbation types that were analysed. Conversely, the responding limb exhibited the greatest difficulty in compensating for the decrease in treadmill belt speed during the PSw phase, among the analysed perturbation types. The greatest differences were observed at the hip, knee and ankle joint in the values of joint moments and differences in the values of ground reaction forces, across all perturbation types. Concurrently, the results of the simulations demonstrate the greatest increase in muscle force generation.

Keywords: Gait perturbation responses, muscle force contributions, OpenSim, GRAIL

1. Wstęp

1.1 Charakterystyka chodu swobodnego

Chód jest podstawowym i naturalnym sposobem przemieszczania się człowieka. Jednocześnie jest to jedna z najbardziej złożonych czynności ruchowych (Uchida & Delp, 2021). Inna definicja pokazuje, że chód wiąże się z powtarzalnym i kontrolowanym wytracaniem oraz odzyskiwaniem równowagi w zmieniających się na przemian fazach podporu i przenoszenia, przy jednoczesnym ruchu środka ciężkości do przodu (Winter, 1995). Ze względu na swoją powtarzalność mówi się o cyklu chodu (ang. *gait cycle*, *stride*). W trakcie jednego cyklu chodu każda z kończyn dolnych przechodzi przez fazę podparcia (ang. *stance*), fazę przenoszenia (ang. *swing*) oraz dwie fazy podwójnego podparcia (ang. *double support*) (Rycina 1). Cały cykl chodu arbitralnie zajmuje 100% (Neumann, 2017). Faza podporu trwa 60%, a faza przenoszenia – 40% cyklu chodu (Perry, 1992).



Rycina 1: Podział chodu na fazy podporu (czerwony obszar) i przenoszenia (niebieski obszar). Na podstawie (Cicirelli et al., 2022).

Fazy podporu i przenoszenia są podzielone na dalsze fazy. Wśród licznych terminów używanych w literaturze do ich opisu (Hamill et al., 2014; Hughes & Jacobs, 1979; Neumann, 2017; Vaughan et al., 1999), najbardziej powszechne jest nazewnictwo zaproponowane przez Jacquelin Perry (Perry, 1992). Jej terminologia odnosi się do zdarzeń zachodzących w trakcie cyklu chodu, a nie do konkretnej pozycji stopy. Faza

podporu rozpoczyna się w momencie kontaktu pięty z podłożem, a kończy się wraz z oderwaniem palców od podłoża. Faza ta składa się z pięciu następujących po sobie faz (Rycina 1): Initial Contact (IC), Loading Response (LR), Mid Stance (MS), Terminal Stance (TS) oraz Pre-Swing (PSw) (Perry, 1992). Faza przenoszenia występuje, gdy analizowana kończyna nie ma kontaktu z podłożem. Faza ta rozpoczyna się w momencie oderwania stopy od podłoża, a kończy się w chwili ponownego kontaktu z podłożem. Składa się z trzech faz: Initial Swing (ISw), Mid Swing (MSw) i Terminal Swing (TSw) (Perry, 1992).

Za początek cyklu chodu uznaje się fazę **Initial Contact** (IC: 0 – 2% cyklu chodu) (Silva & Stergiou, 2020). Jest to moment pierwszego kontaktu stopy z podłożem. Podczas chodu swobodnego pierwszy z podłożem ma kontakt guz piętowy (Neumann, 2017). Kinematykę stawów kończyny dolnej podczas IC można scharakteryzować w następujący sposób. Staw biodrowy ustawiony jest w kątach 20° (Perry, 1992) – 30° (Neumann, 2017) zgięcia. Staw kolanowy przy kontakcie pięty z podłożem ustawiony jest w 5° zgięcia (Perry, 1992), przygotowując w ten sposób staw do przyjęcia obciążenia ciała i uderzenia związanego z IC (Neumann, 2017). Staw skokowo-goleniowy ustawiony jest w pozycji neutralnej (0°) lub niewielkim wyproście mieszczącym się w przedziale 3° – 5° (Perry, 1992).

Loading Response (LR: 2 – 10% cyklu chodu) to kolejna faza cyklu chodu, w której następuje absorbowanie sił oddziałujących na stopę podczas jej uderzenia o podłoże (Neumann, 2017). W tej fazie staw biodrowy pozostaje we względnie stałym położeniu wykonując jedynie kilkustopniowy ruch w kierunku wyprostu (Perry, 1992). Staw kolanowy zwiększa zgięcie, którego maksymalny zakres (około 18°) jest osiągnięty w pierwszych 15% cyklu chodu (Perry, 1992). W trakcie tej fazy cała stopa przejmuje obciążenie poprzez zgięcie stawu skokowo-goleniowego, co pozwala na jej pełne dopasowanie do podłoża. Miara kąta dla stawu skokowo-goleniowego przechodzi z zakresu 3° – 5° wyprostu do 7° zgięcia (Perry, 1992).

Faza Mid Stance (MS: 10 – 30% cyklu chodu) jest trzecią w kolejności fazą cyklu chodu (Silva & Stergiou, 2020), a jednocześnie początkiem pojedynczego podporu. Kinematyka stawów kończyny dolnej podczas fazy MS wiąże się z przejmowaniem

obciążenia i przemieszczaniem ciała w przód. Pod koniec MS każdy staw dąży do przyjęcia pozycji wyprostowanej. Staw biodrowy – z początkowych około 20° zgięcia, przechodzi do pozycji neutralnej (0°). Staw kolanowy – z początkowych około 18° zgięcia również przechodzi do pozycji neutralnej. W stawie skokowo-goleniowym następuje ruch w kierunku wyprostu, by w okolicach 20% cyklu chodu staw osiągnął pozycję naturalną (0°) (Perry, 1992).

Faza Terminal Stance (TS: 30 – 50% cyklu chodu) to kontynuacja przemieszczania środka masy ciała do przodu (Perry, 1992). W stawie biodrowym z końcem fazy TS osiągany jest maksymalny zakres wyprostu, wynoszący około 10° (Perry, 1992). Przez większość fazy TS staw kolanowy ustawiany jest w niewielkim, 3° zgięciu (Perry, 1992). W stawie skokowo-goleniowym kontynuowany jest ruch wyprostu, by w 48% cyklu chodu osiągnąć maksymalną wartość 10°, która jest utrzymywana aż do zakończenia fazy pojedynczego podporu (Perry, 1992).

Faza Pre-Swing (PSw: 50 – 60% cyklu chodu) jest równoznaczna z fazą podwójnego podporu (Perry, 1992). W stawie biodrowym dochodzi do wyhamowania ruchu wyprostu i zapoczątkowania zgięcia, lecz wraz z końcem PSw, staw biodrowy zostaje w pozycji neutralnej 0° (Neumann, 2017; Perry, 1992). W stawie kolanowym kontynuowany jest ruch zgięcia dochodzący do około 40° (Perry, 1992). W stawie skokowo-goleniowym zaczyna zwiększać się zakres zgięcia. Jego maksymalna wartość 15°– 20° jest osiągana tuż po zakończeniu PSw i oderwaniu palucha od podłoża (Neumann, 2017). Wraz z końcem fazy PSw kończy się faza podporu i rozpoczyna faza przenoszenia (Neumann, 2017).

Faza Initial Swing (ISw: 60 – 73% cyklu chodu) jest pierwszą fazą przenoszenia i wiąże się ruchem zgięcia stawu biodrowego do kąta 15°. W stawie kolanowym kontynuowany jest ruch zgięcia zwieńczony maksymalną wartością, sięgającą około 60° (Perry, 1992). W stawie skokowo-goleniowym podczas fazy ISw finalizowany jest ruch zgięcia, którego maksymalna wartość wynosi 30°. Następnie staw ustawiany jest w 5° zgięcia (Perry, 1992).

Faza Mid Swing (MSw: 73 – 87% cyklu chodu) rozpoczyna się w momencie, gdy kończyna przenoszona przekracza położenie kończyny podporowej, a kończy

w momencie, kiedy kość piszczelowa jest ustawiona prostopadle względem podłoża (Perry, 1992). W stawie biodrowym ten okres charakteryzuje się osiągnięciem 25° zgięcia (Perry, 1992). W stawie kolanowym, po osiągnięciu maksymalnego zakresu zgięcia $60^\circ - 70^\circ$ (Perry, 1992) rozpoczyna się ruch wyprostu, mający na celu wydłużenie kroku (Neumann, 2017). W stawie skokowo-goleniowym w fazie MSw osiągana jest pozycja 0° (Perry, 1992), a stopa jest przygotowywana do kontaktu z podłożem.

Faza Terminal Swing (TSw: 87 – 100% cyklu chodu) jest ostatnią fazą cyklu chodu. Rozpoczyna się w momencie, gdy kość piszczelowa, w wyniku ruchu wyprostu w stawie kolanowym, przestaje być ustawiona prostopadle do podłoża. Zakończenie fazy TSw następuje w momencie kontaktu piąty podłożem (Perry, 1992). W trakcie fazy TSw w stawie biodrowym, po osiągnięciu maksymalnego zgięcia 25° (Perry, 1992) rozpoczynany jest ruch wyprostu (Neumann, 2017). Staw kolanowy pozostaje w tej fazie w $3^\circ - 5^\circ$ zgięcia (Perry, 1992). W stawie skokowo-goleniowym zachowywana jest pozycja neutralna.

Podział na wyżej wymienione fazy pozwala na precyzyjną analizę chodu, przy użyciu między innymi parametrów czasowo-przestrzennych, kinematycznych czy kinetycznych (Uchida & Delp, 2021). Grupę parametrów czasowo-przestrzennych stanowią: częstotliwość kroczenia (kadencja), prędkość chodu, długość, szerokość i kąt kroku, czas trwania cyklu chodu, czas trwania fazy podporu i przenoszenia, czas trwania fazy podwójnego podporu, czas trwania poszczególnych faz cyklu chodu. Do parametrów kinematycznych należą między innymi: kąty w stawach, prędkości i przyspieszenia kątowe. Z kolei parametrami kinetycznymi są: siły reakcji podłoża, momenty sił mięśniowych, a także siły reakcji w stawach. Wszystkie wcześniej wspomniane parametry posiadają określone wartości liczbowe w kontekście chodu swobodnego (Neumann, 2017; Perry, 1992). Niemniej jednak warto podkreślić, że te wartości mogą ulec zmianom w przypadku wystąpienia perturbacji, takich jak nierówności terenu, niespodziewane przeszkody czy inne zmiany w warunkach otoczenia.

1.2 Definicja i rodzaje perturbacji

Termin „*perturbacja*” odnosi się do zmian w normalnym stanie lub ruchu danego obiektu (*Perturbation Definition*, 2024). Jednakże, w zależności od dziedziny nauki perturbacje będą inaczej rozumiane. Przykładowo, w psychologii perturbacjami nazywany

jest stan zaniepokojenia lub przygnębienia (*APA Dictionary of Psychology*, n.d.). W matematyce, perturbacja (i związana z nią metoda perturbacji) jest metodą rozwiązywania problemu poprzez porównanie go z podobnym problemem, dla którego znane jest rozwiązanie, a rozwiązanie znalezione w ten sposób jest, zazwyczaj, tylko przybliżone (Murdock, 1999). W astronomii perturbacja to odchylenie w ruchu ciała niebieskiego spowodowane albo siłą grawitacji innego, przechodzącego obiektu, albo ich zderzeniem (*Perturbation | Gravitational, Orbital & Celestial | Britannica*, 2010). W ekologii za perturbacje uznaje się zdarzenia prowadzące do śmierci lub zmiany występowania organizmów z danego ekosystemu (Paine, 2019). Wreszcie, w naukach medycznych perturbacjami nazywa się zmiany w homeostazie organizmu (*Methods of Determining Homeostatic Perturbations | Technology Transfer*, 2023).

W kontekście analizy chodu, perturbacje rozumiane są jako działania prowadzą do zaburzeń równowagi dynamicznej chodu danej osoby (Rogers & Mille, 2016). Ze względu na pochodzenie wyróżnić można dwa rodzaje perturbacji: wewnętrzne i zewnętrzne. Perturbacje wewnętrzne są związane z wolicjonalnym ruchem ciała w przestrzeni i towarzyszącym temu siłom. Co istotne, ośrodkowy układ nerwowy (OUN) jest w stanie przewidzieć efekt działania perturbacji wewnętrznych. W efekcie obserwowane są proaktywne zmiany posturalne mające na celu zmniejszenie destabilizującego efektu perturbacji wewnętrznych (Rogers & Mille, 2018). Perturbacje zewnętrzne, to najczęściej wynik nieprzewidywalnego działania środowiska zewnętrznego na organizm. Wyróżnić można dwa sposoby w jaki środowisko zewnętrzne zaburza równowagę organizmu. Pierwszy to bezpośrednia ingerencja w wielkość płaszczyzny podporu (ang. *Base of Support*; BoS) (Rogers & Mille, 2018). Przykładem może być poślizgnięcie na śliskim podłożu (Lee-Confer et al., 2022) lub potknięcia o przeszkodę (Allin et al., 2020). Drugi, to przesunięcie środka masy ciała (ang. *Center of Mass*; CoM) względem BoS (Rogers & Mille, 2018). W warunkach laboratoryjnych, przykładem perturbacji tego typu jest pociągnięcie za miednicę przy pomocy uprząży i systemu linek (Small & Neptune, 2022). Perturbacje zewnętrzne mogą mieć również naturę sensoryczną. Przykładowo, obejmują one ekspozycję na bodźce wizualne, takie jak ruch obrazu wyświetlanego przed osobą badaną podczas chodu (Francis et al., 2015), czy też bodźce słuchowe, przykładowo nagły i głośny sygnał dźwiękowy (Roeles et al., 2018).

W odpowiedzi na perturbacje zachodzi proces wprowadzenia pewnych adaptacji w celu przywrócenia równowagi. W warunkach statycznych tradycyjnie rozróżnia się trzy strategie: strategię stawu skokowego, strategię stawu biodrowego i strategię kroku (Borkowski & Błażkiewicz, 2023). Jednakże w przypadku perturbacji podczas chodu, taki jasny podział nie istnieje. Odzyskiwanie równowagi następuje poprzez odpowiednią modyfikację kroku, który następuje po zakłóceniu. W literaturze przedmiotu ten proces określa się mianem *recovery step* (Dusane & Bhatt, 2022; Martelli et al., 2017; Okubo et al., 2019; Vlutters et al., 2016; Wang et al., 2020) i w niniejszej pracy będzie używana taka terminologia.

1.3 Problematyka perturbacji wchodzie – dotychczasowy stan wiedzy

Temat chodu i reakcji na potencjalne perturbacje w jego trakcie absorbują badaczy od wielu lat. Artykuł Prochazka et al. (1978) jest pierwszą publikacją w bazach danych, takich jak PubMed czy EBSCO, zajmującą się tą problematyką. Badanie zostało przeprowadzone przy wykorzystaniu kotów. W swojej pracy autorzy szczegółowo opisali zaangażowanie proprioceptywne i somestetyczne w reakcjach na zakłócenia chodu na bieżni. W celu wywołania perturbacji, autorzy użyli metalowego pręta (o masie 250 g), który był ręcznie umieszczany przed tylną kończyną w trakcie fazy podporu. W kolejnej fazie przenoszenia kończyna zderzała się z prętem, co generowało perturbacje imitujące potknięcia. W celu zbadania aktywności mięśniowej wykorzystano elektromiografię (EMG). Badacze przeprowadzili pomiary w dwóch warunkach: 1) przy niezaburzonym czuciu powierzchniowym; 2) po znieczuleniu skóry kończyny poddawanej perturbacjom. Zaobserwowano zmiany w reakcjach na potknięcie w warunkach znieczulenia, co sugeruje, że czucie powierzchniowe odgrywa istotną rolę w kontroli reakcji motorycznych w odpowiedzi na nieoczekiwane potknięcia.

Pierwsze badanie z udziałem ludzi przeprowadzili Berger et al. (1984). Celem było analizowanie aktywności mięśni kończyn dolnych w odpowiedzi na perturbacje zachodzące w różnych fazach cyklu chodu. W eksperymencie wzięło udział 15 ochotników w wieku 20–39 lat. Badanie perturbacji chodu składało się z dwóch części. W pierwszej części uczestnicy chodzili na bieżni z prędkością 4 km/h. W określonych momentach cyklu chodu bieżnia przyspieszała do 9 km/h lub zwalniała do 1.5 km/h. Zmiana prędkości pasa była wywoływana przez przycisk umieszczony w podeszwie buta, co pozwalało na celowe

wywołanie perturbacji w określonej fazie chodu. Druga część badania obejmowała drażnienie nerwu piszczelowego podczas chodu na bieżni z prędkościami 2 i 4 km/h. Podobnie, jak zmiana prędkości, drażnienie nerwu było kontrolowane przyciskiem w podeszwie buta i wywoływane w fazie kontaktu z podłożem: pięty, pięty i przodostopia, tylko przodostopia, na początku fazy przenoszenia oraz w momencie, gdy ani pięta, ani przodostopie nie miały kontaktu z podłożem. W obydwu częściach badania do określenia aktywności mięśniowej wykorzystano EMG. Wykazano, że spowolnienie bieżni wywoływało obustronną aktywację mięśni piszczelowych przednich. Przyspieszenie natomiast indukowało ipsilateralną aktywację mięśnia brzuchatego łydki i kontralateralną aktywację mięśnia piszczelowego przedniego. Po stymulacji nerwu piszczelowego, na początku fazy podporu występowała aktywacja ipsilateralnego mięśnia piszczelowego przedniego. Drażnienie nerwu w fazie przenoszenia związane było z ipsilateralną aktywacją mięśnia piszczelowego przedniego i kontralateralną aktywacją mięśnia brzuchatego łydki. Na podstawie zebranych wyników autorzy doszli do wniosku, że wczesne reakcje ipsilateralne umożliwiają dostosowanie kończyny dolnej do perturbacji. Wczesne reakcje kontrlateralne oraz późne reakcje ipsilateralne pozwoliły na kompensację przemieszczenia ciała.

Obecnie, wraz z rosnącymi możliwościami technologicznymi, intensywnie badane są reakcje na perturbacje występujące podczas chodu. W celu zidentyfikowania aktualnych tendencji w tym obszarze, przeprowadzono przegląd systematyczny dostępnych publikacji naukowych. W okresie od 5 do 25 października 2023 roku przeszukano internetowe bazy danych, takie jak PubMed, EBSCO i ScienceDirect, z użyciem następujących haseł:

- (fall OR perturb OR slip OR trip) AND (gait OR walk OR locomotion) AND (adult) AND (mediolateral OR medio lateral OR medio-lateral OR frontal plane);
- (fall OR perturb OR slip OR trip) AND (gait OR walk OR locomotion) AND (adult) AND (anteroposterior OR anteroposterior OR antero-posterior OR sagittal plane);
- (gait OR walking OR walk OR locomotion) AND (perturb OR trip OR slip OR balance loss OR dynamic stability OR waist pull OR provoked falls) AND (age OR ageing OR aging OR aged OR elderly OR old OR older OR senior);

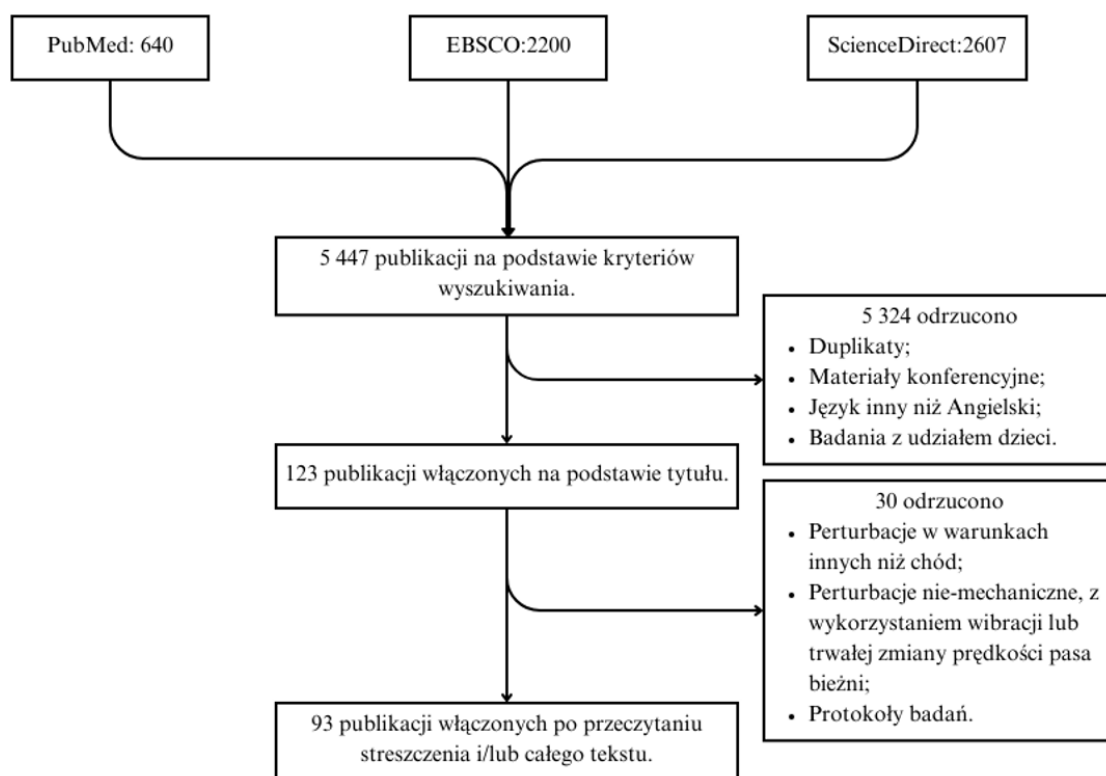
- (gait OR walking OR walk OR locomotion) AND (perturb OR trip OR slip OR balance loss OR dynamic stability OR waist pull OR provoked falls) AND (young OR adults OR young adults OR younger).

Ze względu na ograniczenia w liczbie wyszukiwanych fraz bazę ScienceDirect przeszukano pod kątem następujących haseł:

- ((walking) AND (gait)) AND (perturbation);
- ((walking) OR (gait)) AND (slip) OR (trip).

Następnie dokonano przeglądu list referencyjnych zawartych we włączonych publikacjach, celem zidentyfikowania dodatkowych, istotnych z punktu widzenia tego przeglądu pozycji literaturowych. Do dalszych analiz włączono 105 publikacji. W kolejnym etapie czytano streszczenia w celu potwierdzenia, czy dana pozycja spełnia kryteria włączenia. W przypadku, gdy streszczenie nie dostarczało wystarczających informacji, prowadzono poszukiwania w pełnym tekście artykułu.

Zastosowano następujące kryteria włączenia: publikacje pełno-tekstowe w języku angielskim, wydane od roku 2015. Badani musieli być osobami pełnoletnimi. W ramach protokołu badania uczestnicy byli poddawani perturbacjom mechanicznym w dowolny sposób podczas chodu. Kryteria wykluczenia obejmowały: publikacje w języku innym niż angielski; artykuły przeglądowe i meta-analizy; badania przeprowadzone z udziałem osób niepełnoletnich; perturbacje wywoływane poprzez wyświetlanie ruchu na ekranie lub przez wibracje części ciała; perturbacje mechaniczne w warunkach statycznych (tj. nie podczas chodu) lub wywoływane podczas biegu, skoku lub innej aktywności niebędącej chodem. W przypadku perturbacji z wykorzystaniem bieżni mechanicznej wykluczono te, w których po zmianie prędkości pasa bieżni jego prędkość nie powracała do wartości początkowej, lecz utrzymywała się przez kilka kroków. Ostatecznie do przeglądu włączono 93 pozycje literaturowe (Rycina 2).



Rycina 2: Diagram PRISMA włączania publikacji do przeglądu literaturowego.

Na podstawie analizy publikacji włączonych do przeglądu zidentyfikowano charakterystyczne cechy badanych grup, takie jak liczebność, wiek (osoby młodsze, starsze) oraz obecność określonych jednostek chorobowych. Przeanalizowano po jakim podłożu poruszali się uczestnicy badania, a także w której fazie cyklu chodu i w jaki sposób wywoływano perturbacje. Zbadano czy autorzy każdej z publikacji określili kierunek perturbacji. Istotnym elementem przeglądu było sprawdzenie, w jaki sposób rejestrowane były reakcje na perturbacje. Wzięto pod uwagę rodzaj wykorzystanej aparatury, takiej jak systemy do analizy ruchu (MoCap), platformy dynamometryczne, EMG, czujniki inercyjne (IMU), czy funkcjonalne obrazowanie metodą rezonansu magnetycznego (fMRI). Oceniono również częstotliwość, z jaką dokonywano rejestracji zarówno parametrów kinematycznych, jak i kinetycznych chodu. Dodatkowo sprawdzono, czy w analizie reakcji na zadane perturbacje wykorzystywane było oprogramowanie do analizy udziału sił mięśniowych, takie jak OpenSim lub AnyBody. Włączone publikacje zostały podzielone na cztery grupy w zależności od rodzaju podłoża, po którym przemieszczały się osoby badane: (1) wyznaczona trasa chodu (Grupa: „Ścieżka”); (2)

bieżnia mechaniczna z jednym pasem (Grupa: „*Bieżnia jedno-pasmowa*”); (3) bieżnia mechaniczna z dwoma pasami, zdolnymi do ruchów niezależnie od siebie (Grupa: „*Bieżnia dwupasmowa*”); (4) wykorzystanie w jednym badaniu zarówno bieżni mechanicznej z jednym pasem, jak i wyznaczonej trasy chodu (Grupa: „*Bieżnia jednopasmowa i ścieżka*”).

1.3.1 Perturbacje podczas chodu na ścieżce

W skład tego rozdziału weszło 36 prac (Tabela 1). W 13 z tych artykułów uwzględniono jedynie osoby starsze, natomiast w 11 skoncentrowano się na grupie osób młodych. Osiem doniesień zawierało porównanie reakcji na perturbacje w chodzie między osobami starszymi i młodymi. W czterech artykułach poruszono tematykę oceny reakcji na perturbacje u osób z niepełnosprawnościami.

Analizując wiek oraz liczbę badanych osób w grupie osób starszych można zauważyć, że najmniej osób – 24 uczestniczyło w badaniach Parijat et al. (2015a, 2015b), a najwięcej, bo 195 w badaniach Wang et al. (2017) i Wang et al. (2020). Najmłodsze osoby były w wieku 70.5 ± 6.6 lat (Parijat et al., 2015b), a najstarsze – w wieku 74.4 ± 5.8 lat (Liu, et al., 2017). W grupie osób młodych najmniej, bo 6 osób uczestniczyło w badaniu Rasmussen i Hunt (2019), a najwięcej – 64 osoby w badaniu Lee-Confer et al. (2022). Najmłodsze osoby zbadali Kim et al. (2019a) – 19 lat, a najstarsze 29.1 ± 5.6 lat – Okubo et al. (2018). W badaniach, gdzie porównywano zachowanie osób młodych i starszych najmniej liczne grupy (7 osób) były w badaniu Soangra i Lockhart (2017), a najbardziej liczne w badaniu Shulman et al. (2018), gdzie analizowano grupę 18 osób młodych i 16 starszych. W grupie osób z niepełnosprawnościami, najliczniejszą grupą była 49-cio osobowa grupa osób po udarze (Dusane & Bhatt, 2022), a najmniej liczną grupę – 9 osób z przewlekłym udarem zbadali Shorter et al. (2021).

We wszystkich badaniach przeprowadzono pomiary przy użyciu prostej ścieżki, której najkrótsza długość wynosiła 3 m (Er et al., 2020) a najdłuższa 15 m (Parijat et al., 2015b; Soangra & Lockhart, 2017).

Najczęstszym sposobem wywoływania perturbacji były tylko poślizgnięcia (30 prac) lub zarówno poślizgnięcia i potknięcia (6 prac). W czasie poślizgnięcia stosowano śliskie roztwory (14 prac) typu: mieszanina wody i żelatyny (Parijat et al., 2015a, 2015b;

Rasmussen et al., 2022; Rasmussen & Hunt, 2019), olej roślinny (Allin et al., 2018, 2020; Arena et al., 2016), mieszanina glicerolu i wody (Merrill et al., 2017; Nazifi et al., 2017; O'Connell et al., 2016), mydła i wody (Kim et al., 2019a), olej mineralny (Lee-Confer et al., 2022, 2023a), czy też mieszanina żelu i wody (Soangra & Lockhart, 2017). Poślizgnięcia wywoływano również przez zastosowanie ruchomej platformy na prowadnicach, poruszającej się najczęściej do przodu i do tyłu w zakresie do 40 cm (Okubo et al., 2023), do 70 cm (Okubo et al., 2018, 2019a, 2019b) do 90 cm (Liu et al., 2017a, 2017b; Sawers et al., 2017; Sawers & Bhatt, 2018; Wang et al., 2017, 2020). Tylko McIntosh et al. (2017) stosowali platformę, która mogła się poruszać 15 cm zarówno w przód, tył, prawo i lewo.

Potknięcia wywoływano przez użycie wysuwalnej – 7cm (Arena et al., 2016), 8.6 cm (Allin et al., 2020) lub 14 cm przeszkody (Okubo et al., 2018, 2019a, 2019b, 2023). Najczęstszą fazą, w której wywoływano poślizgnięcia była faza IC (26 prac). Potknięcia wywoływano w fazie MSw (7prac) lub TSw (5 prac). W kilku pracach brakowało podania dokładnego momentu perturbacji.

W większości prac analizowano ruch całego ciała przy użyciu systemów typu Motion Capture (MoCap): Vicon i Qualisys. W ośmiu pracach zbierano informacje na temat aktywności mięśniowej z wykorzystaniem EMG. Najczęściej analizowano reakcje mięśni: piszczelowego przedniego i części przyśrodkowej mięśnia brzuchatego łydki (Jeon et al., 2023; Nazifi et al., 2017; Parijat et al., 2015b; Sawers et al., 2017; Sawers & Bhatt, 2018; Shorter et al., 2021); mięśni grupy kulszowo-goleniowej (Jeon et al., 2023; Nazifi et al., 2017; O'Connell et al., 2016; Parijat et al., 2015b; Sawers et al., 2017; Sawers & Bhatt, 2018; Shorter et al., 2021); części mięśnia czworogłowego uda: prosty uda (Jeon et al., 2023; Shorter et al., 2021) i obszernego bocznego (Nazifi et al., 2017; O'Connell et al., 2016; Parijat et al., 2015b; Sawers et al., 2017; Sawers & Bhatt, 2018). W jednym badaniu sygnał EMG zbierano także z mięśnia pośladkowego średniego i prostownika grzbietu (Jeon et al., 2023). Analiza danych przy użyciu program OpenSim pojawiła się tylko w trzech pracach (Nazifi et al., 2017; Wang et al., 2020a, 2020b), jednak autorzy nie analizowali udziałów sił mięśniowych.

Tabela 1: Zestawienie prac zawierających tematykę wywoływania perturbacji podczas chodu na ścieżce, w podziale na grupy osób starszych, młodych, młodych i starszych oraz osób a niepełnosprawnościami, gdzie: N – liczba osób, K – kobiety, M – mężczyźni, VR – wirtualna rzeczywistość, b.d. – brak danych, μ – współczynnik tarcia, MoS (ang. *Margin of Stbility*) – margines stabilności, CoM (ang. *Center of Mass*) – środek masy ciała, CoP (ang. *Center o Pressure*) – środek parcia stóp na podłoże, XCoM (ang. *extrapolated center of mass*) – ekstrapolowany środek masy, AP (ang. *anterior-posterior*) – kierunek przód-tył, ML (ang. *medio-lateral*) – kierunek boczno-przysrodkowy.

Badanie	Grupa badana (płeć, liczebność, wiek, masa ciała, wzrost)	Cel badania	Metoda i moment wywoływania perturbacji, kończyna perturbowana, długość ścieżki, prędkość chodu	Aparatura pomiarowa, częstotliwość rejestracji, dodatkowe parametry mierzone (EMG, GRF). Wykorzystanie oprogramowania OpenSim	Wyniki
Grupa osób starszych (N = 13)					
(Parijat et al., 2015b)	24 osoby (12K, 12M). Grupa treningowa w VR (n = 12): 70.5 ± 6.6 lat; 67.8 ± 8.0 kg; 167.1 ± 11.5 cm Grupa kontrolna (n = 12): 74.2 ± 5.8 lat; 69.6 ± 9.5 kg; 169.4 ± 9.2 cm	Zaprojektowanie treningu w VR w celu wywołania perturbacji podobnych do poślizgu; oraz określenie zmian parametrów biomechanicznych na skutek treningu VR.	Obie grupy przeszły 3 sesje: 1) poślizg na platformie, 2) trening VR (grupa VR: 12 poślizgów przez przechylenie sceny, grupa kontrolna – chód swobodny bez zaburzeń), 3) poślizg na platformie. Metoda: 1) Platforma: roztwór woda – żelatyna 1:1, $\mu = 0.12$); 2) VR: przechylenia sceny wyświetlanej na ekranie Moment perturbacji: b.d. (analiza dla IC); Kończyna perturbowana: prawa; Ścieżka: 15m; Prędkość chodu: preferowana.	MoCap Qualisys: 100 Hz, (full-body model, 24 markery); Platforma Bertec: 1000 Hz; Bieżnia Nordick oraz wyświetlacz montowany na głowie w celu treningu w VR.	Trening perturbacji VR poprawia reakcje na poślizgnięcia. Skróceniu uległ dystans poślizgnięcia oraz długość i szerokość kroku i zróżnicowanie prędkości kroku.

(Parijat et al., 2015a)	24 osoby (12K, 12M). Grupa treningowa w VR (n = 12): 70.5 ± 6.6 lat; 67.8 ± 8.0 kg; 167.1 ± 11.5 cm Grupa kontrolna (n = 12): 74.2 ± 5.8 lat; 69.6 ± 9.5 kg; 169.4 ± 9.2 cm	Zaprojektowanie treningu w wirtualnej rzeczywistości, którego zadaniem było wywoływanie perturbacji podobnych do poślizgnięcia. Zbadanie wpływu tego treningu na reakcje kinematyczne i mięśniowe.	Grupa VR przeszła przez 3 sesje: 1) poślizg na platformie, 2) trening VR, 3) poślizg na platformie. Grupa kontrolna tylko sesje 1 i 3. Metoda: 1) Platforma: roztwórka –żelatyna 1:1, $\mu = 0.12$); 2) VR: przechylenia sceny wyświetlanej na ekranie Moment perturbacji: b.d. (analiza dla IC); Kończyna perturbowana: prawa; Ścieżka: 15m; Prędkość chodu: preferowana.	MoCap Qualisys: 100 Hz (full-body model, 24 markery); Platforma Bertec: 1000 Hz; Bieżnia Nordick oraz wyświetlacz montowany na głowie w celu treningu w VR 8 – kanałów EMG Noraxon (1000 Hz). Bilateralnie: m. vastus lateralis (VL), medial hamstring (MH), tibialis anterior (TA), medial gastrocnemius (MG).	Częstotliwość upadków w grupie VR została zmniejszona z 50% przy pierwszym poślizgu do 0% dla 3 sesji. W grupie kontrolnej częstotliwość upadków została zmniejszona z 50% do 25%. Pod wpływem treningu VR stwierdzono istotne różnice dla zgięcia tułowia: S1(35.44±13.96)° vs S3: (28.61±10.45)° oraz istotnie zmniejszenie aktywności mięśni MH.
(Sawers et al., 2017)	Fall: 15 osób, które upadły (13K, 2M): 71 ± 2 lat; 78.1 ± 9.45 kg; 166 ± 7 cm Recovery: 13 osób, które odzyskały równowagę (5K, 8M): 72 ± 5 lat; 80.1 ± 10.14 kg, 173 ± 10 cm	Zbadanie różnic w koordynacji mięśniowej, latencji aktywacji mięśniowej i szczytowej aktywności mięśni pomiędzy osobami, które doznały upadku, a tymi, które nie upadły.	Metoda: ruchoma platforma (swobodny ruch do przodu do 90 cm); Kończyna perturbowana: prawa; Faza: IC; Ścieżka: 7 m; Prędkość chodu: preferowana.	MoCap: 120 Hz (24 markery); Platforma AMTI: b.d.; EMG E Q Inc: 600 Hz; Bilateralnie: tibialis anterior (TA), medial gastrocnemius (MGAS), vastus lateralis (VLAT), biceps femoris long head (BFLH).	Podczas poślizgnięcia, osoby z grupy Fall miały opóźniony czas aktywacji zginaczy i prostowników stawu kolanowego kończyny, która uległa poślizgnięciu, a także inną strukturę synergii mięśniowych, w porównaniu z osobami z grupy Recovery.

(Liu et al., 2017a)	3 grupy 25 osób testowanych ponownie po pierwszym poślizgnięciu: –po 6 miesiącach (22K, 3M): 74.4 ± 5.8 lat; BMI: 27.0 ± 4.6; –po 9 miesiącach (18K, 7M): 73.0 ± 4.9 lat; BMI:27.4 ± 5.6; – po 12 miesiącach (17K, 8M): 72.2 ± 6.3 lat; BMI:29.3 ± 6.6	Określenie czasu utrzymywania poprawy kontroli motorycznej uzyskanej na skutek pojedynczej ekspozycji na poślizgnięcie podczas chodu (określenie, jak długo może trwać efekt pierwszej próby).	Metoda: ruchoma platforma (swobodny ruch do przodu do 90 cm dla prawej kończyny i do 75 cm dla lewej kończyny); Kończyna perturbowana: obie; Faza: b.d; Ścieżka: 7 m; Prędkość chodu: preferowana.	MoCap: 120 Hz (24 markery); Platforma AMTI: 600 Hz.	Podczas retestu badani upadali rzadziej. Stabilizacja proaktywna (odnosząca się do działań wyprzedzających lub zapobiegawczych w celu utrzymania stabilności systemu) nie uległa zmianie. Nie wykazano różnic w częstości upadków i kontroli stabilności pomiędzy retestem w 6, 9, a 12 miesiącu.
(Liu et al., 2017b)	131 osób (93K, 38M): 71.8 ± 5.2 lat; 73.1 ± 12.9 kg; 165.3 ± 8.5 cm	Zbadanie związku między zaburzeniami chodu podczas pierwszorazowego poślizgnięcia, a sposobem modyfikacji wzorca chodu w celu wykonania kroku ochronnego.	Metoda: ruchoma platforma (swobodny ruch do przodu do 90 cm i do tyłu 58 cm); Kończyna perturbowana: b.d.; Faza: IC; Ścieżka: 7 m; Prędkość chodu: preferowana.	MoCap: 120 Hz (28 markery); Platforma AMTI: 600 Hz.	Wykazano liniową zależność między wielkością zaburzeń równowagi podczas przenoszenia stopy, a odległością między stopą odpowiadającą na perturbację i stopą, która uległa perturbacjom. Większa modyfikacja kroku w odpowiedzi na poślizgnięcie wiązała się z lepszym odzyskiwaniem równowagi.

(Wang et al., 2017)	195 osób (b.d.): 72.3 ± 5.3 lat; 75.5 ± 14.1 kg; 165.5 ± 8.8 cm	Zbadanie czy ułożenie stopy w momencie poślizgnięcia determinuje rodzaj poślizgnięcia oraz jakie jest prawdopodobieństwo upadku i jego dotkliwość.	Metoda: ruchoma platforma (swobodny ruch do przodu do 90 cm i do tyłu 58 cm); Kończyna perturbowana: prawa; Faza: IC; Ścieżka: 7 m; Prędkość chodu: b.d.	MoCap: 120 Hz; Platforma AMTI: 600 Hz; Na podstawie odległości między stopami a także pozycji środka masy w czasie perturbacji i analizy skupień zidentyfikowano cztery typy reakcji na perturbacje: split-fall, feet-forward fall, split-recovery i feet-forward recovery.	Feet-forward prowadziły do znacznie niższego wskaźnika upadków niż split-fall. Feet-forward falls były bardziej niebezpieczne, ponieważ wiązały się z większą prędkością uderzenia biodra o ziemię i większym kątem pochylenia tułowia do tyłu w porównaniu do split-falls.
(Sawers & Bhatt, 2018)	25osób (16K, 9M) w dwóch grupach: – 12 osób, którzy się przewrócili (b.d): 73 ± 4.9 lat; 67.1 ± 12.8kg; 166 ± 8.2 m – 13 osób, którzy odzyskali równowagę (b.d.): 74 ± 4.1 lat; 73.3 ± 13.8kg; 167 ± 12.9 cm	1) Scharakteryzowanie różnic w kontroli nerwowo-mięśniowej pomiędzy sytuacją upadku i jego braku podczas poślizgnięcia obydwu stóp w przód; 2) Określenie, czy różnice w kontroli nerwowo-mięśniowej można przypisać różnicom w kinematyce.	Metoda: ruchoma platforma (swobodny ruch do przodu do 90 cm); Kończyna perturbowana: prawa; Faza: IC; Ścieżka: 7 m; Prędkość chodu: preferowana.	MoCap: 120 Hz (full-body model, 24 markery); Platforma b.d.: 600 Hz; EMG b.d.: 600 Hz; Bilateralnie: tibialis anterior (TA), medial gastrocnemius (MGAS), vastus lateralis (VLAT), biceps femoris long head (BFLH).	Osoby, które się przewróciły, w celu odzyskania równowagi wykorzystywały innego rodzaju oraz mniejszą liczbę synergii mięśniowych niż osoby które uniknęły upadku.

(Okuboet al., 2019b)	Grupa badana: 22 osoby (13K, 9M): 73.3 ± 5.9 lat; 73.4 ± 10.2kg; 167 ± 9.5 cm Grupa kontrolna: 22 osoby (10K, 10M): 70.8 ± 4.9 lat; 73.4 ± 12.7kg; 170.1 ± 8.8 cm	Sprawdzenie, czy program treningu równowagi składający się z trzech 40-minutowych sesji z wykorzystaniem poślizgnięć i potknięć zmniejszy liczbę upadków na skutek perturbacji wśród osób starszych.	1) Poślizgnięcia: Metoda: ruchoma platforma (swobodny ruch do przodu do 70 cm); Faza: IC; 2) Potknięcia: Metoda: wysuwalna przeszkoda 14 cm; Faza: MSw; Ścieżka 10 m; Prędkość chodu: preferowana.	8-kamer MoCap Vicon: 100 Hz (full-body model, 38 markerów).	Odnotowano łącznie 51 upadków (odpowiednio 23 i 27 upadków spowodowanych poślizgnięciami i potknięciami). W porównaniu z grupą kontrolną, grupa badana doświadczyła mniejszej liczby upadków ogółem, poślizgnięć i potknięć. Trening równowagi reaktywnej zmniejszył liczbę upadków spowodowanych potknięciami i poślizgnięciami o 60%.
(Allin et al., 2020)	34 starszych(19K, 15M): 61 –75 lat	Sprawdzenie skuteczności treningu z wykorzystaniem potknięć i poślizgnięć na bieżni na reakcje na poślizgnięcia i potknięcia w warunkach laboratoryjnych.	1) Poślizgnięcia: Metoda: Śliski roztwór (olej roślinny); Faza IC; 2) Potknięcia: Metoda: wysuwalna przeszkoda 8.6 cm; Faza MSw; Ścieżka: 12 m; Prędkość chodu: preferowana.	13-kamer MoCap Qualisys: 120 Hz (35 markerów); Platforma Bertec: 1200 Hz.	Uczestnicy po treningu równowagi wykazali poprawę wielu miar reaktywnej równowagi w porównaniu do grupy bazowej lub grupy kontrolnej. Wykazano rzadsze występowanie upadków wśród uczestników po treningu równowagi niż przed treningiem. W przypadku potknięć nie zaobserwowano różnic w odzyskiwaniu równowagi i częstości upadków przed i po treningu.

(Wang et al., 2020c)	67 osób (22K, 45M): 72.2 ± 5.3 lat; 75.6 ± 12.7 kg; 166.6 ± 15.1 cm	Porównanie parametrów kinetycznych i kinematycznych pomiędzy 1) poślizgnięciem z utratą równowagi a poślizgnięciem bez utraty równowagi; 2) poślizgnięciem zakończonym upadkiem, brakiem upadku, przesunięciem kończyny w przód i <i>recovery step</i> .	Metoda: ruchoma platforma (swobodny ruch do przodu do 90 cm); Faza IC; Ścieżka: 7 m; Prędkość chodu: b.d.	MoCap: 120 Hz; Platforma AMTI: 600 Hz. OpenSim 3.3.	We wczesnej fazie odpowiedzi na perturbację momenty generowane przez prostowniki stawu biodrowego i zginacze stawu skokowo-goleniowego były wyższe u osób, które nie upadły. W środkowej fazie odpowiedzi na perturbację, momenty sił mięśniowych generowane przez zginacze stawu kolanowego, prostowniki stawu biodrowego i zginacze stawu skokowo-goleniowego były wyższe u osób, które nie upadły.
(Wang et al., 2020a)	114 osób (33K, 81M): 72.5 ± 5.3 lat; 76.0 ± 14.0 kg; 163.9 ± 12.2 cm	Zbadanie parametrów kinematycznych i kinetycznych kończyny odpowiadającej na perturbację oraz jej roli podczas upadków.	Metoda: ruchoma platforma (swobodny ruch platformy w przód do 90 cm); Faza: IC; Ścieżka: 7 m; Prędkość chodu: preferowana.	MoCap: 120 Hz (full-body model, 30 markerów); Platforma (b.d.): 600 Hz. OpenSim 3.3.	Skrócenie kroku po poślizgnięciu i/lub zwiększenie momentu przeciwnego do ruchu wskazówek zegara dla uda mogłoby zmniejszyć ryzyko upadku. Wydłużenie powyższego kroku i/lub zwiększenie momentu dla uda zgodnego z ruchem wskazówek zegara zmniejszyłoby ryzyko upadku powodującego złamanie kończyny dolnej.

(Wang et al., 2020b)	195 starszych (b.d.): 72.3 ± 5.3 lat; 75.5 ± 14.1 kg 165.5 ± 8.8 cm	Określenie optymalnej strefy w płaszczyźnie przednio-tylnej, w której postawienie kroku ochronnego przed upadkiem dawałoby największą szansą na odzyskanie równowagi.	Metoda: ruchoma platforma (swobodny ruch platformy w przód do 90 cm, do tyłu– do 58 cm); Faza: IC; Ścieżka: 7 m; Prędkość chodu: b.d.	MoCap: 120 Hz (full-body model, 30 markerów); Platforma AMTI: 600 Hz. OpenSim 3.3.	Wskaźnik odzyskiwania równowagi był większy niż 50%, gdy odległość między stopą, która wykonywała <i>recovery step</i> , a pozycją CoM jest mniejsza niż $0.3 \times$ długość stopy.
(Adeniyi et al., 2023)	Grupa kontrolna: 20 osób (15K, 5M) 71 ± 8 lat; 71 ± 17 kg; 164 ± 12 cm Grupa badana: 20 osób (15K, 5M) 71 ± 8 lat; 72 ± 17 kg 165 ± 8 cm	Ocena wykonalności, bezpieczeństwa i skuteczności treningu równowagi opartego na perturbacjach zewnętrznych, przy użyciu urządzenia Tethered Pelvic Assist Device (mTPAD).	Metoda: pociągnięcie przez uprząż na wysokości bioder z siłą równą 10% masy ciała w kierunku ML oraz po przekątnych; Faz: losowa; Ścieżka: b.d.; Prędkość chodu: preferowana.	Platforma Zeno Walkway (b.d.).	Grupa badana korzystająca z urządzenia mTPAD, osiągnęła istotnie lepsze wyniki w zakresie funkcji poznawczych (SDMT-C i TMT-B) oraz równowagi (BBS i 4-Stage Balance: stanie jednoonóż w porównaniu do grupy kontrolnej. Uczestnicy z grupy eksperymentalnej wykazali większą pewność siebie w zakresie mobilności.

Grupa osób młodych (N = 11)					
(Arena et al., 2016)	12 mężczyzn: 20.9 ± 2.2 lat; 69.9 ± 4.4 kg; 177.8 ± 6.3 cm	Zbadanie wpływu poślizgnięcia i potknięcia podczas chodu na przyspieszenie głowy.	1) Poślizgnięcia: Metoda: Śliski roztwór (50ml oleju roślinnego); Faza: IC; 2) Potknięcia: Metoda: wysuwalna przeszkoda 7 cm; Faza: MSw lub TSw; Ścieżka: 10 m; Prędkość chodu: preferowana (1.45 – 1.60 m/s).	MoCap Vicon: 200 Hz (full-body model); IMU Memsense: 800 Hz (przymocowany do czoła).	W porównaniu do chodu swobodnego, szczytowe przyspieszenia były do 4.68 m/s² wyższe po poślizgnięciu i do 10.64 m/s² wyższe po potknięciu. Przyspieszenie głowy po raz pierwszy odbiegało od normy dla chodu swobodnego w 100 – 150 ms po poślizgnięciu i 0 – 50 ms po potknięciu. Charakterystyka czasowa przyspieszenia głowy potwierdza możliwy udział układu przedsionkowego w wykrywaniu początku potknięcia, ale nie poślizgnięcia. Przyspieszenie głowy po poślizgnięciu i potknięciu również okazało się wystarczająco duże, aby przyczynić się do przywracania równowagi.

(Nazifi et al., 2017)	20 osób (9K, 11M): 23.6 ± 2.52 lat	Porównanie synergii mięśniowych i wzorców ich aktywacji pomiędzy poślizgnięciami o wysokim lub umiarkowanym ryzyku upadku.	Metoda: śliski roztwór (75% glicerol, 25% woda); Faza: IC; Ścieżka: b.d.; Prędkość chodu: preferowana	MoCap Vicon: 120 Hz; Platforma (b.d): 1080 Hz; EMG (b.d.): 1080 Hz; Bilateralnie mięśnie: hamstring (H), tibialis anterior (TA), vastus lateralis (VL), medial gastrocnemius (MG). OpenSim.	Zostały wyodrębnione 4 synergie mięśniowe. Na podstawie maksymalnej prędkości pięty (PHS) wyodrębniono również łagodne poślizgi (PHS < 1.44 m/s) i ciężkie. Łagodne poślizgi aktywowały odpowiadające im synergie mięśniowe szybciej o 30 – 50ms. Ciężkość poślizgnięcia bardziej zależy od sposobu reakcji na nie, niż od innych czynników.
(Okubo et al., 2018)	10 osób (5K, 5M): 29.1 ± 5.6 lat; 70.4 ± 14.8kg; 176.4 ± 11.2cm	Ustalenie, czy wielokrotne narażenie na potknięcia i poślizgnięcia z rosnącą nieprzewidywalnością podczas chodu może poprawić reakcje przywracania równowagi, gdy przewidywalne zmiany chodu (np. spowolnienie) są zminimalizowane.	1) Poślizgnięcia: Metoda: ruchoma platforma (swobodny ruch do przodu do 70cm); Faza: IC i losowa; 2) Potknięcia: Metoda: wysuwalna przeszkoda 14 cm; Faza: MSw i losowa; Ścieżka: 10 m; Prędkość chodu: preferowana.	8-kamer MoCap Vicon: 100 Hz (full-body model, 34 markery).	Lepsze odzyskiwanie równowagi po potknięciach w losowej lokalizacji było przez zwiększony margines stabilności i długość kroku podczas kroków odzyskiwania równowagi. Zmiany w przywracaniu równowagi po poślizgnięciach w losowej lokalizacji zostały wykazane przez zmniejszone przesunięcie XCoM do tyłu i zmniejszoną prędkość poślizgu podczas kroków przywracania równowagi.

(Yang et al., 2018)	Grupa kontrolna: 22 osoby (9K, 13M): 23.0 ± 3.87 lat; 72.9 ± 18.0 kg; 167 ± 9 cm Grupa treningowa 16 osób (7K, 9M): 22.6 ± 1.54 lat; 72.9 ± 19.9 kg; 169 ± 11 cm	Określenie skuteczności i możliwości wykonania jednej sesji programu perturbacji przez poślizgnięcie na bieżni w celu prewencji poślizgnięć podczas chodu swobodnego.	Metoda: ruchoma platforma (swobodny ruch do przodu, do 1m); Faza: IC; Ścieżka: 14 m; Prędkość chodu: preferowana.	8-kamer MoCap Vicon: 120 Hz (full-body model, 26 markerów i 1 na ruchomej platformie); Przetwornik w uprząży: 600 Hz.	Jednorazowy program treningowy poślizgnięć na bieżni może zmniejszyć ryzyko upadków podczas chodu w środowisku zewnętrznym. Grupa treningowa wykazywała lepszą kontrolę nad <i>recovery step</i> i stabilnością, co sugeruje potencjalne zastosowanie tej metody w prewencji upadków.
(Rasmusen & Hunt, 2019)	6 osób (3K, 3M): 23 ± 2.4 lat; 73.33 ± 13.96 kg; 176 ± 8 cm	Opracowanie nowego, noszonego przez użytkownika urządzenia do wywoływania powtarzalnych, wielokierunkowych i niespodziewanych poślizgnięć.	Metoda: but ze zdejmowaną podeszwą oraz mechanizmem uwalniającym śliski roztwór (woda i żelatyna w stosunku 1:1) umieszczonym pomiędzy dwoma warstwami teflonu. Do czasu perturbacji powierzchnie dociśnięte do siebie uprząż. Jej zdalne zwolnienie powoduje poślizgnięcie. Faza: IC, MS, TS; Ścieżka: 8 m; Prędkość chodu: preferowana.	17-kamer MoCap: 120Hz.	Urządzenie to szybko zmniejsza tarcie ze statycznych współczynników 0.48 do 0.07. Zaprojektowane urządzenie jest skuteczną metodą wywoływania zróżnicowanych poślizgnięć podczas chodu.

(Kim et al., 2019b)	8 osób (b.d.): 19–27 lat	1) Zidentyfikowanie wzorca aktywności mięśniowej, pozwalający odzyskać równowagę po poślizgnięciu; 2) Opracowanie wskazówek dla trenerów które mięśnie wymagają treningu celem przeciwdziałania poślizgnięciom.	Metoda: śliski roztwór (mieszanina mydła z wodą w stosunku 2:3); Faza: IC; Ścieżka: b.d.; Prędkość chodu: b.d.	MoCap Qualysis: 120 Hz (full-body model, 26 markerów).	Wykazano, że podczas poślizgnięcia zmiany kątowe dla kończyny ulegającej perturbacji istotnie się różniły od tych notowanych dla stawu skokowo-goleniowego oraz kolanowego notowanych w chodzie swobodnym bez perturbacji.
(Inkol et al., 2019)	11 osób (6K, 5M): 21.9 ± 0.3 lat; 70.4 ± 7.7 kg; 174 ± 6 cm	1) Zbadanie reakcji na poślizgnięcia wywołanego raz pierwszy i ustalenie, jak te reakcje zmieniają się przy powtarzanej ekspozycji. 2) Sprawdzenie, czy istnieje związek pomiędzy zakresem reakcji segmentów górnej części ciała i przedramienia a innymi elementami reakcji na poślizg (tj. kontrolą tułowia i ruchem CoM).	Metoda: ruchoma platforma (przesunięcie w przód, prawo i lewo na odległość 18 cm, z przyspieszeniem 2.00 m/s ² , prędkość maksymalna 0.60 m/s); Faza: IC; Ścieżka: 5 m; Prędkość chodu: preferowana.	MoCap OptiTrack: 100 Hz (full-body model, 15 markerów); Platforma AMTI: b.d.	Reakcje posturalne wywołane w pierwszej ekspozycji na poślizg były największe, poprzedzone antycypacyjnymi korektami położenia CoM w kierunku AP. W odniesieniu do zaburzonej kończyny dolnej, zaobserwowano duże i ipsilateralne reakcje ramienia (w pierwszej ekspozycji) były one charakterystycznie asymetryczne i skalowane do stopnia szczytowego wyprostu tułowia. Przy wielokrotnej ekspozycji został zmniejszony ruch CoP do tyłu po poślizgu (zmiany ustąpiły po drugiej ekspozycji). Nieliczne komponenty reakcji na poślizg, utrzymywały się w wielu

					ekspozycjach, miały mniejszą wielkość (np. długość kroku). XCoM stands for extrapolated center of mass
(Er et al., 2020)	7 osób (2K, 5M): 25 ± 0.94 lat; 58 ± 6.24 kg; 168 ± 2.36 cm	Zbudowanie platformy FIMP zdolnej do wywoływania realistycznych upadków.	Metoda: robot podążający za badanym wywołujący potknięcia i poślizgnięcia przez pociągnięcie za kostkę osoby badanej przez specjalną uprząż (Potknięcie: siła statyczna 3 N, siła dynamiczna 5.9 N, maksymalna siła 347.8 N; Poślizgnięcie: siła statyczna 1N, siła dynamiczna 3.5 N; siła maksymalna 110.3 N); Faza: IC, MSw, TSw; Ścieżka: 3 m; Prędkość chodu: preferowana.	16-kamer MoCap Qualysis: 200 Hz (full-body model, 53 markery); 5 IMU Yost Labs umieszczone z przodu na tułowi, lewe i prawe uda i podudzia: 333 Hz.	System FIMP jest zdolny do wywoływania perturbacji zbliżonych do tych spotykanych w środowisku zewnętrznym.

(Rasmusen et al., 2022)	18 osób (9K, 9M): 22.72 ± 2.89 lat; 72.25 ± 12.35 kg; 173 ± 9 cm	Określenie, w jaki sposób trzy warunki poślizgu: 1) faza początku poślizgu (slip onset- SO), 2) perturbowana kończyna dolna w stosunku do ścieżki, 3) promień ścieżki wpływają na kierunek poślizgu, odległość i prędkość szczytową.	Metoda: śliski roztwór (woda i żel w stosunku 1:1) umieszczony pomiędzy dwoma warstwami teflonu umieszczonego pomiędzy warstwami podeszwy buta. Do czasu perturbacji powierzchnie dociśnięte do siebie uprząż. Jej zdalne zwolnienie powoduje poślizgnięcie; Faza: IC, MS, TS; Ścieżka: o promieniu 1 i 2 m z prostym odcinkiem 1.5 m na każdym końcu; Prędkość chodu: preferowana.	17-kamer MoCap: 200 Hz (full-body model, 79 markerów); Wkładka w butach Pedar-X: 100 Hz; Elektroniczne bramki czasowe (Dashr) umieszczone na obu końcach ścieżek.	W miarę postępu SO kierunki poślizgu wykazywały przejście od przodu do tyłu, skracały się przyśrodkowo i przyspieszały AP. Poślizg stopy zmodyfikował zmianę kierunku, z poślizgami wewnętrzną i zewnętrzną stopy poruszającymi się odpowiednio przeciwnie i ipsilateralnie. Poślizgi stopy wewnętrznej były krótsze i wolniejsze w kierunku ML oraz dłuższe w kierunku AP niż poślizgi stopy zewnętrznej. Zwiększenie promienia ścieżki powodowało poślizgi z większymi komponentami kierunku ML.
(Lee-Confer et al., 2022)	64 młodych (42K, 22M) podzielonych na 4 grupy po 16 osób: G1: wolne ręce; G2: związane ręce; G3: przywiązana ręka kontrlateralnie do stopy perturbowanej; G4: przywiązana ręka ipsilateralnie do stopy perturbowanej. (W pracy jest charakterystyka każdej z grup osobno).	Określenie wpływu ruchów ramion na częstość występowania upadków na skutek nieoczekiwanego poślizgnięcia.	Metoda: Poślizgnięcie na roztworze (olej mineralny); Faza: IC; Ścieżka: 10 m; Prędkość chodu: 1.35–1.5 m/s.	Przetwornik w uprząży Omega Engineering (b.d.).	Osoby z G2 wykazywała wyższy odsetek upadków w porównaniu do grupy z wolnymi ramionami (62.5% vs 18.8%). Osoby z G3 wykazywały znacznie wyższy odsetek upadków w porównaniu do G4 (68.8% vs. 31.2%). Ruchy ramion pomagają w odzyskaniu równowagi podczas zaburzeń poślizgu, przy czym ruch ramienia przeciwnego do ślizgającej się stopy wydaje się być najważniejszy.

(Lee-Confer et al., 2023b)	32 osoby (19K, 13M) podzielonych na dwie grupy (10K, 6M): G1: 16 ręce związane 26.1 ± 2.7 lat; 65.5 ± 11.7 kg; 167 ± 10 cm G2: 16 ręce wolne 25.2 ± 1.2 lat; 66.2 ± 9.8 kg; 172 ± 10 cm	Określenie w jaki sposób zaangażowanie kończyn górnych przyczynia się do odzyskiwania równowagi po poślizgnięciu.	Metoda: Poślizgnięcie na roztworze (olej mineralny); Faza: IC; Ścieżka: 10 m; Prędkość chodu: 1.35 – 1.5 m/s.	MoCap Qualisys: 150 Hz; Platforma AMTI: b.d.; Przetwornik w uprząży Omega Engineering (b.d.)	W płaszczyźnie czołowej osoby z G2 miały większy margines stabilności (MoS), mniejsze wychwiania i prędkość CoM w porównaniu do osób z G1. W płaszczyźnie strzałkowej różnice były takie same z wyjątkiem braku różnic dla MoS.
Porównanie grupy osób młodych i starszych (N = 8)					
(O'Connell et al., 2016)	G1: 24 osoby (10K, 14M): 23.75 ± 2.83 lat; 68.92 ± 10.09 kg; 173 ± 8 cm G2: 24 osoby (12K, 12M): 57.13 ± 2.83 lat; 81.81 ± 14.22 kg; 169 ± 8 cm	Zbadanie czy wielkość reakcji mięśniowych koniecznych do przerwania fazy przenoszenia podczas poślizgnięcia zależą od siły perturbacji.	Metoda: śliski roztwór (75% glicerol, 25% woda); Faza: IC; Ścieżka: 8.5 m; Prędkość chodu: preferowana.	MoCap Vicon: 120 Hz; Platforma Bertec: 1080 Hz; EMG Noraxon: 1080 Hz; Kończyna zamachowa: medial hamstring (MH), vastus lateralis (VL).	Wraz ze wzrostem intensywności poślizgu, początek aktywacji MH był znacznie szybszy. Szczytowa wielkość i czas do piksu VL wzrastały wraz z nasileniem poślizgu. Nie stwierdzono istotnego wpływu wieku na żadną ze zmiennych wyjściowych.

