



**Akademia Wychowania Fizycznego Józefa Piłsudskiego
w Warszawie**

Karol Lann Vel Lace

**Wpływ różnych ustawień ortezy typu Walker na parametry
kinematyczne i kinetyczne chodu**

**The influence of different settings of the Walker orthosis on
kinematic and kinetic gait parameters**

Promotor rozprawy doktorskiej
dr hab. prof. AWF Michalina Błażkiewicz

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

Warszawa, czerwiec 2022

Oświadczenie autora rozprawy doktorskiej

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

Wpływ różnych ustawień ortezy typu Walker na parametry kinematyczne i kinetyczne 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

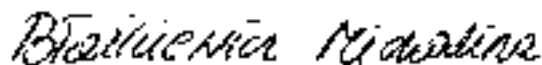
06.12.2021



Data

podpis autora pracy

06.12.2021



Data

podpis promotora pracy przyjmującego oświadczenie

Spis treści

| | |
|--|-----------|
| Streszczenie i słowa kluczowe | 7 |
| Abstract and keywords | 11 |
| 1. Wstęp..... | 15 |
| 1.1. Ogólna charakterystyka ortez | 15 |
| 1.2. Ortezy typu Walker | 18 |
| 1.3. Charakterystyka chodu swobodnego | 20 |
| 1.4. Problematyka chodu w ortezie typu Walker – dotychczasowy stan wiedzy..... | 23 |
| 1.4.1. Parametry kinematyczne chodu w ortezie Walker | 24 |
| 1.4.2. Parametry kinetyczne chodu w ortezie Walker | 30 |
| 1.4.3. Analiza rozkładu sił parcia stóp na podłoże podczas chodu w ortezie Walker..... | 34 |
| 1.4.4. Ocena aktywności bioelektrycznej mięśni w chodzie w ortezie Walker | 39 |
| 1.4.5. Ocena równowagi, bólu i wydatku energetycznego w chodzie w ortezie Walker | 41 |
| 2. Cel pracy, hipotezy i pytania badawcze..... | 45 |
| 2.1. Cel pracy | 45 |
| 2.2. Hipotezy badawcze..... | 45 |
| 2.3. Pytania badawcze..... | 45 |
| 3. Materiał i metody..... | 46 |
| 3.1. Charakterystyka grupy badanej | 46 |
| 3.2. Metody pomiarowe..... | 46 |
| 3.3. Metody obliczeniowe – program Vicon Nexus i MatLab..... | 49 |
| 3.4. Definicja kątów w stawach kończyn dolnych | 50 |
| 3.4.1. Płaszczyzna strzałkowa (YZ)..... | 51 |
| 3.4.2. Płaszczyzna czołowa (XZ)..... | 52 |
| 3.4.3. Płaszczyzna poprzeczna (XY) | 54 |
| 3.5. Opis sposobów analizowania parametrów | 55 |
| 3.5.1. Metoda Dynamic Time Warping (DTW) | 55 |
| 3.5.2. Metoda Statistical Parametric Mapping (SPM) | 57 |
| 3.5.3. Metoda parametryzacji | 58 |
| 3.5.3.1. Parametry kinematyczne..... | 58 |

| | | |
|-------------|---|------------|
| 3.5.3.2. | Parametry kinetyczne..... | 61 |
| 3.5.3.2.1. | Momenty sił mięśniowych | 61 |
| 3.5.3.2.2. | Siły reakcji podłoża | 63 |
| 3.5.3.3. | Moc mechaniczna w stawach kończyn dolnych | 64 |
| 3.6. | Analiza statystyczna | 66 |
| 4. | Wyniki..... | 68 |
| 4.1. | Parametry czasowo-przestrzenne..... | 68 |
| 4.2. | Parametry kinematyczne..... | 74 |
| 4.2.1. | Płaszczyzna strzałkowa..... | 74 |
| 4.2.1.1. | Analiza przy użyciu metody DTW | 74 |
| 4.2.1.2. | Analiza przy użyciu metody SPM | 77 |
| 4.2.1.3. | Analiza parametryczna | 81 |
| 4.2.2. | Płaszczyzna czołowa | 86 |
| 4.2.2.1. | Analiza przy użyciu metody DTW | 86 |
| 4.2.2.2. | Analiza przy użyciu metody SPM | 89 |
| 4.2.2.3. | Analiza parametryczna | 92 |
| 4.2.3. | Płaszczyzna poprzeczna..... | 96 |
| 4.2.3.1. | Analiza przy użyciu metody DTW | 96 |
| 4.2.3.2. | Analiza przy użyciu metody SPM | 98 |
| 4.2.3.3. | Analiza parametryczna | 102 |
| 4.3. | Parametry kinetyczne..... | 107 |
| 4.3.1. | Momenty sił mięśniowych | 107 |
| 4.3.1.1. | Płaszczyzna strzałkowa | 107 |
| 4.3.1.1.1. | Analiza przy użyciu metody DTW | 107 |
| 4.3.1.2. | Analiza przy użyciu metody SPM | 110 |
| 4.3.1.2.1. | Analiza parametryczna | 112 |
| 4.3.1.3. | Płaszczyzna czołowa | 116 |
| 4.3.1.3.1. | Analiza przy użyciu metody DTW | 116 |
| 4.3.1.4. | Analiza przy użyciu metody SPM | 118 |
| 4.3.1.4.1. | Analiza parametryczna | 120 |
| 4.3.1.5. | Płaszczyzna poprzeczna..... | 123 |
| 4.3.1.5.1. | Analiza przy użyciu metody DTW | 123 |
| 4.3.1.6. | Analiza przy użyciu metody SPM | 125 |
| 4.3.1.6.1. | Analiza parametryczna | 129 |
| 4.3.2. | Siły reakcji podłoża | 132 |
| 4.3.2.1. | Analiza przy użyciu metody DTW | 132 |

| | | |
|-----------|--|------------|
| 4.3.2.2. | Analiza przy użyciu metody SPM | 133 |
| 4.3.2.3. | Analiza parametryczna | 135 |
| 4.3.3. | Moce mechaniczne | 139 |
| 4.3.3.1. | Analiza przy użyciu metody DTW | 139 |
| 4.3.3.2. | Analiza przy użyciu metody SPM | 140 |
| 4.3.3.3. | Analiza parametryczna | 143 |
| 5. | Dyskusja | 147 |
| 5.1. | Wybór ustawień ortozy | 147 |
| 5.2. | Sposoby porównywania krzywych ciągłych..... | 148 |
| 5.3. | Parametry czasowo-przestrzenne | 149 |
| 5.4. | Staw skokowy | 151 |
| 5.4.1. | Płaszczyzna strzałkowa..... | 151 |
| 5.4.2. | Płaszczyzna czołowa..... | 152 |
| 5.4.3. | Płaszczyzna poprzeczna..... | 153 |
| 5.5. | Staw kolanowy | 154 |
| 5.5.1. | Płaszczyzna strzałkowa..... | 154 |
| 5.5.2. | Płaszczyzna czołowa..... | 158 |
| 5.5.3. | Płaszczyzna poprzeczna..... | 160 |
| 5.6. | Staw biodrowy | 163 |
| 5.6.1. | Płaszczyzna strzałkowa..... | 163 |
| 5.6.2. | Płaszczyzna czołowa..... | 165 |
| 5.6.3. | Płaszczyzna poprzeczna..... | 169 |
| 5.7. | Miednica | 170 |
| 5.7.1. | Płaszczyzna strzałkowa..... | 170 |
| 5.7.2. | Płaszczyzna czołowa..... | 171 |
| 5.7.3. | Płaszczyzna poprzeczna..... | 172 |
| 5.8. | Siły reakcji podłoża..... | 173 |
| 5.9. | Moce mechaniczne..... | 175 |
| 6. | Wnioski | 178 |
| 7. | Piśmiennictwo | 181 |
| 8. | Spis tabel..... | 187 |
| 9. | Spis rycin | 188 |

| | |
|---|------------|
| ZAŁĄCZNIK 1 - Opis integracji środowiska Vicon Nexus z programem MatLab..... | 203 |
| ZAŁĄCZNIK 2 - Parametryzacja – szczegóły wyznaczania wartości szczytowych..... | 205 |
| ZAŁĄCZNIK 3 - Zgoda Komisji Bioetycznej | 209 |

Streszczenie i słowa kluczowe

Wstęp

Orteza jest to rodzaj zaopatrzenia ortopedycznego zakładanego na ciało, które ma wspierać pacjenta częściowo przejmując funkcję uszkodzonego fragmentu aparatu ruchu. Stosuje się je u osób z problemami ortopedycznymi jak i neurologicznymi. Orteza typu wysoki Walker stosowana jest u pacjentów po operacjach w obrębie mięśni, kości i więzadeł okolicy stawu skokowego np. rekonstrukcji więzadeł bocznych tego stawu, rekonstrukcji ścięgna Achillesa i u pacjentów poddawanych leczeniu owrzodzeń powstałych w wyniku cukrzycy. Główną funkcją ortozy Walker jest ochrona i odciążenie chorej tkanki, wprowadzenie ciszy mechanicznej poprzez ograniczenie zakresu ruchu i umożliwienie chodu przez zmniejszenie dolegliwości bólowych. Ortezy tego typu stosuje się jako substytut opatrunku gipsowego, lub jako przedłużenie terapii po jego zdjęciu. W porównaniu do opatrunku gipsowego orteza jest lepsza – co przekłada się na mniejszy wpływ na biomechanikę chodu, można ją zdjąć na czas rehabilitacji, pozwala na swobodną kontrolę gojenia się tkanek i utrzymanie odpowiedniej higieny. Czas funkcjonowania pacjenta w ortezie jest zależny od typu urazu, postępów w gojeniu się tkanek i wieku pacjenta, ale może wynosić od kilku do kilkunastu tygodni.

Cele pracy

Celem poznawczym pracy było określenie wpływu różnych ustawień ortozy typu Walker na parametry kinematyczne i kinetyczne chodu.

Celem praktycznym pracy było zastosowanie wybranych wyników badań w praktyce klinicznej poprzez uświadamianie profesjonalistów i pacjentów o występowaniu możliwych kompensacji w stawach sąsiednich i zmianach wzorca chodu.

Hipotezy badawcze

1. Chód 0 But wpływa normalizująco na parametry kinematyczne i kinetyczne chodu w odniesieniu do Chodu 0.
2. Chód 15ZG (jako najmniej popularny – w pewnych aspektach porównywalny do chodu osób z mózgowym porażeniem dziecięcym) wywołuje największe zmiany parametrów kinematycznych i kinetycznych chodu w odniesieniu do chodu swobodnego.
3. Chód 15 (podobny do chodu w butach narciarskich) wywołuje największe zmiany parametrów kinematycznych w stawie kolanowym.

Pytania badawcze

1. Jak różne ustawienia ortezy typu Walker wpływają na parametry kinematyczne chodu?
2. Jak różne ustawienia ortezy typu Walker wpływają na parametry kinetyczne chodu?
3. Które z ustawień ortezy wywołuje największe zmiany i w których parametrach w odniesieniu do chodu swobodnego?

Materiał i metody

Badania były prowadzone w okresie od października do grudnia 2019 roku w Centralnym Laboratorium Badawczym AWF Warszawa. Przebadano 23 zdrowe osoby o średniej masie ciała 65.48 ± 9.55 kg, wieku 20.88 ± 1.27 lat, wysokości ciała 173.91 ± 7.24 cm. W badaniach wykorzystano aparaturę do analizy ruchu Vicon Mx, która składa się z 9 kamer z detektorami podczerwieni (100Hz). Kamery zamontowane są na stałe w laboratorium a obszar ich detekcji obejmuje 10m ścieżkę, w której na stałe zamontowane są trzy platformy firmy Kistler z czujnikami piezoelektrycznymi (1000Hz). Do obróbki danych pozyskanych z platform i kamer wykorzystano oprogramowanie Vicon Nexus 2.10.0. Na skórze osoby badanej umieszczano 15 biernych markerów zgodnie ze standardem Lower body Plug-In-Gait (SACR). Do badań użyto ortezę typu wysoki Walker, która była zawsze zakładana na prawą kończynę dolną. Rejestrowane były po trzy przejścia dla każdego ustawienia. Chód swobodny - chód bez ortezy; Chód 0 - orteza zablokowana w 0° (staw skokowy ustawiony w pozycji pośredniej), przeciwna stopa bosa, Chód 0 But - orteza zablokowana w 0° , but na przeciwnej stopie; Chód 15 - orteza zablokowana w 15° wyprostu, przeciwna stopa bosa; Chód 15ZG - orteza zablokowana w 15° zgięcia, przeciwna stopa bosa. Dokonano analizy parametrów kinetycznych i kinematycznych chodu przy pomocy trzech metod: Dynamic Time Warping, Statistical Parametring Mapping oraz parametryzacji.

Wyniki

Dla prawej kończyny dolnej istotnie większą szerokość korku odnotowano dla Chodu 15ZG w odniesieniu do chodu swobodnego i w tym przypadku wartości wzrosły o 31%. Dla tego samego parametru, dla lewej kończyny dolnej Chód 0 But miał normalizujący wpływ względem Chodu 0. W przypadku przebiegu kątów w lewym stawie skokowym w płaszczyźnie strzałkowej oraz częściowo w przebiegu mocy w obu stawach skokowych Chód 0 But miał również normalizujący wpływ.

W fazie Loading Response, istotnie wyższe wartości zgięcia w prawym stawie kolanowym były notowane dla chodu Chodu15. Wartości te były prawie o 87% wyższe niż te osiągnięte w chodzie swobodnym.

W fazie Mid Stance wpływ ustawień ortezy był bardziej widoczny. Istotne zmiany w odniesieniu do chodu swobodnego zanotowano dla Chodu 15, gdzie wartości szpotowości uległy zwiększeniu o 70%.

W całej fazie podporu istotnie statystycznie niższe rotacje wewnętrzne są dla chodu swobodnego w odniesieniu do Chodu 15 i 15ZG. Podobną zależność odnotowano dla fazy przeniesienia, ale istotność statystyczna była tylko między wartościami osiąganymi w chodzie swobodnym i Chodzie 15. Dla prawego stawu kolanowego, dla wszystkich chodów zaobserwowano istotnie nasiloną rotację zewnętrzną.

Wnioski

Orteza wywołuje asymetrię chodu wpływając na zmiany kątów, momentów sił mięśniowych i mocy w stawach kończyny dolnej w ortezie jak i bez ortezy. Powoduje sztuczne zaburzenie długości kończyn w połączeniu z unieruchomieniem stawu skokowego w Chodzie 0. Nasilenie momentu zginającego staw kolanowy kończyny w ortezie w raz z nasileniem zgięcia tego stawu może mieć istotny wpływ na zwiększenie ryzyka wystąpienia zmian zwyrodnieniowych w tej okolicy. Noszenie ortezy typu Walker spełnia swoją funkcję, gdzie oprócz unieruchomienia stawu skokowego powoduje spadek mocy odpowiadającej aktywności zginaczy stopy.

W Chodzie 0 But doszło do częściowego wyrównania sztucznego zaburzenia kończyn, co wywołało jego częściową normalizację i zbliżenie niektórych parametrów do wartości referencyjnej jaką był chód swobodny. Doszło do wyrównania szerokości kroku, normalizacji zakresu ruchu stopy lewej w płaszczyźnie strzałkowej. Możliwe jest, że zastosowana wysokość buta, który był niższy o 0.4 cm od ortezy, nie była wystarczająca do osiągnięcia oczekiwanej normalizacji chodu, lub że większość zmian w większym stopniu wywoływana jest przez unieruchomienie stawu skokowego.

Chód 15 najbardziej ze wszystkich chodów w ortezie zmienia kinematykę stawu kolanowego po stronie ortezy. Wymuszają większe zgięcie stawu kolanowego i biodrowego kończyny w ortezie w porównaniu do pozostałych chodów w ortezie, nasila również szpotawość stawu kolanowego kończyny w ortezie i zwiększa istotnie moment siły rotującej biodro wewnętrznie.

Chód 15ZG w znacznym stopniu zaburza symetrię chodu. Jako jedyny wywołuje wzrost szerokości kroku dla kończyny w ortezie. Największe zmiany są obserwowane w stawie kolanowym i biodrowym kończyny w ortezie w płaszczyźnie czołowej jak i poprzecznej. Występuje tu szczególne nasilenie koślawości stawu kolanowego w ortezie w połączeniu z jego rotacją zewnętrzną. Chód ten zdaje się wywoływać największe zmiany względem chodu swobodnego spośród wszystkich chodów w ortezie.

Słowa kluczowe: chód, biomechanika, kinematyka, kinetyka, orteza

Abstract and keywords

Influence of different Walker orthosis settings on gait kinematic and kinetic parameters

Background

The high Walker orthosis is prescribed to patients who undergone surgeries on muscles, bones and ligaments in the ankle area, the example of reasons for using orthosis are reconstruction of the lateral ligaments of this joint, reconstruction of the Achilles tendon and in patients undergoing treatment of diabetic ulcers. The main function of the Walker orthosis is to protect and relieve the diseased tissue, limit the range of motion and enable walking by reducing pain. This type of orthosis is used as a substitute for a cast or as the continuation of the therapy after its removal. Compared to a cast, the orthosis is lighter - which translates into a lower impact on the biomechanics of the gait, it can be removed for the duration of rehabilitation, allows to control tissue healing and maintain proper hygiene. The time of the patient's functioning in an orthosis depends on the type of injury, progress in tissue healing and the patient's age, but it can last from several to over a dozen weeks.

Aims of the study

The cognitive aim of the study was to determine the influence of various settings of the Walker orthosis on the kinematic and kinetic parameters of gait.

The practical aim of the study was to apply selected research results in clinical practice by making clinicians and patients aware of the occurrence of possible compensations in adjacent joints and changes in the gait pattern.

Research hypotheses

1. Gait 0 Shoe has a normalizing effect on the kinematic and kinetic parameters of gait in relation to Gait 0.
2. 15ZG Gait (as the least popular - in some respects comparable to the gait of people with cerebral palsy) causes the greatest changes in kinematic and kinetic parameters of gait in relation to free gait.
3. The Gait 15 (similar to the gait in ski boots) produces the greatest changes in kinematic parameters in the knee joint.

Research questions

1. How do different settings of the Walker orthosis affect the kinematic parameters of the gait?
2. How do different settings of the Walker orthosis affect the kinetic parameters of gait?
3. Which of the orthosis settings causes the greatest changes and in which parameters in relation to free walking?

Material and methods

The research was conducted from October to December 2019 at the Central Research Laboratory of the University of Physical Education in Warsaw. 23 healthy people with an average body weight of 65.48 ± 9.55 kg, age 20.88 ± 1.27 years, body height 173.91 ± 7.24 cm, were examined.

In this research, the Vicon Mx motion analysis system was used, which consists of 9 cameras with infrared detectors (100Hz). The cameras are permanently installed in the laboratory and the detection area covers a 10m path in which three Kistler platforms with piezoelectric sensors (1000Hz) are permanently installed. The Vicon Nexus 2.10.0 software was used to process the data obtained from the platforms and cameras. 15 passive markers were placed on the skin of the examined person in accordance with the Lower body Plug-In-Gait (SACR) standard. Three passes for each setting were recorded. Free gait - walking without an orthosis; Gait 0 - The brace is locked at 0° - the ankle is placed in an intermediate position, the opposite foot is bare, Gait 0 - The brace is locked at 0° - the ankle is placed in an intermediate position. Shoe on the opposite foot; Gait 15 - Brace locked at 15° extension; Gait 15ZG. The orthosis is locked at 15° flexion. A high Walker orthosis was used for the tests and it was always put on the right lower limb. The kinetic and kinematic parameters of gait were analyzed using three methods: Dynamic Time Warping, Statistical Parametric Mapping and parametrization.

Results

For the right lower limb, a significantly greater step width by 31% was recorded for Gait 15ZG in relation to free gait. In the same parameter for the left lower limb Gait 0 Shoe had a normalizing effect with respect to Gait 0. In the sagittal plane of the left ankle angles and partially in the power waveform in both ankles, Gait 0 Shoe also had a normalizing effect.

In the Loading Response phase, significantly higher values of flexion of the right knee joint were recorded for the Gait 15. These values were almost 87% higher than those achieved in free walking.

In the Mid Stance phase, the influence of the orthosis was more visible. Significant changes in relation to the free gait were noted for Gait 15, where the knee varus values increased by 70%.

Throughout the stance phase, statistically significantly lower internal rotations are for free gait in relation to Gait 15 and 15ZG. A similar relationship was found for the swing phase, but the statistical significance was only between the values obtained in free walk and Gait 15. For the right knee joint, significantly increased external rotation was observed for all gaits in the orthosis.

Conclusions

The orthosis induces gait asymmetry influencing the changes in the angles of the moments and powers in the joints of the lower limb with and without an orthosis. It causes leg length discrepancy in combination with immobilization of the ankle joint in Gait 0. The increase of knee flexion angle and of the peak knee flexion angle may significantly increase the risk of degenerative changes in this area. Wearing a Walker orthosis fulfills its function, where in addition to immobilizing the ankle joint, it causes a decrease in the power corresponding to the activity of the foot flexors.

In Gait 0, the leg length discrepancy was partially equaled, which resulted in its partial normalization and proximation of some parameters to the reference value, which was free walking. The width of the step was equalized and the range of motion of the left foot was normalized in the sagittal plane. It is possible that the shoe height used, which was 0.4 cm lower than the orthosis, was not sufficient to achieve the expected gait normalization, or that most of the changes are to a greater extent induced by immobilization of the ankle joint.

Gait 15 changes knee joint kinematics on the side of the orthosis in the greatest extent out of all gaits in the orthosis. This gait induces greater flexion of the knee and hip joints in the orthosis compared to other gaits in the orthosis, it also increases the varus angle of the knee joint in the orthosis and significantly increases the hip internal rotation moment.

Gait 15ZG significantly disturbs the symmetry of gait. It is the only one that causes an increase in the stride width for the limb in the orthosis. The greatest changes are

observed in the knee and hip joints on the side of the orthosis in the frontal and transverse planes. There is a particular increase in valgus angle of the knee joint on the side of the orthosis in combination with its external rotation. This gait seems to induce the greatest changes comparing to the free gait out of any other gait in the orthosis.

Key words: gait, biomechanics, kinematics, kinetics, orthosis

1. Wstęp

1.1. Ogólna charakterystyka ortez

Słowo orteza (gr. *ορθός*) oznacza „prawidłowy”, „poprawny”, „właściwy” (Bhuyan & Kumar, 2019). Orteza jest to rodzaj zaopatrzenia ortopedycznego zakładanego na ciało, które ma wspierać pacjenta częściowo przejmując funkcję uszkodzonego fragmentu aparatu ruchu. Stosuje się je u osób z problemami ortopedycznymi jak i neurologicznymi (Bhuyan & Kumar, 2019; Healy i in., 2019). Celem zastosowania ortozy może być zmniejszenie dolegliwości bólowych, ochrona tkanek przed urazem, poprawa funkcji, korekcja deformacji lub połączenie powyższych.

Zapotrzebowanie na ortozy i inne urządzenia wspomagające funkcjonowanie człowieka istniało od zawsze. Już na egipskiej płaskorzeźbie datowanej na około 1500 r. p.n.e. przechowywanej w Muzeum Sztuki w Kopenhadze przedstawiono postać cierpiącą na chorobę Heinego-Medina (Ryc. 1). Przedstawiona osoba ma wyraźnie zmniejszony obwód goleni, ustawioną w zgięciu stopę i podpira się na kiju (Mulgaonkar i in., 2008) co sugeruje, że mogła korzystać z ówczesnych ortez. Pierwsze ortozy stanowiły proste konstrukcje, do stworzenia których wykorzystywano kości, drewno, skóry a z czasem metal. W XX w. zaczęto opracowywać pierwsze nowoczesne ortozy, a pod koniec tego stulecia doszło do opracowania materiałów termoplastycznych, które zrewolucjonizowały tę dziedzinę medycyny. Ortotyka przestała być pracą rzemieślniczą a stałą się specjalizacją kliniczną (Bhuyan & Kumar, 2019).



Ryc. 1 Egipska płaskorzeźba przedstawiająca ofiarę polio 1403-1355 p.n.e. (Źródło: tinylittlesoul.wordpress.com).

Jednym z podziałów ortez jest podział ze względu na sposób ich produkcji. Wyróżniamy wówczas ortozy: (1) produkowane seryjnie (Donna & Kevin, 2020) - prefabrykowane oraz (2) wykonywane na zamówienie – przygotowane specjalnie dla klienta, indywidualnie do niego dobrane. Ortezy prefabrykowane stosowane są przez pacjentów zazwyczaj przez krótszy okres czasu w przypadkach, kiedy idealne dopasowanie nie jest wymagane. Produkty tego typu są zazwyczaj dobierane zgodnie z potrzebami pacjenta, adekwatnie do rozmiaru części ciała, na którą ma być zastosowana. Ortezy wykonywane na zamówienie są specjalnie przygotowywane dla danego klienta po uprzednim wykonaniu pomiarów danej części ciała z tego względu nie mogą one być użyte przez inną osobę. Tego typu ortozy są wytwarzane przez specjalnie do tego przeszkolony personel (Donna & Kevin, 2020). Ortezy można również podzielić w sposób anatomiczny, w zależności od części ciała na jaki mają być stosowane. Najogólniej wyróżnia się ortozy stosowane na odcinek szyjny, tułów, kończyny górne i dolne.

W grupie zaopatrzenia kończyn dolnych można wyróżnić wiele rodzajów ortez. Ortezy stawu biodrowego, których zadaniem jest ograniczenie ruchów w stawie i utrzymanie odpowiedniego ustawienia głowy kości udowej w panewce. W obszarze miednicy stosuje się Pelvic-Circumferential-Compression Devices (PCCDs), które pozwalają na ustabilizowanie kości miednicy na początkowym etapie postępowania pourazowego (Bakhshayesh i in., 2016). Knee-Ankle-Foot Orthosis (KAFO) służą do stabilizacji stawu kolanowego i skokowego. Stosuje się je głównie u osób z problemami neurologicznymi, w tym z zaburzeniami siły mięśni, szczególnie mięśnia czworogłowego uda. Ortezy tego typu mają zapewniać stabilizację stawów podczas stania i chodu czy transferów z i na wózek. Terminem AFO (ang. *Ankle-Foot Orthosis*) określa się ortozy stopowo-goleniowe. Ortezy te są najczęściej stosowane u osób z problemami neurologicznymi prowadzącymi do m.in. opadania stopy lub tendencji do jej końskiego ustawienia. Natomiast angielski termin Ankle Braces jest stosowany w odniesieniu do ortez stawu skokowego używanych głównie w przypadku leczenia urazów układu mięśniowo-szkieletowego (Gravlee & Van Durme, 2007).

Istnieje wiele rodzajów ortez stawu skokowego a każda z nich ma inną funkcję bądź stosowana jest w innym schorzeniu (Ryc. 2). Ortezy można stosować u osób zarówno z problemami neurologicznymi jak i ortopedycznymi (Healy i in., 2019). W przypadku pacjentów ortopedycznych, w zależności od dolegliwości stosuje się ortozy miękkie stawu skokowego (Ryc. 2A), których funkcją jest kompresja tkanek – zmniejszanie obrzęku

i utrzymanie stałej temperatury. Tego typu ortezy zapewniają istotnie mniejszą stabilność niż ortezy półsztywne lub łuskowe (Ryc. 2B - C) (Maeda i in., 2016).



Ryc. 2 Rodzaje ortezy stosowanych na staw skokowy: A. Miękka, B. Półsztywna, C. Łuskowa (Źródło: orteo.pl).

W ortezach półsztywnych (Ryc. 2B) w celu zapewnienia stabilizacji stosuje się sznurówki, pasy velcro, wzmocnienia metalowe lub wykonanie z materiału termoplastycznego. Konstrukcje, w których wykorzystano sznurówki, pasy velcro i ewentualnie metalowe wzmocnienia określa się jako ortezy sznurowane. W zależności od konstrukcji mogą one stabilizować staw skokowy w płaszczyźnie strzałkowej i czołowej lub tylko czołowej. Ortezy sznurowane w mniejszym stopniu niż pozostałe ortezy półsztywne ograniczają ruch w płaszczyźnie czołowej, a w większym stopniu ograniczają ruchomość w płaszczyźnie strzałkowej, co może być istotne w sportach o charakterze skocznościowym (Cordova i in., 2019). Ortezy sznurowane zazwyczaj polecane są osobom, u których występuje mniejszy stopień niestabilności stawu skokowego, natomiast u osób z większym stopniem niestabilności sugeruje się stosowanie pozostałych ortezy półsztywnych (Gross & Hsin-Yi, 2003). Ortezy sztywne (Ryc. 2C) najczęściej zbudowane z dwóch łusek stabilizujących staw skokowy w płaszczyźnie czołowej połączonych ze sobą pasami velcro. Tego typu orteza zapewnia lepszą stabilizację, ale problem może stanowić włożenie jej do niektórych typów obuwia. Powyższe typy ortezy stosowane są najczęściej u osób, które odniosły uraz inwersyjny stawu skokowego lub w wyniku innej dolegliwości wymagającej niewielkiej lub średniej stabilizacji i ochrony danej okolicy przed ponownym urazem (Doherty, Bleakley, Delahunt, & Holden, 2017). Powyższe ortezy mogą wspomóc proces leczenia, kiedy uraz jest lżejszy i nie wymaga zachowania

całkowitego unieruchomienia stawu skokowego. W celu zapewnienia lepszego odciążenia i ograniczenia zakresu ruchu stosuje się ortezę typu Walker.

1.2. Ortezy typu Walker

W przypadku tego typu zaopatrzenia ortopedycznego wyróżnia się dwa rodzaje ortez typu Walker – niski oraz wysoki (Ryc. 3A - B). Oba typy można zakupić w wersji z pompowaną poduszką we wnętrzu buta, która po napompowaniu dodatkowo stabilizuje kończynę w bucie. W przypadku takiego udogodnienia ortezę nazywa się pneumatyczną. Orteza typu niski Walker sięga mniej więcej do połowy goleni użytkownika. Wyposażona jest w trzy pasy velcro zapewniające odpowiednią stabilizację na wysokości stawu skokowego i w części goleniowej. Pasy powodują dociśnięcie przedniej - zdejmowanej łuski do kończyny pacjenta i ustabilizowanie jej w skorupie buta. Orteza typu wysoki Walker powinna się kończyć poniżej guzowatości kości piszczelowej. W części stopowej i goleniowej stabilizowana jest dwoma pasami velcro. W zależności od producenta orteza typu wysoki Walker może mieć zmienny kąt nachylenia goleni w stosunku do stopy. Im kąt wyprostu jest większy tym obciążenie przenoszone przez przednią łuskę ortezy jest większe, a tkanki zlokalizowane po tylnej stronie goleni i stawu skokowego lekko rozciągnięte (Crenshaw i in., 2004). Orteza ta występuje w wersji z zawiasem („zegarem”) (Ryc. 3C) pozwalającym regulować zakres ustawienia zgięcia i wyprostu w stawie skokowym oraz bez niego.



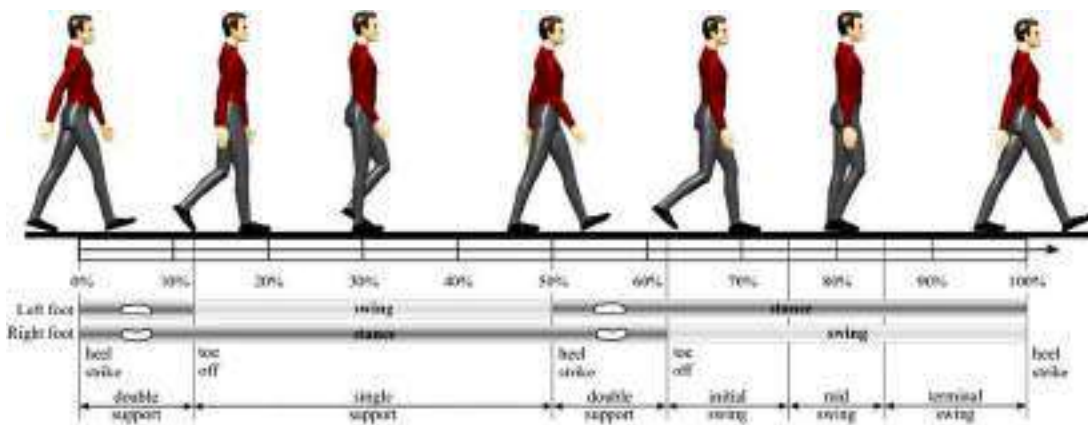
Ryc. 3 Ortezy typu Walker: A. Wysoki, B. Niski, C. z zegarem (Źródło: ortheo.pl).

Orteza Walker z zegarem nie jest wyposażony w łuskę przednią oraz tylną stabilizującą goleń, zamiast tego posiada dwa metalowe wzmocnienia znajdujące się po bokach w części goleniowej (Crenshaw i in., 2004). Wszystkie ortozy typu Walker posiadają w różnym stopniu zakrzywioną podeszwę, która ma za zadanie ułatwiać fazę przetoczenia pomimo unieruchomionego stawu skokowego. Wykazano, że lekka konstrukcja ortozy i zakrzywiona podeszwa zwiększają ogólny wydatek energetyczny człowieka w chodzie, ale nie jest to istotnie większa różnica w porównaniu do wydatku notowanego dla chodu w obuwiu sportowym (Vanderpool i in., 2008). Ortezy typu Walker stosowane są u osób, które doznały urazu w obrębie stopy i stawu skokowego takiego jak: złamania, złamania zmęczeniowe i awulsyjne kości śródstopia (Hunt i in., 2014), przewlekła tendinopatia, skręcenie stawu skokowego oraz u osób, które zostały poddane zabiegowi operacyjnemu w tym obszarze (Gulgin i in., 2018; Karkhanis i in., 2010). Ortezy typu niski Walker stosowane są w przypadkach, kiedy obszar śródstopia (Hunt i in., 2014; Le & Anderson, 2017) lub tyłostopia (White i in., 2004) wymaga unieruchomienia. Orteza typu wysoki Walker stosowana jest u pacjentów po operacjach w obrębie mięśni, kości i więzadeł okolicy stawu skokowego np. rekonstrukcji więzadeł bocznych tego stawu (Piraino i in., 2015), rekonstrukcji ścięgna Achillesa i u pacjentów poddawanych leczeniu owrzodzeń powstałych w wyniku cukrzycy (Crenshaw i in., 2004; Goodworth i in., 2014). Główną funkcją ortozy Walker jest ochrona i odciążenie chorej tkanki, wprowadzenie ciszy mechanicznej poprzez ograniczenie zakresu ruchu i umożliwienie chodu przez zmniejszenie dolegliwości bólowych (Keene i in., 2015). Ortezy tego typu stosuje się jako substytut opatrunku gipsowego, lub jako przedłużenie terapii po jego zdjęciu. W porównaniu do opatrunku gipsowego orteza ma wiele zalet. Orteza jest lżejsza – co przekłada się na mniejszy wpływ na biomechanikę chodu, można ją zdjąć na czas rehabilitacji, pozwala na swobodną kontrolę gojenia się tkanek i utrzymanie odpowiedniej higieny (Karkhanis i in., 2010; Zhang i in., 2006). Czas funkcjonowania pacjenta w ortezie jest zależny od typu urazu, postępów w gojeniu się tkanek i wieku pacjenta. W wielu przypadkach stosuje się stopniowaną progresję obciążania chorej kończyny. Można zacząć od chodu o kulach z pełnym odciążeniem, następnie stopniowanego - częściowego obciążania, przechodząc do pełnego obciążania kończyny w ortezie - bez kul. Ostatni okres zazwyczaj trwa kilka tygodni.

1.3. Charakterystyka chodu swobodnego

Biomechaniczna analiza chodu jest kompleksowym opisem sposobu przemieszczania się człowieka. Najczęściej analizowane zmienne opisujące chód człowieka to parametry czasowo-przestrzenne, kinematyczne, kinetyczne oraz aktywność bioelektryczna mięśni (Ghoussayni i in., 2004). Do parametrów czasowo-przestrzennych należą: częstotliwość kroczenia, prędkość chodu, długość kroku, szerokość kroku, kąt progresji, czas trwania cyklu chodu, czas trwania fazy podporu, czas trwania fazy pojedynczego podparcia, czas trwania fazy podwójnego podparcia, czas trwania fazy przeniesienia. Do parametrów kinematycznych należą między innymi: kąty w stawach, prędkości i przyspieszenia kątowe. Natomiast do parametrów kinetycznych: siły reakcji podłoża oraz momenty sił mięśniowych (Begalle i in., 2015; Brodsky i in., 2007; Smith i in., 2012; Stevens i in., 2016).

Chód człowieka polega na powtarzalnych i naprzemiennych ruchach segmentów ciała. Podstawową jednostką strukturalną chodu jest cykl chodu (ang. *gait cycle* - GC), który trwa od chwili pierwszego kontaktu pięty jednej kończyny dolnej z podłożem do chwili jej ponownego kontaktu z podłożem. Uszczegóławiając, każdy cykl chodu zbudowany jest z fazy podporu i przeniesienia. Faza podporu (ang. *stance phase*) obejmuje około 60% cyklu chodu, a faza przeniesienia (ang. *swing phase*) - 40% GC. W każdym cyklu chodu wyróżnia się dwie dziesięcioprocentowe fazy podwójnego podporu (ang. *double support*) - czyli momenty, kiedy obie kończyny dolne znajdują się na podłożu. Podczas cyklu chodu występują dwie takie fazy (Ryc. 4).



Ryc. 4 Podział cyklu chodu na fazy (źródło: Kłodowski i in., 2011).

W fazie podporu wyróżnia się pięć faz: Initial Contact (0 - 2% GC), Loading Response (2 - 12% GC), Mid Stance (12 - 31% GC), Terminal Stance (31 - 50% GC), Pre-Swing (50 - 62% GC). Natomiast faza przeniesienia składa się z trzech faz: Initial Swing (62 - 75% GC), Mid Swing (75 - 87% GC) i Terminal Swing (87 - 100% GC).

Initial Contact (IC) – faza ta odpowiada momentowi, gdzie pięta po raz pierwszy dotyka podłoża i rozpoczyna fazę podwójnego podparcia. Podczas tej fazy prostowniki stawu skokowego działają w skurczu izometrycznym utrzymując stopę w wyproście. W skurczu izometrycznym pozostaje również m. czworogłowy uda. W tej fazie, staw biodrowy jest w pozycji zgięcia do około 30°, staw kolanowy – pozostaje w wyproście a staw skokowy w pozycji neutralnej.

Loading Response (LR) – głównym celem tej fazy jest amortyzacja w wyniku przyjęcia obciążenia. W tej fazie ciało przesuwa się ku przodowi powodując przetaczanie się pięty. Ułatwia to zgięcie stawu kolanowego oraz skokowego co powoduje kontakt całej stopy z podłożem. Faza ta kończy się, kiedy przeciwna kończyna oderwie się od podłoża. W fazie tej, staw biodrowy i kolanowy wchodzi w 20° zgięcia, natomiast staw skokowy w zgięcie sięgające około 5°.

Mid Stance (MSt) – jest to pierwsza faza pojedynczego podporu. Rozpoczyna się, kiedy przeciwległa kończyna oderwie się od podłoża a kończy, kiedy środek ciężkości znajduje się bezpośrednio nad kończyną podporową – goleń ustawiona jest prostopadle do podłoża. Podczas tej fazy goleń przesuwa się ku przodowi na kości skokowej. Staw biodrowy – początkowo ma około 20° zgięcia, później następuje wyprost do pozycji neutralnej. Staw kolanowy - początkowo ma około 20° zgięcia, później następuje wyprost do pozycji neutralnej. Staw skokowy - początkowo zgięcie wynosi 5°, później następuje zmiana do pozycji 5° wyprost.

Terminal Stance (TSt) – rozpoczyna się, kiedy rzut środka ciężkości jest nadal nad stopą podporową a kończy się, gdy przeciwległa kończyna dotknie podłoża. Podczas tej fazy następuje dalsze prostowanie stawu biodrowego oraz kolanowego, a pięta odrywa się od podłoża (około 35% GC). Wyróżnia się tutaj (ang. *forefoot rocker*) – po oderwaniu się pięty od podłoża większość ciężaru spoczywa na głowach kości śródstopia na których następuje przetoczenie. Staw biodrowy znajduje się w 20° wyproście, staw kolanowy

w pozycji neutralnej a staw skokowy w wyproście około 5-10° (Taherifar, Vossoughi, Ghafari, & Jokar, 2014).

Pre-Swing (PSw) – w tej fazie rozpoczyna się druga część podwójnego podparcia. Faza ta zaczyna się, kiedy przeciwległa kończyna zetknie się z podłożem (IC) a kończy, kiedy dana kończyna oderwie od ziemi. Staw biodrowy - początkowo znajduje się w 20° wyproście, później następuje przejście do pozycji neutralnej. Staw kolanowy - początkowo przyjmuje pozycję neutralną, później następuje zgięcie do 40°. Staw skokowy - początkowo osiąga 10° wyprostu, później następuje ruch do 20° zgięcia.

Initial Swing (ISw) – faza ta zaczyna fazę przeniesienia. Rozpoczyna się ona od oderwania od podłoża danej kończyny a kończy się, kiedy przenoszona kończyna jest na wysokości kończyny podporowej. Staw biodrowy - początkowo znajduje się w pozycji neutralnej, później następuje ruch do około 10° zgięcia. Staw kolanowy - początkowo znajduje się w pozycji około 40° zgięcia, później następuje zgięcie do 60°. Staw skokowy - początkowo znajduje się w 20° zgięcia, później następuje ruch do 5° zgięcia.

Mid Swing (MSw) – ta faza rozpoczyna się, kiedy przenoszona kończyna jest na wysokości podporowej i kończy, kiedy goleń ustawia się prostopadle do podłoża. Staw biodrowy przechodzi z 10° do 20° zgięcia. Staw kolanowy przechodzi z około 60° - 65° do 30° zgięcia. Staw skokowy przechodzi z 5° zgięcia do pozycji neutralnej.

Terminal Swing (TSw) – jest to ostatnia faza cyklu chodu. Faza ta rozpoczyna się, kiedy goleń ustawiona jest prostopadle do podłoża i kończy się, kiedy kończyna przenoszona dotknie podłoża. Stawy wracają do swoich pozycji początkowych (Taherifar i in., 2014).

1.4. Problematyka chodu w orzezie typu Walker – dotychczasowy stan wiedzy

Ortezy typu Walker mają wiele zalet, ale noszenie ich wywołuje sztuczną różnicę w długości kończyn (ang. *leg length discrepancy* - LLD). White i in. (2004) udowodnili, że krótsza kończyna (ta bez orzezy) przenosi większy ciężar. Dodatkowo, Imanishi & Choong (2015) wykazali, że LLD może prowadzić do wystąpienia zapalenia rozciągna podszwowego stopy i zmian zwyrodnieniowych w stawach kolanowych (Mahmood i in., 2010), biodrowych i kręgosłupie (Harvey i in., 2010). W zależności od rodzaju urazu unieruchomienie w orzezie może trwać kilka tygodni, podczas których pacjent stopniowo zwiększa obciążanie kończyny w orzezie. W niektórych badaniach wykazano, że aktywność mięśni kończyn dolnych jest istotnie mniejsza w orzezie niż w opatrunku gipsowym (Kadel i in., 2004). Akizuki i in., (2001) udowodnili, że orzeza typu Walker powoduje zmniejszenie aktywności mięśnia trójgłowego łydki o 21% lub o 43% jeśli do orzezy włożona jest podpiętka o wysokości 1 cala (2.54 cm). Wykazano również, że ogólny wydatek energetyczny człowieka w chodzie w orzezach jest wyższy o 9 - 15% w stosunku do wydatku notowanego dla zwykłego chodu. Natomiast, w opatrunku gipsowym ogólny wydatek energetyczny wzrasta aż o 26% (Vanderpool i in., 2008). W celu sprawdzenia dotychczasowego stanu wiedzy na temat kinematyki, kinetyki i aktywności mięśni podczas chodu w orzezie przeprowadzono dokładny przegląd literatury w tym zakresie. Przegląd ograniczono do badań analizujących biomechanikę chodu w orzezie Walker opublikowanych od stycznia 1999 r. do lipca 2019 r. Analizowane artykuły podzielono na pięć podgrup, w których oceniano: (1) parametry kinematyczne, (2) parametry kinetyczne, (3) rozkład ciśnienia podszwowego, (4) aktywność mięśni (sygnał EMG), (5) wydatek energetyczny, równowagę i ból. Zebrany materiał został umieszczony w tabelach, które zostały przedstawione w poniższych podrozdziałach.

1.4.1. Parametry kinematyczne chodu w ortezie Walker

Parametry kinematyczne podczas chodu w różnych ortezach typu Walker zostały opisane w 8 artykułach (Tabela 1). W pięciu z tych artykułów scharakteryzowano również parametry kinetyczne. W dwóch artykułach koszt energetyczny chodu z unieruchomionymi stawami skokowymi został porównany z chodem swobodnym, podczas gdy tylko w jednym artykule omówiono dodatkowo aktywność mięśni.

Tabela 1. Dane pozyskane z artykułów, w których oceniano parametry kinematyczne chodu, gdzie: Kinet – artykuł również w Tabeli 2, Energy – artykuł w Tabeli 5; EMG – artykuł w Tabeli 4.

| Artykuł | Cel badania | Rodzaj ortezy | Grupa badana/ Warunki badawcze/ Aparatura badawcza | Wyniki |
|--------------------------------------|--|---|---|--|
| (Zhang i in., 2006) ^{Kinet} | Zbadanie charakterystyki parametrów kinematycznych i kinetycznych podczas chodu. | Niskie ortezy typu Walker: 1) Gait Walker (DeRoyal Industries, Inc.); 2) Equalizer (Royce Medical Co.). Obuwie sportowe. | 11 zdrowych dorosłych: 27.4 ± 7.8 . Na prawej kończynę dolną zakładano ortezę, a na lewą but laboratoryjny. Wykonano 5 przejść w każdym z 3 warunków: 1) obuwiu laboratoryjnym, 2) butu laboratoryjnym i ortezie typu Walker, 3) butu laboratoryjnym i Equalizer. 6 kamer systemu Vicon (120Hz); platforma mierząca siły reakcji podłoża GRF (600 Hz, American Mechanical Technology Inc., USA). Para fotokomórek (63501 IR, Lafayette Instrument Inc., USA). | 1) Średnia prędkość chodu 1.24 ± 0.18 m/s; 2) Zakres (ROM) ewersji stawu skokowego był mniejszy w przypadku chodu w Gait Walker (1.8 ± 4.9)° w porównaniu do chodu w Equalizer (8.7 ± 3.3)°; 3) ROM odwodzenia w stawie biodrowym dla Gait Walkera (6.1 ± 2.0)° i Equalizer (6.0 ± 2.3)° był znacznie mniejszy niż dla chodu w obuwiu laboratoryjnym (8.3 ± 2.4)°. |

| | | | | | |
|---|--|--|-------------------------------------|--|--|
| (Vanderpool i in., 2008) ^{Kinet, Energy} | Porównanie chodu w ortezie z chodem swobodnym i dodatkowym obciążeniem. | <ol style="list-style-type: none"> 1) Aircast Pneumatic Walker (Aircast Inc., USA). 2) Obciążenie stawu skokowego (Style #300 ankle cuffs, All Pro Exercise Products Inc., USA). Masę dodawano w przyrostach co 10 g, aby całkowita masa łącznie z butami laboratoryjnymi była zbliżona do masy ortez (1123 ± 17 g). | 6 zdrowych dorosłych: (22-40). | <p>Zużycie tlenu, kinematyka chodu i GRF były mierzone w 3 warunkach: normalny chód w butach laboratoryjnych, chodzenie e stawami skokowymi unieruchomionymi przez ortezy i w butach laboratoryjnych z dodatkowym obciążeniem.</p> <p>System do analizy ruchu - 8 kamer (120 Hz, Motion Analysis Corporation, USA); 2 platformy mierzące GRF (1200 Hz, AMTI, USA).</p> | <p>Prędkość chodu 1.25 m/s.</p> <p>Ruch stawu skokowego podczas chodu w ortezach był znacznie ograniczony w porównaniu z normalnym chodem. Kąty w stawach kolanowym i biodrowym mieściły się w normalnym zakresie.</p> |
| (Richards i in., 2016) ^{Kinet} | Określenie krótkotrwałego wpływu dwóch rodzajów ortezy Walker na kinematykę stawu biodrowego i kolanowego. | <ol style="list-style-type: none"> 1) Obuwie sportowe. 2) Walker A (Rebound AirWalker; Iceland): kąt nachylenia goleni: 4.3°, kąt zakrzywienia podeszwy pod piętą: 25°, kąt zakrzywienia podeszwy pod przodostopiem: 12°. 3) Walker B (Aircast[®] FP Walker; DJO Global, USA): kąt nachylenia goleni: 2°, kąt zakrzywienia | 10 zdrowych dorosłych: 37.1 ± 12.1. | <p>Orteza Walker była zawsze noszona na lewej kończynie dolnej. W każdym z trzech warunków przeprowadzono pięć prób: 1) obuwie sportowe; 2) Walker A; 3) Walker B.</p> <p>System do analizy ruchu - 10 kamer (100Hz, Qualisys Medical AB, Sweden); platformy do pomiaru GRF (200Hz, AMTI, USA).</p> | <p>Chód w ortezie Walker A i B wykazywał niewielki wzrost stopnia zgięcia stawu kolanowego w fazie podporu.</p> <p>Stwierdzono istotne różnice między chodem w obuwiu sportowym a chodem w ortezie Walker A oraz chodami w dwóch ortezach.</p> <p>Zanotowano istotną różnicę między chodem w obuwiu sportowym a chodem w ortezie Walker A w zakresie</p> |