(Soangra & Lockhart, 2017)	G1: 7 osób młodych: 22.64 ± 2.56 lat; 69.65 ± 15.52 kg; 170.37 ± 9.33 cm G2: 7 osób starszych: 71.14 ± 6.51 lat; 78.55 ± 18.25 kg; 174.57 ± 10.24 cm	Zbadanie wpływu dwuzadaniowości na ryzyko upadku spowodowanego poślizgnięciem.	Metoda: Śliski roztwór (woda i żel w stosunku 1:1); Faza: IC; Ścieżka: 15 m; Prędkość chodu: preferowana.	6-kamer MoCap Qualisys: 120 Hz; Plaformy Bertec i AMTI: 1200 Hz; EMG Noraxon: b.d.; Bilateralnie: tibialis anterior (TA), gastrocnemius (G). Czujniki przyspieszenia IMU: b.d.	Wykonywanie dodatkowego zadania nie ma wpływu na reakcje na poślizgnięcia u młodych zdrowych osób. Przy dodatkowym zadaniu osoby badane szły wolniej, robiły krótsze, szersze kroki, zmniejszały prędkość kontaktu pięty z podłożem.
(McIntosh et al., 2017)	G1: 11 osób młodych (7K, 4M): 23.8 ± 3.1 lat; 71.2 ± 12.4 kg; 176.2 ± 8.9 cm G2: 10 osób starszych (8K, 2M): 71.1 ± 3.1 lat; 72.6 ± 11.1 kg; 167.6 ± 8.9 cm	Ilościowe określenie reakcji młodych i starszych dorosłych na perturbacje w płaszczyźnie strzałkowej i czołowej podczas chodu.	Metoda: ruchoma platforma (ruch platformy 15 cm w przód, tył, prawo lub lewo z przyspieszeniem 240 cm/s^2 i maksymalną prędkością 31.6 cm/s); Faza: IC; Ścieżka: 5 m; Prędkość chodu: b.d.	MoCap Optotrak: 100 Hz (full-body model); Platforma AMTI: 1000 Hz; Przetwornik Interface: 100 Hz.	Perturbacje ML były bardziej wymagające dla obydwu grup. Pomiary długości kroku wykazały, że młodzi odzyskali równowagę w kroku bezpośrednio po perturbacji, zaś starsi potrzebowali dodatkowych kroków, aby odzyskać równowagę. Młodzi stawiali szersze kroki niż starsi.

(Merrill et al., 2017)	G1: 16 osób młodych 7K: 24.4 ± 3.7 lat; 64.2 ± 13.2 kg; 165.5 ± 5.4 cm 9M: 23.4 ± 1.9 lat; 73 ± 11 kg; 179.1 ± 5.8 cm G2: 17 starszych 10K: 54.9 ± 2.9 lat; 77.8 ± 12.3 kg; 163.3 ± 4 cm 7M: 56.3 ± 6.8 lat; 84.4 ± 14.6 kg; 176.6 ± 4.1 cm	1) Określenie wpływu wieku na reakcje kończyn górnych na poślizgnięcia; 2) Określenie, czy siła poślizgnięcia ma wpływ na reakcje kończyn górnych.	Metoda: śliski roztwór (75% glicerol, 25% woda); Faza: IC; Ścieżka: 8.5 m; Prędkość chodu: preferowana.	14-kamer MoCap Vicon: 120 Hz; Platforma Bertec: 1080 Hz. Współczynnik tarcia but-podłoga podczas testów na sucho wynosił 0.53, w porównaniu do 0.03 podczas testów z gliceryną, mierzony za pomocą miernika English XL VIT Slipmeter.	W reakcji na poślizgnięcia zgięcie stawu ramiennego u osób starszych rozpoczynane jest później niż u młodych, ale towarzyszy mu wyższa wartość momentu generowanego przez zginacze stawu ramiennego.
(Allin et al., 2018)	108 osób (57K, 51M): 18–66 lat	1) Określenie różnic w kinematyce obydwu kończyn dolnych pomiędzy poślizgnięciami zakończonymi upadkiem i tymi które nie wywołały upadku; 2) zidentyfikowanie różnic w kinematyce obydwu kończyn w zależności od rodzaju reakcji na poślizgnięcie.	Metoda: śliski roztwór (50 ml oleju roślinnego); Faza: IC; Ścieżka: 10 m; Prędkość chodu: preferowana.	6-kamer MoCap Vicon: 100 Hz (lower body model); 8-kamer MoCap Qualisys: 100 Hz; Przetwornik w upręży: 1000 Hz.	Zidentyfikowano dwie potencjalnie modyfikowalne cechy kinematyki stóp, które mogą zwiększyć prawdopodobieństwo skutecznego uniknięcia upadku po poślizgnięciu: 1) szybkie zatrzymanie ruchu ślizgającej się stopy; 2) ustawienia palucha stopy zakrocznej w odległości 0 – 10% wysokości ciała przed kością krzyżową.

(Shulman et al., 2018)	G1: 18 osób młodych (8K, 10M): 21.7 ± 2.6 lat; 72.8 ± 11.0 kg; 180 ± 10 cm G2: 16 osób starszych (7K, 9M): 75.6 ± 5.3 lat; 72.7 ± 13.4 kg; 170 ± 10 cm	Ustalenie związanych z wiekiem różnic w <i>recovery stepp</i> podczas zadania lokomocyjnego zorientowanego na cel w warunkach połączonych perturbacji wewnętrznych i zewnętrznych.	Metoda: translacja podłoża (platforma 3x5 m podlegała przesunięciu w bok na odległość 18 cm, z przyspieszeniem 2 m/s^2, prędkością maksymalną 60 cm/s); Faza: TS; Ścieżka: 5 m; Prędkość chodu: preferowana.	12-kamer MoCap OptiTrack: 100 Hz (full-body model, 27 markerów); Platforma Advanced Mechanical Technology Inc.: 1000 Hz.	Osoby starsze chodziły wolniej i wykonywały krótsze, szybsze kroki (skrócenie fazy pojedynczego podporu). W reakcji na perturbacje osoby starsze zmniejszały pole powierzchni podparcia (węższe kroki) w stosunku do wartości notowanych w grupie osób młodych. Osoby starsze potrzebowały też więcej niż dwóch kroków (używanych w G1) do ukończenia zadania.
(Okubo et al., 2019a)	G1: 10 osób młodych (4K, 6M): 29.8 ± 12.8 lat; 67.6 ± 4.5 kg; 173.6 ± 9.5 cm; G2: 10 osób starszych (9K, 1M): 71.0 ± 4.4 lat; 66.2 ± 16.2 kg; 159.8 ± 7 cm	Porównanie wpływu treningu równowagi wśród osób młodych i starszych na: 1) parametry biomechaniczne kroku bezpośrednio przed i po perturbacjach; 2) występowanie upadków; 3) możliwość zastosowania w warunkach klinicznych.	1) Poślizgnięcia: Metoda: ruchoma platforma (swobodny ruch do przodu do 70 cm); Faza: IC 2) Potknięcia: Metoda: wysuwalna przeszkoda 14 cm; Faza: MSw Ścieżka: 10 m Prędkość chodu: preferowana.	8-kamer MoCap Vicon: 100 Hz (full-body model, 34 markery).	Ekspozycja na perturbacje poprawia stabilność u osób młodszych i starszych. Upadki spowodowane poślizgnięciami zmniejszyły się: z 44.4% do 0% u młodych dorosłych i z 28.6% do 14.3% u osób starszych. Podwyższony poziom lęku wskazuje na konieczność indywidualizacji treningu stabilności.

(Jeon et al., 2023)	G1: 10 osób młodych (6K, 4M): 24 ± 3 lat; 73.74 ± 21.55 kg; 170.0 ± 8.77 cm G2: 10 osób starszych (5K, 5M): 77 ± 8 lat; 75.33 ± 13.62 kg; 170.8 ± 9.36 cm	Zbadanie: 1) wpływu wieku na pracę ekscentryczną prostowników stawu kolanowego, 2) wzorca aktywności mięśni kończy poddawanej i niepoddawanej perturbacjom podczas chodu po piankowej nawierzchni oraz 3) kontroli równowagi.	Metoda; część ścieżki zastąpiona przez piankę; Faza: IC; Ścieżka: 9.14 m; Prędkość chodu: preferowana.	MoCap Vicon: 150Hz (full-body model, 39 markerów); EMG Noraxon: 1500 Hz; Bilateralnie na mięśniach: tibialis anterior (TA), medial gastrocnemius (MG), rectus femoris (RF), biceps femoris (BF), gluteus medius (Gmed), i erector spinae (ES).	Osoby starsze wykazywały wyższą aktywację mięśni obsługujących staw skokowo-goleniowy podczas, gdy u osób młodych aktywacja mięśni działających na stawy biodrowe była większa.
Grupa osób z niepełnosprawnościami (N = 4)					
(Shorter et al., 2021)	9 z przewlekłym udarem hemiparetycznym (4K, 5M), czas od udaru 7.5 ± 2.5 lat: 46 ± 9 lat; 87 ± 15 kg; 3 osoby zdrowe (2K, 1M): 57 ± 2 lat; 62 ± 4.5 kg	1) Oszacowanie sztywności stawu skokowo-goleniowego podczas chodu u osób po udarze mózgu; 2) Scharakteryzowanie związku między sztywnością stawu skokowo-goleniowego a aktywnością mięśni; oraz klinicznymi miarami zakresu ruchu i funkcji sensoryczno-ruchowej.	Metoda: platforma obrotowa w płaszczyźnie strzałkowej (Perturberator Robot); Faza: MS i TS; Ścieżka: 5.25 m; Prędkość chodu: w rytmie metronomu (55–60 BPM).	MoCap Qualisys (b.d); Elektroniczny goniometr: b.d.; Platforma Kistler: b.d.; EMG Delsys. Mięśnie bilateralnie dla pacjentów i dominująca u zdrowych: tibialis anterior (TA), medial gastrocnemius (MG), semitendinosus (ST), rectus femoris (RF). Wszystkie dane rejestrowane z częstotliwością 1–2 kHz.	Sztywność stawu skokowo-goleniowego strony z niedowładem była mniejsza podczas fazy podporu niż stawu po stronie zdrowej. Różnice pomiędzy stronami w kontroli stawu skokowo-goleniowego pozwalają przewidzieć prędkość i dystans chodu. Nie jest to możliwe na podstawie sztywności stawu lub bierne oceny klinicznej.

(Dusane & Bhatt, 2022)	49 pacjentów po udarze: Grupa badana (8K, 16M): 57 ± 8.7 lat; 81.01 ± 13.9 kg; 171 ± 9 cm Grupa kontrolna (9K, 12M): 61 ± 12 lat; 81.2 ± 18.36 kg; 169 ± 11 cm	1) Zbadanie, czy osoby z porażeniem kończyn dolnych mają zdolności adaptacyjne na poślizgnięcia kończyny niedotkniętej niedowładem; 2) ustalenie, czy wcześniejsze wystawienie na powtarzające się poślizgnięcia podczas chodu po stronie nieobjętej niedowładem może poprawić reakcje na poślizgnięcia po stronie porażonej.	Metoda: ruchoma platforma (b.d.); Faza: b.d.; Ścieżka: 8 m; Prędkość chodu: preferowana.	MoCap: 120 Hz (full-body model, 30 markerów); Platforma (b.d.): 600 Hz.	Wywoływanie poślizgnięć po stronie niedowładu poprawiało odpowiedź na poślizgnięcia po tej stronie. Wywoływanie poślizgnięć po stronie bez niedowładu nie dawało takiego efektu.
(Okubo et al., 2023)	30 osób ze stwardnieniem rozsianym podzielonych na dwie grupy: Grupa badana (8K, 6M): 55.7 ± 12.8 lat; 71.6 ± 13.6 kg; 170.5 ± 7.9 cm Grupa kontrolna (11K, 5M): 47.1 ± 12.8 lat; 63.4 ± 14.5 kg; 165.7 ± 8.5 cm	Zbadanie możliwości i skuteczności treningu równowagi z wykorzystaniem poślizgnięć i potknięć u osób ze stwardnieniem rozsianym.	1) Poślizgnięcia: Metoda: ruchoma platforma (swobodny ruch w przód do 40 cm); Faza: IC; Ścieżka: 10 m; Preferowana prędkość chodu; 2) Potknięcia: Metoda: wysuwana przeszkoda 14 cm; Faza: MSw Ścieżka: 10 m; Prędkość chodu: 80% preferowanej.	8-kamera MoCap Vicon: 100 Hz (full-body model, 38 markerów).	Reaktywny trening równowagi poprawił stabilność dynamiczną, podparcie na kończynie, kontrolę tułowia i zmniejszył liczbę upadków u osób ze stwardnieniem rozsianym.

(Kreter et al., 2021)	G1: 5 zdrowych osób młodych (4K, 1M): 23.8 ± 4.7 lat; G2: 5 osób młodych po wstrząśnieniu mózgu (mTBI) (2K, 3M): 24.6 ± 5.2 lat. Wszyscy uczestnicy mTBI byli co najmniej dwa tygodnie po urazie (27.4 ± 12.8 dni) i nadal zgłaszali skutki uboczne.	Porównanie reakcji osób zdrowych i osób, które doznały łagodnego urazu mózgu, na perturbacje generowane przez zmechanizowany but.	Metoda: podniesienie proksymalnej części lewego stawu śródstopno-paliczkowego przez obrót aluminiowego elementu w podeszwie za pomocą silnika elektrycznego, co powodowało od 12 (bez obciążenia) do 5 stopni (po obciążeniu) ewersji stopy; Faza: TS; Ścieżka: 7.5 m; Prędkość chodu: preferowana.	6 IMU Opal v2: 128 Hz (markery umieszczone na: stopach, odcinku lędźwiowym (około L3), tułowi (nad mostkiem) i nadgarstkach).	W fazie TSw przed spodziewanymi perturbacjami osoby zmTBI wykazywały większe boczne przyspieszenie perturbowanej stopy i mniejszy ruch boczny tułowia w porównaniu z chodem swobodnym. Zdrowi wykazywali mniejsze przyspieszenie ML stopy i brak różnic w przyspieszeniu ML tułowia w porównaniu z chodem swobodnym.
-----------------------	--	--	---	--	--

1.3.2 Perturbacje podczas chodu na bieżni jedno-pasmowej

W skład tego rozdziału weszło 17 prac (Tabela 2). W ośmiu z nich uwzględniono osoby młode, natomiast w kolejnych ośmiu – osoby starsze. W trzech zbadano reakcje na perturbacje wśród osób z chorobą Parkinsona.

W grupie osób młodych najliczniejsza grupa uczestniczyła w badaniu Martelli et al. (2016) – 18 uczestników, a najmniej liczna u Hof i Duysens (2018) – 9 osób. Najmłodsze osoby przebadali Boerger et al. (2016) – 21.2 ± 0.7 lat, a najstarsze Patel et al. (2019) – 27 ± 4 lat. W grupie osób starszych najmniej liczna grupa uczestniczyła w badaniu Wang et al. (2019) – 25 osób. Najliczniejsza grupa – 506 osób, uczestniczyła w badaniu Lurie et al. (2020). Wiek badanych mieścił się w przedziale 70.2 ± 5.9 (Wang et al., 2019) – 81.4 ± 4.3 lat (Gimmon et al., 2018; Kurz et al., 2016). We wszystkich badaniach z udziałem osób z chorobą Parkinsona uczestniczyła ta sama grupa 38 osób, podzielona na dwie grupy ze średnią wieku 67.6 ± 8.2 i 62.5 ± 7.9 lat (Gaßner et al., 2019; Steib et al., 2017, 2019).

We wszystkich badaniach wykorzystano bieżnię z jednym pasem. W czterech z nich użyto bieżni Simbex (Bhatt et al., 2018; Ding & Yang, 2016; Patel et al., 2019; Wang et al., 2019), w trzech – bieżni Mercury (Gaßner et al., 2019; Steib et al., 2017, 2019) i Balance Tutor (Hezel et al., 2023; Madehkhaksar et al., 2018; Taborri et al., 2022), w dwóch – bieżni ActiveStep (Lurie et al., 2020; Yang et al., 2023) i Woodway (Lurie et al., 2020; Yang et al., 2023). W czterech doniesieniach nie podano modelu wykorzystanej bieżni (Gimmon et al., 2018; Hof & Duysens, 2018; Kurz et al., 2016; Martelli et al., 2016).

Perturbacje najczęściej wywoływano przez zmianę prędkości pasa bieżni (10 prac). Maksymalne przyspieszenie wynosiło 16 m/s^2 (Kurz et al., 2016), a najmniejsze – 0.5 m/s^2 (Taborri et al., 2022). Czas w jakim zmieniano prędkość pasa wynosił od 200 ms (Ding & Yang, 2016; Yang et al., 2023) do 500 ms (Taborri et al., 2022). W sześciu badaniach perturbacje wywoływano poprzez boczno-przyśrodkowe przesunięcie całej bieżni. Miało to miejsce w okresie od 200 ms (Nestico et al., 2021) do 500 ms (Taborri et al., 2022), na dystansie od 7.2 cm (Nestico et al., 2021) do 18 cm (Kurz et al., 2016), z przyspieszeniem od 0.18 m/s^2 (Taborri et al., 2022) do 16 m/s^2 (Kurz et al., 2016). W trzech publikacjach perturbacje wywoływano zarówno przez zmianę prędkości pasa jak i boczno-przyśrodkowe przesunięcie bieżni (Kurz et al., 2016; Madehkhaksar et al., 2018; Taborri

et al., 2022). Perturbacje przez przechylenie bieżni wywoływano w czterech pracach. W jednym przypadku bieżnię przesuwano na boki w o 8.28 cm, 16.56 cm i 24.89 cm z jednoczesnym nachyleniem o 5°, 10° lub 15° (Boerger et al., 2016). W dwóch innych doniesieniach możliwe było przesunięcie bieżni o maksymalnie 3 cm (Steib et al., 2017, 2019). W dwóch pracach badani byli pociągani za miednicę przy użyciu uprząży (Hof & Duysens, 2018; Martelli et al., 2016). W jednym doniesieniu pociągnięcia miały siłę równą 10%, 15% lub 20% ciężaru ciała w czasie 450 ms (Martelli et al., 2016). W innej pracy (Hof & Duysens, 2018) siła pociągnięcia mieściła się w zakresie 2.7 do 12.4 kg.m.s⁻¹ w czasie 100 ms.

Perturbacje najczęściej wywoływano w fazie IC (4 pozycje): (Ding & Yang, 2016; Martelli et al., 2016; Rieger et al., 2020; Yang et al., 2023), w fazie MS (Taborri et al., 2022), fazie pojedynczego podporu (Nestico et al., 2021), lub w nieprzewidywalnym, losowym momencie cyklu chodu (Madehkhaksar et al., 2018). W jednej publikacji autorzy indukowali perturbacje losowo w 10% cyklu chodu lub w 40 i 90% cyklu chodu (Hof & Duysens, 2018).

Pomiary reakcji na perturbacje najczęściej przeprowadzano z wykorzystaniem technologii MoCap (7 prac): Vicon (Ding & Yang, 2016; Madehkhaksar et al., 2018; Martelli et al., 2016), Qualisys (Wang et al., 2019), Motion Analysis Corporation (Nestico et al., 2021; Patel et al., 2019) i APAS (Gimmon et al., 2018). Pozycjonowanie markerów umożliwiające rejestrację parametrów kinematycznych całego ciała wykorzystano w czterech pracach (Ding & Yang, 2016; Madehkhaksar et al., 2018; Patel et al., 2019; Wang et al., 2019). W jednym doniesieniu markery umieszczano obustronnie na pięcie, podstawie I kości śródstopia, kostce bocznej, V stawie śródstopno-paliczkowym oraz na dolnym odcinku kręgosłupa (Nestico et al., 2021). W innym badaniu markery umiejscowiono obustronnie na wyrostku rylcowatym kości promieniowej, wyrostku barkowym, kolcu biodrowym przednim górnym i przedniej części stawu skokowo-goleniowego (Gimmon et al., 2018). W jednym przypadku MoCap został użyty do kontroli położenia mocowania linek systemu wywołującego pociągnięcia za miednicę (Martelli et al., 2016). Autorzy dwóch publikacji korzystali z platform dynamometrycznych Zebris (Steib et al., 2019) lub MOTEK (Rieger et al., 2020). W dwóch doniesieniach pomiarów dokonano z wykorzystaniem IMU Shimmer Sensing (Steib et al., 2019) i Xsens (Taborri

et al., 2022). Dane dotyczące aktywności mózgu były zbierane z wykorzystaniem fMRI w dwóch badaniach (Bhatt et al., 2018; Patel et al., 2019). W jednym doniesieniu rejestrowano sygnał EMG z mięśni strzałkowego długiego, piszczelowego przedniego (TA) i płaszczkowatego (SO) obydwu kończyn (Hof & Duysens, 2018).

Tabela 2: Zestawienie prac zawierających tematykę wywoływania perturbacji podczas chodu na bieżni jednopasmowej, w podziale na grupy osób młodych, starszych oraz osób a niepełnosprawnościami, gdzie: N – liczba osób, K – kobiety, M – mężczyźni, b.d. – brak danych, BW (ang. *body weight*) – ciężar ciała, BoS (ang. *Base of Support*) – pole powierzchni podparcia, MoS (ang. *Margin of Stbility*) – margines stabilności, CoM (ang. *Center of Mass*) – środek masy ciała, AP (ang. *anterior-posterior*) – kierunek przód-tył, ML (ang. *medio-lateral*) – kierunek boczno-przyśrodkowy.

Badanie	Grupa badana (płeć, liczebność, wiek, masa ciała, wzrost)	Cel badania	Metoda i moment wywoływania perturbacji, prędkość chodu	Bieżnia, aparatura pomiarowa, częstotliwość rejestracji, dodatkowe parametry mierzone (EMG, GRF). Wykorzystanie oprogramowania OpenSim	Wyniki
Grupa osób młodych (N = 8)					
(Boerger et al., 2016)	13 osób młodych (7K, 6M): 21.2 ± 0.7 lat; masa i wzrost: b.d.	Określenie zmienności długości i szerokości kroku podczas przechylenia bieżni w kierunku AP i ML.	17 różnych warunków: chód swobodny, pochylenie (P), przechylenie (R) i odchylenie (Y) odpowiednio o 5°, 10°, 15°; sinusoidalnych perturbacji, połączone przechylenie- pochylenie-odchylenie (RPY) o 8° oraz przemieszczenie AP i ML w okresowych przemieszczeniach o 8.28, 16.56 i 24.89 cm. Moment perturbacji: b.d.; Prędkość chodu: preferowana.	Bieżnia: Woodway na platformie Moog z 6 stopniami swobody; MoCap: b.d. (26 markerów), 80s chodu i 60s przerwy.	Sinusoidalne perturbacje chodu i przesunięcia AP i ML wpływają istotnie na zmianę długości kroku. Największe zmiany w długości kroku były dla: P15 (7.87± 2.90 cm), ML24.89 (9.54±6.27 cm) i Y24.89 (10.52±2.84 cm). Największe zmiany w szerokości kroku były dla: RPY (7.25±2.35 cm), R (4.20±1.88 cm) i Y 5°, 10°, 15°: (4.71±1.65 cm), (8.38±3.13 cm), (11.09±2.92 cm).

(Martelli et al., 2016)	Dwie grupy: Grupa AP: (0K, 9M): 24.2 ± 4.7 lat; 71.1 ± 8.5 kg; 174 ± 7 cm GrupaML: (0K, 9M): 23.6 ± 3.6 lat; 69.4 ± 7.7 kg; 175 ± 8 cm	1) Ocena wpływu kierunku nieoczekiwanych pociągnięć za miednicę podczas treningu na bieżni na możliwość odzyskania stabilności posturalnej. 2) Analiza różnic w reakcjach na perturbacje w zależności od ich kierunku i amplitudy.	3 fazy protokołu: trening bazowy (4min) – brak perturbacji, trening z perturbacjami (30min), po treningu (7min) – brak perturbacji. Podczas treningu 4 kable mocowane w pasie. Perturbacje, w IC przez trapezoidalne narastanie siły (czasy narastania, po 150 ms) z maksymalną siłą 10%, 15% lub 20% BW. Grupa AP trenowana z perturbacjami przednimi i tylnymi; Grupa ML z z perturbacjami przyśrodkowymi i bocznymi. Trening (30 min): 13 bloków różnych kombinacji perturbacji (kierunek x siła), 13 blok taki jak pierwszy. Moment perturbacji: IC; Prędkość chodu: b.d.	Bieżnia: b.d.; 10-kamer MoCap Vicon: 250 Hz (full-body model); kontrola położenia mocowania linek systemu Active Tethered Pelvic Assist Device (A-TPAD).	Osoby w grupach AP i ML chodzili ze średnią prędkością 1.09 ± 0.04 m/s i odpowiednio 1.09 ± 0.03 m/s. Przy perturbacjach AP wykazano zwiększenie BoS i MoS. Wraz ze wzrostem siły perturbacji malało MoS w kierunku AP. Przy perturbacjach tylnych badani zwiększali szerokość chodu. Przy perturbacjach ML zmniejszeniu uległo MoS.
-------------------------	--	--	---	--	--

(Hof & Duysens, 2018)	9 osób młodych (6K, 3M): 19–23 lat; masa i wzrost: b.d.	Określenie, czy w odpowiedź na perturbację aktywność mięśni peroneus longus (PL), tibialis anterior (TA) i soleus (SO) ma miejsce na drodze odruchowej.	Dwa protokoły: I - do oceny zależności fazowej, w którym wielkość pchnięcia była stała i wynosiła $8.9 \pm 1.0 \text{ kg.m.s}^{-1}$ (L strona) i 7.1 kg.m.s^{-1} (P strona). (po lewej), a pchnięcia/ciągnięcia były wykonywane w 10, 20, 100% cyklu chodu, zarówno w lewo, jak i w prawo w losowej kolejności. II - zbadanie wpływu wielkości perturbacji, pchnięcia i pociągnięcia. Wykonywane w 40% lub 90% cyklu z wielkościami około 2.7, 3.5, 6.0, 10.0 and 12.4 kg.m.s^{-1}. Kolejność pchnięć była losowa, a odstępy między pchnięciami zmieniały się losowo w zakresie od 8 do 12 kroków. Prędkość chodu: iloczyn 1.25 m/s i pierwiastka z długości kończyny dolnej w metrach.	Bieżnia: b.d.; Platforma: b.d.; EMG Porti: 800 Hz; bilateralnie mięśnie: peroneus longus (PL), tibialis anterior (TA) i soleus (SO).	Mięśnie PL, TA i SO reagują na perturbację chodu z opóźnieniem od 150 do 350 ms. Aktywacja następuje jednocześnie w kilku mięśniach i jest powiązana z przesunięciem CoM w odpowiedzi na zaburzenie. odpowiedzi mięśniowej wzrasta wraz ze wzrostem siły perturbacji.
-----------------------	---	---	---	--	--

(Bhatt et al., 2018)	10 osób młodych (b.d.): 26.90 ± 4.25 lat; masa i wzrost: b.d.	Analiza mechanizmów neuronalnych zaangażowanych w kontrolę równowagi po perturbacjach podobnych do poślizgu generowanych za pomocą wyobraźni i podczas rzeczywistych poślizgnięć na bieżni.	Po próbie chodu swobodnego, oraz poślizgu na bieżni, w skanerze MR osoby badane wyobrażali wyobrażano sobie chodzenie (IW), poślizgnięcia (IS) oraz obserwowali chód innej osoby (OW) i poślizgnięcia (OS). Poślizgnięcia: zmiana przyspieszenia bieżni: 12 m/s ² , przesunięcia: 25 cm, czas trwania: 250 ms; Moment perturbacji: b.d.; Prędkość chodu: preferowana.	Bieżnia: ActiveStep Simbex; Rezonans magnetyczny fMRI 3.0	Potwierdzono zaangażowanie wyższych struktur korowych i podkorowych w reaktywną kontrolę równowagi. Większa aktywacja przy poślizgu wynika ze złożoności zadania sensomotorycznego i większej trudności utrzymania równowagi podczas poślizgnięcia niż przy chodzie swobodnym. Wyobrażenie poślizgnięcia rekrutowało więcej połączeń neuronalnych niż obserwacja poślizgnięcia.
(Madehk haksar et al., 2018)	10 osób młodych (7K, 3M): 26.4 ± 4.1 lat; 64.4 ± 12.5 kg; 170 ± 8 cm	Zbadanie wpływu perturbacji mechanicznych w kierunku AP i ML na parametry czasowo-przestrzenne chodu oraz określenie, które parametry są najbardziej reprezentatywne do ilościowego określenia odpowiedzi na przywrócenie postawy.	Perturbacje ML - wywołane przez przesuwanie powierzchni bieżni (12.8 cm i 1.5 m/s ²). Perturbacje AP - wywołane przez przyspieszanie i zwalnianie pasa (przód: prędkość pasa przyspieszyła do 2.5 m/s, a następnie zwolniła do 1.1 m/s. Tył: zmniejszenie prędkości do 0 m/s a następnie przyspieszenie do 1.1 m/s). 5 min chód swobodny (ostatnia minuta- analizowana), 4 próby - 5 min chodu z perturbacjami, w tym serię 16 perturbacji w określonym kierunku. Moment perturbacji: nieprzewidywalny. Czas między perturbacjami: od 15 do 25 s.	Bieżnia: Balance Tutor mocowana na prowadnicach umożliwiających ruchomość przód-tył, lewo-prawo; MoCap Vicon: 200 Hz(full-body model, 39 markerów).	Podczas perturbacji, uczestnicy wykonywali krótsze, szersze i szybsze kroki niż podczas chodzenia bez perturbacji. Efekty były znacznie większe, gdy perturbacje były stosowane w kierunku ML. Podczas perturbacji ML średnia długość kroku zmniejszyła się o 3 –5 cm, średnia szerokość kroku zwiększyła się o około 1 cm. Badani wykonywali średnio o 2 – 3 kroki na minutę więcej. Zmienność wykazywały silną reakcję na perturbacje, co może być wskaźnikiem niestabilności i ryzyka upadku, a jednocześnie strategią adaptacyjną i korzystną dla odzyskania równowagi.

(Patel et al., 2019)	10 osób młodych (b.d): 27 ± 4 lat; masa i wzrost: b.d.	Wykorzystanie funkcjonalnego neuroobrazowania do zidentyfikowania obszarów neuronalnych zaangażowanych w adaptację do perturbacji w charakterze poślizgnięcia podczas chodu, w ciągu 3 kolejnych dni treningowych.	1) Perturbacje przed treningiem: poślizg - zmiana prędkości bieżni (przyśpieszenie: 12 m/s ² , przesunięcie: 25 cm; czas: 250 ms); 2) Trening: zmiana prędkości bieżni (poziom I: przyspieszenie: 6 m/s ² , przesunięcie: 12 cm, czas: 200 ms; poziom II: przyspieszenie: 6 m/s ² , przesunięcie: 18 cm, czas: 250 ms); Moment perturbacji: b.d.; Prędkość chodu: preferowana (w zakresie 0.9 –1.2 m/s).	Bieżnia: ActiveStep Simbex; 8-kamer MoCap: 120 Hz(full-body model, 29 markerów); fMRI 3.0 T GE Discovery; T2*-weighted pulse sequence. Aktywność mózgu rejestrowano podczas wykonywania wyobrazonego poślizgu i wyobrażonych zadań chodzenia przed i po treningu perturbacji.	Przed treningiem poślizgnięcie wywoływało zwiększoną aktywność w regionach ciemieniowych, zakręcie przyhipokampalnym i zakręcie obręczy w porównaniu ze stanem spoczynku. Po treningu poślizgnięcie wywoływało zwiększoną aktywację w górnym płacie ciemieniowym, dolnym zakręcie potylicznym i zakręcie językowym. Trening perturbacji nie był związany ze spadkiem aktywności w żadnym z obszarów mózgu.
(Nestico et al., 2021)	16 osób młodych (8K, 8M): wiek: 20 – 35 lat; masa i wzrost: b.d.	Ustalenie, czy zmienność ruchów jest strategią umożliwiającą eksplorację środowiska i poprawy stabilności podczas chodu.	Perturbacje ML całej bieżni na kształt fali składającej się z 200 ms przyspieszenia, po którym następowało 200 ms. Szczytowe przemieszczenie, prędkość i przyspieszenie: 0.072 m, 0.36 m/s i 1.8 m/s ² . Moment perturbacji: faza pojedynczego podporu; Prędkość chodu: średnia z 3 przejść po 10 m ścieżce (b.d.).	Bieżnia: Woodway; 15-kamer MoCap: 200 Hz(lower body model).	Zmienność długości kroku przed perturbacjami nie wpływa na liczbę kroków potrzebnych do odzyskania równowagi po nich. Szerokość kroku była większa przed spodziewanym potknięciem niż w warunkach chodu bez perturbacji. Wystąpienie perturbacji zwiększyło poziom lęku u uczestników badania, ale nie było związku między poziomem lęku a długości kroku.

(Taborri et al., 2022)	12 osób młodych (8K, 4M): 26 ± 3 lat; 64.9 ± 9.6 kg; 170.8 ± 4.7 cm	Określenie wpływu przewidywalnych perturbacji w kierunkach AP i ML podczas chodu na bieżni na ustawienia kątowe stawów kończyn dolnych.	Perturbacje AP: zmiana prędkości bieżni (przyspieszenie: 0.5 m/s ² , czas: 0.5 s); Perturbacje ML: przesunięcie bieżni (przyspieszenie: 0.18 m/s ² , czas: 0.5 s; dystans: 16 cm); Moment perturbacji: MS; Prędkość chodu: 4.3 km/h.	Bieżnia: Balance Tutor; IMU Xsens: 60 Hz.	Perturbacja w kierunku AP była większym wyzwaniem, powodując różnice w odniesieniu do chodu swobodnego zarówno w zmienności zakresu ruchu w stawie, jak i amplitudzie. Dla perturbacji ML, tylko dla stawu skokowo-goleniowego znaleziono takie różnice. W obu perturbacjach obserwowano skrócenie kroku.
Grupa osób starszych (N = 6)					
(Ding & Yang, 2016)	36 osób starszych (19K, 17M): 71.3 ± 4.7 lat; 76.0 ± 17.0 kg; 165.1 ± 10.8 cm	1) Zbadanie związku między zmniejszeniem siły mięśniowej a upadkami na skutek poślizgnięcia; 2) Określenie minimalnych wartości siły mięśniowej prostowników stawu kolanowego celem identyfikacji osób o wysokim ryzyku upadków.	Poślizg: 15 s chód swobodny, 14 poślizgów przez zmianę prędkości pasa (przyspieszenie: 8 m/s ² , czas: 0.2 s); Siła mięśniowa prawego stawu kolanowego. Moment perturbacji: IC; Prędkość chodu: preferowana.	8-kamer MoCap Vicon: b.d. (full-body model, 26 markerów); Bieżnia: ActiveStepSimbex; Przetwornik przymocowany do uprząży Transcell Technology: b.d.	Osoby upadające wykazywały znacznie niższą siłę mięśni obsługujących staw kolanowy w do osób, którzy odzyskali równowagę (1.10 vs. 1.44 Nm/kg, dla prostowników; 0.93 vs. 1.13 Nm/kg, dla zginaczy). Takie wyniki sugerują, że osłabienie mięśni przyczynia się do upadków zainicjowanych poślizgnięciem podczas chodu.

(Kurz et al., 2016)	Grupa badana (17K, 10M): 78.2 ± 5.6 lat; 70.9 ± 14.9 kg; 161.5 ± 10.9 cm Grupa kontrolna (21K, 5M): 81.4 ± 4.3 lat; 65.5 ± 12.9 kg; 154.9 ± 6.9cm	Określenie, czy trening wielokierunkowych, nieoczekiwanych perturbacji podczas chodu na bieżni może zmniejszyć ryzyko upadków wśród osób starszych.	Grupa badana: 24 (20 min) sesje treningowe, 2 x w tygodniu przez 12 tygodni. Perturbacje co 20 - 40s. Perturbacje AP: b.d. Perturbacje ML: czas: 400 ms, prędkość: 0.1 – 3.2 m/s, dystans 1 – 18 cm, przyspieszenie: 0.5 – 16 m/s²); Program treningu miał 24 poziomy trudności z rosnącymi poziomami perturbacji. Moment perturbacji: b.d.; Prędkość chodu: preferowana.	Bieżnia: b.d.; (używana tylko do treningu podczas którego nie zbierano danych)	Trening perturbacji chodu poprawił szybkość stawiania kroku w warunkach obecności i braku dodatkowego zadania kognitywnego oraz poprawił kontrolę równowagi w badaniu stabilograficznym w kierunku ML.
(Gimmon et al., 2018)	Grupa badana (17K, 10M): 78.2 ± 5.6 lat; masa i wzrost: b.d. Grupa kontrolna (21K, 5M): 81.4 ± 4.3 lat; masa i wzrost: b.d.	Określenie czy trening na bieżni z nieoczekiwanymi perturbacjami poprawi ruchomość miednicy i tułowia podczas chodu.	Grupa badana: 24 (20 min) sesje treningowe, 2 x w tygodniu przez 12 tygodni; Perturbacje co 20 – 30 s. Przesunięcie całej bieżni: b.d.; Bieżnia: b.d.; Moment perturbacji: losowy; Prędkość chodu: preferowana.	2-kamery MoCap APAS: 60 Hz.	Po treningu zakresy ruchu miednicy i klatki piersiowej zwiększyły się w grupie treningowej w porównaniu z grupą kontrolną. Całościowy zakres rotacji tułowia zwiększył się z 13.1 ± 5.9° do 16.9 ± 6.8°. Trening nie miał wpływu na długość, szerokość kroku i czas kroku.

(Wang et al., 2019)	25 osób starszych (10K, 15M): 70.2 ± 5.9 lat; masa i wzrost: b.d.	Zbadanie czy osoby starsze mogą poprawić zdolność utrzymywania równowagi poprzez dostosowanie się do powtarzających się poślizgów na bieżni.	Poślizgnięcie: zmiana prędkości pasa (przyspieszenie: 5 m/s ² (dla prędkości 0.6 m/s i 0.8 m/s), 6 m/s ² (dla prędkości 1.0 m/s i 1.2 m/s), przesunięcie: 0.1–0.9 m); Moment perturbacji: b.d.; Prędkość chodu: preferowana (do wyboru: 0.6 m/s, 0.8 m/s, 1.0 m/s, 1.2 m/s).	Bieżnia ActiveStep Simbex; 8-karem MoCap Qualysis: 120 Hz (full-body model, 29 markerów).	Nie wykazano wpływu treningu na liczbę kroków potrzebnych do odzyskania równowagi. Zaobserwowano większą poprawę równowagi przy większej intensywności i liczbie poślizgnięć podczas treningu. Bierna poprawiona stabilność wiązała się z przesunięciem środka ciężkości do przodu, a reaktywna z wydłużeniem kroku ochronnego i szybszą prędkością CoM względem pola powierzchni podparcia.
(Lurie et al., 2020)	506 osób starszych: Grupa treningowa: (119K, 134M): 78 lat; masa i wzrost: b.d. Grupa standardowy trening (119K, 134M): 78 lat; masa i wzrost: b.d.	Określenie skuteczności dodania treningu z perturbacjami do zwykłego treningu równowagi mającego na celu zmniejszenie upadków i urazów związanych z upadkami.	5 poziomów perturbacji, które różnią się od wolniejszych, mniejszych przemieszczeń powierzchni (poziom 1) do większych i szybszych przemieszczeń powierzchni (poziom 5). Perturbacje występowały w kierunku do przodu (potknięcie) i do tyłu (poślizg), z okazjonalnym wykorzystaniem perturbacji bocznych w indywidualnych przypadkach. Moment perturbacji: b.d.; Prędkość chodu: b.d.	Bieżnia ActiveStep Simbex; Badano tylko liczbę upadków wykorzystując skale: TUG, BBS, DGI, ABC.	Dodanie treningu perturbacji na bieżni do standardowej fizjoterapii istotnie zmniejszyło liczbę upadków w ciągu pierwszych 3 miesięcy po zakończeniu leczenia.

(Yang et al., 2023)	42 osoby starsze: Grupa treningowa (15K, 7M): 72.7 ± 5.6 lat; 74 ± 19.1 kg; 163 ± 10.3 cm Grupa kontrolna (12K, 8M): 71 ± 4.9 lat; 78.3 ± 13.6 kg; 160.5 ± 8.3 cm	Określenie skuteczności 8-tygodniowego treningu wibracyjnego na zmniejszenie liczby upadków.	Grupa treningowa: 8-tygodniowy trening wibracyjny (5 cykli, 1 min trening 3 x w tygodniu), podczas gdy grupa kontrolna nie miała zajęć. Platforma oscylowała jak huśtawka, przenosząc pchnięcia na nogi naprzemiennie w górę i w dół. i w dół. Bieżnia i poślizgnięcia: Zmiana prędkości pasa (czas: 0.2 s; przesunięcie: 16 cm); Moment perturbacji: IC; Prędkość chodu: preferowana.	Bieżnia ActiveStep; Przetwornik w uprząży Transcell Technology: b.d. Platforma wibracyjna Galileo (amplituda i częstotliwość: 2 mm, 20 Hz)	Program 8 tygodniowego treningu wibracyjnego zmniejszył ryzyko upadków o 47.2%. Efekt treningu może utrzymywać się przez trzy miesiące (ryzyko upadków jest niższe o 36.3%).
Grupa osób z niepełnosprawnościami (N = 3)					
(Steib et al., 2017)	38 pacjentów z chorobą Parkinsona: Grupa badana (7K, 11M): 67.6 ± 8.2 lat; 75.3 ± 10.1 kg; 174.6 ± 8.8 cm Grupa kontrolna (4K, 16M): 62.5 ± 7.9 lat; 79.2 ± 9.0 kg; 175.8 ± 8.6 cm	Zbadanie wpływu 8-tygodniowego treningu na bieżni z perturbacjami na zaburzenia chodu i równowagi u osób z chorobą Parkinsona w porównaniu z typowym treningiem na bieżni.	Pochylenie bieżni (dystans: max 3 cm); Moment perturbacji: b.d.; Prędkość chodu: preferowana.	Bieżnia Mercury (używana tylko do treningu podczas którego nie zbierano danych).	Wyniki sugerują brak wyraźnego wpływu treningu równowagi na chód i równowagę u pacjentów z chorobą Parkinsona.

(Steib et al., 2019)	43 pacjentów z chorobą Parkinsona: Grupa treningowa (7K, 11M): 67.6 ± 8.2 lat; masa: b.d.; 174.6 ± 8.8 cm Grupa kontrolna (4K, 16M): 62.5 ± 7.9 lat; masa: b.d.; 175.8 ± 8.6 cm	1) Analiza adaptacji parametrów czasowo-przestrzennych chodu na przestrzeni 8 tygodni w czasie treningu z i bez perturbacji; 2) Ocena trwałości tych zmian na przestrzeni 3 miesięcy; 3) Ocenę przełożenia efektów treningu na bieżni na chód swobodny.	Pochylenie bieżni: kierunek b.d., dystans: max 30 mm, b.d. na temat siły perturbacji; Moment perturbacji: b.d.; Prędkość chodu: preferowana.	Bieżnia Mercury: b.d.; Platforma FDM-T Zebris: b.d.; IMU SHIMMER 2: b.d.	Zmienność chodu na bieżni zmniejszała się liniowo przez 8 tygodni w obu grupach. Tylko w grupie trenującej na bieżni z perturbacjami zauważono istotną poprawę w długość/czasie kroku oraz czas trwania fazy podporu i przenoszenia. Trzy miesiące po zakończeniu treningu poprawa utrzymywała się tylko w grupie trenującej z perturbacjami.
(Gaßner et al., 2019)	44 pacjentów z chorobą Parkinsona: Grupa treningowa (7K, 11M): 67.6 ± 8.2 lat; 75.3 ± 10.1 kg; 174.6 ± 8.8 cm Grupa kontrolna (4K, 16M): 62.5 ± 7.9 lat; 79.2 ± 9.0 kg; 175.8 ± 8.6 cm	Zbadanie wpływu treningu na bieżni na wyniki skali Unified Parkinson Disease Rating Scale, part III (UPDRS-III) oraz na wyniki chodu i równowagi w skali Postural Instability and Gait Difficulty (PIGD).	Pochylenie bieżni: b.d.; Moment perturbacji: b.d.; Prędkość chodu odbierana jako zmęczenie na poziomie 12 – 15 w skali Borga.	Bieżnia Mercury; Wykorzystano skale UPDRS-III i PIGD.	Trening na bieżni istotnie poprawił wyniki dla skali UPDRS-III w obu grupach, z większymi efektami w przypadku grupy trenującej na bieżni z perturbacjami. W grupie trenującej z perturbacjami zaobserwowano istotne poprawy w skali PIGD oraz w punktach 'Chód' i 'Stabilność posturalna'. Pozytywne efekty utrzymywały się w grupie trenującej z perturbacjami po 3 miesiącach i wydawały się korzystne w porównaniu do treningu na bieżni.

1.3.3 Perturbacje podczas chodu na bieżni dwu-pasmowej

W skład tego rozdziału weszły 32 prace (Tabela 3). W 17 publikacjach uwzględniono osoby młode. W przypadku czterech prac analizowano dane dotyczące osób starszych, w sześciu – porównywano wyniki między grupami osób młodych i starszych, natomiast pięć badań skoncentrowało się na reakcjach na perturbacje wśród osób z niepełnosprawnościami. W badaniach tych brały udział osoby po przebytym udarze mózgu – 3 prace (Esmacili et al., 2020; Haarman et al., 2017; Punt et al., 2017a), osoby po amputacji na wysokości podudzia – 1 praca (Sheehan et al., 2015), oraz osoby z ataksją mózdzkową – 1 praca (Aprigliano et al., 2019).

W grupie osób młodych najliczniejsza grupa brała udział w badaniu Swart et al. (2020) – 30 uczestników, natomiast najmniej liczna grupa była objęta badaniem Aprigliano et al. (2015) – zaledwie 5 osób. Najmłodsze osoby przebadali Afschrift et al. (2018) – 21 ± 2 lat, a najstarsze Mueller et al. (2016) – 28 ± 3 lat. W przypadku grupy osób starszych, najliczniejsza liczba uczestników, aż 82 osoby, wzięła udział w badaniu przeprowadzonym przez Gerards et al. (2023) oraz Lurie et al., (2020), a najmniej liczna – w badaniu Aprigliano et al. (2019) – 6 osób. Badani w grupie osób starszych byli w wieku od 68.33 ± 5.80 lat (Chien & Hsu, 2018) do 73 ± 10 lat (Gerards et al., 2023). W grupie badań porównujących osoby młode ze starszymi najliczniejsza grupa brała udział w badaniu Ren et al. (2022a) – 30 osób, a najmniej liczna w badaniu Martelli et al. (2017) – 16 osób. Najmłodsza grupa młodych była w wieku 23 ± 4.2 lat (Castano et al., 2023), a najstarsi młodzi byli w wieku 26.92 ± 3.40 lat (Rosenblum et al., 2020). Z kolei najmłodsi starsi uczestniczyli w badaniu Martelli et al. (2017) – 65 ± 4.8 lat, zaś najstarsi starsi brali udział w badaniu Roeles et al. (2018) – 70.1 ± 8.1 lat. W badaniach z udziałem osób z niepełnosprawnością wśród osób po udarze mózgu najliczniejsza grupa była obecna w pracy Punt et al. (2017a) – 38 osób, a najmniej liczna u Haarman et al. (2017) – 10 osób. Najmłodszą grupę wykorzystali Haarman et al. (2017) – 52 ± 16 lat, a najstarszą Punt et al. (2017a) – 65.4 ± 6.7 lat. Osób po amputacji na wysokości podudzia w pracy Sheehan et al. (2015) było 9 w wieku 30.7 ± 6.8 lat. Osób z ataksją mózdzkową w badaniu Aprigliano et al. (2019) było 10 w wieku 51.9 ± 6.5 lat.

We wszystkich badaniach wykorzystano bieżnię z dwoma pasami (Tabela 3). W 18 pracach użyto bieżni Motek (Afschrift et al., 2018; Castano et al., 2023; Debelle et al., 2020; Gerards et al., 2023; Golyski et al., 2022; Haarman et al., 2017; Kao & Pierro, 2022;

Molina et al., 2023; Punt et al., 2017a; Ren et al., 2022a; Rieger et al., 2020; Roeles et al., 2018; Rosenblum et al., 2020, 2022a; Sheehan et al., 2015; Small & Neptune, 2022; Swart et al., 2020; Vlutters et al., 2016), w pięciu – Senly (Aprigliano et al., 2015, 2016, 2017, 2019a; Martelli et al., 2017), w kolejnych pięciu – Bertec (Aprigliano et al., 2019b; Esmaeili et al., 2020; Hirata et al., 2021; Lee et al., 2019; Liss et al., 2023), w dwóch – Woodway (Mueller et al., 2016a; Onushko et al., 2019) i w jednej – AMTI Force-Sensing Tandem (Best et al., 2019). W jednym badaniu autorzy nie określili modelu wykorzystanej bieżni (Chien & Hsu, 2018).

Perturbacje najczęściej wywoływano przez zmianę prędkości pasa bieżni (12 prac). Maksymalne przyspieszenie wynosiło 40 m/s^2 (Mueller et al., 2016a), a minimalne – 3 m/s^2 (Ren et al., 2022). Jedynie w trzech pracach podano czas w jakim zmieniano prędkość pasa. Wahał się on od 260 ms (Swart et al., 2020) do 340 ms (Golyski et al., 2022). W sześciu pracach perturbacje wywoływano przez boczno-przyśrodkowe przesunięcie całej bieżni. Miało ono miejsce w czasie od 250 ms (Molina et al., 2023) do 920 ms (Rosenblum et al., 2022b), na dystansie od 1 cm (Castano et al., 2023) do 15 cm (Rosenblum et al., 2022b). W czterech publikacjach perturbacje wywoływano przez zmianę prędkości pasa oraz boczno-przyśrodkowe przesunięcie bieżni (Punt et al., 2017a; Rieger et al., 2020; Roeles et al., 2018; Rosenblum et al., 2020). W trzech pracach zaburzenia chodu polegały na pociągnięciu badanych za miednice przez uprząż (Aprigliano et al., 2019b; Haarman et al., 2017; Vlutters et al., 2016). W dwóch badaniach perturbacje wywoływano przez przesunięcie jednego z pasów bieżni (Aprigliano et al., 2016, 2019a). W jednym badaniu bieżnię ustawiono na platformie umożliwiającej przechylenie całej bieżni o 8, 16.5 i 25 cm oraz jej rotację o 5, 10 lub 15° (Onushko et al., 2019). W innym badaniu perturbacje polegały na przesunięciu i pochyleniu bieżni oraz zmianie prędkości pasa bieżni, jednak autorzy nie podali szczegółów tych ruchów (Gerards et al., 2023). W kolejnej publikacji badani byli pociągani za kostkę w kierunku boczno-przyśrodkowym (ML) z siłą 15 N (Small & Neptune, 2022). W jeszcze innym badaniu osobom przymocowano do pleców odwrócone wahadło o masie 4.5 kg (Best et al., 2019).

Perturbacje najczęściej wywoływano w fazie IC (16 pozycji). Zaburzenia chodu miały również miejsce w fazie MS (Golyski et al., 2022; Molina et al., 2023) i w TS (Haarman et al., 2017; Vlutters et al., 2016). Zidentyfikowano pojedyncze doniesienia,

w których perturbacje wywoływano podczas IC, MS, TS (Rosenblum et al., 2020), LR, MS, TS, PSw (Afschrift et al., 2018), LR, TS, MSw (Castano et al., 2023), MS i PSw (Rosenblum et al., 2022b), PSw (Lee et al., 2019) i TSw (Small & Neptune, 2022). W 5 pracach autorzy nie precyzowali momentu wywoływania perturbacji.

Pomiarów reakcji na perturbacje najczęściej dokonywano z wykorzystaniem technologii MoCap (28 prac): Vicon (22 prace), Visualeyez (2 prace) (Haarman et al., 2017; Vlutters et al., 2016), OptiTrack (2 prace) (Castano et al., 2023; Onushko et al., 2019), Qualisys (1 praca) (Best et al., 2019), Motion Analysis Corporation (1 praca) (Kao & Pierro, 2022). Markery na całym ciele umieszczono w szesnastu doniesieniach. W 4 przypadkach markerami nie objęto kończyn górnych (Haarman et al., 2017; Kao & Pierro, 2022; Rieger et al., 2020; Vlutters et al., 2016). W kolejnych 4 przypadkach, markery umieszczono tylko na kończynach dolnych (Aprigliano et al., 2017; Best et al., 2019; Golyski et al., 2022; Onushko et al., 2019). Autorzy piętnastu publikacji korzystali z platform dynamometrycznych: Motek – 8 prac (Afschrift et al., 2018; Chien & Hsu, 2018; Debelle et al., 2020; Molina et al., 2023; Ren et al., 2022a; Rieger et al., 2020; Small & Neptune, 2022; Swart et al., 2020), Bertec – 2 prace (Hirata et al., 2021; Lee et al., 2019), National Instruments – 1 praca (Vlutters et al., 2016), AMTI – 1 praca (Best et al., 2019), Zemic – 1 praca (Rosenblum et al., 2020). W sześciu doniesieniach rejestrowano sygnał EMG. W poszczególnych badaniach rejestrowano aktywność mięśni: obustronnie mięśnie prosty, skośny zewnętrzny i wewnętrzny brzucha, część piersiowa i lędźwiowa mięśnia prostownika grzbietu, mięsień najszerszy grzbietu (Mueller et al., 2016a), obustronnie mięsień pośladkowy średni (Afschrift et al., 2018; Haarman et al., 2017), prawostronnie mięsień piszczelowy przedni, brzuchaty łydki, prosty uda i dwugłowy uda (Lee et al., 2019), obustronnie mięśnie: obszerny boczny i piszczelowy przedni (Rosenblum et al., 2022b), obustronnie mięsień brzuchaty część przyśrodkowa, płaszczkowaty, piszczelowy przedni i pośladkowy średni (Molina et al., 2023).

Tabela 3: Zestawienie prac zawierających tematykę wywoływania perturbacji podczas chodu na bieżni dwu-pasmowej, w podziale na grupy osób młodych, starszych, młodych i starszych oraz osób a niepełnosprawnościami, gdzie: K – kobiety, M – mężczyźni, b.d. – brak danych, BoS (ang. *Base of Support*) – pole powierzchni podparcia, MoS (ang. *Margin of Stbility*) – margines stabilności, CoM (ang. *Center of Mass*) – środek masy ciała, CoP (ang. *Center o Pressure*) – środek parcia stóp na podłoże, AP (ang. *anterior-posterior*) – kierunek przód-tył, ML (ang. *medio-lateral*) – kierunek boczno-przyśrodkowy.

Badanie	Grupa badana (płeć, liczebność, wiek, masa ciała, wzrost)	Cel badania	Metoda i moment wywoływania perturbacji, kończyna perturbowana, prędkość chodu,	Aparatura pomiarowa, częstotliwość rejestracji, dodatkowe parametry mierzone (EMG, GRF). Wykorzystanie oprogramowania OpenSim	Wyniki
Grupa osób młodych (N = 17)					
(Aprigliano et al., 2015)	5 osób młodych (2K, 3M): 25.4 ± 3.1 lat; 63.2 ± 11 kg; 170 ± 10 cm	Zbadanie reakcji posturalnych na nagłe, niespodziewane perturbacje, podobne do poślizgu (lekkie, średnie i silne) w kierunku AP podczas chodu.	Intensywność perturbacji (znormalizowana dla każdej osoby, trzy różne liczby Frouda = 0.10 – lekkie, 0.20 – średnie i 0.30 – silne; przyspieszenie na poziomie: 8 m/s ²); Kończyna perturbowana: losowo obydwie. Moment perturbacji: IC; Prędkość chodu: znormalizowana prędkość odpowiadające liczbie Frouda 0.15.	Bieżnia Senly; 6-kamer MoCap Vicon: 100 Hz (full-body model, 46 markerów).	Czas potrzebny na wykonanie kroku ochronnego wydłużał się wraz ze wzrostem nasilenia perturbacji (silne perturbacje: 0.39 ± 0.02; lekkie perturbacje: 0.35 ± 0.004 s). MoS malało wraz ze wzrostem siły perturbacji (silne perturbacje: -97.3 ± 34.8 mm; lekkie perturbacje: -61.3 ± 13.2 mm).

(Vlutters et al., 2016)	10 osób młodych (5K, 5M): 25 ± 2 lat; 67 ± 12 kg; 180 ± 11 cm	Zbadanie zależności pomiędzy prędkością horyzontalną CoM a: 1) ustawieniem stopy względem CoM; 2) położeniem CoP względem CoM; 3) składowymi sił reakcji podłoża.	Pociągnięcie za miednicę w kierunku ML i AP (siła: 4, 8, 12 i 16% ciężaru ciała); Odstępy między perturbacjami: losowe 6 – 12 s. Moment perturbacji: Pre-Swing prawej kończyny dolnej; Prędkość chodu: 1) wolna: $0.63\sqrt{l}$ m/s; 2) szybka $125\sqrt{l}$ m/s; gdzie l – długość kończyny dolnej.	Bieżnia Motek Y-mill; 12-kamer MoCap Visualeyez II : b.d. (full-body model, 9 klastrów z 3 markerami). Platforma National Instruments: 1000 Hz.	Reakcja na perturbacje ML wymagała dostosowania ustawienia stopy w płaszczyźnie czołowej. Nie zaobserwowano zmian pozycjonowania stopy po perturbacjach w kierunku AP. Zmiana czasu trwania faz po perturbacjach wskazuje, że koordynacja czasowa ma duże znaczenie w odpowiedzi na perturbacje.
(Mueller et al., 2016a)	13 osób młodych (5K, 8M): 28 ± 3 lat; 77 ± 12 kg; 180 ± 10 cm	Przeanalizowanie aktywności odruchów nerwowo-mięśniowych mięśni tułowia podczas czterech różnych perturbacji chodu.	Pięć powtórzeń - czterech losowych perturbacji trwających 50ms: F1, F2 (do przodu) i B1, B2 (do tyłu) dla 1 – przyspieszenie 20 m/s ² , 2 – przyspieszenie 40 m/s ² . Kończyna perturbowana: losowo obydwie. Moment perturbacji: IC; Prędkość chodu: 1 m/s.	Bieżnia Woodway; EMG: 4000 Hz, 12 mięśni, obustronnie mięśnie proste, skośny zewnętrzny i wewnętrzny brzucha, część piersiowa i lędźwiowa mięśnia prostownika grzbietu, mięsień najszerzy grzbietu.	W reakcji na perturbacje, niezależnie od ich siły, aktywność mięśniowa była wyższa niż podczas chodu swobodnego o 428 ± 289%. Większy wzrost aktywności zaobserwowano dla mięśni brzucha niż grzbietu. Opóźnienie aktywności mięśni grzbietu wyniosło 88.4 ± 17.0 ms a mięśni brzucha - 87.0 ± 21.7 ms.

(Aprigliano et al., 2016)	15 osób młodych (5K, 10M): 26.1 ± 1.3 lat; 68.8 ± 12.3 kg; 178 ± 6 cm	Zbadanie wpływu wielokierunkowych poślizgnięć podczas chodu na strategię koordynacji między segmentowej opisaną przez planarne prawo kowariancji.	Przesunięcie każdego pasa bieżni: do przodu, w bok i do przodu, w bok, w bok i do tyłu, do tyłu (b.d.); Moment perturbacji: IC; Prędkość chodu: znormalizowana prędkość odpowiadające liczbie Frouda 0.15.	Bieżnia Senly; 6-kamer MoCap Vicon: 100 Hz (full-body model, 39 markerów).	W reakcji na perturbacje skróceniu uległ czas wykonywania kroku z 1.21 ± 0.07 s do 0.75 ± 0.22 s oraz faza podporu z $59.5 \pm 1\%$ do $53.7 \pm 12.9\%$. Zmniejszeniu uległ zakres ruchu stawu biodrowego: z $37.8 \pm 3.5^\circ$ do $29.1 \pm 8.5^\circ$, stawu kolanowego: z $60.9 \pm 5^\circ$ do $48.2 \pm 8.9^\circ$. Zwiększeniu uległ zakres ruchu w stawie skokowo-goleniowym: z $27 \pm 4.7^\circ$ do $38.8 \pm 27.6^\circ$ po stronie poddanej perturbacjom i do $32.8 \pm 8.1^\circ$ po stronie niepoddawanej perturbacjom.
(Afschrift et al., 2018)	18 osób młodych (b.d.): 21 ± 2 lat	Określenie udziału mięśnia pośladkowego średniego kończyny podporowej i przenoszonej w odpowiedzi na perturbacje boczno-przyśrodkowe w różnych fazach cyklu chodu.	Przesunięcie bieżni ML (b.d.); Moment perturbacji: LR, MS, TS, PSw; Prędkość chodu: 1.1 m/s.	Bieżnia MotekForceLink: 1000 Hz; 12-kamer MoCap Vicon: 200 Hz(48 markerów); EMG Bortec: 1000 Hz, Obustronnie: mięsień pośladkowy średni (GM); OpenSim (b.d.)	Zwiększenie szerokości chodu obserwowano podczas perturbacji w 7.5% i 22.5% cyklu chodu. Przy perturbacjach podczas drugiego podwójnego podporu obserwowano zmniejszenie szerokości chodu. Znaczne zwiększenie aktywności obydwu GM obserwowano podczas perturbacji w 7.5% cyklu chodu. W perturbacjach w 22.5% chodu większa była

					aktywność GM kończyny podporowej. W perturbacjach w 37.5% i 52.5% zwiększeniu uległa aktywność GM kończyny podporowej.
(Best et al., 2019)	12 osób młodszych (4K, 8M): 21.8 ± 1.0 lat; 72.3 ± 11.2 kg; 180.2 ± 9.2 cm	Wpływ ciągłych perturbacji boczno-przyśrodkowych tułowia na stabilność chodu.	Plecak z odwróconym wahadłem(masa: 4.5 kg); Częstotliwość drgań własnych wahadła: 130% lub 70% częstości kroków; Prędkość chodu: 1.25 m/s.	Bieżnia AMTI: b.d.; Czas badania: 6 min; 8-kamer MoCap Qualisys: 100Hz (markery na stopach i na wahadle);	Zanotowano większą stabilność układu podczas wychwian z częstotliwością 130% częstotliwości kroków. MoS wskazywał na większą stabilność przy częstotliwości wychwian równej 70% częstotliwości kroków. Nie wykazano istotnych zmian w parametrach kinematycznych chodu dla badanych perturbacji.
(Onushko et al., 2019)	15 osób młodych (7K, 8M): 21.3 ± 1.4 lat; 68.8 ± 10.7 kg; 170 ± 10 cm	Zbadanie zmian parametrów czasowo-przestrzennych chodu i stabilności w kierunku ML w odpowiedzi na perturbacje sinusoidalne o różnej amplitudzie, typie i kierunku.	13 różnych warunków perturbacji. Dla dwunastu warunków narzucono ciągle oscylacje sinusoidalne (0.12 Hz): Pitch, Roll, ML i AP wraz z niską, średnią i wysoką amplitudą dla każdego stopnia swobody: ±5, ±10 i ±15° dla oscylacji Pitch i Roll oraz ±8, ±16,5 i ±25 cm dla oscylacji ML i AP. Ta sama prędkość i przyspieszenie zostały zastosowane podczas prób translacji ML i AP, a ta sama prędkość obrotowa i przyspieszenie zostały zastosowane do prób Roll i Pitch. Wolniejsze	Bieżnia Woodway na platformie Moog o 6 stopniach swobody; 14-kamer MoCap OptiTrack: 120 Hz (lowerbody model).	W odpowiedzi na perturbacje badani zwiększali szerokość kroku i zmniejszali jego długość przy jednoczesnym zwiększeniu przyśrodkowo-bocznego MoS, szczególnie podczas oscylacji, które były w płaszczyźnie czołowej. Obroty powierzchni chodu powodowały największe zmiany w parametrach czasowo-przestrzennych chodu.

			przyspieszenia/prędkości zostały wybrane w celu stworzenia trudnych, ale osiągalnych warunków chodzenia. Trzynasty warunek stanowiła kombinacja oscylacji Roll, Pitch i Yaw (RPY) z przesuniętymi częstotliwościami (0.15, 0.16 i 0.17 Hz) przy amplitudzie $\pm 8^\circ$. Pacjenci chodzili przez 80 s i mieli 60 s odpoczynku między próbami. Moment perturbacji: IC; Prędkość chodu: preferowana (0.78 ± 0.19 m/s).		
(Lee et al., 2019)	20 osób młodych (10 K, 10M): 23.3 ± 3.3 lat; 67.6 ± 12.2 kg; 173.2 ± 7.6 cm	Wpływ dwóch typów perturbacji chodu (potknięcia i poślizgnięcia) wywołanych na dwupasmowej bieżni na reakcje organizmu.	1) Potknięcie (spowolnienie pasa bieżni: -10 m/s²) 2) Poślizgnięcie (przyspieszenie pasa bieżni: 20 m/s²); Moment perturbacji: PSw (perturbacje tylko dla kończyny niedominującej – lewej); Prędkość chodu: preferowana (średnio 0.9 ± 0.2 m/s).	Bieżnia Bertec: 1000 Hz; 12-kamer MoCap Vicon: 100 Hz (full-body model, 35 markerów); EMG Trigno: 1000 Hz, prawostronnie mięsień piszczelowy przedni, brzuchaty łydki, prosty uda i dwugłowy uda.	Reakcje na perturbacje związane z poślizgiem były szybsze. Ruchy tułowia, ramion i CoM po perturbacjach związanych z poślizgiem były wyższe. Wyniki EMG wykazały, że aktywność mięśnia piszczelowego przedniego, mięśnia brzuchatego łydki, mięśnia prostego uda i mięśnia dwugłowego uda były również wyższe.

(Debelle et al., 2020)	17 osób młodych (9K, 8M): 25.2 ± 3.7 lat; 71.8 ± 10.1 kg; 176.1 ± 8.1 cm	1) Skonstruowanie realistycznej symulacji poślizgnięć do przodu skutkujących upadkiem (ang. forward falling slips - FFSs) przy wykorzystaniu bieżni z dwoma pasami; 2) Identyfikacja wymagań kinematycznych i kinetycznych potrzebnych do przeciwdziałania upadkom.	Zmiana prędkości prawego pasa bieżni (przyspieszenie: 5m/s ²); Moment perturbacji: IC (początek 20% fazy podporu, koniec - 70% fazy podporu); Prędkość chodu: 1.2 m/s.	Bieżnia Motekforce Link: 1200 Hz; 12-kamer MoCap Vicon: 120 Hz (full-body model, 68 markerów).	Po perturbacjach, równowaga uczestników wracała do normy po co najmniej trzech kolejnych krokach. Powrót do równowagi po FFS charakteryzował się większymi wartościami momentów generowanych przez zginacze stawów biodrowych i prostowniki stawów kolanowych. Podczas pierwszego kroku ochronnego badania ograniczali rotację tułowia a zwiększali moment wyprostny w stawie biodrowym.
(Swart et al., 2020)	30 osób młodych (13K, 17M): 21.6 ± 2.2 lat; 70.1 ± 9.8 kg; 178 ± 8.5 cm	Analiza, w jaki sposób adaptowana jest charakterystyka czasowo-przestrzenna chodu oraz MoS w obliczu wystąpienia perturbacji oraz informacji o jej nastąpieniu.	Przyspieszenie obydwu pasów bieżni, zaraz po IC prawej kończyny dolnej (pasy przyspieszyły do prędkości 0.35 m/s). Intensywność perturbacji zależała od czasu jej trwania (max 0.5 s). Moment perturbacji: IC; Prędkość chodu: 1 m/s.	Bieżnia M-gait Motek: 300 Hz.	Badani zmieniali chód po informacji o możliwości wystąpienia perturbacji przez stawianie krótszych kroków i zwiększając MoS w kierunku przeciwnym do potknięcia. Po ustaniu perturbacji badani przez pewien czas chodzili w sposób przygotowujący na potknięcie.

(Hirata et al., 2021)	10 osób młodych (OK, 10M): 21.0 ± 1.0 lat; 63.1 ± 6.2 kg; 171 ± 8 cm	1) Ocena związku między prędkością chodu w stosunku do prędkości poślizgnięcia, a reakcją na tę perturbację; 2) Określenie, który rodzaj postawy jest związany z odzyskiwaniem równowagi w momencie poślizgnięcia.	4 perturbacje: dwie po prawej i dwie po lewej stronie, generowane w sposób losowy. Zmiana prędkości pasa bieżni (przyspieszenie do 1.6 m/s przy przyspieszeniu 5.3 m/s ² przez 0.3 s, a następnie zwolnienie do 0 m/s przy przyspieszeniu 5.3 m/s ² przez 0.3 s). Próg siły reakcji podłoża (GRF) po stronie poślizgu ustalono na poziomie 5 N. Moment perturbacji: IC; Prędkość chodu: w rytm metronomu (wolno –80 lub szybko –140 BPM).	Bieżnia Bertec: 1000 Hz; umieszczona w 10 m ścieżce; 17-kamer MoCap Vicon: 100 Hz; (full-body model, 39 markerów).	Podczas szybkiego chodu wszyscy badani poradzili sobie z poślizgnięciem i kontynuowali chód. Podczas wolnego chodu większość osób zwiększała szerokość kroku lub zatrzymywała się. Podczas wolnego chodu długość kroku i kąt zgięcia w stawie biodrowym były silnie skorelowane z reakcją korygującą.
(Golyski et al., 2022)	10 osób młodych (2K, 8M): 24 ± 3 lat; 74.1 ± 12 kg; 176.4 ± 11.1 cm	1) Opisanie i walidacja działania algorytmu, który kontroluje początek jednostronnych przyspieszeń pasa bieżni tak, aby rozpocząć je w określonych procentach cyklu chodu; 2) Zbadanie wpływu różnych momentów wystąpienia perturbacji na możliwość utrzymania równowagi w chodzie.	80 perturbacji na osobę. Zmiana prędkości pasa bieżni (prędkość max: 2.5 m/s; przyspieszenie: 15 m/s ² ; czas perturbacji: 340 ms); Moment perturbacji: MS (10, 15, 20 i 30% cyklu chodu); Prędkość chodu: 1.25 m/s.	Bieżnia Motek: b.d.; 10-kamer MoCap Vicon: 100 Hz (lower body model).	Średnie opóźnienie wywoływania perturbacji wynosiło 56 ms. Późniejsze perturbacje wiązały się z większym MoS w kierunku AP i ML oraz większą długością kolejnych kroków po stronie poddanej perturbacjom. Im późniejsze perturbacje, tym krótszy był <i>recovery step</i> . Perturbacje w 20% cyklu chodu skutkowały największą szerokością kolejnych kroków.

(Small & Neptune, 2022)	15 osób młodych (9K, 6M): 25 ± 4 lat; 67 ± 11 kg; 175 ± 11 cm	Ocena, sposobu w jaki zdrowe osoby ustalają priorytety dla zasobów poznawczych i identyfikują strategię odzyskiwania równowagi stosowaną w odpowiedzi na perturbacje ML, podczas wykonywania zadań poznawczych o rosnącym stopniu trudności.	Perturbacje - urządzenie pneumatyczne - dwie boczne i dwie przyśrodkowe perturbacje dla lewego stawu skokowego tuż przed uderzeniem piętą o podłoże, w losowych, ale nienastępujących po sobie krokach (siła perturbacji: 15N); Trzy poziomy obciążen poznawczych: 1) uważne słuchanie; 2) literowanie krótkich słów od tyłu; 3) literowanie długich słów od tyłu; Prędkość chodu: 1 m/s i preferowana.	Bieżnia Motek: 960 Hz; 10-kamer MoCap Vicon: 120 Hz (full-body model, 65 markerów).	Osoby badane przedkładały kontrolę równowagi nad wydajność poznawczą podczas doświadczania zakłóceń związanych z ustawieniem stopy i nie zmieniają swojej strategii przywracania równowagi w obecności dodatkowego obciążenia poznawczego. Wyniki te podkreślają elastyczność priorytetyzacji zadań u osób młodych.
(Kao & Pierro, 2022)	18 osób młodych (8K, 10M): 20.4 ± 1.5 lat; 69.2 ± 11.7 kg; 172 ± 10 cm	1) Zbadanie priorytetyzacji zadań i strategii adaptacyjnych stosowanych dla utrzymania równowagi podczas perturbacji oraz obciążenia kognitywnego; 2) Określenie, czy badani dostosowują chód i zdolności poznawcze w zależności od warunków.	Przesunięcie bieżni w kierunku ML (obliczenia przy użyciu wzoru – wahania w przedziale -0.05m do 0.05m). Osoby badane chodziły po bieżni w warunkach perturbacji i bez nich wykonując dodatkowo jedno zadanie poznawcze: wzrokowe i słuchowe zadania Stroopa, Zadanie zegarowe (Clock), test seryjnego dodawania ze stymulacją słuchową (PASAT) i tylko chód (Walk Only). Moment perturbacji: b.d.; Prędkość chodu: około 1.25 m/s.	Bieżnia Motek: b.d.; MoCap Motion Analysis Corporation: 100 Hz (lower body model).	Osoby badane wykazały większą niestabilność lokalną i zmienność parametrów chodu, podczas chodu z perturbacjami niż bez nich. Uczestnicy zwiększyli średni MoS w kierunku ML podczas zadań Clock i PASAT w porównaniu do Walk Only zarówno dla chodu z i bez perturbacji. Uczestnicy nadali priorytet zadaniu chodzenia w trudniejszych warunkach, ale korekty nie były wystarczające aby utrzymać równowagę. Zadania poznawcze obejmujące zarówno pamięć

					roboczą, jak i przetwarzanie informacji, rozpoznawanie wzrokowo-przestrzenne lub uwagę mają większy wpływ na chód, szczególnie w warunkach chodu z perturbacjami.
(Rosenblum et al., 2022a)	20 osób młodych (10K, 10M): 27 ± 2.8 lat; 62.54 ± 10.65 kg; 167 ± 8 cm	Zbadanie różnic w przywracaniu równowagi w odpowiedzi na perturbacje w różnych fazach cyklu chodu.	Przesunięcie bieżni w lewo lub w prawo o 15 cm; Czas trwania perturbacji: 0.92 s; Moment perturbacji: MS i PSw; Prędkość chodu: preferowana.	BieżniaCaren Motek: b.d.; 18-kamer MoCap Vicon: b.d.; EMG: 2048 Hz, obustronnie mięśnie: obszerny boczny i piszczelowy przedni.	W porównaniu do chodu bez perturbacji, nastąpił istotny wzrost widma mocy mięśni kończyn dolnych podczas pierwszych 3 sekund po perturbacji. W fazie podwójnego podporu wykazano różnice we wzorcu aktywacji między mięśniami obszernym bocznym i piszczelowym przednim. Nie wykazano różnic w aktywacji między tymi mięśniami dla perturbacji podczas fazy pojedynczego podporu.
(Molina et al., 2023)	15 osób młodych (8K, 7M): 25 ± 4 lat; 69 ± 12 kg; 169 ± 13 cm	1) Określenie, jak szerokość kroków wpływa na równowagę podczas chodu; 2) Sprawdzenie, czy szerokość kroku determinuje strategię odzyskiwania równowagi w reakcji na perturbacje ML.	Przesunięcie bieżni w kierunku ML o 2.5 cm; Czas trwania perturbacji: 0.25 s; Moment perturbacji: MS; Prędkość chodu: preferowana; Chód dla 3 szerokości: o 25% węższa niż preferowana, 50 i 100% szersza niż preferowana.	Bieżnia Motek: 960 Hz; 10-kamer MoCap Vicon: 120 Hz(full-body model, 56 markerów); EMG Motion Labs Systems: 2160 Hz, elektrody obustronnie na mięśniu brzuchatym przyśrodkowym,	Podczas chodu bez perturbacji szersze kroki wiązały się z mniejszą kontrolą równowagi, wyższą aktywnością mięśnia pośladkowego średniego i redukcją momentu odwodzącego generowanego dla stawu biodrowego i inwersji w stawie skokowo-

				płaskczkowatym, pieszczelowym przednim i pośladkowym średnim.	goleniowym. Tylko perturbacje boczne względem kończyny podporowej wpływały na kontrolę równowagi. Szerszy chód nie zmienił odpowiedzi na perturbację.
(Liss et al., 2023)	16 osób młodych (7K, 9M): 22.4 ± 2.80 lat	Zbadanie roli zarówno całego ciała jak i lokalnego sprzężenia zwrotnego w postrzeganiu zaburzeń lokomotorycznych u zdrowych młodych dorosłych.	Zmiana prędkości pasa bieżni (spowolnienie o: 0, 0.02, 0.05, 0.1, 0.15, 0.2, 0.3 i 0.4 m/s); Moment perturbacji: IC; Prędkość chodu: preferowana.	Bieżnia Bertec: 1000 Hz; 10-kamer MoCap Vicon: 100 Hz, (full-body model, b.d.);	W percepcji poślizgnięć u osób młodych uczestnicy zarówno czucie proprioceptywne stawu skokowo-goleniowego jak również feedback z całego ciała.
Grupa osób starszych (N = 4)					
(Chien & Hsu, 2018)	17 osób starszych (12K, 5M): 68.33 ± 5.80 lat; 58.92 ± 7.69 kg, 157.09 ± 5.35 cm	Zbadanie kontroli równowagi w warunkach statycznych i dynamicznych u osób starszych po 8-tygodniowym treningu perturbacji na bieżni w kierunkach AP i ML.	Treningi 2 sesje trwające 1h przez 8-tygodni. Perturbacje dla chodu: 1) AP: 20 do przodu, 20 do tyłu (prędkość do przodu: 0.5~0.6 m/s; prędkość do tyłu: 0.4~0.6 m/s), 2) ML: 20 z lewej na prawą, 20 z prawej na lewą (prędkość: 0.09~0.18 m/s); Perturbacje dla stania: prędkość do przodu: 0.15 ~ 0.2 m/s, do tyłu: 0.20 ~ 0.25 m/s, na bok: 0.09 ~ 0.18 m/s. Moment perturbacji: b.d.; Prędkość chodu: preferowana (zbadana na 10 m ścieżce).	Bieżnia MotekGRAIL: 960 Hz; 10-kamer MoCap Vicon: 120 Hz (full-body model, 14 markerów)	Po treningu wyniki wykazały, że kontrola CoM uległa znacznej poprawie podczas spokojnego stania z perturbacjami. Kontrola CoP podczas spokojnego stania bez perturbacji nie uległa zmianie.

(Aprigliano et al., 2019a)	6 osób starszych (0K, 6M): 68.7 ± 5.2 lat; 76.9 ± 7.9 kg; 176 ± 10 cm	Zbadanie skuteczności strategii odzyskiwania równowagi po niespodziewanych, wielokierunkowych poślizgnięciach przy użyciu robota.	Perturbacje po prawej stronie i składały się z nagłego ruchu prawego pasa do przodu (AP) lub na boki (ML). Moment perturbacji: IC; Prędkość chodu: preferowana (0.89 ± 0.12 m/s).	Bieżnia: Senly; 6-kamer MoCap Vicon: 250 Hz(full-body model, 34 markerów, 10 markerów na robocie).	Wspomaganie przywracania stabilności przez robota jest skuteczne w płaszczyźnie strzałkowej po poślizgnięciach w kierunku AP i ML. Wspomaganie nie jest skuteczne dla perturbacji w płaszczyźnie czołowej.
(Rieger et al., 2020)	30 osób starszych podzielonych na dwie grupy: Grupa trenująca (8K, 7M): 70.33 ± 3.99 lat; 74.93 ± 9.22 kg; 172.93 ± 10.48 cm; Grupa kontrolna (7K, 8M): 71.67 ± 4.98 lat; 75.40 ± 11.17 kg; 172.33 ± 8.77 cm	Ocena efektów transferu i retencji treningu chodu z perturbacjami na bieżni w kierunku przednio-tylnym na poprawę reakcji na perturbacje przyśrodkowo-boczne.	Protokół pomiarowy:1) zmiana prędkości pasa (przyspieszenie: -9 m/s ² ; w czasie: 0.12 s); 2) przesunięcie bieżni (dystans: 5 cm; w czasie: 0.31 s; kierunek: przeciwny do kończyny podporowej); Protokół treningowy: zmiana prędkości pasa (przyspieszenia i spowolnienia) o niskiej intensywności (8 m/s ² , 0.11 s) lub wysokiej (10 m/s ² , 0.13 s); Moment perturbacji: IC; Prędkość chodu: 1 m/s.	Bieżnia GRAIL Motek: 1000 Hz; 10-kamer MoCap Vicon: 100 Hz(26 markerów na stopach, nogach i tułowi).	Obydwie grupy wykazały lepsze odzyskiwanie równowagi po perturbacjach AP i ML bezpośrednio po i 1 tydzień po interwencji. Nie wykazano różnic pomiędzy grupami. Krótkoterminowy trening może być skuteczny w dynamicznej stabilizacji tułowia.

(Gerards et al., 2023)	82 starszych podzielonych na dwie grupy: Grupa treningowa (31K, 8M): 73 ± 10 lat; 71.1 ± 19 kg; 161.0 ± 11.6 cm; Grupa kontrolna (34K, 9M): 73 ± 8 lat; 69.7 ± 18.5 kg; 164 ± 10cm	Zbadanie wpływu protokołu treningu perturbacji (PTB) stosowanego oprócz zwykłej opieki, na kontrolę równowagi i strach przed upadkiem u osób starszych o zwiększonym ryzyku upadku.	PBT składało się z trzech 30 min sesji w ciągu trzech tygodni: Jednostronne przyspieszenia i spowolnienia pasa bieżni oraz perturbacje platformy (przesunięcia i przechylenia); Zmiana prędkości pasa bieżni w czasie: 0.2–0.7 s; Moment perturbacji: b.d.; Prędkość chodu: preferowana.	Bieżnia Caren Motek: b.d.; Ocena strachu przed upadkiem: kwestionariusz FES-I. Ocena kontroli równowagi: kwestionariusz: Mini-BESTest.	Mediana wyników Mini-BESTest nie uległa klinicznie istotnej poprawie i nie różniła się istotnie między grupami po interwencji. Wyniki testu FES-I nie zmieniły się w żadnej z grup.
Porównanie grupy osób młodszych i starszych (N = 6)					
(Martelli et al., 2017)	Osoby młode (4K, 4M): 24 ± 2.7 lat; 64.9 ± 10.9 kg; 169 ± 7 cm; Osoby starsze (3K, 5M): 65 ± 4.8 lat; 67.6 ± 12.0 kg; 167 ± 9 cm	Porównanie reakcji na niespodziewane poślizgnięcia o różnej intensywności podczas chodu osób młodych i starszych.	Zmiana prędkości pasa bieżni (przyspieszenie: 8 m/s²; prędkość: liczba Frouda = 0.10, 0.20 i 0.30); Moment perturbacji: IC; Prędkość chodu: $v = \sqrt{0.15gl}$, g – przyspieszenie ziemskie, l – długość kończyny dolnej.	Bieżnia Senly; 6-kamer MoCap Vicon: 100 Hz (full-body model, 40 markerów).	U osób starszych wykonanie kroku ochronnego trwało istotnie dłużej niż u osób młodych (0.48 ± 0.02 s vs. 0.41 ± 0.01 s). Starsi wykonywali dłuższy <i>recovery step</i> (0.420 ± 0.011 m vs. 0.365 ± 0.010 m). Perturbacje silniej zaburzały równowagę u osób starszych niż młodszych (minimalna wartość MoS u młodych: -78.99 ± 22.69 mm, u starszych: -154.75 ± 26.20 mm).

(Aprigliano et al., 2017)	10 osób młodych (b.d.): 24.4 ± 2.5 lat; 63.1 ± 9.1 kg; 169 ± 7 cm; 10 osób starszych (b.d.): 66.3 ± 5.1 lat; 66.9 ± 10.8 kg; 166 ± 8 cm	Sprawdzenie, czy starzenie się wpływa na koordynację reakcji kończyn dolnych w odpowiedzi na poślizgnięcia podczas chodu.	Prędkość pasa perturbacyjnego została doprowadzona do maksymalnej amplitudy, a następnie do zera z przyspieszeniem 8 m/s^2. Przemieszczenie całego pasa zostało ustawione na 60% długości kończyny dolnej; maksymalna prędkość pasa została ustawiona na liczbę Froude'a równą 0.1, 0.2, 0.3 i 0.4 dla czterech perturbacji P1, P2, P3 i P4. Moment perturbacji: IC; Prędkość chodu: znormalizowana prędkość odpowiadające liczbie Frouda = 0.15.	Bieżnia Senly; 6-kamer MoCap Vicon: 100 Hz (lowerbody model, 25 markerów).	Zmniejszeniu uległ czas kroku (z 1.04 ± 0.07 to 0.56 ± 0.05 s), procent fazy podporu (z $65.6 \pm 1\%$ do $62.3 \pm 6.9\%$ u młodych i $53.1 \pm 5.7\%$ u starszych), długość kroku (z 0.58 ± 0.05 do 0.51 ± 0.08 m) i szerokość kroku (z 0.15 ± 0.04 do 0.12 ± 0.04 m).
(Roeles et al., 2018)	9 osób młodych (3K, 6M): 25.1 ± 3.4 lat; 76.6 ± 15.1 kg; 176 ± 9 cm; 9 osób starszych (7K, 2M): 70.1 ± 8.1 lat; 77.9 ± 10.5 kg; 170 ± 11 cm	1) Określenie jaki rodzaj perturbacji w kierunku AP i ML ma największy wpływ na MoS, oraz na parametry czasowo-przestrzenne. 2) Określenie, czy występowały różnice w reakcjach na perturbacje pomiędzy osobami młodymi i starszymi.	1) Przesunięcie bieżni (dystans: 5 cm; prędkość: 0.7 s; przyspieszenie: 2.04 m/s^2); 2) Zmiana prędkości pasa bieżni (Przyspieszenie: prędkość: 160% preferowanej prędkości chodu; czas: 0.4 s; przyspieszenie: $2.43 - 5.13 \text{ m/s}^2$; Spowolnienie: prędkość: 40% preferowanej prędkości chodu; reszta: j.w.); Moment perturbacji: IC; Prędkość chodu: preferowana.	Bieżnia Caren Motek: b.d.; 12-kamer MoCap Vicon: 100 Hz (full-body model, 47 markerów).	Perturbacje kontrlateralne i perturbacje powodowane spowalnianiem pasa bieżni skutkowały odpowiednio największymi efektami perturbacji w kierunku ML (1.9–4 razy większymi niż w przypadku innych typów) i AP (1.6 – 5.6 razy większymi niż w przypadku innych typów). Po obu typach perturbacji uczestnicy zwiększyli MoS, wykonując szersze, krótsze i szybsze kroki. Nie stwierdzono różnic między młodymi i starszymi dorosłymi.

(Rosenblum et al., 2020)	12 osób młodych (5K, 7M): 26.92 ± 3.40 lat; 63.67 ± 10.26 kg; 168.42 ± 7.32 cm; 12 osób starszych (6K, 6M): 69.50 ± 5.20 lat; 78.34 ± 16.22 kg; 169.67 ± 6.68 cm	Opracowanie algorytmu do obliczania czasu odzyskania chodu swobodnego po perturbacji.	1) Zmiana prędkości pasa (Spowolnienie o 1.2 m/s; Przyspieszenie: -5 m/s²); 2) Przesunięcie bieżni (Dystans: 15 cm; Czas: 0.92 s); Moment perturbacji: IC, MS, TS; Prędkość chodu: preferowana.	Bieżnia Zemic Motek: b.d.; 18-kamer MoCap Vicon: 120 Hz (full-body model, 41 markerów).	U osób starszych i młodych, powrót do chodu swobodnego po perturbacjach trwał średnio 4–6 s, niezależnie od rodzaju perturbacji. Opracowany algorytm wykrywał odchylenia od prawidłowego chodu z umiarkowaną dokładnością.
(Ren et al., 2022)	15 osób młodych (9K, 6M): 26.53 ± 3.04 lat; 66.81 ± 11.44 kg; 173 ± 7 cm; 15 osób starszych (4K, 11M): 68.33 ± 3.29 lat; 81.13 ± 13.99 kg; 176 ± 10 cm	Zbadanie różnic w reakcjach na perturbacje pomiędzy osobami młodymi a starszymi.	Zmiana prędkości pasa bieżni (przyspieszenie: 3 m/s² lub -3 m/s²; prędkość: 1.2 m/s; czas: 300 ms); Moment perturbacji: IC; Prędkość chodu: preferowana.	Bieżnia GRAIL Motek: 1000 Hz; 10-kamer MoCap Vicon: 100 Hz(full-body model HBM2, 26 markerów).	Poślizgnięcie wydaje się być bardziej wymagające dla powrotu do chodu swobodnego niż potknięcie. Mechanizmy kompensacyjne zaburzeń chodu dla osób starszych powinny koncentrować się na strategii stawu skokowego w płaszczyźnie czołowej i strategii biodra.
(Castano et al., 2023)	10 osób młodych (5K, 5M): 23 ± 4.2 lat; 10 osób starszych (4K, 6M): 70 ± 6.6 lat	Zbadanie, w jaki sposób młodzi i starsi dostosowują chód w reakcji na niewielkie perturbacje w kierunku ML o różnym stopniu nieprzewidywalności.	Przesunięcie bieżni (1 cm, 3 cm lub 5 cm); Moment perturbacji: LR, TS, MSw; Prędkość chodu: preferowana.	Bieżnia M-Gait Motek: b.d.; MoCap OptiTrack: b.d.(lower body model).	Podczas perturbacji badani wykonywali szybsze, szersze i dłuższe kroki. Osoby starsze chodziły szybciej niż młodsze. Zróżnicowanie parametrów kinematycznych chodu, w tym szerokość kroku wzrastały wraz z nieprzewidywalnością perturbacji.

Grupa osób z niepełnosprawnościami (N = 5)					
(Sheehan et al., 2015)	9 osób po amputacji kończyny dolnej na wysokości podudzia (0K, 9M): 30.7 ± 6.8 lat; 90.2 ± 16.1 kg; 176 ± 11 cm; 13 zdrowych (3K, 10M): 24.8 ± 6.9 lat; 79.3 ± 11.6 kg; 175 ± 8 cm	Zbadanie wpływu perturbacji boczno-przyśrodkowych podczas chodu na moment pędu w grupie osób po amputacjach i osób zdrowych.	ML przesunięcie bieżni (b.d.); Moment perturbacji: b.d.; Prędkość chodu: $v = \sqrt{0.16gl}$, g – przyspieszenie ziemskie, l – długość kończyny dolnej (1.22 ± 0.28 m/s).	Bieżnia CarenMotek:b.d.; 24-kamery MoCap Vicon: 60 Hz (full-body model, 57 markerów).	Zarówno zakresy, jak i zmienność momentu pędu dla całego ciała i obu kończyn dolnych były znacznie większe podczas perturbacji. Nie było znaczących różnic między grupami w zakresie momentu pędu całego ciała lub zmienności podczas chodu swobodnego. Zakres momentu pędu w płaszczyźnie czołowej był istotnie większy u osób po amputacji niż u osób z grupy kontrolnej dla wszystkich segmentów.
(Haarman et al., 2017)	10 osób po udarze mózgu (3K, 7M): 52 ± 16 lat; 82.5 ± 13.6 kg; 175 ± 6 cm	Scharakteryzowanie różnic w reakcjach boczno-przyśrodkowych na perturbacje ML pomiędzy kończyną dotkniętą i niedotkniętą niedowładem u osób po przebytym udarze mózgu.	Pociągnięcie za miednicę (odległość max: 55 cm, czas: 150 ms; siła: 4, 7 i 10% ciężaru ciała); Moment perturbacji: TS; Prędkość chodu: preferowana.	Bieżnia Motek Y-mill: b.d.; 9-kamer MoCap Visualeyez II: 100 Hz (full-body model); EMG Bagnoli:1000 Hz, obustronnie mięsień pośladkowy średni.	Osoby po przebytym udarze mózgu są w stanie regulować ułożenie stopy zarówno tej dotkniętej, jak i nietkniętej niedowładem, oraz aktywność mięśnia pośladkowego średniego w odpowiedzi na perturbacje. Pacjenci wydłużają czas podparcia na stopie pozbawionej niedowładu.

(Punt et al., 2017b)	38 osób po udarze mózgu: 23 osoby, które nie doświadczyły upadku (13K, 10M): 55.0 ± 12.2 lat; 87 ± 19 kg; 172 ± 10 cm; 15 osób, które doświadczyły upadku (7K, 8M): 65.4 ± 6.7 lat; 83 ± 20.1 kg; 171 ± 13 cm	Określenie, czy występują różnice w reakcjach na perturbacje podczas chodu pomiędzy osobami po udarze mózgu, które doświadczyły i nie doświadczyły upadku.	1) Przesunięcie bieżni (4.5 cm); 2) Zmiana prędkości pasa bieżni (spowolnienie do 0 m/s, przyspieszenie: -3.9 m/s^2); Moment perturbacji: IC; Prędkość chodu: 0.41 m/s.	Bieżnia GRAILMotek: b.d.; 10-kamer MoCap Vicon: b.d.(full-body model, 47 markerów)	Podczas chodu w stałym tempie, osoby, które upadały, miały krótszy czas i długość kroku wykonywanego kończyną z niedowładem. Podczas perturbacji ML, osoby, które upadały, reagowały szybciej i wykonywały krótszy pierwszy krok.
(Aprigliano et al., 2019b)	18 zdrowych dorosłych (b.d.): 55.8 ± 8.3 lat; 68.9 ± 11.2 kg; 171 ± 10 cm; 10 osób z ataksją mózdzkową (b.d.): 51.9 ± 6.5 lat; 82.7 ± 17.5 kg; 177 ± 12 cm	1) Zbadanie reakcji na perturbacje chodu osób z ataksją mózdzkową; 2) Zbadanie, czy trening perturbacji wpłynie na stabilność osób z ataksją mózdzkową.	Perturbacje związane z ciągnięciem w talii zostały zapewnione przez zastosowanie impulsu napięcia w jednym lub dwóch z czterech kabli, podczas gdy uczestnik chodził na bieżni. Pociągnięcia ML i AP (siła: 5% i 15% ciężaru ciała odpowiednio, następnie 10% i 20% ciężaru ciała); Moment perturbacji: IC; Prędkość chodu: preferowana.	Urządzenie Active Tethered Pelvic Assist Device: nieoczekiwane perturbacje talii. Bieżnia Bertec: b.d.; 10-kamer MoCap Vicon: 200 Hz (full-body model, 49 markerów).	Chód osób z ataksją mózdzkową charakteryzował się większą szerokością kroku i czasem trwania fazy podporu niż chód osób zdrowych. Trening perturbacji wpłynął na długość, szerokość i czas kroku. Tylko osoby zdrowe zwiększyły MoS AP na skutek treningu. Trening nie wpłynął na MoS ML u żadnej z grup.

(Esmacili et al., 2020)	18 osób po udarze mózgu podzielonych na dwie grupy: 10 trening z perturbacjami (b.d.): 58.0 ± 6.7 lat; 83.2 ± 25.0 kg; 173.0 ± 20.0 cm; 8 tylko chód na bieżni (b.d.): 57.5 ± 18.0 lat; 77.9 ± 9.4 kg; 170.5 ± 16 cm	Określenie efektów treningu chodu na bieżni z perturbacjami i bez u osób po udarze mózgu.	W ciągu 3 tygodni przeprowadzono dziewięć sesji treningowych. Zmiana prędkości jednego pasa bieżnio wartość % komfortowej prędkości chodu (przyspieszanie do 140, 160, 180% lub spowolnienie do 60, 40, 20 i 0% prędkości chodu); Moment perturbacji: b.d.; Prędkość chodu: preferowana.	Bieżnia Bertec: b.d.; Skale: Skala Mini-BESTest; test 10-metrowego chodu.	Trening z perturbacjami prowadził do znacznej poprawy równowagi dynamicznej, szybkości chodu oraz pewności siebie podczas chodzenia. Trening bez perturbacji nie przyniósł znaczących efektów. Po sześciu tygodniach od zakończenia treningu, pozytywne efekty utrzymywały się tylko w grupie, która trenowała z perturbacjami.
-------------------------	---	---	--	---	--

1.3.4 Perturbacje podczas chodu na bieżni i ścieżce

W skład tego rozdziału weszło łącznie osiem prac (Tabela 4). W czterech z nich skupiono się wyłącznie na osobach młodych, podczas gdy w pozostałych czterech – na osobach starszych. Największa, a zarazem najmłodsza grupa uczestników (22.6 ± 3.22 lat), składająca się z 43 osób, brała udział w badaniu przeprowadzonym przez Yang et al. (2018). Natomiast Zadavec et al. (2017) oraz Hof i Duysens (2018) przeprowadzili badania tylko z udziałem 7 osób. Najstarsza grupa, badana przez Zadavec et al. (2017), miała średnio 33.4 ± 8.5 lat. W grupie osób starszych najmniej liczna grupa (45 osób) uczestniczyła w dwóch badaniach Lee et al. (2018, 2020). Najliczniejszą grupę (152 osoby) przebadali Liu et al. (2021). Najmłodsza grupa miała średnio 72.5 ± 6.0 lat (Wang et al., 2019), a najstarsza – 74.4 ± 5.8 lat (Liu et al., 2021).

We wszystkich przeprowadzonych badaniach zastosowano bieżnię z jednym pasem oraz prosty odcinek ścieżki. W siedmiu pracach użyto bieżni Simbex (Lee et al., 2016, 2018, 2020; Liu et al., 2016, 2021; Wang et al., 2019; Yang et al., 2018). W sześciu pracach wykorzystano ścieżkę o długości 7 metrów (Lee et al., 2016, 2018, 2020; Liu et al., 2016, 2021; Wang et al., 2019). Yang et al. (2018) pracowali na 14 metrowej ścieżce, zaś Zadavec et al. (2017) nie sprecyzowali długości ścieżki.

W siedmiu pracach perturbacje wywoływano przez zmianę prędkości pasa bieżni oraz przez poślizgnięcie na platformie ukrytej w ścieżce. Podczas zmiany prędkości pasa bieżni – maksymalne przyspieszenie wynosiło 12 m/s^2 (Liu et al., 2016; Yang et al., 2018), a minimalne – 5 m/s^2 (Lee et al., 2018, 2020; Liu et al., 2021; Wang et al., 2019). Czas w jakim zmieniano prędkość pasa wahał się od 200 ms (Lee et al., 2016, 2018, 2020; Liu et al., 2016, 2021; Wang et al., 2019) do 550 ms (Lee et al., 2018, 2020; Liu et al., 2021; Wang et al., 2019). Poślizgnięcia na ścieżce indukowano za pomocą platformy, która swobodnie poruszała się na łożyskach. Ruch platformy odbywał się w zakresie od 75 cm (Liu et al., 2021) do 150 cm (Lee et al., 2016). Tylko Zadavec et al. (2017) indukowali perturbacje poprzez pociągnięcie za miednicę przy użyciu dedykowanej uprząży. Zarówno podczas perturbacji na bieżni jak i na ścieżce użyto siły równej 15% masy ciała działającej w czasie 150 ms.

W siedmiu pracach perturbacje wywoływano w fazie IC zarówno podczas chodu na bieżni jak i po ścieżce. Tylko Liu et al. (2016) wywoływali perturbacje w fazie MS podczas chodu na bieżni, a na ścieżce w fazie IC.

We wszystkich badaniach (Tabela 4) pomiarów reakcji na perturbacje dokonywano z wykorzystaniem technologii MoCap. W sześciu pracach użyto zestawu od Motion Analysis Corporation (Lee et al., 2016, 2018, 2020; Liu et al., 2016, 2021; Wang et al., 2019). W jednej pracy użyto zestawu Vicon (Yang et al., 2018), a w innej – OptiTrack (Zadravec et al., 2017). Autorzy sześciu publikacji (Lee et al., 2016, 2018, 2020; Liu et al., 2016, 2021; Wang et al., 2019) korzystali z platform dynamometrycznych firmy AMTI w celu rejestracji parametrów kinetycznych. W trzech doniesieniach (Lee et al., 2016; Liu et al., 2016; Yang et al., 2018) wykorzystano przetwornik w uprząży do rejestrowania upadku osoby badanej. W większości prac wykorzystywano model całego ciała w celu rejestracji parametrów kinematycznych, lecz w dwóch badaniach nie podano ani liczby ani umiejscowienia markerów (Lee et al., 2018; Liu et al., 2021).

Tabela 4: Zestawienie prac zawierających tematykę wywoływania perturbacji podczas chodu na bieżni jednopasmowej, w podziale na grupy osób młodych, starszych oraz osób a niepełnosprawnościami, gdzie: N – liczba osób, K – kobiety, M – mężczyźni, b.d. – brak danych, BoS (ang. *Base of Support*) – pole powierzchni podparcia, CoM (ang. *Center of Mass*) – środek masy ciała, AP (ang. *anterior-posterior*) – kierunek przód-tył, ML (ang. *medio-lateral*) – kierunek boczno-przyśrodkowy.

Badanie	Grupa badana (płeć, liczebność, wiek, masa ciała, wzrost)	Cel badania	Metoda i moment wywoływania perturbacji, prędkość chodu	Bieżnia, długość ścieżki, aparatura pomiarowa, częstotliwość rejestracji, dodatkowe parametry mierzone (EMG, GRF). Wykorzystanie oprogramowania OpenSim	Wyniki
Grupa osób młodych (N = 4)					
(Lee et al., 2016)	36 osób młodych (18K, 18M): 26.74 ± 4.9 lat; masa i wzrost: b.d.	Określenie wpływu różnych odległości poślizgnięcia (12 cm vs 18 cm) podczas treningu na bieżni na odzyskiwanie równowagi po poślizgnięciu podczas chodu na ścieżce.	1) Zmiana prędkości pasa bieżni (przyspieszenie: 6 m/s ² lub 9 m/s ² ; w czasie: 0.2 s; na dystansie: 12 cm lub 18 cm); 2) Przesuwalne platformy AMTI (swobodny ruch na łożyskach kulowych na dystansie 150 cm); Moment perturbacji: IC; Prędkość chodu: 1.2 m/s.	Bieżnia Simbex; Ścieżka: 7 m; 8-kamer MoCap Motion Analysis Corporation: 120 Hz(full-body, 30 markerów); Platforma AMTI: 600 Hz; Przetwornik w uprząży: 600 Hz.	Nie wykazano różnic w kontroli równowagi pomiędzy obydwooma dystansami poślizgnięcia.
(Liu et al., 2016)	36 osób młodych podzielonych na 5 grup treningowych: HI: wysoka intensywność (2K, 7M): 23.3 ± 4.4 lat; 63.2 ± 11.3 kg;	Ustalenie, czy trening na bieżni: 1) poprawia stabilność; 2) poprawia reaktywną kontrolę stabilności bardziej niż proaktywną; 3) o wysokiej intensywności był lepszy niż trening o niskiej	1) Zmiana prędkości pasa bieżni (przyspieszenie: LO: 6 m/s ² , HI: 12 m/s ² , INCR: 6, 9 i 12 m/s ² , DECER: 12, 9 i 6 m/s ² , w czasie: 0.2 s); 2) Poślizgnięcie na platformie (b.d.); Moment perturbacji:	Bieżnia Simbex; Ścieżka: 7 m; 8-kamer MoCap Motion Analysis Corporation: 120 Hz(full-body model, 26 markerów); Platforma AMTI: 600 Hz; Przetwornik w uprząży –Transcell Technology: 600 Hz.	Trening na bieżni poprawiał stabilność podczas chodu po śliskiej powierzchni. Grupa z treningiem o wysokiej intensywności osiągnęła najlepsze wyniki. Grupy z wzrastającą i malejącą intensywnością treningu poprawiły stabilność

	168 ± 7 cm; INCR: wzrastająca intensywność (8K, 1M): 25.4 ± 3.0 lat; 68 ± 13.4 kg; 172 ± 7 cm; DECR: malejąca intensywność (9K, 0M): 25.8 ± 3.5 lat; 62.2 ± 6.8 kg; 168 ± 7 cm; LO: niska intensywność (4K, 5M): 24.6 ± 3.8 lat; 69.5 ± 24.3 kg; 169 ± 10 cm; C grupa kontrolna (3K, 6M): 26.7 ± 5.6 lat; 68.3 ± 14.7 kg; 173 ± 8 cm	intensywności; 4) o stopniowo rosnącej intensywności był lepszy niż trening o stopniowo malejącej intensywności.	Bieżnia: MS; Ścieka: IC; Prędkość chodu: 1.2 m/s.		w porównaniu do grupy kontrolnej. Poprawa stabilności wiązała się z szybszym przesunięciem CoM do przodu, większą prędkością poruszania się i krótszym <i>recovery step</i> podczas odzyskiwania równowagi.
(Zadavec et al., 2017)	7 osób młodych (0K, 7M): 33.4 ± 8.5 lat; 80.1 ± 11.6 kg; 181 ± 5 cm	Porównanie reakcji na pociągnięcia za miednicę w kierunku AP i ML podczas chodu na bieżni oraz ścieżce.	Pociągnięcie za miednicę za pomocą urządzenia podążającego za badanym lub zamocowanego na stałe do bieżni (Siła: 15% ciężaru ciała; czas: 150 ms);	Bieżnia: b.d.; Ścieżka: b.d.; MoCap OptiTrack: b.d. (8 markerów obustronnie: kostka)	<i>Recovery step</i> był szybszy i węższy. Kolejne dwa kroki były szybsze, ale krótsze. W przypadku perturbacji w tył, <i>recovery step</i> był szybszy,

			Moment perturbacji: IC; Prędkość chodu: 0.85 m/s.	boczna i przyśrodkowa, 2 markery na przodostopiu oraz 3 markery na podłożu).	krótszy i szerszy, a kolejne kroki stawały się dłuższe i szybsze. Perturbacje ML ipsilateralne prowadziły do ujemnej szerokości kroku (cross step), a dodatkowo <i>recovery step</i> był szybszy i krótszy. Natomiast perturbacje kontralateralne skutkowały skróceniem kroku, poszerzeniem oraz przyspieszeniem. Ogólna zgodność wyników pomiędzy chodem na bieżni a ścieżką wyniosła 82%.
(Yang et al., 2018)	43 młodych podzielonych na 2 grupy: Grupa kontrolna (9K, 13M): 23 ± 3.87 lat; 72.9 ± 18 kg; 167 ± 9 cm; Grupa treningowa (14K, 7M): 22.6 ± 3.22 lat; 74.9 ± 17.9 kg; 170 ± 8 cm	Sprawdzenie, czy trening ośmiu perturbacji na bieżni może zmniejszyć liczbę upadków podczas chodu na ścieżce.	1) Zmiana prędkości pasa bieżni (przyspieszenie: 12 m/s ² ; dystans: 0.24 m); 2) Poślizgnięcia na platformie po prawej stronie ścieżki (swobodny ruch na łożyskach); Moment perturbacji: IC; Prędkość chodu na bieżni: 1.2 m/s; Prędkość chodu na ścieżce: preferowana.	Bieżnia Simbex; Ścieżka: 14 m; 8-kamer MoCap Vicon: 120 Hz, (full-body model, 26 markerów, 1 na przesuwalnej platformie); Przetwornik w uprząży: 600 Hz.	Grupa treningowa wykazywała znacznie lepsze reakcje na poślizg niż grupa kontrolna. Podczas chodu na ścieżce upadło 55% osób z grupy kontrolnej i 19.1% osób z grupy treningowej. Po poślizgnięciu osoby trenujące skracaly fazę pojedynczego podporu bardziej niż osoby z grupy kontrolnej (0.144 ± 0.069 s vs. 0.185 ± 0.049 s).
Grupa osób starszych (N = 4)					

(Lee et al., 2018)	45 starszych (34K, 11M) podzielonych na 3 grupy: 15 trening z 24 perturbacjami (b.d.); 76.8 ± 6.1 lat; 64.3 ± 10.7 kg; 160 ± 10 cm; 15 trening z 40 perturbacjami (b.d.); 72.9 ± 6.7 lat; 68.1 ± 12.0 kg; 160 ± 10 cm; 15 kontrolna (b.d.); 73.9 ± 7.7 lat; 71.0 ± 13.5 kg; 160 ± 10 cm	Sprawdzenie, czy trening na bieżni z większą liczbą perturbacji prowadzi do lepszej równowagi podczas ekspozycji na perturbacje podczas chodu po ścieżce.	1) Zmiana prędkości pasa (Prędkość: obliczana ze wzoru: $v_f = v_0 + a\Delta t$; Dystans: obliczany ze wzoru: $d = 0.5a\Delta t^2$; gdzie $a = 5$ lub 6 m/s^2, $\Delta t = 0.2, 0.25, 0.3, 0.35, 0.4, 0.45, 0.5$ lub 0.55 s); 2) Poślizgnięcia na platformie po prawej stronie ścieżki (Swobodny ruch na łożyskach do 90 cm); Moment perturbacji: IC; Prędkość chodu: bieżnia: najbliższa steady state z pośród następujących 1.2 m/s, 1.0 m/s, 0.8 m/s, lub 0.6 m/s; ścieżka: b.d.	Bieżnia: Simbex; Ścieżka: 7 m; 8-kamer MoCap Motion Analysis Corporation: 120 Hz; Platforma AMTI: 600 Hz.	Nie wykazano istotnych różnic w liczbie upadków pomiędzy grupami trenującymi. Nie wykazano istotnych zmian w prędkości i pozycji CoM pomiędzy grupami. Nie wykazano istotnych różnic w kontroli proaktywnej ani reaktywnej pomiędzy grupami trenującymi.
(Wang et al., 2019)	146 starszych podzielonych na dwie grupy: 73 grupa badawcza (62K, 11M); 72.5 ± 6.0 lat; 70.2 ± 14.9 kg; 160 ± 10 cm; 73 grupa kontrolna (45K, 28M);	Określenie potencjalnych korzyści treningu perturbacji na bieżni w zakresie przeciwdziałania upadkom,	1) Zmiana prędkości pasa (Przyspieszenie: 5 lub 6 m/s²; Czas: 0.2 – 0.45 s dla 5 m/s² lub 0.3 – 0.55 s dla 6 m/s²; Dystans: 0.1 – 0.51 m dla 5 m/s² lub 0.27 – 0.91 m dla 6 m/s²); 2) Poślizgnięcie na platformie (Swobodny ruch na łożyskach do 90 cm); Moment perturbacji: IC; Prędkość chodu: bieżnia: najbliższa steady	Bieżnia: Simbex; Ścieżka: 7 m; 8 kamer MoCap Motion Analysis Corporation: 120 Hz (26 markerów); Platforma AMTI: 600 Hz.	Wszystkie osoby trenujące na ścieżce uniknęły upadków. 9.6% osób trenujących na bieżni upadło. 43.8% z grupy kontrolnej chodzącej na bieżni i 54.4% z grupy kontrolnej chodzącej po ścieżce upadło. Grupa trenująca na bieżni poprawiła równowagę proaktywną i reaktywną w stosunku do grupy kontrolnej. Nie wykazano różnic w kontroli

	72.8 ± 6.2 lat; 70.3 ± 14.3 kg; 170 ± 10 cm		state z pośród następujących 1.2 m/s, 1.0 m/s, 0.8 m/s, lub 0.6 m/s; Ścieżka: b.d.		proaktywnej pomiędzy osobami trenującymi na ścieżce i na bieżni, jednak grupa trenująca na ścieżce miała lepszą kontrolę reaktywną niż grupa trenujące na bieżni.
(Lee et al., 2020)	45 osób starszych (34K, 11M) podzielonych na 3 grupy: 15 osób – trening z 24 perturbacjami: 76.8 ± 6.1 lat; 64.3 ± 10.7 kg; 160 ± 10 cm; 15 osób – trening z 40 perturbacjami: 72.9 ± 6.7 lat; 68.1 ± 12 kg; 160 ± 10 cm; 15 osób – grupa kontrolna: 73.9 ± 7.7 lat; 71 ± 13.5 kg; 160 ± 10 cm	Sprawdzenie, czy występują różnice pomiędzy dwoma poziomami intensywności treningu z perturbacjami na bieżni w natychmiastowych i długotrwałych efektach treningu.	1) Zmiana prędkości pasa bieżni (prędkość: 0.4 - 2.1 m/s, obliczana ze wzoru: $v_f = v_0 + a\Delta t$; dystans: 0.1–0.91 m, obliczany ze wzoru: $d = 0.5a\Delta t^2$; gdzie $a = 5$ lub 6 m/s^2 , $\Delta t = 0.2, 0.25, 0.3, 0.35, 0.4, 0.45, 0.5$ lub 0.55 s); 2) Poślizgnięcia na platformie po prawej stronie ścieżki (swobodny ruch na łożyskach do 90 cm); Moment perturbacji: IC; Prędkość chodu: Bieżnia: najbliższa komfortowej spośród: 1.2 m/s, 1.0 m/s, 0.8 m/s, lub 0.6 m/s; Ścieżka: b.d.	Bieżnia: Simbex; Ścieżka: 7 m; 8-kamer MoCap Motion Analysis Corporation: 120 Hz (30 markerów na ciele i na platformach); Platforma AMTI: 600 Hz.	Wykazano, że osoby starsze mogą zmniejszyć zarówno natychmiastowe jak i długoterminowe ryzyko upadku wywołane poślizgnięciami po jednej sesji treningu na bieżni, obejmującego co najmniej 24 poślizgi. Zapewnienie większej liczby ćwiczeń poprzez zwiększenie dozowania do 40 perturbacji poślizgu na bieżni może pomóc w utrzymaniu poprawy w dłuższej perspektywie.

(Liu et al., 2021)	152 osoby starsze podzielone na 4 grupy: Grupa kontrolna na bieżni (34K, 17M): 73 ± 6.1 lat; BMI: 25.8 ± 4.6; Grupa treningowa na bieżni (36K, 17M): 72.9 ± 6.6 lat; BMI: 25.8 ± 4.0; Grupa kontrolna na ścieżce (22K, 3M): 74.4 ± 5.8 lat; BMI: 27.0 ± 4.6; Grupa treningowa na ścieżce (13K, 10M): 72.8 ± 6.0 lat; BMI: 26.0 ± 3.2.	Określenie, czy i w jakim zakresie natychmiastowe efekty treningu perturbacji na bieżni mogą się utrzymać po 6 miesiącach od treningu.	1) Zmiana prędkości pasa bieżni (przyspieszenie: 5 lub 6 m/s²; w czasie: 0.2 to 0.55 s); 2) Poślizgnięcie na platformie (swobodny ruch na łożyskach prawa strona do 90 cm, lewa strona do 75 cm); Moment perturbacji: IC; Prędkość chodu: najbliższa komfortowej spośród: 1.2 m/s, 1.0 m/s, 0.8 m/s, lub 0.6 m/s; Ścieżka: b.d.	Bieżnia: Simbex; Ścieżka: 7 m; MoCap Motion Analysis Corporation: b.d.; Platforma AMTI: b.d.	Częstość upadków nie zmieniła się po 6 miesiącach w porównaniu do stanu tuż po treningu w żadnej z grup. Stabilność reaktywna była wyższa po 6 miesiącach niż tuż po treningu. Grupa trenująca na bieżni miała istotnie niższą częstość upadków i wyższą stabilność w porównaniu z grupą kontrolną chodzącą na bieżni. Grupa trenująca na ścieżce wykazała istotnie wyższą częstość upadków i niższą stabilność w porównaniu z grupą trenującą na ścieżce.
--------------------	--	--	--	--	---

2. Cel i pytania badawcze

Celem pracy była identyfikacja parametrów czasowo-przestrzennych, kinematycznych i kinetycznych chodu, które są najbardziej podatne na perturbacje występujące w fazach Initial Contact (IC) i Pre-Swing (PSw) cyklu chodu, oraz określenie udziału sił mięśniowych kończyn dolnych w odpowiedzi na te zakłócenia.

Cele szczegółowe:

1. Opis strategii odzyskiwania równowagi dla kończyny poddawanej oraz odpowiadającej na perturbacje w zależności od fazy cyklu chodu i rodzaju perturbacji w płaszczyźnie strzałkowej.
2. Identyfikacja kompensacyjnych zmian parametrów kinematycznych i kinetycznych na zadane perturbacje.

Pytania badawcze:

1. Która perturbacja powoduje największe zmiany parametrów chodu w odniesieniu do chodu swobodnego?
2. Które mięśnie generują największe siły w trakcie zadawanych perturbacji?

3. Metody i materiał

3.1 Charakterystyka grupy badanej

W badaniach wzięło udział 21 młodych kobiet. Średnia wieku wynosiła 21.38 ± 1.32 lat, masa ciała 61.38 ± 6.48 kg, wysokość ciała 165.9 ± 4.53 cm. Uczestniczki spełniały następujące kryteria włączenia do badań: brak zaburzeń mięśniowych lub neurologicznych, brak urazów kończyn dolnych w ciągu ostatnich sześciu miesięcy przed badaniem, podejmowanie aktywności fizycznej co najmniej dwa razy w tygodniu, dominująca prawa kończyna dolna (Promsri et al., 2018), oraz doświadczenie w chodzie na bieżni. Dominację kończyny oceniano za pomocą testu kopnięcia piłki – kończyna, którą uczestniczki wybierały do kopnięcia, była uznawana za dominującą. Kryteria wykluczenia obejmowały: brak doświadczenia w chodzie na bieżni, zaburzenia równowagi lub przyjmowanie leków wykazujących wpływ na układ nerwowy. Wszystkie uczestniczki wyraziły pisemną, świadomą zgodę na udział w badaniu. Protokół badania został zatwierdzony przez Senacką Komisję Etyki Badań Naukowych (nr SKE01-15/2023) i był zgodny z zasadami Deklaracji Helsińskiej.

3.2 Aparatura pomiarowa

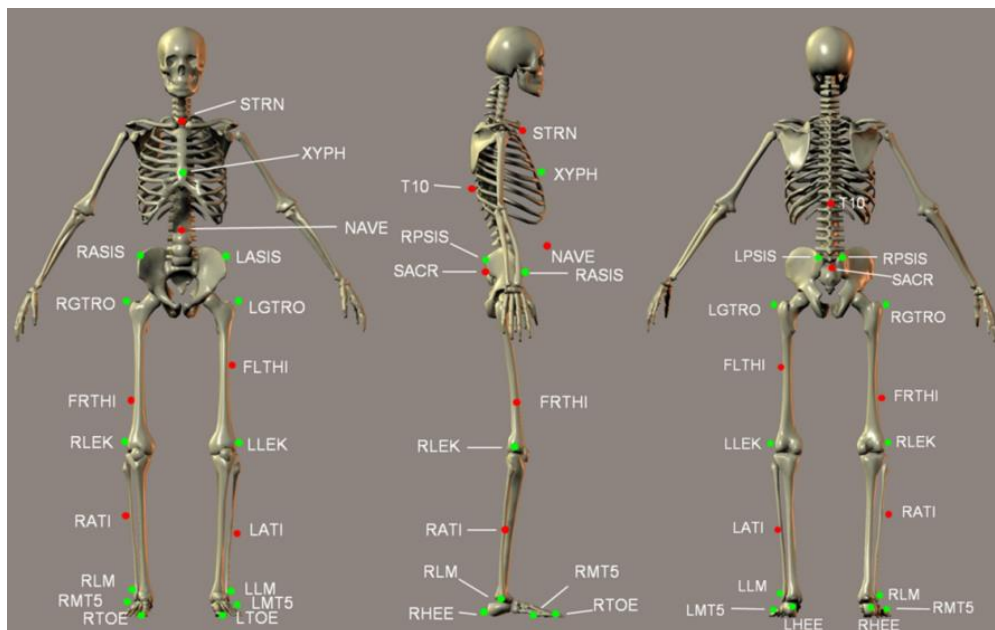
Badania odbyły się w Regionalnym Ośrodku Badań i Rozwoju AWF Biała Podlaska. Do badań został wykorzystany system GRAIL (The Gait Real-time Analysis Interactive Lab, Motek Medical BV, Amsterdam, Holandia). System GRAIL to interaktywne laboratorium do analizy i treningu chodu w czasie rzeczywistym. GRAIL wykorzystuje dwupasmową bieżnię z platformami dynamometrycznymi pod każdym z pasów (50 x 200cm; 1000 Hz) (Sloot et al., 2015), dziesięć kamer systemu MoCap rejestrujących w paśmie podczerwieni (Vicon Bonita, Vicon Metrics Ltd., Oxford, UK; 100 Hz), zsynchronizowane środowisko wirtualnej rzeczywistości (VR – wymiary ekranu: 5 x 2.9 m, ekran 180°), trzy kamery video, 3 projektory (WUXGA) oraz uprząż bezpieczeństwa przymocowaną do sufitu (Rycina 3).



Rycina 3: Stanowisko pomiarowe GRAIL (Motek Medical BV, Amsterdam, Holandia).