| | | | | |
|--------------------------------|--|--|--|--|
| | | <p>podeszwy pod piętą: 22°, kąt zakrzywienia podeszwy pod przodostopiem: 6°.</p> | | <p>maksymalnego wyprostu w stawie biodrowym w fazie podparcia.</p> <p>Średnia prędkość chodu w obu ortezach była istotnie niższa niż podczas chodu w standardowym obuwaniu.</p> |
| <p>(Keene i in., 2015)</p> | <p>Wpływ różnych ortez stawu skokowego stosowanych po urazach / operacjach stawu skokowego na parametry czasowo- przestrzenne chodu.</p> | <p>Trzy różne ortezy:</p> <ol style="list-style-type: none"> 1) Tubigrip (Mölnycke Health Care, Sweden) – elastyczny bandaż; 2) Niski Walker (Jura Walker Fixed, UK); 3) Orteza łuskowa stawu skokowego (Ankle airfoam, Germany). | <p>18 zdrowych dorosłych: 42 ± 13.</p> <p>6 przejść dla każdego testowanego stabilizatora przy różnych prędkościach: 2 wolne, 2 swobodne, 2 szybkie.</p> <p>Bieżnia GAITRite (CIR Systems, USA).</p> | <p>W porównaniu do Tubigrip, chód w ortezie Walker był wolniejszy o 0.19 m/s, długość kroku była o 10% krótsza, czas pojedynczego podparcia był dłuższy o 5%, a szerokość kroku była większa o 4.1 cm w odniesieniu do chodu w ortezie Walker i 0.9 cm w porównaniu z ortezą łuskową. Nie zaobserwowano różnic między chodem w Tubigrip a chodem w ortezie łuskowej dla długości kroku i czasu pojedynczego podparcia.</p> |

| | | | | |
|---|--|---|--|--|
| <p>(Keene i in., 2016)^{Energy}</p> | <p>Ocena wpływu stabilizatorów stawu skokowego na charakterystykę chodu (prędkość i asymetrię) oraz ból w początkowym okresie nie ograniczonego obciążania po 6 tygodniach od zabiegu.</p> | <p>Trzy różne ortezy: 1) Tubigrip (Mölnycke Health Care, Sweden) – elastyczny bandaż; 2) Niski Walker (Jura Walker Fixed, UK); 3) Orteza łuskowa stawu skokowego (Ankle airfoam, Germany).</p> | <p>18 dorosłych, 6 tygodni po stabilizacji wewnętrznej złamania w obrębie końca dalszego podudzia: 47 ± 14.</p> <p>Warunki rejestracji jak wyżej.</p> | <p>Czas podparcia w ortezie łuskowej został zmniejszony o 3% i o 5% w ortezie Walker w porównaniu z Tubigrip. Szerokość kroku była o 1.2 cm większa w ortezie Walker niż w Tubigrip.</p> |
| <p>(McHenry i in., 2017)</p> | <p>Określenie różnic dla kinematyki stawu skokowego górnego i dolnego w płaszczyźnie strzałkowej podczas chodu boso oraz w ortezie CAM (controlled ankle movement).</p> | <p>But sportowy; niski CAM boot (Ovation Medical, USA); wysoki CAM boot (Ovation Medical, USA).</p> | <p>14 zdrowych ochotników: 24.1 ± 3.5.</p> <p>5 prób w każdym z 3 warunków: boso; w niskiej ortezie; w wysokiej ortezie. W przypadku krótkich i wysokich butów CAM badani nosili obuwie sportowe na przeciwległej stopie.</p> <p>Fluoroscopia (OEC 9000, CT) i analiza ruchu przy użyciu systemu Vicon (200 Hz) i platformy AMTI.</p> | <p>Wykazano, że chód w wysokich i niskich butach CAM ogranicza ruch w stawie skokowym górnym, jak i podskokowym w płaszczyźnie strzałkowej w odniesieniu do chodu boso. Największą redukcję zaobserwowano w przypadku wysokiego CAM, który ograniczył ruch w stawie skokowym górnym o 86.8% i w podskokowym o 37%. Niski CAM zmniejszył ruch w stawie skokowym górnym o 52.1% i podskokowym o 26.1%.</p> |

| | | | | |
|---------------------------------------|---|--|---|---|
| (Gulgin i in., 2018) ^{Kinet} | Określenie parametrów czasowo-przestrzennych, kinematyki i kinetyki chodu w ortezie typu Walker i bez niej. | Air Cast Walking Brace (Better Brace, USA); buty sportowe. | 40 zdrowych osób: 20.7 ± 1.8 . Warunki: 1) obuwie sportowe na obu stopach; 2) orteza Walker na prawej stopie, but sportowy na lewej; 3) orteza Walker na prawej stopie, lewa stopa bosa. System Vicon (120 Hz); 2 platformy AMTI (1200 Hz). | Prędkość chodu istotnie spadła (9 - 13%) podczas noszenia ortezy, przy niewielkiej zmianie długości kroku. W stawach biodrowych i kolanowych stwierdzono istotne różnice w ROM we wszystkich płaszczyznach dla kończyny w ortezie. |
| (Zellers, 2019) ^{Kinet, EMG} | Opisanie zmiany aktywności mięśnia trójgłowego łydki i mechaniki chodu z użyciem podpiętek w bucie ortopedycznym bezpośrednio i po okresie adaptacji. | Wysoki Walker (Aircast AirSelect, USA) z 0, 3 i 5 podpiętkami w ortezie. | 12 zdrowych ochotników: 26 ± 11 . Orteza i podpiętki były stosowane na prawą kończynę dolną. Pierwsza ocena: badani musieli ukończyć przejścia z 0, 3 i 5 podpiętkami w ortezie. Okres adaptacyjny - godzinny spacer z 5 podpiętkami w ortezie. Druga ocena - przejścia z 5 podpiętkami w ortezie. Podczas pierwszej i drugiej oceny sygnał EMG zbierano za pomocą elektrod powierzchniowych. Analiza przy użyciu systemu Vicon (120 Hz), platformy Bertec (1080 Hz) oraz EMG. | Nie było istotnych statystycznie różnic w szybkości chodu wraz ze wzrostem liczby podpiętek w ortezie. |

Analiza kinematyczna chodu została przeprowadzona w ośmiu artykułach (Gulgin i in., 2018; Keene i in., 2015, 2016; McHenry i in., 2017; Richards i in., 2016; Vanderpool i in., 2008; Zellers i in., 2019; Zhang i in., 2006). W sześciu artykułach (Gulgin i in., 2018; McHenry i in., 2017; Richards i in., 2016; Vanderpool i in., 2008; Zellers i in., 2019; Zhang i in., 2006) wykorzystano systemy analizy ruchu, natomiast w dwóch (Keene i in., 2015, 2016) autorzy wykorzystali tylko ścieżki mierzące nacisk stóp na podłoże. W pięciu artykułach (McHenry i in., 2017; Richards i in., 2016; Vanderpool i in., 2008; Zellers i in., 2019; Zhang i in., 2006) liczba osób badanych była bardzo mała (poniżej piętnastu uczestników). W dwóch badaniach (Keene i in., 2015, 2016) autorzy porównali przejścia w różnych rodzajach aparatów ortopedycznych, ale nie dokonali ich porównania z chodem swobodnym bez lub z obuwem, co uniemożliwia ocenę wpływu tych ortez na chód. Tylko w jednym badaniu analizowano wpływ podpiętek na kinematykę chodu (Zellers i in., 2019). Przedstawione w Tabeli 1 wyniki, wskazują na to, że prędkość chodu w ortezie może spadać nawet o 13%. Analiza charakterystyki czasowo-przestrzennej chodu pokazała, że długość kroku kończyny w ortezie spada o 4%, natomiast dla kończyny bez ortozy typu Walker wartość ta spada o 7%. Szerokość kroku wzrasta o 15%, a czas cyklu chodu notuje wzrost nawet o 9% (Gulgin i in., 2018). Orteza typu Walker znacząco zmniejsza zakres ruchu w stawie skokowym w płaszczyźnie czołowej i strzałkowej (McHenry i in., 2017). Zmienia również zakres ruchu w stawie kolanowym w fazie przeniesienia, wywołując znaczną rotację w stawie biodrowym (Vanderpool i in., 2008). Chód w ortezie prawie nie wywołuje zmian w zakresie ruchu stawu biodrowego i kolanowego kończyny bez ortozy w płaszczyźnie czołowej i strzałkowej. Największe zmiany obserwuje się dla stawu biodrowego i kolanowego kończyny w ortezie.

1.4.2. Parametry kinetyczne chodu w ortezie Walker

W sześciu artykułach omówiono, w jaki sposób noszenie ortezy Walker może wpływać na parametry kinetyczne, a jeden z nich został zaprojektowany tylko do oceny GRF (Tabela 2). W pięciu badaniach analizowano również parametry kinematyczne, w jednym oceniano ogólny wydatek energetyczny i tylko w jednym aktywność mięśni.

Tabela 2. Dane pozyskane z artykułów, w których oceniano parametry kinetyczne chodu, Kinem – artykuł również w Tabeli 1, Energy – artykuł w Tabeli 5; EMG – artykuł w Tabeli 4.

| Artykuł | Cel badania | Rodzaj ortezy | Grupa badana/ Warunki badawcze/ Aparatura badawcza | Wyniki |
|--------------------------------------|--|---------------|---|---|
| (Zhang i in., 2006) ^{Kinem} | Cel badania, rodzaj ortezy, badana grupa oraz warunki / wyposażenie badawcze zawiera Tabela 1. | | | Obie ortezy nie zwiększyły składowej pionowej GRF obserwowanej podczas chodu swobodnego w obuwiu. Obie ortezy zwiększyły aktywność m. prostowników stawów kolanowych, podczas gdy zmniejszyły aktywność przywodzicieli w obszarze stawów kolanowych i biodrowych. |

| | | | | |
|----------------------|---|---|--|---|
| (Keefer i in., 2008) | Określenie, jak zmiany wysokości ustawienia pięty w różnych ortezach typu niski Walker orazz bucie mogą wpływać na GRF podczas chodu. | Dwie niskie ortozy: 1) Walker (De Royal Industries, Inc., USA); 2) Equalizer (RoyceMedical Co., USA) – zmodyfikowany Walker –szersza podstawa i inne zapięcie. 3) Obuwie sportowe. | 10 zdrowych ochotników: 22.6 ± 1.68 . Orteza noszona na prawej kończynie dolnej. 5 przejść w 6 warunkach: 1) chód w butach sportowych, 2) w ortezie Walker, 3) w ortezie Walker z podpiętką i bucie sportowym, 4) w ortezie Walker z podpiętką, 5) equalizer, 6) equalizer z podpiętką w bucie sportowym. Dwie platformy AMTI (1200Hz). Fotokomórki połączone z urządzeniem do pomiaru czasu (63501 IR, Lafayette Instrument Inc., USA). | Podpiętki zastosowane w bucie i ortezie nie zmniejszyły minimalnej wartości składowej pionowej GRF. Noszenie ortozy zmniejszyło maksymalną wartość składowej przednio-tylnej GRF po stronie ortozy i spowodowało asymetryczne obciążenie. |
|----------------------|---|---|--|---|

Cel badania, rodzaj ortozy, badaną grupę oraz warunki / wyposażenie badawcze zawiera Tabela 1.

(Vanderpool i in., 2008)^{Kinem, Energy} W porównaniu do chodu swobodnego, stabilizacja stawu skokowego zmniejsza moment sił mięśniowych w stawie skokowym w fazie podporu, co wpływa na utratę zdolności odbicia, jaka występuje w chodzie swobodnym. Momenty sił mięśniowych w pozostałych stawach były zbliżone do tych w chodzie swobodnym. Brak ruchu w stawach skokowych spowodował duże różnice w mocy dla tego stawu (wartości były bliskiej zera). Wartość mocy w stawach kolanowym i biodrowym pozostawała prawie całkowicie w normalnym zakresie. Zmniejszona praca stawu skokowego w warunkach unieruchomienia tego stawu nie została skompensowana większą pracą w innych stawach.

| | |
|---|--|
| <p>(Richards i in., 2016)^{Kinem}</p> | <p>Cel badania, rodzaj ortezy, grupę badaną oraz warunki / wyposażenie badania zawiera Tabela 1.</p> <p>Znaczące różnice w szczytowych momentach sił mięśniowych prostowników stawu kolanowego zaobserwowano we wszystkich warunkach. Chód w ortezie Walker A wywołał najwyższe wartości momentów prostowników stawu kolanowego. Zaobserwowano znaczące zmniejszenie szczytowych momentów przywodzicieli podczas chodu w obu ortezach w porównaniu do chodu w standardowym obuwiu. Dla momentów generowanych przez prostowniki stawu biodrowego wykazano istotne różnice między chodem w ortezie Walker A i Walker B oraz chodem w obuwiu sportowym.</p> |
| <p>(Gulgin i in., 2018)^{Kinem}</p> | <p>Cel badania, rodzaj ortezy, grupę badaną oraz warunki / wyposażenie badania zawiera Tabela 1</p> <p>Maksymalna wartość składowej pionowej GRF uległa nieznacznemu zmniejszeniu o 2 - 3% podczas chodu w ortezie. Maksymalna wartość składowej przednio-tylnej GRF różniła się znacząco w różnych warunkach chodu. W stawie biodrowym i kolanowym obie kończyny wykazywały znaczne różnice w momentach sił mięśniowych generowanych we wszystkich płaszczyznach z wyjątkiem kończyny bez ortezy w przypadku momentu siły w płaszczyźnie czołowej.</p> |
| <p>(Zellers i in., 2019)^{Kinem, EMG}</p> | <p>Cel badania, rodzaj ortezy, grupę badaną oraz warunki / wyposażenie badania zawiera Tabela 1</p> <p>Wartości składowej pionowej GRF uległy znacznemu zmniejszeniu a szczytowa wartość mocy generowana w czasie wyprostu stawu kolanowego znacznie wzrosła wraz ze wzrostem liczby podpiętek.</p> |

Wpływ podpiętek na kinetykę chodu analizowano w dwóch badaniach (Keefer i in., 2008; Zellers i in., 2019). Siły reakcji podłoża analizowano w czterech artykułach (Gulgin i in., 2018; Keefer i in., 2008; Zellers i in., 2019; Zhang i in., 2006), podczas gdy momenty sił mięśniowych rozpatrywano w pięciu pracach (Gulgin i in., 2018; Richards i in., 2016; Vanderpool i in., 2008; Zellers i in., 2019; Zhang i in., 2006). Zhang i in. (2006) oraz Keefer i in. (2008) wykazali, że noszenie ortezy typu Walker może powodować obecność początkowego piku dla składowej pionowej siły reakcji podłoża podczas kontaktu pięty z podłożem przed wystąpieniem piku w fazie Loading Response. W zależności od badań maksymalna wartość składowej pionowej siły reakcji podłoża była na tym samym poziomie (Zhang i in., 2006) lub niewiele, ale istotnie niższa (2-3%) (Gulgin i in., 2018) w porównaniu do tej generowanej w chodzie swobodnym w obuwiu sportowym. Maksymalne wartości momentów sił mięśniowych generowane przez prostowniki stawu kolanowego kończyny w ortezie Walker były podwyższone (19-29%) w każdym badaniu dotyczącym tego zagadnienia. Z drugiej strony aktywność prostowników stawu biodrowego była niższa o 6% (Gulgin i in., 2018; Richards i in., 2016; Zhang i in., 2006). Zmniejszenie momentu siły generowanego przez prostowniki stawu biodrowego w ortezie potwierdzili również Richards i in., (2016) dla obu badanych ortezy typu Walker. Z kolei Zhang i in., (2006) wykazali wzrost wartości momentu generowanego przez prostowniki stawu biodrowego i kolanowego. Mniejsze były również momenty generowane przez odwodziciele stawu kolanowego i biodrowego dla tej samej kończyny (Gulgin i in., 2018; Zhang i in., 2006).

1.4.3. Analiza rozkładu sił parcia stóp na podłoże podczas chodu w orzezie Walker

W siedmiu pracach omówiono, w jaki sposób but Walker może wpływać na siły parcia stóp na podłoże (Tabela 3). Badania dotyczyły również porównania buta Walkera i opatrunku gipsowego w zakresie ich właściwości odciążających. Podobnego porównania dokonano między butem Walkera a innymi rodzajami butów pooperacyjnych i ortez.

Tabela 3. Dane pozyskane z artykułów, w których oceniano siły parcia stóp na podłoże, gdzie: Kinet – artykuł również w Tabeli 2, Energy – artykuł w Tabeli 5; EMG – artykuł w Tabeli 4.

| Artykuł | Cel badania | Rodzaj ortezu | Grupa badana/ Warunki badawcze/ Aparatura badawcza | Wyniki |
|------------------------|--|---|---|--|
| (Crenshaw i in., 2004) | Ocena zmian rozkładu sił parcia stóp na podłoże w wyniku zmian ustawienia kąta stawu skokowego w orzezie . | Specjalnie zmodyfikowane ortezu typu Walker (Grand Prairie, USA). | 13 zdrowych ochotników. 3 warunki pomiarowe: 1) kąt 90° między stopą a golenią, 2) 5° zgięcia podszwowego, 3) 5° zgięcia grzbietowego. Wkładka Novel Pedar (50Hz) mierząca siły nacisku stóp została umieszczona w orzezie. | Staw skokowy ustawiony w zgięciu podszwowym - nacisk na przodostopie był znacznie niższy niż w pozycji neutralnej i w pozycji zgięcia grzbietowego. Nacisk na przodostopie w orzezie w zgięciu grzbietowym był znacznie wyższy niż w pozycji neutralnej i zgiętej podszwowo. Nacisk na tyło stopie przy orzezie ustawionej w zgięciu grzbietowym był znacznie niższy niż w pozycjach neutralnych i przy zgięciu podszwowym. Nacisk na tyłostopie w pozycji zgięcia podszwowego był znacznie wyższy niż w pozycji neutralnej i zgięcia grzbietowego. |

| | | | | |
|--------------------------------|--|--|--|---|
| <p>(DiLiberto i in., 2007)</p> | <p>Określenie wpływu różnych butów po operacyjnych na rozkład sił parcia stóp na podłoże i obciążenie przeciwległej kończyny podczas chodzenia.</p> | <p>Trzy różne ortezy: wysoki rocker (HCR); niski rocker (LCR); niski - zmodyfikowany rocker (LCMR). But sportowy.</p> | <p>26 zdrowych ochotników: 20 - 54. Badani chodzili z wybraną przez siebie prędkością po 15m ścieżce. Rozkład sił nacisku stóp na podłoże badano przy użyciu wkładek Pedar X (90Hz - Novel GMBH, MN).</p> | <p>Największe zmniejszenie szczytowego nacisku w obszarze przodostopia stwierdzono w grupie HCR (37.3% redukcji w porównaniu z chodem w bucie sportowym), a następnie odpowiednio 31.6% i 19.8% w grupach LCR i LCMR.</p> |
| <p>(Mieras i in., 2011)</p> | <p>Określenie, czy szczytowe wartości siły parcia stóp na podłoże są zmniejszone, kiedy na jednej kończynie dolnej noszony jest średnio zużyty but sportowy, a na przeciwnej Walker wysoki (HCRB).</p> | <p>Walker HCRB (Equalizer Air Walker 636,USA); but sportowy; zmodyfikowana orteza HCRB z metalowymi wzmocnieniami po bokach stawu skokowego.</p> | <p>12 zdrowych ochotników: 23 - 39. W badaniu pierwszym uczestnicy chodzili bosy. W próbie 2 uczestnicy mieli prawą stopę bosą a na lewej HCRB. Próba 3 - to but sportowy na prawej kończynie i HCRB na lewej. Próba 4 - zmodyfikowany buta do chodzenia na prawej kończynie i HCRB na lewej. F-Scan (Tekscan Inc, USA).</p> | <p>Wartości siły parcia stóp na podłoże pod stopą po przeciwnej stronie do HCRB były zmniejszone podczas noszenia butów sportowych w porównaniu z chodem bosy. Zmniejszone ciśnienie w tym obszarze występowało również podczas noszenia zmodyfikowanego buta w porównaniu z chodem bosy.</p> |

| | | | | |
|---------------------|---|---|--|---|
| (North i in., 2012) | Określenie wpływu częściowego obciążenia (PWB) w ortezie typu Walker na rozkład sił parcia stóp na podłoże i środek parcia stóp na podłoże (COP). | Orteza typu Walker. | 13 zdrowych ochotników. Cztery próby chodu: 1) swobodny; 2) pełne obciążenie - w ortezie; 3) częściowe obciążenie - 27 kg PWB w ortezie; 4) 9 kg PWB w ortezie. W badaniu 1 zwykłe obuwie uczestników na prawej stopie zostało wyposażone we wkładkę wieloczujnikową. Rozkłady parcia stóp na podłoże rejestrowano przy pomocy wkładki (Smooth-On. Inc., USA). | Od próby 1) do 4) stwierdzono wzrosty obciążenia w obszarach tyłostopia i przodostopia. We wszystkich próbach największe obciążenie odnotowano w obszarze tyłostopia, a najmniejsze w okolicy palucha. Pełne i częściowe obciążenie stopy w ortezie skutkuje bardziej równomiernym rozłożeniem obciążenia. |
| (Hunt i in., 2014) | Określenie maksymalnych wartości ciśnienia dla V kości śródstopia podczas trzech zadań ruchowych. | CAM Walker boot, sandał pooperacyjny, but sportowy. | 20 zdrowych ochotników: 19 - 38. 3 typowe czynności związane z chodzeniem: chód swobodny, na piętach i obroty na dominującej nodze, w każdym z trzech rodzajów zaopatrzenia. Indywidualnie dobrane wkładki (Tekscan, USA). | CAM Walker spowodował obecność znacznie niższego maksymalnego piku ciśnienia w obszarze V kości śródstopia podczas chodu swobodnego i chodu na piętach w porównaniu do chodu w sandale pooperacyjnym i podczas chodu na pięcie w porównaniu z chodem w bucie sportowym. |

| | | | | |
|-------------------------------|---|---|--|--|
| (Pirozzi i in., 2014) | Określenie związku między rosnącym BMI a parciem stóp na podłoże podczas chodu i ocena skuteczność powszechnie przepisywanych urządzeń odciążających przy rosnącym BMI. | But pooperacyjny (Darco Int., USA); CAM Walker; TCC(Medical Inc, USA). Na TCC założono specjalny but (Rocker Cast Shoe with Flex Sole). | 10 zdrowych ochotników: 29.9 ± 2.02. Przejście we własnym obuwiu bez dodatkowego obciążenia. Następnie w każdym z 3 zaopatrzeń ortopedycznych razem ze zwiększającym się obciążeniem - w postaci 2 plecaków z ciężarkami. Jeden plecak był umieszczony z tyłu, drugi z przodu na klatce piersiowej. Obciążenia odpowiadały nadwadze - średnie BMI = 27, otyłość - średnie BMI = 35 i chorobliwa otyłość - średnie BMI = 45. Wkładki (Tekscan, Inc, USA). | Zmniejszenie nacisku w obszarze przodostopia i śródstopia można skuteczniej osiągnąć poprzez unieruchomienie stawu skokowego. Konstrukcje CAM Walker i TCC konsekwentnie wpływały na zmniejszenie szczytowej wartości ciśnienia w tych obszarach w porównaniu z butami sportowymi i butem pooperacyjnym, niezależnie od BMI pacjenta. |
| (Lajevardi-Khosh i in., 2019) | Ocena zmian w położeniu środka parcia stóp na podłoże (Cop) u pacjentów po złamaniu podudzia poruszających się w ortezie typu Walker w okresie terapii. | MaxTrax Air Walking Boot (DJO Global). | 7 pacjentów po złamaniu kończyny dolnej poniżej kolana. 2 tygodnie po zabiegu pacjenci nosili ortezę wraz z wkładką ATLAS monitorującą obciążanie. Wkładka była wykonana na zamówienie dla każdego pacjenta. Badani nosili ortezę z wkładką przez 2-12 tygodni. | CoP w płaszczyźnie strzałkowej u 6 z 7 pacjentów przesunęło się do tyłu w późniejszym okresie po operacji. W płaszczyźnie czołowej CoP przesunięte zostało w kierunku przyśrodkowym u 5 z 7 przypadków. |

Nacisk stóp na podłoże był jednym z najczęściej analizowanych zagadnień. W jednym artykule (Crenshaw i in., 2004) badacze przeanalizowali, jak zmiana kąta w stawie skokowym w butcie typu Walker wpływa na nacisk stóp na podłoże. Ponadto w dwóch artykułach (DiLiberto i in., 2007; Hunt i in., 2014), autorzy porównywali właściwości odciążające różnych typów ortez, podczas gdy w jednym (Pirozzi i in., 2014) podjęli próbę ustalenia, które z zaopatrzeń ortopedycznych – TCC czy Walker mają lepsze właściwości zmniejszające nacisk. W kolejnych dwóch artykułach (DiLiberto i in., 2007; Mieras i in., 2011) oceniano wpływ buta Walker na nacisk stopy na podłoże w kończynie przeciwnej. W dwóch pracach (Lajevardi-Khosh i in., 2019; North i in., 2012) przeanalizowano wpływ buta Walker na zmiany CoP, natomiast w jednym (Pirozzi i in., 2014) - autorzy próbowali ocenić wpływ rosnącego BMI na chód w ortezach. Tylko w jednym badaniu (Hunt i in., 2014) przeanalizowano, jak różne typy ortez zmieniają nacisk stóp na podłoże podczas wykonywania trzech typowych czynności związanych z chodem. Niewielkie zmiany pozycji stawu skokowego - ustawienie w zgięciu grzbietowym lub w zgięciu podeszwowym mają znaczący wpływ na obciążanie przedniej i tylnej części stopy podczas chodzenia w ortezach.