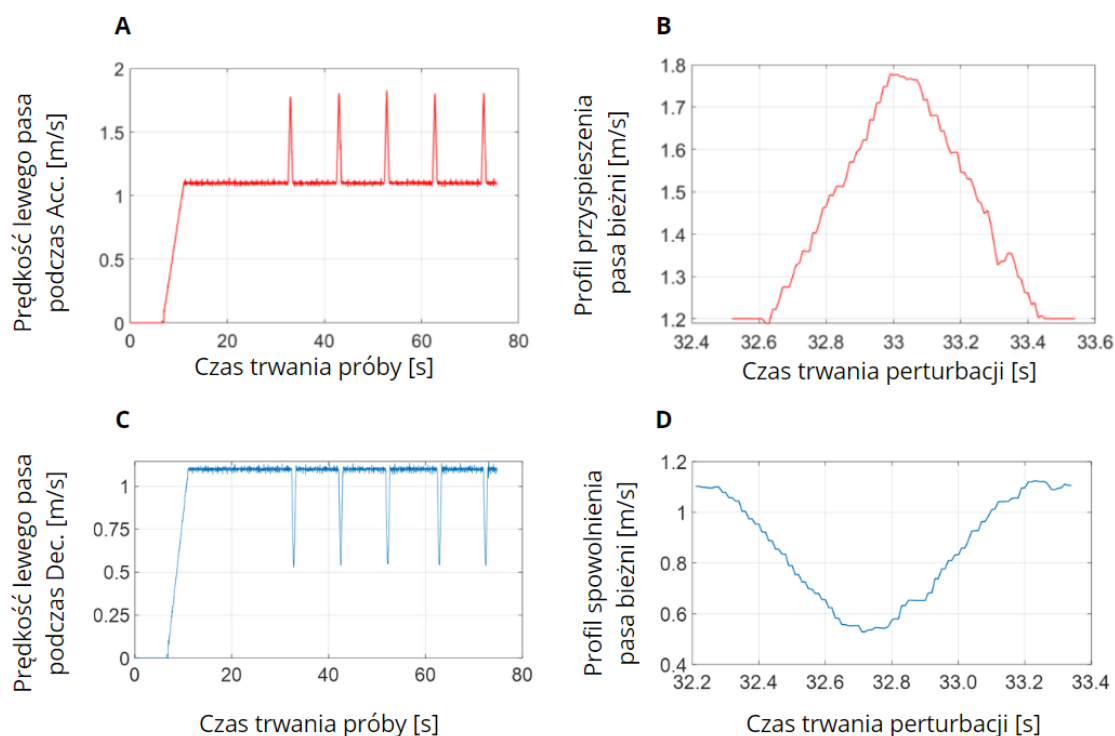
3.3 Protokół badania

Przed przystąpieniem do realizacji protokołu badania, system został skalibrowany zgodnie z procedurami zalecanymi przez producenta. Podczas pomiarów badani nosili przylegający do ciała strój oraz wygodne obuwie sportowe. Na ciele każdej z badanych osób umieszczano 25 pasywnych markerów zgodnie ze schematem HBM2 (Rycina 4). Następnie zakładano uprząż bezpieczeństwa. Za każdym razem upewniano się, czy uprząż nie krępuje ruchów. W dalszej kolejności, badani stawali w pozycji T (stopy rozstawione na szerokości bioder, kończyny górne w pozycji 90° odwiedzenia w stawach ramiennych; ang. *T-pose*), w celu nagrania próby statycznej służącej do identyfikacji położenia markerów, a tym samym określenia modelu ciała człowieka w oprogramowaniu D-Flow 3.26, obsługującego system GRAIL.



Rycina 4: Rozmieszczenie markerów w modelu HBM2 (ang. *Human Body Model 2*), gdzie: STRN – wcięcie szyjny mostka; XYPH – wyrostek mieczykowaty mostka; NAVE – pępek; T10 – wyrostek kolczysty X kręgu piersiowego; LASIS i RASIS – kołec biodrowy przedni górny, odpowiednio lewy i prawy; LPSIS i RPSIS – kołec biodrowy tylny górny, odpowiednio lewy i prawy; SACR – połowa odległości pomiędzy LPSIS i RPSIS; LGTRO i RGTRO – krętarz większy, odpowiednio lewy i prawy; FLTHI i FRTHI – boczna strona lewego i prawego uda (1/2 odległości pomiędzy LGTRO/RGTRO i LLEK/RLEK); LLEK i RLEK – nadkłykieć boczny kości udowej, odpowiednio lewy i prawy; LATI i RATI – boczna strona lewej i prawej goleni (1/2 odległości pomiędzy LLEK/RLEK i LLM/RLM); LLM i RLM – kostka boczna, odpowiednio lewa i prawa; LMT5 i RMT5 – V kość śródstopia, odpowiednio lewa i prawa; LTOE i RTOE – paliczek dystalny, odpowiednio lewego i prawego I palca stopy; LHEE i RHEE – guz piętowy, odpowiednio lewy i prawy. Markery zaznaczone na zielono to znaczniki na punktach anatomicznych użyte do skalowania modelu. Markery zaznaczone na czerwono to znaczniki wypadkowe.

W kolejnym etapie badani chodzili po bieżni z ustaloną prędkością 1.2 m/s. Protokół obejmował trzy próby, z których każda zawierała pięć perturbacji. Każda próba rozpoczynała się po 30 sekundach chodu swobodnego, a perturbacje były wywoływane co 10 sekund (odpowiednio, w 30, 40, 50, 60 i 70 sekundzie) na lewym pasie bieżni (Rycina 5).



Rycina 5: Przedstawienie zmiany prędkości lewego pasa bieżni dla: (A) próby zawierającej pięć perturbacji polegających na przyspieszeniu pasa bieżni; (B) pierwszej perturbacji zawierającej przyspieszenia pasa bieżni; (C) próby zawierającej pięć perturbacji polegających na spowalnianiu pasa bieżni; (D) pierwszego spowolnienia pasa bieżni, gdzie: Acc. – przyspieszenie; Dec. – spowolnienie.

Perturbacje polegały kolejno na przyspieszeniu ruchu lewego pasa bieżni w fazie PSw cyklu chodu (Acc_ToeOff), spowolnieniu ruchu lewego pasa bieżni w fazie PSw (Dec_ToeOff), oraz spowolnieniu ruchu lewego pasa bieżni w fazie IC (Dec_Initial) (Tabela 5). W fazie PSw, zwiększenie lub zmniejszenie prędkości pasa symulowało odpowiednio poślizgnięcie lub potknięcie, natomiast spowolnienie w fazie IC naśladowało poślizgnięcie.

Tabela 5: Nazwa próby, metoda wywołania perturbacji oraz faza cyklu chodu, w której była obecna perturbacja.

Nazwa próby	Sposób wywołania perturbacji	Faza chodu	Przedział procentowy cyklu chodu
Acc_ToeOff	przyspieszanie	Pre-Swing (PSw)	(50 – 60)%
Dec_ToeOff	spowolnienie	Pre-Swing (PSw)	(50 – 60)%
Dec_Initial		Initial Contact (IC)	(0 – 2)%

Wielkość każdej perturbacji wynosiła pięć w skali od 1 do 5. Oznaczało to zmianę prędkości pasa bieżni o około $0.5 \sim 0.6$ m/s. Zatem, podczas perturbacji Acc_ToeOff prędkość lewego pasa bieżni wynosiła $1.7 \sim 1.8$ m/s (Rycina 5 B). Z kolei podczas perturbacji Dec_ToeOff i Dec_Initial prędkość lewego pasa bieżni spadała do $0.5 \sim 0.6$ m/s (Rycina 5 D). Te ustawienia były zbliżone do tych zaproponowanych przez (Sloot et al., 2015). Czas trwania perturbacji wynosił około 0.82 s, a jej przebieg przypominał kształtem trójkąt równoramienny, ponieważ fazy przyspieszania i spowalniania były porównywalnej długości. Zastosowanie wyższych wartości perturbacji wywoływało silniejsze reakcje posturalne (Aprigliano et al., 2015), co ułatwiało ich identyfikację oraz obserwację. Pomiędzy poszczególnymi próbami wprowadzano pięciominutowe przerwy, które były niezbędne do zapisania zebranych danych i przygotowania kolejnej próby. W trakcie tych przerw uczestnicy pozostawali na bieżni.

Do indukowania wyżej opisanych perturbacji wykorzystano oprogramowanie D-Flow 3.26 oraz następujące moduły: 1) Stop-watch – moduł ten wyświetla stoper i umożliwia przesyłanie sygnału wyjściowego w postaci wartości czasowej; 2) Event – moduł ten przekazuje informacje o „zdarzeniu” do wszystkich innych modułów w momencie zmiany stanu. Stan ten przybiera wartości „prawda” lub „fałsz”, a zmiana polega na przejściu między tymi wartościami. W badaniu „zdarzeniem” było zidentyfikowanie odpowiedniego okna procentowego cyklu chodu (Tabela 5), w którym miały zostać wywołane perturbacje. Pozwalało to na powtarzalne wyzwalanie perturbacji w określonej fazie cyklu chodu, niezależnie od tempa kroków uczestnika.

3.4 Proces przygotowania danych do analizy

Proces przygotowania danych zebranych w systemie GRAIL do dalszej analizy przebiegał w trzech etapach: 1) przetwarzanie danych śledzenia ruchu z systemu GRAIL za pomocą oprogramowania MatLab 2021a (MathWorks, Natick, MA, USA) oraz zmodyfikowanych skryptów opartych na pracy Feldhege et al. (2021); 2) obliczanie sił generowanych przez poszczególne mięśnie kończyn dolnych za pomocą oprogramowania OpenSim 4.4 (Delp et al., 2007); 3) przygotowanie danych do analizy statystycznej, ponownie przy użyciu MatLab 2021a.

3.4.1 Przetwarzanie danych z systemu GRAIL w oprogramowaniu MatLab

System GRAIL oferuje zaawansowane i dobrze znormalizowane środowisko wirtualnej rzeczywistości, które idealnie nadaje się zarówno do treningu, jak i do analizy chodu. Mimo dużej mocy obliczeniowej i rozbudowanego oprogramowania, przetwarzanie danych generowanych przez system GRAIL stanowi wyzwanie. Wynika to z konieczności korzystania z różnych pakietów obliczeniowych, co prowadzi do powstawania ogromnych ilości danych, przechowywanych w różnych formatach plików i próbkowanych z różnymi częstotliwościami.

W początkowym etapie kluczowym elementem było zidentyfikowanie momentów wystąpienia perturbacji oraz możliwość odczytu plików *.mox generowanych przez system GRAIL. Z uwagi na fakt, że chód badanych charakteryzował się zmiennością osobniczą, oprogramowanie D-Flow dostosowywało moment wywołania perturbacji do odpowiedniej fazy cyklu chodu, jednocześnie zapewniając, że perturbacje będą występowały w 30, 40, 50, 60 i 70 sekundzie próby. Celem było wywoływanie perturbacji w określonej fazie cyklu chodu, a nie w dokładnym momencie czasowym, co oznaczało, że perturbacja mogła wystąpić np. w 30.034 sekundzie. W związku z tym okno czasowe każdej perturbacji było ręcznie określane poprzez trzy analizy. Pierwsza polegała na analizie wykresów zmian prędkości bieżni (Rycina 5 A i C), gdzie momenty perturbacji były wyraźnie widoczne jako gwałtowne wzrosty lub spadki prędkości. Drugim etapem była weryfikacja występowania wcześniej określonych momentów perturbacji na nagraniach wideo. Trzeci etap stanowiło określenie w z wykorzystaniem oprogramowania OpenSim początku cyklu chodu na podstawie wystąpienia sił reakcji podłoża pod daną kończyną. Proces ten pozwolił na dokładne określenie cykli chodu, w których wystąpiła perturbacja, oraz następujących po nich *recovery step*. Na tej podstawie określono ramy czasowe dla analizy parametrów czasowo-przestrzennych (czas trwania cyklu chodu, czas trwania fazy podporu i przenoszenia, czas trwania fazy podwójnego podparcia, długość cyklu chodu, szerokość kroku, kadencja, procentowy udział faz podporu i przenoszenia), kinematycznych (kątowe ustawienie stawów biodrowych, kolanowych i skokowo-goleniowych w płaszczyźnie strzałkowej) oraz kinetycznych (siły reakcji podłoża, momenty sił mięśniowych generowanych w stawach biodrowych, kolanowych i skokowo-

goleniowych) podczas cykli chodu zawierającego perturbacje oraz cykli chodu bez perturbacji.

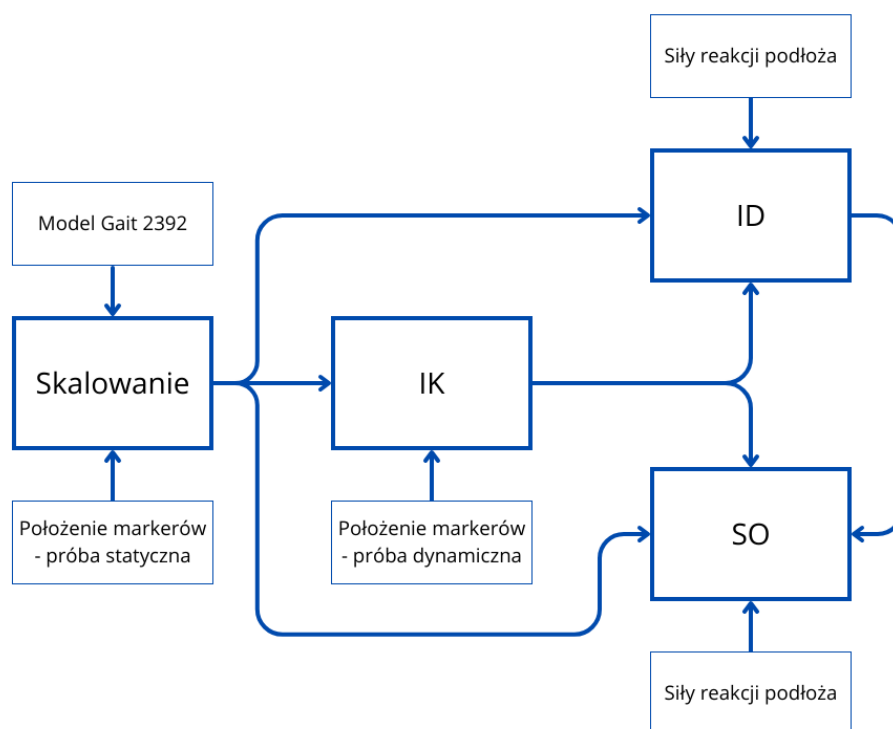
Następnie w programie MatLab dane zostały podzielone na poszczególne cykle chodu, osobno dla lewej i prawej kończyny dolnej. Feldhege et al. (2021) opracowali zestaw narzędzi i skryptów w środowisku MatLab, które umożliwiają odczyt, ponowne próbkowanie, filtrowanie i synchronizację danych zarejestrowanych przez GRAIL. Narzędzia te zawierają algorytmy pozwalające na wykrycie momentu kontaktu stopy z podłożem i jej oderwania, co umożliwia podział i normalizację danych na cykle chodu. Dla każdego cyklu wyznaczono parametry czasowo-przestrzenne, kinematyczne oraz kinetyczne. Na podstawie wcześniej zdefiniowanych przedziałów czasowych zidentyfikowano cykl chodu, w którym wystąpiła perturbacja, oraz cykl obejmujący *recovery step*. Aby ustalić parametry chodu swobodnego (w warunkach bez perturbacji), dla każdej osoby wyznaczono cykl chodu będący dziesiątym przed pierwszą perturbacją. Mając numery cykli związanych zarówno z perturbacjami, jak i chodem swobodnym, wyodrębniono odpowiednie wartości parametrów czasowo-przestrzennych, kinematycznych i kinetycznych dla dalszej analizy.

3.4.2 Oprogramowanie OpenSim – wyznaczanie sił poszczególnych mięśni

OpenSim to zaawansowane, otwarte oprogramowanie przeznaczone do modelowania, symulacji i analizy ruchu ludzkiego ciała. Jego celem jest wsparcie naukowców, inżynierów i lekarzy w lepszym zrozumieniu mechaniki ruchu oraz funkcji układu mięśniowo-szkieletowego. OpenSim umożliwia tworzenie szczegółowych modeli anatomicznych, obejmujących kości, stawy, mięśnie i inne elementy, a także modyfikację istniejących modeli lub budowanie nowych, dostosowanych do specyficznych celów badawczych. Program pozwala symulować ruchy ciała na podstawie danych kinematycznych i kinetycznych oraz obliczać siły generowane przez poszczególne mięśnie a także momenty sił mięśniowych działające na stawy podczas ruchu. OpenSim posiada graficzny interfejs użytkownika (ang. *Graphical User Interface*, GUI) do wizualizacji modeli oraz generowania i analizowania symulacji (Hicks, 2011).

3.4.2.1 Etapy analizy danych

Dla każdego uczestnika badania w programie OpenSim dokonano czteroetapowej analizy reakcji na poszczególne rodzaje perturbacji. Analiza polegała, kolejno, na skalowaniu modelu, odwrotnej kinematyce (IK), odwrotnej dynamice (ID) oraz optymalizacji statycznej (SO) zgodnie ze schematem przedstawionym na Rycinie 6. Przeprowadzenie analiz w programie OpenSim wymaga zapisania danych wejściowych w trzech formatach plików: *.trc, *.mot oraz *.xml,. Szczegółowe opisy tych plików znajdują się, kolejno, w podrozdziałach 3.4.2.2.3, 0 i 3.4.2.3. Do ich przygotowania wykorzystano oprogramowanie MatLab 2021a oraz autorskie skrypty. Dodatkowo, przed rozpoczęciem analiz dokonano modyfikacji używanego modelu biomechanicznego, co szczegółowo opisano w podrozdziale 3.4.2.2.1. Następnie przeprowadzono serie analiz przy użyciu narzędzi dostępnych w programie OpenSim, których działanie omówiono w podrozdziałach 3.4.2.3 - 3.4.2.3.4. Narzędzie statycznej optymalizacji wykorzystano dwukrotnie w stosunku do każdego badanego. Pierwsza analiza dotyczyła kroku, w którym wywołano perturbację, natomiast druga – *recovery step*. Z wyników statycznej optymalizacji do dalszych analiz wykorzystano jedynie informacje dotyczące wartości sił mięśniowych.



Rycina 6: Schemat etapów analizy danych w programie OpenSim. Ramki z grubym obramowaniem przedstawiają narzędzia wykorzystane w programie OpenSim, natomiast ramki z cienkim obramowaniem reprezentują używane pliki wejściowe. Strzałki wskazują przepływ danych między plikami a poszczególnymi narzędziami. IK – odwrotna kinematyka, ID – odwrotna dynamika, SO – optymalizacja statyczna.

3.4.2.2 Dane wejściowe

Oprogramowanie OpenSim pozwala na przeprowadzanie zaawansowanych analiz układu mięśniowo-szkieletowego człowieka. Jednak, aby było to możliwe, wymagane jest dostarczenie odpowiednich danych wejściowych. W tym rozdziale omówiono rodzaje plików i dane niezbędne do wykonywania analiz w tym środowisku.

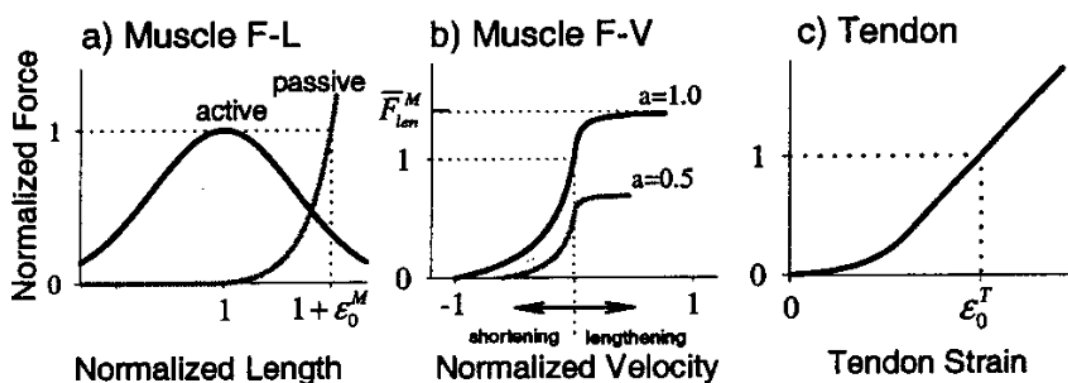
3.4.2.2.1 Model ciała człowieka

Podstawą każdej analizy w programie OpenSim jest model układu mięśniowo-szkieletowego, zapisywany w formacie *.osim. Modele te zawierają szczegółowe informacje o segmentach ciała, połączeniach stawowych, a także o mięśniach i ich przebiegach w układzie anatomicznym. Oprogramowanie OpenSim oferuje kilka gotowych modeli układu mięśniowo-szkieletowego. Jednym z nich jest wykorzystany w niniejszym badaniu model Gait2392. Nazwa Gait2392 odnosi się do modelu

zoptymalizowanego po kątem symulacji i analizy chodu człowieka. Liczba 2392 oznacza, że model ma 23 stopnie swobody (ang. *degrees of freedom*, DOF) oraz 92 siłowniki mięśniowo-ścięgniste (ang. *musculotendon actuators*), które reprezentują 76 mięśni obsługujących kończyny dolne i tułów (Hicks, 2018g; Kwong & Hicks, 2024a). Model Gait2392 został opracowany przez Darryla Thelena (Uniwersytet Wisconsin-Madison) oraz Ajaya Setha, Franka C. Andersona i Scotta L. Delpa (Uniwersytet Stanford). Został stworzony na podstawie wcześniejszych modeli biomechanicznych, takich jak model kończyny dolnej opracowany przez Delp et al. (1990) oraz model tułowia i kręgosłupa autorstwa Anderson i Pandy (1999) (Kwong, 2024). W modelu Gait2392 każdy mięsień jest symulowany jako siłownik mięśniowo-ścięgnisty, który generuje siłę w zależności od geometrii odpowiadającego mu mięśnia oraz aktualnej pozycji stawu. W oprogramowaniu OpenSim mięśnie są modelowane na podstawie pracy Thelen (2003) w oparciu o krzywą Hilla. Z uwagi na fakt, że zdolność mięśnia do generowania siły nie jest liniowa (Rycina 7), w modelu uwzględniana jest:

- optymalna długość włókien mięśniowych, czyli długość, przy której mięsień generuje maksymalną siłę,
- kąt pierzastości, czyli kąt zawarty pomiędzy kierunkiem przebiegu włókien mięśniowych, a kierunkiem siły działania siły mięśniowej,
- spoczynkowa długość ścięgna.

Na modelu przebieg danego mięśnia jest reprezentowany przez odcinki łączące punkty przyczepu mięśnia do kości. W przypadkach, gdy mięsień owija się wokół kości lub przechodzi przez inne struktury, wprowadzane są dodatkowe punkty (ang. *wrapping points*), aby realistycznie odwzorować ruch i siły generowane przez mięśnie (Hicks, 2018g; Kwong & Hicks, 2024b).



Rycina 7: Zdolność mięśnia do generowania siły w zależności od (a) stopnia jego rozciągnięcia, (b) szybkości skurczu mięśnia i (c) stopnia rozciągnięcia ścięgna (Thelen, 2003).

Modelowanie stawów w programie OpenSim ma na celu odwzorowaniu ich zakresu ruchu oraz biomechanicznych właściwości w sposób zgodny z anatomią. Stawy są definiowane jako różne typy połączeń, w zależności od ich właściwości. Staw biodrowy modelowany jest jako staw kulisty z trzema stopniami swobody, co odpowiada rzeczywistym ruchom: zgięcia i wyprostu, odwodzenia i przywodzenia oraz rotacji wewnętrznej i zewnętrznej. Staw kolanowy uproszczono do modelu zawiasowego – z jednym stopniem swobody umożliwiającym jedynie ruch zgięcia i wyprostu. Natomiast staw skokowo-goleniowy odwzorowany jest jako staw obrotowy. Kręgosłup jest modelowany jako zestaw złożonych stawów (Hicks, 2018g; Kwong & Hicks, 2024b). Dodatkowo, każdy staw w modelu posiada określone osie rotacji, które są zdefiniowane względem lokalnych układów współrzędnych kości tworzących dany staw (Kwong & Hicks, 2024a, 2024b).

OpenSim umożliwia modelowanie dynamicznych właściwości stawów, uwzględniając momenty bezwładności każdego segmentu ciała, co wpływa na dynamikę modelu w trakcie symulacji. Parametry inercyjne wykorzystywane do tego celu obejmują masy poszczególnych segmentów, położenie ich środków masy oraz momenty bezwładności. W modelu Gait2392 parametry te zostały zaadaptowane na podstawie danych antropometrycznych z badań (Anderson & Pandy, 1999). Na potrzeby modelu dane te przeskalowano przez jego autorów z użyciem współczynnika 1.05626. Parametry antropometryczne wykorzystywane w analizach w OpenSim zestawiono w Tabela 6.

Tabela 6: Parametry inercyjne segmentów ciała wykorzystane w modelu Gait2392, gdzie: AP – oś przednio-tylna w układzie odniesienia, PD – oś pionowa w układzie odniesienia, ML – oś boczno-przysrodkowa w układzie odniesienia (Kwong, 2024).

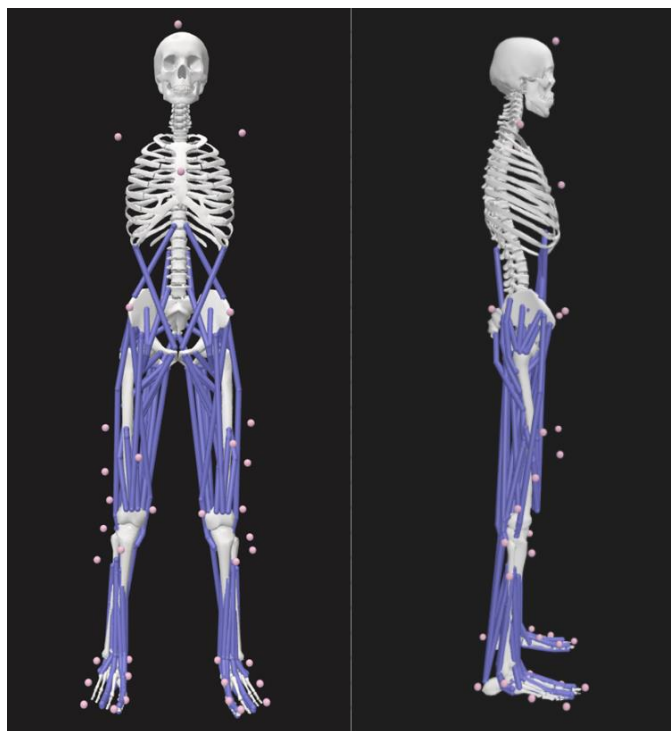
Część ciała	Masa [kg]	Moment bezwładności [kg*m ²]		
		AP	PD	ML
Tułów	34.2366	1.4745	0.7555	1.4314
Miednica	11.777	0.1028	0.0871	0.0579
Prawa / Lewa kość udowa	9.3014	0.1339	0.0351	0.1412
Prawa / Lewa piszczelowa	3.7075	0.0504	0.0051	0.0511
Prawa / Lewa rzepka	0.0862	0.00000287	0.00001311	0.00001311
Prawa / Lewa kość skokowa	0.1000	0.0010	0.0010	0.0010
Prawa / Lewa kość piętowa	1.250	0.0014	0.0039	0.0041
Prawy / Lewy paluch	0.2166	0.0001	0.0002	0.0010

W modelu Gait2392 geometria kości została opracowana na podstawie danych anatomicznych. W procesie modelowania na powierzchni rzeczywistych kości wygenerowano siatki wielokątów, a następnie przeprowadzono skanowanie, aby uzyskać współrzędne wierzchołków tych figur geometrycznych. Dzięki temu możliwe było precyzyjne odwzorowanie powierzchni kości, co pozwala na realistyczne odtworzenie ich interakcji z mięśniami i stawami podczas symulacji ruchu (Kwong, 2024). Każda z kości jest przypisana do lokalnego układu współrzędnych, zdefiniowanego przez punkty referencyjne na powierzchni danej kości. W przypadku miednicy układ ten znajduje się w połowie odległości między kolcami biodrowymi przednimi górnymi. Dla kości udowej układ współrzędnych ustalono w środku głowy kości udowej, a dla piszczeli – w połowie odległości między nadkłykciami kości udowej. Dla rzepki jest to jej wierzchołek, dla kości skokowej – środek odległości między kostkami bocznymi, dla kości piętowej – najbardziej wewnętrzny, boczny punkt tylnej powierzchni kości piętowej, a dla palców stopy – podstawa II kości śródstopia (Kwong, 2024).

3.4.2.2.2 Rozmieszczenie markerów

Markery pełnią kluczową rolę w analizie biomechanicznej, umożliwiając zarówno dopasowanie wirtualnego modelu do rzeczywistych wymiarów osoby badanej, jak i przeprowadzenie analizy kinematyki ruchu. W modelu Gait2392 markery są rozmieszczone w kluczowych punktach anatomicznych po obu stronach ciała, obejmując miednicę, udo, podudzie i stopę. W pierwotnej konfiguracji markery były umieszczone na:

wierzchołku czaszki; środkowej części mostka; lewym i prawym wyrostku barkowym; lewym i prawym kolcu biodrowym przednim górnym; kości krzyżowej; górnej, przedniej i tylnej części obu ud; kłykciach bocznym i przyśrodkowym lewej i prawej kości udowej; górnej, przedniej i tylnej części obu podudzi; kostkach bocznej i przyśrodkowej obu kończyn dolnych; guzach piętowych; grzbietowej i bocznej części obu stóp; oraz bocznej, przyśrodkowej części palucha i jego wierzchołku w obu kończynach dolnych. Schemat rozmieszczenia markerów przedstawiono na Rycinie 8. Jednakże, aby dostosować rozmieszczenie markerów do schematu HBM2 używanego w badaniu (Rycina 4), ich położenie zostało ręcznie zmodyfikowane.



Rycina 8: Schemat oryginalnego rozmieszczenia markerów wirtualnych na modelu Gait2392 w programie OpenSim.

3.4.2.2.3 Dane kinematyczne

Dane kinematyczne są rejestrowane podczas badania z użyciem systemów MoCap, które dla każdej klatki zapisu rejestrują położenie markerów umieszczonych na ciele badanego względem ustalonego układu współrzędnych. Informacje te są zapisywane w tak zwanych plikach trajektorii (ang. *trace files*) o rozszerzeniu *.trc (ang. *Track Row*

Column). Owe pliki zawierają przestrzenne współrzędne markerów w funkcji czasu (Hicks, 2018e). Każdy plik *.trc ma określoną strukturę, której przykład przedstawiono na Rycinie 9. Pierwsze trzy wiersze stanowią nagłówek (ang. *header*), w którym znajdują się kluczowe informacje, takie jak częstotliwość rejestrowania danych (DataRate), częstotliwość zapisu położenia markerów przez system MoCap (CameraRate), liczba klatek w nagraniu (NumFrames), liczba markerów (NumMark), jednostka miary (Units), zwykle określana literą „m” dla metrów, oraz numer klatki początkowej (OrigDataStartFrame).

Kolejne dwa wiersze zawierają nazwy markerów oraz ich współrzędne w trójwymiarowym układzie XYZ, gdzie oś X odpowiada osi AP, oś Y osi PD, a oś Z osi ML. Każdy marker ma przypisane unikalne współrzędne, np. dla pierwszego markera: X1, Y1, Z1; dla drugiego: X2, Y2, Z2 i tak dalej. Od szóstego wiersza zaczyna się zapis rzeczywistych współrzędnych wszystkich markerów dla poszczególnych klatek czasowych (Hicks, 2018e).

FileHomeInsertReferencesSendToDevTools

FileHomeInsertReferencesSendToDevTools

FileHomeInsertReferencesSendToDevTools

FileHomeInsertReferencesSendToDevTools

FileHomeInsertReferencesSendToDevTools

FileHomeInsertReferencesSendToDevTools

FileHomeInsertReferencesSendToDevTools

FileHomeInsertReferencesSendToDevTools

FileHomeInsertReferencesSendToDevTools

FileHomeInsertReferencesSendToDevTools

FileHomeInsertReferencesSendToDevTools

FileHomeInsertReferencesSendToDevTools

FileHomeInsertReferencesSendToDevTools

FileHomeInsertReferencesSendToDevTools

FileHomeInsertReferencesSendToDevTools

FileHomeInsertReferencesSendToDevTools

FileHomeInsertReferencesSendToDevTools

FileHomeInsertReferencesSendToDevTools

FileHomeInsertReferencesSendToDevTools

FileHomeInsertReferencesSendToDevTools

FileHomeInsertReferencesSendToDevTools

FileHomeInsertReferencesSendToDevTools

FileHomeInsertReferencesSendToDevTools

FileHomeInsertReferencesSendToDevTools

FileHomeInsertReferencesSendToDevTools

FileHomeInsertReferencesSendToDevTools

FileHomeInsertReferencesSendToDevTools

FileHomeInsertReferencesSendToDevTools

FileHomeInsertReferencesSendToDevTools

FileHomeInsertReferencesSendToDevTools

FileHomeInsertReferencesSendToDevTools

FileHomeInsertReferencesSendToDevTools

FileHomeInsertReferencesSendToDevTools

FileHomeInsertReferencesSendToDevTools

FileHomeInsertReferencesSendToDevTools

FileHomeInsertReferencesSendToDevTools

FileHomeInsertReferencesSendToDevTools

FileHomeInsertReferencesSendToDevTools

FileHomeInsertReferencesSendToDevTools

FileHomeInsertReferencesSendToDevTools

FileHomeInsertReferencesSendToDevTools

FileHomeInsertReferencesSendToDevTools

FileHomeInsertReferencesSendToDevTools

FileHomeInsertReferencesSendToDevTools

FileHomeInsertReferencesSendToDevTools

FileHomeInsertReferencesSendToDevTools

FileHomeInsertReferencesSendToDevTools

FileHomeInsertReferencesSendToDevTools

FileHomeInsertReferencesSendToDevTools

FileHomeInsertReferencesSendToDevTools

FileHomeInsertReferencesSendToDevTools

FileHomeInsertReferencesSendToDevTools

FileHomeInsertReferencesSendToDevTools

FileHomeInsertReferencesSendToDevTools

FileHomeInsertReferencesSendToDevTools

FileHomeInsertReferencesSendToDevTools

FileHomeInsertReferencesSendToDevTools

FileHomeInsertReferencesSendToDevTools

FileHomeInsertReferencesSendToDevTools

FileHomeInsertReferencesSendToDevTools

FileHomeInsertReferencesSendToDevTools

FileHomeInsertReferencesSendToDevTools

FileHomeInsertReferencesSendToDevTools

FileHomeInsertReferencesSendToDevTools

FileHomeInsertReferencesSendToDevTools

FileHomeInsertReferencesSendToDevTools

FileHomeInsertReferencesSendToDevTools

FileHomeInsertReferencesSendToDevTools

FileHomeInsertReferencesSendToDevTools

FileHomeInsertReferencesSendToDevTools

FileHomeInsertReferencesSendToDevTools

FileHomeInsertReferencesSendToDevTools

FileHomeInsertReferencesSendToDevTools

FileHomeInsertReferencesSendToDevTools

FileHomeInsertReferencesSendToDevTools

FileHomeInsertReferencesSendToDevTools

FileHomeInsertReferencesSendToDevTools

FileHomeInsertReferencesSendToDevTools

FileHomeInsertReferencesSendToDevTools

FileHomeInsertReferencesSendToDevTools

FileHomeInsertReferencesSendToDevTools

FileHomeInsertReferencesSendToDevTools

FileHomeInsertReferencesSendToDevTools

FileHomeInsertReferencesSendToDevTools

FileHomeInsertReferencesSendToDevTools

FileHomeInsertReferencesSendToDevTools

FileHomeInsertReferencesSendToDevTools

FileHomeInsertReferencesSendToDevTools

FileHomeInsertReferencesSendToDevTools

FileHomeInsertReferencesSendToDevTools

FileHomeInsertReferencesSendToDevTools

FileHomeInsertReferencesSendToDevTools

FileHomeInsertReferencesSendToDevTools

FileHomeInsertReferencesSendToDevTools

FileHomeInsertReferencesSendToDevTools

FileHomeInsertReferencesSendToDevTools

FileHomeInsertReferencesSendToDevTools

FileHomeInsertReferencesSendToDevTools

FileHomeInsertReferencesSendToDevTools

FileHomeInsertReferencesSendToDevTools

FileHomeInsertReferencesSendToDevTools

FileHomeInsertReferencesSendToDevTools

FileHomeInsertReferencesSendToDevTools

FileHomeInsertReferencesSendToDevTools

FileHomeInsertReferencesSendToDevTools

FileHomeInsertReferencesSendToDevTools

FileHomeInsertReferencesSendToDevTools

FileHomeInsertReferencesSendToDevTools

FileHomeInsertReferencesSendToDevTools

FileHomeInsertReferencesSendToDevTools

FileHomeInsertReferencesSendToDevTools

FileHomeInsertReferencesSendToDevTools

FileHomeInsertReferencesSendToDevTools

FileHomeInsertReferencesSendToDevTools

FileHomeInsertReferencesSendToDevTools

FileHomeInsertReferencesSendToDevTools

FileHomeInsertReferencesSendToDevTools

FileHomeInsertReferencesSendToDevTools

FileHomeInsertReferencesSendToDevTools

FileHomeInsertReferencesSendToDevTools

FileHomeInsertReferencesSendToDevTools

FileHomeInsertReferencesSendToDevTools

FileHomeInsertReferencesSendToDevTools

FileHomeInsertReferencesSendToDevTools

FileHomeInsertReferencesSendToDevTools

FileHomeInsertReferencesSendToDevTools

FileHomeInsertReferencesSendToDevTools

FileHomeInsertReferencesSendToDevTools

FileHomeInsertReferencesSendToDevTools

FileHomeInsertReferencesSendToDevTools

FileHomeInsertReferencesSendToDevTools

FileHomeInsertReferencesSendToDevTools

FileHomeInsertReferencesSendToDevTools

FileHomeInsertReferencesSendToDevTools

FileHomeInsertReferencesSendToDevTools

FileHomeInsertReferencesSendToDevTools

FileHomeInsertReferencesSendToDevTools

FileHomeInsertReferencesSendToDevTools

FileHomeInsertReferencesSendToDevTools

FileHomeInsertReferencesSendToDevTools

FileHomeInsertReferencesSendToDevTools

FileHomeInsertReferencesSendToDevTools

FileHomeInsertReferencesSendToDevTools

FileHomeInsertReferencesSendToDevTools

FileHomeInsertReferencesSendToDevTools

FileHomeInsertReferencesSendToDevTools

FileHomeInsertReferencesSendToDevTools

FileHomeInsertReferencesSendToDevTools

FileHomeInsertReferencesSendToDevTools

FileHomeInsertReferencesSendToDevTools

FileHomeInsertReferencesSendToDevTools

FileHomeInsertReferencesSendToDevTools

FileHomeInsertReferencesSendToDevTools

FileHomeInsertReferencesSendToDevTools

FileHomeInsertReferencesSendToDevTools

FileHomeInsertReferencesSendToDevTools

FileHomeInsertReferencesSendToDevTools

FileHomeInsertReferencesSendToDevTools

FileHomeInsertReferencesSendToDevTools

FileHomeInsertReferencesSendToDevTools

FileHomeInsertReferencesSendToDevTools

FileHomeInsertReferencesSendToDevTools

FileHomeInsertReferencesSendToDevTools

FileHomeInsertReferencesSendToDevTools

FileHomeInsertReferencesSendToDevTools

FileHomeInsertReferencesSendToDevTools

FileHomeInsertReferencesSendToDevTools

FileHomeInsertReferencesSendToDevTools

FileHomeInsertReferencesSendToDevTools

FileHomeInsertReferencesSendToDevTools

FileHomeInsertReferencesSendToDevTools

FileHomeInsertReferencesSendToDevTools

FileHomeInsertReferencesSendToDevTools

FileHomeInsertReferencesSendToDevTools

FileHomeInsertReferencesSendToDevTools

FileHomeInsertReferencesSendToDevTools

FileHomeInsertReferencesSendToDevTools

FileHomeInsertReferencesSendToDevTools

FileHomeInsertReferencesSendToDevTools

FileHomeInsertReferencesSendToDevTools

FileHomeInsertReferencesSendToDevTools

FileHomeInsertReferencesSendToDevTools

FileHomeInsertReferencesSendToDevTools

FileHomeInsertReferencesSendToDevTools

FileHomeInsertReferencesSendToDevTools

FileHomeInsertReferencesSendToDevTools

FileHomeInsertReferencesSendToDevTools

FileHomeInsertReferencesSendToDevTools

FileHomeInsertReferencesSendToDevTools

FileHomeInsertReferencesSendToDevTools

FileHomeInsertReferencesSendToDevTools

FileHomeInsertReferencesSendToDevTools

FileHomeInsertReferencesSendToDevTools

FileHomeInsertReferencesSendToDevTools

FileHomeInsertReferencesSendToDevTools

FileHomeInsertReferencesSendToDevTools

FileHomeInsertReferencesSendToDevTools

FileHomeInsertReferencesSendToDevTools

FileHomeInsertReferencesSendToDevTools

FileHomeInsertReferencesSendToDevTools

FileHomeInsertReferencesSendToDevTools

FileHomeInsertReferencesSendToDevTools

FileHomeInsertReferencesSendToDevTools

FileHomeInsertReferencesSendToDevTools

FileHomeInsertReferencesSendToDevTools

FileHomeInsertReferencesSendToDevTools

FileHomeInsertReferencesSendToDevTools

FileHomeInsertReferencesSendToDevTools

FileHomeInsertReferencesSendToDevTools

FileHomeInsertReferencesSendToDevTools

FileHomeInsertReferencesSendToDevTools

FileHomeInsertReferencesSendToDevTools

FileHomeInsertReferencesSendToDevTools

FileHomeInsertReferencesSendToDevTools

FileHomeInsertReferencesSendToDevTools

FileHomeInsertReferencesSendToDevTools

FileHomeInsertReferencesSendToDevTools

FileHomeInsertReferencesSendToDevTools

FileHomeInsertReferencesSendToDevTools

FileHomeInsertReferencesSendToDevTools

FileHomeInsertReferencesSendToDevTools

FileHomeInsertReferencesSendToDevTools

FileHomeInsertReferencesSendToDevTools

FileHomeInsertReferencesSendToDevTools

FileHomeInsertReferencesSendToDevTools

FileHomeInsertReferencesSendToDevTools

FileHomeInsertReferencesSendToDevTools

FileHomeInsertReferencesSendToDevTools

FileHomeInsertReferencesSendToDevTools

FileHomeInsertReferencesSendToDevTools

FileHomeInsertReferencesSendToDevTools

FileHomeInsertReferencesSendToDevTools

FileHomeInsertReferencesSendToDevTools

FileHomeInsertReferencesSendToDevTools

FileHomeInsertReferencesSendToDevTools

FileHomeInsertReferencesSendToDevTools

FileHomeInsertReferencesSendToDevTools

FileHomeInsertReferencesSendToDevTools

FileHomeInsertReferencesSendToDevTools

FileHomeInsertReferencesSendToDevTools

FileHomeInsertReferencesSendToDevTools

FileHomeInsertReferencesSendToDevTools

FileHomeInsertReferencesSendToDevTools

FileHomeInsertReferencesSendToDevTools

FileHomeInsertReferencesSendToDevTools

FileHomeInsertReferencesSendToDevTools

FileHomeInsertReferencesSendToDevTools

FileHomeInsertReferencesSendToDevTools

FileHomeInsertReferencesSendToDevTools

FileHomeInsertReferencesSendToDevTools

FileHomeInsertReferencesSendToDevTools

FileHomeInsertReferencesSendToDevTools

FileHomeInsertReferencesSendToDevTools

FileHomeInsertReferencesSendToDevTools

FileHomeInsertReferencesSendToDevTools

FileHomeInsertReferencesSendToDevTools

FileHomeInsertReferencesSendToDevTools

FileHomeInsertReferencesSendToDevTools

FileHomeInsertReferencesSendToDevTools

FileHomeInsertReferencesSendToDevTools

FileHomeInsertReferencesSendToDevTools

FileHomeInsertReferencesSendToDevTools

FileHomeInsertReferencesSendToDevTools

FileHomeInsertReferencesSendToDevTools

FileHomeInsertReferencesSendToDevTools

Rycina 9: Przykładowy plik trajektorii (*.trc). Pierwsze trzy wiersze zawierają nagłówek. Kolejne dwa wiersze to nazwy poszczególnych markerów oraz ich współrzędnych w trójwymiarowym układzie odniesienia. Od wiersza szóstego zapisywane są dane eksperymentalne.

3.4.2.2.4 Dane kinetyczne

Dane kinetyczne, obejmujące wartości sił reakcji podłoża rejestrowane podczas badania oraz wyniki symulacji z programu OpenSim, są zapisywane w formacie *.mot (Hicks, 2019). Przykładowy plik tego typu przedstawiono na Rycinie 10. Każdy plik *.mot składa się z dwóch części: nagłówka oraz sekcji z danymi ruchu. W pierwszym wierszu nagłówka znajduje się nazwa pliku *.mot. W dalszej części podawana jest liczba wierszy przeznaczonych na dane (nRows), a w następnym wierszu liczba kolumn (nColumns), którą poprzedza znak równości (np. nColumns = 19). Nagłówek kończy polecenie *endheader*, po którym zapisane są właściwe dane.

1	A	B	C	D	E	F	G	H	I	J	K	L	M	N	O	P
2	Burdon_10001_grf_mot.mot															
3	version=1															
4	nRows=7673															
5	nColumns=19															
6	inDegrees=yes															
7	endheader															
8	time	ground_force_vx	ground_force_vy	ground_force_vz	ground_force_px	ground_force_py	ground_force_pz	l_ground_force_vx	l_ground_force_vy	l_ground_force_vz	l_ground_force_px	l_ground_force_py	l_ground_force_pz	ground_to	ground_to	ground_to
9	5833.45	-8.08462	326.569	2.21933	0.08047	0	-0.03369	7.87967	338.156	-7.88612	-0.0855	0	-0.00946	11.0005	0.78217	26.278
10	5833.46	-8.11118	326.552	2.16778	0.08058	0	-0.03341	7.94387	337.77	-8.06236	-0.08545	0	-0.00968	10.9111	0.85756	26.314
11	5833.47	-8.04768	326.329	2.2572	0.08064	0	-0.03337	8.12799	337.469	-8.16138	-0.08551	0	-0.00974	10.8898	0.80137	26.3138
12	5833.48	-8.00793	326.12	2.3467	0.08071	0	-0.0332	8.24007	337.081	-8.17612	-0.08548	0	-0.00978	10.828	0.76566	26.3214
13	5833.49	-7.90642	325.963	2.30939	0.08079	0	-0.03309	8.27728	336.794	-8.02992	-0.08539	0	-0.00961	10.7858	0.79426	26.3343
14	5833.5	-7.88761	325.878	2.22367	0.0808	0	-0.0333	8.20106	336.715	-7.91991	-0.08542	0	-0.00967	10.8503	0.74396	26.3303
15	5833.51	-7.84865	325.915	2.12273	0.08078	0	-0.03342	7.93463	336.694	-7.74479	-0.08545	0	-0.0098	10.8906	0.65929	26.3274
16	5833.52	-7.70057	326.046	1.9494	0.0808	0	-0.03336	7.43998	336.73	-7.66702	-0.08542	0	-0.0098	10.8753	0.67874	26.3452
17	5833.53	-7.61421	326.042	1.86434	0.08077	0	-0.03341	7.27098	336.977	-7.61591	-0.08549	0	-0.00967	10.8926	0.69318	26.3335
18	5833.54	-7.5811	326.321	1.90608	0.08076	0	-0.03331	7.31068	337.271	-7.77999	-0.08558	0	-0.00953	10.8695	0.58524	26.3543
19	5833.55	-7.64164	326.457	2.02094	0.08079	0	-0.03331	7.4081	337.61	-8.06844	-0.08553	0	-0.00978	10.8746	0.57136	26.3751
20	5833.56	-7.69445	326.406	1.96209	0.08067	0	-0.03329	7.41677	337.974	-8.36547	-0.08552	0	-0.00984	10.8649	0.66946	26.3321
21	5833.57	-7.66852	326.382	1.9926	0.08061	0	-0.03315	7.39354	338.391	-8.55297	-0.08555	0	-0.00955	10.8192	0.77314	26.3079
22	5833.58	-7.72699	326.462	2.04291	0.08073	0	-0.03281	7.42669	338.847	-8.66528	-0.0856	0	-0.00939	10.7125	0.81668	26.3565
23	5833.59	-7.7826	326.327	2.02767	0.08077	0	-0.03269	7.43732	339.111	-8.66386	-0.0856	0	-0.00951	10.6663	0.78973	26.3588
24	5833.6	-7.85303	326.065	1.97467	0.08071	0	-0.03298	7.48964	339.202	-8.53725	-0.08551	0	-0.00956	10.7534	0.79578	26.3178

Rycina 10: Przykładowy plik ruchu (*.mot) zawierający informacje dotyczące sił reakcji podłoża. Pierwsze sześć wierszy stanowi nagłówek pliku. W siódmym wierszu podawane są nazwy kolejnych kolumn. Od wiersza ósmego zapisywane są dane liczbowe.

Na Rycinie 10 przedstawiono przykładowy zapis danych dotyczących sił reakcji podłoża. Pierwsza kolumna zawiera wartości czasowe, a kolejne kolumny są opisane nagłówkami, gdzie pierwsze trzy – *ground_force_vx*, *ground_force_vy*, *ground_force_vz* – odnoszą się do składowych sił reakcji podłoża w kierunkach X, Y i Z dla prawej kończyny dolnej. Kolejne trzy kolumny, nazwane *ground_force_px*, *ground_force_py*, *ground_force_pz*, wskazują współrzędne punktu przyłożenia sił (CoP, ang. *Center of Pressure*) dla tej kończyny. Analogicznie, kolumny o nazwach *l_ground_force_vx*,

$l_ground_force_vy$, $l_ground_force_vz$ oraz $l_ground_force_px$, $l_ground_force_py$, $l_ground_force_pz$ przedstawiają te same parametry dla lewej kończyny dolnej. Ostatnie sześć kolumn – $ground_torque_x$, $ground_torque_y$, $ground_torque_z$ oraz $l_ground_torque_x$, $l_ground_torque_y$, $l_ground_torque_z$ – zawierają składowe X, Y i Z momentów sił reakcji podłoża, odpowiednio dla prawej i lewej kończyny dolnej (Hicks, 2019).

W przypadku kiedy plik *.mot zawiera wyniki przeprowadzonych symulacji, nazwy kolumn mogą ulec zmianie. Na przykład na Rycinie 11 przedstawiono dane zapisane w formacie *.mot, uzyskane w wyniku analizy zadania kinematyki odwrotnej.

1	A	B	C	D	E	F	G	H	I	J	K	L	M	N	O	P
2	IKResults															
3	version=1															
4	nRows=7673															
5	nColumns=24															
6	inDegrees=yes															
7	Units are S.I. units (second, meters, Newtons, ...)															
8	If the header above contains a line with 'inDegrees', this indicates whether rotational values are in degrees (yes) or radians (no).															
9	endheader															
10	time	pelvis_tilt	pelvis_list	pelvis_rot: pelvis_tx	pelvis_ty	pelvis_tz	hip_flexion	hip_adduction	hip_rotati	knee_angl	ankle_ang	subtalar_a	mtp_angle	hip_flexion	hip_adduct	
11	5833.45	0.71269	-5.45084	88.8806	-0.00754	0.9389	-0.08564	12.5818	2.90617	2.28698	-16.8381	14.2764	3E-08	0	9.33529	1.89456
12	5833.46	0.70468	-5.45333	88.8728	-0.00755	0.9389	-0.08563	12.5902	2.89176	2.2636	-16.8444	14.1912	3E-08	0	9.33828	1.90395
13	5833.47	0.71169	-5.45738	88.8755	-0.00758	0.9389	-0.08564	12.5852	2.90075	2.27989	-16.831	14.2176	2E-08	0	9.34365	1.89801
14	5833.48	0.70665	-5.4601	88.8646	-0.00759	0.9389	-0.08563	12.5954	2.89216	2.27277	-16.8385	14.1837	-6E-08	0	9.34381	1.90332
15	5833.49	0.70751	-5.46404	88.8649	-0.0076	0.93889	-0.08563	12.5949	2.89189	2.26981	-16.8299	14.1856	0	0	9.34773	1.9032
16	5833.5	0.70852	-5.46502	88.8646	-0.00762	0.93889	-0.08564	12.5946	2.89178	2.26989	-16.8301	14.1856	3E-08	0	9.34736	1.90388
17	5833.51	0.70806	-5.46893	88.8582	-0.00762	0.93888	-0.08566	12.5913	2.88949	2.26644	-16.816	14.1824	-2E-08	0	9.35086	1.90474
18	5833.52	0.71317	-5.47945	88.8511	-0.00764	0.93887	-0.08565	12.6004	2.90346	2.31741	-16.8108	14.2628	-3E-08	0	9.36033	1.89827
19	5833.53	0.70413	-5.48352	88.8446	-0.00764	0.93884	-0.08568	12.6058	2.88773	2.28938	-16.8137	14.178	2E-08	0	9.36345	1.90908
20	5833.54	0.70462	-5.4891	88.835	-0.00765	0.93884	-0.0857	12.6093	2.8885	2.29344	-16.8079	14.1777	-4E-08	0	9.36609	1.90942
21	5833.55	0.70427	-5.48943	88.8298	-0.00767	0.93883	-0.08572	12.6074	2.88691	2.29543	-16.8093	14.1771	-1E-08	0	9.3636	1.90977
22	5833.56	0.71154	-5.4936	88.8245	-0.00768	0.93882	-0.08576	12.6043	2.89835	2.32062	-16.7962	14.2166	4E-08	0	9.367	1.90356
23	5833.57	0.70810	-5.4932	88.8141	-0.00760	0.93883	-0.08578	12.6070	2.90147	2.31273	-16.8058	14.1703	4E-08	0	9.36558	1.90775

Rycina 11: Przykładowy plik ruchu (*.mot) zawierający wyniki odwróconej kinematyki. W wierszu jedenastym widoczne są nazwy poszczególnych stawów i wykonywanych ruchów.

Układ oraz zastosowanie plików w formacie *.sto są bardzo zbliżone do tych w formacie *.mot. Istnieją jednak dwie kluczowe różnice między obydwoiema formatami. Po pierwsze, w plikach *.sto odstępy czasowe między danymi nie muszą być jednorodne; po drugie, w formacie *.sto pierwsza kolumna musi zawierać parametry czasowe, podczas, gdy w pliku *.mot mogą być to inne zmienne (Hicks, 2018f). Struktura pliku *.sto jest analogiczna do opisanego wcześniej formatu *.mot. Przykładowy zapis w pliku *.sto wyników analizy odwrotnej dynamiki przeprowadzonej w programie OpenSim został przedstawiony na Rycinie 12.

time	pelvis_tilt	pelvis_list	pelvis_rot	pelvis_tx	pelvis_ty	pelvis_tz	hip_flexion	hip_adduction	hip_rotation	hip_flexion	hip_adduction	hip_rotation	lumbar_extension	lumbar_bend	lumbar_rotation
5833.45	-1.76377	-34.6365	2.79984	0.21363	-17.4978	5.65205	-19.273	17.5006	-4.00036	-12.1204	17.5988	-4.06905	0.23329	1.41047	0.13239
5833.45	-1.78574	-34.6513	2.78074	0.1881	-17.4622	5.70074	-19.2511	17.5092	-4.01685	-12.1741	17.5827	-4.06675	0.25202	1.4018	0.13129
5833.45	-1.8079	-34.6655	2.76256	0.16163	-17.4262	5.74851	-19.2293	17.5181	-4.0328	-12.2271	17.5664	-4.06481	0.27072	1.39315	0.13019
5833.46	-1.8305	-34.6783	2.74657	0.13294	-17.3893	5.79404	-19.2079	17.5273	-4.04747	-12.2783	17.5499	-4.06374	0.28934	1.38456	0.12909
5833.46	-1.85381	-34.6889	2.73405	0.1007	-17.3509	5.83607	-19.1872	17.5373	-4.06012	-12.3265	17.5328	-4.06406	0.30784	1.37607	0.12798
5833.46	-1.8781	-34.6965	2.72629	0.06363	-17.3106	5.8733	-19.1673	17.5482	-4.07	-12.3708	17.515	-4.06627	0.32616	1.36772	0.12688
5833.46	-1.90363	-34.7002	2.72457	0.02041	-17.2677	5.90447	-19.1486	17.5604	-4.07637	-12.4101	17.4964	-4.07088	0.34429	1.35953	0.12578
5833.46	-1.93066	-34.6994	2.73014	-0.03026	-17.2218	5.92834	-19.1313	17.5741	-4.07848	-12.4432	17.4767	-4.07841	0.36218	1.35154	0.12468
5833.46	-1.95921	-34.6935	2.74315	-0.08839	-17.1724	5.94448	-19.1153	17.5893	-4.07616	-12.4701	17.4558	-4.08879	0.37981	1.34379	0.12358
5833.47	-1.98894	-34.683	2.76176	-0.15182	-17.1196	5.95386	-19.0996	17.6056	-4.0702	-12.4918	17.4341	-4.101	0.39716	1.33631	0.12249
5833.47	-2.01944	-34.6684	2.78396	-0.21818	-17.0632	5.95756	-19.0833	17.6224	-4.06147	-12.5096	17.4118	-4.11394	0.41421	1.32914	0.1214
5833.47	-2.05032	-34.6501	2.80773	-0.2851	-17.0033	5.95669	-19.0657	17.6392	-4.05086	-12.5247	17.3892	-4.12649	0.43093	1.32229	0.12032
5833.47	-2.08116	-34.6286	2.83105	-0.35022	-16.9398	5.95235	-19.0458	17.6555	-4.03924	-12.5385	17.3666	-4.13755	0.44732	1.31581	0.11926
5833.47	-2.11158	-34.6044	2.8519	-0.41117	-16.8727	5.94565	-19.0226	17.6709	-4.02751	-12.5523	17.3441	-4.146	0.46334	1.30971	0.1182
5833.47	-2.14124	-34.5779	2.86839	-0.46584	-16.8019	5.93757	-18.9955	17.6849	-4.01649	-12.567	17.3222	-4.15083	0.47897	1.30403	0.11715
5833.47	-2.17062	-34.5486	2.8893	-0.51433	-16.7282	5.92829	-18.9649	17.6979	-4.00671	-12.5817	17.3006	-4.15181	0.49419	1.29879	0.11611

Rycina 12: Przykładowy plik ruchu (*.sto) zawierający wyniki odwrotnej dynamiki.

3.4.2.3 Narzędzia analizy danych w programie OpenSim

W oprogramowaniu OpenSim dostępnych jest kilka narzędzi służących do analizowania danych. Są to między innymi opisane w dalszej części tego podrozdziału narzędzie do skalowania modelu, narzędzie odwrotnej kinematyki (IK) oraz odwrotnej dynamiki (ID), a także narzędzie optymalizacji statycznej (SO) (Kwong & Hicks, 2024b). Do wprowadzenia odpowiednich ustawień każdego z nich program OpenSim wykorzystuje pliki konfiguracyjne w formacie *.xml. Zawierają one zestaw informacji i komend wykorzystywanych do określenia i ustawienia poszczególnych parametrów każdego z narzędzi analitycznych.

3.4.2.3.1 Skalowanie modelu

Skalowanie modelu w programie OpenSim polega na dostosowaniu wejściowego modelu (w tym przypadku modelu Gait2392) do wymiarów i parametrów konkretnej osoby badanej. Dzięki temu możliwe jest uwzględnienie indywidualnych cech antropometrycznych danej osoby w środowisku wirtualnym, co pozwala na uzyskanie precyzyjnych wyników w analizach kinematycznych i dynamicznych. Proces ten składa się z kilku kluczowych etapów.

Pierwszym krokiem jest modyfikacja rozmiarów segmentów ciała w modelu (np. długości kości) tak, aby odpowiadały one rzeczywistym wymiarom badanego. W tym celu

wykorzystywane są dane dotyczące położenia markerów umieszczonych na ciele osoby badanej. Markery te są przypisane do określonych punktów anatomicznych zarówno w modelu, jak i na ciele badanego, co pozwala na porównanie odległości między nimi oraz skalowanie poszczególnych segmentów modelu zgodnie z rzeczywistymi wymiarami (Hicks, 2020).

Skalowanie nie ogranicza się tylko do wymiarów geometrycznych, ale obejmuje również parametry, takie jak masa i momenty bezwładności segmentów ciała. Parametry te są skalowane proporcjonalnie do rzeczywistych wymiarów badanego, co umożliwia realistyczne odwzorowanie sił i momentów działających w stawach podczas symulacji. Dodatkowo, dostosowywane są także parametry mięśni, takie jak optymalna długość włókien mięśniowych i luz ścięgnisty (ang. *tendon slack length*). Ponadto, długości włókien mięśniowych w modelu muszą być odpowiednio przeskalowane, aby odzwierciedlały długości mięśni badanego (Hicks, 2020).

Skalowanie może być realizowane na dwa sposoby. Pierwsza z metod, wykorzystana w niniejszym badaniu, polega na zastosowaniu narzędzia skalowania, które automatycznie dostosowuje segmenty modelu na podstawie porównania odległości między markerami eksperymentalnymi a markerami wirtualnymi modelu. Drugą metodą jest skalowanie manualne, które jest stosowane w sytuacjach, gdy dane z markerów nie są dostępne, lub gdy konieczne jest dopasowanie modelu na podstawie innych źródeł, takich jak obrazowanie medyczne. W takich przypadkach użytkownik ma możliwość ręcznego wprowadzenia wartości skali (Hicks, 2020).

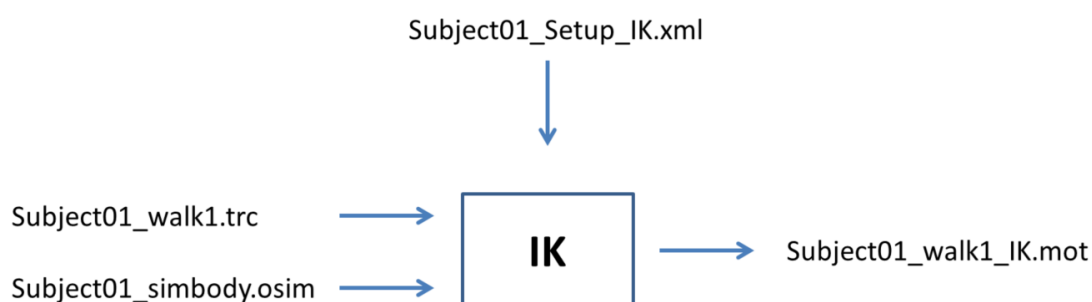
Stopień zgodności położenia markera wirtualnego z położeniem markera eksperymentalnego zależy od wagi danego markera. Im wyższa wartość tej wagi, tym większy nacisk algorytm kładzie na wierne odwzorowanie położenia markera (Hicks, 2020).

3.4.2.3.2 Odwrotna kinematyka

Celem zadania odwrotnego kinematyki (ang. *Inverse Kinematics*, IK) jest wyznaczenie kątów w stawach, na bazie położenia markerów umieszczonych na ciele (Hicks, 2018a). W tym procesie oprogramowanie OpenSim wykorzystuje metodę optymalizacji najmniejszych kwadratów, dzięki której obliczany jest zestaw kątów

stawowych minimalizujących różnicę między rzeczywistymi a wirtualnymi pozycjami markerów. Błąd ten określa się jako odległość między położeniami markerów eksperymentalnych a wirtualnych, a funkcja optymalizacyjna bazuje na sumie kwadratów tych odległości. Dodatkowo, każdemu markerowi przypisuje się odpowiednią wagę, co pozwala uwzględnić ich znaczenie lub dokładność w opisywanym procesie (Hicks, 2018c; Kwong & Hicks, 2024b).

Do zadania odwrotnej kinematyki potrzebne są dwa typy danych: (1) trajektorie markerów eksperymentalnych, zarejestrowane przez systemy MoCap i zapisane w plikach *.trc, oraz (2) model ciała człowieka np. Gait2392. Przeskalowany model, zapisany w formacie *.osim, zawiera wirtualne markery umieszczone w odpowiednich punktach anatomicznych. Dodatkowo wymagane są pliki konfiguracyjne w formacie *.xml. Wyniki odwrotnej kinematyki – zestaw kątów stawowych dla każdego momentu czasowego – są zapisywane w formacie *.mot (Hicks, 2018a). Schemat wejściowych i wyjściowych plików używanych w procesie odwrotnej kinematyki przedstawiono na Rycinie 13.



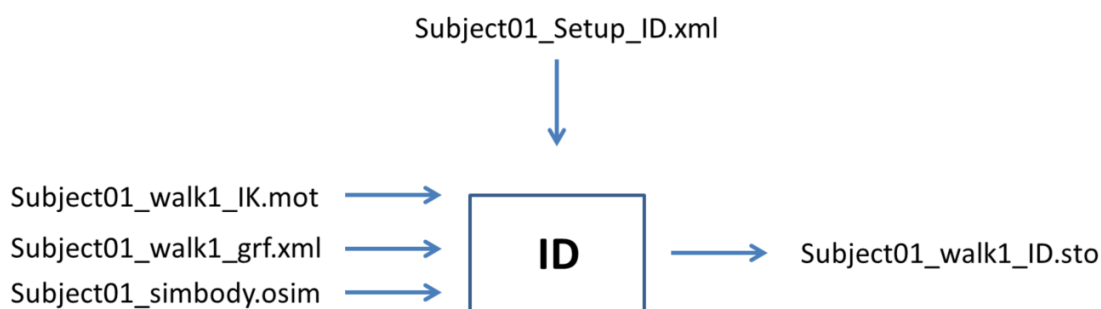
Rycina 13: Wejściowe i wyjściowe dane narzędzia odwrotnej kinematyki. Dane eksperymentalne (trajektorie markerów) są zapisane w formacie *.trc (*Subject01_walk1.trc*). Przeskalowany model jest zapisany w formacie *.osim (*Subject01_simbody.osim*). Pliki konfiguracyjne są zapisane w formacie *.xml (*Subject01_Setup_IK.xml*). Wynik analizy jest zapisywany w formacie *.mot (*Subject01_walk1_IK.mot*) (Hicks, 2018a).

3.4.2.3.3 Odwrotna dynamika

Celem zadania odwrotnej dynamiki (ang. *Inverse Dynamics*, ID) jest obliczenie sił i momentów sił działających w stawach na podstawie parametrów kinematycznych i sił reakcji podłoża zarejestrowanych przez platformy dynamometryczne (Hicks, 2024). Odwrotna dynamika opiera się drugiej zasadzie dynamiki Newtona, która opisuje

zależność między siłami a przyspieszeniem segmentów ciała, oraz równaniu momentów sił każdego segmentu ciała (Kwong & Hicks, 2024b).

Do przeprowadzenia zadania odwrotnej dynamiki w programie OpenSim niezbędne są: (1) dane kinematyczne, pochodzące z analizy kinematycznej lub, jak w niniejszym badaniu, wyniki odwrotnej kinematyki zapisane w plikach *.mot, które dostarczają informacji o pozycjach, prędkościach i przyspieszeniach segmentów ciała; (2) dane o wartościach sił reakcji podłoża, zarejestrowane za pomocą platform dynamometrycznych i zapisane w formacie *.xml; (3) przeskalowany model w formacie *.osim. Dodatkowo wymagane są odpowiednie pliki konfiguracyjne zapisane w formacie *.xml. Wynikiem zadania odwrotnej dynamiki są wartości sił i momentów sił działających w poszczególnych stawach ciała dla każdej klatki zarejestrowanego ruchu, a zapis końcowy przechowywany jest w plikach *.sto (Hicks, 2024). Schemat plików wejściowych i wyjściowych wykorzystywanych w narzędziu odwrotnej dynamiki przedstawiono na Rycinie 14.



Rycina 14: Wejściowe i wyjściowe dane narzędzia odwrotnej dynamiki. Dane pochodzące z zadania odwrotnej kinematyki zapisane w formacie *.mot (*Subject01_walk1_IK.mot*). Dane zawierające wartości sił reakcji podłoża zapisane w formacie *.xml (*Subject01_walk1_grf.xml*). Przeskalowany model zapisany w formacie *.osim (*Subject01_simbody.osim*). Pliki konfiguracyjne zapisane w formacie *.xml (*Subject01_Setup_ID.xml*). Wynik analizy zapisany w formacie *.sto (*Subject01_walk1_ID.sto*) (Hicks, 2024).

3.4.2.3.4 Optymalizacja statyczna

Celem Statycznej Optymalizacji (ang. *Static Optimization*, SO) jest oszacowanie sił generowanych przez poszczególne mięśnie podczas ruchu na podstawie danych kinematycznych i kinetycznych. Optymalizacja statyczna polega na znalezieniu rozkładu sił mięśniowych, które równoważą momenty stawowe obliczone podczas zadania

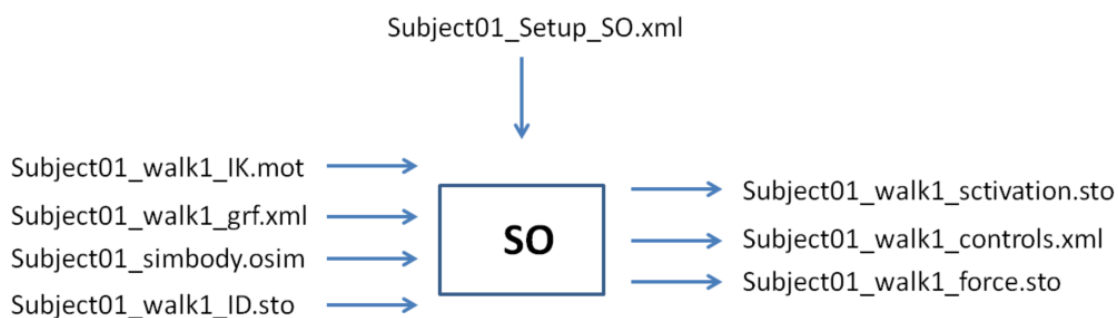
odwrotnego dynamiki. W odróżnieniu od bardziej złożonej optymalizacji dynamicznej, która rozważa zmieniające się w czasie siły, optymalizacja statyczna zakłada, że siły mięśniowe są obliczane dla każdego momentu czasowego osobno, co znacznie upraszcza i przyspiesza obliczenia. Optymalizacja statyczna stosowana w OpenSim zazwyczaj opiera się na minimalizacji pewnej funkcji celu, która może obejmować sumę kwadratów sił mięśniowych lub sumę kwadratów pobudzeń mięśniowych. Aby uzyskane wyniki analizy SO były prawidłowe wymagane jest wprowadzenie kilku ograniczeń.

1. Ograniczenia równowagi oznaczają, że momenty generowane przez wszystkie siły mięśniowe muszą równoważyć momenty sił mięśniowych obliczone z wykorzystaniem odwrotnej dynamiki.
2. Ograniczenie siłowe oznacza, że siła każdego mięśnia nie może przekraczać jego maksymalnej siły izometrycznej (czyli siły, jaką mięsień może wygenerować przy danej długości i aktywności), co zapobiega uzyskiwaniu niefizjologicznych wartości.
3. Ograniczenie nieujemności zakłada, że siły mięśniowe muszą być dodatnie, ponieważ mięśnie nie są w stanie aktywnie zwiększać swojej długości (Hicks, 2018d).

Optymalizacja statyczna ma pewne ograniczenia. Jednym z nich jest brak zależności czasowej. Narzędzie optymalizacji statycznej ignoruje zmiany w siłach mięśniowych w czasie, przez co nie odzwierciedla ich dynamicznych właściwości, takich jak zmienność podczas przyspieszania i hamowania. Co więcej, należy pamiętać, że metoda ta zakłada pewne uproszczenia. Mianowicie, dla każdego momentu czasowego narzędzie SO dąży, by siły mięśniowe równoważyły momenty stawowe. Nie są jednak uwzględniane zależności wynikające z dynamiki mięśniowej, co może prowadzić do błędów w analizie szybko zmieniających się ruchów (Hicks et al., 2015).

Do przeprowadzenia zadania statycznej optymalizacji potrzebne są następujące pliki wejściowe: (1) Dane kinematyczne, czyli wyniki kinematyki odwrotnej (pliki *.mot); (2) Dane na temat wartości sił reakcji podłoża w formacie *.xml; (3) Przeskalowany model zapisany w formacie *.osim; (4) Pliki konfiguracyjne dla narzędzia statycznej optymalizacji zapisane w formacie *.xml; (5) Wyniki kinetyki odwrotnej (pliki *.sto).

Wyniki optymalizacji statycznej są zapisywane w trzech plikach. Dwa z nich zawierają dane dotyczące aktywacji mięśni (na Rycinie 15 są to pliki *Subject01_walk1_sctivation.sto* oraz *Subject01_walk1_controls.xml*). Pozostały plik (na Rycinie 15 oznaczony jako *Subject01_walk1_force.sto*) zawiera dane dotyczące sił generowanych przez poszczególne mięśnie (Hicks, 2018b).



Rycina 15: Wejściowe i wyjściowe dane zadania statycznej optymalizacji. Wyniki odwrotnej kinematyki zapisane w formacie *.mot (*Subject01_walk1_IK.mot*). Dane dotyczące wartości sił reakcji podłoża zapisane w formacie *.xml (*Subject01_walk1_grf.xml*). Przeskalowany model zapisany w formacie *.osim (*Subject01_simbody.osim*). Wyniki ID w formacie *.sto (*Subject01_walk1_ID.sto*). Pliki konfiguracyjne dla zadania statycznej optymalizacji zapisane w formacie *.xml (*Subject01_Setup_SO.xml*). Wyniki analizy są zapisywane w formacie *.sto (aktywacja mięśni: *Subject01_walk1_sctivation.sto*; wartości sił mięśniowych generowanych przez każdy mięsień: *Subject01_walk1_force.sto*). Historia aktywacji mięśni przechowywana jest w plikach w formacie *.xml (*Subject01_walk1_controls.xml*) (Hicks, 2018b).

3.5 Analiza statystyczna

Analiza statystyczna zakłada wykonanie porównań parametrów czasowo-przestrzennych, kinematycznych, kinetycznych oraz szczytowych wartości sił mięśniowych pomiędzy kończyną poddawaną perturbacjom a chodem swobodnym oraz pomiędzy kończyną wykonującą *recovery step* a chodem swobodnym. Do porównań parametrów czasowo-przestrzennych oraz wartości sił mięśniowych wykorzystano test Wilcoxon. Decyzja o rodzaju wykorzystanego testu statystycznego została podjęta w oparciu o oprogramowanie G*Power (Erdfelder et al., 2009; Faul et al., 2007).

Zdecydowano się wykorzystać test Wilcoxon ze względu na wysoką moc testu (0.9569) przy ograniczonej liczebności grupy badanej ($n = 21$). Analizy z wykorzystaniem tego testu przeprowadzono w programie Statistica v.13 (StatSoft, Tulsa, USA). Do porównania parametrów kinematycznych i kinetycznych zastosowano metodę Statistical

Parametric Mapping (SPM), szczegółowo opisaną w podrozdziale 3.5.2.1. Dla wszystkich testów statystycznych przyjęto próg istotności statystycznej $p = 0.05$. Wyniki wartości p podawano z dokładnością do czterech miejsc po przecinku. Jeżeli wartość $p \leq 0.0001$ – podawano wartość $p = 0.0001$. W analizach z wykorzystaniem SPM wartość p będzie adresowana jako α , a jej wartość również wynosiła 0.05.

3.5.1 Analiza statystyczna parametrów czasowo-przestrzennych

Analizowanymi parametrami czasowo-przestrzennymi były: czas trwania cyklu chodu, czas trwania fazy podporu, czas trwania fazy przenoszenia, czas trwania fazy podwójnego podporu, długość cyklu chodu, szerokość kroku, długość kroku, kadencja oraz procentowy udział fazy podporu, fazy przenoszenia i fazy podwójnego podporu. W pierwszej kolejności dla każdego parametru obliczono wartości górnego i dolnego kwartylu osobno dla obserwacji podczas chodu swobodnego jak i chodu w obecności perturbacji. W tym ostatnim przypadku osobno analizowano kończynę poddawaną perturbacjom i tę wykonującą *recovery step*. Następnie wykonano test Wilcoxon'a tak jak zostało to opisane w poprzednim rozdziale.

3.5.2 Analiza statystyczna parametrów kinematycznych i kinetycznych

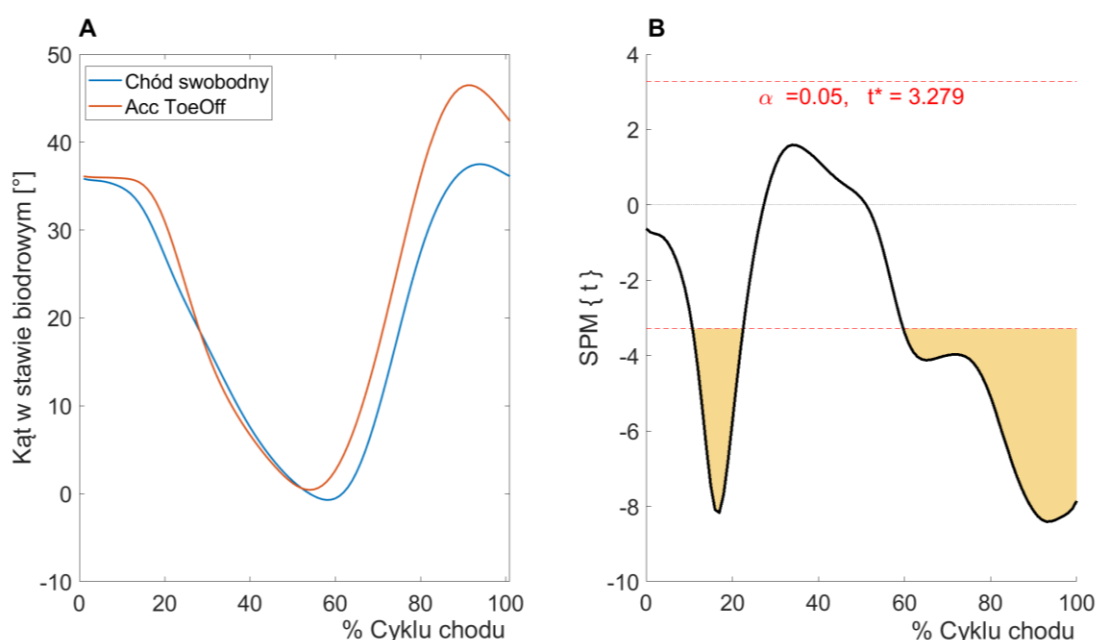
Analiza parametrów kinematycznych zakładała porównanie wartości ustawienia kąтового stawów biodrowych, kolanowych i skokowo-goleniowych w płaszczyźnie strzałkowej w dziedzinie cyklu chodu. Podobnie dla parametrów kinetycznych analiza zakładała porównanie wartości składowej pionowej (PD), przednio-tylnej (AP) i boczno-przyśrodkowej (ML) sił reakcji podłoża, a także wartości momentów sił mięśniowych dla stawów biodrowych, kolanowych i skokowo-goleniowych w płaszczyźnie strzałkowej. W celu przygotowania danych do analizy, znormalizowano cykl chodu do 100%. Ponadto, siły reakcji podłoża przedstawiono jako procent ciężaru ciała [% BW]. Momenty sił mięśniowych znormalizowano na kilogram masy ciała [Nm/kg]. Następnie, aby określić różnice w analizowanych parametrach w dziedzinie cyklu chodu pomiędzy chodem swobodnym a chodem z perturbacjami, wykorzystano metodę Statistical Parametric Mapping (SPM).

3.5.2.1 Statistical Parametric Mapping (SPM)

Metoda Statistical Parametric Mapping (SPM) pierwotnie została opracowana na potrzeby badań neurologicznych, umożliwiając analizę zmian w całym mózgu, zamiast ograniczać się do jego wybranych obszarów (Friston, 2003). W 2008 roku T.C. Pataky i Goulermas zaproponowali zastosowanie SPM w pedobariografii, wprowadzając ją do badań biomechanicznych. Kolejne prace rozwinęły możliwości tej metody, umożliwiając jej wykorzystanie do analizy szeregów czasowych, takich jak parametry kinematyczne i kinetyczne (Pataky, 2012). Jednym z rozwinięć SPM jest Jednowymiarowe Statystyczne Mapowanie Parametryczne (1D SPM), które różni się od tradycyjnych metod punktowych koncentrujących się na wybranych wartościach (np. maksymalnych czy minimalnych). 1D SPM pozwala na analizę całych przebiegów czasowych lub przestrzennych, co umożliwia ocenę zmian w trakcie całego zadania ruchowego. Jest to szczególnie istotne w badaniach biomechanicznych, gdzie kluczowe znaczenie ma analiza dynamiki ruchu. Dodatkową zaletą SPM jest prezentowanie wyników porównań w oryginalnej przestrzeni próbkowania (np. w funkcji cyklu chodu), co pozwala na natychmiastową interpretację wyników w kontekście czasowym (Pataky, 2012).

Warunkiem koniecznym do przeprowadzenia analiz w SPM jest jednakowa długość przebiegów czasowych. W niniejszej pracy zastosowano normalizację czasową, która przekształca zapis ruchu w taki sposób, aby reprezentował pełny cykl (np. cykl chodu) od początku do końca w formie procentowej (od 0% do 100%). Dzięki temu wszystkie przebiegi czasowe zyskują jednakową długość, co pozwala na precyzyjne porównanie ruchu pomiędzy różnymi grupami badanymi lub warunkami eksperymentalnymi (Friston, 2003). Tak znormalizowane dane mogą zostać poddane modelowaniu statystycznemu przy użyciu 1D SPM, które opiera się na Generalnym Modelu Liniowym (ang. *General Linear Model*, GLM). GLM jest powszechnie stosowaną metodą analizy zależności między zmiennymi w naukach biologicznych i medycznych, w tym w biomechanice. W kontekście SPM GLM umożliwia analizę zmienności sygnału w każdej jednostce czasowej analizowanej trajektorii. Oznacza to, że bada jak sygnał zmienia się w poszczególnych momentach ruchu w zależności od warunków badania. Po zastosowaniu GLM przeprowadzane są testy statystyczne, najczęściej t-test lub F-test, które pozwalają wskazać, w których momentach cyklu występują istotne różnice między analizowanymi warunkami. Na przykład można porównać różnice w ustawieniu kątowym stawu pomiędzy

chodem swobodnym a chodem w obecności perturbacji. Wyniki analiz są przedstawiane w postaci jednowymiarowych map statystycznych, które wskazują odcinki trajektorii, gdzie różnice te są statystycznie istotne. Przykład takiej mapy zilustrowano na Rycinie 16. Na osi poziomej przedstawiono cykl chodu unormowany do 100%, a na osi pionowej – wartości statystyki testowej. Czarna linia obrazuje wartości statystyki t dla każdego punktu cyklu (od 0% do 100%). Przerwane czerwone linie oznaczają próg istotności statystycznej na poziomie $\alpha = 0.05$, który w tym przypadku wynosi $t^* = 3.800$. Przekroczenie tego progu przez czarną linię (w górę lub w dół) oznacza istnienie statystycznie istotnych różnic w analizowanym zakresie cyklu. Zacieniony obszar wskazuje przedziały, w których różnice między warunkami eksperymentalnymi były istotne statystycznie.



Rycina 16: (A) Wykres zmian ustawienia kąтового stawu biodrowego podczas chodu swobodnego oraz w obecności perturbacji Acc_ToeOff w funkcji cyklu chodu; (B) przykładowy wynik analizy SPM w dziedzinie cyklu chodu (oś pozioma). Na osi pionowej zaznaczono wartości statystyk testowych. Czerwone przerywane linie to próg istotności dla statystyki testowej t . Obszary zacienione odpowiadają miejscom występowania istotnych różnic pomiędzy porównywanymi warunkami. α – próg istotności statystycznej; t^* – krytyczna wartość progowa.

3.5.2.2 Etapy analizy SPM

W niniejszej rozprawie analizy 1D SPM przeprowadzono przy użyciu oprogramowania *open source* SPM1D dostępnego na stronie www.spm1d.org,
109

przygotowanego dla środowiska MatLab. Analiza SPM w oprogramowaniu MatLab 2021a obejmowała kilka kroków. Pierwszym było utworzenie odpowiednich macierzy danych zawierających wyniki pomiarów parametrów kinetycznych i kinematycznych podczas chodu swobodnego i perturbacji (osobno dla kończyny poddawanej perturbacjom i wykonującej *recovery step*). Następnie upewniano się, czy porównywane macierze są takiej samej wielkości. Kolejnym krokiem było przeprowadzenie analizy SPM, której wyniki otrzymywano w postaci wykresów. W tym celu wykorzystano odpowiedni kod, którego przykład zaprezentowano na Rycinie 17. Pierwsza linijka kodu zawiera odniesienie do biblioteki SPM1D z której wybierany jest rodzaj wykorzystanego testu statystycznego. W tym przypadku wybrano „*ttest_paired*” czyli test t dla prób zależnych. Następnie, w tej samej linijce, wskazane są zmienne zawierające dane do porównania. W przykładzie na Rycinie 17 porównywano momenty sił mięśniowych dla stawu biodrowego podczas chodu swobodnego (*variable1_Hip_Mom_10001*) z momentami sił mięśniowych dla stawu biodrowego podczas *recovery step* (*variable2_R_Hip_Mom_10001*). W drugiej linijce kodu wskazano próg istotności statystycznej podając wielkość „0.05”. Następnie za pomocą komendy „*'two_tailed', true*” wybrano test dwustronny. Kolejna, trzecia linijka kodu pozwalała na przedstawienie wyników analiz w postaci wykresu. Kod z czwartej linijki miał na celu dodanie etykiet progu istotności statystycznej (α) i krytycznej wartości progowej (t^*) tak, aby były wyświetlane na każdym z wykresów. Etykiety te są dobrze widoczne na wcześniej przytoczonej Rycinie 16.

```
spm = spm1d.stats.ttest_paired(variable1_Hip_Mom_10001, variable2_R_Hip_Mom_10001);
spm1 = spm.inference(0.05, 'two_tailed', true)
spm1.plot()
spm1.plot_threshold_label()
```

Rycina 17: Przykładowy kod wykorzystany do przeprowadzenia analizy SPM w środowisku MatLab.

Analizy przeprowadzono zarówno dla parametrów kinematycznych i kinetycznych, jak i dla kończyny poddawanej perturbacjom oraz wykonującej *recovery step*, a także dla każdego stawu z osobna. W celu usprawnienia tego procesu zastosowano automatyzację za pomocą autorskich skryptów stworzonych w środowisku MatLab 2021a, które realizowały kolejne etapy analizy zgodnie z wcześniej opisanymi procedurami.

Otrzymane wyniki przedstawiono w formie wykresów, na których wskazano przedziały cyklu chodu z różnicami istotnymi statystycznie. Aby określić jaką część cyklu chodu uległa zmianom, dla każdego wykresu zsumowano długości poszczególnych przedziałów. Uzyskany parametr nazwano Obszarem Różnic Istotnych Statystycznie (ORIS).

3.5.3 Analiza statystyczna szczytowych wartości sił mięśniowych

Analiza statystyczna sił mięśniowych polegała na porównaniu maksymalnych wartości sił generowanych przez poszczególne mięśnie. W analizach uwzględniono 33 mięśnie zarówno jedno- jak i wielostawowe. Mięśniami jednostawowymi były: mięsień pośladkowy wielki, średni i mały, mięśnie bliźniacze, mięsień grzebieniowy, gruszkowaty, czworoboczny uda, biodrowy, przywodziciel wielki, długi i krótki oraz mięsień płaszczkowaty. Analizowanymi mięśniami wielostawowymi były: mięsień skośny zewnętrzny i wewnętrzny brzucha, prostownik grzbietu, lędźwiowy, naprężacz powięzi szerokiej, czworogłowy uda, krawiecki, smukły, półścięgnisty, półbłoniasty, dwugłowy uda, brzuchaty, piszczelowy przedni i tylny, strzałkowy długi, krótki i trzeci, zginacz długi palców i palucha oraz prostownik palców i palucha.

Analiza sił mięśniowych przebiegała w kilku etapach. W pierwszej kolejności znaleziono szczytowe wartości sił rozwijanych przez każdy analizowany mięsień podczas chodu swobodnego jak i podczas perturbacji (osobno dla kończyny poddawanej perturbacjom i tej wykonującej *recovery step*). Następnie obliczano średnią szczytową wartość siły dla każdego z analizowanych mięśni osobno dla chodu swobodnego, kończyny poddawanej perturbacjom oraz kończyny wykonującej *recovery step*. W dalszej kolejności obliczono procentową różnicę pomiędzy szczytową wielkością siły generowanej w warunkach perturbacji a tą obserwowaną podczas chodu swobodnego. W tym celu korzystano z Równanie 1. Od szczytowej wartości siły generowanej przez dany mięsień kończyny poddawanej perturbacjom lub wykonującej *recovery step* odejmowano szczytową siłę generowaną przez ten sam mięsień podczas chodu swobodnego. Wynik dzielono przez szczytową wartość siły rozwijanej przez dany mięsień w warunkach chodu swobodnego. Wynik działania przedstawiano w formie procentowej. Dzięki temu uzyskiwano informację o ile procent większą siłę musiał wygenerować dany mięsień celem skompensowania zadanych perturbacji.

$$D = \frac{F_{m\ pert.} - F_{m\ swob.}}{F_{m\ swob.}} \cdot 100\%$$

Równanie 1: Równanie opisujące sposób obliczania procentowej różnicy w generowanej sile mięśniowej przez dany mięsień. D – procentowa różnica w generowanej sile; $F_{m\ pert.}$ – szczytowa siła rozwijana przez dany mięsień w warunkach perturbacji. Oznaczenie to było stosowane zarówno w stosunku do szczytowych sił mięśniowych kończyny poddawanej perturbacjom jak i tej wykonującej *recovery step*; $F_{m\ swob.}$ – szczytowa siła mięśniowa rozwijana przez dany mięsień w warunkach chodu swobodnego.

W dalszej kolejności korzystając z programu Statistica przeprowadzono analizę skupień by podzielić otrzymane różnice na trzy klastry (liczba skupień $n = 3$) za pomocą algorytmu K-średnich. Wykorzystano odległość euklidesową jako miarę odległości, zaś liczbę iteracji przyjęto na poziomie 50 jako kompromis pomiędzy czasem wykonywania obliczeń a dokładnością otrzymanych wyników (Ahmed et al., 2020). Wyniki zebrano w formie tabelarycznej zaczynając od klastrów zawierających największe a kończąc na tych skupiających najmniejsze różnice. Obliczono również wartości pierwszego (Q1) i trzeciego (Q3) kwartyłu, a także medianę otrzymanych wartości. Dodatkowo istotność różnic pomiędzy chodem swobodnym a warunkami perturbacji sprawdzono z wykorzystaniem testu Wilcoxona tak jak zostało to opisane na początku akapitu.

4. Wyniki

Struktura tego rozdziału obejmuje dwa główne podrozdziały. W pierwszym dokonano porównania parametrów kończyny poddanej perturbacjom z parametrami uzyskanymi podczas swobodnego chodu. W drugim podrozdziale przeprowadzono analogiczne analizy, zestawiając parametry kończyny odpowiadającej na perturbacje z parametrami chodu swobodnego.

Każdy podrozdział ma taką samą strukturę. Na początku przedstawiono wyniki analiz porównawczych parametrów czasowo-przestrzennych. Następnie omówiono rezultaty analizy SPM dla parametrów kinematycznych. W kolejnej części zaprezentowano wyniki SPM dotyczące parametrów kinetycznych, obejmujących siły reakcji podłoża oraz momenty sił mięśniowych. Na zakończenie opisano wyniki analiz dotyczących szczytowych sił generowanych przez poszczególne mięśnie.

4.1 Porównanie parametrów kończyny poddawanej perturbacjom z parametrami chodu swobodnego

4.1.1 Parametry czasowo-przestrzenne

Dla każdego rodzaju perturbacji porównano parametry czasowo-przestrzenne kończyny poddanej perturbacjom z odpowiadającymi im parametrami podczas chodu swobodnego (Tabela 7).

Obecność perturbacji w fazie Pre-Swing (Acc_ToeOff) znacząco wpłynęła na parametry chodu: czas cyklu skrócił się o 28.3%, czas fazy podporu zmniejszył się o 35.4%, czas przenoszenia o 14.5%, a czas podwójnego podporu aż o 74.2%. Kadencja wzrosła o 40.4%. Udział fazy podporu w cyklu zmniejszył się o 9.5%, fazy podwójnego podporu o 64.5%, natomiast faza przenoszenia wydłużyła się o 18.2%. Istotnym wynikiem była również redukcja długości cyklu chodu o 35.8%. Nie stwierdzono istotnych różnic w długości i szerokości kroku (Tabela 7).

Tabela 7: Kwartył dolny, mediana i kwartył górny wartości parametrów czasowo-przestrzennych dla chodu swobodnego (N) oraz dla kończyny poddanej perturbacjom (Acc_ToeOff, Dec_ToeOff, Dec_Initial), gdzie: p – prawdopodobieństwo testowe; * – różnice istotne statystycznie ($p < 0.05$); Q1 – dolny kwartył; Mdn. – mediana; Q3 – górny kwartył. Dane zaznaczone na czerwono odpowiadają perturbacjom Acc_ToeOff, zaznaczone na zielono – perturbacjom Dec_ToeOff, zaznaczone na niebiesko – perturbacjom Dec_Initial.

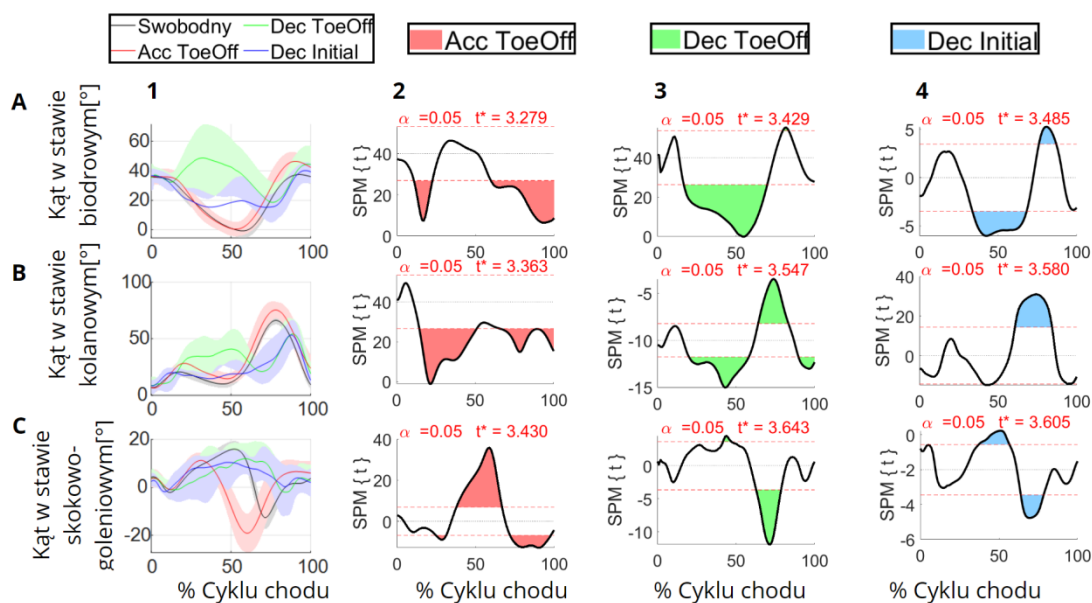
Parametr	Acc_ToeOff			Dec_ToeOff			Dec_Initial			N			Acc_ToeOff vs N	Dec_ToeOff vs N	Dec_Initial vs N
	Q1	Mdn.	Q3	Q1	Mdn.	Q3	Q1	Mdn.	Q3	Q1	Mdn.	Q3			
Czas cyklu chodu [s]	0.72	0.77	0.83	1.44	1.61	1.75	1.09	1.19	1.86	1.06	1.10	1.12	p = 0.0001*	p = 0.0001*	p = 0.0090*
Czas podporu [s]	0.45	0.47	0.48	0.99	1.25	1.37	0.77	0.97	1.49	0.70	0.72	0.74	p = 0.0001*	p = 0.0001*	p = 0.0003*
Czas przenoszenia [s]	0.27	0.32	0.35	0.31	0.37	0.39	0.24	0.32	0.38	0.36	0.38	0.39	p = 0.0005*	p = 0.2340	p = 0.0038*
Czas podwójnego podporu [s]	0.03	0.04	0.05	0.12	0.14	0.16	0.18	0.38	0.97	0.16	0.17	0.17	p = 0.0001*	p = 0.0006*	p = 0.0010*
Długość cyklu chodu [m]	0.59	0.70	0.79	1.19	1.40	1.52	0.95	1.08	1.70	1.03	1.07	1.09	p = 0.0001*	p = 0.0001*	p = 0.7043
Szerokość kroku [m]	0.11	0.12	0.14	0.10	0.13	0.16	0.12	0.13	0.15	0.12	0.13	0.14	p = 0.9850	p = 0.9555	p = 0.8070
Długość kroku [m]	0.54	0.56	0.58	0.53	0.57	0.59	0.51	0.55	0.59	0.54	0.56	0.59	p = 0.6760	p = 0.9034	p = 0.4774
Kadencja [step/min]	72.29	77.92	83.33	34.39	37.27	41.82	32.26	50.42	55.05	53.81	54.55	56.60	p = 0.0001*	p = 0.0001*	p = 0.0082*
Faza podporu [%]	57.32	59.04	62.32	75.42	78.36	80.25	70.79	80.29	82.47	65.02	65.71	66.38	p = 0.0001*	p = 0.0006*	p = 0.0001*
Faza przenoszenia [%]	37.68	40.96	42.68	19.75	21.64	24.58	17.53	19.71	29.21	33.62	34.29	34.98	p = 0.0001*	p = 0.0006*	p = 0.0001*
Faza podwójnego podporu [%]	4.35	5.43	6.45	7.28	8.48	10.68	16.85	33.90	52.78	14.60	15.46	15.97	p = 0.0001*	p = 0.0001*	p = 0.0005*

Obecność perturbacji w fazie Pre-Swing (Dec_ToeOff) istotnie wydłużyła czas cyklu chodu o 48.4%, czas fazy podporu o 67.9%, a czas podwójnego podporu o 4.8%. Kadencja zmniejszyła się o 30.6%. Procentowy udział fazy podporu wzrósł o 12.2%, natomiast udział fazy przenoszenia i fazy podwójnego podporu zmniejszył się odpowiednio o 23.3% i 31.9%. Długość cyklu chodu zwiększyła się o 27.6%. Nie stwierdzono istotnych różnic w czasie przenoszenia oraz w długości i szerokości kroku (Tabela 7).

Obecność perturbacji w fazie Initial Contact (Dec_Initial) spowodowała statystycznie istotne zmiany: czas cyklu chodu wydłużył się o 30.4%, czas fazy podporu wzrósł o 54.9%, a czas podwójnego podporu aż o 226.3%. Czas fazy przenoszenia skrócił się o 16.4%, co przyczyniło się do zmniejszenia kadencji o 17.4%. Procentowy udział fazy podporu zwiększył się o 17.3%, fazy podwójnego podporu o 127.4%, natomiast udział fazy przenoszenia zmniejszył się o 33.1%. Perturbacje te nie miały istotnego wpływu na długość i szerokość kroku ani na długość cyklu chodu (Tabela 7).

4.1.2 Parametry kinematyczne

Użycie metody SPM do analizy porównawczej krzywych kątów w stawach kończyn dolnych generowanych w chodzie swobodnym i chodzie z perturbacjami Acc_ToeOff pokazało pierwsze istotne różnice w stawie biodrowym w przedziale [10.76 – 22.55]% cyklu chodu (Rycina 18 A2). Dalsze istotne różnice występowały od 59.72% cyklu chodu i trwały aż do jego zakończenia. Dla analizowanego stawu ORIS wynosił 52.07% cyklu chodu. Dla ustawienia kąтового stawu kolanowego (Rycina 18 B2) różnice były widoczne w dwóch przedziałach: [14.47 – 50.98]% oraz [65.89 – 100]% cyklu chodu. ORIS zajmował 70.62% cyklu chodu. W stawie skokowo-goleniowym (Rycina 18 C2) obserwowano różnice względem chodu swobodnego w trzech momentach cyklu chodu: [24.78 – 31.31]%, [37.79 – 66.86]% oraz [71.91 – 97.87]%, więc ORIS wyniósł 61.56% cyklu chodu.



Rycina 18: Średnie i odchylenia standardowe krzywych kątów w stawie: (A) biodrowym, (B) kolanowym i (C) skokowo-goleniowym. Pierwsza kolumna (1) zawiera wykresy prezentujące zmiany kątów dla każdego stawu podczas chodu swobodnego (czarna linia) oraz perturbacji Acc_ToeOff (czerwona linia), Dec_ToeOff (zielona linia) i Dec_Initial (niebieska linia). Analizy post-hoc zaprezentowano w kolumnach: (2) dla perturbacji Acc_ToeOff, (3) Dec_ToeOff i (4) Dec_Initial. Zacięte obszary w kolumnach 2, 3, 4 oznaczają różnice istotne statystycznie. α – próg istotności statystycznej; t^* – krytyczna wartość progowa.

Porównując wpływ perturbacji Dec_ToeOff na parametry kinematyczne notowane podczas chodu swobodnego w stawie biodrowym (Rycina 18 A3) różnice zidentyfikowano w dwóch obszarach cyklu chodu. Pierwszym, większym [16.81 – 69.88]% cyklu chodu, oraz drugim, mniejszym [79.75 – 83.57]% cyklu chodu. ORIS obejmował 56.89% cyklu chodu. Dla stawu kolanowego (Rycina 18 B3) różnice manifestowały się w trzech klastrach: [20.09 – 58.15]%, [64.10 – 83.39]% oraz [89.76 – 100]% cyklu chodu. ORIS stanowił 67.59% cyklu chodu. Ustawienie kątowne stawu skokowo-goleniowego podczas opisywanych perturbacji (Rycina 18 C3) istotnie różniło się od tego notowanego dla chodu swobodnego w dwóch obszarach: [41.71 – 47.01]% i [62.83 – 78.69]%, a ORIS wynosił 21.16% cyklu chodu.

Analizując chód w trakcie perturbacji Dec_Initial w stawie biodrowym (Rycina 18 A4) istotne różnice miały miejsce w: [33.68 – 68.14] % i [76.95 – 87.03]%, co przekładało się na ORIS równy 45.54% cyklu chodu. Dla kąta w stawie kolanowym (Rycina 18 B4) różnice były widoczne w trzech obszarach: [40.85 – 46.01]%, [60.71 – 84.34]% oraz

[93.92 – 94.23]% cyklu chodu. ORIS wynosił 29.10% cyklu chodu. W stawie skokowo-goleniowym (Rycina 18 C4), gdzie rejestrowane różnice obejmowały dwa klastry: [37.14 – 56.70]%, oraz [63.91 – 78.48]%, ORIS obejmował 34.13% cyklu chodu.

Zestawienie wielkości ORIS dla ustawienia kąowego analizowanych stawów kończyny poddawanej poszczególnym rodzajom perturbacji przedstawiono w Tabeli 8.

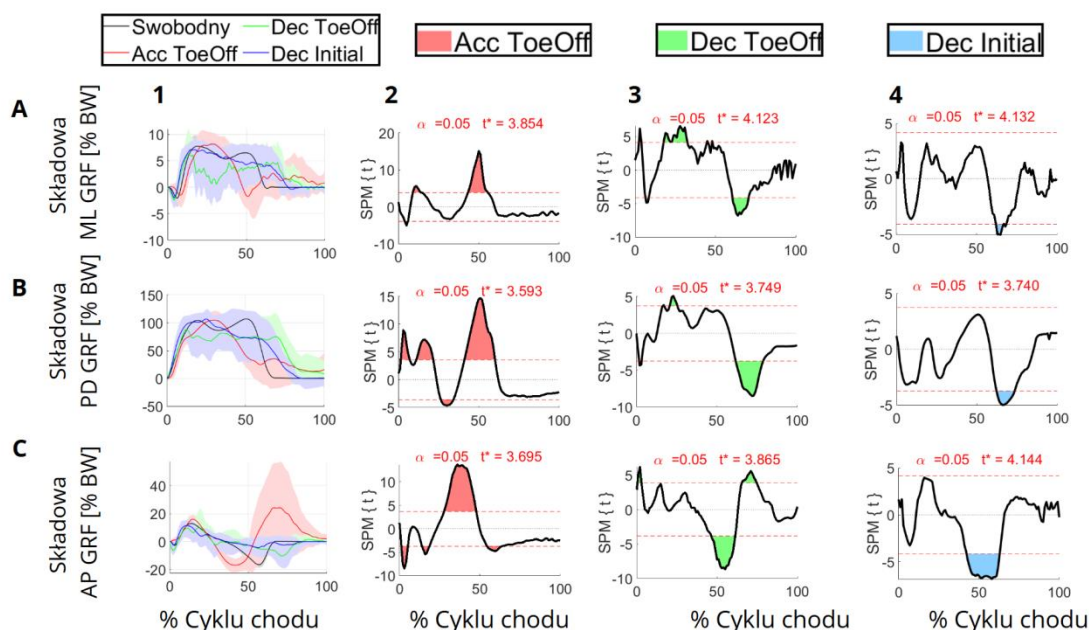
Tabela 8: ORIS dla ustawienia kąowego w analizowanych stawach dla kończyny poddawanej poszczególnym rodzajom perturbacji. Dane zaznaczone na czerwono odpowiadają perturbacjom Acc_ToeOff, zaznaczone na zielono – perturbacjom Dec_ToeOff, zaznaczone na niebiesko – perturbacjom Dec_Initial.

	Acc_ToeOff	Dec_ToeOff	Dec_Initial
Staw biodrowy	52.07%	56.89%	45.54%
Staw kolanowy	70.62%	67.59%	29.10%
Staw skokowo-goleniowy	61.56%	21.16%	34.13%

4.1.3 Parametry kinetyczne

4.1.3.1 Siły reakcji podłoża

Badając wpływ perturbacji Acc_ToeOff na siły reakcji podłoża, dla składowej boczno-przyśrodkowej (ML) (Rycina 19 A2) różnice istotne statystycznie zauważono w trzech obszarach: [3.87 – 5.9]%, [8.90 – 14.46]% i [43.20 – 55.68]% cyklu chodu. ORIS był równy 20.08% cyklu chodu. Dla składowej pionowej sił reakcji podłoża (PD) (Rycina 19 B2) różnice były widoczne w czterech przedziałach: [1.44 – 7.01]%, [11.14 – 21.61]%, [26.34 – 34.20]% oraz [41.08 – 60.10]% cyklu chodu. ORIS stanowił 42.94% całego cyklu chodu. Dla składowej przednio-tylnej (AP) (Rycina 19 C2) różnice istotne statystycznie również występowały w czterech obszarach: [1.16 – 5.25]%, [13.91 – 18.66]%, [27.73 – 47.78]% i [54.43 – 63.98]%. ORIS obejmował 38.44% cyklu chodu.



Rycina 19: Średnie i odchylenia standardowe krzywych sił reakcji podłoża dla składowej: (A) boczno-przyśrodkowej (ML), (B) pionowej (PD) i (C) przednio-tylnej (AP). Pierwsza kolumna (1) zawiera wykresy prezentujące zmiany sił reakcji podłoża podczas chodu swobodnego (czarna linia) oraz perturbacji Acc_ToeOff (czerwona linia), Dec_ToeOff (zielona linia) i Dec_Initial (niebieska linia). Analizy post-hoc zaprezentowano w kolumnach: (2) dla perturbacji Acc_ToeOff, (3) Dec_ToeOff i (4) Dec_Initial. Zacieniowane obszary w kolumnach 2, 3, 4 oznaczają różnice istotne statystycznie. α – próg istotności statystycznej; t^* – krytyczna wartość progowa.

Analizując odpowiedź na perturbacje Dec_ToeOff, dla składowej ML (Rycina 19 A3) istotne różnice były obserwowane w sześciu obszarach: [2.38 – 3.97]%, [6.53 – 8.55]%, [17.76 – 32.66]%, [44.75 – 45.39]%, [47.88 – 48.20]% i [60.67 – 70.70]% cyklu chodu. ORIS stanowił 29.52% cyklu chodu. Podczas analiz zmian składowej PD sił reakcji podłoża (Rycina 19 B3) na skutek opisywanych perturbacji istotne różnice zauważono w czterech obszarach: [1.71 – 3.25]%, [16.57 – 17.24]%, [20.72 – 25.49]% oraz [61.80 – 78.89]% cyklu chodu. Dawało to ORIS na poziomie 24.09% cyklu chodu. Dla składowej AP (Rycina 19 C3) różnice obserwowano w trzech przedziałach: [0.44 – 2.95]%, [46.40 – 61.29]% i [65.46 – 74.68]%, a ORIS był równy 26.61% cyklu chodu.

Analizując chód w trakcie perturbacji Dec_Initial, dla składowej ML (Rycina 19 A4) różnice obserwowano w dwóch przedziałach: [62.08 – 66.87]% i [67.17 – 68.51]% odpowiadających ORIS na poziomie 6.14% cyklu chodu. Różnice dla składowej PD sił reakcji podłoża (Rycina 19 B4) obejmowały jeden przedział: [62.23 – 73.51]%, gdzie

ORIS obejmował 11.28% cyklu chodu. Największe różnice (ORIS = 20.64% cyklu chodu) zauważono dla składowej AP (Rycina 19 C4). Wyrażały się w jednym przedziale: [42.29 – 62.93]% cyklu chodu.

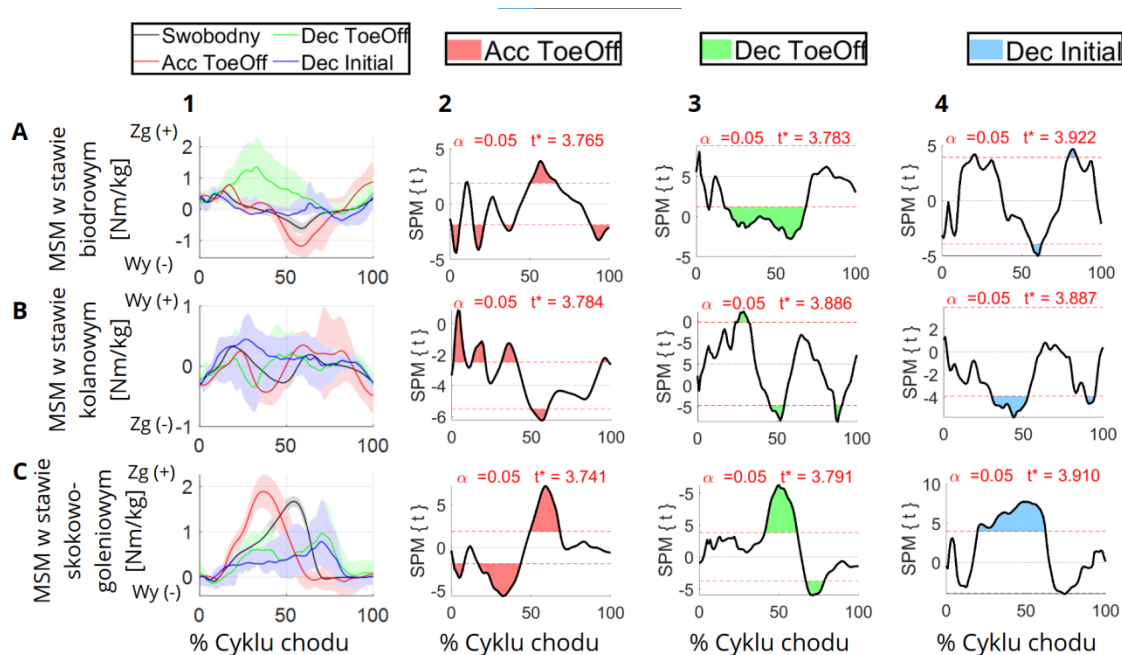
Zestawienie wartości ORIS dla sił reakcji podłoża kończyny poddawanej poszczególnym rodzajom perturbacji przedstawiono w Tabeli 9.

Tabela 9: ORIS dla wartości składowych sił reakcji podłoża dla kończyny poddawanej poszczególnym rodzajom perturbacji. ML – składowa boczno-przysiodkowa siła reakcji podłoża; PD – składowa pionowa siła reakcji podłoża; AP – składowa przednio-tylna siła reakcji podłoża. Dane zaznaczone na czerwono odpowiadają perturbacjom Acc_ToeOff, zaznaczone na zielono – perturbacjom Dec_ToeOff, zaznaczone na niebiesko – perturbacjom Dec_Initial.

	Acc_ToeOff	Dec_ToeOff	Dec_Initial
ML	20.08%	29.52%	6.14%
PD	42.94%	24.09%	11.28%
AP	38.44%	26.61%	20.64%

4.1.3.2 Momenty sił mięśniowych

Podczas analizy porównawczej momentów sił mięśniowych kończyny poddawanej perturbacjom Acc_ToeOff w stawie biodrowym (Rycina 20 A2) istotne różnice wykazano w sześciu obszarach: [0.87 – 6.22]%, [9.93 – 11.19]%, [14.70 – 21.50]%, [33.87 – 39.65]%, [50.22 – 67.19]% oraz [88.33 – 100]% cyklu chodu. ORIS obejmował 47.84% cyklu chodu. W stawie kolanowym (Rycina 20 B2) różnice były obecne w pięciu klastrach: [1.07 – 8.95]%, [12.61 – 21.21]%, [31.18 – 41.09]%, [50.07 – 60.25]% oraz [94.28 – 98.56]%, a ORIS wyniósł 40.85% cyklu chodu. Z kolei dla stawu skokowo-goleniowego (Rycina 20 C2) istotne różnice względem chodu swobodnego występowały tylko w trzech obszarach: [1.48 – 8.02]%, [16.83 – 43.60]% oraz [49.38 – 68.22]%. Jednocześnie dla tego stawu zaobserwowano największą wartość ORIS – 52.15% cyklu chodu.



Rycina 20: Średnie i odchylenia standardowe krzywych momentów sił mięśniowych (MSM) w stawie (A) biodrowym, (B) kolanowym i (C) skokowo-goleniowym. Pierwsza kolumna (1) zawiera wykresy prezentujące zmiany momentów sił mięśniowych dla każdego stawu podczas chodu swobodnego (czarna linia) oraz perturbacji Acc_ToeOff (czerwona linia), Dec_ToeOff (zielona linia) i Dec_Initial (niebieska linia). Analizy post-hoc zaprezentowano w kolumnach: (2) dla perturbacji Acc_ToeOff, (3) Dec_ToeOff i (4) Dec_Initial. Zacięniowane obszary w kolumnach 2, 3, 4 oznaczają różnice istotne statystycznie. α – próg istotności statystycznej; t^* – krytyczna wartość progowa; Zg – zginający moment sił mięśniowych; Wy – prostujący moment sił mięśniowych.

Badając wpływ perturbacji Dec_ToeOff na momenty sił mięśniowych zaobserwowano, że dla stawu biodrowego (Rycina 20 A3) istotne różnice były w dwóch obszarach: [7.43 – 8.41]% oraz [17.83 – 68.83]% cyklu chodu. ORIS wynosił 51.98% cyklu chodu. W stawie kolanowym (Rycina 20 B3) zauważono różnice pojawiające się w czterech klastrach: [23.92–24.95]%, [25.01–32.32]%, [45.55 – 54.45]% oraz [86.25–90.63]% cyklu chodu. ORIS obejmował 21.63% cyklu chodu. Różnice momentów sił mięśniowych w stawie skokowo-goleniowym zobrazowano na Rycina 20 C3. Zidentyfikowano dwa przedziały, w których rejestrowano istotne różnice względem chodu swobodnego: [41.15– 61.61]% oraz [66.97– 78.59]%, a ORIS równał się 32.07% cyklu chodu.

Analizując chód w trakcie perturbacji Dec_Initial, w stawie biodrowym kończyny perturbowanej (Rycina 20 A4) zaobserwowano istotne różnice w trzech przedziałach:

[18.82–21.67]%, [56.28 – 62.57]% oraz [79.21 – 84.77]% cyklu chodu. ORIS stanowił 14.69% cyklu chodu. Dla stawu kolanowego (Rycina 20 B4) różnice istotne statystycznie obejmowały dwa przedziały: [30.18 –52.97]% i [89.23–94.90]%, a ORIS wynosił 28.46% cyklu chodu. W stawie skokowo-goleniowym (Rycina 20 C4) różnice dotyczyły dwóch przedziałów: [19.68 – 62.36]% oraz [72.96–75.55]% cyklu chodu. Dawało to ORIS na poziomie 45.28% cyklu chodu.

Zestawienie wartości ORIS dla momentów sił mięśniowych kończyny poddawanej poszczególnym rodzajom perturbacji przedstawiono w Tabeli 10.

Tabela 10: ORIS dla momentów sił mięśniowych w analizowanych stawach dla kończyny poddawanej poszczególnym rodzajom perturbacji. Dane zaznaczone na czerwono odpowiadają perturbacjom Acc_ToeOff, zaznaczone na zielono – perturbacjom Dec_ToeOff, zaznaczone na niebiesko – perturbacjom Dec_Initial.

	Acc_ToeOff	Dec_ToeOff	Dec_Initial
Staw biodrowy	47.84%	51.98%	14.69%
Staw kolanowy	40.85%	21.63%	28.46%
Staw skokowo-goleniowy	52.15%	32.07%	45.28%

4.1.4 Siły mięśniowe

Wartości pierwszego kwartyłu, mediany oraz trzeciego kwartyłu wraz z procentowymi różnicami względem chodu swobodnego oraz określenie istotności statystycznej tych różnic zestawiono w Tabeli 11. Znak „-”, przed wartością procentową oznacza, że dany mięsień generował mniejszą siłę podczas perturbacji niż podczas chodu swobodnego.

Tabela 11: Procentowe różnice w siłach generowanych przez poszczególne mięśnie kończyny poddawanej perturbacjom a siłami generowanymi podczas chodu swobodnego wraz z poziomami istotności statystycznej określonej testem Wilcozona. Odcieniami czerwieni zaznaczono kolejne klastry dla perturbacji Acc_ToeOff, odcieniami zieleni kolejne klastry dla perturbacji Dec_ToeOff, odcieniami niebieskiego kolejne klastry dla perturbacji Dec_Initial.

Swob. – chód swobodny; Pert. – chód z perturbacjami; * – $p < 0.05$; ** – $p < 0.001$; Q1 – dolny kwartył; Mdn. – mediana; Q3 – górny kwartył.

Acc_ToeOff				Dec_ToeOff				Dec_Initial			
Mięsień	Swob. (Q1, Mdn, Q3)	Pert. (Q1, Mdn, Q3)	% różnicy	Mięsień	Swob. (Q1, Mdn, Q3)	Pert. (Q1, Mdn, Q3)	% różnicy	Mięsień	Swob. (Q1, Mdn, Q3)	Pert (Q1, Mdn, Q3)	% różnicy
Lędźwiowy	4.73 5.57 6.39	9.03 11.53 12.92	83.67% **	Lędźwiowy	4.73 5.57 6.39	8.33 9.37 11.58	74.76% **	Dwugłowy uda	9.80 10.83 11.51	11.22 15.02 17.64	34.09% *
Biodrowy	6.46 9.06 12.37	12.82 15.84 19.94	75.35% **	Gruszkowaty	4.88 5.67 6.20	9.13 9.80 10.22	68.29% **	Lędźwiowy	4.73 5.57 6.39	5.42 7.41 8.59	26.01% *
Brzuchaty	16.77 18.57 21.43	22.72 31.83 37.83	63.65% **	Dwugłowy uda	9.80 10.83 11.51	17.25 18.93 21.64	66.43% **	Brzuchaty	16.77 18.57 21.43	21.18 23.62 26.55	23.63% **
Naprężacz powięzi szerokiej	1.83 2.89 3.61	3.68 4.46 5.27	63.59% **	Brzuchaty	16.77 18.57 21.43	24.39 26.75 28.86	43.00% **	Gruszkowaty	4.88 5.67 6.20	5.47 7.14 8.32	22.23% *
Dwugłowy uda	9.80 10.83 11.51	14.14 19.14 21.28	58.68% **	Naprężacz powięzi szerokiej	1.83 2.89 3.61	2.72 3.58 4.86	42.36% *	Przywodziciel wielki	17.87 21.73 24.70	23.43 25.23 28.05	18.81% *
Gruszkowaty	4.88 5.67 6.20	7.96 8.82 9.89	54.53% **	Przywodziciel wielki	17.87 21.73 24.70	26.91 33.03 34.57	41.42% **	Pośladkowy średni	26.82 29.39 31.86	30.69 36.49 39.77	17.96% *

Grzebieniowy	3.53 5.61 7.04	8.14 9.03 10.28	48.94% *	Czworogłowy uda	2.57 3.28 3.45	3.96 4.22 4.60	39.14% **	Naprężacz powięzi szerokiej	1.83 2.89 3.61	2.54 2.79 4.55	16.21%
Piszczałowy przedni	28.91 51.47 62.87	60.29 66.48 74.72	46.48% **	Piszczałowy tylny	7.70 13.40 26.93	12.61 22.20 27.64	37.13%	Piszczałowy przedni	28.91 51.47 62.87	39.03 58.66 63.27	13.69%
Skośny wewnętrzny brzucha	27.14 34.21 43.51	43.41 50.86 55.62	37.38% *	Skośny wewnętrzny	27.14 34.21 43.51	42.59 46.26 50.32	34.10% **	Czworogłowy uda	2.57 3.28 3.45	3.23 3.46 3.77	12.52% *
Zginacz długi palców	18.79 24.73 31.05	29.72 35.38 38.75	32.65% *	Piszczałowy przedni	28.91 51.47 62.87	56.22 63.65 70.81	33.06% *	Skośny wewnętrzny	27.14 34.21 43.51	29.89 38.74 44.67	12.14%
Prostownik palców	2.28 2.52 3.83	3.37 3.86 4.23	28.85% *	Biodrowy	6.46 9.06 12.37	8.61 9.71 14.55	32.39%	Zginacz długi palców	18.79 24.73 31.05	21.72 27.09 33.72	11.73%
Pośladkowy wielki	1.91 2.32 2.98	1.81 3.43 3.78	24.70% *	Zginacz długi palców	18.79 24.73 31.05	29.79 33.55 36.03	31.52% **	Biodrowy	6.46 9.06 12.37	7.64 9.77 12.73	11.36%
Czworogłowy uda	2.57 3.28 3.45	3.31 3.56 4.36	22.13% *	Pośladkowy wielki	1.91 2.32 2.98	2.70 2.90 3.67	27.59% *	Półścięgnisty	12.23 13.09 14.94	13.71 15.16 16.59	11.04% *
Zginacz długi palucha	11.90 14.86 16.03	15.90 17.08 18.02	19.86% **	Strzałkowy trzeci	36.20 47.48 70.19	39.15 56.80 78.34	22.60%	Zginacz długi palucha	11.90 14.86 16.03	13.98 15.10 16.08	10.09%
Strzałkowy długi	5.82 6.55 6.74	6.98 7.34 8.00	19.03% **	Płaszczkowaty	6.24 10.72 17.75	9.12 13.09 15.84	22.23%	Półbłoniasty	4.24 4.86 5.96	5.31 5.76 5.97	9.86%
Płaszczkowaty	6.24 10.72 17.75	8.74 11.02 16.30	18.55%	Skośny zewnątrzny brzucha	13.55 14.39 17.21	15.75 17.61 19.56	19.83% *	Prostownik palców	2.28 2.52 3.83	2.42 3.28 3.89	7.20%

Pośladkowy mały	3.73 4.24 4.67	4.53 5.03 5.37	17.47% *	Smukły	4.36 4.75 5.42	5.30 5.50 5.76	14.42% *	Skośny zewnętrzny brzucha	13.55 14.39 17.21	12.87 15.34 18.19	5.05%
Piszczelowy tylny	7.70 13.40 26.93	12.37 19.27 22.53	17.35%	Zginacz długi palucha	11.90 14.86 16.03	14.43 15.74 17.05	14.37%	Smukły	4.36 4.75 5.42	4.57 5.11 5.56	4.23%
Strzałkowy krótki	29.71 31.66 32.32	33.53 35.31 38.04	16.82% **	Pośladkowy średni	26.82 29.39 31.86	30.74 33.09 36.83	14.08%	Krawiecki	12.82 14.01 15.39	14.05 14.34 15.05	4.16%
Przywodziciel krótki	6.05 6.65 9.59	7.00 8.75 9.82	16.11%	Pośladkowy mały	3.73 4.24 4.67	3.96 4.94 5.20	12.36%	Strzałkowy krótki	29.71 31.66 32.32	29.33 31.13 33.05	3.73%
Smukły	4.36 4.75 5.42	5.13 5.49 5.79	14.55% *	Prostownik palucha	7.83 8.59 10.07	8.78 9.60 11.05	12.33%	Pośladkowy mały	3.73 4.24 4.67	3.96 4.28 4.88	3.55%
Strzałkowy trzeci	36.20 47.48 70.19	36.97 54.73 62.29	13.83%	Półścięgnisty	12.23 13.09 14.94	12.74 14.88 17.64	11.47%	Czworoboczny uda	19.59 20.62 22.88	18.86 20.90 22.76	0.86%
Półścięgnisty	12.23 13.09 14.94	13.09 14.58 17.50	13.51%	Krawiecki	12.82 14.01 15.39	14.63 15.79 17.22	11.39% *	Strzałkowy długi	5.82 6.55 6.74	5.48 6.12 6.84	0.61%
Prostownik palucha	7.83 8.59 10.07	9.10 10.63 10.87	12.48%	Prostownik palców	2.28 2.52 3.83	2.80 3.25 3.93	11.13%	Przywodziciel długi	2.72 2.87 3.03	2.66 2.89 3.06	0.50%
Przywodziciel wielki	17.87 21.73 24.70	20.37 24.68 27.02	12.24%	Przywodziciel krótki	6.05 6.65 9.59	5.17 7.36 10.19	7.66%	Pośladkowy wielki	1.91 2.32 2.98	1.73 2.51 3.22	0.40%
Skośny zewnętrzny brzucha	13.55 14.39 17.21	13.80 15.54 20.57	11.92%	Półbłoniasty	4.24 4.86 5.96	4.28 5.62 6.13	6.71%	Prostownik palucha	7.83 8.59 10.07	7.84 8.51 10.22	0.22%

Półbłoniasty	4.24 4.86 5.96	5.05 5.47 6.25	10.74%	Strzałkowy długi	5.82 6.55 6.74	6.22 6.63 7.06	6.66%	Przywodziciel krótki	6.05 6.65 9.59	5.92 6.86 9.18	-1.64%
Pośladkowy średni	26.82 29.39 31.86	29.18 32.41 35.86	10.13%	Grzebieniowy	3.53 5.61 7.04	4.17 5.30 8.51	5.64%	Bliźniaczy	20.71 22.56 24.13	19.58 21.40 24.21	-2.58%
Przywodziciel długi	2.72 2.87 3.03	3.02 3.17 3.34	9.40% *	Przywodziciel długi	2.72 2.87 3.03	2.85 2.94 3.27	3.49%	Piszczałowy tylny	7.70 13.40 26.93	9.52 11.78 15.75	-14.39%
Prostownik grzbietu	3.43 3.71 3.88	3.64 3.93 4.08	7.22%	Strzałkowy krótki	29.71 31.66 32.32	28.38 30.91 34.26	2.35%	Grzebieniowy	3.53 5.61 7.04	3.07 5.37 6.66	-14.71%
Czworoboczny uda	2.57 3.28 3.45	3.31 3.56 4.36	5.11%	Czworoboczny uda	19.59 20.62 22.88	19.46 20.66 22.99	1.71%	Strzałkowy trzeci	36.20 47.48 70.19	30.44 40.18 47.97	-15.65%
Bliźniaczy	20.71 22.56 24.13	21.04 23.81 26.18	4.16%	Prostownik grzbietu	3.43 3.71 3.88	3.38 3.59 3.87	1.10%	Prostownik grzbietu	3.43 3.71 3.88	2.66 2.88 3.51	-16.25% *
Krawiecki	12.82 14.01 15.39	13.04 14.22 15.49	0.87%	Bliźniaczy	20.71 22.56 24.13	19.04 22.10 24.64	-2.62%	Płaszczkowaty	6.24 10.72 17.75	6.90 8.04 10.29	-22.87%

Analizując wpływ perturbacji Acc_ToeOff na siły generowane przez poszczególne mięśnie, zaobserwowano wzrost siły we wszystkich badanych mięśniach. Największe różnice (pierwszy klaster) obserwowano dla mięśni: lędźwiowego (83.67%), biodrowego (75.35%), brzuchatego (63.65%) oraz naprężacza powięzi szerokiej (63.59%). Wszystkie różnice w tej grupie były istotne statystycznie. W drugim klastrze istotne różnice obserwowano dla mięśni dwugłowego uda (58.68%), gruszkowatego (54.53%), grzebieniowego (48.94%), piszczelowego przedniego (46.48%), skośnego wewnętrznego brzucha (37.38%), zginacza długiego palców (32.65%) oraz prostownika palców (28.85%). Również w tej grupie wszystkie różnice były istotne statystycznie. W trzecim klastrze różnice istotne statystycznie zanotowano dla mięśni: czworogłowego uda (22.13%), zginacza długiego palucha (19.86%), strzałkowego długiego (19.03%), pośladkowego małego (17.47%), strzałkowego krótkiego (16.82%), smukłego (14.55%) i przywodziciela długiego (9.40%) (Tabela 11).