1.4.4. Ocena aktywności bioelektrycznej mięśni w chodzie w orzezie Walker

Tylko w dwóch artykułach omówiono, jak but Walker może wpływać na aktywność mięśni (Tabela 4). W jednym z nich oceniano wyłącznie aktywności mięśni, a w drugim analizowano również parametry kinematyczne i kinetyczne.

Tabela 4. Dane pozyskane z artykułów, w których dokonywano oceny aktywności bioelektrycznej mięśni, gdzie: Kinem – artykuł analizowany również w Tabeli 1, Kinet – artykuł również w Tabeli 2.

| Artykuł | Cel badania | Rodzaj orzezy | Grupa badana/ Warunki badawcze/ Aparatura badawcza | Wyniki |
|---------------------|---|---|---|---|
| (Kadel i in., 2004) | Określenie czy opatrunek z włókna szklanego i orzeza Walker mają podobne właściwości redukujące aktywność mięśni. | Trzy warunki: 1) Boso; 2) Fiberglass cast (Scotchcast Plus, USA); 3) Wysoki Walker (Aircast Foam Walker, USA). | 12 zdrowych dorosłych. Powierzchniowe EMG (2100Hz – Noraxon) i siły reakcji podłoża zebrano w 10 próbach chodu w każdym warunkach. | Znaczny spadek aktywności mięśni pomiędzy przejściem boso i w orzezie dla wszystkich trzech mięśni: brzuchatego łydki, płaszczkowatego i strzałkowych. Porównanie aktywność mięśni między chodem boso a w opatrunku z włókna szklanego wykazało znaczny spadek aktywności m. płaszczkowatego i strzałkowych. Porównanie aktywności mięśni w chodzie w bucie Walker i opatrunku wykazało istotnie większy spadek aktywności mięśnia brzuchatego łydki w orzezie. |

(Zellers i in., 2019)^{Kinem, Kinet} i Cel badania, rodzaj ortezy, badane osoby, warunki badania / wyposażenie zawiera Tabela 1.
Maksymalna wartość sygnału EMG i wartość zintegrowanego sygnału EMG w przyśrodkowej części mięśnia brzuchatego łydki i m. płaszczkowatego istotnie zmniejszały się wraz ze wzrostem liczby podpiętek.

Ocenę aktywności mięśni wykonano tylko w dwóch pracach. Jedna z nich (Kadel i in., 2004) została zaprojektowana specjalnie do analizy aktywności mięśni podczas chodu w opatrunku z włókna szklanego i bucie Walker. Ogólna aktywność mięśni spadła o 20% w ortezie. Wpływ liczby klinów wkładanych pod piętę na aktywność m. trójgłowego łydki analizowano w artykule (Zellers i in., 2019). Pięć podpiętek znacząco zmniejszyło aktywność głowy przyśrodkowej m. brzuchatego łydki i mięśnia płaszczkowatego, podczas gdy 3 podpiętki zmniejszyły tylko aktywność m. płaszczkowatego. Oba artykuły dotyczyły tylko 12-osobowych grup. Podsumowując, uniesienie pięty i unieruchomienie stawu skokowego skutecznie zmniejszają aktywność mięśni podudzia.

1.4.5. Ocena równowagi, bólu i wydatku energetycznego w chodzie w ortezie Walker

W czterech artykułach omówiono, w jaki sposób but Walker może wpływać na wydatek energetyczny, ból i równowagę (Tabela 5). W jednym artykule przeanalizowano wydatek energetyczny podczas chodu w ortezach Walker (Vanderpool i in., 2008). Ocena równowagi została przeprowadzona w jednym artykule (Goodworth i in., 2014). Ponadto w dwóch badaniach przeprowadzono ocenę bólu. W jednej pracy analizowano właściwości zmniejszające dolegliwości bólowe różnych typów ortez (Keene i in., 2016), a w drugim - relacje między noszeniem buta Walker a bólem pojawiającym się w innych miejscach niż pierwotnie występujący (Ready i in., 2018).

Tabela 5. Dane pozyskane z artykułów, w których oceniano wydatek energetyczny, równowagę oraz ból, gdzie: Kinem – artykuł analizowany również w Tabeli 1, Kinet – artykuł również w Tabeli 2.

| Artykuł | Cel badania | Rodzaj ortezy | Grupa badana/ Warunki badawcze/ Aparatura badawcza | Wyniki |
|---|---|---------------|---|---|
| (Vanderpo ol i in., 2008) ^{Kinem} , Kinet | Cel badania, rodzaj ortezy, grupę badaną oraz warunki / wyposażenie badania zawiera Tabela 1. | | | Dokonywano pomiaru tempa zużycia tlenu (VO ₂) i produkcji dwutlenku węgla (VCO ₂). Każda próba trwała co najmniej 7 minut, w tym co najmniej 3 minuty, aby umożliwić uczestnikom osiągnięcie stanu stabilnego, po czym następowały 3 minuty rejestracji danych dla średniego VO ₂ i VCO ₂ . Zastosowano system spirometryczny z obwodem otwartym (Physio-Dyne Instrument, USA). |
| | Chód w ortezach spowodował znaczny wzrost całkowitego wydatku energetycznego o 4.1% w porównaniu do chodu w obuwiu sportowym. | | | |

| | | | | |
|--------------------------------------|--|---|--|---|
| (Goodworth i in., 2014) | <p>Określenie, czy orteza Walker powoduje zwiększenie ruchu ciała podczas wykonywania określonych czynności ruchowych.</p> <p>Określenie czy dodanie podpiętki na stronę bez ortezy spowoduje zmniejszenie ruchów ciała po przez wyrównanie LLD.</p> | <p>Walking boot (Truelife Prosthetic & Orthotics, Ireland).</p> | <p>12 zdrowych ochotników.</p> <p>W każdym teście badani nosili buty sportowe, ortezę typu Walker lub ortezę typu Walker i podpiętkę w bucie po przeciwnej stronie.</p> <p>Ocenę równowagi przeprowadzono w pozycji stojącej z oczami otwartymi i zamkniętymi, na sztywnych i miękkich powierzchniach.</p> <p>Test funkcjonalny został wykonany do przodu i na boki w pozycji stojącej. Ocena chodu swobodnego i zaburzonego (90s) przeprowadzono na bieżni (Watson Industries, WI).</p> | <p>Orteza znacząco wpływała na równowagę w każdym teście. Podczas noszenia podpiętki wynik testu równowagi był znacznie lepszy niż w przypadku noszenia samej ortezy.</p> |
| (Keene i in., 2016) ^{Kinem} | <p>Cel badania, rodzaj ortezy oraz dodatkowe warunki / wyposażenie badawcze zawiera Tabela 1.</p> <p>Ból oceniany w skali VAS był znacznie mniejszy w chodzie w ortezie Walker. Ból był również istotnie mniejszy dla chodu w ortezie łuskowejw porównaniu z bólem w Tubigrip.</p> | | | |

| | | | | |
|---------------------|--|------------------------|---|--|
| (Ready i in., 2018) | Ocena lokalizacji, częstotliwości i czasu trwania bólu w miejscu wtórnym związanym z blokadą w ortezie Walker. | Wysoki i niski Walker. | 46 pacjentów wymagających blokady stawu skokowego z powodów medycznych: 49.8 (22 - 77). | W momencie odstawienia ortezy (4.2 tygodnia) 31 pacjentów (67%) zgłosiło ból, który był nowy lub gorszy niż na początku badania. Miejscami najbardziej podatnymi na ból były dolna część pleców, przeciwległy staw biodrowy i kolanowy po tej samej stronie. W większości przypadków ból (84%) pojawił się w ciągu pierwszych 2 tygodni noszenia ortezy. Ból w miejscu wtórnym występował rzadziej po odstawieniu ortezy: 18 pacjentów (39%) po 1 miesiącu i 15 pacjentów (33%) po 3 miesiącach. |
| | | | Pacjenci musieli nosić but przez co najmniej 2 tygodnie i nosić pełne obciążenie. | |
| | | | Pacjenci wypełnili ankiety w czterech punktach czasowych: początek noszenia ortezy, odstawienie ortezy, 1 miesiąc po zaprzestaniu noszenia ortezy, 3 miesiące po zaprzestaniu noszenia ortezy. Natężenie bólu oceniano w skali VAS. | |

Noszenie ortezy typu Walker zwykle wywołuje ból w innym miejscu. Ból ten zmniejsza się po przejściu na obuwie sportowe, ale 1/3 pacjentów odczuwa ten sam lub silniejszy ból 3 miesiące po odstawieniu ortezy. Według Vanderpool i in. (2008), zmniejszone zgięcie podszwowe spowodowane unieruchomieniem stawu skokowego jest kompensowane przez zakrzywioną powierzchnię podeszwy. Możliwe, że wyższy wydatek energetyczny wynika z dodatkowego ciężaru ortezy Walker, a nie z unieruchomienia stawu skokowego.

2. Cel pracy, hipotezy i pytania badawcze

2.1. Cel pracy

Celem poznawczym pracy było określenie wpływu różnych ustawień ortezy typu Walker na parametry kinematyczne i kinetyczne chodu.

Celem praktycznym pracy jest zastosowanie wybranych wyników badań w praktyce klinicznej poprzez uświadamianie profesjonalistów i pacjentów o występowaniu możliwych kompensacji w stawach sąsiednich i zmianach wzorca chodu.

2.2. Hipotezy badawcze

W pracy postawiono następujące hipotezy badawcze:

1. Chód 0 But wpływa normalizująco na parametry kinematyczne i kinetyczne chodu w odniesieniu do Chodu 0.
2. Chód 15ZG (jako najmniej popularny – w pewnych aspektach porównywalny do chodu osób z mózgowym porażeniem dziecięcym) wywołuje największe zmiany parametrów kinematycznych i kinetycznych chodu w odniesieniu do chodu swobodnego.
3. Chód 15 (podobny do chodu w butach narciarskich) wywołuje największe zmiany parametrów kinematycznych w stawie kolanowym.

2.3. Pytania badawcze

W pracy postawiono następujące pytania badawcze:

1. Chód 0 But wpływa normalizująco na parametry kinematyczne i kinetyczne chodu w odniesieniu do Chodu 0.
2. Chód 15ZG (jako najmniej popularny – porównywalny do chodu osób z porażeniem mózgowym) wywołuje największe zmiany parametrów kinematycznych i kinetycznych chodu w odniesieniu do chodu swobodnego.
3. Chód 15 (podobny do chodu w butach narciarskich) wywołuje największe zmiany parametrów kinematycznych w stawie kolanowym.

3. Materiał i metody

3.1. Charakterystyka grupy badanej

Badania były prowadzone w okresie od października do grudnia 2019 roku w Centralnym Laboratorium Badawczym Akademii Wychowania Fizycznego Józefa Piłsudskiego w Warszawie. Zgoda na ich przeprowadzenie została wydana przez Senacką Komisję Etyki Badań Naukowych AWF Warszawa (SKE 01-34/2018). Przed przystąpieniem do pomiarów każdy z badanych został poinformowany o celu, schemacie oraz sposobie przeprowadzenia badania, wyraził pisemną zgodę na udział w nich i został poinformowany o możliwości rezygnacji w dowolnym momencie. Charakterystyka osób badanych została przedstawiona w Tabeli 6.

Tabela 6. Charakterystyka uczestników badania (średnia \pm odchylenie standardowe).

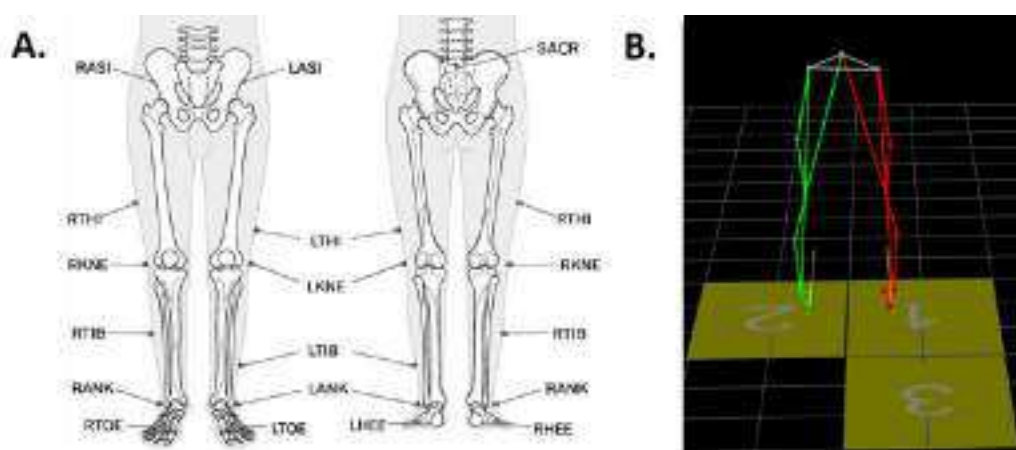
| Liczba osób | Masa ciała [kg] | Wiek [lata] | Wysokość ciała [cm] | BMI [kg*m ⁻²] |
|-------------|------------------|------------------|---------------------|---------------------------|
| 23 | 65.48 \pm 9.55 | 20.88 \pm 1.27 | 173.91 \pm 7.24 | 21.57 \pm 2.22 |

Uczestnicy badań, musieli spełniać następujące kryteria włączenia do badań: przedział wiekowy 19 - 25 lat, rozmiar stopy 38 - 42, brak chorób mogących istotnie zaburzyć chód. Kryteria wyłączenia z badań były następujące: zaburzenia neurologiczne wpływające na chód, dolegliwości bólowe podczas chodu, uraz kończyny dolnej w ciągu 6 miesięcy poprzedzających badania, po których nastąpiły przynajmniej 2 dni ograniczonej aktywności.

3.2. Metody pomiarowe

W badaniach wykorzystano aparaturę do trójwymiarowej analizy ruchu Vicon Mx (Vicon Motion Systems Ltd, UK), która składa się z 9 kamer z detektorami podczerwieni o częstotliwości próbkowania ustawionych na 100 Hz. Kamery zamontowane są na stałe w laboratorium a obszar ich detekcji obejmuje 10 m ścieżkę, w której na stałe zamontowane są trzy platformy firmy Kistler z czujnikami piezoelektrycznymi (Kistler Holding AG, CH). Częstotliwość próbkowania platform była ustawiona na 1000 Hz. Do obróbki danych pozyskanych z platform i kamer wykorzystano oprogramowanie Vicon

Nexus 2.10.0. Każdorazowo przed rozpoczęciem badań w danym dniu wykonywano kalibrację kamer przy użyciu specjalnej różdżki w celu ustawienia globalnego układu odniesienia oraz usunięcia ewentualnych artefaktów mogących pojawić się w przestrzeni pomiarowej. Następnie, wykonywano wymagane przez system pomiary antropometryczne osoby badanej, w skład których wchodziło: wysokość i masa ciała, długość kończyn dolnych (mierzona od kolca biodrowego przedniego górnego do kostki przyśrodkowej), szerokość stawów kolanowych i skokowych. Następnie na skórze osoby badanej umieszczano 15 biernych odbłaskowych markerów o średnicy 14 mm zgodnie ze standardem Lower body Plug-In-Gait (SACR) (Ryc. 5A). Po przygotowaniu osoby do badań, wykonywano próbę statyczną, w celu ustalenia lokalnych układów odniesienia oraz prawidłowej identyfikacji modelu na bazie uprzednio naklejonych markerów. Badany był proszony o stanie w miejscu przez kilkanaście sekund tak, że każda z kończyn dolnych miała kontakt z inną platformą (Ryc. 5B).



Ryc. 5 Próba statyczna. A. Rozkład markerów – widok z przodu i z tyłu, B. przykład próby referencyjnej – widok z przodu.

Następnie, przed rejestracją właściwą badany wykonywał kilka prób chodu tak, aby był on jak najbardziej naturalny i swobodny oraz żeby każda z kończyn dolnych fazę podporu miała na innej platformie. Rejestrowane były, trzy próby chodu swobodnego oraz trzy próby chodu w każdym z ustawień ortezy. Schematy ustawień ortezy są umieszczone w Tabeli 7. Podczas każdej próby badani poruszali się z wybraną przez siebie prędkością. Przed rozpoczęciem pomiarów w różnych ustawieniach ortezy badany miał czas na przyzwyczajenie się do niej. Do badań użyto ortezę TD ROM WALKER U08202 (Thusne, FR), która była zawsze zakładana na prawą kończynę dolną. Orteza Walker miała grubość podeszwy 2.1 cm w najgrubszym miejscu i 0.6 cm - w najcieńszym oraz

masę 1123 g. Wszystkie przejścia były wykonane z prawą kończyną w ortezie i lewą bosą oraz prawą kończyną w ortezie i lewą w butcie sportowym (opcja, tylko dla chodu zero) (Tabela 7).

Tabela 7. Opis różnych sposobów ustawienia ortezy Walker i nazwy poszczególnych prób.

| Nazwa próby chodu (symbol) | Ustawienie ortezy | Rysunek |
|----------------------------------|--|---|
| Chód swobodny (Chód Normalny) | Bez ortezy |  |
| Chód zero (Chód 0) | Orteza zablokowana w 0° - staw skokowy ustawiony w pozycji pośredniej, przeciwna stopa bosą. |  |
| Chód zero but (Chód 0 But) | Orteza zablokowana w 0° - staw skokowy ustawiony w pozycji pośredniej. But na przeciwnej stopie. |  |
| Chód 15 wyprost (Chód 15) | Orteza zablokowana w 15° wyprost. |  |
| Chód 15 zgięcie (Chód 15ZG) | Orteza zablokowana w 15° zgięcia. |  |

But sportowy wykorzystany w pomiarach był w rozmiarze 38 lub 42. Obydwa buty miały grubość podeszwy 1.7 cm, masę 308 g. Przejścia wykonywane były w kolejności losowej. Pomiedzy zmianą ustawień ortezy markery nie były zdejmowane z badanego i ortezy - pozostawały cały czas w tym samym miejscu. W przypadku założenia ortezy po przejściu bez buta Walker badający umieszczał markery w analogicznych punktach na ortezie.

3.3. Metody obliczeniowe – program Vicon Nexus i MatLab

Po nagraniu wszystkich prób chodu, do obróbki i eksportu wybrano tylko te nagrania, które były pozbawione błędów losowych typu: brak markera, brak pełnego cyklu chodu dla lewej i prawej kończyny dolnej. Pełna procedura obróbki została wykonana w programie Vicon Nexus 2.10.0. Na obróbkę składały się następujące etapy:

- 1) Ustalenie ścieżki oraz nazwy folderu, w którym były przechowywane przechwycone nagrania.
- 2) Identyfikacja modelu oraz poprawność ustawienia markerów dla próby statycznej.

Na tym etapie był wybierany szablon bazowy, czyli plik *.vst (ang. *vicon skeleton template*), na którym była przeprowadzana dalsza analiza. W przypadku tej pracy był to model Lower Body Plug-In-Gait (SACR). Następnie w czasie kalibracji dla każdego badanego z osobna był tworzony plik *.vsk (ang. *vicon labeling skeleton*) zawierający jego dane antropometryczne.

- 3) Obróbka danych w oprogramowaniu Vicon Nexus 2.10.0.

Ten etap był prowadzony głównie przy użyciu panelu Pipeline Tools, który pozwala na stworzenie i zarządzanie procesem przetwarzania nagranych prób. W ramach tego panelu wykorzystano opcję Fill Gaps – Woltring, która pozwoliła na uzupełnienie przerw

w rejestracji markerów - jeżeli takie były. W tym celu wykorzystywane były niżej wymienione moduły:

- Spline Fill – wykorzystuje interpolację za pomocą sześciennych funkcji sklepanych w celu uzupełnienia brakujących fragmentów. Opcja ta jest zalecana, gdy po obu końcach uzupełnianego fragmentu znajdują się odpowiednio nagrane klatki.
- Pattern Fill – wykorzystuje trajektorię innego markera bez przerw w celu uzupełnienia trajektorii brakującego. Ta opcja jest stosowana wtedy, gdy trajektorie markera

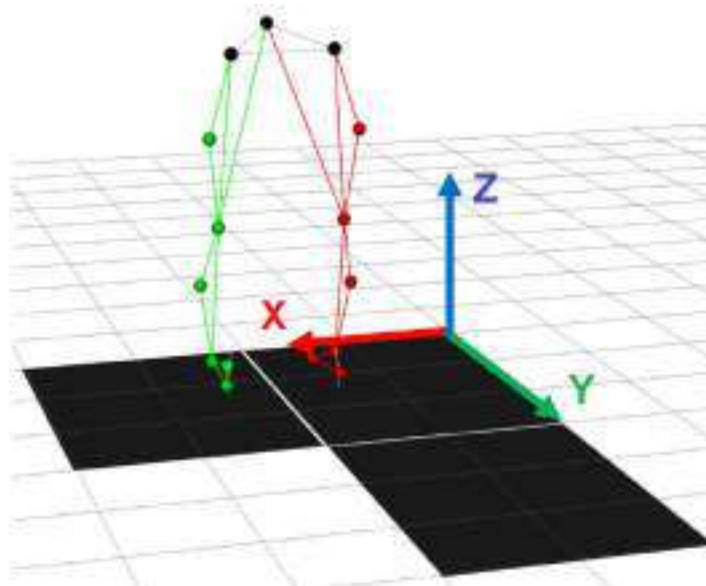
z którego korzystamy jest zbliżona do trajektorii uzupełnianego np. z tego samego segmentu.

- Rigid Body Fill – wykorzystywany, kiedy między markerami występuje sztywne lub półsztywne połączenie np. markery na miednicy czy głowie.
- Kinematic Fill – wykorzystuje informacje o połączeniu markerów z segmentami na podstawie pliku *.vst.
- Cyclic Fill – stosowany, gdy rejestrowany ruch jest cykliczny np. bieganie na bieżni. Wykorzystuje schemat ruchu brakującego markera zarejestrowany przed i po brakującym fragmencie.

Po odpowiedniej obróbce plików w programie Nexus, nastąpił czas na integrację tego środowiska z programem MatLab (MathWorks, USA). Program MatLab posłużył do eksportu wybranych danych oraz do ich normalizacji na 100% cyklu chodu. W tym celu posłużono się etapami opisanymi w sposób szczegółowy w Załączniku 1. W tym programie były również wykonywane prezentowane w niniejszej pracy wykresy.

3.4. Definicja kątów w stawach kończyn dolnych

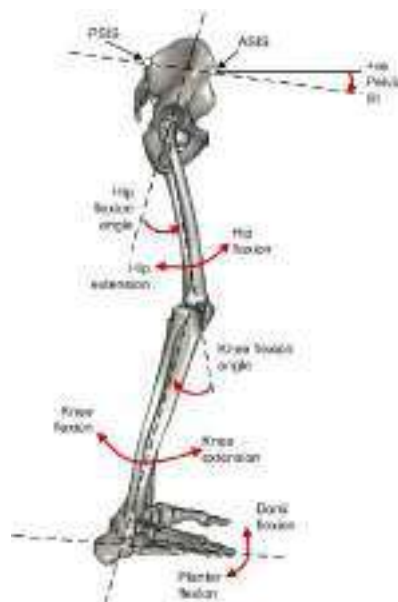
Z uwagi na fakt, że duży obszar niniejszej pracy jest poświęcony analizie parametrów kinematycznych i kinetycznych chodu, zatem poniżej znajdują się definicje sposobu liczenia i interpretacji krzywych kątów w stawach kończyn dolnych, które zostały eksportowane z systemu Vicon Nexus 2.10.0 a także definicja układu laboratoryjnego (Ryc. 6).



Ryc. 6 Laboratoryjny układ odniesienia, gdzie: YZ - płaszczyzna strzałkowa, XZ - płaszczyzna czołowa, XY - płaszczyzna poprzeczna.

3.4.1. Płaszczyzna strzałkowa (YZ)

W płaszczyźnie strzałkowej (YZ) główne ruchy wykonywane w stawach kończyn dolnych to zgięcie i wyprost (Ryc. 7).



Ryc. 7 Definicja kątów w stawach kończyn dolnych w płaszczyźnie strzałkowej, gdzie: plantarflexion – zgięcie podszwowe (zgięcie), dorsiflexion – zgięcie grzbietowe (wyprost), knee flexion/ extension – zgięcie/ wyprost w stawie kolanowym, hip flexion/ extensieon – zgięcie/ wyprost w stawie biodrowym, pelvis tilt – przodo i tyło pochylenie miednicy.

Przodo- i tyłopochylenie miednicy (Pelvis tilt) - jest zwykle obliczane na podstawie poprzecznej (X) osi laboratorium (Ryc. 6). Wartość dodatnia (w górę) odpowiada normalnej sytuacji, w której marker na kości krzyżowej jest wyżej niż markery na kolcach biodrowych przednich górnych.

Kąt w stawie biodrowym (Hip angle: flexion/ extension) - oblicza się wokół osi (X) równoległej do osi poprzecznej miednicy, która przechodzi przez środek stawu biodrowego. Zgięcie w stawie biodrowym to kąt pomiędzy osią długą kości udowej a osią długą miednicy. Dodatnia wartość kąta odpowiada sytuacji, w której staw kolanowy znajduje się z przodu ciała.

Kąt w stawie kolanowym (Knee angle: flexion/ extension) - oś długa kości podudzia jest rzutowana na płaszczyznę prostopadłą do osi zgięcia w stawie kolanowym. Zgięcie w stawie kolanowym to kąt w tej płaszczyźnie, zawarty między tym rzutem a osią długą kości udowej. Wartość dodatnia odpowiada zgięciu w stawie kolanowym.

Kąt w stawie skokowym (Ankle angle: dorsiflexion/ plantarflexion) - kąt między wektorem stopy wyznaczony przez marker TOE (umieszczony nad drugą głową kości śródstopia) i HEE (umieszczony na kości piętowej, na tej samej wysokości co marker TOE) a osią długą podudzia. Wartość dodatnia odpowiada zgięciu grzbietowemu (wyprost).

3.4.2. Płaszczyzna czołowa (XZ)

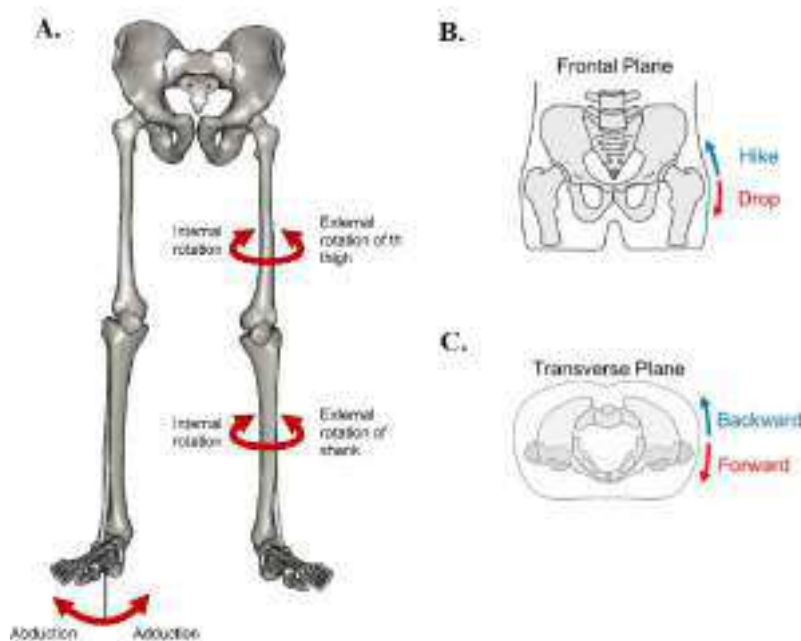
W płaszczyźnie czołowej (XZ) główne ruchy wykonywane w stawach kończyn dolnych to ruchy odwodzenia i przywodzenia (Ryc. 8).

Skośność miednicy (Pelvice obliquity) – kąt jest mierzony między rzutem na płaszczyznę poprzeczną osi miednicy a rzutem na płaszczyznę laboratoryjnej osi poprzecznej (oś pozioma, prostopadła do osi progresji badanego). Ujemna wartość skośności miednicy (kierunek do dołu) dotyczy sytuacji, w której przeciwna strona miednicy jest niżej położona.

Przywodzenie/ odwodzenie w stawie biodrowym (Hip angle: adduction/ abduction) - oblicza się między osiami długimi uda i przednią osią miednicy rzutowaną na tę płaszczyznę osi zgięcia stawu biodrowego i środka stawu kolanowego. Wartość dodatnia odpowiada przywiedzionej kończynie dolnej (przesuniętej do wewnątrz).

Kąt koślawości/ szpotawości kolana (Knee valgus - knee abduction/ varus - knee adduction) - jest mierzony w płaszczyźnie osi zgięcia stawu kolanowego i środka stawu skokowego. Jest to kąt zawarty między osiami długimi podudzia i uda rzutowanymi na tę płaszczyznę. Wartość dodatnia oznacza szpotawość stawu kolanowego (zgięcie kolana na zewnątrz).

Odwracanie i nawracanie stopy (Ankle inversion/ eversion) – Inwersja jest ruchem stopy, w którym podeszwa kieruje się do środka osi ciała. W inwersji cała zewnętrzna krawędź dotyka podłoża i nie zachodzi duży ruch skrętny. Natomiast w ewersji cała wewnętrzna krawędź dotyka podłoża i nie zachodzi duży ruch skrętny. Wartości dodatnie to ewersja.



Ryc. 8 Definicja kierunków ruchu w stawach kończyn dolnych w płaszczyźnie czołowej i poprzecznej, gdzie: abduction – odwodzenie, adduction – przywodzenie, external rotation – rotacja zewnętrzna, internal rotation – rotacja wewnętrzna. A. ogólny schemat, B. ruch miednicy w płaszczyźnie czołowej (drop – opadanie, hike – podnoszenie), C. ruch miednicy w płaszczyźnie poprzecznej – ruch rotacji.

3.4.3. Płaszczyzna poprzeczna (XY)

W płaszczyźnie poprzecznej (XY) główne ruchy wykonywane w stawach kończyn dolnych to ruchy rotacji zewnętrznej i wewnętrznej (Ryc. 8).

Rotacja miednicy (Pelvic rotation) - oblicza się wokół osi przedniej układu współrzędnych miednicy. Jest to kąt zawarty między osią strzałkową miednicy a strzałkową osią laboratoryjną (osią najbliższą kierunkowi progresji badanego) rzutowaną na poprzeczną płaszczyznę miednicy. Ujemna wartość rotacji miednicy (rotacja zewnętrzna) oznacza, że przeciwna strona znajduje się z przodu.

Rotacja w stawie biodrowym (Hip rotation) - mierzy się wokół osi długiej uda i oblicza się między strzałkową osią uda a strzałkową osią miednicy rzutowaną na płaszczyznę prostopadłą do długiej osi uda. Wartość dodatnia oznacza rotację wewnętrzną kości udowej.

Rotacja w stawie kolanowym (Knee rotation) - mierzy się wokół osi długiej podudzia. Jest to kąt zawarty między osią długą podudzia a osią długą kości udowej rzutowanymi na płaszczyznę prostopadłą do osi długiej podudzia. Wartość dodatnia odpowiada obrotowi wewnętrznemu.

Rotacja stopy (Foot rotation) - kąt między wektorem stopy a osią długą podudzia, rzutowany na poprzeczną płaszczyznę stopy. Wartość dodatnia odpowiada rotacji wewnętrznej.

3.5. Opis sposobów analizowania parametrów

Rozdział ten składa się z trzech części, w których omówiono trzy metody porównania krzywych ciągłych. Pierwsza część polega na porównaniu krzywych ciągłych przy użyciu metody DTW (ang. *Dynamic Time Warping*) opartej na metodzie programowania dynamicznego. Druga część przedstawia zastosowanie techniki mapowania statystycznego SPM (ang. *Statistical Parametric Mapping*) opartego na zastosowaniu teorii pola losowego. Ostatnia część dotyczy możliwości porównania krzywych generowanych w chodach przy różnych ustawieniach ortezy z tymi otrzymanymi w czasie chodu swobodnego przy użyciu parametryzacji.

3.5.1. Metoda Dynamic Time Warping (DTW)

W niniejszej pracy w celu uzupełnienia metody parametryzacji porównywania krzywych ciągłych wykorzystano algorytm porównywania szeregów czasowych DTW (ang. *Dynamic Time Warping*). Algorytm ten polega na określeniu najmniejszej odległości między dwoma szeregami czasowymi, które mogą mieć różne długości oraz być przesunięte w czasie (Giorgino, 2009; Górecki & Łuczak, 2013). Ogólny sposób postępowania został podany poniżej.

Jeśli A i B są dwoma szeregami czasowymi o długości odpowiednio n i m : $A = a_1, a_2, \dots, a_n$ i $B = b_1, b_2, \dots, b_m$, to w celu dopasowania dwóch sekwencji czasowych za pomocą DTW, należy skonstruować macierz $n \times m$. Elementami macierzy są odległości $d(a_i, b_j)$ pomiędzy dwoma punktami a_i i b_j . W tej pracy odległość między dwoma punktami była reprezentowana przez odległość euklidesową: $d(a_i, b_j) = \sqrt{(a_i - b_j)^2}$.

W celu znalezienia najlepszego dopasowania między tymi dwoma sekwencjami, wyznacza się ścieżkę przez macierz, która minimalizuje całkowitą łączną odległość między dwoma szeregami czasowymi. W szczególności optymalną ścieżką jest ścieżka minimalizująca koszt funkcji: $dtw(A, B) = \min(\sqrt{\sum_{k=1}^K w_k})$, gdzie w_k jest elementem macierzy $(i, j)_k$, który również należy do k -tego elementu ścieżki W .

W niniejszej pracy porównania szeregów dokonano przy pomocy dostępnej w programie Matlab funkcji $dtw(f, g)$, gdzie: f to krzywa referencyjna, a g to dowolny inny szereg czasowy. Krzywą referencyjną f była średnia krzywa w grupie badanych osób

dla parametrów otrzymanych w chodzie swobodnym, która była liczona według następującego schematu.

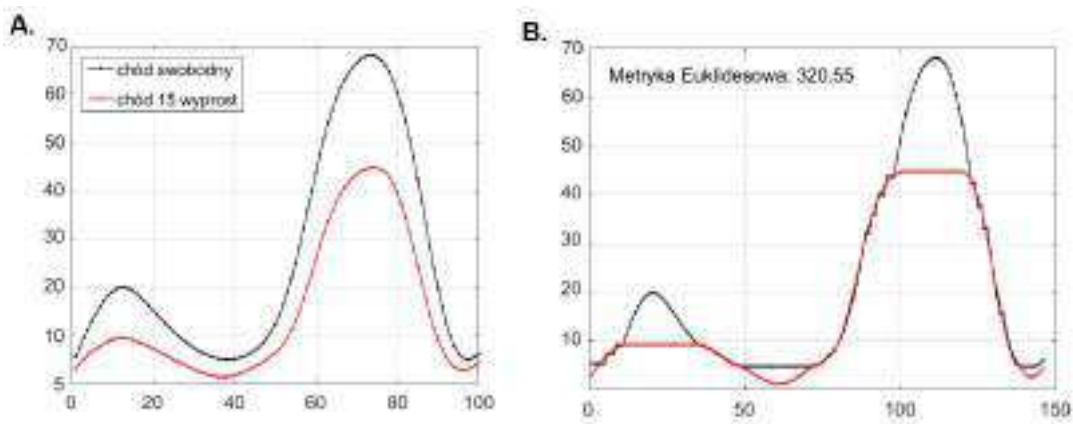
- 1) Wyliczenie średniej krzywej k dla danego szeregu czasowego pochodzącego z prawej p i lewej l kończyny dolnej u danej osoby w dziedzinie cyklu chodu swobodnego (100 punktów).

$$k = \frac{1}{2} \sum_{i=1}^{100} (l_i + p_i)$$

- 2) Wyliczenie krzywej referencyjnej f , jako średniej krzywej w badanej grupie n osób, gdzie $n = 23$.

$$f = \frac{1}{23} \sum_{n=1}^{23} k_n$$

Krzywa referencyjna wyliczana była osobno dla stawu skokowego, kolanowego i biodrowego oraz miednicy w każdej płaszczyźnie, dla każdego z badanych parametrów: przebiegi kątowe, przebiegi momentów sił mięśniowych, krzywe mocy oraz siły reakcji podłoża. Natomiast wartościami porównywanymi były analogiczne parametry z każdego z czterech pozostałych przejść w różnych ustawieniach ortezy (Ryc. 9).



Ryc. 9 Metoda DTW – przykładowy wynik z programu MatLab: A. sygnały oryginalne dla chodu swobodnego oraz chodu w ortezie ustawionej na 15° wyprost, B. dopasowanie sygnałów i wynik metody DTW.

Przyjęto, że im niższa wartość DTW, tym większa zbieżność i podobieństwo analizowanych sygnałów. Jeśli $DTW = 0$, to krzywe pokrywają się (Cassisi, Montalto, Aliotta, Cannata, & Pulvirenti, 2012).

3.5.2. Metoda Statistical Parametric Mapping (SPM)

Statystyczne mapowanie parametryczne SPM (ang. *Statistical Parametric Mapping*) zostało pierwotnie opracowane w celu przeanalizowania danych podczas neuroobrazowania, gdzie zmienne zależne są próbkowane na dużej liczbie przestrzennie skorelowanych elementów objętości (ang. *voxels*) (Friston, 2007). Ta sama metodologia ma zastosowanie dla danych biomechanicznych opisujących ruch człowieka (Bańkosz & Winiarski, 2020; Friston, 2004; Pataky i in., 2013).

Statystyczne mapowanie parametryczne (SPM) to zastosowanie teorii pola losowego RFT (ang. *Random Field Theory*) do numerycznej analizy szeregów czasowych (Adler & Taylor, 2007). Algorytm, zamiast obliczać wartość p dla każdej próbki, wylicza wartość p dla grup statystyk (np. statystyki t), które przekraczają próg krytyczny (t^*). Takie działanie zapobiega kumulacji błędu I rodzaju. Logika RFT polega na tym, że wysokość i szerokość klastrów ponad progowych wytwarzanych przez pola losowe są odwrotnie proporcjonalne do prawdopodobieństwa ich wystąpienia. Takie podejście sprawia, że duży, ponad progowy klaster jest topologicznym odpowiednikiem dużej wartości t dla danych 0D. Pataky, Vanrenterghem, & Robinson (2015) podkreślił, że kinematyczne i kinetyczne szeregi czasowe mogą być złożone, co wpływa na trudności w obiektywnym określeniu metody analizy a-priori. W związku z tym wiele badań przyjmuje podejście ad-hoc tzn. wizualizacja szeregów czasowych (1D – jeden wymiar) oraz podsumowanie w postaci skłara (0D). Rozwiązanie 0D nie jest określone a-priori do badania statystycznego i może nim być np. ekstremum czy też tendencja centralna (pozycja skali pomiarowej, wokół której skupiają się zaobserwowane wartości zmiennej). Wyżej wspomniane progi krytyczne (t^*) są zwykle obliczane kontrolując błędy I rodzaju na poziomie istotności $\alpha = 0.05$. W związku z tym, gdy obserwowane t -statystyczne serie czasowe przekraczają próg, wówczas klaster jest na poziomie $p < 0.05$, co pozwala odrzucić hipotezę zerową (H_0) mówiącą, że nie ma różnicy między badanymi dwoma szeregami czasowymi.

W niniejszej pracy, dla zmiennych jednowymiarowych zarejestrowanych za pomocą systemu do analizy ruchu, ogólny model SPM został uproszczony do jednowymiarowego modelu `spm1d.org`. Taki model jest zaimplementowany w algorytmach obliczeniowych programów Matlab i Python (www.spm1d.org) (Pataky, 2012). Przy użyciu `spm1d` zostały porównane parametry kinematyczne i kinetyczne każdego chodu w ortezie ich odpowiedników otrzymanych w chodzie swobodnym.

3.5.3. Metoda parametryzacji

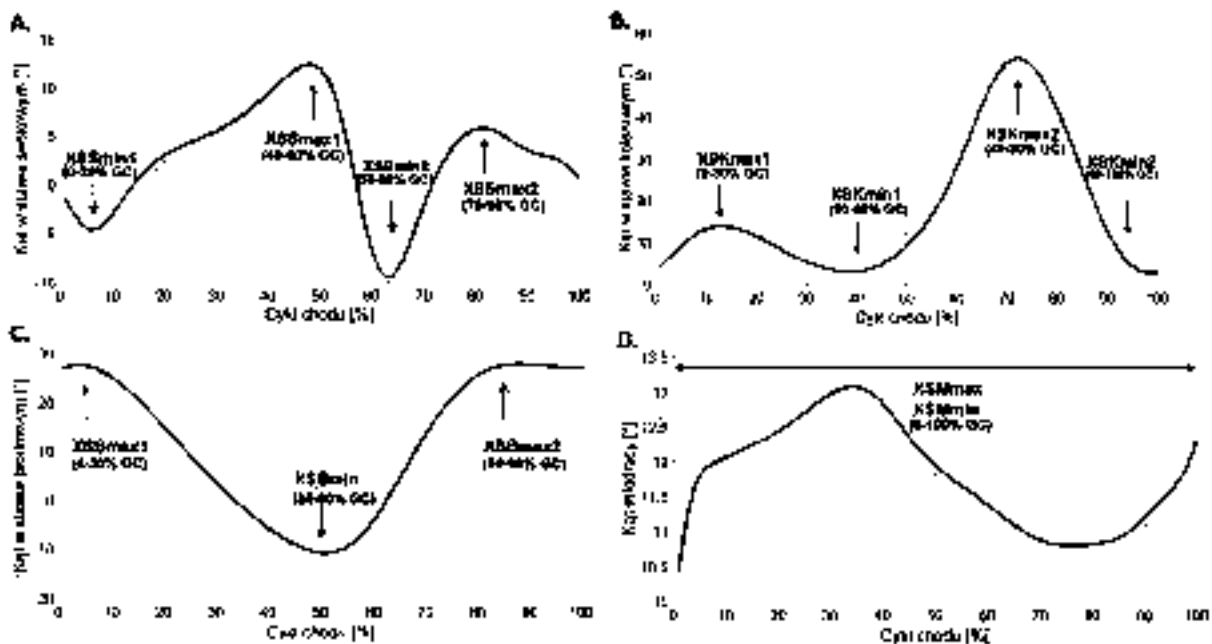
Parametryzacja polegała na wybraniu charakterystycznych punktów, będących lokalnymi ekstremami. Parametryzacji dokonano dla każdej krzywej reprezentującej parametry kinematyczne i kinetyczne, osobno w każdej płaszczyźnie w każdym chodzie. Szczegóły wyboru odpowiednich punktów znajdują się w Załączniku 2.

3.5.3.1. Parametry kinematyczne

W płaszczyźnie strzałkowej (YZ) (Ryc. 7) wybrano charakterystyczne ekstrema, które zostały scharakteryzowane w dalszej części rozdziału. W stawie skokowym, wyznaczono cztery lokalne ekstrema – dwa minima i dwa maksima (Ryc. 10A). Pierwsze minimum (XSSmin1) wyznaczono w fazie Loading Response i Mid Stance, drugie minimum (XSSmin2) wyznaczano w fazie Initial Swing (60 - 80% GC). Pierwszą wartość maksymalną (XSSmax1) wyznaczono na pograniczu fazy Terminal Stance i Pre-Swing, czyli około 50% cyklu chodu, a drugą (XSSmax2) na przejściu fazy Initial Swing w Mid Swing.

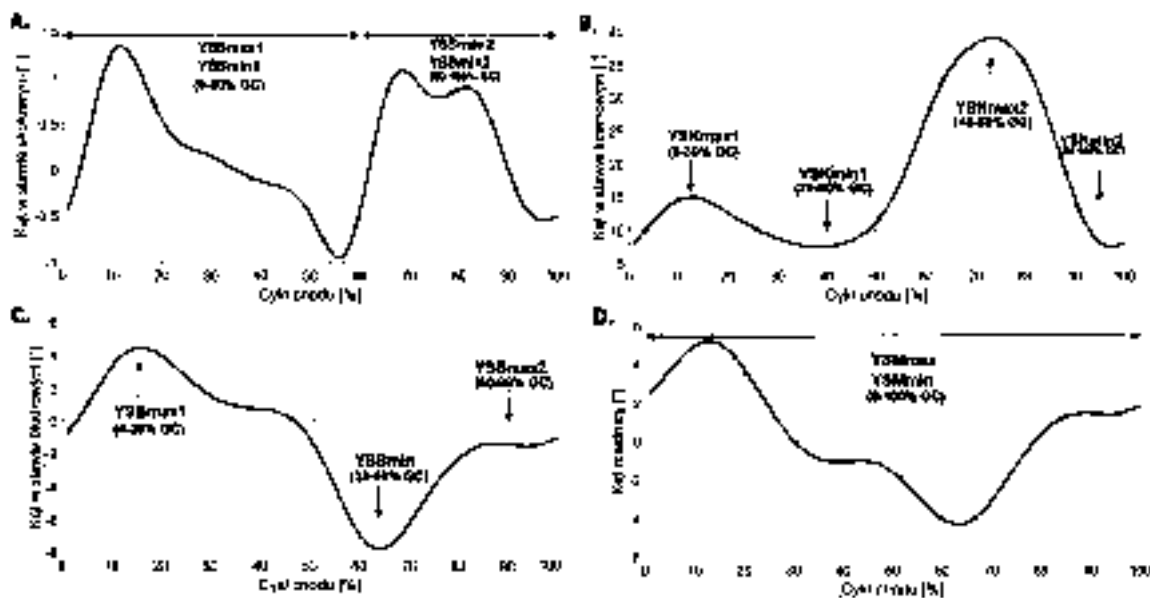
W stawie kolanowym (Ryc. 10B), wyznaczano dwie lokalne wartości maksymalne – pierwszą (XSKmax1), która sytuowała się w przedziale obejmującym fazy Loading Response i Mid Stance (5 - 30% GC), a drugą (XSKmax2), która wypadła w przedziale 40 - 80% cyklu chodu. Wartość minimalna w stawie kolanowym (XSKmin1) wypadła między Mid Stance a Pre-Swing (20 - 60% GC), a druga wartość minimalna (XSKmin2) podczas fazy Terminal Swing.

W stawie biodrowym (Ryc. 10C) wyznaczono wartość minimalną (XSBmin) w przedziale obejmującym fazy Terminal Stance i Pre-Swing w (30 - 60% GC) i dwie maksymalne (XSBmax1 i XSBmax2) odpowiednio w pierwszych i ostatnich 20% cyklu chodu. W przypadku ustawienia miednicy wartość minimalną (XSMmin) i maksymalną (XSMmax) wyznaczano w całym cyklu chodu (Ryc. 10D).



Ryc. 10 Przykład parametryzacji dla kątów w stawach kończyny dolnej w płaszczyźnie strzałkowej (YZ) w chodzie swobodnym: A. staw skokowy, B. staw kolanowy, C. staw biodrowy, D. miednica.

W płaszczyźnie czołowej (XZ) dokonano parametryzacji w ten sam sposób jak w płaszczyźnie strzałkowej ze zmianą w stawie skokowym (Ryc. 11A). Dla stawu skokowego wyznaczono po dwa maksima i minima odpowiednio w fazie podporu (YSSmin1 i YSSmax1) i przeniesienia (YSSmin2 i YSSmax2).

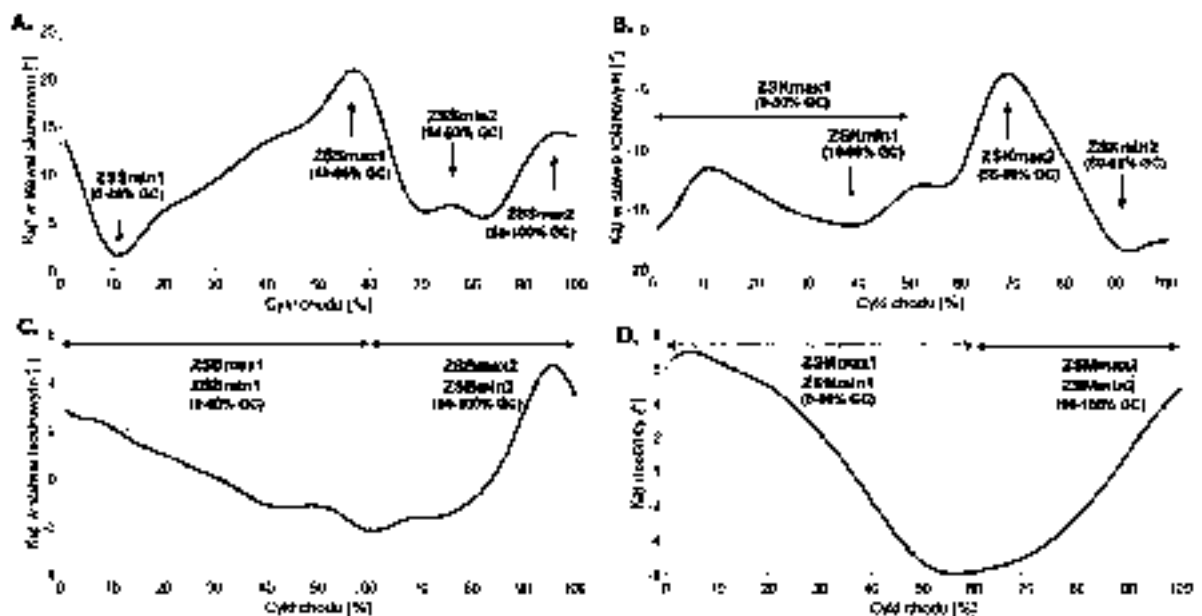


Ryc. 11 Przykład parametryzacji dla kątów w stawach kończyny dolnej w płaszczyźnie czołowej (XZ) w chodzie swobodnym: A. staw skokowy, B. staw kolanowy, C. staw biodrowy, D. miednica.

W płaszczyźnie poprzecznej (XY) (Ryc. 8) w stawie skokowym dokonano parametryzacji przez wyznaczenie czterech lokalnych ekstremów (Ryc. 12A). Dwa minima (ZSSmin1 i ZSSmin2) wyznaczono odpowiednio w fazie Loading Response (0 - 20% GC) i podczas fazy wymachu (64 - 93% GC). Dwa maksima (ZSSmax1, ZSSmax2) wyznaczono na przejściu fazy Terminal Stance w Pre-Swing (40 - 65% GC) oraz w końcówce fazy Mid Swing i w fazie Terminal Swing (80 - 100% GC).