Analizując wpływ perturbacji Dec_ToeOff na siły generowane przez poszczególne mięśnie, zaobserwowano jej wzrost dla wszystkich mięśni, dla których różnice osiągnęły wymagany poziom istotności statystycznej. Największe różnice (pierwszy klaster) zaobserwowano dla mięśnia lędźwiowego (74.76%), gruszkowatego (68.29%) oraz dwugłowego uda (66.43%). W drugiej grupie istotne różnice wykazano dla mięśni brzuchatego (43.00%), przywodziciela wielkiego (41.42%), czworogłowego uda (39.14%), skośnego wewnętrznego (34.10%), piszczelowego przedniego (33.06%), zginacza długiego palców (31.52%), pośladkowego wielkiego (27.59%). W trzecim klastrze istotne różnice wykazano dla trzech mięśni: skośnego zewnętrznego brzucha (19.83%), smukłego (14.42%) oraz krawieckiego (11.39%) (Tabela 11).

Analiza wpływu perturbacji Dec_Initial na siły generowane przez poszczególne mięśnie wykazała wzrost siły mięśniowej we wszystkich badanych mięśniach, z wyjątkiem prostownika grzbietu. Największe różnice dotyczyły mięśni dwugłowego uda (34.09%), lędźwiowego (26.01%), brzuchatego (23.63%), gruszkowatego (22.23%) i przywodziciela wielkiego (18.81%). Drugi klaster zawierał trzy mięśnie dla których różnice okazały się istotne: pośladkowy średni (17.96%), czworogłowy uda (12.52%) oraz półścięgnisty (11.04%). W trzeciej grupie istotne różnice wykazano tylko dla jednego mięśnia: prostownika grzbietu, który średnio w szczytowym momencie generował siłę mniejszą o 16.25% (Tabela 11).

4.2 Porównanie parametrów kończyny odpowiadającej na perturbacje z parametrami chodu swobodnego

4.2.1 Parametry czasowo-przestrzenne

Dla każdego rodzaju perturbacji porównano parametry czasowo-przestrzenne kończyny odpowiadającej na perturbacje z analogicznymi parametrami dla chodu swobodnego (Tabela 12).

W przypadku chodu z perturbacjami Pre-Swing (Acc_ToeOff) zaobserwowano istotne skrócenie czasu cyklu chodu o 21.2%, czasu podporu o 22.9% oraz czasu przenoszenia o 17.9%. Kadencja zwiększyła się o 29.8%. Procentowy udział fazy podporu skrócił się o 2.7%, podczas gdy faza przenoszenia wydłużyła się o 5.1%, a faza podwójnego podporu wydłużyła się o 20.6%. Długość cyklu chodu zmniejszyła się o 26.1%, natomiast długość kroku wzrosła o 14.2%. Nie zaobserwowano istotnych różnic w czasie podwójnego podporu ani w szerokości kroku (Tabela 12).

Obecność perturbacji Pre-Swing (Dec_ToeOff) spowodowała wydłużenie czasu cyklu chodu o 54.3%, czasu podporu o 67.7%, czasu przenoszenia o 28.6%, a czasu podwójnego podporu aż o 240.3%. Kadencja zmniejszyła się o 33.8%. Procentowy udział fazy podporu wzrósł o 9.2%, podwójnego podporu o 119%, a udział fazy przenoszenia zmalał o 17.6%. Czas cyklu chodu uległ istotnemu wydłużeniu o 15.9%. Nie zaobserwowano istotnych różnic w szerokości ani długości kroku (Tabela 12).

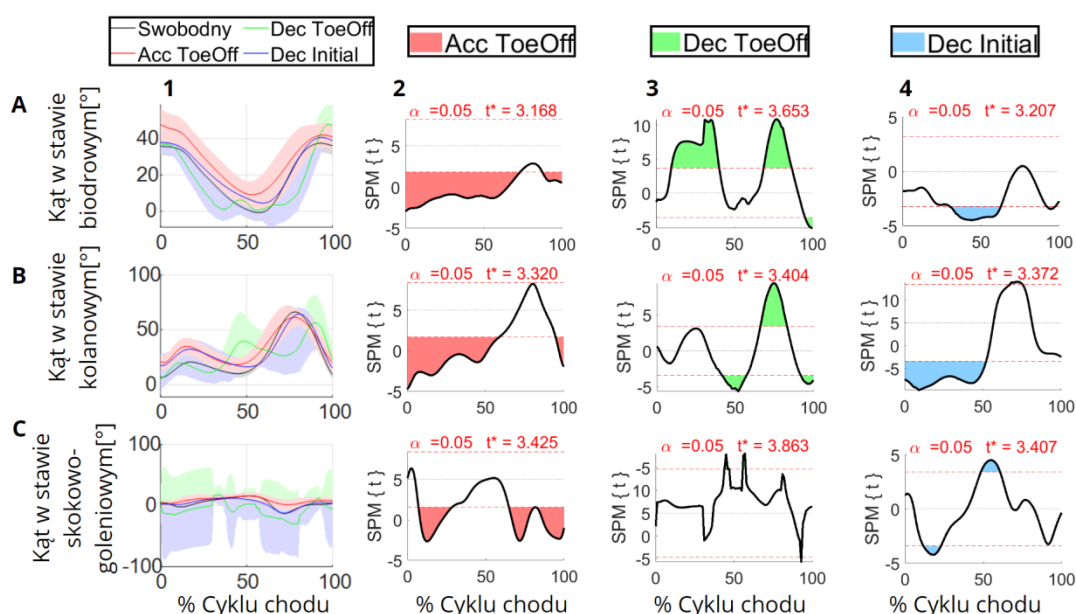
W warunkach perturbacji Dec_Initial zaobserwowano skrócenie czasu cyklu chodu o 8%, czasu podporu o 5.8%, czasu przenoszenia o 12.2%, a czasu podwójnego podporu o 18.6%. Kadencja zwiększyła się o 9.8%. Procentowy udział fazy podporu wydłużył się o 2.5%, podczas gdy procentowy udział fazy przenoszenia zmalał o 4.8%. Zarówno długość kroku, jak i cyklu chodu uległy skróceniu, odpowiednio o 33.6% i 11.6%. Nie zaobserwowano istotnych zmian w szerokości kroku ani w procentowym udziale fazy podwójnego podporu (Tabela 12).

Tabela 12: Kwartył dolny, mediana i kwartył górny wartości parametrów czasowo-przestrzennych dla chodu swobodnego (N) oraz dla kończyny wykonującej recovery step na zadane perturbacje (Acc_ToeOff, Dec_ToeOff, Dec_Initial), gdzie: p – prawdopodobieństwo testowe; * – różnice istotne statystycznie ($p < 0.05$); Q1 – dolny kwartył; Mdn. – mediana; Q3 – górny kwartył. Dane zaznaczone na czerwono odpowiadają perturbacjom Acc_ToeOff, zaznaczone na zielone – perturbacjom Dec_ToeOff, zaznaczone na niebiesko – perturbacjom Dec_Initial.

Parametr	Acc_ToeOff			Dec_ToeOff			Dec_Initial			N			Acc_ToeOff vs N	Dec_ToeOff vs N	Dec_Initial vs N
	Q1	Mdn.	Q3	Q1	Mdn.	Q3	Q1	Mdn.	Q3	Q1	Mdn.	Q3			
Czas cyklu chodu[s]	0.76	0.86	0.97	1.53	1.70	1.81	0.94	1.00	1.09	1.10	1.06	1.12	p = 0.0001*	p = 0.0001*	p = 0.0070*
Czas podporu [s]	0.48	0.54	0.61	1.06	1.28	1.34	0.65	0.67	0.73	0.72	0.70	0.74	p = 0.0001*	p = 0.0001*	p = 0.0367*
Czas przenoszenia [s]	0.26	0.30	0.34	0.38	0.43	0.51	0.29	0.32	0.39	0.38	0.36	0.39	p = 0.0001*	p = 0.0080*	p = 0.0027*
Czas podwójnego podporu [s]	0.13	0.16	0.21	0.44	0.66	0.76	0.11	0.14	0.16	0.17	0.16	0.17	p = 0.8111	p = 0.0001*	p = 0.0006*
Długość cyklu chodu [m]	0.64	0.83	0.89	1.13	1.28	1.42	0.79	0.96	1.10	1.07	1.03	1.09	p = 0.0001*	p = 0.0026*	p = 0.0039*
Szerokość kroku [m]	0.09	0.10	0.12	0.12	0.15	0.17	0.14	0.15	0.17	0.13	0.12	0.14	p = 0.0671	p = 0.0928	p = 0.0877
Długość kroku [m]	0.60	0.64	0.68	0.54	0.55	0.56	0.25	0.31	0.58	0.56	0.54	0.59	p = 0.0001*	p = 0.2025	p = 0.0001*
Kadencja [step/min]	61.86	69.77	78.95	33.15	35.41	39.22	55.05	60.00	63.83	54.55	53.81	56.60	p = 0.0001*	p = 0.0001*	p = 0.0063*
Faza podporu [%]	59.72	63.16	66.99	69.98	72.24	77.43	65.18	67.01	69.90	65.71	65.02	66.38	p = 0.0442*	p = 0.0007*	p = 0.0277*
Faza przenoszenia [%]	33.01	36.84	40.28	22.57	27.76	30.02	30.10	32.99	34.82	34.29	33.62	34.98	p = 0.0442*	p = 0.0007*	p = 0.0277*
Faza podwójnego podporu [%]	15.66	17.78	22.33	26.71	35.42	43.73	11.00	15.00	16.51	15.46	14.60	15.97	p = 0.0026*	p = 0.0001*	p = 0.2673

4.2.2 Parametry kinematyczne

Użycie metody SPM do analizy porównawczej krzywych kątów w stawach kończyn dolnych generowanych w chodzie swobodnym i chodzie z perturbacjami Acc_ToeOff pokazało pierwsze istotne różnice w stawie biodrowym dla dwóch obszarów cyklu chodu: [0 – 73.35]% oraz [87.38 – 100]% (Rycina 21 A2). ORIS był równy 85.97% cyklu chodu. W stawie kolanowym (Rycina 21 B2) różnice manifestowały się również w dwóch przedziałach cyklu chodu: [0 – 58.88]% oraz [94.84 – 100]%, a ORIS obejmował 64.04% cyklu chodu. Dla stawu skokowo-goleniowego (Rycina 21 C2) istotne różnice występowały w trzech obszarach cyklu chodu: [6.98 – 28.47]%, [64.77 – 81.94]% oraz [82.01 – 100]%. ORIS wynosił 56.64% cyklu chodu.



Rycina 21: Średnie i odchylenia standardowe krzywych kątów w stawie: (A) biodrowym, (B) kolanowym i (C) skokowo-goleniowym. Pierwsza kolumna (1) zawiera wykresy prezentujące zmiany kątów dla każdego stawu podczas chodu swobodnego (czarna linia) oraz podczas *recovery step* po wystąpieniu perturbacji Acc_ToeOff (czerwona linia), Dec_ToeOff (zielona linia) i Dec_Initial (niebieska linia). Analizy post-hoc zaprezentowano w kolumnach: (2) dla perturbacji Acc_ToeOff, (3) Dec_ToeOff i (4) Dec_Initial. Zacięniowane obszary w kolumnach 2, 3, 4 oznaczają różnice istotne statystycznie. α – próg istotności statystycznej; t^* – krytyczna wartość progowa.

Porównując wpływ perturbacji Dec_ToeOff na staw biodrowy (Rycina 21 A3) istotne różnice były obserwowane dla trzech obszarów cyklu chodu: [9.67 – 40.35]%, [68.68 – 86.70]% oraz [95.16 – 100]%, co dawało ORIS równy 53.54% cyklu chodu.

W stawie kolanowym (Rycina 21 B3) zauważono, że różnice manifestowały się w trzech grupach: [41.69 – 57.26]%, [66.09 – 83.14]% oraz [91.96 – 100]% cyklu chodu. ORIS obejmował 40.68% cyklu chodu. W stawie skokowo-goleniowym (Rycina 21 C3), różnice obserwowano na przestrzeni czterech krótkich stref: [43.93 – 45.99]%, [46.35 – 47.02]%, [55.62 – 57.52]% oraz [92.78 – 93.12]% cyklu chodu. ORIS zajmował tylko 4.97% cyklu chodu.

Obecność perturbacji Dec_Initial spowodowała, że w stawie biodrowym (Rycina 21 A4) istotne różnice pojawiły się w dwóch przedziałach: [30.17 – 62.88]% oraz [92.03 – 97.61]% cyklu chodu. ORIS wynosił 38.24% cyklu chodu. Dla stawu kolanowego (Rycina 21 B4) różnice obejmowały dwa przedziały: [0 – 52.09]% i [67.27 – 75.26]%, dające ORIS na poziomie 60.07% cyklu chodu. W stawie skokowo-goleniowym (Rycina 21 C4) różnice obejmowały dwa krótkie przedziały: [11.73 – 22.97]% oraz [48.43 – 60.74]% cyklu chodu. W efekcie ORIS obejmował 23.54% cyklu chodu.

Zestawienie wartości ORIS dla ustawienia kąтового analizowanych stawów kończyny odpowiadającej na poszczególne rodzaje perturbacji przedstawiono w Tabeli 13.

Tabela 13: ORIS dla ustawienia kąтового w analizowanych stawach dla kończyny odpowiadającej na poszczególne rodzaje perturbacji. Dane zaznaczone na czerwono odpowiadają perturbacjom Acc_ToeOff, zaznaczone na zielono – perturbacjom Dec_ToeOff, zaznaczone na niebiesko – perturbacjom Dec_Initial.

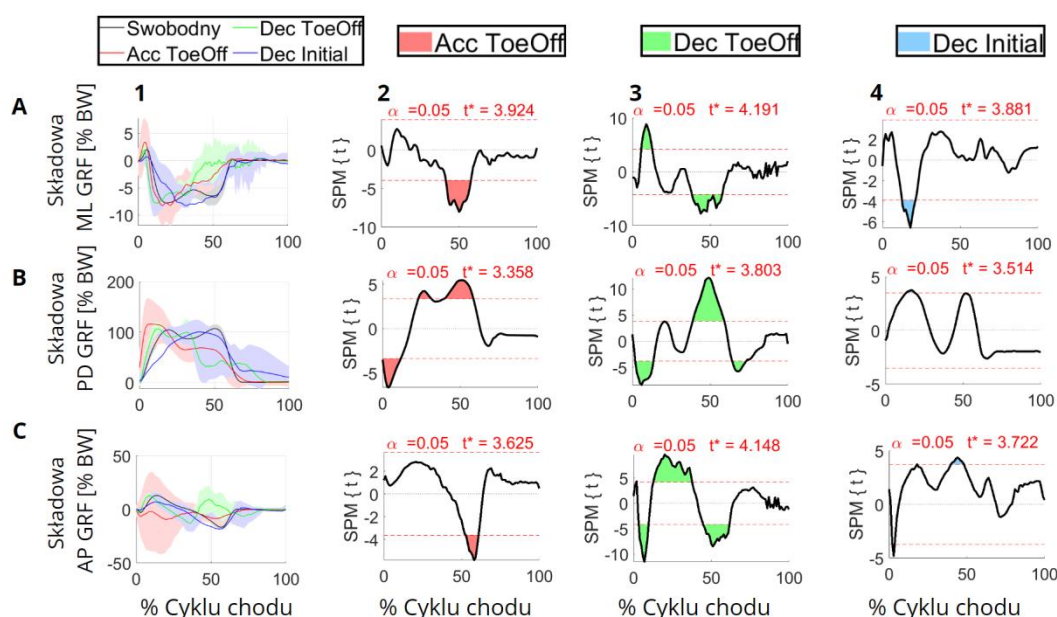
	Acc_ToeOff	Dec_ToeOff	Dec_Initial
Staw biodrowy	85.97%	53.54%	38.24%
Staw kolanowy	64.04%	40.68%	60.07%
Staw skokowo-goleniowy	56.64%	4.97%	23.54%

4.2.3 Parametry kinetyczne

4.2.3.1 Siły reakcji podłoża

Obecność perturbacji Acc_ToeOff wywołała istotne różnice dla przebiegu składowej ML siły reakcji podłoża (Rycina 22 A2) w jednym obszarze: [41.47 – 57.63]%, więc ORIS wynosił 16.16% cyklu chodu. Dla składowej PD siły reakcji podłoża (Rycina 22 B2) różnice manifestowały się w trzech obszarach: [0 – 11.75]%, [22.90 – 31.40]% i [39.47 – 58.42]% cyklu chodu. ORIS obejmował 39.19% cyklu chodu. Dla składowej AP siły reakcji

podłoża (Rycina 22 C2) istotne różnice obserwowano w jednym obszarze: [52.59 – 60.94]%, czyli ORIS był równy 8.35% cyklu chodu.



Rycina 22: Średnie i odchylenia standardowe krzywych sił reakcji podłoża dla składowej: (A) boczno-przyśrodkowej (ML), (B) pionowej (PD) i (C) przednio-tylnej (AP). Pierwsza kolumna (1) zawiera wykresy prezentujące zmiany sił reakcji podłoża podczas chodu swobodnego (czarna linia) oraz podczas *recovery step* po wystąpieniu perturbacji Acc_ToeOff (czerwona linia), Dec_ToeOff (zielona linia) i Dec_Initial (niebieska linia). Analizy post-hoc zaprezentowano w kolumnach: (2) dla perturbacji Acc_ToeOff, (3) Dec_ToeOff i (4) Dec_Initial. Zacięte obszary w kolumnach 2, 3, 4 oznaczają różnice istotne statystycznie. α – próg istotności statystycznej; t^* – krytyczna wartość progu.

Analizując odpowiedź na perturbację Dec_ToeOff dla składowej ML siły reakcji podłoża (Rycina 22 A3) istotne różnice były obserwowane w dwóch obszarach: [5.76 – 12.86]% i [38.38– 57.87]% cyklu chodu. ORIS obejmował 26.59% cyklu chodu. Dla składowej PD siły reakcji podłoża (Rycina 22 B3) zauważono istotne różnice w trzech momentach: [1.88 – 13.61]%, [38.84 – 59.20]% oraz [64.21 – 73.38]% cyklu chodu. ORIS był równy 41.26% cyklu chodu. Z kolei różnice w składowej przednio-tylnej (AP) siły reakcji podłoża (Rycina 22 C3) obserwowano w czterech przedziałach: [1.81 – 2.02]%, [3.37 – 9.70]%, [12.70 – 37.72]% i [44.79 – 61.72]% cyklu chodu. ORIS wyniósł 48.50% całego cyklu chodu.

Metoda SPM dla perturbacji Dec_Initial pokazała istotne różnice dla składowej ML siły reakcji podłoża (Rycina 22 A4) w jednym obszarze: [12.56 – 21.25]% cyklu chodu.

ORIS obejmował 8.69% cyklu chodu. Różnice dla składowej PD sił reakcji podłoża (Rycina 22 B4) były najmniejsze (ORIS jedynie 5.72% cyklu chodu), obecne tylko w jednym przedziale: [13.38 – 19.10]% cyklu chodu. Dla składowej AP siły reakcji podłoża (Rycina 22 C4) różnice zaobserwowano w trzech przedziałach: [2.16 – 3.61]%, [17.93 – 18.07]% i [39.78 – 48.18]% cyklu chodu. Tutaj, ORIS wynosił 10% cyklu chodu.

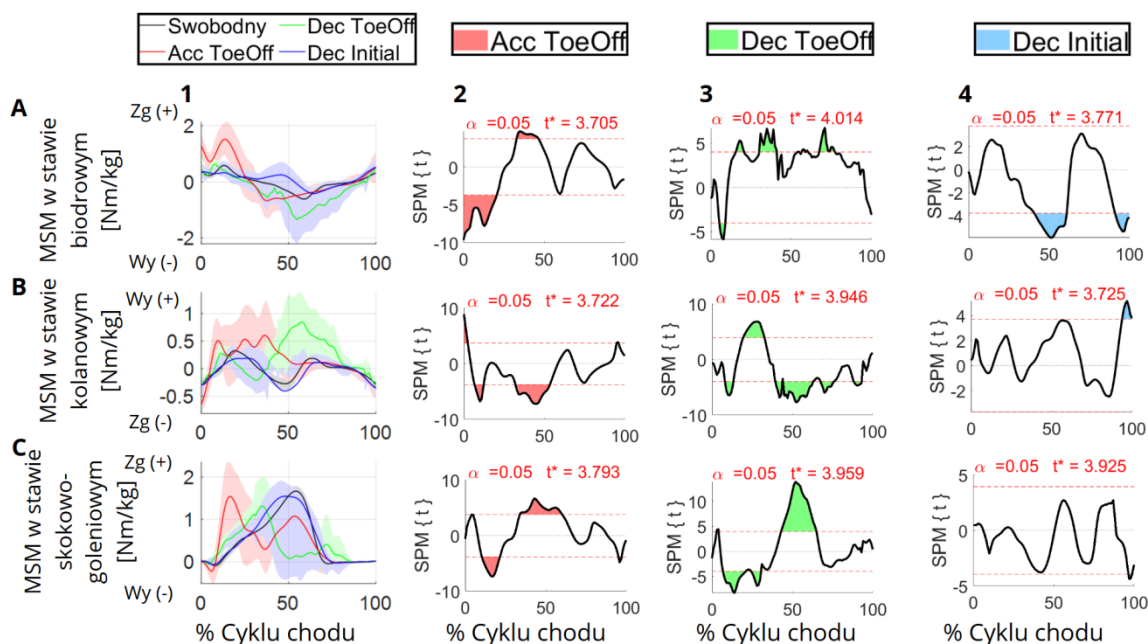
Zestawienie wartości ORIS dla sił reakcji podłoża kończyny odpowiadającej na poszczególne rodzaje perturbacji przedstawiono w Tabeli 14.

Tabela 14: ORIS dla wartości składowych sił reakcji podłoża dla kończyny odpowiadającej na poszczególne rodzaje perturbacji. ML – składowa boczno-przyśrodkowa sił reakcji podłoża; PD – składowa pionowa sił reakcji podłoża; AP – składowa przednio-tylna sił reakcji podłoża. Dane zaznaczone na czerwono odpowiadają perturbacjom Acc_ToeOff, zaznaczone na zielono – perturbacjom Dec_ToeOff, zaznaczone na niebiesko – perturbacjom Dec_Initial.

	Acc_ToeOff	Dec_ToeOff	Dec_Initial
ML	16.16%	26.59%	8.69%
PD	39.19%	41.26%	5.72%
AP	8.35%	48.50%	10.00%

4.2.3.2 Momenty sił mięśniowych

Analizując odpowiedź na perturbacje Acc_ToeOff dla krzywych momentów sił mięśniowych w stawie biodrowym (Rycina 23 A2), metoda SPM pokazała istotne różnice w dwóch obszarach: [0 – 20.67]% oraz [32.99 – 46.70]% cyklu chodu. ORIS obejmował 34.39% cyklu chodu. W stawie kolanowym (Rycina 23 B2) różnice manifestowały się w czterech obszarach: [0 – 2.42]%, [6.62 – 12.32]%, [32.05 – 53.49]% oraz [94.96 – 96.17]% cyklu chodu. ORIS wynosił 30.77% cyklu chodu. Dla stawu skokowo-goleniowego (Rycina 23 C2) istotne różnice występowały w czterech przedziałach cyklu chodu: [3.99–4.10]%, [10.37–21.61]%, [33.92 – 60.35]% oraz [95.29–97.28]%. ORIS stanowił 39.79% cyklu chodu.



Rycina 23: Średnie i odchylenia standardowe krzywych momentów sił mięśniowych (MSM) w stawie: (A) biodrowym, (B) kolanowym i (C) skokowo-goleniowym. Pierwsza kolumna (1) zawiera wykresy prezentujące zmiany momentów sił mięśniowych dla każdego stawu podczas chodu swobodnego (czarna linia) oraz podczas *recovery step* po wystąpieniu perturbacji Acc_ToeOff (czerwona linia), Dec_ToeOff (zielona linia) i Dec_Initial (niebieska linia). Analizy post-hoc zaprezentowano w kolumnach: (2) dla perturbacji Acc_ToeOff, (3) Dec_ToeOff i (4) Dec_Initial. Zacięniowane obszary w kolumnach 2, 3, 4 oznaczają różnice istotne statystycznie. α – próg istotności statystycznej; t^* – krytyczna wartość progowa; Zg – zginający moment sił mięśniowych; Wy – prostujący moment sił mięśniowych.

Obecność perturbacji Dec_ToeOff spowodowała w stawie biodrowym (Rycina 23 A3) istotne różnice widoczne w siedmiu obszarach cyklu chodu: [5.43 – 9.10]%, [15.59 – 20.76]%, [30.12 – 41.06]%, [53.93 – 55.10]%, [56.53 – 58.90]%, [59.16 – 60.56]% oraz [67.44 – 77.26]%. ORIS wynosił 34.55% cyklu chodu. W stawie kolanowym (Rycina 23 B3) różnice pojawiły się w sześciu przedziałach: [8.06 – 13.34]%, [19.42 – 32.65]%, [39.41 – 43.83]%, [44.16 – 62.98]%, [67.47 – 76.00]% oraz [88.14 – 93.09]% cyklu chodu, a ORIS był równy 55.24% cyklu chodu. Dla stawu skokowo-goleniowego (Rycina 23 C3), różnice obserwowano na przestrzeni czterech przedziałów: [2.87 – 4.13]%, [6.83 – 21.08]%, [24.32 – 30.53]% oraz [42.96 – 65.03]% cyklu chodu. ORIS był równy 43.80% cyklu chodu.

Dla stawu biodrowego, obecność perturbacji Dec_Initial spowodowała pojawienie się różnic istotnych statystycznie w dwóch przedziałach: [40.90 – 61.07]% oraz [91.08 –

100]% cyklu chodu (Rycina 23 A4). Tutaj ORIS obejmował 29.09% cyklu chodu. Dla stawu kolanowego (Rycina 23 B4) różnice obejmowały tylko jeden przedział: [93.89 – 100]%, a ORIS stanowił 6.11% cyklu chodu. Dla stawu skokowo-goleniowego (Rycina 23 C4) różnice względem chodu swobodnego obejmowały jeden krótki przedział cyklu chodu: [96.55 – 98.69]%, ORIS = 2.14% cyklu chodu.

Zestawienie wartości ORIS dla momentów sił mięśniowych kończyny odpowiadającej na poszczególne rodzaje perturbacji przedstawiono w Tabeli 15.

Tabela 15: ORIS dla momentów sił mięśniowych w analizowanych stawach dla kończyny odpowiadającej na poszczególne rodzaje perturbacji. Dane zaznaczone na czerwono odpowiadają perturbacjom Acc_ToeOff, zaznaczone na zielono – perturbacjom Dec_ToeOff, zaznaczone na niebiesko – perturbacjom Dec_Initial.

	Acc_ToeOff	Dec_ToeOff	Dec_Initial
Staw biodrowy	34.39%	34.55%	29.09%
Staw kolanowy	30.77%	55.24%	6.11%
Staw skokowo-goleniowy	39.79%	43.80%	2.14%

4.2.4 Siły mięśniowe

Wartości pierwszego kwartyłu, mediany oraz trzeciego kwartyłu wraz z procentowymi różnicami względem chodu swobodnego oraz określenie istotności statystycznej tych różnic zestawiono w Tabeli 16. Znak „-” przed wartością procentową oznacza, że dany mięsień generował mniejszą siłę podczas perturbacji niż podczas chodu swobodnego.

Tabela 16: Procentowe różnice w siłach generowanych przez poszczególne mięśnie kończyny odpowiadającej na perturbacje a siłami generowanymi podczas chodu swobodnego wraz z poziomami istotności statystycznej określonej testem Wilcoxona. Odcieniami czerwieni zaznaczono kolejne klastry dla perturbacji Acc_ToeOff, odcieniami zieleni kolejne klastry dla perturbacji Dec_ToeOff, odcieniami niebieskiego kolejne klastry dla perturbacji Dec_Initial.

Swob. – chód swobodny; Rec. – recovery step; * – $p < 0.05$; ** – $p < 0.001$; Q1 – dolny kwartył; Mdn. – mediana; Q3 – górny kwartył.

Acc_ToeOff				Dec_ToeOff				Dec_Initial			
Mięsień	Swob. (Q1, Mdn, Q3)	Rec. (Q1, Mdn, Q3)	% różnicy	Mięsień	Swob. (Q1, Mdn, Q3)	Rec. (Q1, Mdn, Q3)	% różnicy	Mięsień	Swob. (Q1, Mdn, Q3)	Rec. (Q1, Mdn, Q3)	% różnicy
Piszczelowy przedni	28.91 51.47 62.87	62.63 71.65 79.40	42.71% *	Naprężacz powięzi szerokiej	1.83 2.89 3.61	4.20 5.78 7.97	118.86% **	Piszczelowy tylny	7.70 13.40 26.93	7.83 31.01 44.38	69.34% *
Lędźwiowy	4.73 5.57 6.39	5.72 7.19 10.31	41.94% *	Biodrowy	6.46 9.06 12.37	13.73 16.57 28.29	115.57% **	Płaszczkowaty	6.24 10.72 17.75	6.15 16.43 30.45	49.01%
Gruszkowaty	4.88 5.67 6.20	7.00 8.00 9.37	40.93% **	Pośladkowy wielki	1.91 2.32 2.98	4.40 5.02 5.73	101.37% **	Strzałkowy trzeci	36.20 47.48 70.19	38.61 74.73 101.27	46.31% *
Skośny wewnętrzny	27.14 34.21 43.51	46.81 51.45 53.84	39.83% **	Piszczelowy tylny	7.70 13.40 26.93	24.47 28.41 32.65	78.39% **	Biodrowy	6.46 9.06 12.37	7.50 9.96 12.12	36.28%
Brzuchaty	16.77 18.57 21.43	22.69 25.34 28.20	36.97% **	Przywodziciel krótki	6.05 6.65 9.59	11.25 12.34 16.18	75.33% **	Dwugłowy uda	9.80 10.83 11.51	10.63 13.03 20.31	33.53% *
Zginacz długi palców	18.79 24.73 31.05	32.76 35.39 37.09	34.61% **	Grzebieniowy	3.53 5.61 7.04	8.36 9.43 12.20	70.17% **	Piszczelowy przedni	28.91 51.47 62.87	49.82 59.18 73.07	30.91% *

Czworogłowy uda	2.57 3.28 3.45	3.54 3.87 4.35	29.61% **	Płaszczkowaty	6.24 10.72 17.75	15.98 20.43 23.50	67.41% *	Naprężacz powięzi szerokiej	1.83 2.89 3.61	1.80 2.78 3.48	27.05%
Dwugłowy uda	9.80 10.83 11.51	11.02 12.06 16.17	22.24% *	Strzałkowy trzeci	36.20 47.48 70.19	63.48 79.20 99.63	54.00% **	Gruszkowaty	4.88 5.67 6.20	5.45 7.06 8.74	23.26% *
Pośladkowy wielki	1.91 2.32 2.98	2.45 3.41 3.55	21.17%	Lędźwiowy	4.73 5.57 6.39	5.98 7.73 11.02	48.07% *	Przywodziciel krótki	6.05 6.65 9.59	6.22 8.51 11.25	19.20%
Naprężacz powięzi szerokiej	1.83 2.89 3.61	2.29 2.59 4.16	19.80%	Gruszkowaty	4.88 5.67 6.20	7.42 8.55 9.18	47.43% **	Lędźwiowy	4.73 5.57 6.39	4.00 6.53 8.80	18.99%
Biodrowy	6.46 9.06 12.37	8.66 9.78 12.61	18.99%	Dwugłowy uda	9.80 10.83 11.51	13.77 16.51 18.47	47.01% **	Skośny zewnątrzny brzucha	13.55 14.39 17.21	14.19 17.55 19.57	18.92%
Zginacz długi palucha	11.90 14.86 16.03	14.72 16.22 16.97	14.96% *	Pośladkowy mały	3.73 4.24 4.67	5.04 5.63 6.73	40.56% **	Półścięgnisty	12.23 13.09 14.94	14.21 16.57 18.48	18.57% *
Przywodziciel wielki	17.87 21.73 24.70	22.40 25.73 27.95	11.78%	Prostownik palców	2.28 2.52 3.83	3.34 4.03 4.41	32.70% *	Pośladkowy wielki	1.91 2.32 2.98	1.74 2.53 3.94	18.31%
Smukły	4.36 4.75 5.42	4.79 5.13 5.86	8.65%	Półścięgnisty	12.23 13.09 14.94	16.16 17.41 19.50	31.15% **	Pośladkowy mały	3.73 4.24 4.67	4.21 5.34 5.61	17.76% *
Pośladkowy średni	26.82 29.39 31.86	29.34 31.95 35.43	8.38%	Skośny wewnętrzny	27.14 34.21 43.51	40.90 45.21 50.52	30.01% *	Skośny wewnętrzny	27.14 34.21 43.51	34.16 41.72 45.24	14.43%
Przywodziciel długi	2.72 2.87 3.03	2.99 3.13 3.38	8.17% *	Zginacz długi palców	18.79 24.73 31.05	28.26 32.62 36.56	29.83% *	Prostownik palucha	7.83 8.59 10.07	8.77 10.08 11.05	13.62%

Strzałkowy trzeci	36.20 47.48 70.19	39.85 53.31 71.37	7.90%	Skośny zewnętrzny brzucha	13.55 14.39 17.21	16.43 18.35 19.84	28.39% *	Przywodziciel wielki	17.87 21.73 24.70	20.57 23.39 29.02	13.19%
Krawiecki	12.82 14.01 15.39	13.92 14.71 16.09	5.16%	Pośladkowy średni	26.82 29.39 31.86	28.95 38.88 42.77	26.29% *	Grzebieniowy	3.53 5.61 7.04	4.47 5.38 8.72	12.29%
Prostownik palców	2.28 2.52 3.83	2.61 3.11 3.49	4.88%	Czworogłowy uda	2.57 3.28 3.45	3.24 3.76 4.25	25.98% *	Półbłoniasty	4.24 4.86 5.96	5.47 5.84 6.12	11.60%
Czworoboczny uda	19.59 20.62 22.88	18.40 22.45 24.49	3.50%	Półbłoniasty	4.24 4.86 5.96	5.53 6.16 6.86	25.56% *	Brzuchaty	16.77 18.57 21.43	18.11 19.89 25.31	11.55%
Strzałkowy długi	5.82 6.55 6.74	5.98 6.47 6.91	3.22%	Piszczałowy przedni	28.91 51.47 62.87	52.99 62.25 65.88	24.01%	Zginacz długi palców	18.79 24.73 31.05	23.65 28.46 31.48	10.63%
Strzałkowy krótki	29.71 31.66 32.32	28.79 31.24 35.48	3.18%	Strzałkowy długi	5.82 6.55 6.74	6.87 7.26 8.19	21.57% **	Pośladkowy średni	26.82 29.39 31.86	29.82 33.60 37.80	10.37%
Bliźniaczy	20.71 22.56 24.13	21.05 23.19 25.18	1.82%	Czworoboczny uda	19.59 20.62 22.88	23.21 25.54 26.83	21.04% **	Prostownik grzbietu	3.43 3.71 3.88	3.67 3.79 4.07	9.04%
Piszczałowy tylny	7.70 13.40 26.93	10.23 13.91 21.35	1.72%	Brzuchaty	16.77 18.57 21.43	19.96 21.12 23.51	19.20% *	Smukły	4.36 4.75 5.42	4.84 5.21 5.76	8.90%
Półścięgnisty	12.23 13.09 14.94	11.61 14.13 15.45	1.45%	Bliźniaczy	20.71 22.56 24.13	25.13 26.41 27.33	16.44% **	Zginacz długi palucha	11.90 14.86 16.03	13.87 15.55 16.27	8.72%
Płaszczkowaty	6.24 10.72 17.75	7.81 11.21 15.06	1.37%	Przywodziciel wielki	17.87 21.73 24.70	23.38 25.61 29.99	16.27% *	Czworogłowy uda	2.57 3.28 3.45	2.74 3.42 3.74	5.53%

Półbłoniasty	4.24 4.86 5.96	4.32 4.89 6.03	1.25%	Prostownik palucha	7.83 8.59 10.07	9.07 10.22 10.97	13.25%	Strzałkowy długi	5.82 6.55 6.74	5.85 6.43 7.18	4.94%
Pośladkowy mały	3.73 4.24 4.67	3.54 4.15 4.66	0.48%	Zginacz długi palucha	11.90 14.86 16.03	13.90 15.08 16.62	10.82%	Prostownik palców	2.28 2.52 3.83	2.09 3.17 3.99	3.33%
Grzebieniowy	3.53 5.61 7.04	3.99 6.04 8.13	-0.42%	Krawiecki	12.82 14.01 15.39	13.90 15.17 16.99	10.03% *	Strzałkowy krótki	29.71 31.66 32.32	27.10 30.87 34.04	2.28%
Przywodziciel krótki	6.05 6.65 9.59	4.68 8.14 8.83	-1.43%	Przywodziciel długi	2.72 2.87 3.03	3.13 3.20 3.34	9.90% **	Przywodziciel długi	2.72 2.87 3.03	2.67 2.93 3.06	0.75%
Prostownik palucha	7.83 8.59 10.07	7.65 8.68 9.64	-2.37%	Smukły	4.36 4.75 5.42	5.14 5.33 5.86	9.62%	Krawiecki	12.82 14.01 15.39	11.99 13.88 15.05	-2.44%
Skośny zewnątrzny brzucha	13.55 14.39 17.21	11.51 13.92 15.52	-8.08%	Prostownik grzbietu	3.43 3.71 3.88	3.59 3.86 4.23	9.19% *	Czworoboczny uda	19.59 20.62 22.88	15.74 20.44 22.52	-6.45%
Prostownik grzbietu	3.43 3.71 3.88	2.38 2.87 3.60	-14.57% *	Strzałkowy krótki	29.71 31.66 32.32	30.29 32.50 38.80	7.26%	Bliźniaczy	20.71 22.56 24.13	17.26 20.48 22.88	-8.35%

Badając wpływ perturbacji Acc_ToeOff na siły generowane przez poszczególne mięśnie dla wszystkich mięśni, gdzie odnotowano różnice istotne statystycznie obserwowano wzrost generowanej siły z wyjątkiem mięśnia prostownika grzbietu. Największe różnice (klaster pierwszy) obserwowano dla mięśni: piszczelowego przedniego (42.71%), lędźwiowego (41.94%), gruszkowatego (40.93%), skośnego wewnętrznego (39.83%), brzuchatego (36.97%) i zginacza długiego palców (34.61%). Wszystkie różnice w tej grupie były istotne statystycznie. W drugim klastrze istotne różnice obserwowano dla mięśni: czworogłowego uda (29.61%), dwugłowego uda (22.24%) oraz zginacza długiego palucha (14.96%). W trzecim klastrze istotne różnice dotyczyły tylko dwóch mięśni: przywodziciela długiego – wzrost siły o 8.17% oraz prostownika grzbietu – spadek generowanej siły o 14.57% (Tabela 16).

Analizując wpływ perturbacji Dec_ToeOff obserwowano wzrost generowanej siły mięśniowej we wszystkich mięśniach, dla których różnice osiągnęły wymagany poziom istotności statystycznej. Największe różnice zaobserwowano dla mięśnia: naprężacza powięzi szerokiej (118.86%), biodrowego (115.57%) oraz pośladkowego wielkiego (101.37%). W drugim klastrze istotne różnice wykazano dla mięśnia: piszczelowego tylnego (78.39%), przywodziciela krótkiego (75.33%), grzebieniowego (70.17%), płaszczkowatego (67.41%), strzałkowego trzeciego (54.00%), lędźwiowego (48.07%), gruszkowatego (47.43%), dwugłowego uda (47.01%) i pośladkowego małego (40.56%). W trzecim klastrze istotne różnice wykazano dla: prostownika palców (32.70%), półścięgnistego (31.15%), skośnego wewnętrznego (30.01%), zginacza długiego palców (29.83%), skośnego zewnętrznego brzucha (28.39%), pośladkowego średniego (26.29%), czworogłowego uda (25.98%), półbłoniastego (25.56%), strzałkowego długiego (21.57%), czworobocznego uda (21.04%), brzuchatego (19.20%), bliźniaczego (16.44%), przywodziciela wielkiego (16.27%), krawieckiego (10.03%), przywodziciela długiego (9.90%) oraz prostownika grzbietu (9.19%) (Tabela 16).

Badając wpływ perturbacji Dec_Initial dla wszystkich mięśni wykazano wzrost generowanej siły mięśniowej. Największe różnice dotyczyły mięśnia piszczelowego tylnego – 69.34%. Drugi klaster zawierał cztery mięśnie, dla których różnice okazały się istotne: strzałkowy trzeci (46.31%), dwugłowy uda (33.53%), piszczelowy przedni (30.91%) i gruszkowaty (23.26%). W trzeciej grupie istotne różnice wykazano dla dwóch mięśni: półścięgnistego (18.57%) i pośladkowego małego (17.76%) (Tabela 16).

5. Dyskusja

Celem niniejszej dysertacji była identyfikacja parametrów czasowo-przestrzennych, kinematycznych i kinetycznych chodu, które są najbardziej podatne na perturbacje występujące w fazach Initial Contact (IC) i Pre-Swing (PSw) cyklu chodu oraz określenie udziału sił mięśniowych kończyn dolnych w odpowiedzi na te zakłócenia. Dodatkowo, do celów szczegółowych należało opisanie strategii odzyskiwania równowagi po wystąpieniu perturbacji w płaszczyźnie strzałkowej, w fazie PSw i IC cyklu chodu, oraz identyfikacja kompensacyjnych zmian parametrów kinematycznych i kinetycznych na zadane perturbacje. W ramach badań postawiono również dwa pytania badawcze: (1) Która z perturbacji wywołuje największe zmiany w parametrach chodu w porównaniu do chodu swobodnego?; (2) Które mięśnie generują najwyższe siły w odpowiedzi na wprowadzone perturbacje?

Przeprowadzony na wstępie przegląd systematyczny literatury pokazał, że niniejsze badanie jest pierwszym, które wykorzystuje oprogramowanie OpenSim do szacowania wartości sił mięśniowych generowanych w reakcji na zakłócenia obecne w dziedzinie cyklu chodu.

Dyskusja została podzielona na sześć podrozdziałów. W pierwszych pięciu zostały omówione kolejno obserwowane reakcje w parametrach czasowo-przestrzennych, kinematycznych, siłach reakcji podłoża, momentach sił mięśniowych i szczytowych wartościach sił mięśniowych. Każdy z tych podrozdziałów składał się z dwóch części. W części pierwszej opisano różnice pomiędzy chodem swobodnym a reakcjami kończyny poddawanej perturbacjom. W drugiej części opisano różnice pomiędzy chodem swobodnym a *recovery step*. Każda część jest podzielona na trzy akapity opisujące kolejno perturbacje Acc_ToeOff, Dec_ToeOff i Dec_Initial. W podrozdziałach 5.2, 5.3 i 5.4 opisywane różnice są odnoszone do przedziałów procentowych faz cyklu chodu swobodnego. Ostatni, szósty podrozdział opisuje, który rodzaj perturbacji był najtrudniejszy do skompensowania w odniesieniu do wielkości ORIS.

Już na początku warto zaznaczyć, że nieoczekiwanym aspektem badania było wystąpienie istotnych statystycznie różnic w parametrach kinematycznych i kinetycznych jeszcze przed wystąpieniem perturbacji w fazie PSw (perturbacje Acc_ToeOff i Dec_ToeOff) mimo, że uczestnicy nie wiedzieli, kiedy dokładnie one nastąpią. Można

wykluczyć, że był to wynik opóźnienia działania systemu GRAIL i D-Flow, ponieważ jak dowodzą Golyski et al. (2022) średnie opóźnienie wynosi 56 ms. Warto jednak rozważyć dwie hipotezy. Obydwie związane są z faktem występowania zmian w chodzie osób świadomych możliwego wystąpienia perturbacji chodu (Swart et al., 2020). Po pierwsze, sam fakt udziału w badaniu mógł powodować, że uczestnicy podświadomie oczekiwali jakiegoś zakłócenia chodu. Z upływem czasu, gdy brak perturbacji budził coraz większą niepewność, uczestnicy mogli modyfikować swój chód. Druga hipoteza zakłada, że osoby, które zakończyły pomiary komunikowały się z uczestnikami oczekującymi na badanie, potencjalnie przekazując informacje na temat protokołu pomiarowego. Świadomość wystąpienia perturbacji w pewnym punkcie czasowym mogła spowodować modyfikację chodu osób badanych.

5.1 Różnice parametrów czasowo-przestrzennych

5.1.1 Reakcje kończyny poddawanej perturbacjom

W reakcji na nagłe przyspieszenie bieżni w fazie PSw (Acc_ToeOff) mające symulować poślizgnięcie zaobserwowano, że badani wykonywali częstsze, krótsze kroki. Był to wynik obserwowanego skrócenia czasu cyklu chodu w tym fazy podporu, podwójnego podporu i przenoszenia. Zbliżone wyniki otrzymali Chodkowska et al. (2024a). Przeprowadzając przegląd literatury z zakresu reakcji na perturbacje podczas chodu zauważyli, że reakcjami na poślizgnięcia było wykonywanie krótszych, szybszych i częstszych kroków.

W reakcji na nagłe spowolnienie pasa bieżni w fazie PSw (Dec_ToeOff), które miało symulować potknięcie, badani wykazywali tendencję do stawiania dłuższych kroków. Świadczy o tym wydłużenie czasu cyklu chodu, w tym czasu fazy podporu i podwójnego podporu, zmniejszenie kadencji oraz wydłużenie cyklu chodu. Zbliżone wyniki otrzymano w badaniu Chodkowska et al. (2024a). Autorzy wykazali istotne wydłużenie cyklu chodu, kroku i fazy podporu.

Spowolnienie pasa bieżni w fazie IC (Dec_Initial) w naszym badaniu miało symulować nagłe poślizgnięcie podczas kontaktu pięty z podłożem. W reakcji zaobserwowano wydłużenie cyklu chodu, w tym fazy podporu i fazy podwójnego podporu. Skróceniu uległ z kolei czas przenoszenia. Pomimo tego, obserwowano zmniejszenie

kadencji kroków. Podobne wyniki otrzymali Aprigliano et al. (2015) którzy na skutek poślizgnięcia w fazie IC również obserwowali wydłużenie czasu trwania cyklu chodu. Jednakże Aprigliano et al. (2017) wykazali przeciwne reakcje. Po wywołaniu poślizgnięcia w fazie IC zaobserwowali skrócenie czasu cyklu chodu, zmniejszenie procentowego udziału fazy podporu, a także zmniejszenie długości i szerokości kroku. Możliwe, że obserwowane różnice wynikają z odmiennego od naszego protokołu badania, ponieważ po wywołaniu perturbacji bieżni ulegała całkowitemu zatrzymaniu. Swart et al. (2020) obserwowali reakcje na nagłe przyspieszenie obydwu pasów bieżni w fazie IC. Wykazano zmniejszenie długości kroku oraz skrócenie czasu fazy podporu. Co ważne, nie zaobserwowano istotnych zmian szerokości kroku. Z kolei Shokouhi et al. (2024) spowalniając bieżnię w fazie IC obserwowali zmniejszenie długości kroku i jednocześnie zwiększenie jego szerokości. Są to wyniki odmiennie od naszych. Wprawdzie w naszym badaniu rejestrowaliśmy zmniejszenie długości kroku, lecz różnice nie były istotne statystycznie. Co więcej, w naszym badaniu nie wykazano zwiększenia szerokości kroku. Możliwe, że przyczyny obserwowanych różnic można upatrywać w kończynie poddawanej perturbacjom. Jak donoszą Promsri et al. (2018) istnieją różnice w kontroli posturalnej pomiędzy kończyną dominującą i niedominującą. W naszym badaniu perturbacje wywoływano dla lewej, niedominującej kończyny dolnej. Shokouhi et al. (2024) wywoływali perturbacje dla prawej kończyny dolnej, jednak nie sprecyzowali czy była to kończyna dominująca czy nie. Co więcej, w naszym badaniu uczestnicy chodzili w obuwiu sportowym, podczas gdy u Shokouhi et al. (2024) – boso. Jak dowodzą Ren et al. (2022b) istnieją różnice w reakcjach na perturbacje w czasie chodu w butach i boso.

Można zauważyć, że reakcje na przyspieszenie bieżni polegały na wykonywaniu krótszych i szybszych kroków. Z kolei spowolnienie bieżni wiązało się z wydłużeniem cyklu chodu. Co więcej, dla wszystkich perturbacji reakcje obserwowano jedynie w płaszczyźnie strzałkowej. Nie wykazano istotnych różnic w szerokości chodu.

5.1.2 Reakcje kończyny wykonującej *recovery step*

Podczas *recovery step* w reakcji na nagłe przyspieszenie pasa bieżni w fazie PSw (Acc_ToeOff) obserwowano skrócenie czasu cyklu chodu, w tym czasu podporu i przenoszenia. Wiązało się to z większą kadencją kroków. Co ciekawe, obserwowano zmniejszenie długości cyklu chodu, ale wydłużenie kroku. Dodatkowo, wykazano

zmniejszenie udziału fazy podporu i zwiększenie udziału fazy przenoszenia oraz podwójnego podporu w cyklu chodu. Debelle et al. (2020) wywoływali perturbacje przez przyspieszenie bieżni w fazie podporu tak, że największa prędkość pasa bieżni był osiągnięta około 45% cyklu chodu. Zaobserwowali zmniejszenie BoS w momencie kontaktu pięty z podłożem podczas pierwszego *recovery step*. Pozostaje to zgodzie z naszymi wynikami, ponieważ wydłużenie kroku wiąże się z powiększeniem BoS (Neumann, 2017).

Reakcje kompensacyjne na nagłe spowolnienie bieżni w fazie PSw (Dec_ToeOff) podczas *recovery step* powodowały wydłużenie czasu cyklu chodu, w tym czasu fazy podporu, przenoszenia i podwójnego podporu. Również długość cyklu chodu uległa zwiększeniu. W efekcie notowano mniejszą kadencja. Zauważono również wzrost udziału fazy podporu w cyklu chodu kosztem zmniejszenia udziału fazy przenoszenia. Odmienne rezultaty otrzymali Lee et al. (2019), którzy w reakcji na nagłe zatrzymanie bieżni obserwowali skrócenie czasu potrzebnego do wykonania *recovery step*. Należy jednak podkreślić odmienny od naszego protokół pomiarowy. Lee et al. (2019) wywoływali perturbacje polegające na całkowitym zatrzymaniu bieżni. Dodatkowo, perturbacje wywoływano dla lewej kończyny dolnej, lecz moment ich rozpoczęcia następował w fazie IC prawej kończyny dolnej. Co więcej, zatrzymanie bieżni utrzymywano do momentu ponownego IC prawej kończyny dolnej. W naszym badaniu prędkość pasa bieżni ulegała chwilowemu zmniejszeniu i następnie wracała do zadanej.

Podczas *recovery step* w reakcji na spowolnienie bieżni w fazie IC (Dec_Initial) obserwowano skrócenie czasu cyklu chodu, w tym czasu podporu, podwójnego podporu i przenoszenia. Dodatkowo cykl chodu i krok były mniejszej długości, niż podczas chodu swobodnego. W efekcie istotnemu zwiększeniu uległa kadencja. Jednocześnie udział fazy podporu uległ zwiększeniu, a fazy przenoszenia – zmniejszeniu. Roeles et al. (2018) w reakcji na spowolnienie bieżni w fazie IC również obserwowali skrócenie długości kroku, z jednoczesnym zwiększeniem jego szerokości. Z kolei Ren et al. (2022a) po spowolnieniu bieżni w fazie IC obserwowali szerszy krok, lecz nie wykazali istotnych różnic w jego długości. Ren et al. (2022b) wykazali, że w reakcji na spowolnienie bieżni w fazie IC *recovery step* trwał więcej czasu i był dłuższy. Jednocześnie nie obserwowano istotnych różnic w szerokości kroku. Podobnie w naszym badaniu szerokość kroku pomimo, że uległa pewnemu zwiększeniu, nie okazała się istotna statystycznie.

Można zauważyć, że w reakcji na perturbacje mające symulować poślizgnięcie badani przejawiali tendencję do skracania i przyspieszania *recovery step*. Odmienne reakcje można zauważyć w reakcji na symulowane potknięcia. Badani starali się wydłużyć i spowolnić *recovery step*.

5.2 Różnice parametrów kinematycznych

5.2.1 Reakcje kończyny poddawanej perturbacjom

W reakcji na nagłe przyspieszenie bieżni w fazie PSw (Acc_ToeOff) zaobserwowano istotne różnice we wszystkich analizowanych stawach kończyny dolnej. W stawie biodrowym przyczyną istotnych różnic był większy zakres zgięcia w fazie MS oraz w całej fazie przenoszenia zaczynając od fazy ISw. Podobnie w stawie kolanowym istotne różnice wynikały z większego zakresu zgięcia w fazach MS i TS oraz w całej fazie przenoszenia zaczynając od fazy ISw. Z kolei dla stawu skokowo-goleniowego w fazie MS wykazano większy zakres wyprostu, następnie w fazach TS i PSw obserwowano wcześniejszy ruch zgięcia, by w fazach MSw i TSw obserwować istotnie większy zakres wyprostu. Również Ciunelis et al. (2024) w reakcji na przyspieszenie bieżni w fazie PSw obserwowali większy zakres zgięcia w stawach biodrowym i kolanowym kończyny poddawanej perturbacjom. Co więcej, także dla stawu skokowo-goleniowego wykazano wcześniejszy ruch zgięcia niż podczas chodu swobodnego.

W reakcji na nagłe spowolnienie pasa bieżni w fazie PSw (Dec_ToeOff) obserwowano istotne różnice we wszystkich analizowanych stawach. W stawie biodrowym istotne różnice będące wynikiem zgięciowego ustawienia stawu występowały od fazy MS do fazy ISw. Następnie w fazie MSw obserwowano istotnie mniejszy zakres zgięcia. Dla stawu kolanowego pierwsze różnice występowały w fazach od MS do PSw i były związane z większym zakresem zgięcia. Następnie podczas faz ISw i MSw obserwowano istotnie mniejsze zgięcie. Wreszcie w fazie TSw staw pozostawał w ustawieniu zgięciowym. W stawie skokowo-goleniowy pierwsze różnice występowały w fazie TS i były wynikiem mniejszego zakresu wyprostu. Następnie podczas fazy ISw obserwowano mniejszy zakres zgięcia. Zbliżone wyniki otrzymali Chodkowska et al. (2024b), którzy również wywoływali perturbacje przez nagłe spowolnienie bieżni w fazie PSw. Zaobserwowali, że w stawie biodrowym i kolanowym różnice obejmowały większość

cyklu chodu. Z kolei w stawie skokowo-goleniowym większość różnic obejmowała przedział pomiędzy 58% a 85% cyklu chodu.

Nagle spowolnienie pasa bieżni w fazie IC (Dec_Initial) wywołało istotne różnice we wszystkich analizowanych stawach. W stawie biodrowym istotne różnice obserwowano w fazach od TS do ISw, co było wynikiem mniejszego zakresu wyprostu w tym stawie. Następnie w fazie MSw różnice wynikały z dłuższego utrzymywania stawu w pozycji wyprostnej. Dla stawu kolanowego pierwsze różnice występowały w fazie od MS i były wynikiem mniejszego wyprostu w tym stawie. Następnie od ISw do MSw staw kolanowy był ustawiany w istotnie mniejszym zgięciu niż podczas chodu swobodnego. Wreszcie, podczas TSw obserwowano mniejszy wyprost w opisywanym stawie. W stawie skokowo-goleniowym pierwsze różnice obejmujące fazy TS i PSw wynikały z mniejszego zakresu wyprostu niż podczas chodu swobodnego. Następnie w fazach PSw i MSw obserwowano istotnie mniejszy zakres zgięcia. W badaniu Aprigliano et al. (2016) badacze wywoływali perturbacje w fazie IC. Zaobserwowali, że po nagłym przesunięciu bieżni w przód (*i.e.* poślizgnięciu) uczestnicy badania zmniejszali zakresy ruchu w stawie biodrowym, kolanowym i skokowo-goleniowym kończyny poddawanej perturbacjom. Obserwacje te są zgodne z naszymi. Zbliżone wyniki otrzymali również Ferber et al. (2002). Badacze analizowali reakcje na nagłe poślizgnięcia wywoływane za pomocą przesuwalnej platformy ukrytej w wyznaczonej ścieżce. Zaobserwowano, że w porównaniu z chodem swobodnym staw biodrowy w fazie MS pozostawał w większym zgięciu, staw kolanowy w fazie podporu przyjmował większe wartości ustawienia zgięciowego, a staw skokowo-goleniowy w fazach LR i MS ustawiony był w większym zakresie wyprostu.