W przypadku stawu kolanowego (Ryc. 12B) również wyznaczono cztery lokalne ekstrema. Dwa maksima (ZSKmax1 i ZSKmax2) wyznaczono kolejno w większości fazy podporu (0 - 50% GC) oraz fazy przeniesienia (56 - 90% GC). Natomiast dwa minima (SSmin1 i ZSSmin2) wyznaczono kolejno między fazą Loading Response a Pre-Swing (15 - 60% GC) oraz na przejściu fazy Mid Swing w Terminal Swing (80 - 95% GC).

W stawie biodrowym i miednicy (Ryc. 12C - D) wyznaczono po dwa lokalne ekstrema - minimalne i maksymalne w fazie podporu (0 - 60% GC) i w fazie przeniesienia (60 - 100% GC). Dla stawu biodrowego w fazie podporu: ZSHmin1 i ZSHmax1, w fazie przeniesienia: ZSHmin2 i ZSHmax2. Dla miednicy w fazie podporu ZSMmin1 i ZSMmax1, a w fazie przeniesienia ZSMmin2 i ZSMmax2.



Ryc. 12 Przykład parametryzacji dla kątów w stawach kończyny dolnej w płaszczyźnie poprzecznej (XY) w chodzie swobodnym: A. staw skokowy, B. staw kolanowy, C. staw biodrowy, D. miednica.

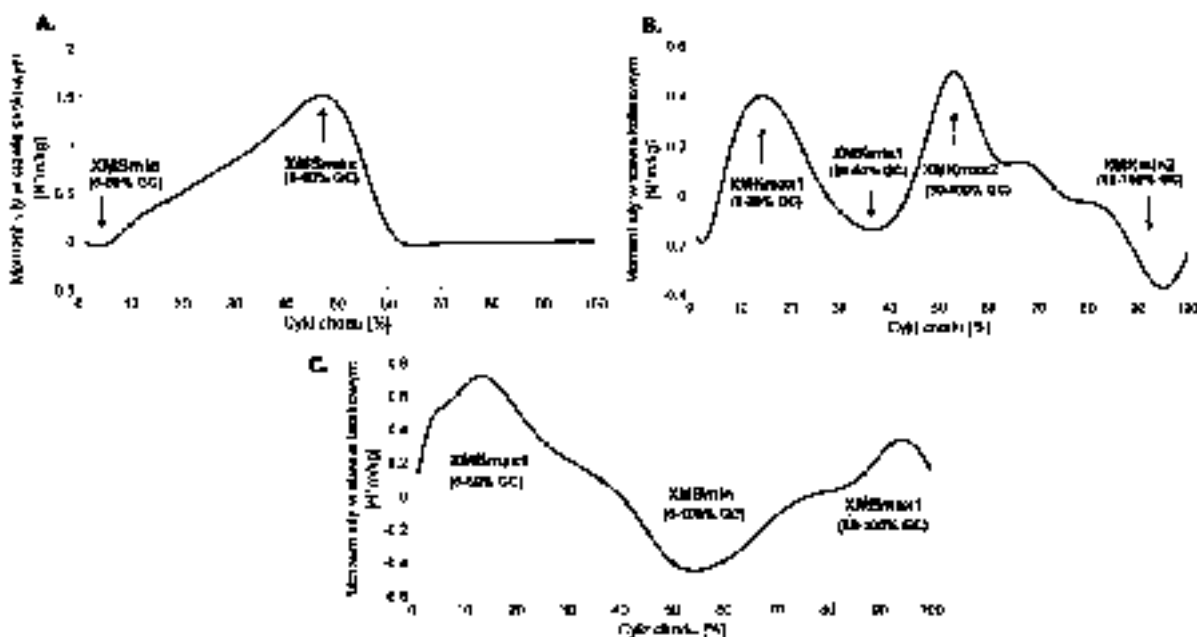
3.5.3.2. Parametry kinetyczne

3.5.3.2.1. Momenty sił mięśniowych

W przypadku momentów sił mięśniowych w stawie skokowym w płaszczyźnie strzałkowej (YZ) wyznaczono minimum (XMSmin) i maksimum (XMSmax) w fazie podporu (Ryc. 13A).

W stawie kolanowym (Ryc. 13B) wyznaczono dwa lokalne maksima i dwa lokalne minima. Pierwsze maksimum (XMKmax1) wyznaczono między fazą Initial Contact i Mid Stance (0 - 30% GC), drugie maksimum (XMKmax2) wyznaczono w pozostałej części cyklu chodu. Pierwsze minimum (XMKmin1) wyznaczono w obrębie fazy Terminal Stance (30 - 50% GC), a drugie minimum (XMKmin2) w fazie przeniesienia.

W stawie biodrowym (Ryc. 13C) wyznaczono trzy lokalne ekstrema: dwa maksima i jedno minimum. Pierwsze maksimum (XMHmax1) wyznaczono w fazie podporu, a drugie (XMHmax2) w fazie przeniesienia, natomiast minimum (XMHmin) wyznaczono w całym cyklu chodu.



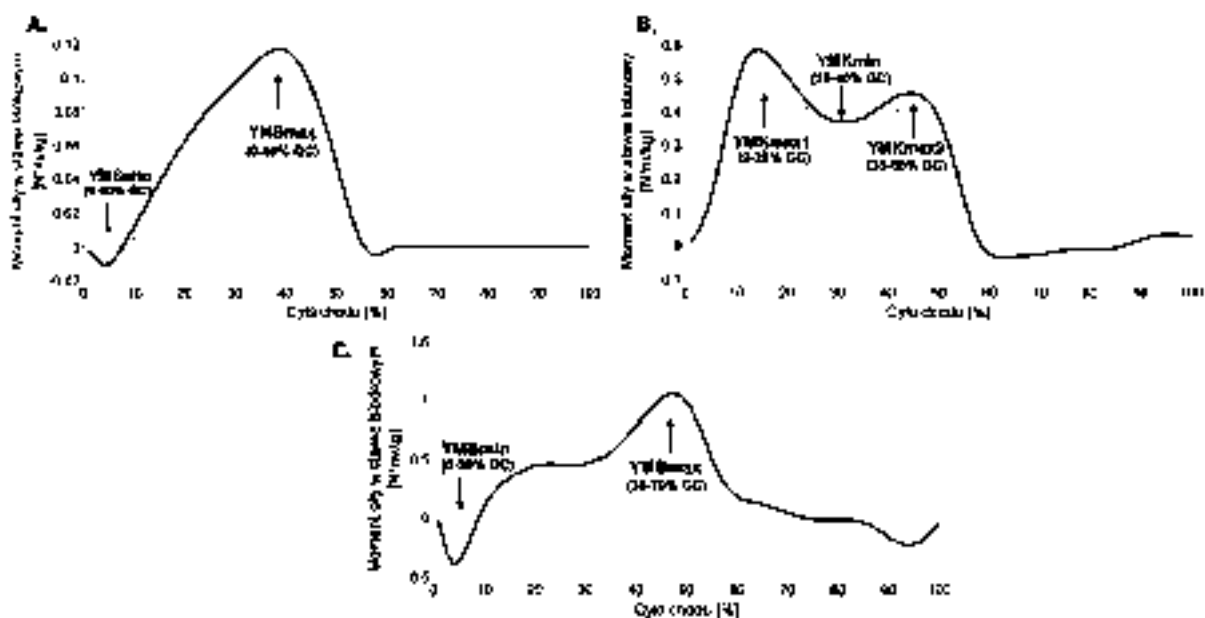
Ryc. 13 Przykład parametryzacji dla momentów sił mięśniowych w stawach kończyny dolnej w płaszczyźnie strzałkowej (YZ) w chodzie swobodnym: A. staw skokowy, B. staw kolanowy, C. staw biodrowy.

W płaszczyźnie czołowej (XZ) lokalne minimum (YMSmin) dla stawu skokowego wyznaczono między fazą Initial Contact a Mid Stance (0 - 30% GC). Maksimum

(YMSmax) pojawiło się między fazą Terminal Swing a Pre-Swing (30 - 60% GC) (Ryc. 14A).

Dla stawu kolanowego (Ryc. 14B) wyznaczono dwa maksima i jedno minimum. Pierwsze maksimum (YMKmax1) było na przejściu fazy Initial Contact w Mid Stance (0 - 25%GC), drugie (YMKmax2) - na przejściu fazy Terminal Stance w Pre-Swing (35 - 60% GC). Minimum (YMKmin) wyznaczono na przejściu fazy Mid Stance w Terminal Stance (20 - 40% GC).

Dla stawu biodrowego (Ryc. 14C) wyznaczono minimum (YMHmin) jak dla stawu skokowego i maximum (YMHmax) między fazą Terminal Stance a Initial Swing (30 - 70% GC).

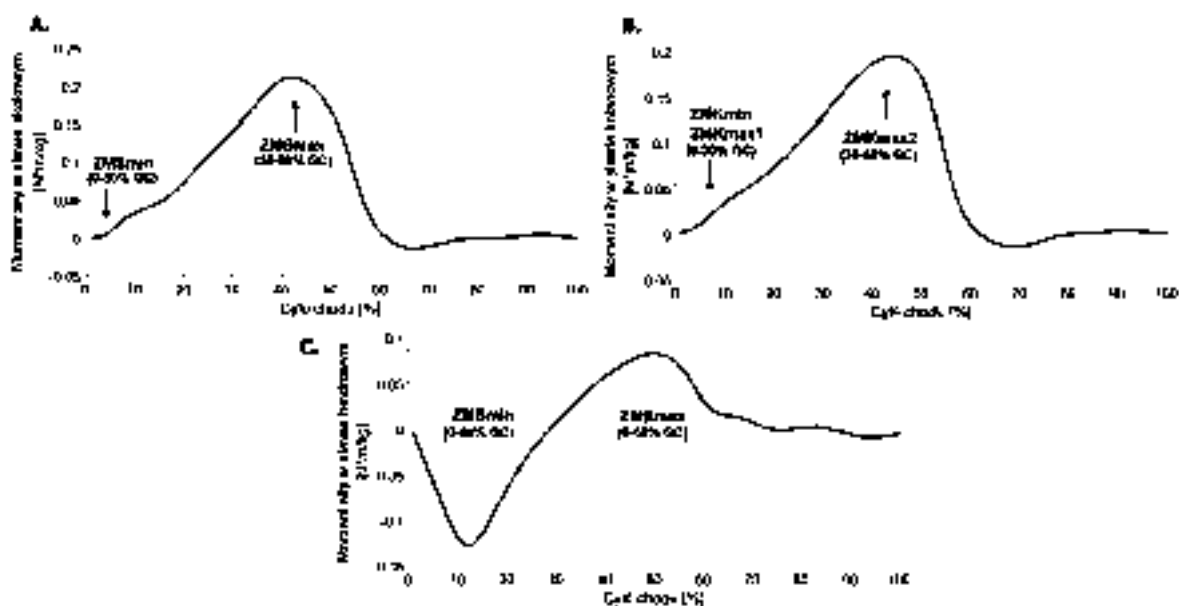


Ryc. 14 Przykład parametryzacji dla momentów sił mięśniowych w stawach kończyny dolnej w płaszczyźnie czołowej (XZ) w chodzie swobodnym: A. staw skokowy, B. staw kolanowy, C. staw biodrowy.

W płaszczyźnie poprzecznej (XY) minimum (ZMSmin) i maksimum (ZSMmax) dla stawu skokowego wyznaczono tak jak w płaszczyźnie Y (Ryc. 15A).

Dla stawu kolanowego wyznaczono trzy ekstrema (Ryc. 15B). Minimum (ZMKmin) i pierwsze maksimum (ZMKmax1) wyznaczono między fazą Initial Contact a Mid Stance (0 - 30% GC), a drugie maksimum (ZMKmax2) między fazą Terminal Swing a Pre-Swing (30 - 60% GC).

W stawie biodrowym minimum (ZMHmin) i maksimum (ZMHmax) wyznaczono w fazie podporu (**Error! Reference source not found.C**).



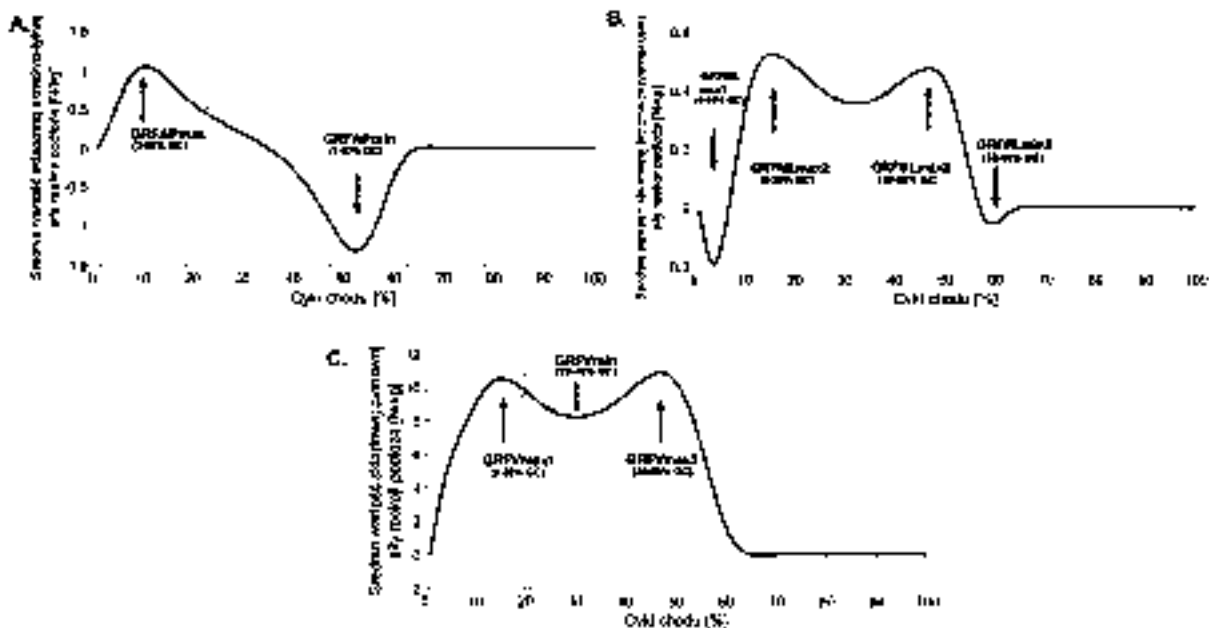
Ryc. 15 Przykład parametryzacji dla momentów sił mięśniowych w stawach kończyny dolnej w płaszczyźnie poprzecznej (XY) w chodzie swobodnym: A. staw skokowy, B. staw kolanowy, C. staw biodrowy.

3.5.3.2.2. Siły reakcji podłoża

Dla składowej przednio-tylnej sił reakcji podłoża (Ryc. 16A) wyznaczono dwa lokalne ekstrema: minimum (GRFAPmin) i maksimum (GRFAPmax).

Dla składowej boczno-przyśrodkowej (Ryc. 16B) wyznaczono cztery lokalne ekstrema. Pierwsze minimum (GRFMLmin1) wyznaczono na przejściu fazy Initial Contact w Loading Response (0 - 10% GC), drugie minimum (GRFMLmin2) w fazie Pre-Swing (50 - 60% GC). Natomiast w przypadku wartości maksymalnych pierwszą wartość maksymalną (GRFMLmax1) wyznaczono w pierwszej połowie fazy podporu (0 - 30% GC), a drugie maksimum (GRFMLmax2) w drugiej części fazy podporu (30 - 60% GC).

Dla składowej pionowej (Ryc. 16C) wyznaczono trzy ekstrema. Dwa maksima (GRFVmax1 i GRFVmax2) wyznaczono odpowiednio między fazą Initial Contact a Mid Stance (0 - 25% GC) oraz między fazą Terminal Stance a Pre-Swing (40 - 60% GC). Minimum (GRFVmin) wyznaczono na przejściu fazy Mid Stance w Terminal Stance (20 - 45% GC).



Ryc. 16 Przykład parametryzacji dla sił reakcji podłoża w chodzie swobodnym: A. składowa przednio-tylna (AP), B. składowa boczno-przyśrodkowa (ML), C. składowa pionowa (V).

3.5.3.3. Moc mechaniczna w stawach kończyn dolnych

Moce dla stawów skokowego, kolanowego i biodrowego uzyskano bezpośrednio z programu Vicon Nexus. Moc (P) była liczona jako iloczyn prędkości kątowej (ω) i momentu siły mięśniowej (M) generowanego w danym stawie: $P = M\omega$. Parametryzacji mocy dokonano dzieląc obszary wykresu na dodatnie i ujemne. Dla każdego wykresu obszary były liczone według wzorów:

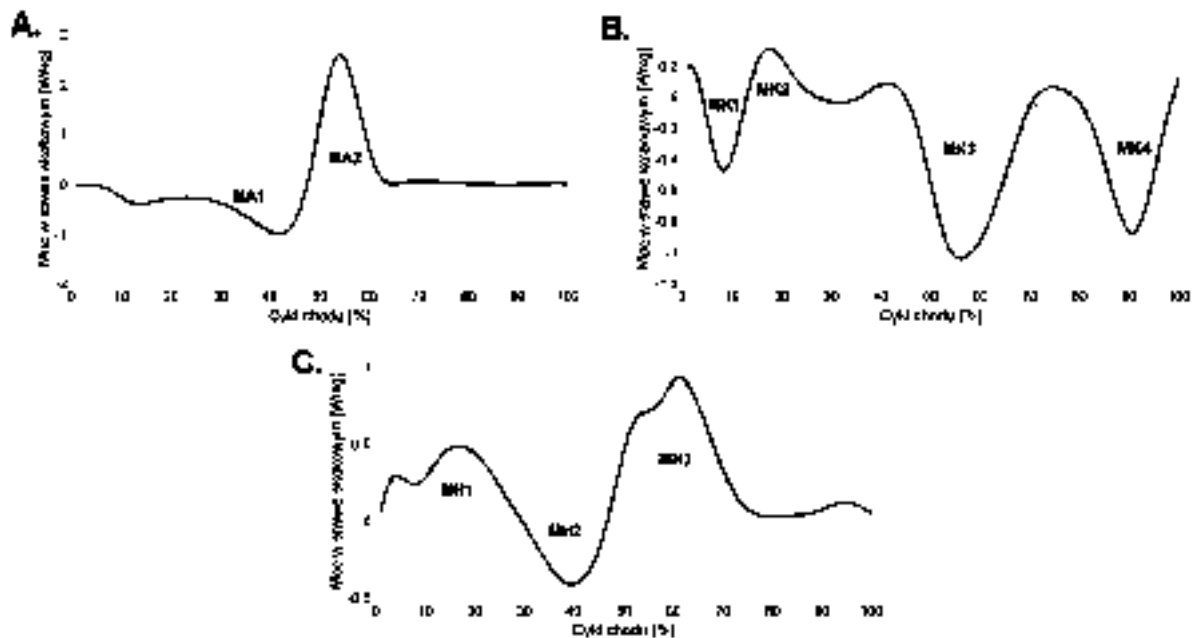
$$W^+ = \int_{t_1}^{t_2} P dt ; \text{gdzie } P \geq 0, W^- = \int_{t_1}^{t_2} P dt ; P \leq 0.$$

Moc dla stawu skokowego została podzielona na dwa obszary MA1 i MA2 (Ryc. 17A). Obszar MA1 obejmuje fazy Mid Stance i Terminal Stance i odpowiada ujemnej mocy wytwarzanej przez ekscentryczną pracę zginaczy stawu skokowego. Obszar MA2 występuje w około 50% GC i odpowiada koncentrycznej aktywności zginaczy stawu skokowego podczas odbicia.

Moce w stawie kolanowym podzielono na cztery obszary: MK1, MK2, MK3, MK4 (Ryc. 17B). Obszar MK1 występuje przy około 10% GC i odpowiada ekscentrycznej aktywności prostowników stawu kolanowego podczas fazy Loading Response. Obszar MK2 następuje bezpośrednio po MK1 w fazie Mid Stance. Odpowiada on koncentrycznej

pracy prostowników stawu kolanowego. Obszar MK3 znajduje się w około 60% GC, co odpowiada fazie Pre-Swing. Jest on związany z ekscentryczną pracą prostowników stawu kolanowego. Ostatni obszar MK4 jest usytuowany w fazie Terminal Swing i odpowiada ekscentrycznej aktywności grupy kulszowo-goleniowej.

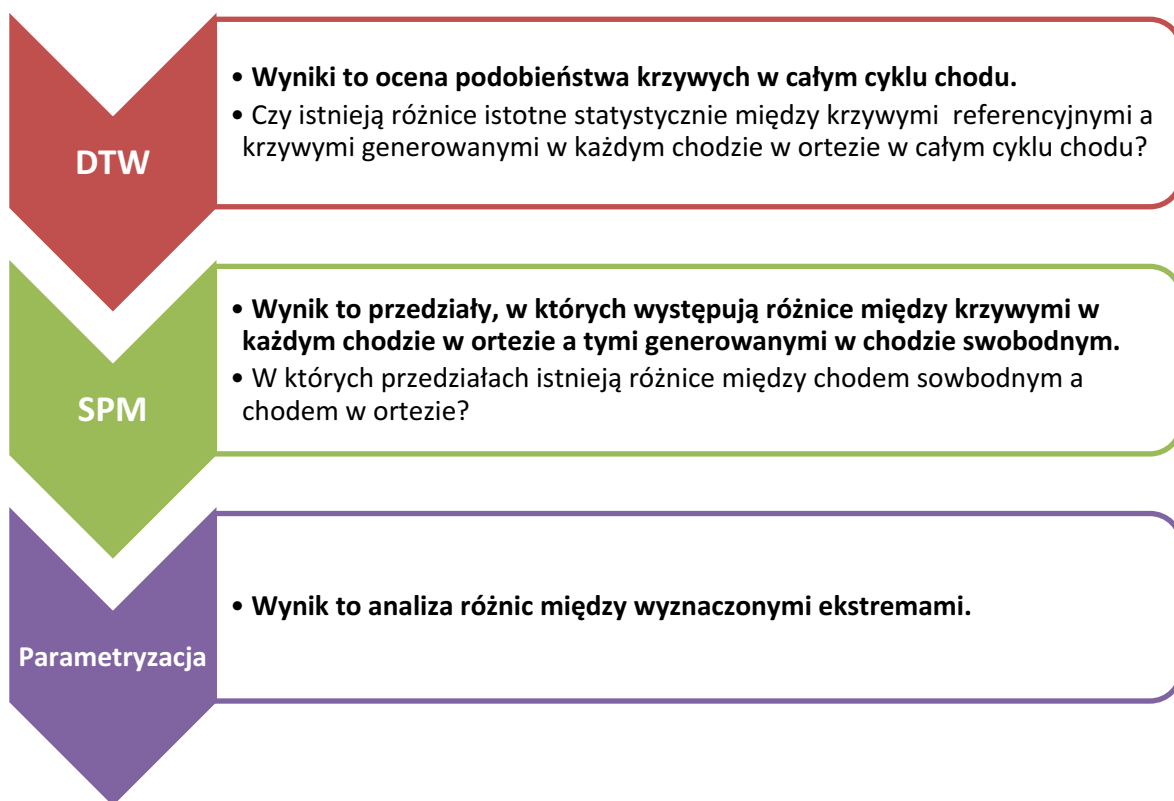
Moce w obrębie stawu biodrowego zostały podzielone na 3 fazy (Ryc. 17C). Obszar MH1 przebiega równoległe do fazy Loading Response i wskazuje na koncentryczną aktywność prostowników stawu biodrowego. Faza MH2 rozciąga się między 20% GC a 50% GC. Wskazuje na ekscentryczną aktywność mięśni zginaczy stawu biodrowego. Ostatni obszar to MH3 podczas faz Pre-Swing i Initial Swing. Odpowiada on koncentrycznej aktywności mięśni zginaczy stawu biodrowego.



Ryc. 17 Przykład parametryzacji mocy w chodzie swobodnym dla: A. stawu skokowego, B. stawu kolanowego, C. stawu biodrowego.

3.6. Analiza statystyczna

Ogólny sposób analizy danych sprowadzał się do poniższego schematu (Ryc. 18). Zastosowanie metody DTW pozwalało na uzyskanie odpowiedzi na pytanie, czy krzywe uzyskane w dowolnym chodzie w ortezie różnią się od krzywej referencyjnej wyliczanej dla chodu swobodnego dla danego parametru. Kolejnym krokiem była metoda SPM, gdzie uzyskano szczegółowe informacje, w jakich przedziałach cyklu chodu są notowane różnice istotne statystycznie między parametrami dla chodu swobodnego a chodem w każdym ustawieniu ortezy. Ostatni etap to parametryzacja, czyli porównanie punktów ekstremalnych notowanych dla parametrów chodu swobodnego i każdego ustawienia ortezy.



Ryc. 18 Schemat prowadzenia analizy wyników przy pomocy metody DTW, SPM i Parametryzacji.