Podsumowując wartości ORIS można zauważyć, że w stawie biodrowym najwięcej różnice obserwowano w reakcji na spowolnienie bieżni w fazie PSw. Nieco mniejsze wartości ORIS w stawie biodrowym wykazano dla przyspieszenia pasa bieżni w fazie PSw. Z kolei spowolnienie pasa bieżni w fazie IC wywołało najmniej różnic. Z kolei w stawie kolanowym największe wartości ORIS wykazano dla przyspieszenia pasa bieżni w fazie PSw. Nieco mniejsze dla spowolnienie pasa bieżni w fazie PSw, a najmniejsze – w reakcji na spowolnienie pasa bieżni w fazie IC. Również w stawie skokowo-goleniowym najwięcej różnic wykazano w reakcji na spowolnienie pasa bieżni w fazie

PSw. Drugie pod względem wielkości ORIS były perturbacje w fazie IC. Najmniejsze różnice wykazano dla spowolnienie pasa bieżni w fazie PSw.

5.2.2 Reakcje kończyny wykonującej *recovery step*

Podczas *recovery step* w odpowiedzi na nagłe przyspieszenie pasa bieżni w fazie PSw (Acc_ToeOff) istotne różnice ustawienia kąтового zaobserwowano dla wszystkich analizowanych stawów. W stawie biodrowym różnice obejmowały prawie cały cykl chodu z wyjątkiem fazy MSw. Różnice były wynikiem istotnie większego zakresu zgięcia w opisywanym stawie. Podobnie w stawie kolanowym różnice obserwowano przez większość fazy podporu i pod koniec fazy TSw. Również tutaj przyczyną rejestrowanych różnic był większy zakres zgięcia w opisywanym stawie. W stawie skokowo-goleniowym różnice występowały w fazach LR i MS, następnie w fazach ISw i MSw oraz w fazie TSw. Wszystkie były wynikiem większego zakresu wyprostu w opisywanym stawie. W toku przeprowadzonego przeglądu systematycznego Chodkowska et al. (2024a) stwierdzono, że nasze badanie jest pierwszym zgłębiającym zagadnienie wpływu perturbacji w fazie PSw na parametry kinematyczne podczas *recovery step*. Można jednak przypuszczać, że zwiększenie zakresu zgięcia w fazie podporu w analizowanych stawach miało na celu obniżenie położenia CoM i, w efekcie, ułatwienie odzyskania równowagi (Hayot et al., 2013). Dodatkowo, jak wykazują Wonsetler et al. (2018), wraz ze wzrostem kadencji obserwowany jest mniejszy zakres wyprostu w stawie biodrowym, co może być również przyczyną obserwowanych przez nas zmian ustawienia kąтового w tym stawie.

Recovery step na nagłe spowolnienie bieżni w fazie PSw (Dec_ToeOff) był istotnie różny od cyklu chodu swobodnego we wszystkich analizowanych stawach. W stawie biodrowym różnice występowały w fazie podporu od końca fazy LR do połowy fazy PSw. Były one wynikiem większego zakresu wyprostu w tym stawie. Następnie w fazach ISw i MSw staw dłużej pozostawał w ustawieniu wyprostnym. Ostatnie różnice obserwowane w fazie TSw wiązały się z większym zakresem zgięcia. Dla stawu kolanowego pierwsze różnice notowano od połowy fazy TS i w fazie PSw. Wynikały one z chwilowego zgięcia w opisywanym stawie. Następnie podczas faz ISw i MSw staw kolanowy ustawiony był w mniejszym zgięciu, niż podczas chodu swobodnego, jednak podczas fazy TSw obserwowano istotnie większy zakres zgięcia. Różnice w stawie skokowo-goleniowym były niewielkie. Podczas TS i PSw były one wynikiem większego zgięcia, zaś podczas

TSw – większego zakresu wyprostowania w opisywanym stawie. Bardzo zbliżone wyniki otrzymali Chodkowska et al., (2024b). W stawie biodrowym i kolanowym różnice obserwowano przez większość cyklu chodu. Z kolei w stawie skokowo-goleniowym różnice dotyczyły kilku krótkich przedziałów. Wyniki otrzymane zarówno przez nas jak i Chodkowska et al., (2024b) dobrze korespondują z wynikami pracy (Ren et al. (2022)). Autorzy podkreślają kluczową rolę reakcji kompensacyjnych stawu biodrowego i kolanowego podczas *recovery step* w reakcji na poślizgnięcia, jednocześnie wskazując na mniejszy udział stawu skokowo-goleniowego.

W reakcji na spowolnienie pasa bieżni w fazie IC (Dec_Initial) istotne różnice ustawienia kątownego obserwowano dla wszystkich analizowanych stawów. W stawie biodrowym różnice występowały w fazach TS i PSw, dla których obserwowano mniejszy zakres wyprostowania. Następnie, w fazie TSw notowano istotnie większe zgięcie. W stawie kolanowym już od początku cyklu chodu wykazano istotne różnice względem chodu swobodnego. Obejmowały one większość fazy podporu i były związane z większym zakresem zgięcia. Z kolei podczas fazy ISw różnice wynikały z późniejszego osiągnięcia maksymalnego zgięcia w stawie kolanowym. Dla stawu skokowo-goleniowego obserwowano różnice ustawienia kątownego w fazie MS, jako skutek większego zakresu wyprostowania. Następnie, podczas fazy PSw otrzymane istotne różnice były wynikiem wcześniejszej inicjacji zgięcia w opisywanym stawie. Wreszcie, w fazie TSw wykazano jeden krótki przedział, w którym ponownie zakres wyprostowania był większy niż podczas chodu swobodnego. W toku przeprowadzonego przeglądu systematycznego (Chodkowska et al., 2024a) nie zidentyfikowano innych doniesień analizujących parametry kinematyczne podczas *recovery step* w reakcji na nagłe spowolnienie bieżni w fazie IC. Obserwowany mniejszy zakres ruchu w stawie biodrowym może być związany z mniejszą długością kroku (Wonsetler et al., 2018). Można również przypuszczać, że większe zgięcie w fazie podporu w stawie biodrowym i kolanowym, oraz większy zakres wyprostowania w stawie skokowo-goleniowym mogło mieć na celu obniżenie położenia CoM w celu łatwiejszego odzyskania równowagi (Hayot et al., 2013).

Analizując wartości ORIS w poszczególnych stawach można zauważyć, że w stawie biodrowym największe jego wartości wykazano dla perturbacji Acc_ToeOff, nieco mniejsze dla perturbacji Dec_ToeOff, a najmniejsze dla perturbacji Dec_Initial. Z kolei

w stawie kolanowym i skokowo-goleniowym najwyższe wartości ORIS wykazano na skutek perturbacji Acc_ToeOff, mniejsze po wystąpieniu perturbacji Dec_Initial, a najmniejsze – po perturbacjach Dec_ToeOff. Na tej podstawie można wnioskować, że przyspieszenie pasa bieżni w fazie PSw wymagało największych różnic w parametrach kinematycznych.

5.3 Różnice sił reakcji podłoża

5.3.1 Reakcje kończyny poddawanej perturbacjom

W reakcji na przyspieszenie bieżni w fazie PSw (Acc_ToeOff) wykazano istotne różnice dla wszystkich składowych sił reakcji podłoża. Dla składowej ML pierwsze, niewielkie różnice w fazie LR i na początku fazy MS wynikały z późniejszego wystąpienia sił działających w kierunku bocznym. Następnie w fazie TS obserwowane różnice były efektem wcześniejszej redukcji wartości sił reakcji podłoża w kierunku przyśrodkowym. Dla składowej pionowej sił reakcji podłoża pierwsze różnice notowano w fazie IC i LR jako efekt wolniejszego narastania jej wartości. Następnie, podczas fazy MS notowano istotnie niższe wartości rejestrowanej omawianej składowej. W dalszej części fazy MS wartości składowej pionowej sił reakcji podłoża były istotnie większe niż w chodzie swobodnym. Ostatnie różnice rejestrowano w fazach TS i PSw. Podczas chodu swobodnego obserwowany jest wtedy zanik sił reakcji podłoża ze względu na fazę przenoszenia kończyny dolnej. W naszym badaniu, w dalszym ciągu rejestrowano pewne wartości sił reakcji podłoża. Dla składowej przednio-tylnej niewielkie różnice w fazach IC, LR i w pierwszej połowie MS były spowodowane większymi wartościami siły skierowanej ku tyłowi. Następnie podczas fazy TS obserwowano wcześniejsze wystąpienie siły działającej w kierunku przednim, by następnie w fazie PSw zaobserwować większe wartości siły działającej ponownie ku tyłowi. W toku przeprowadzonego przeglądu systematycznego (Chodkowska et al., 2024a) nie zidentyfikowano innych doniesień literaturowych analizujących zmiany wartości poszczególnych składowych sił reakcji podłoża w reakcji na nagłe przyspieszenie pasa bieżni w fazie PSw. Z kolei możliwe przyczyny różnic obserwowanych jeszcze przed wystąpieniem perturbacji opisano na początku tego rozdziału. Wartości składowej ML związane są z bocznym przemieszczeniem CoM, którego ruch najpierw jest wyhamowywany, a następnie nadawana jest prędkość w przeciwnym kierunku (Neumann, 2017). W związku

148

z przyspieszeniem pasa bieżni badani zdawali się nie inicjowali tego przesunięcia CoM, co tłumaczy obserwowane różnice. Zmniejszenie, ale nie całkowite zniesienie wartości składowej pionowej również związane jest z nagłym przyspieszeniem bieżni. Ponieważ faza PSw jest równoznaczna z fazą podwójnego podporu (Perry, 1992), nagłe przyspieszenie pasa bieżni prowadziło do zmniejszenia nacisku stopy poddawanej perturbacjom na podłoże, a zwiększenie wartości składowej pionowej sił reakcji podłoża podczas *recovery step* co zostało opisane w podrozdziale 0. Również różnice w wartościach składowej AP wynikają z przyspieszenia pasa bieżni. Podobny wzrost wartości składowej AP sił reakcji podłoża obserwowany jest wraz z przyspieszaniem chodu, kiedy pięta uderza o podłoże z większą siłą (Peterson et al., 2011). Analogiczny efekt może być uzyskiwany podczas nagłego przesunięcia podłoża w tył, tak jak miało to miejsce w naszym badaniu.

Nagłe spowolnienie pasa bieżni w fazie PSw (Dec_ToeOff) wywołało istotne zmiany w wartościach wszystkich składowych sił reakcji podłoża. Dla składowej ML pierwsze różnice w fazie LR wynikały z szybszego narastania wartości opisywanej składowej, lecz jej szczytowa wartość była niższa niż w chodzie swobodnym, co było również widoczne w fazie MS i TS. Następnie podczas fazy ISw dłużej rejestrowano siłę w kierunku przyśrodkowym. Podobnie dla składowej pionowej sił reakcji podłoża – początkowo w fazie IC wykazano szybsze narastanie siły, która jednak osiągała mniejsze wartości w fazie MS, niż podczas chodu swobodnego. Następnie podczas fazy ISw dłużej rejestrowano opisywaną składową sił reakcji podłoża. Dla składowej AP podczas fazy IC rejestrowano większą wartość siły skierowanej ku przodowi. Następnie w fazach TS, PSw i ISw obserwowane różnice były wynikiem późniejszego wystąpienia siły skierowanej ku przodowi związanej z odpychaniem się od podłoża (Neumann, 2017). Niestety, również zagadnienie wpływu spowolnienia pasa bieżni w fazie PSw na siły reakcji podłoża nie jest obecne w aktualnej literaturze przedmiotu (Chodkowska et al., 2024a). Jednocześnie możliwe przyczyny różnic obserwowanych jeszcze przed wystąpieniem perturbacji opisano na początku tego rozdziału. Otrzymane przez nas wyniki wartości składowych sił reakcji podłoża dobrze korespondują z reakcjami opisanymi w podrozdziale 5.1.1. Wydłużenie kroku i zwiększenie udziału fazy podporu znajduje swoje odzwierciedlenie w dłuższym utrzymywaniu się sił reakcji podłoża. Warto również zwrócić uwagę na wartość składowej AP podczas odpychania się od podłoża. Można zauważyć, że jej

wartość jest mniejsza niż podczas chodu swobodnego, co może sugerować mniejszą siłę z jaką badani odpychali się od podłoża. Pozostaje to w zgodzie z wynikami badań Sloot et al. (2021), gdzie wykazano silną korelację pomiędzy prędkością chodu, a siłą odepchnięcia od podłoża.

W reakcji na nagłe spowolnienie pasa bieżni w fazie IC (Dec_Initial) zaobserwowano istotne różnice dla wszystkich składowych sił reakcji podłoża. Dla składowej ML różnice wykazano w fazie ISw i były one wynikiem rejestrowania sił przez dłuższy czas, niż podczas chodu swobodnego. Dla składowej pionowej sił reakcji podłoża istotne różnice obserwowano również w fazie ISw, gdzie dłużej rejestrowano jej wartości. Wreszcie dla składowej AP różnice obejmowały fazy TS oraz PSw i były związane z mniejszymi wartościami siły w kierunku przednim. Podobne wyniki otrzymali Lee et al. (2019) którzy badali reakcje na zatrzymanie pasa bieżni w fazie IC. Wykazali dłuższe utrzymywanie się wartości składowej pionowej sił reakcji podłoża niż podczas chodu swobodnego. Warto również zwrócić uwagę na obserwowane w naszym badaniu mniejsze wartości składowej AP podczas odpychania się od podłoża. Podobne rezultaty otrzymali Yoo et al. (2019), którzy również wykazali mniejszą siłę odpychania się od podłoża w reakcji na spowolnienie bieżni w fazie IC. Otrzymane przez nas wyniki zmian sił reakcji korespondują z wartościami parametrów czasowo-przestrzennych. Dłuższe utrzymywanie się wartości sił reakcji podłoża dobrze tłumaczy wydłużenie fazy podporu (Tabela 7).

Analizując otrzymane wartości ORIS można zauważyć, że dla składowej ML najwięcej różnic powodowały perturbacje Dec_ToeOff, nieco mniej – perturbacje Acc_ToeOff, a najmniej – perturbacje Dec-Initial. Z kolei dla składowej pionowej oraz przednio-tylnej najwięcej różnic obserwowano podczas przyspieszenia bieżni w fazie PSw. Drugi w kolejności był ORIS po przyspieszeniu pasa bieżni w fazie PSw. Z kolei perturbacje w fazie IC wywołały najmniejsze różnice w składowej pionowej sił reakcji podłoża. Na tej podstawie można wnioskować, że pod względem sił reakcji podłoża najwięcej kompensacji wymagały perturbacje Acc_ToeOff, następnie Dec_ToeOff i najmniej – Dec_Initial.

5.3.2 Reakcje kończyny wykonującej *recovery step*

Podczas *recovery step* w reakcji na nagłe przyspieszenie pasa bieżni w fazie PSw (Acc_ToeOff) istotne różnice wykazano dla wszystkich składowych sił reakcji podłoża. Dla składowej ML w fazie TS były one wynikiem mniejszej wartości siły skierowanej przyśrodkowo. Dla składowej pionowej w fazach IC i LR różnice wynikały z szybszego narastania sił reakcji podłoża. Następnie, podobnie jak dla składowej ML, w fazie podporu (fazy MS, TS i PSw) obserwowano mniejsze wartości składowej pionowej. Również dla składowej AP obserwowano istotne różnice w fazie PSw, będące wynikiem mniejszych wartości rejestrowanej siły w kierunku przednim. W toku przeprowadzonego przeglądu systematycznego (Chodkowska et al., 2024a) nie zidentyfikowano innych doniesień analizujących zmiany wartości poszczególnych składowych sił reakcji podłoża podczas *recovery step* w reakcji na nagłe przyspieszenie bieżni w fazie PSw. Można zauważyć, że obserwowane różnice rejestrowanych sił reakcji podłoża dobrze korespondują z wynikami parametrów kinematycznych otrzymanych zarówno przez nas (podrozdział 5.1.2), jak i innych badaczy (Chodkowska et al., 2024b; Debelle et al., 2020). Przyspieszenie kroku znajduje odzwierciedlenie w szybszym narastaniu składowej pionowej sił reakcji podłoża, ze względu na większą prędkość, a więc i siłę kontaktu z podłożem (Neumann, 2017). Z kolei istotne zmniejszenie wartości sił reakcji podłoża w fazie podwójnego podporu może znaleźć wyjaśnienie w modelu odzyskiwania równowagi zaproponowanym przez Cordero et al. (2004). Autorzy zauważają istotną rolę kończyny wykroczonej, czyli będącej z przodu, w odzyskiwaniu równowagi. Przeniesienie obciążenia na kończynę wykroczną skutkowało zmniejszeniem wartości sił reakcji podłoża w końcowych fazach podporu kończyny wykonującej *recovery step*, będącej wówczas kończyną zakroczną.

Recovery step w reakcji na nagłe spowolnienie pasa bieżni w fazie PSw (Dec_ToeOff) wiązał się z istotnymi różnicami we wszystkich składowych sił reakcji podłoża. Dla składowej ML pierwsze różnice obserwowane w fazie LR wynikały z szybszego narastania opisywanej składowej. Następnie w fazach TS i PSw obserwowano istotnie mniejsze wartości składowej ML sił reakcji podłoża. Dla składowej PD pierwsze różnice obserwowano podczas faz IC i LR. Również tutaj były one wynikiem szybszego narastania wartości opisywanej składowej sił reakcji podłoża. Następnie w fazach TS i PSw oraz w fazie ISw obserwowano wcześniejszy spadek wartości opisywanej

składowej. Warto zaznaczyć, że jej odczyty rejestrowano dłużej niż podczas chodu swobodnego. Dla składowej AP pierwsze różnice dotyczyły fazy IC i były spowodowane wcześniejszym osiągnięciem szczytowej wartości najprawdopodobniej na skutek hamowania ruchu kończyny. Następnie w fazach MS i TS obserwowano wcześniejsze narastanie siły skierowanej ku przodowi. Wreszcie pod koniec fazy TS i w fazie PSw obserwowano ponowny wzrost siły skierowanej ku tyłowi. W toku przeprowadzonego przeglądu systematycznego (Chodkowska et al., 2024a) nie zidentyfikowano innych doniesień analizujących zmiany wartości poszczególnych składowych sił reakcji podłoża podczas *recovery step* w reakcji na nagłe spowolnienie bieżni w fazie PSw. Analizując zmiany wartości sił reakcji podłoża można zauważyć, że pierwsze różnice wynikały z szybszego narastania sił reakcji podłoża. Można przypuszczać, że jest to efekt chęci szybkiego przejścia do fazy podwójnego podporu, w celu odzyskania równowagi (Cordero et al., 2004). Następnie widoczne są różnice w okolicach fazy PSw odpowiadającej fazie podwójnego podporu. Również tutaj analizując wyniki sił reakcji podłoża należy zauważyć wydłużenie fazy podwójnego podporu (Tabela 12) przejawiające się dłuższym rejestrowaniem sił reakcji podłoża. Można na tej podstawie przypuszczać, że reakcje kompensacyjne wykraczały poza *recovery step* i obejmowały kolejne kroki. Byłoby to zgodne z obserwacjami innych autorów (Debelle et al., 2020; Swart et al., 2020), jednak analiza kroków następujących po *recovery step* nie była przedmiotem niniejszej rozprawy.

Reakcje kończyny wykonującej *recovery step* na nagłe spowolnienie bieżni w fazie IC (Dec_Initial) znalazły odzwierciedlenie w istotnych różnicach wszystkich analizowanych składowych sił reakcji podłoża. Dla składowej ML istotne różnice wykazano w fazie MS. Były one wynikiem wolniejszego narastania siły w kierunku przyśrodkowym. Dla składowej pionowej sił reakcji podłoża wykazano niewielkie różnice również w fazie MS, które także wynikały z wolniejszego narastania wartości opisywanej składowej sił reakcji podłoża. Wreszcie dla składowej AP pierwsze różnice w fazie IC związane były z mniejszą wartością siły skierowanej ku przodowi. Następnie przez krótki okres czasu w fazie MS rejestrowano istotnie niższe wartości siły skierowanej ku tyłowi. Ostatecznie, podczas fazy TS obserwowano wcześniejsze narastanie wartości siły skierowanej ponownie w kierunku przednim, co było przyczyną obserwowanych różnic. W toku przeprowadzonego przeglądu systematycznego (Chodkowska et al., 2024a) nie zidentyfikowano innych doniesień analizujących zmiany wartości poszczególnych

składowych sił reakcji podłoża podczas *recovery step* w reakcji na nagłe spowolnienie bieżni w fazie IC. Analizując obserwowane różnice w siłach reakcji podłoża można przyjąć dwie hipotezy. Po pierwsze można przypuszczać, że w przeciwieństwie do perturbacji w fazie PSw, perturbacje w fazie IC nie wymagały od badanych szybkiego kontaktu z podłożem kończyny wykonującej *recovery step*. Świadczyć o tym może wolniejsze tempo narastania sił reakcji podłoża na początku cyklu chodu. Obserwowane mniejsze wartości składowej AP dobrze korespondują z obserwowanym w naszym badaniu skróceniem długości i czasu trwania cyklu chodu (Tabela 12). W publikacji Gill et al. (2023) badano wartości sił reakcji podłoża podczas chodu z różną długością kroku. Autorzy zauważyli, że mniejsza długość kroku powodowała redukcję wartości sił reakcji podłoża. Druga możliwa hipoteza może zakładać chęć zamortyzowania kontaktu stopy z podłożem. Jak opisano w podrozdziale 5.2.2, obserwowano istotnie większy zakres zgięcia stawu kolanowego na początku cyklu chodu (Rycina 21 B1). Jednocześnie Ohji et al. (2019) wykazali ujemną korelację pomiędzy wartością zakresu zgięcia w stawie kolanowym podczas lądowania z wyskoku a szczytową wartością składowej pionowej sił reakcji podłoża. Możliwe, że podobny mechanizm amortyzacji wykorzystywali uczestnicy naszego badania.

Zestawiając ze sobą wartości ORIS można zauważyć, że podczas *recovery step* najwięcej różnic w składowej ML i PD towarzyszyło perturbacjom Dec_ToeOff. Nieco mniej – perturbacjom Acc_ToeOff, a najmniej – Dec_Initial. Z kolei wielkość ORIS dla składowej AP była największa w reakcji na spowolnienie pasa bieżni w fazie PSw, następnie na spowolnienie pasa bieżni w fazie IC, a najmniejszy ORIS wykazano dla przyspieszenia pasa bieżni w fazie PSw. Można więc zauważyć, że w reakcji na spowolnienie pasa bieżni w fazie PSw (Dec_Initial) obserwowano najwięcej różnic dla wszystkich składowych sił reakcji podłoża.

5.4 Różnice momentów sił mięśniowych

5.4.1 Reakcje kończyny poddawanej perturbacjom

W reakcji na nagłe przyspieszenie pasa bieżni w fazie PSw (Acc_ToeOff) obserwowano istotne różnice w momentach sił mięśniowych we wszystkich analizowanych stawach. W stawie biodrowym różnice w fazach IC, LR i MS oraz TS były

wynikiem istotnie większych wartości momentu zginającego. Z kolei podczas fazy PSw i na początku fazy ISw obserwowane różnice były wynikiem wyższych wartości momentu prostującego staw biodrowy. Dla stawu kolanowego w fazie podporu istotne różnice wynikały z mniejszych wartości momentu prostującego. Z kolei w fazie PSw obserwowano istotnie wyższe wartości momentu prostującego. Wreszcie w fazie TSw rejestrowano krótki przedział, dla którego wartość momentu zginającego była wyższa niż podczas chodu swobodnego. W stawie skokowo-goleniowym obserwowane różnice w fazie podporu wynikały z szybszego narastania momentu zginającego oraz wcześniejszego jego zanikania niż podczas chodu swobodnego. Zbliżone wyniki otrzymali Ciunelis et al. (2024). Autorzy obserwowali w stawie biodrowym wyższe wartości momentu prostującego, po wystąpieniu perturbacji. Podobnie dla stawu skokowo-goleniowego różnice wynikały z szybszego narastania oraz wcześniejszego zanikania momentu zginającego. Z kolei w stawie kolanowym, w przeciwieństwie do wyników otrzymanych w naszym badaniu, w reakcji na perturbację wykazano wyższe wartości momentu zginającego. Możliwe, że przyczyny obserwowanych różnic można upatrywać w odmiennym protokole badania. W naszym przypadku przyspieszenie pasa bieżni w fazie PSw było badane w pierwszej kolejności. Z kolei u Ciunelis et al. (2024) był to ostatni pomiar. Nie można więc wykluczyć, że badani modyfikowali swoje reakcje na podstawie doświadczeń z poprzednich prób, co zdają się potwierdzać badania Swart et al. (2020).

Nagłe spowolnienie pasa bieżni w fazie PSw (Dec_ToeOff) wywołało istotne różnice momentów sił we wszystkich analizowanych stawach. W stawie biodrowym istotne różnice obserwowano przez większość fazy podporu. Były one wynikiem istotnie większych wartości momentu zginającego staw biodrowy. W stawie kolanowym różnice w fazie MS były związane z wystąpieniem momentu zginającego w miejscu momentu prostującego obserwowanego podczas chodu swobodnego. Następnie pod koniec fazy TS i w fazie PSw rejestrowano większe wartości momentu prostującego staw kolanowy. Podobnie w fazie TSw moment prostujący był istotnie większy niż podczas chodu swobodnego. W stawie skokowo-goleniowym istotne różnice obserwowano w fazach TS, PSw i ISw. Były one spowodowane wolniejszym narastaniem i dłuższym utrzymywaniem się wartości momentu zginającego w tym stawie. Podobne wyniki otrzymali Chodkowska, Błażkiewicz, et al. (2024) badając wpływ perturbacji podczas fazy PSw na wartości momentów sił mięśniowych. Obserwowano istotny wzrost momentu zginającego staw

biodrowy w fazie podporu. Również w stawie kolanowym obserwowano moment prostujący. Co więcej, w stawie skokowo-goleniowym autorzy trzymali zbliżone wyniki do naszych, *i.e.* wolniejsze narastanie wartości momentu zginającego, jednakże wartość szczytowa była bliższa tej obserwowanej podczas chodu swobodnego niż w naszym badaniu. Otrzymane w naszym badaniu różnice znajdują dobre wytłumaczenie kontekście badań Hofmann et al. (2017), którzy badali kończynę zakroczną podczas ćwiczenia przysiadu wykrocznego w warunkach pochylecia tułowia w przód, a więc przemieszczenia CoM w tym samym kierunku. Zauważyli oni wówczas dużą kompresję w stawie rzepkowo-udowym. Można więc przypuszczać, że obserwowane wyniki wzrostu momentu prostującego w stawie kolanowym podczas perturbacji mogły być związane z ruchem podobnym do przysiadu wykrocznego. Pozostaje otwarte zagadnienie przyczyny obserwowanego momentu zginającego w stawie biodrowym. Jak widać na Rycinie 18 A1 momentowi zginającemu w stawie biodrowy towarzyszył większy zakres zgięcia w tym stawie. Można by przypuszczać, że w reakcji na perturbacje badani przenosili CoM w przód, jednak Müller et al. (2016) nie wykazali istotnych różnic w przemieszczeniu tułowia w płaszczyźnie strzałowej. Oznacza to, że obserwowany ruch pochodzi z przemieszczenia uda. W rzeczy samej, wyniki symulacji sił mięśniowych zdają się potwierdzać to twierdzenie. Na podstawie Tabeli 11 można zauważyć znaczny wzrost siły generowanej przez mięsień lędźwiowy, będący jednym z głównych zginaczy stawu biodrowego (Neumann, 2010a). Twierdzenie to zdają się również potwierdzać badania Błażkiewicz et al. (2018), gdzie autorzy wykazali wyższe wartości momentów zginających staw biodrowy wśród szermierzy wykonujących wypadu w przód.

Spowolnienie biegni w fazie IC (Dec_Initial) spowodowało istotne zmiany w wartościach momentów sił mięśniowych dla wszystkich analizowanych stawach. W stawie biodrowym w fazie MS różnice były wynikiem mniejszych wartości momentu zginającego. W fazie PSw obserwowano moment zginający w miejscu momentu prostującego występującego podczas chodu swobodnego. Wreszcie w fazie MSw różnice były spowodowane obecnością większego momentu prostującego. W stawie kolanowym istotne różnice występowały w fazie TS. Były one związane z utrzymującym się momentem prostującym. Również w fazie TSw obserwowane różnice były wynikiem wyższych wartości momentu prostującego. W stawie skokowo-goleniowym istotne różnice obejmowały większość fazy podporu. Były związane z mniejszymi wartościami momentu

zginającego, który jednak utrzymywał się dłużej niż podczas chodu swobodnego. Również w fazie MSw wykazano krótki przedział, gdzie moment prostujący był wyższy niż w chodzie swobodnym. Ferber et al. (2002) mierzyli wartości momentów sił mięśniowych dla stawu biodrowego, kolanowego i skokowo-goleniowego w reakcji na poślizgnięcia, w następstwie nadeptnięcia na ruchomą platformę. W stawie biodrowym otrzymano odmienne niż prezentowane w niniejszej dysertacji wyniki. Na początku cyklu chodu, autorzy obserwowali wyższe wartości momentu prostującego niż podczas chodu swobodnego. Następnie, od około 40% cyklu chodu rejestrowali moment zginający. W stawie kolanowym początkowo rejestrowano wyższe wartości momentu zginającego, by od około 30% cyklu chodu rejestrować moment prostujący. Następnie, około 70% cyklu chodu autorzy otrzymali wyniki zbliżone do naszych, to jest wyższe wartości momentu zginającego. Również w stawie skokowo-goleniowym wyniki otrzymane przez Ferber et al. (2002) były podobne do naszych, ponieważ rejestrowano niższe wartości momentu zginającego. Z kolei Debelle et al. (2020) nie wykazali różnic w momentach sił mięśniowych dla stawu biodrowego, kolanowego i skokowo goleniowego. Możliwe, że przyczyny odmiennych wyników można upatrywać w późniejszym wywoływaniu perturbacji, ponieważ były wywoływane w 20% cyklu chodu. Obserwowane przez nas zmiany momentów sił mięśniowych w reakcji na spowolnienie pasa bieżni w fazie IC są podobne do reakcji na spowolnienie bieżni w fazie PSw. Podobieństwo to może wynikać z faktu, że spowolnieniu ulegał tylko jeden pas bieżni podczas, gdy drugi przemieszczał się z niezmienną prędkością. W efekcie badani przyjmowali pozycję zbliżoną do przysiadu wykrocznego. Obserwowany moment zginający w stawie biodrowym dobrze koresponduje z wynikami przeprowadzonych przez nas symulacji sił mięśniowych. Jak widać w Tabeli 11 również tutaj rejestrowano wyższe wartości siły generowanej przez mięsień lędźwiowy. Z kolei obserwowany przez Hofmann et al. (2017) wzrost kompresji w stawie rzepkowo-udowym podczas wykonywania przysiadu wykrocznego dobrze koresponduje z wyższymi wartościami momentu prostującego obserwowanego w tym stawie podczas perturbacji. Z kolei niższe wartości momentów sił mięśniowych w stawie skokowo-goleniowym mogą wynikać z krótszego czasu przenoszenia oraz mniejszej długości *recovery step* opisanego dokładnie w podrozdziale 5.4.2. Hipotezę tę zdają się potwierdzać badania Allet et al. (2011), gdzie wykazano redukcję momentów sił mięśniowych w stawie skokowym wraz ze skracaniem długości kroku.

Analizując wartości ORIS dla wszystkich stawów, najwięcej różnic wykazano podczas perturbacji Dec_ToeOff. Mniejszy ORIS wykazano dla perturbacji Acc_ToeOff, a najmniejszy – podczas perturbacji Dec_Initial. Łatwo więc zauważyć, że spowolnienie pasa bieżni w fazie PSw wymagało największych reakcji kompensacyjnych w zakresie momentów sił mięśniowych.

5.4.2 Reakcje kończyny wykonującej *recovery step*

Podczas *recovery step* w reakcji na przyspieszenie pasa bieżni w fazie PSw (Acc_ToeOff) wykazano istotne statystycznie różnice w momentach sił mięśniowych dla wszystkich analizowanych stawów. W stawie biodrowym różnice w fazach IC, LR, i MS były wynikiem wyższych wartości momentu zginającego. Z kolei w fazie TS rejestrowano istotnie większe wartości momentu prostującego. W stawie kolanowym podczas IC notowano istotnie wyższe wartości momentu zginającego. Następnie, na końcu fazy LR i początku fazy MS obserwowano istotnie wyższe wartości momentu prostującego. Podobnie, podczas TS moment prostujący był istotnie większy niż podczas chodu swobodnego. Wreszcie, podczas TSw notowano krótki przedział cyklu chodu, dla którego wykazano istotnie wyższe wartości momentu zginającego. W stawie skokowo-goleniowym w fazie LR rejestrowano moment prostujący, lecz już podczas MS różnice wynikały z wysokich wartości momentu zginającego. Następnie, podczas faz TS i PSw istotne różnice wynikały z niższych wartości momentu zginającego. W fazie TSw wykazano krótki przedział, gdzie wartość momentu prostującego była wyższa niż podczas chodu swobodnego. W toku przeprowadzonego przeglądu systematycznego (Chodkowska, Borkowski, et al., 2024) nie zidentyfikowano innych doniesień analizujących wpływ przyspieszenia pasa bieżni w fazie PSw na momenty sił mięśniowych w poszczególnych stawach kończyny dolnej wykonującej *recovery step*. Na podstawie analizy reakcji w poszczególnych stawach można przypuszczać, że obserwowane zmiany były wynikiem skrócenia cyklu chodu dla kończyny poddawanej perturbacjom (Tabela 7) i przejścia do fazy podwójnego podporu podczas *recovery step* w celu odzyskania równowagi. Cordero et al. (2004) podkreślają istotną rolę przeniesienia obciążenia na kończynę wykroczną podczas odzyskiwania równowagi, co może wiązać się z większą pracą mięśniową i wyższymi momentami sił mięśniowych (Farrokhi et al., 2008).

Recovery step po spowolnieniu pasa bieżni w fazie PSw (Dec_ToeOff) wymagał istotnych zmian kompensacyjnych, co było obserwowane w wartościach momentów sił mięśniowych we wszystkich analizowanych stawach. W stawie biodrowym w fazie LR różnice wynikały z wcześniejszego narastania momentu zgięciowego. Następnie w fazach MS, TS, PSw oraz ISw rejestrowano istotnie wyższe wartości momentu prostującego. W stawie kolanowym na granicy fazy LR i MS obserwowano istotne różnice będące wynikiem wcześniejszego narastania momentu prostującego. Następnie w fazie TS moment prostujący był istotnie niższy niż podczas chodu swobodnego. Od końca fazy TS oraz w fazach PSw, ISw, na początku MSw, a także podczas TSw rejestrowano istotnie wyższe wartości momentu prostującego w opisywanym stawie. Dla stawu skokowo-goleniowego pierwsze istotne różnice wykazano w fazie LR i były spowodowane obecnością momentu prostującego. Następnie w fazach LR i MS obserwowano wcześniejsze narastanie momentu zginającego. Wreszcie w fazach TS i PSw wykazane istotne różnice były wynikiem wcześniejszej niż podczas chodu swobodnego redukcji wartości momentu zginającego. Podobne wyniki otrzymali Chodkowska, et al. (2024b) badając reakcje na spowolnienie bieżni w fazie PSw. W stawie biodrowym obserwowano wyższe wartości momentu zginającego w okolicach połowy cyklu chodu. W stawie kolanowym wykazano również w okolicach połowy cyklu chodu istotnie wyższy moment prostujący. Z kolei w stawie skokowo-goleniowym szczytowe wartości momentu zginającego były osiągane wcześniej niż podczas chodu swobodnego. Analizując zmiany momentów sił mięśniowych w kontekście uprzednio opisanych zmian ustawienia kąтового stawów podczas *recovery step* (podrozdział 5.2.2) można przypuszczać, że obserwowane różnice są skutkiem ruchu podobnego do przysiadu wykrocznego, gdzie kończyna wykonująca *recovery step* jest kończyną zakroczną. Dodatkowo obserwowane wartości momentu prostującego w stawie kolanowym zdają się potwierdzać to twierdzenie (Hofmann et al., 2017).

Podczas *recovery step* w reakcji na spowolnienie pasa bieżni w fazie IC (Dec_Initial) różnice w wartościach momentów sił mięśniowych wykazano dla wszystkich analizowanych stawów. W stawie biodrowym w fazie TS i PSw, a także w fazie TSw wykazano istotnie niższe wartości momentu prostującego. W stawie kolanowym jedyne różnice dotyczyły fazy TSw i wynikały z wyższych wartości momentu zginającego. Podobnie, w stawie skokowo-goleniowym jedyne różnice dotyczyły krótkiego przedziału

w fazie TSw, gdzie rejestrowano moment prostujący. Nieco odmienne wyniki otrzymali (Ren, Lutter, et al., 2022), którzy wstrzymywali pas bieżni w fazie IC. Podczas *recovery step* w stawie biodrowym obserwowali zmniejszenie wartości momentów prostujących na początku fazy podporu, a następnie mniejsze wartości momentów zginających pod koniec fazy podporu w odniesieniu do chodu swobodnego. Należy jednak podkreślić, że dla stawu biodrowego autorzy inaczej zapisywali momenty sił mięśniowych. Wykorzystana przez nich nomenklatura wskazuje, że podczas chodu swobodnego na początku cyklu chodu występuje moment prostujący, który następnie przechodzi w moment zginający pod koniec fazy podporu. Jest to oznaczenie przeciwne do tego zaproponowanego przez Perry (1992), które jest stosowane w niniejszej dysertacji. W stawie kolanowym Ren, et al. (2022) nie wykazali różnic, co jest wynikiem bardzo zbliżonym do naszego. W stawie skokowo-goleniowym obserwowano niższe wartości momentu zginającego na końcu fazy podporu. Yoo et al. (2019) opisywali szczytowe wartości momentów sił mięśniowych podczas *recovery step* w reakcji na zatrzymanie pasa bieżni w fazie IC. Zarówno w stawie biodrowym jak i kolanowym nie wykazali istotnych różnic pomiędzy *recovery step*, a chodem swobodnym. Z kolei dla stawu skokowo-goleniowego wykazali istotnie mniejsze szczytowe wartości momentu zginającego. W naszej pracy większość różnic obserwowano w stawie biodrowym. Wyniki te dobrze korespondują z rezultatami pracy Liu i Lockhart (2009) którzy zauważyli, że reakcje stawu skokowo-goleniowego i kolanowego są kluczowe dla przywracania równowagi w płaszczyźnie czołowej podczas, gdy reakcje stawu biodrowego zapewniają równowagę w płaszczyźnie strzałkowej.

Porównując wartość ORIS dla poszczególnych stawów można zauważyć, że w stawie biodrowym obydwa rodzaje perturbacje w fazie PSw wymagały zmian podobnej wielkości. W stawie kolanowym i skokowo-goleniowym największy ORIS wykazano dla spowolnienia pasa bieżni w fazie PSw, mniejszy dla przyspieszenia pasa bieżni w fazie PSw, a najmniejszy ORIS obserwowano w reakcji na spowolnienie pasa bieżni w fazie IC. Można więc zauważyć, że największe reakcje kompensacyjne podczas *recovery step* następowały na skutek spowolnienia pasa bieżni w fazie PSw.

5.5 Różnice szczytowych sił mięśniowych

5.5.1 Reakcje kończyny poddawanej perturbacjom

W reakcji na nagłe przyspieszenie pasa bieżni w fazie P_{Sw} (Acc_ToeOff) istotny wzrost wartości szczytowej siły mięśniowej wykazano dla 18 spośród 33 analizowanych mięśni, z których 13 było mięśniami wielostawowymi. Dla stawu biodrowego wykazano wzrost szczytowej wartości siły mięśniowej, który klasyfikował mięśnie do wszystkich trzech klastrów. W pierwszym klastrze był to mięsień lędźwiowy, biodrowy i naprężacz powięzi szerokiej. W drugim klastrze był to mięsień dwugłowy uda, gruszkowaty i grzebieniowy. W trzecim klastrze były to mięsień pośladkowy mały, smukły i przywodziciel długi. Dla mięśni zawiadujących stawem kolanowym również wykazano wzrost siły mięśniowej we wszystkich trzech klastrach. W pierwszym klastrze był to tylko mięsień brzuchaty łydki. W drugim klastrze – tylko mięsień dwugłowy uda. W trzecim klastrze był to mięsień czworogłowy uda i smukły. Dla stawu skokowo-goleniowego wzrost szczytowej siły mięśniowej klasyfikował mięśnie do wszystkich trzech klastrów. W pierwszym z nich był to mięsień brzuchaty łydki. W drugim – piszczelowy przedni, zginacz długi palców i prostownik palców. W trzecim – zginacz długi palucha, strzałkowy długi i strzałkowy krótki. Największe i najliczniejsze różnice dotyczyły mięśni odpowiedzialnych za ruchy w stawie biodrowym. Można zauważyć, że różnice dotyczyły dwóch rodzajów mięśni. Po pierwsze, największy wzrost siły mięśniowej zanotowano dla mięśni, których wspólnym ruchem jest zgięcie stawu biodrowego. Wyniki te dobrze tłumaczy obserwowany przez nas wzrost momentu prostującego w stawie biodrowym podczas perturbacji (Rycina 20). Można przypuszczać, że nagły wyprost w stawie biodrowym spowodowany przyspieszeniem bieżni był kompensowany większą siłą generowaną przez zginacze stawu biodrowego. Drugą grupą mięśni zawiadujących stawem biodrowym, w której obserwowano wzrost maksymalnej siły mięśniowej stanowią krótkie mięśnie w pobliżu opisywanego stawu. Jak opisują Parvaresh et al. (2019) budowa tych mięśni wskazuje na ich główną funkcję stabilizacyjną względem stawu biodrowego. Obserwowany przez nas wzrost szczytowej wartości siły mięśniowej przez nie generowanej może wskazywać na konieczność zapewnienia lepszej stabilizacji stawu biodrowego w obecności perturbacji. Wzrost szczytowej wartości siły mięśniowej zginaczy i prostowników stawu kolanowego należy rozpatrywać w kontekście większego

zakresu zarówno zgięcia jak i wyprostu (Rycina 18 2B), a także wyższych szczytowych wartości momentów zarówno prostujących jak i zginających (Rycina 20 2B) w opisywanym stawie. Obserwowana większa szczytowa wartość siły mięśnia czworogłowego dobrze koresponduje ze wzrostem kompresji w stawie rzepekowo-udowym obserwowanym w kończynie zakroczonej podczas przysiadu wykrocznego (Hofmann et al., 2017). Z kolei wyższa szczytowa wartość siły mięśni zginających staw kolanowych może znaleźć wytłumaczenie w konieczności większego funkcjonalnego skrócenia kończyny podczas fazy przenoszenia (Neumann, 2017). Mięsień brzuchaty łydki jest jednym z głównych mięśni wykorzystywanych w fazie odpychania się od podłoża (Neumann, 2017). Wzrost maksymalnej siły przez niego generowanej może być spowodowany koniecznością odepchnięcia się od podłoża w warunkach symulujących poślizgnięcie. Istotna z punktu widzenia reakcji na perturbacje zdaje się być stabilność w obrębie stawu skokowo-goleniowego. Może na to wskazywać istotny wzrost maksymalnej siły generowanej przez mięśnie odpowiedzialne za stabilizację tego stawu w warunkach dynamicznych (Feger et al., 2014).

W reakcji na nagłe spowolnienie pasa bieżni w fazie PSw (Dec_ToeOff) istotny wzrost szczytowej wartości siły mięśniowej wykazano dla 13 spośród 33 analizowanych mięśni, z których 11 było mięśniami wielostawowymi. Różnice w wartościach maksymalnej siły mięśniowej mięśni zawiadujących ruchami stawu biodrowego pozwoliły na zaklasyfikowanie ich we wszystkich trzech klastrach. W pierwszym klastrze – był to mięsień lędźwiowy, gruszkowaty i dwugłowy uda. W drugim – przywodziciel wielki, czworogłowy uda i pośladkowy wielki. W trzecim – mięsień smukły i krawiecki. Również różnice w wartościach maksymalnej siły mięśniowej mięśni zawiadujących stawem kolanowym pozwoliły na zakwalifikowanie ich do wszystkich trzech klastrów. W pierwszym klastrze – był to mięsień dwugłowy uda. W drugim – mięsień brzuchaty i czworogłowy uda. W trzecim – mięsień krawiecki i smukły. W przypadku mięśni obsługujących staw skokowo-goleniowy, wielkość różnic między maksymalnymi wartościami sił mięśniowych obejmowała tylko drugi klaster. Były to mięśnie brzuchaty, piszczelowy przedni oraz zginacz długi palców. Obserwowane różnice dla wartości sił mięśniowych obsługujących staw biodrowy dobrze korespondują z wynikami zmian momentów sił mięśniowych (Rycina 20 A3), gdzie wykazano istotny wzrost momentu zginającego. Warto zwrócić uwagę, że wzrost szczytowej wartości siły mięśniowej

dotyczył zarówno głównych mięśni wykonujących zgięcie w stawie biodrowym, *i.e.* mięśnia lędźwiowego, prostego uda (część mięśnia czworogłowego) i krawieckiego, jak i głównych prostowników tego stawu (mięśnia dwugłowego uda i pośladkowego wielkiego) (Neumann, 2010b). W kontekście obserwowanego wzrostu wartości szczytowej siły mięśnia skośnego zewnętrznego i wewnętrznego brzucha można przypuszczać, że spowolnienie bieżni symulujące potknięcie spowodowało przesunięcie CoM w kierunku tylnym. Jego kontrola odbywała się z wykorzystaniem zginaczy tułowia i biodra. Jednocześnie reakcje kompensacyjne w postaci ruchu podobnego do przysiadu wykrocznego opisane w rozdziale 5.4.1 dobrze tłumaczą większe wartości sił mięśniowych generowanych zarówno przez prostowniki stawu biodrowego, jak i stawu kolanowego. Z kolei w stawie skokowo-goleniowym reakcje są zbliżone do tych opisanych w poprzednim rozdziale. Również obserwowano istotny wzrost szczytowej wartości siły generowanej przez jeden z głównych mięśni wykorzystywanych podczas odpychania się od podłoża: mięśnia brzuchatego łydki (Neumann, 2017), oraz mięśni stabilizujących staw skokowo-goleniowy (Feger et al., 2014). Ciekawym spostrzeżeniem jest większa siła generowana przez mięsień brzuchaty łydki przy jednocześnie niższym momencie zginającym w stawie skokowo-goleniowym. Możliwe, że spowolnienie bieżni ograniczyło wykorzystanie energii elastycznej zmagazynowanej w ścięgnie Achillesa podczas odbicia od podłoża (Kharazi et al., 2021), co wymusiło generowanie większej siły przez mięsień brzuchaty.

W reakcji na nagłe spowolnienie pasa bieżni w fazie IC (Dec_Initial) istotne różnice szczytowych wartości sił wykazano dla 9 spośród 33 analizowanych mięśni, z których 6 było mięśniami wielostawowymi. Wzrost szczytowej wartości siły mięśniowej dla mięśni zawiadujących ruchami stawu biodrowego pozwolił na zaklasyfikowanie ich do pierwszych dwóch klastrów. W klastrze pierwszym były to mięsień dwugłowy uda, lędźwiowy, gruszkowaty i przywodziciel wielki. W drugim – mięsień pośladkowy średni, czworogłowy uda i półścięgnisty. Różnice w wartościach szczytowych siły mięśniowej dla mięśni wykonujących ruchy w stawie kolanowym pozwoliły na zaklasyfikowanie ich do pierwszych dwóch klastrów. W pierwszym klastrze był to mięsień dwugłowy uda i mięsień brzuchaty. W drugim – mięsień czworogłowy uda i półścięgnisty. Spośród mięśni zawiadujących stawem skokowo-goleniowym istotne różnice w wartościach szczytowej siły mięśniowej zarejestrowano tylko dla jednego mięśnia. Był to mięsień brzuchaty

a wzrost szczytowej wartości siły był na tyle wysoki, by umieścić mięsień w pierwszym klastrze. Warto odnotować również zmiany dla mięśnia prostownika grzbietu, gdzie wykazano istotny spadek wartości szczytowej siły mięśniowej. Analizując otrzymane wyniki uwagę przykuwa wzrost szczytowej wartości siły mięśniowej głównych prostowników stawu biodrowego, takich jak mięsień dwugłowy uda, przywodziciel wielki czy półścięgnisty, a także mięśnia pośladkowego średniego będącego pomocniczym prostownikiem stawu biodrowego (Neumann, 2010b). Dane te dobrze korespondują z profilem aktywności EMG mięśni na początku cyklu chodu, gdzie wykazano aktywność mięśnia dwugłowego uda, półścięgnistego, półbłoniastego, przywodziciela wielkiego i pośladkowego wielkiego (Perry, 1992). Otwarte pozostaje pytanie, dlaczego w naszym badaniu nie wykazano wyższej wartości siły generowanej przez mięsień pośladkowy wielki. Zamiast tego wykazano istotny wzrost maksymalnej wartości siły generowanej przez mięsień gruszkowaty.

Pomiarów aktywności EMG mięśnia pośladkowego wielkiego dokonuje się umieszczając elektrody w połowie jego długości między krętarzem większym a kością krzyżową (Perotto, 2011). Podobny przebieg charakteryzuje mięsień gruszkowaty (Probst et al., 2019). Być może wzrost aktywności mięśnia gruszkowatego był rejestrowany jako wzrost aktywności mięśnia pośladkowego wielkiego. Z uwagi na fakt, że celem niniejszej dysertacji nie było opisywanie aktywności EMG w reakcji na perturbacje, zagadnienie pozostaje otwarte. Z kolei różnice wartości szczytowych sił generowanych przez mięśnie zginające staw biodrowy, *i.e.* mięśnia lędźwiowego i czworogłowego uda znajdują dobre wyjaśnienie w postaci wyższych wartości momentów sił mięśniowych generowanych przez zginacze stawu biodrowego (Rycina 20 A1). Również utrzymujący się moment prostujący w stawie kolanowym (Rycina 20 B1) dobrze koresponduje z wyższą szczytową siłą rozwijaną przez mięsień czworogłowy. Zastanawiający jest fakt większej szczytowej siły generowanej przez mięsień brzuchaty łydki pomimo obserwowanego mniejszego momentu zginającego w stawie skokowo-goleniowym (Rycina 20 C1) oraz mniejszych wartości składowej AP sił reakcji podłoża (Rycina 19 C1). Analiza nagrań video oraz zmian ustawienia kąтового w tym stawie pozwala wysnuć pewne przypuszczenia. Na podstawie obserwowanego zakresu zgięcia w stawie skokowo-goleniowym (Rycina 18 C1) można przypuszczać, że badani w reakcji na perturbacje przejawiali tendencję do przenoszenia obciążenia na przodostopie i chodu przypominającego chód na palcach.

Wreszcie, zmniejszenie szczytowej wartości siły generowanej przez mięsień prostownik grzbietu znajduje dobre wytłumaczenie w doniesieniu Mueller et al. (2016), którzy w badaniu z wykorzystaniem EMG wykazali wyższą aktywność mięśni po stronie brzusznej podczas reakcji kompensacyjnych na perturbacje podczas chodu.

5.5.2 Reakcje kończyny wykonującej *recovery step*

Podczas *recovery step* w reakcji na nagłe przyspieszenie bieżni w fazie PSw (Acc_ToeOff) obserwowano istotne różnice w szczytowych wartościach sił mięśniowych dla 11 spośród 33 analizowanych mięśni, wśród których 9 było mięśniami wielostawowymi. Spośród mięśni zawiadujących stawem biodrowym zmiany szczytowych wartości sił mięśniowych pozwoliły na ich zaklasyfikowanie do wszystkich trzech klastrów. W pierwszym klastrze były to mięsień lędźwiowy i gruszkowaty. W drugim – mięsień czworogłowy i dwugłowy uda. W trzecim – mięsień przywodziciel długi. Dla mięśni wykonujących ruchy w stawie kolanowym wzrost szczytowych wartości sił mięśniowych pozwolił na zaklasyfikowanie ich do pierwszych dwóch klastrów. W pierwszym był to mięsień brzuchaty, a w drugim – mięsień dwugłowy i czworogłowy uda. Spośród mięśni wykonujących ruchy w stawie skokowo-goleniowym wzrost szczytowej wartości siły mięśniowej pozwolił na zaklasyfikowanie ich do pierwszych dwóch klastrów. W pierwszym był to mięsień piszczelowy przedni, brzuchaty oraz zginacz długi palców. W drugim – mięsień zginacz długi palucha. Warto również zaznaczyć istotny spadek szczytowej wartości siły mięśniowej generowanej przez mięsień prostownik grzbietu. Mięśnie zawiadujące stawem biodrowym, dla których wykazano istotny wzrost szczytowej wartości siły mięśniowej są zginaczami stawu biodrowego (Neumann, 2010b). Obserwacje te dobrze korespondują z obserwowanym większym zakresem zgięcia (Rycina 21 A1) oraz wyższymi wartościami momentu zginającego w stawie biodrowym (Rycina 23 A1). Podobnie dla stawu kolanowego większy zakres zgięcia oraz wyższe wartości momentu prostującego dobrze tłumaczą wyższą wartość szczytowej siły generowanej przez mięsień czworogłowy. Z kolei skrócenie cyklu chodu i związane z tym wcześniejsze odepchnięcie się od podłoża obserwowane w zmianach momentów sił mięśniowych (Rycina 23 C1) i sił reakcji podłoża (Rycina 22 C1) tłumaczą wzrost wartości szczytowej siły mięśnia brzuchatego. Jak widać na Rycina 22 B1 moment kontaktu stopy z podłożem podczas *recovery step* był gwałtowny. Można przypuszczać, że stwarzało to konieczność

zapewnienia stabilizacji stawu skokowo-goleniowego. Przypuszczenia te mogą znaleźć uzasadnienie w obserwowanej większej sile generowanej przez mięśnie stabilizujące staw skokowy (Feger et al., 2014). Warty podkreślenia jest fakt wzrostu aktywności mięśnia skośnego wewnętrznego i zmniejszenie siły generowanej przez prostownik grzbietu. Mięsień skośny wewnętrzny jest jednym z mięśni odpowiedzialnych za wzrost ciśnienia śród brzuszego potrzebnego do stabilizacji tułowia (Adams et al., 2022). Pozwala to przypuszczać, że zwiększenie szczytowej wartości siły generowanej przez ten mięsień wiązało się z koniecznością ustabilizowania tułowia. Zastanawiający jest jednocześnie spadek szczytowej wartości siły generowanej przez prostownik grzbietu. W prawdzie, Mueller et al. (2016b) wykazali większą aktywność EMG mięśni tułowia po stronie brzusznej w reakcji na perturbacje niż po stronie grzbietowej, lecz aktywność EMG mięśni po stronie grzbietowej pozostawała wyższa niż podczas chodu swobodnego. Z pewnością, zagadnienie reakcji mięśni tułowia na zadane perturbacje wymaga dalszych badań.

Podczas *recovery step* w reakcji na spowolnienie pasa bieżni w fazie PSw (Dec_ToeOff) istotny wzrost szczytowej wartości siły mięśniowej obserwowano dla 28 spośród 33 analizowanych mięśni. Warty podkreślenia jest fakt, że w pierwszym klastrze, zawierającym największe różnice, obserwowano ponad stuprocentowy wzrost wartości szczytowej siły mięśniowej tylko dla mięśni zawiadujących ruchami stawu biodrowego. Otrzymane wyniki dobrze korespondują z wynikami pracy Liu i Lockhart (2009), gdzie autorzy podkreślają kluczową rolę reakcji stawu biodrowego w odpowiedzi na perturbacje w płaszczyźnie strzałkowej. Co więcej, w drugim klastrze znajdują się krótkie mięśnie otaczające i stabilizujące staw biodrowy (Parvaresh et al., 2019), jak i mięśnie odpowiedzialne za stabilizację stawu skokowo-goleniowego (Feger et al., 2014). Zwraca to uwagę na rolę stabilizacji stawu biodrowego i skokowo-goleniowego w reakcji na symulowane potknięcia. Ponadto, analizując otrzymane wyniki można zauważyć, że odpowiedź na potknięcia wymaga wygenerowania dużych wartości siły mięśniowej. W badaniu obserwacyjnym Robinovitch et al. (2013) dowodzą, że potknięcia były najczęstszą przyczyną upadków wśród osób starszych. Jednocześnie na podstawie badania ankietowego dotyczącego przyczyny upadków wśród osób młodych Heijnen i Rietdyk (2016) konkludują, że poślizgnięcia są prawie dwukrotnie częstszą przyczyną upadków podczas chodu, niż potknięcia (odpowiednio 48% i 25%). Badania te znajdują odzwierciedlenie w naszych wynikach. Możliwe jest, że osoby starsze częściej upadają na

skutek potknięć, ponieważ nie są w stanie wygenerować odpowiedniej siły mięśniowej ze względu na atrofię mięśni i zanik włókien typu II (Miljkovic et al., 2015). Osobom młodym wygenerowanie dużej siły mięśniowej nie nastręcza problemów, co zmniejsza udział potknięć jako przyczyny upadków w tej grupie.

Podczas *recovery step* w odpowiedzi na nagłe spowolnienie bieżni w fazie IC (Dec_Initial) istotny wzrost szczytowej wartości siły mięśniowej wykazano dla 7 spośród 33 analizowanych mięśni, z których 5 było mięśniami wielostawowymi. Dla mięśni zawiadujących stawem biodrowym wielkość różnic w wartościach szczytowej siły mięśniowej pozwoliły na zaklasyfikowanie ich w dwóch ostatnich klastrach. W drugim klastrze był to mięsień dwugłowy uda i gruszkowaty. W trzecim – mięsień półścięgnisty i pośladkowy mały. Dla mięśni zawiadujących stawem kolanowym różnice w szczytowej sile mięśniowej również pozwoliły na zaklasyfikowanie ich w dwóch ostatnich klastrach. W drugim klastrze był to mięsień dwugłowy uda, a w trzecim – mięsień półścięgnisty. Spośród mięśni zawiadujących stawem skokowo-goleniowym istotne różnice w wartościach szczytowej siły mięśniowej pozwoliły na zaklasyfikowanie mięśni w pierwszych dwóch klastrach. W pierwszym z nich był to mięsień piszczelowy tylny. W drugim – mięsień strzałkowy trzeci i piszczelowy przedni. Lee et al. (2019) otrzymali zbliżone wyniki badając aktywność EMG podczas *recovery step* w reakcji na wstrzymanie bieżni w fazie IC. Wykazali istotny wzrost aktywności dla mięśnia piszczelowego przedniego i dwugłowego uda, ale również obserwowali wyższą aktywność mięśnia brzuchatego i prostego uda. Spośród mięśni zawiadujących stawem biodrowym zauważono wzrost szczytowej wartości siły mięśniowej generowanej przez mięsień pośladkowy mniejszy i gruszkowaty. W kontekście istotnie większego zakresu zgięcia w fazie podporu w stawie biodrowym (Rycina 21 A1) można zauważyć pewną prawidłowość. Mięsień gruszkowaty w pozycji anatomicznej jest rotatorem zewnętrznym stawu biodrowego, lecz gdy staw biodrowy jest zgięty, mięsień ten pełni funkcję odwodziciela (Monteleone et al., 2014). Odwodzicielem dla stawu biodrowego jest również mięsień pośladkowy mniejszy. Analizując siły reakcji podłoża można zauważyć różnice w składowej ML (Rycina 22 A1). Możliwe, że odpowiedzialna za nią jest różnica we wzorcu aktywacji odwodzicieli stawu biodrowego. Zagadnienie pozostaje jednak otwarte i wymaga dalszych badań. Wyższe szczytowe wartości sił mięśni grupy kulszowo-goleniowej również mogą znaleźć wytłumaczenie w kontekście większego zakresu zgięcia w stawie biodrowym pod koniec

fazy podporu (Rycina 21 A1) i wyższego momentu zginającego w stawie biodrowym w tym samym czasie (Rycina 23 A1). Być może obserwowany wzrost siły generowanej przez te mięśnie wynikał z konieczności kontroli ruchu przodopochylenia miednicy (Mendiguchia et al., 2021). Mięsień piszczelowy tylny wraz z więzadłem piętowo-łódkowym podeszwowym i więzadłem trójkątnym są głównymi strukturami zapewniającymi stabilność przysrodkową stopy (Ribbans & Garde, 2013). W tym kontekście warto zwrócić uwagę na wzrost szczytowej siły generowanej przez mięsień piszczelowy tylny. Należy jednak podkreślić, że obserwowane różnice znajdowały się tuż poniżej poziomu istotności statystycznej. Z kolei wyższa aktywność mięśnia piszczelowego przedniego była obserwowana u osób a przewlekłą niestabilnością stawu skokowo-goleniowego (Monteleone et al., 2014), co może wskazywać na istotną rolę tego mięśnia w stabilizacji stawu skokowo-goleniowego

5.6 Wpływ perturbacji na parametry chodu

W porównaniu z chodem swobodnym, w kończynie poddawanej perturbacjom najwięcej reakcji kompensacyjnych wywoływało przyspieszenie pasa bieżni w fazie PSw. To w reakcji na ten rodzaj perturbacji obserwowano istotne zmiany największej liczby parametrów czasowo-przestrzennych. Co więcej, również wartości ORIS dla parametrów kinematycznych, sił reakcji podłoża oraz momentów sił mięśniowych były największe. Analizując wyniki przeprowadzonych symulacji sił mięśniowych również wykazano, że dla tego rodzaju perturbacji obserwowano istotne różnice w największej liczbie mięśni, jak i same wartości szczytowe były najwyższe spośród wszystkich warunków perturbacji. Drugie pod względem wielkości reakcji kompensacyjnych były reakcje na spowolnienie pasa bieżni. Wyjątek stanowiły wartości momentów sił mięśniowych, gdzie drugie co do wielkości ORIS plasowały się reakcje na spowolnienie bieżni w fazie IC. Wreszcie, najmniejsze reakcje kompensacyjne obserwowano dla spowolnienie bieżni w fazie IC. Znow, wyjątek stanowiły wielkości momentów sił mięśniowych, gdzie najmniejsze wartości ORIS wykazano dla spowolnienie bieżni w fazie PSw.