Analizy statystycznej dokonano przy użyciu programu Statistica v.13 (StatSoft, USA) i MatLab (MathWorks, USA) dla poziomu istotności $p = 0.05$. Przed przeprowadzeniem właściwych obliczeń sprawdzono normalność wszystkich branych pod uwagę parametrów przy użyciu testu Shapiro-Wilka. Ten krok był prowadzony na każdym etapie analizy ze schematu (Ryc. 18). Przy czym dla analizy SPM ten etap był wykonywany w programie MatLab. Następnie w zależności od wyników użyto jednoczynnikowej analizy wariancji (ANOVA) lub jej nieparametrycznego odpowiednika - testu Kruskala-Wallisa. Do przeprowadzenia testów post-hoc wybrano odpowiednio test HSD Tukeya oraz test Wielokrotnych Porównań Średnich Rang w przypadku analizy wyników uzyskanych na drodze DTW i parametryzacji.

Przy pomocy wyżej wymienionych testów sprawdzano, czy istnieją różnice istotne statystycznie między parametrami dla poszczególnych chodów. Interesujące były tylko kombinacje chodu swobodnego z pozostałymi chodami w różnych ustawieniach ortezy. W przypadku stosowania metody DTW założono, że wyniki dla chodu swobodnego są również wynikami referencyjnymi w analizie statystycznej. Dla analizy przy użyciu metody SPM wszystkie kroki analizy były przeprowadzone w programie MatLab. Dla każdego zbioru krzywych uzyskiwanych w każdym chodzie (swobodny, 0, 15, 15ZG) stosowano SPM ANOVA. Powstawała wówczas statystyczna mapa parametryczna SPM $\{F\}$. Następnie teoria pola losowego umożliwiła oszacowanie progu krytycznego, powyżej którego tylko 5% ($\alpha = 0.05$) danych mogło go przekroczyć. Jeśli SPM $\{F\}$ przekroczył krytyczny próg, obliczono mapy post-hoc SPM $\{t\}$ dla porównań między grupami (interesujące były tylko porównania w odniesieniu do chodu swobodnego). Jeśli w dowolnym momencie SPM $\{t\}$ przekroczył próg krytyczny, tworzono klaster ponad progowy, wskazujący na znaczącą różnicę między dwoma wzorcami ruchu stawów w określonym miejscu cyklu chodu. Analizy zostały przeprowadzone przy użyciu kodu SPM1d open source (www.spm1D.org).

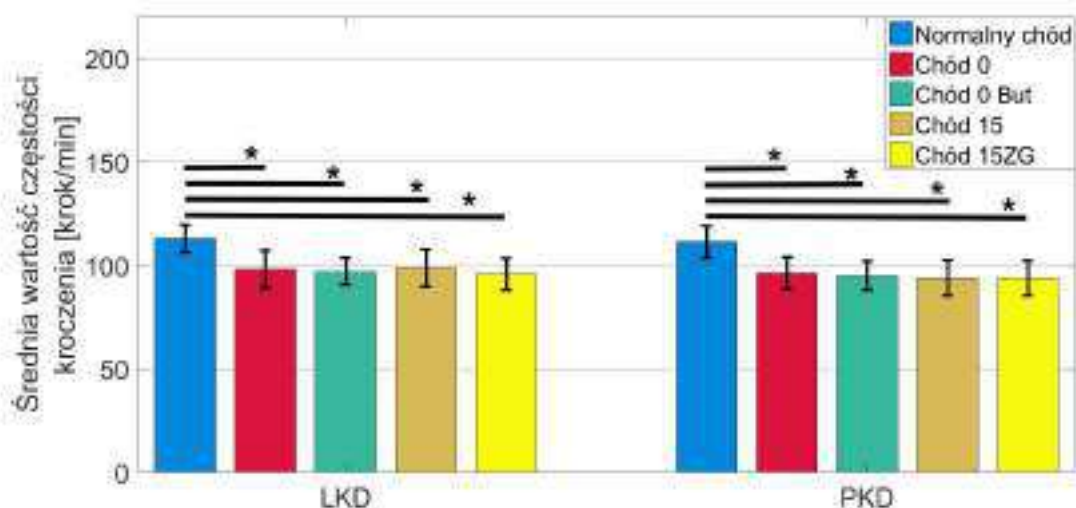
4. Wyniki

4.1. Parametry czasowo-przestrzenne

W tym rozdziale zostaną przedstawione różnice między chodem swobodnym a pozostałymi chodami w różnych ustawieniach ortezy dla prawej i lewej kończyny dolnej dla ośmiu parametrów czasowo-przestrzennych (kadencja, czas trwania fazy pojedynczego podparcia, długość wykroku, czas trwania wykroku, szerokość kroku, długość cyklu chodu (podwójnego wykroku), czas trwania cyklu chodu, prędkość chodu).

A. Kadencja (ang. *cadence*)

Kadencja (rytm lokomocji, częstotliwość kroczenia) jest definiowana jako ilość kroków wykonywanych w czasie jednej minuty podczas chodu (Levine, Richards, & Whittle, 2012). Analizując częstotliwość kroczenia wykazano, że wszystkie przejścia w ortezie charakteryzowały się istotnym obniżeniem wartości tego parametru zarówno dla prawej i lewej kończyny dolnej w odniesieniu do kadencji notowanej dla chodu swobodnego (Ryc. 19).



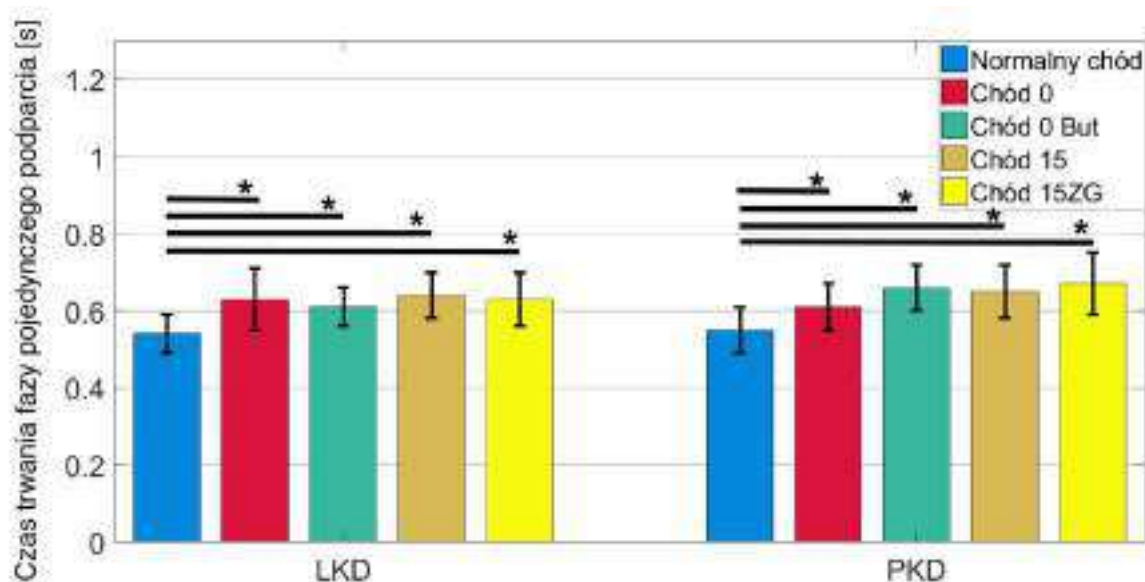
Ryc. 19 Zestawienie średnich i odchyłeń standardowych wartości częstości kroczenia, gdzie: LKD - lewa kończyna dolna, PKD - prawa kończyna dolna, * - różnice istotne statystycznie dla $p < 0.05$.

W przypadku lewej kończyny dolnej (LKD) częstość kroczenia była mniejsza w Chodzie 0 ($p = 0.0001$) o 15%, w Chodzie 0 But ($p = 0.0001$) - o 16%, w Chodzie 15 ($p = 0.0001$) - o 14%, a w Chodzie 15ZG ($p = 0.0001$) spadek wynosił aż 18%. Dla prawej

kończyny dolnej (PKD) spadek częstości kroczenia wynosił 16% dla Chodu 0 ($p = 0.0001$), dla Chodu 0 But ($p = 0.0001$) – 17%, w Chodzie 15 ($p = 0.0001$) - 19%. W Chodzie 15ZG ($p = 0.0001$) spadek kadencji odnotowano na poziomie 19% w odniesieniu do wartości notowanych w chodzie swobodnym.

B. Czas trwania fazy pojedynczego podparcia (ang. *single support*)

Analizując czas trwania fazy pojedynczego podparcia wykazano, że wszystkie przejścia w orzezie zarówno dla lewej i prawej kończyny dolnej charakteryzowały się istotnym wydłużeniem czasu jego trwania w odniesieniu do wartości notowanych dla chodu swobodnego (Ryc. 20).

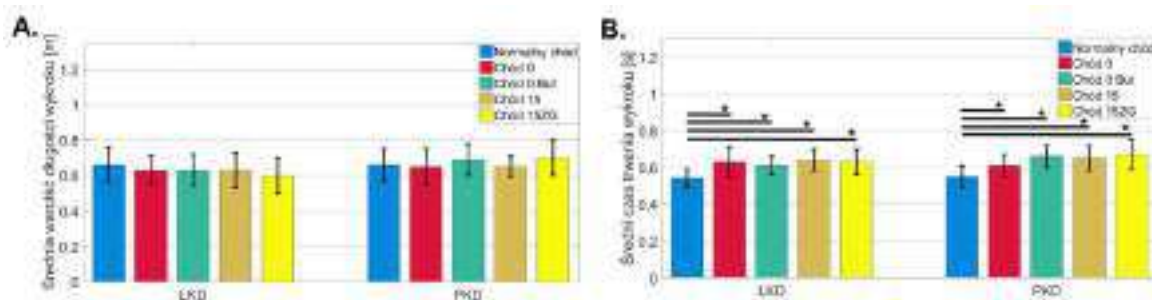


Ryc. 20 Zestawienie średnich i odchyłeń standardowych czasu trwania fazy pojedynczego podparcia, gdzie: LKD - lewa kończyna dolna, PKD - prawa kończyna dolna, * - różnice istotne statystycznie dla $p < 0.05$.

Dla lewej kończyny dolnej czas trwania fazy pojedynczego podparcia był dłuższy o 10% w Chodzie 0 ($p = 0.0208$), w Chodzie 0 But ($p = 0.0004$) wartość ta była wyższa o 14%, w Chodzie 15 ($p = 0.0005$) - o 13%, a w Chodzie 15ZG ($p = 0.0001$) - o 17% w odniesieniu do wartości notowanych w chodzie swobodnym. W przypadku prawej kończyny dolnej, 14% wzrost czasu trwania fazy pojedynczego podparcia był notowany dla Chodu 0 ($p = 0.0006$). Dla Chodu 0 But ($p = 0.0109$) wzrost wartości był 7%, w Chodzie 15 ($p = 0.0111$) – 9% a, w Chodzie 15ZG ($p = 0.0117$) - 11%.

C. Długość wykroku (ang. *step length*) i czas jego trwania

Długość wykroku to odległość między punktem początkowego kontaktu jednej stopy a punktem początkowego kontaktu stopy przeciwnej z podłożem w fazie podporu (Levine i in., 2012).

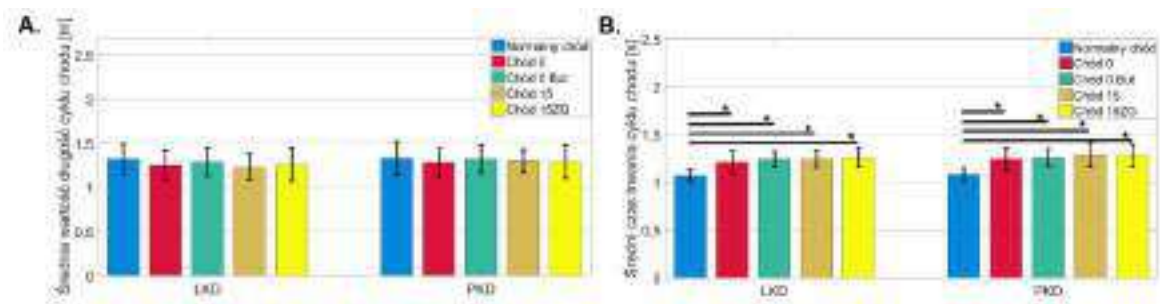


Ryc. 21 Zestawienie średnich i odchyłeń standardowych wartości: A. długości wykroku i B. czasu trwania wykroku, gdzie: LKD - lewa kończyna dolna, PKD - prawa kończyna dolna, * - różnice istotne statystycznie dla $p < 0.05$.

W przypadku wartości długości wykroku nie odnotowano różnic istotnych statystycznie między tymi osiąganymi w chodzie swobodnym a tymi notowanymi w pozostałych chodach w ortezie, zarówno dla prawej jak i lewej kończyny dolnej (Ryc. 21A). Dla parametru – czas trwania wykroku zauważono, istotnie wyższe wartości dla każdego chodu w ortezie w odniesieniu do wartości notowanych dla chodu swobodnego, dla obydwu kończyn dolnych. W przypadku LKD czas trwania wykroku był dłuższy w Chodzie 0 ($p = 0.0002$) o 17%, w Chodzie 0 But ($p = 0.0001$) wartość ta była wyższa o 14%, w Chodzie 15 ($p = 0.0001$) - o 19%, a w Chodzie 15ZG ($p = 0.0007$) o 17%. Dla PKD tendencja do wydłużenia czasu trwania wykroku była następująca: dla Chodu 0 ($p = 0.0280$) - 11%, dla Chodu 0 But ($p = 0.0001$) - 20%, w Chodzie 15 ($p = 0.0002$) - 19%, a w Chodzie 15ZG ($p = 0.0001$) wzrost czasu trwania wykroku wyniósł 22%.

D. Długość kroku (ang. *stride length*) i czas jego trwania

Długość kroku oznacza odległość między dwoma kolejnymi punktami podparcia tej samej stopy i jest definiowana jako cykl chodu (Levine i in., 2012).

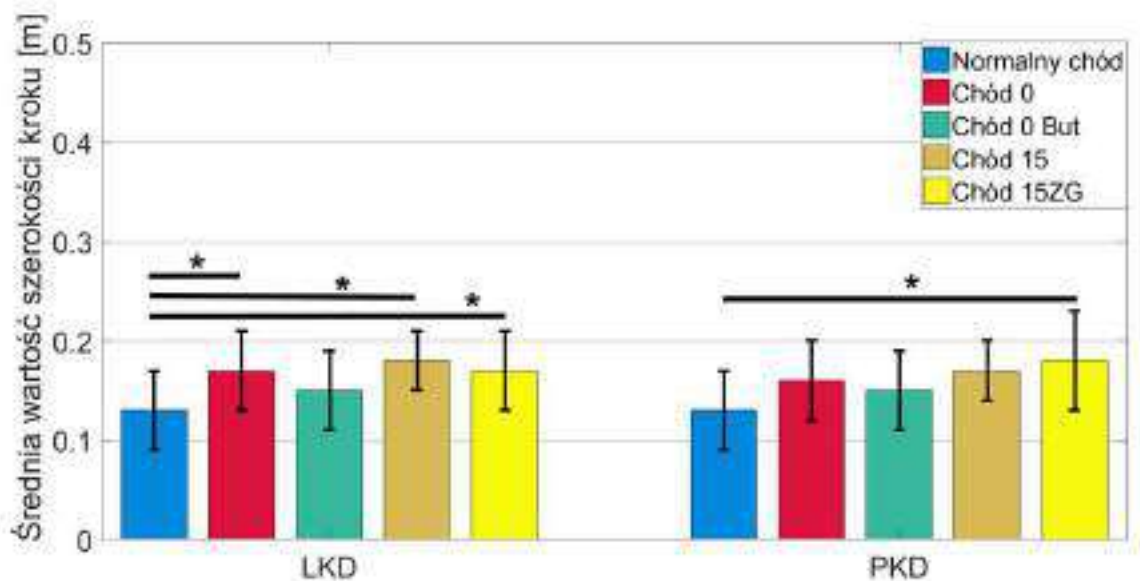


Ryc. 22 Zestawienie średnich i odchyłeń standardowych wartości: A. długości cyklu chodu oraz B. czasu trwania cyklu chodu, gdzie: LKD - lewa kończyna dolna, PKD - prawa kończyna dolna, * - różnice istotne statystycznie dla $p < 0.05$.

W przypadku wartości długości cyklu chodu nie odnotowano różnic istotnych statystycznie między tymi osiąganymi w chodzie swobodnym a tymi notowanymi w pozostałych chodach w ortezie, zarówno dla prawej jak i lewej kończyny dolnej (Ryc. 22A). Dla czasu trwania cyklu chodu zauważono istotne mniejsze wartości notowane w chodzie swobodnym w odniesieniu do pozostałych chodów w ortezie dla obydwu kończyn dolnych (Ryc. 22B). Dla LKD w odniesieniu do chodu swobodnego, czas trwania cyklu chodu był dłuższy w Chodzie 0 ($p = 0.0001$) o 14%, w Chodzie 0 But ($p = 0.0001$) o 16%, w Chodzie 15 ($p = 0.0001$) o 16%, a w Chodzie 15ZG ($p = 0.0001$) o 18%. Dla PKD w odniesieniu do chodu swobodnego tendencja była podobna. Dla Chodu 0 ($p = 0.0001$) wzrost nastąpił o 14%, dla Chodu 0 But ($p = 0.0001$) wydłużenie cyklu nastąpiło o 17%, w Chodzie 15 ($p = 0.0001$) o 19%, a w Chodzie 15ZG ($p = 0.0001$) o 18%.

E. Szerokość kroku (ang. *step width*)

Szerokość kroku jest to poprzeczna odległość pomiędzy dwoma stopami mierzona w fazie podwójnego podparcia z wykorzystaniem środkowych punktów na kościach piętowych (Levine i in., 2012). W systemie Vicon szerokość kroku jest liczona według następującego schematu. Gdy lewa stopa znajduje się z przodu (LKD), szerokość kroku obliczana jest jako poprzeczna odległość między markerem umieszczonym na lewej pięcie a markerem umieszczonym na pięcie prawej stopy. Odwrotnie jest dla szerokości kroku liczonej w momencie, gdy prawa kończyna jest z przodu (PKD) (Bolaños, Rengifo, Caicedo, Rodriguez, & Sierra, 2020).

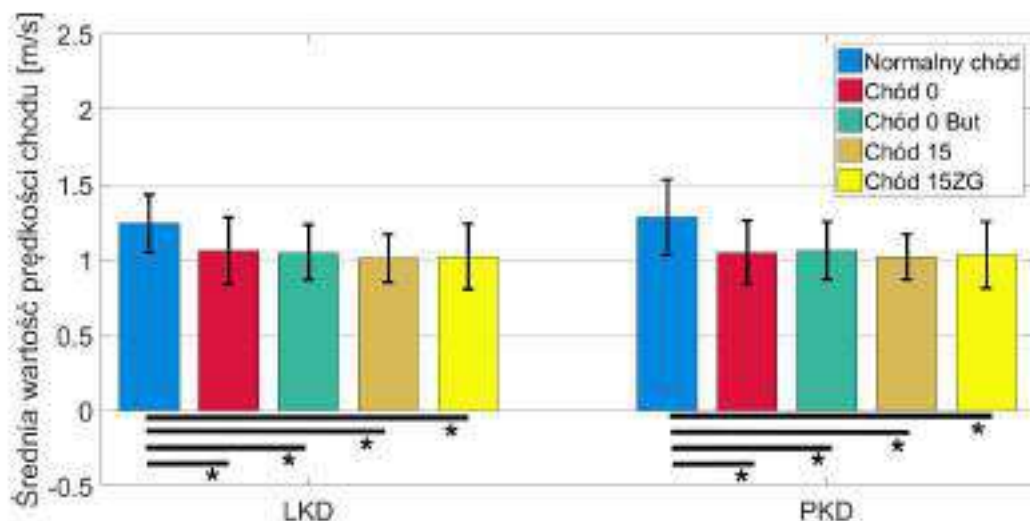


Ryc. 23 Zestawienie średnich i odchyłeń standardowych szerokości kroku, gdzie: LKD - lewa kończyna dolna, PKD - prawa kończyna dolna, * - różnice istotne statystycznie dla $p < 0.05$.

Analizując szerokość kroku zauważono, że więcej różnic istotnych statystycznie występuje dla lewej niż dla prawej kończyny dolnej, aczkolwiek tendencja dla obydwu kończyn była taka sama. Szerokość kroku w chodzie swobodnym była niższa niż w każdym z chodów w ortezie (Ryc. 23). Dla LKD szerokość kroku w Chodzie 0 była istotnie ($p = 0.0266$) wyższa niż w chodzie swobodnym o 29%, dla Chodu 15 ($p = 0.0029$) o 33% a dla Chodu 15ZG ($p = 0.0282$) o 30%. Dla prawej kończyny dolnej (PKD) istotnie większą szerokość kroku odnotowano dla Chodu 15ZG ($p = 0.0238$) w odniesieniu do chodu swobodnego i w tym przypadku wartości wzrosły o 31%.

F. Prędkość chodu

System Vicon z którego były eksportowane omawiane parametry czasowo-przestrzenne wylicza prędkość chodu wykorzystując kadencję i długość kroku z pomocą następującej zależności: $\text{prędkość [m/s]} = (\text{długość kroku [m]} \times \text{kadencja [liczba kroków/min]}) / 120$ (Levine i in., 2012).



Ryc. 24 Zestawienie średnich i odchyłeń standardowych prędkości chodu, gdzie: LKD - lewa kończyna dolna, PKD - prawa kończyna dolna, * - różnice istotne statystycznie dla $p < 0.05$.

Analizując prędkość chodu wykazano, że wszystkie przejścia w ortezie były istotnie wolniejsze niż te notowane w chodzie swobodnym (Ryc. 24). Dla lewej kończyny dolnej w Chodzie 0 prędkość była istotnie ($p = 0.0026$) mniejsza o 17%, w Chodzie 0 But ($p = 0.0138$) wartość ta była mniejsza o 18%, w Chodzie 15 ($p = 0.0001$) spadek nastąpił o 23%, a w Chodzie 15ZG ($p = 0.0001$) różnica wyniosła 21%. W przypadku prawej kończyny dolnej spadek prędkości chodu również występowała podczas przejść w ortezie. Dla Chodu 0 ($p = 0.0027$) spadek nastąpił o 22%, dla Chodu 0 But ($p = 0.1595$) - 22%, w Chodzie 15 ($p = 0.0002$) różnica wyniosła 26%, a w Chodzie 15ZG ($p = 0.0001$) spadek prędkości odnotowano na poziomie 25%.

4.2. Parametry kinematyczne

Rozdział ten został podzielony na analizę parametrów kinematycznych przy pomocy trzech metod: DTW, SPM oraz metoda parametryzacji, zastosowanych odpowiednio w płaszczyźnie strzałkowej, czołowej i poprzecznej. Dla każdej analizy rozpatrywano tylko porównania do chodu swobodnego zarówno kończyny bez ortezy (lewa) jak i kończyny z ortezą (prawa). Jedyne wyjątki stanowiły dane dla prawego stawu skokowego, na którym była noszona orteza. Ze względu na blokowanie tego stawu w określonych pozycjach, wartości kinematyki tego stawu nie zostały uwzględniane w pracy.

4.2.1. Płaszczyzna strzałkowa

4.2.1.1. Analiza przy użyciu metody DTW

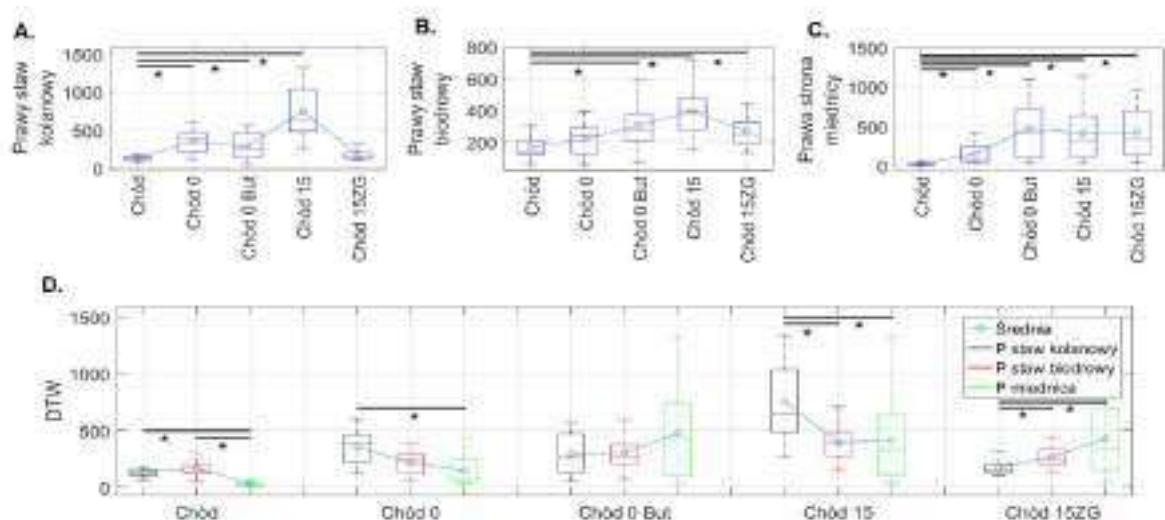
Analizy porównywania krzywych ciągłych dokonano osobno dla stawów prawej i lewej kończyny dolnej w odniesieniu do krzywej referencyjnej. Krzywa referencyjna była definiowana dla każdego stawu w każdej płaszczyźnie osobno jako średnia krzywa z prawej i lewej kończyny dolnej dla chodu swobodnego. Następnie licząc metodą DTW odległości między krzywą referencyjną dla każdego uczestnika badań dla chodu swobodnego uzyskano przedziały referencyjne, do których przy pomocy analizy statystycznej były porównywane odległości uzyskane w innych chodach. Taki schemat postępowania był zastosowany w kolejnych rozdziałach pracy.