W odniesieniu do chodu swobodnego największe wartości ORIS wykazano podczas *recovery step* na spowolnienie pasa bieżni w fazie PSw. Również otrzymane wyniki symulacji sił mięśniowych potwierdzają te obserwacje. Podczas *recovery step* po

spowolnieniu bieżni w fazie PSw obserwowano zmiany sił największej liczby mięśni. Również wzrost szczytowej wartości siły mięśniowej był największy spośród analizowanych warunków. Należy jednocześnie podkreślić, że dla wszystkich omawianych perturbacji wykazano istotne zmiany takiej samej liczby parametrów czasowo-przestrzennych. Z kolei ORIS dla parametrów kinematycznych miał największe wartości podczas *recovery step* w reakcji na przyspieszenie pasa bieżni w fazie PSw. Drugie co do wielkości reakcje kompensacyjne obserwowano po przyspieszeniu pasa bieżni, ale tylko dla wartości sił reakcji podłoża, momentów sił mięśniowych i liczby mięśni, dla których zmiany szczytowych wartości sił mięśniowych były istotne. Dla parametrów kinematycznych i wartości wzrostu szczytowej siły mięśniowej na drugim miejscu były reakcje na spowolnienie pasa bieżni w fazie IC. Z kolei, najmniejsze zmiany parametrów kinematycznych obserwowano w reakcji na spowolnienie pasa bieżni w fazie PSw. Dla sił reakcji podłoża, momentów sił mięśniowych i liczby mięśni, dla których obserwowano istotne zmiany szczytowej siły mięśniowej najmniejsze różnice następowały po spowolnieniu pasa bieżni w fazie IC. Wreszcie, najmniejszy wzrost szczytowej siły mięśniowej wykazano podczas *recovery step* na przyspieszenie pasa bieżni w fazie PSw.

Na podstawie wyników przeprowadzonych badań oraz wartości wskaźników ORIS można wnioskować, że perturbacje w fazie PSw były trudniejsze do skompensowania niż perturbacje w fazie IC. W kontekście kończyny poddawanej perturbacjom wykazano, że dla uczestników badania najbardziej wymagającej okazało nagle przyspieszenie pasa bieżni w fazie PSw symulujące poślizgnięcie. Z kolei najbardziej wymagające *recovery step* następował po spowolnieniu pasa bieżni w fazie PSw, co miało symulować potknięcie.

6. Ograniczenia badania

Niniejsze badanie ma kilka ograniczeń. Pierwszym z nich jest mała liczba osób włączonych do badania. Dodatkowo w pomiarach brały udział tylko kobiety. W związku z powyższym możliwość wnioskowania na podstawie tego badania o reakcjach na perturbacje ogólnej populacji jest ograniczona. Przyszłe badania powinny być rozszerzone o inne grupy badane o większej liczebności. Kolejnym ograniczeniem jest fakt, że osoby już przebadane oraz te, które dopiero do badania miały przystąpić mogły się ze sobą kontaktować. W efekcie osoby przystępujące do badania mogły mieć pewne pojęcie o charakterze wywołanych perturbacji, co mogło być przyczyną obserwowanych różnic badanych parametrów względem chodu swobodnego występujących przed wywołaniem perturbacji. W kolejnych badaniach warto zadbać, by osoby przebadane i mające przystąpić do badania nie miały ze sobą kontaktu. Dalsze ograniczenia są związane z wykorzystaniem oprogramowania OpenSim. Po pierwsze podczas analizy szczytowych wartości sił mięśniowych nie uwzględniano momentu, kiedy wartość szczytowa występowała. Innymi słowy, mogło dojść do sytuacji, że porównywano, przykładowo, wartość szczytową siły mięśniowej z początku cyklu chodu swobodnego z wartością szczytową siły mięśniowej z końca cyklu chodu w warunkach perturbacji. Po drugie, do symulacji sił mięśniowych wykorzystano optymalizację statyczną, gdzie siły mięśniowe są obliczane dla każdego momentu czasowego osobno. Alternatywą jest optymalizacja dynamiczna, podczas której uwzględniane są zmiany sił mięśniowych oraz kątów stawowych w czasie. Dzięki temu możliwe jest uzyskanie realistycznych wyników zwłaszcza przy analizie szybkozmiennych i złożonych ruchów jak na przykład reakcji na perturbacje. Niestety, metoda ta wymaga większych zasobów obliczeniowych wykorzystywanych komputerów niż optymalizacja statyczna. Być może warto w przyszłości przeprowadzić badania mające na celu porównanie wyników otrzymanych z wykorzystaniem optymalizacji statycznej i dynamicznej w odniesieniu do danych pozyskanych podczas chodu z perturbacjami. Po trzecie, w naszym badaniu nie zbierano danych EMG. Z tego względu nie było możliwe przeprowadzenie zalecanej weryfikacji poprawności wyników (J. L. Hicks et al., 2015).

7. Wnioski

Celem badania było opisanie strategii odzyskiwania równowagi po ekspozycji na perturbacje w płaszczyźnie strzałkowej w fazach PSw i IC cyklu chodu oraz określenie który rodzaj perturbacji jest najtrudniejszy do skompensowania.

Przyspieszenie bieżni w fazie PSw skutkowało skróceniem i przyspieszeniem kroku zarówno podczas wywoływania, jak i odpowiedzi na perturbacje. W reakcji na wychwiania w obydwu kończynach obserwowano większy zakres zgięcia w stawie biodrowym, kolanowym i skokowo-goleniowym. Wykazano również wcześniejszy spadek wartości sił reakcji podłoża. Podczas perturbacji wykazano istotnie większe wartości momentu prostującego staw biodrowy i kolanowy oraz zginającego staw skokowo-goleniowy. Z kolei podczas *recovery step* rejestrowano wyższe wartości momentu zginającego staw biodrowy, prostującego staw kolanowy, a w stawie skokowo-goleniowy wcześniejsze osiągnięcie szczytowej wartości momentu zginającego. Istotne różnice momentów sił mięśniowych znajdują odzwierciedlenie w wynikach symulacji sił mięśniowych przeprowadzonych w programie OpenSim.

Spowolnienie bieżni w fazie PSw wymusiły na uczestnikach badania zwiększeniem długości i czasu trwania cyklu chodu zarówno podczas perturbacji jak i *recovery step*. W reakcji na perturbacje początkowo obserwowano większy zakres zgięcia w stawie biodrowym i kolanowym. Z kolei podczas *recovery step* rejestrowano w stawie biodrowym dłużej utrzymujący się wyprost, a w kolanie – wcześniejsze zgięcie. Różnice sił reakcji podłoża wynikały z wydłużeniem cyklu chodu. Perturbacje wiązały się z wystąpieniem większego momentu zginającego w stawie biodrowym i mniejszego momentu zginającego staw skokowo-goleniowy niż podczas chodu swobodnego. Z kolei podczas *recovery step* istotnemu zwiększeniu uległ moment prostujący w stawie biodrowym i kolanowym, a zmniejszeniu – w stawie skokowo-goleniowym. Wyniki symulacji sił mięśniowych wykazały wzrost aktywności mięśni stawu biodrowego w reakcji na perturbacje. Z kolei podczas *recovery step* obserwowano największy wzrost wartości szczytowej siły mięśniowej spośród wszystkich badanych warunków, przekraczający 100%.

Poślizgnięcie w fazie IC spowodowało wydłużenie czasu trwania cyklu chodu przez wydłużenie fazy podporu. Jednocześnie faza przenoszenia była krótsza. Podczas *recovery step* badani zmniejszali długość i czas trwania cyklu chodu. W obydwu cyklach chodu

uczestnicy badania wykorzystywali istotnie mniejsze zakresy ruchu w stawach biodrowych, kolanowych i skokowo-goleniowych. Podczas perturbacji obserwowano istotnie niższe wartości sił reakcji podłoża pod koniec fazy podporu. Z kolei podczas *recovery step* obserwowano wolniejsze niż w chodzie swobodnym narastanie sił reakcji podłoża. Podczas perturbacji wykazano istotnie wyższe wartości momentu zginającego staw biodrowy i prostującego staw kolanowy. W stawie skokowo-goleniowy moment zginający był mniejszy, ale trwał dłużej. *Recovery step* nieznacznie różnił się od chodu swobodnego w kontekście momentów sił mięśniowych. Wyniki symulacji sił mięśniowych wykazały istotne różnice wśród mięśni stawu biodrowego i kolanowego podczas perturbacji. Z kolei podczas *recovery step* większe różnice wykazano dla mięśni stawu skokowo-goleniowego.

Na podstawie przeprowadzonych badań zauważono, że dla kończyny poddawanej perturbacjom najtrudniejsze do skompensowania były poślizgnięcia w fazie PSw. Z kolei najbardziej wymagający *recovery step* następował po potknięciu w fazie PSw. W niniejszym badaniu po raz pierwszy wykorzystano oprogramowanie OpenSim do symulacji sił mięśniowych podczas odpowiedzi na perturbacje. Największe różnice w szczytowych wartościach sił mięśniowych wykazano dla *recovery step* w następstwie perturbacji Dec_ToeOff. W przyszłych badaniach warto pochylić się nad opisaniem sekwencji generowania sił w reakcji na perturbacje.

8. Bibliografia

1. Adams, L., Pace, N., Heo, A., Hunter, I., Johnson, A. W., & Mitchell, U. H. (2022). Internal and External Oblique Muscle Asymmetry in Sprint Hurdles and Sprinters: A Cross-Sectional Study. *Journal of Sports Science and Medicine*, 21, 120–126. <https://doi.org/10.52082/jssm.2022.120>
2. Adeniyi, A., Stramel, D. M., Rahman, D., Rahman, M., Yadav, A., Zhou, J., Kim, G. Y., & Agrawal, S. K. (2023). Utilizing mobile robotics for pelvic perturbations to improve balance and cognitive performance in older adults: a randomized controlled trial. *Scientific Reports*, 13(1), 1–15. <https://doi.org/10.1038/s41598-023-46145-5>
3. Afschrift, M., Pitto, L., Aerts, W., van Deursen, R., Jonkers, I., & De Groote, F. (2018). Modulation of gluteus medius activity reflects the potential of the muscle to meet the mechanical demands during perturbed walking. *Scientific Reports*, 8(1), 1–11. <https://doi.org/10.1038/s41598-018-30139-9>
4. Ahmed, M., Seraj, R., & Islam, S. M. S. (2020). The k-means algorithm: A comprehensive survey and performance evaluation. *Electronics (Switzerland)*, 9(8), 1–12. <https://doi.org/10.3390/electronics9081295>
5. Allet, L., IJzerman, H., Meijer, K., Willems, P., & Savelberg, H. (2011). The influence of stride-length on plantar foot-pressures and joint moments. *Gait and Posture*, 34(3), 300–306. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2011.05.013>
6. Allin, L. J., Brolinson, P. G., Beach, B. M., Kim, S., Nussbaum, M. A., Roberto, K. A., & Madigan, M. L. (2020). Perturbation-based balance training targeting both slip- And trip-induced falls among older adults: A randomized controlled trial. *BMC Geriatrics*, 20(1), 1–13. <https://doi.org/10.1186/s12877-020-01605-9>
7. Allin, L. J., Nussbaum, M. A., & Madigan, M. L. (2018). Feet kinematics upon slipping discriminate between recoveries and three types of slip-induced falls. *Ergonomics*, 61(6), 866–876. <https://doi.org/10.1080/00140139.2017.1413212>
8. Anderson, F. C., & Pandy, M. G. (1999). A dynamic optimization solution for vertical jumping in three dimensions. *Computer Methods in Biomechanics and*

9. *APA Dictionary of Psychology*. (n.d.). Retrieved March 2, 2024, from <https://dictionary.apa.org/perturbation>
10. Aprigliano, F., Martelli, D., Kang, J., Kuo, S. H., Kang, U. J., Monaco, V., Micera, S., & Agrawal, S. K. (2019). Effects of repeated waist-pull perturbations on gait stability in subjects with cerebellar ataxia. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 16(1), 1–12.
<https://doi.org/10.1186/s12984-019-0522-z>
11. Aprigliano, F., Martelli, D., Micera, S., & Monaco, V. (2016). Intersegmental coordination elicited by unexpected multidirectional slippinglike perturbations resembles that adopted during steady locomotion. *Journal of Neurophysiology*, 115(2), 728–740. <https://doi.org/10.1152/jn.00327.2015>
12. Aprigliano, F., Martelli, D., Tropea, P., Micera, S., & Monaco, V. (2015). Effects of slipping-like perturbation intensity on the dynamical stability. *Proceedings of the Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, EMBS, 2015-Novem*(Figure 1), 5295–5298.
<https://doi.org/10.1109/EMBC.2015.7319586>
13. Aprigliano, F., Martelli, D., Tropea, P., Pasquini, G., Micera, S., & Monaco, V. (2017). Aging does not affect the intralimb coordination elicited by slip-like perturbation of different intensities. *Journal of Neurophysiology*, 118(3), 1739–1748. <https://doi.org/10.1152/jn.00844.2016>
14. Aprigliano, F., Monaco, V., Tropea, P., Martelli, D., Vitiello, N., & Micera, S. (2019). Effectiveness of a Robot-Mediated Strategy While Counteracting Multidirectional Slippages. *Robotica*, 37(12), 2119–2131.
<https://doi.org/10.1017/S0263574719000626>
15. Arena, S. L., Davis, J. L., Grant, J. W., & Madigan, M. L. (2016). Tripping elicits earlier and larger deviations in linear head acceleration compared to slipping. *PLoS ONE*, 11(11), 1–14.
<https://doi.org/10.1371/journal.pone.0165670>
16. Berger, W., Dietz, V., & Quintern, J. (1984). Corrective reactions to stumbling in man: neuronal co-ordination of bilateral leg muscle activity during gait. *The*

- Journal of Physiology*, 357(1), 109–125.
<https://doi.org/10.1113/jphysiol.1984.sp015492>
17. Best, A. N., Martin, J. P., Li, Q., & Wu, A. R. (2019). Stepping behaviour contributes little to balance control against continuous mediolateral trunk perturbations. *Journal of Experimental Biology*, 222(24).
<https://doi.org/10.1242/jeb.212787>
 18. Bhatt, T., Patel, P., Dusane, S., DelDonno, S. R., & Langenecker, S. A. (2018). Neural mechanisms involved in mental imagery of slip-perturbation while walking: A preliminary fMRI study. *Frontiers in Behavioral Neuroscience*, 12(September), 1–12. <https://doi.org/10.3389/fnbeh.2018.00203>
 19. Błażkiewicz, M., Borysiuk, Z., & Gzik, M. (2018). Determination of loading in the lower limb joints during step-forward lunge in fencing. *Acta of Bioengineering and Biomechanics*, 20(4), 3–8. <https://doi.org/10.5277/ABB-01182-2018-02>
 20. Boerger, T., Van Dehy, J., Onushko, T., Schmit, B., & Hyngstrom, A. (2016). Step length and width variability while walking on a motion simulator mounted treadmill. *Proceedings of the Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, EMBS, 2016-Octob*, 4577–4580. <https://doi.org/10.1109/EMBC.2016.7591746>
 21. Borkowski, R., & Błażkiewicz, M. (2023). Postural Reactions to External Mediolateral Perturbations: A Review. *Applied Sciences*, 13(1696).
 22. Castano, C. R., Lee, L. D., & Huang, H. J. (2023). Speeding up: Discrete mediolateral perturbations increased self-paced walking speed in young and older adults. *Gait and Posture*, 102, 198–204.
<https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2023.04.003>
 23. Chien, J. E., & Hsu, W. L. (2018). Effects of Dynamic Perturbation-Based Training on Balance Control of Community-Dwelling Older Adults. *Scientific Reports*, 8(1), 1–8. <https://doi.org/10.1038/s41598-018-35644-5>
 24. Chodkowska, K., Błażkiewicz, M., Kędziorek, J., Ortenburger, D., & Wąsik, J. (2024a). How Does Induced Deceleration of One Treadmill's Belt in the Pre-Swing Gait Phase Change Gait Pattern? *Applied Sciences*, 14(23), 11456.
<https://doi.org/10.3390/app142311456>

25. Chodkowska, K., Błażkiewicz, M., Kędziołek, J., Ortenburger, D., & Wąsik, J. (2024b). How Does Induced Deceleration of One Treadmill's Belt in the Pre-Swing Gait Phase Change Gait Pattern? *Applied Sciences*, 14(23), 11456. <https://doi.org/10.3390/app142311456>
26. Chodkowska, K., Borkowski, R., & Błażkiewicz, M. (2024). Perturbations During Gait on a Split-Belt Treadmill: A Scoping Review. *Applied Sciences*, 14(21), 9852. <https://doi.org/10.3390/app14219852>
27. Cicirelli, G., Impedovo, D., Dentamaro, V., Marani, R., Pirlo, G., & D'Orazio, T. R. (2022). Human Gait Analysis in Neurodegenerative Diseases: A Review. *IEEE Journal of Biomedical and Health Informatics*, 26(1), 229–242. <https://doi.org/10.1109/JBHI.2021.3092875>
28. Ciunelis, K., Borkowski, R., & Błażkiewicz, M. (2024). The Impact of Induced Acceleration Perturbations in Selected Phases of the Gait Cycle on Kinematic and Kinetic Parameters. *Applied Sciences (Switzerland)*, 14(11), 4849. <https://doi.org/10.3390/app14114849>
29. Claudino, J. G., Afonso, J., Sarvestan, J., Lanza, M. B., Pennone, J., Filho, C. A. C., Serrão, J. C., Espregueira-Mendes, J., Vasconcelos, A. L. V., de Andrade, M. P., Rocha-Rodrigues, S., Andrade, R., & Ramirez-Campillo, R. (2021). Strength training to prevent falls in older adults: A systematic review with meta-analysis of randomized controlled trials. *Journal of Clinical Medicine*, 10(14). <https://doi.org/10.3390/jcm10143184>
30. Cordero, A. F., Koopman, H. J. F. M., & Van Der Helm, F. C. T. (2004). Mechanical model of the recovery from stumbling. *Biological Cybernetics*, 91(4), 212–220. <https://doi.org/10.1007/s00422-004-0508-0>
31. DeBelle, H., Harkness-Armstrong, C., Hadwin, K., Maganaris, C. N., & O'Brien, T. D. (2020). Recovery From a Forward Falling Slip: Measurement of Dynamic Stability and Strength Requirements Using a Split-Belt Instrumented Treadmill. *Frontiers in Sports and Active Living*, 2(July), 1–13. <https://doi.org/10.3389/fspor.2020.00082>
32. Delp, S. L., Anderson, F. C., Arnold, A. S., Loan, P., Habib, A., John, C. T., Guendelman, E., & Thelen, D. G. (2007). OpenSim: Open-source software to create and analyze dynamic simulations of movement. *IEEE Transactions on*

- Biomedical Engineering*, 54(11), 1940–1950.
<https://doi.org/10.1109/TBME.2007.901024>
33. Delp, S. L., Loan, J. P., Hoy, M. G., Zajac, F. E., Topp, E. L., & Rosen, J. M. (1990). An Interactive Graphics-Based Model of the Lower Extremity to Study Orthopaedic Surgical Procedures. In *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* (Vol. 37, Issue 8, pp. 757–767).
<https://doi.org/10.1109/10.102791>
 34. Ding, L., & Yang, F. (2016). Muscle weakness is related to slip-initiated falls among community-dwelling older adults. *Journal of Biomechanics*, 49(2), 238–243. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2015.12.009>
 35. Dusane, S., & Bhatt, T. (2022). Can prior exposure to repeated non-paretic slips improve reactive responses on novel paretic slips among people with chronic stroke? *Experimental Brain Research*, 240(4), 1069–1080.
<https://doi.org/10.1007/s00221-021-06300-8>
 36. Er, J. K., Donnelly, C. J. W., Wee, S. K., & Ang, W. T. (2020). Fall inducing movable platform (FIMP) for overground trips and slips. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 17(1), 1–20.
<https://doi.org/10.1186/s12984-020-00785-0>
 37. Erdfelder, E., FAul, F., Buchner, A., & Lang, A. G. (2009). Statistical power analyses using G*Power 3.1: Tests for correlation and regression analyses. *Behavior Research Methods*, 41(4), 1149–1160.
<https://doi.org/10.3758/BRM.41.4.1149>
 38. Esmaeili, V., Juneau, A., Dyer, J. O., Lamontagne, A., Kairy, D., Bouyer, L., & Duclos, C. (2020). Intense and unpredictable perturbations during gait training improve dynamic balance abilities in chronic hemiparetic individuals: A randomized controlled pilot trial. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 17(1), 1–13. <https://doi.org/10.1186/s12984-020-00707-0>
 39. Farrokhi, S., Pollard, C. D., Souza, R. B., Chen, Y. J., Reischl, S., & Powers, C. M. (2008). Trunk position influences the kinematics, kinetics, and muscle activity of the lead lower extremity during the forward lunge exercise. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 38(7), 403–409.
<https://doi.org/10.2519/jospt.2008.2634>

40. Faul, F., Erdfelder, E., Lang, A. G., & Buchner, A. (2007). G*Power 3: A flexible statistical power analysis program for the social, behavioral, and biomedical sciences. *Behavior Research Methods*, 39(2), 175–191. <https://doi.org/10.3758/BF03193146>
41. Feger, M. A., Donovan, L., Hart, J. M., & Hertel, J. (2014). Lower Extremity Muscle Activation During Functional Exercises in Patients With and Without Chronic Ankle Instability. *PM&R*, 6(7), 602–611. <https://doi.org/10.1016/j.pmrj.2013.12.013>
42. Feldhege, F., Richter, K., Bruhn, S., Fischer, D. C., & Mittlmeier, T. (2021). MATLAB-based tools for automated processing of motion tracking data provided by the GRAIL. *Gait and Posture*, 90, 422–426. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2021.09.179>
43. Ferber, R., Osternig, L. R., Woollacott, M. H., Wasieleski, N. J., & Lee, J. H. (2002). Reactive balance adjustments to unexpected perturbations during human walking. *Gait and Posture*, 16(3), 238–248. [https://doi.org/10.1016/S0966-6362\(02\)00010-3](https://doi.org/10.1016/S0966-6362(02)00010-3)
44. Francis, C. A., Franz, J. R., O'Connor, S. M., & Thelen, D. G. (2015). Gait variability in healthy old adults is more affected by a visual perturbation than by a cognitive or narrow step placement demand. *Gait and Posture*, 42(3), 380–385. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2015.07.006>
45. Friston, K. J. (2003). Statistical Parametric Mapping. In R. Kötter (Ed.), *Neuroscience Databases: A Practical Guide* (pp. 237–250). Springer US. https://doi.org/10.1007/978-1-4615-1079-6_16
46. Gaßner, H., Steib, S., Klamroth, S., Pasluosta, C. F., Adler, W., Eskofier, B. M., Pfeifer, K., Winkler, J., & Klucken, J. (2019). Perturbation Treadmill Training Improves Clinical Characteristics of Gait and Balance in Parkinson's Disease. *Journal of Parkinson's Disease*, 9(2), 413–426. <https://doi.org/10.3233/JPD-181534>
47. Gerards, M., Marcellis, R., Senden, R., Poeze, M., de Bie, R., Meijer, K., & Lenssen, A. (2023). The effect of perturbation-based balance training on balance control and fear of falling in older adults: a single-blind randomised

- controlled trial. *BMC Geriatrics*, 23(1), 1–11. <https://doi.org/10.1186/s12877-023-03988-x>
48. Gill, N., O’Leary, T., Roberts, A., Liu, A., Roerdink, M., Greeves, J., & Jones, R. (2023). Enforcing walking speed and step-length affects joint kinematics and kinetics in male and female healthy adults. *Gait and Posture*, 103, 223–228. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2023.05.025>
 49. Gimmon, Y., Riemer, R., Kurz, I., Shapiro, A., Debbi, R., & Melzer, I. (2018). Perturbation exercises during treadmill walking improve pelvic and trunk motion in older adults—A randomized control trial. *Archives of Gerontology and Geriatrics*, 75(December 2017), 132–138. <https://doi.org/10.1016/j.archger.2017.12.004>
 50. Golyski, P. R., Vazquez, E., Leestma, J. K., & Sawicki, G. S. (2022). Onset timing of treadmill belt perturbations influences stability during walking. *Journal of Biomechanics*, 130(October 2021), 110800. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2021.110800>
 51. Haarman, J. A. M., Vlutters, M., Olde Keizer, R. A. C. M., Van Asseldonk, E. H. F., Buurke, J. H., Reenalda, J., Rietman, J. S., & Van Der Kooij, H. (2017). Paretic versus non-paretic stepping responses following pelvis perturbations in walking chronic-stage stroke survivors. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 14(1), 1–11. <https://doi.org/10.1186/s12984-017-0317-z>
 52. Hamill, J., Knutzen, K. M., & Derrick, T. R. (2014). Biomechanical basis of human movement: Fourth edition. In *Biomechanical Basis of Human Movement: Fourth Edition*.
 53. Hayot, C., Sakka, S., & Lacouture, P. (2013). Contribution of the six major gait determinants on the vertical center of mass trajectory and the vertical ground reaction force. *Human Movement Science*, 32(2), 279–289. <https://doi.org/10.1016/j.humov.2012.10.003>
 54. Heijnen, M. J. H., & Rietdyk, S. (2016). Falls in young adults: Perceived causes and environmental factors assessed with a daily online survey. *Human Movement Science*, 46, 86–95. <https://doi.org/10.1016/j.humov.2015.12.007>
 55. Hezel, N., Sloot, L. H., Wanner, P., Becker, C., Bauer, J. M., Steib, S., & Werner, C. (2023). Feasibility, effectiveness and acceptability of two

- perturbation-based treadmill training protocols to improve reactive balance in fall-prone older adults (FEATURE): protocol for a pilot randomised controlled trial. *BMJ Open*, 13(9). <https://doi.org/10.1136/bmjopen-2023-073135>
56. Hicks, J. (2011). *About OpenSim - OpenSim Documentation - OpenSim*. <https://opensimconfluence.atlassian.net/wiki/spaces/OpenSim/pages/53114269/About+OpenSim>
 57. Hicks, J. (2018a). *Getting Started with Inverse Kinematics - OpenSim Documentation - OpenSim*. <https://opensimconfluence.atlassian.net/wiki/spaces/OpenSim/pages/53090032/Getting+Started+with+Inverse+Kinematics>
 58. Hicks, J. (2018b). *Getting Started with Static Optimization - OpenSim Documentation - OpenSim*. <https://opensimconfluence.atlassian.net/wiki/spaces/OpenSim/pages/53089624/Getting+Started+with+Static+Optimization>
 59. Hicks, J. (2018c). *How Inverse Kinematics Works - OpenSim Documentation - OpenSim*. <https://opensimconfluence.atlassian.net/wiki/spaces/OpenSim/pages/53090047/How+Inverse+Kinematics+Works>
 60. Hicks, J. (2018d). *How Static Optimization Works - OpenSim Documentation - OpenSim*. <https://opensimconfluence.atlassian.net/wiki/spaces/OpenSim/pages/53089619/How+Static+Optimization+Works>
 61. Hicks, J. (2018e). *Marker (.trc) Files - OpenSim Documentation - OpenSim*. <https://opensimconfluence.atlassian.net/wiki/spaces/OpenSim/pages/53089972/Marker+.trc+Files>
 62. Hicks, J. (2018f). *Storage (.sto) Files - OpenSim Documentation - OpenSim*. <https://opensimconfluence.atlassian.net/wiki/spaces/OpenSim/pages/53089996/Storage+.sto+Files>
 63. Hicks, J. (2018g). *User's Guide - OpenSim Documentation - OpenSim*. <https://opensimconfluence.atlassian.net/wiki/spaces/OpenSim/pages/53089849/User+s+Guide>

64. Hicks, J. (2019). *Motion (.mot) Files - OpenSim Documentation - OpenSim*.
<https://opensimconfluence.atlassian.net/wiki/spaces/OpenSim/pages/53089415/Motion+.mot+Files>
65. Hicks, J. (2020). *How Scaling Works - OpenSim Documentation - OpenSim*.
<https://opensimconfluence.atlassian.net/wiki/spaces/OpenSim/pages/53089158/How+Scaling+Works>
66. Hicks, J. (2024). *Getting Started with Inverse Dynamics - OpenSim Documentation - OpenSim*.
<https://opensimconfluence.atlassian.net/wiki/spaces/OpenSim/pages/53090063/Getting+Started+with+Inverse+Dynamics>
67. Hicks, J. L., Uchida, T. K., Seth, A., Rajagopal, A., & Delp, S. L. (2015). Is My Model Good Enough? Best Practices for Verification and Validation of Musculoskeletal Models and Simulations of Movement. *Journal of Biomechanical Engineering*, 137(2). <https://doi.org/10.1115/1.4029304>
68. Hirata, K., Kokubun, T., Miyazawa, T., Hanawa, H., Kubota, K., Sonoo, M., Fujino, T., & Kanemura, N. (2021). Relationship Between the Walking Velocity Relative to the Slip Velocity and the Corrective Response. *Journal of Medical and Biological Engineering*, 41(1), 25–33.
<https://doi.org/10.1007/s40846-020-00527-6>
69. Hof, A. L., & Duysens, J. (2018). Responses of human ankle muscles to mediolateral balance perturbations during walking. *Human Movement Science*, 57(March 2017), 69–82. <https://doi.org/10.1016/j.humov.2017.11.009>
70. Hofmann, C. L., Holyoak, D. T., & Juris, P. M. (2017). Trunk and shank position influences patellofemoral joint stress in the lead and trail limbs during the forward lunge exercise. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 47(1), 31–40. <https://doi.org/10.2519/jospt.2017.6336>
71. Hughes, J., & Jacobs, N. (1979). Normal human locomotion. *Prosthetics and Orthotics International*, 3(1), 4–12.
<https://doi.org/10.3109/03093647909164693>
72. Inkol, K. A., Huntley, A. H., & Vallis, L. A. (2019). Repeated Exposure to Forward Support-Surface Perturbation During Overground Walking Alters

- Upper-Body Kinematics and Step Parameters. *Journal of Motor Behavior*, 51(3), 318–330. <https://doi.org/10.1080/00222895.2018.1474336>
73. Jeon, W., Ramadan, A., Whittall, J., Alissa, N., & Westlake, K. (2023). Analysis of age-related difference in lower limb muscle activation pattern and movement strategies during walking balance control on a compliant surface. *Research Square*, 0123456789, 1–13. <https://doi.org/10.1038/s41598-023-43728-0>
 74. Kao, P. C., & Pierro, M. A. (2022). Motor adaptation to cognitive challenges and walking perturbations in healthy young adults. *Gait and Posture*, 92, 167–175. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2021.11.030>
 75. Kharazi, M., Bohm, S., Theodorakis, C., Mersmann, F., & Arampatzis, A. (2021). Quantifying mechanical loading and elastic strain energy of the human Achilles tendon during walking and running. *Scientific Reports*, 11(1), 1–13. <https://doi.org/10.1038/s41598-021-84847-w>
 76. Kim, S., Joo, K. S., Liu, J., & Sohn, J. H. (2019a). Lower extremity kinematics during forward heel-slip. *Technology and Health Care*, 27(S1), S345–S356. <https://doi.org/10.3233/THC-199032>
 77. Kim, S., Joo, K. S., Liu, J., & Sohn, J. H. (2019b). Lower extremity kinematics during forward heel-slip. *Technology and Health Care*, 27(S1), S345–S356. <https://doi.org/10.3233/THC-199032>
 78. Kreter, N., Rogers, C. L., & Fino, P. C. (2021). Anticipatory and reactive responses to underfoot perturbations during gait in healthy adults and individuals with a recent mild traumatic brain injury. *Clinical Biomechanics*, 90, 1–17. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2021.105496>
 79. Kurz, I., Gimmon, Y., Shapiro, A., Debi, R., Snir, Y., & Melzer, I. (2016). Unexpected perturbations training improves balance control and voluntary stepping times in older adults - A double blind randomized control trial. *BMC Geriatrics*, 16(1), 1–11. <https://doi.org/10.1186/s12877-016-0223-4>
 80. Kwong, H. (2024). *Gait 2392 and 2354 Models - OpenSim Documentation - OpenSim*. <https://opensimconfluence.atlassian.net/wiki/spaces/OpenSim/pages/53086215/Gait+2392+and+2354+Models>

81. Kwong, H., & Hicks, J. (2024a). *Tutorial 1 - Intro to Musculoskeletal Modeling - OpenSim Documentation - OpenSim*.
<https://opensimconfluence.atlassian.net/wiki/spaces/OpenSim/pages/53088700/Tutorial+1+-+Intro+to+Musculoskeletal+Modeling>
82. Kwong, H., & Hicks, J. (2024b). *Tutorial 3 - Scaling, Inverse Kinematics, and Inverse Dynamics - OpenSim Documentation - OpenSim*.
<https://opensimconfluence.atlassian.net/wiki/spaces/OpenSim/pages/53089741/Tutorial+3+-+Scaling+Inverse+Kinematics+and+Inverse+Dynamics>
83. Lee, A., Bhatt, T., Liu, X., Wang, Y., & Pai, Y. C. (2018). Can higher training practice dosage with treadmill slip-perturbation necessarily reduce risk of falls following overground slip? *Gait and Posture*, 61(January 2017), 387–392.
<https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2018.01.037>
84. Lee, A., Bhatt, T., Liu, X., Wang, Y., Wang, S., & Pai, Y. C. C. (2020). Can treadmill slip-perturbation training reduce longer-term fall risk upon overground slip exposure? *Journal of Applied Biomechanics*, 36(5), 298–306.
<https://doi.org/10.1123/JAB.2019-0211>
85. Lee, A., Bhatt, T., & Pai, Y. C. (2016). Generalization of treadmill perturbation to overground slip during gait: Effect of different perturbation distances on slip recovery. *Journal of Biomechanics*, 49(2), 149–154.
<https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2015.11.021>
86. Lee, B. C., Kim, C. S., & Seo, K. H. (2019). The Body's Compensatory Responses to Unpredictable Trip and Slip Perturbations Induced by a Programmable Split-Belt Treadmill. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 27(7), 1389–1396.
<https://doi.org/10.1109/TNSRE.2019.2921710>
87. Lee-Confer, J. S., Finley, J. M., Kulig, K., & Powers, C. M. (2023a). Reactive responses of the arms increase the Margins of Stability and decrease center of mass dynamics during a slip perturbation. *Journal of Biomechanics*, 157, 111737. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2023.111737>
88. Lee-Confer, J. S., Finley, J. M., Kulig, K., & Powers, C. M. (2023b). Reactive responses of the arms increase the Margins of Stability and decrease center of

- mass dynamics during a slip perturbation. *Journal of Biomechanics*, 157(July), 111737. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2023.111737>
89. Lee-Confer, J. S., Kulig, K., & Powers, C. M. (2022). Constraining the arms during a slip perturbation results in a higher fall frequency in young adults. *Human Movement Science*, 86, 103016. <https://doi.org/10.1016/j.humov.2022.103016>
 90. Liss, D. J., Carey, H. D., & Allen, J. L. (2023). Young adults use whole-body feedback and ankle proprioception to perceive small locomotor disturbances. *Human Movement Science*, 89. <https://doi.org/10.1016/j.humov.2023.103084>
 91. Liu, J., & Lockhart, T. E. (2009). Age-related joint moment characteristics during normal gait and successful reactive-recovery from unexpected slip perturbations. *Gait & Posture*, 30(3), 276–281. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2009.04.005>
 92. Liu, X., Bhatt, T., & Pai, Y. C. (2016). Intensity and generalization of treadmill slip training: High or low, progressive increase or decrease? *Journal of Biomechanics*, 49(2), 135–140. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2015.06.004>
 93. Liu, X., Bhatt, T., Wang, S., Yang, F., & Pai, Y. C. (Clive). (2017). Retention of the “first-trial effect” in gait-slip among community-living older adults. *GeroScience*, 39(1), 93–102. <https://doi.org/10.1007/s11357-017-9963-0>
 94. Liu, X., Bhatt, T., Wang, Y., Wang, S., Lee, A., & Pai, Y. C. (2021). The retention of fall-resisting behavior derived from treadmill slip-perturbation training in community-dwelling older adults. *GeroScience*, 43(2), 913–926. <https://doi.org/10.1007/s11357-020-00270-5>
 95. Liu, X., Reschechtko, S., Wang, S., & Pai, Y. C. (Clive). (2017). The recovery response to a novel unannounced laboratory-induced slip: The “first trial effect” in older adults. *Clinical Biomechanics*, 48(3), 9–14. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2017.06.004>
 96. Lurie, J. D., Zagaria, A. B., Ellis, L., Dawna Pidgeon, Gill-Body, K. M., Burke, C., Armbrust, K., Cass, S., Spratt, K. F., & McDonough, C. M. (2020). Surface perturbation training to prevent falls in older adults: A highly

- pragmatic, randomized controlled trial. *Physical Therapy*, 100(7), 1153–1162.
<https://doi.org/10.1093/ptj/pzaa023>
97. Madehkhaksar, F., Klenk, J., Sczuka, K., Gordt, K., Melzer, I., & Schwenk, M. (2018). The effects of unexpected mechanical perturbations during treadmill walking on spatiotemporal gait parameters, and the dynamic stability measures by which to quantify postural response. *PLoS ONE*, 13(4), 1–15.
<https://doi.org/10.1371/journal.pone.0195902>
 98. Martelli, D., Aprigliano, F., Tropea, P., Pasquini, G., Micera, S., & Monaco, V. (2017). Stability against backward balance loss: Age-related modifications following slip-like perturbations of multiple amplitudes. *Gait and Posture*, 53, 207–214. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2017.02.002>
 99. Martelli, D., Vashista, V., Micera, S., & Agrawal, S. K. (2016). Direction-Dependent Adaptation of Dynamic Gait Stability Following Waist-Pull Perturbations. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 24(12), 1304–1313.
<https://doi.org/10.1109/TNSRE.2015.2500100>
 100. McIntosh, E. I., Zettel, J. L., & Vallis, L. A. (2017). Stepping Responses in Young and Older Adults Following a Perturbation to the Support Surface During Gait. *Journal of Motor Behavior*, 49(3), 288–298.
<https://doi.org/10.1080/00222895.2016.1204262>
 101. Mendiguchia, J., Gonzalez De la Flor, A., Mendez-Villanueva, A., Morin, J. B., Edouard, P., & Garrues, M. A. (2021). Training-induced changes in anterior pelvic tilt: potential implications for hamstring strain injuries management. *Journal of Sports Sciences*, 39(7), 760–767.
<https://doi.org/10.1080/02640414.2020.1845439>
 102. Merrill, Z., Chambers, A. J., & Cham, R. (2017). Arm reactions in response to an unexpected slip—Impact of aging. *Journal of Biomechanics*, 58(April), 21–26. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2017.04.011>
 103. *Methods of Determining Homeostatic Perturbations | Technology Transfer*. (2023). <https://www.techtransfer.nih.gov/tech/tab-4054>

104. Miljkovic, N., Lim, J. Y., Miljkovic, I., & Frontera, W. R. (2015). Aging of skeletal muscle fibers. *Annals of Rehabilitation Medicine*, 39(2), 155–162. <https://doi.org/10.5535/arm.2015.39.2.155>
105. Molina, L. K., Small, G. H., & Neptune, R. R. (2023). The influence of step width on balance control and response strategies during perturbed walking in healthy young adults. *Journal of Biomechanics*, 157, 111731. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2023.111731>
106. Monteleone, B. J., Ronsky, J. L., Meeuwisse, W. H., & Zernicke, R. F. (2014). Ankle Kinematics and Muscle Activity in Functional Ankle Instability. *Clinical Journal of Sport Medicine*, 24(1), 62–68. <https://doi.org/10.1097/01.jsm.0000432858.86929.80>
107. Mueller, J., Engel, T., Mueller, S., Kopinski, S., Baur, H., & Mayer, F. (2016a). Neuromuscular response of the trunk to sudden gait disturbances: Forward vs. backward perturbation. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 30, 168–176. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2016.07.005>
108. Mueller, J., Engel, T., Mueller, S., Kopinski, S., Baur, H., & Mayer, F. (2016b). Neuromuscular response of the trunk to sudden gait disturbances: Forward vs. backward perturbation. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 30, 168–176. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2016.07.005>
109. Müller, J., Müller, S., Engel, T., Reschke, A., Baur, H., & Mayer, F. (2016). Stumbling reactions during perturbed walking: Neuromuscular reflex activity and 3-D kinematics of the trunk - A pilot study. *Journal of Biomechanics*, 49(6), 933–938. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2015.09.041>
110. Murdock, J. A. (1999). Perturbations: Theory and Methods. *Perturbations: Theory and Methods*. <https://doi.org/10.1137/1.9781611971095>
111. Nazifi, M. M., Beschoner, K. E., & Hur, P. (2017). Association between slip severity and muscle synergies of slipping. *Frontiers in Human Neuroscience*, 11(November), 1–9. <https://doi.org/10.3389/fnhum.2017.00536>
112. Nestico, J., Novak, A., Perry, S. D., & Mansfield, A. (2021). Does increased gait variability improve stability when faced with an expected

- balance perturbation during treadmill walking? *Gait and Posture*, 86(March), 94–100. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2021.03.014>
113. Neumann, D. A. (2010a). Kinesiology of the hip: A focus on muscular actions. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 40(2), 82–94. <https://doi.org/10.2519/jospt.2010.3025>
 114. Neumann, D. A. (2010b). Kinesiology of the hip: A focus on muscular actions. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 40(2), 82–94. <https://doi.org/10.2519/jospt.2010.3025>
 115. Neumann, D. A. (2017). *KINESIOLOGY of the MUSCULOSKELETAL SYSTEM* (3rd ed.). Elsevier, Inc.
 116. O’Connell, C., Chambers, A., Mahboobin, A., & Cham, R. (2016). Effects of slip severity on muscle activation of the trailing leg during an unexpected slip. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 28, 61–66. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2016.02.007>
 117. Ohji, S., Aizawa, J., Hirohata, K., Ohmi, T., & Yagishita, K. (2019). Correlations between vertical ground reaction force, sagittal joint angles, and the muscle co-contraction index during single-leg jump-landing. *Asian Journal of Sports Medicine*, 10(3). <https://doi.org/10.5812/asjsm.81771>
 118. Okubo, Y., Brodie, M. A., Sturnieks, D. L., Hicks, C., & Lord, S. R. (2019). A pilot study of reactive balance training using trips and slips with increasing unpredictability in young and older adults: Biomechanical mechanisms, falls and clinical feasibility. *Clinical Biomechanics*, 67(May), 171–179. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2019.05.016>
 119. Okubo, Y., Brodie, M., Sturnieks, D., Hicks, C., BioRxiv, H. C., & 2018, U. (2018). Exposure to unpredictable trips and slips while walking can improve balance recovery responses with minimum predictive gait alterations. *Biorxiv.Org*, 1–14.
 120. Okubo, Y., Mohamed Suhaimy, M. S. Bin, Hoang, P., Chaplin, C., Hicks, C., Sturnieks, D. L., & Lord, S. R. (2023). Training reactive balance using trips and slips in people with multiple sclerosis: A blinded randomised controlled trial. *Multiple Sclerosis and Related Disorders*, 73, 104607. <https://doi.org/10.1016/j.msard.2023.104607>

121. Okubo, Y., Sturnieks, D. L., Brodie, M. A., Duran, L., Lord, S. R., & Newman, A. (2019). Effect of Reactive Balance Training Involving Repeated Slips and Trips on Balance Recovery among Older Adults: A Blinded Randomized Controlled Trial. *Journals of Gerontology - Series A Biological Sciences and Medical Sciences*, 74(9), 1489–1496. <https://doi.org/10.1093/gerona/glz021>
122. Onushko, T., Boerger, T., Van Dehy, J., & Schmit, B. D. (2019). Dynamic stability and stepping strategies of young healthy adults walking on an oscillating treadmill. *PLoS ONE*, 14(2), 1–12. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0212207>
123. Paine, R. T. (2019). *Ecological disturbance | Causes, Effects & Management | Britannica*. Encyclopedia Britannica. <https://www.britannica.com/science/ecological-disturbance>
124. Parijat, P., Lockhart, T. E., & Liu, J. (2015a). Effects of Perturbation-Based Slip Training Using a Virtual Reality Environment on Slip-induced Falls. *Annals of Biomedical Engineering*, 43(4), 958–967. <https://doi.org/10.1007/s10439-014-1128-z>
125. Parijat, P., Lockhart, T. E., & Liu, J. (2015b). EMG and Kinematic Responses to Unexpected Slips After Slip Training in Virtual Reality. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 62(2), 593–599. <https://doi.org/10.1109/TBME.2014.2361324>
126. Parvaresh, K. C., Chang, C., Patel, A., Lieber, R. L., Ball, S. T., & Ward, S. R. (2019). Architecture of the Short External Rotator Muscles of the Hip. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 20(1), 611. <https://doi.org/10.1186/s12891-019-2995-0>
127. Pataky, T. C. (2012). One-dimensional statistical parametric mapping in Python. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 15(3), 295–301. <https://doi.org/10.1080/10255842.2010.527837>
128. Patel, P. J., Bhatt, T., DelDonno, S. R., Langenecker, S. A., & Dusane, S. (2019). Examining neural plasticity for slip-perturbation training: An fMRI study. *Frontiers in Neurology*, 10(JAN), 1–13. <https://doi.org/10.3389/fneur.2018.01181>

129. Perotto, A. O. (2011). *Anatomical Guide for the Electromyographer: The Limbs and Trunk* (5th ed.). Charles C Tomas Publisher, LTD.
130. Perry, J. (1992). Gait Analysis Normal and Pathological Function. In *Handbook of Clinical Neurology* (Vol. 159). SLACK Incorporated. <https://doi.org/10.1016/B978-0-444-63916-5.00007-0>
131. *Perturbation | Gravitational, Orbital & Celestial | Britannica*. (2010). Encyclopedia Britannica. <https://www.britannica.com/science/perturbation-astronomy>
132. *Perturbation definition*. (2024). Encyclopædia Britannica. <https://www.britannica.com/dictionary/perturbation>
133. Peterson, C. L., Kautz, S. A., & Neptune, R. R. (2011). Braking and propulsive impulses increase with speed during accelerated and decelerated walking. *Gait and Posture*, 33(4), 562–567. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2011.01.010>
134. Probst, D., Stout, A., & Hunt, D. (2019). Piriformis Syndrome: A Narrative Review of the Anatomy, Diagnosis, and Treatment. *PM and R*, 11, 54–63. <https://doi.org/10.1002/pmrj.12189>
135. Prochazka, A., Sontag, K. H., & Wand, P. (1978). Motor reactions to perturbations of gait: proprioceptive and somesthetic involvement. *Neuroscience Letters*, 7(1), 35–39. [https://doi.org/10.1016/0304-3940\(78\)90109-X](https://doi.org/10.1016/0304-3940(78)90109-X)
136. Promsri, A., Haid, T., & Federolf, P. (2018). How does lower limb dominance influence postural control movements during single leg stance? *Human Movement Science*, 58(February), 165–174. <https://doi.org/10.1016/j.humov.2018.02.003>
137. Punt, M., Bruijn, S. M., Roeles, S., van de Port, I. G., Wittink, H., & van Dieën, J. H. (2017a). Responses to gait perturbations in stroke survivors who prospectively experienced falls or no falls. *Journal of Biomechanics*, 55, 56–63. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2017.02.010>
138. Punt, M., Bruijn, S. M., Roeles, S., van de Port, I. G., Wittink, H., & van Dieën, J. H. (2017b). Responses to gait perturbations in stroke survivors who

- prospectively experienced falls or no falls. *Journal of Biomechanics*, 55, 56–63. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2017.02.010>
139. Rasmussen, C. M., Curtze, C., Mukherjee, M., & Hunt, N. H. (2022). Slipping mechanics during walking along curved paths depend on the biomechanical context at slip onset. *Scientific Reports*, 12(1), 1–13. <https://doi.org/10.1038/s41598-022-21701-7>
 140. Rasmussen, C. M., & Hunt, N. H. (2019). A novel wearable device to deliver unconstrained, unpredictable slip perturbations during gait. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 16(1), 1–11. <https://doi.org/10.1186/s12984-019-0602-0>
 141. Ren, X., Keibach, M., Bruhn, S., Yang, Q., Lin, H., Bader, R., Tischer, T., & Lutter, C. (2022). Barefoot walking is more stable in the gait of balance recovery in older adults. *BMC Geriatrics*, 22(1), 1–9. <https://doi.org/10.1186/s12877-022-03628-w>
 142. Ren, X., Lutter, C., Keibach, M., Bruhn, S., Bader, R., & Tischer, T. (2022). Lower extremity joint compensatory effects during the first recovery step following slipping and stumbling perturbations in young and older subjects. *BMC Geriatrics*, 22(1), 1–16. <https://doi.org/10.1186/s12877-022-03354-3>
 143. Ribbans, W. J., & Garde, A. (2013). Tibialis Posterior Tendon and Deltoid and Spring Ligament Injuries in the Elite Athlete. *Foot and Ankle Clinics*, 18(2), 255–291. <https://doi.org/10.1016/j.fcl.2013.02.006>
 144. Rieger, M. M., Papegaaij, S., Pijnappels, M., Steenbrink, F., & van Dieën, J. H. (2020). Transfer and retention effects of gait training with anterior-posterior perturbations to postural responses after medio-lateral gait perturbations in older adults. *Clinical Biomechanics*, 75(March), 104988. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2020.104988>
 145. Rieger, M. M., Papegaaij, S., Steenbrink, F., Van Dieën, J. H., & Pijnappels, M. (2020). Perturbation-based gait training to improve daily life gait stability in older adults at risk of falling: Protocol for the REACT randomized controlled trial. *BMC Geriatrics*, 20(1), 1–12. <https://doi.org/10.1186/s12877-020-01566-z>

146. Robinovitch, S. N., Feldman, F., Yang, Y., Schonnop, R., Leung, P. M., Sarraf, T., Sims-Gould, J., & Loughi, M. (2013). Video capture of the circumstances of falls in elderly people residing in long-term care: An observational study. *The Lancet*, 381(9860), 47–54. [https://doi.org/10.1016/S0140-6736\(12\)61263-X](https://doi.org/10.1016/S0140-6736(12)61263-X)
147. Roeles, S., Rowe, P. J., Bruijn, S. M., Childs, C. R., Tarfali, G. D., Steenbrink, F., & Pijnappels, M. (2018). Gait stability in response to platform, belt, and sensory perturbations in young and older adults. *Medical and Biological Engineering and Computing*, 56(12), 2325–2335. <https://doi.org/10.1007/s11517-018-1855-7>
148. Rogers, M. W., & Mille, M. L. (2016). Timing paradox of stepping and falls in ageing: not so quick and quick(er) on the trigger. *Journal of Physiology*, 594(16), 4537–4547. <https://doi.org/10.1113/JP271167>
149. Rogers, M. W., & Mille, M.-L. (2018). Balance perturbations. In *Handbook of Clinical Neurology* (1st ed., Vol. 159, pp. 85–105). Elsevier B.V. <https://doi.org/10.1016/B978-0-444-63916-5.00005-7>
150. Rosenblum, U., Kribus-Shmiel, L., Zeilig, G., Bahat, Y., Kimel-Naor, S., Melzer, I., & Plotnik, M. (2020). Novel methodology for assessing total recovery time in response to unexpected perturbations while walking. *PLoS ONE*, 15(6), 1–18. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0233510>
151. Rosenblum, U., Melzer, I., Zeilig, G., & Plotnik, M. (2022a). Muscle activation profile is modulated by unexpected balance loss in walking. *Gait and Posture*, 93, 64–72. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2022.01.013>
152. Rosenblum, U., Melzer, I., Zeilig, G., & Plotnik, M. (2022b). Muscle activation profile is modulated by unexpected balance loss in walking. *Gait and Posture*, 93(September 2021), 64–72. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2022.01.013>
153. Sawers, A., & Bhatt, T. (2018). Neuromuscular determinants of slip-induced falls and recoveries in older adults. *Journal of Neurophysiology*, 120(4), 1534–1546. <https://doi.org/10.1152/jn.00286.2018>
154. Sawers, A., Pai, Y. C. C., Bhatt, T., & Ting, L. H. (2017). Neuromuscular responses differ between slip-induced falls and recoveries in

- older adults. *Journal of Neurophysiology*, 117(2), 509–522.
<https://doi.org/10.1152/jn.00699.2016>
155. Sheehan, R. C., Beltran, E. J., Dingwell, J. B., & Wilken, J. M. (2015). Mediolateral angular momentum changes in persons with amputation during perturbed walking. *Gait and Posture*, 41(3), 795–800.
<https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2015.02.008>
 156. Shokouhi, S., Sritharan, P., & Lee, P. V. S. (2024). Recovering whole-body angular momentum and margin of stability after treadmill-induced perturbations during sloped walking in healthy young adults. *Scientific Reports*, 14(1), 1–12. <https://doi.org/10.1038/s41598-024-54890-4>
 157. Shorter, A. L., Richardson, J. K., Finucane, S. B., Joshi, V., Gordon, K., & Rouse, E. J. (2021). Characterization and clinical implications of ankle impedance during walking in chronic stroke. *Scientific Reports*, 11(1), 1–13.
<https://doi.org/10.1038/s41598-021-95737-6>
 158. Shulman, D., Spencer, A., & Vallis, L. A. (2018). Age-related alterations in reactive stepping following unexpected mediolateral perturbations during gait initiation. *Gait and Posture*, 64(May), 130–134.
<https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2018.05.035>
 159. Silva, L. M., & Stergiou, N. (2020). The basics of gait analysis. In *Biomechanics and Gait Analysis*. INC. <https://doi.org/10.1016/B978-0-12-813372-9.00007-5>
 160. Sloot, L. H., Malheiros, S., Truijen, S., Saeys, W., Mombaur, K., Hallemans, A., & van Criekinge, T. (2021). Decline in gait propulsion in older adults over age decades. *Gait & Posture*, 90(August), 475–482.
<https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2021.09.166>
 161. Sloot, L. H., Van Den Noort, J. C., Van Der Krogt, M. M., Bruijn, S. M., & Harlaar, J. (2015). Can treadmill perturbations evoke stretch reflexes in the calf muscles? *PLoS ONE*, 10(12).
<https://doi.org/10.1371/journal.pone.0144815>
 162. Small, G. H., & Neptune, R. R. (2022). Task-prioritization and balance recovery strategies used by young healthy adults during dual-task walking. *Gait and Posture*, 95, 115–120. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2022.04.010>

163. Soangra, R., & Lockhart, T. E. (2017). Dual-Task Does Not Increase Slip and Fall Risk in Healthy Young and Older Adults during Walking. *Applied Bionics and Biomechanics*, 2017. <https://doi.org/10.1155/2017/1014784>
164. Steib, S., Klamroth, S., Gaßner, H., Pasluosta, C., Eskofier, B., Winkler, J., Klucken, J., & Pfeifer, K. (2017). Perturbation during Treadmill Training Improves Dynamic Balance and Gait in Parkinson's Disease: A Single-Blind Randomized Controlled Pilot Trial. *Neurorehabilitation and Neural Repair*, 31(8), 758–768. <https://doi.org/10.1177/1545968317721976>
165. Steib, S., Klamroth, S., Gaßner, H., Pasluosta, C., Eskofier, B., Winkler, J., Klucken, J., & Pfeifer, K. (2019). Exploring gait adaptations to perturbed and conventional treadmill training in Parkinson's disease: Time-course, sustainability, and transfer. *Human Movement Science*, 64(December 2018), 123–132. <https://doi.org/10.1016/j.humov.2019.01.007>
166. Swart, S. B., den Otter, R., & Lamoth, C. J. C. (2020). Anticipatory control of human gait following simulated slip exposure. *Scientific Reports*, 10(1), 9599. <https://doi.org/10.1038/s41598-020-66305-1>
167. Taborri, J., Santuz, A., Brüll, L., Arampatzis, A., & Rossi, S. (2022). Measuring Kinematic Response to Perturbed Locomotion in Young Adults. *Sensors*, 22(2). <https://doi.org/10.3390/s22020672>
168. Thelen, D. G. (2003). Adjustment of muscle mechanics model parameters to simulate dynamic contractions in older adults. *Journal of Biomechanical Engineering*, 125(1), 70–77. <https://doi.org/10.1115/1.1531112>
169. Uchida, T. K., & Delp, S. L. (2021). *Biomechanics of Movement The Science of Sports, Robotics, and Rehabilitation*. The MIT Press.
170. Vaughan, C. L., Davis, B. L., & O'Connor, J. C. (1999). DYNAMICS OF HUMAN GAIT 2nd Edition. In *Kiboho Publishers*. <https://doi.org/10.1094/php-2007-0719-08-rv>
171. Vlutters, M., Van Asseldonk, E. H. F., & Van Der Kooij, H. (2016). Center of mass velocity-based predictions in balance recovery following pelvis perturbations during human walking. *Journal of Experimental Biology*, 219(10), 1514–1523. <https://doi.org/10.1242/jeb.129338>

172. Wang, S., Bhatt, T., Liu, X., & Pai, Y. C. (2020). The Role of Recovery Lower Limb Segments in Post-Slip Determination of Falls Due to Instability or Limb Collapse. *Annals of Biomedical Engineering*, 48(1), 192–202. <https://doi.org/10.1007/s10439-019-02327-9>
173. Wang, S., Liu, X., Lee, A., & Pai, Y. C. (2017). Can Recovery Foot Placement Affect Older Adults' Slip-Fall Severity? *Annals of Biomedical Engineering*, 45(8), 1941–1948. <https://doi.org/10.1007/s10439-017-1834-4>
174. Wang, S., Pai, Y. C., & Bhatt, T. (2020). Is There an Optimal Recovery Step Landing Zone Against Slip-Induced Backward Falls During Walking? *Annals of Biomedical Engineering*, 48(6), 1768–1778. <https://doi.org/10.1007/s10439-020-02482-4>
175. Wang, S., Wang, Y., Pai, Y.-C. (Clive), Wang, E., & Bhatt, T. (2020). Which Are the Key Kinematic and Kinetic Components to Distinguish Recovery Strategies for Overground Slips Among Community-Dwelling Older Adults? *Journal of Applied Biomechanics*, 36(4), 217–227. <https://doi.org/10.1123/jab.2019-0285>
176. Wang, Y., Bhatt, T., Liu, X., Wang, S., Lee, A., Wang, E., & Pai, Y. C. (Clive). (2019). Can treadmill-slip perturbation training reduce immediate risk of over-ground-slip induced fall among community-dwelling older adults? *Journal of Biomechanics*, 84, 58–66. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2018.12.017>
177. Wang, Y., Wang, S., Lee, A., Pai, Y. C., & Bhatt, T. (2019). Treadmill-gait slip training in community-dwelling older adults: mechanisms of immediate adaptation for a progressive ascending-mixed-intensity protocol. *Experimental Brain Research*, 237(9), 2305–2317. <https://doi.org/10.1007/s00221-019-05582-3>
178. Winter, D. (1995). Human balance and posture control during standing and walking. *Gait & Posture*, 3(4), 193–214. [https://doi.org/10.1016/0966-6362\(96\)82849-9](https://doi.org/10.1016/0966-6362(96)82849-9)
179. Wonsetler, E. C., Miller, E. L., Huey, K. L., Frye, S. E., & Bowden, M. G. (2018). Association Between Altered Hip Extension and Kinetic Gait

- Variables. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*, 97(2), 131–133. <https://doi.org/10.1097/PHM.0000000000000840>
180. Yang, F., Cereceres, P., & Qiao, M. (2018). Treadmill-based gait-slip training with reduced training volume could still prevent slip-related falls. *Gait and Posture*, 66, 160–165. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2018.08.029>
 181. Yang, F., Saucedo, F., & Qiao, M. (2018). Effects of a single-session stance-slip perturbation training program on reducing risk of slip-related falls. *Journal of Biomechanics*, 72, 1–6. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2018.02.020>
 182. Yang, F., Su, X., Sanchez, M. C., Hackney, M. E., & Butler, A. J. (2023). Vibration training reducing falls in community-living older adults: a pilot randomized controlled trial. *Aging Clinical and Experimental Research*, 35(4), 803–814. <https://doi.org/10.1007/s40520-023-02362-6>
 183. Yoo, D., Seo, K. H., & Lee, B. C. (2019). The effect of the most common gait perturbations on the compensatory limb's ankle, knee, and hip moments during the first stepping response. *Gait and Posture*, 71(February), 98–104. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2019.04.013>
 184. Zadavec, M., Olenšek, A., & Matjačić, Z. (2017). The comparison of stepping responses following perturbations applied to pelvis during overground and treadmill walking. *Technology and Health Care*, 25(4), 781–790. <https://doi.org/10.3233/THC-160798>