A. Prawa kończyna dolna

We wszystkich pięciu grupach (rodzaj chodu) i dla wszystkich trzech zmiennych (wartości DTW dla przebiegów kątów w trzech stawach w płaszczyźnie strzałkowej) sprawdzono zgodność rozkładu empirycznego z rozkładem normalny stwierdzając, że w zdecydowanej większości rozkłady są znamienne różne. Wobec powyższego zbadano czy w obrębie każdej zmiennej wyniki w grupach różnią się pomiędzy sobą. Wykorzystując nieparametryczną ANOVA Kruskala-Wallisa otrzymano, że zachodzi istotna różnica dla przebiegów w stawie: kolanowym ($H(4, N = 108) = 61.95, p = 0.0001$), biodrowym ($H(4, N = 108) = 31.46, p = 0.0001$) i w kącie miednicy ($H(4, N = 108) = 64.91, p = 0.0001$).

Dokonano zatem analizy w obrębie każdego kąta i wskazano te pary chodów, w których podobieństwo przebiegu krzywych, oceniane za pomocą DTW, różni się istotnie statystycznie (Ryc. 25A - C). W każdym stawie wykazano, że najmniejsze wartości DTW występują dla stawów kończyny dolnej w chodzie swobodnym (przedziały referencyjne). Natomiast w każdym kolejnym ustawieniu ortozy wartości DTW liczone względem krzywej referencyjnej rosły. Dla kąta pochylenia miednicy znaleziono różnice istotne statystycznie ($p = 0.0001$) między chodem swobodnym a chodem w każdym ustawieniu ortozy (Ryc. 25C). Mniej różnic znaleziono dla stawu kolanowego i biodrowego (Ryc. 25A - B). W obydwu stawach zanotowano różnice istotne statystycznie między wartościami DTW dla chodu swobodnego i Chodu 0 But ($p = 0.0031$) oraz Chodu 15 ($p = 0.0001$).

Porównując między sobą poziom wartości DTW liczonych dla stawów kończyny dolnej w obrębie danego chodu można zauważyć, że w chodzie swobodnym największe rozbieżności występują w stawie biodrowym i kolanowym a najmniejsze dla miednicy (Ryc. 25C - D). Analizując wpływ naturalnego ustawienia buta Walker (Chód 0) oraz tego w 15° wyprostu (Chód 15) można zauważyć, że najmniejsze dopasowanie krzywych jest obecne w stawie kolanowym a najlepsze dla miednicy. W Chodzie 15ZG ta zależność jest odwrotna.

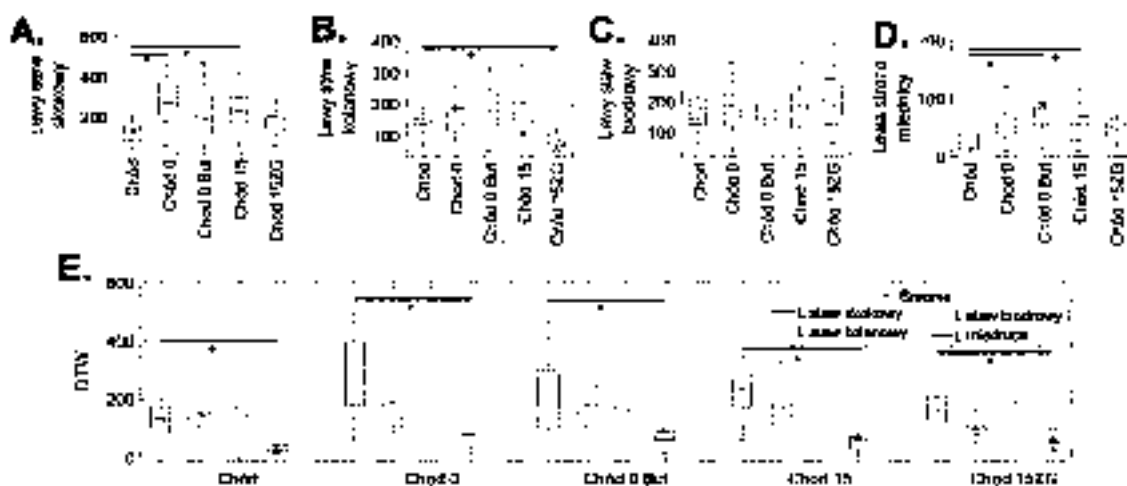


Ryc. 25 Wpływ ustawień ortozy Walker na kinematykę stawów prawej kończyny dolnej w płaszczyźnie strzałkowej. A – C. Wyniki algorytmu DTW dla kątów stawu kolanowego, biodrowego i miednicy. D. Zestawienie wartości DTW dla kolejnych stawów podczas chodu w każdym ustawieniu buta Walker. Środkowa linia wskazuje medianę, kółko – wartość średnią a dolna i górna krawędź pudełka odpowiednio 25 i 75 centyl. Wąsy rozciągają się na najbardziej skrajne punkty danych, które nie są uważane za wartości odstające; * - różnice istotne statystycznie dla $p < 0.05$.

B. Lewa kończyna dolna

Podobnie jak dla prawej kończyny dolnej, sprawdzono zgodność rozkładu empirycznego analizowanych zmiennych z rozkładem normalny stwierdzając, że w zdecydowanej większości rozkłady są znamienne różne. Wobec powyższego zbadano czy w obrębie każdej zmiennej wyniki w grupach różnią się pomiędzy sobą. Wykorzystując nieparametryczną ANOVA Kruskala-Wallisa otrzymano, że zachodzi istotna różnica dla przebiegów w stawie: skokowym ($H(4, N = 108) = 21.27, p = 0.0003$), kolanowym ($H(4, N = 108) = 20.63, p = 0.0004$) i w kącie miednicy ($H(4, N = 108) = 20.40, p = 0.0004$).

Dokonano zatem analizy w obrębie każdego kąta i wskazano te pary chodów, w których podobieństwo przebiegu krzywych, oceniane za pomocą DTW, różni się istotnie statystycznie (Ryc. 26A - E). W każdym stawie z wyjątkiem kolanowego wykazano, że najmniejsze wartości DTW występują dla stawów kończyny dolnej w chodzie swobodnym. Natomiast dla lewego stawu kolanowego wykazano, że istotnie większe ($p = 0.0313$) dopasowanie do krzywej referencyjnej jest w Chodzie 15ZG niż w chodzie swobodnym. Dla kąta pochylenia miednicy znaleziono różnice istotne statystycznie ($p = 0.0001$) między chodem swobodnym a Chodem 0 But ($p = 0.0001$) i Chodem 15 ($p = 0.0301$) (Ryc. 26D). Dla stawu skokowego najgorsze dopasowanie zanotowano dla Chodu 0 ($p = 0.0003$) i Chodu 15 ($p = 0.0229$) (Ryc. 26A).

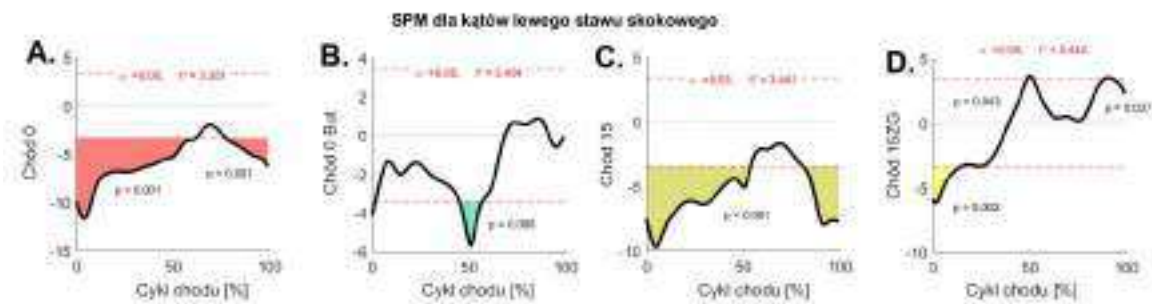


Ryc. 26 Wpływ ustawień ortyzy Walker na kinematykę stawów lewej kończyny dolnej w płaszczyźnie strzałkowej. A – D. Wyniki algorytmu DTW dla kątów stawu skokowego, kolanowego, biodrowego i miednicy. E. Zestawienie wartości DTW dla kolejnych stawów podczas chodu w każdym ustawieniu buta Walker. Środkowa linia wskazuje medianę, kółko – wartość średnią a dolna i górna krawędź pudełka odpowiednio 25 i 75 centyl. Wąsy rozciągają się na najbardziej skrajne punkty danych, które nie są uważane za wartości odstające; * - różnice istotne statystycznie dla $p < 0.05$.

Porównując między sobą poziom wartości DTW liczonych dla stawów kończyny dolnej w obrębie danego chodu można zauważyć, że w chodzie swobodnym najmniejsze rozbieżności występują dla miednicy (Ryc. 26E). Natomiast w każdym ustawieniu ortyzy zanotowano różnice istotne statystycznie między dopasowaniem krzywej dla stawu skokowego i miednicy.

4.2.1.2. Analiza przy użyciu metody SPM

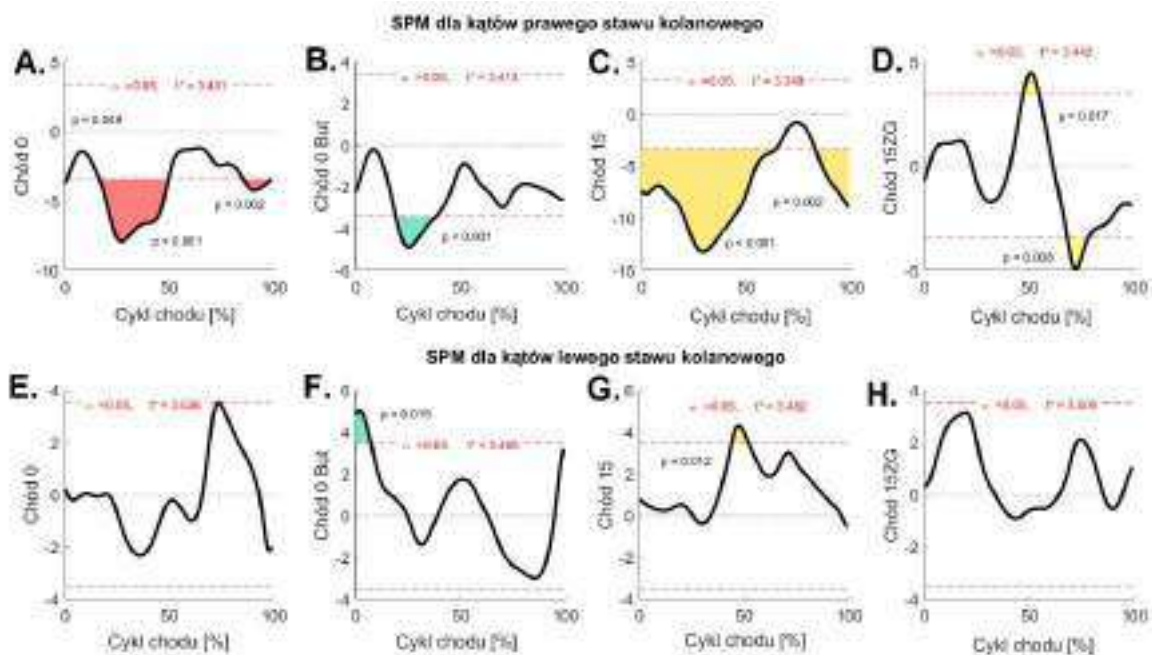
Na poziomie lewego stawu skokowego (bez ortyzy), analiza pola wektorowego SPM $\{t\}$ przy użyciu testu t wykazała różnice istotne statystycznie między krzywymi wzorcowymi, którymi były trajektorie kątów w stawie skokowym w płaszczyźnie strzałkowej w chodzie swobodnym a tymi, które były otrzymane podczas chodów w każdym ustawieniu ortyzy Walker. Największe różnice występowały dla Chodu 0 (0 - 61% cyklu chodu oraz 77 - 100% cyklu chodu) i Chodu 15 (0 - 54% oraz 80 - 100% cyklu chodu) (Ryc. 27A i C), gdyż były one obecne zarówno w fazie podporu jak i przeniesienia. Mniejsze przedziały różnic odnotowano w Chodzie 0 But (45 - 57% GC) i Chodzie 15ZG (faza Loading Response 0 - 13% GC) (Ryc. 27B i D).



Ryc. 27 SPM $\{t\}$ liczone dla kątów generowanych w lewym stawie skokowym w płaszczyźnie strzałkowej odpowiednio dla: A. Chodu 0, B. Chodu 0 But, C. Chodu 15 i D. Chodu 15ZG, gdzie: obszary kolorowe oznaczają różnice istotne statystycznie w odniesieniu do krzywych w chodzie swobodnym, $p < 0.05$.

Na poziomie prawego stawu kolanowego, analiza pola wektorowego SPM $\{t\}$ przy użyciu testu t wykazała różnice istotne statystycznie między krzywymi wzorcowymi, którymi były trajektorie kątów w stawie kolanowym w płaszczyźnie strzałkowej w chodzie swobodnym a tymi, które były otrzymane podczas chodów w każdym ustawieniu ortezy Walker. Największe różnice występowały dla Chodu 0 (16 - 50% cyklu chodu oraz 85 - 100% cyklu chodu) i Chodu 15 (0 - 63% oraz 82 - 100% cyklu chodu) (Ryc. 28A i C). Mniejsze przedziały różnic odnotowano w Chodzie 0 But (19 - 38% GC) i chodzie 15ZG (46 - 54% GC oraz 68 - 78% GC) (Ryc. 28B i D).

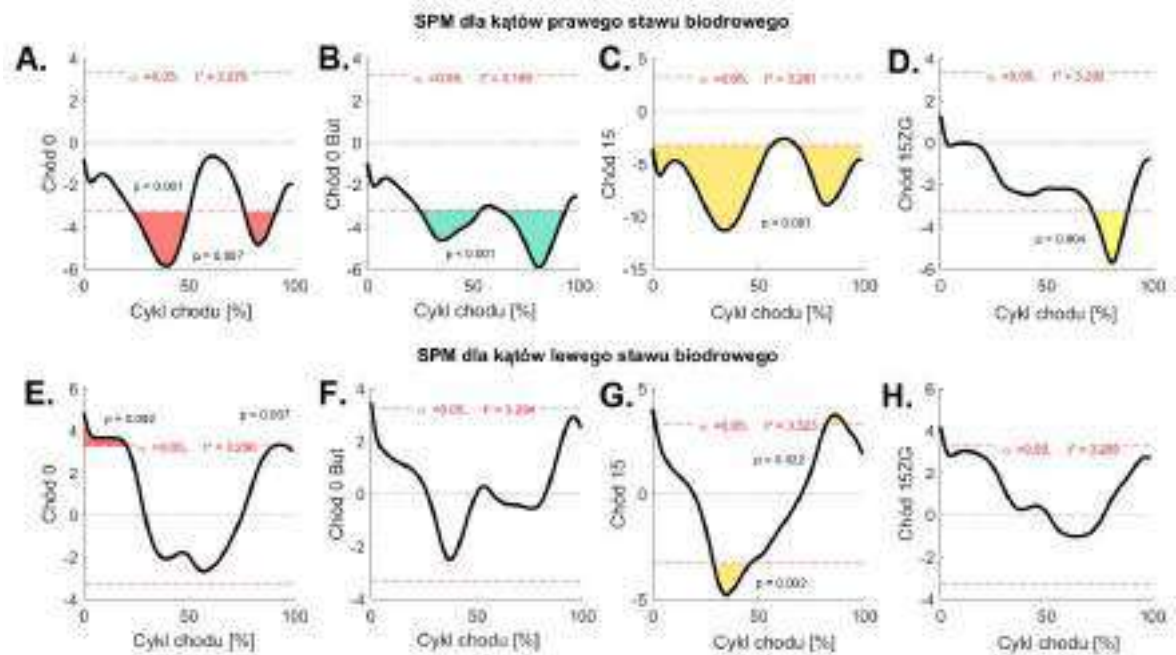
Na poziomie lewego stawu kolanowego różnice są dużo mniej widoczne i dotyczą one tylko Chodu 0 But w fazie Loading Response (0 - 8% GC) oraz Chodu 15 w przedziale (43 - 52% GC) (Ryc. 28F i G).



Ryc. 28 SPM liczone dla kątów generowanych w prawym stawie kolanowym w płaszczyźnie strzałkowej odpowiednio dla: A. Chodu 0, B. Chodu 0 But, C. Chodu 15 i D. Chodu 15ZG oraz w lewym stawie kolanowym odpowiednio dla: E. Chodu 0, F. Chodu 0 But, G. Chodu 15, H. Chodu 15ZG, gdzie: obszary kolorowe oznaczają różnice istotne statystycznie w odniesieniu do krzywych w chodzie swobodnym, $p < 0.05$.

Podobnie jak dla prawego stawu kolanowego w prawym stawie biodrowym największe różnice są notowane dla Chodu 15. Są one widoczne w fazie podporu (0 - 56% GC) oraz przeniesienia (68 - 100% GC) (Ryc. 29C). Mniejszej skali są różnice notowane w Chodzie 0 i Chodzie 0 But. W obydwu chodach występują one w przedziałach (24 - 50% GC i 70 - 92% GC) (Ryc. 29A-B). W Chodzie 15ZG różnice istotne statystycznie są notowane tylko w przedziale (70 - 88% GC).

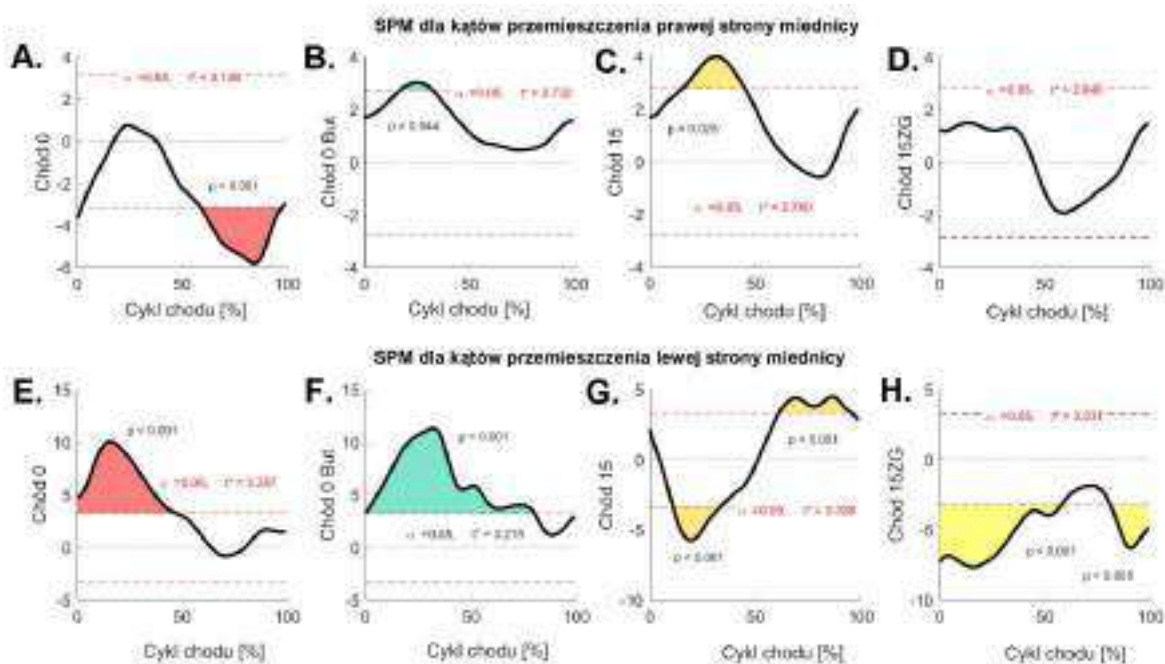
Dużo lepiej wygląda sytuacja w lewym stawie biodrowym. Tutaj tylko w Chodzie 0 i w Chodzie 15 występują różnice istotne statystycznie w odniesieniu do chodu swobodnego. W Chodzie 0 różnice są notowane dla przedziału (0 - 20% GC i 90 - 97% GC) (Ryc. 29E). W Chodzie 15 różnice są notowane dla przedziału (29 - 47% GC i 82 - 91% GC) (Ryc. 29G).



Ryc. 29 SPM liczone dla kątów generowanych w prawym stawie biodrowym w płaszczyźnie strzałkowej odpowiednio dla: A. Chodu 0, B. Chodu 0 But, C. Chodu 15 i D. Chodu 15ZG oraz w lewym stawie biodrowym odpowiednio dla: E. Chodu 0, F. Chodu 0 But, G. Chodu 15, H. Chodu 15ZG, gdzie: obszary kolorowe oznaczają różnice istotne statystycznie w odniesieniu do krzywych w chodzie swobodnym, $p < 0.05$.

Kąty przodo - tyło pochylania prawej strony miednicy mają zauważalne zmiany notowane dla Chodu 0, które są niwelowane w Chodzie 0 But (Ryc. 30A, B). W Chodzie 0 istotne różnice są notowane dla przedziału (58 - 98% GC), a w Chodzie 0 But w przedziale (17 - 32% GC). W Chodzie 15 zauważalne zmiany są notowane w fazie Mid Stance (15 - 45 % GC) (Ryc. 30C). W Chodzie 15ZG krzywe kątów przemieszczenia miednicy nie wychodzą poza te notowane dla chodu swobodnego (Ryc. 30D).

Lewa strona miednicy istotnie kompensuje zmiany występujące w wyniku nałożenia ortezy. Największe różnice występują w Chodzie 0 But i dotyczą prawie całego cyklu chodu (0 - 80% GC) (Ryc. 30F). Zarówno w Chodzie 0 jak i w Chodzie 15ZG różnice istotne statystycznie są notowane w fazie podporu (0 - 50% GC) (Ryc. 30E, H). W Chodzie 15 różnice są notowane w fazie przeniesienia (61 - 95% GC) oraz w fazie Mid Stance (10 - 34% GC) (Ryc. 30G).



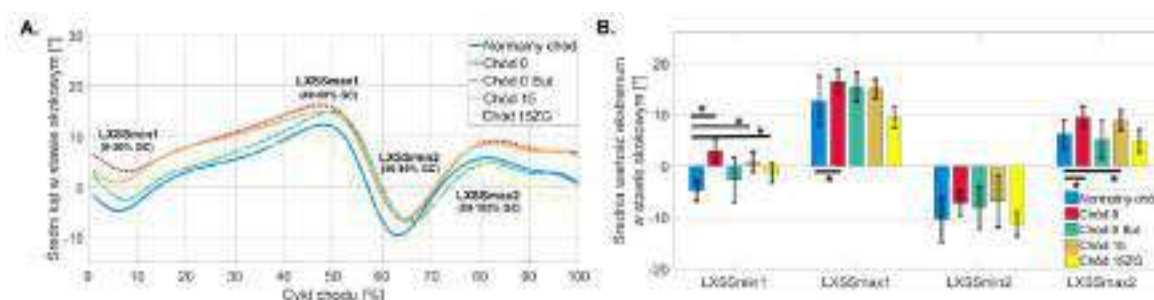
Ryc. 30 SPM liczone dla kątów ustawienia prawej strony miednicy w płaszczyźnie strzałkowej odpowiednio dla: A. Chodu 0, B. Chodu 0 But, C. Chodu 15 i D. Chodu 15ZG oraz w lewej strony miednicy odpowiednio dla: E. Chodu 0, F. Chodu 0 But, G. Chodu 15, H. Chodu 15ZG, gdzie: obszary kolorowe oznaczają różnice istotne statystycznie w odniesieniu do krzywych w chodzie swobodnym, $p < 0.05$.

4.2.1.3. Analiza parametryczna

Dla lewego stawu skokowego (bez ortezy), tylko jedna zmienna miała rozkład różny od normalnego (Chód 15ZG_max1). Z tego względu, dla parametru (LXSS_max1) była zastosowana nieparametryczna ANOVA Kruskala-Wallisa z odpowiednim testem post-hoc. Wykazano obecność różnic istotnych statystycznie głównie w fazie Loading Response oraz w fazie Terminal Swing (Ryc. 31A - B). W fazie Loading Response, w chodzie swobodnym było obserwowane zgięcie podszwowe (LXSSmin1) sięgające $(-4.77 \pm 2.04)^\circ$. Założenie ortezy na przeciwnej kończynie spowodowało, że kąt w lewym stawie skokowym uległ istotnej zmianie dla ortezy ustawionej w pozycji neutralnej (Chód 0) $(2.95 \pm 2.14)^\circ$ oraz w pozycji 15° wyprost (Chód 15): $(0.86 \pm 2.02)^\circ$ i 15° zgięcia (Chód 15ZG): $(-1.33 \pm 1.95)^\circ$. Obserwowane różnice istotne statystycznie były na poziomie $p = 0.0001$.

W fazie Terminal Swing, różnice istotne statystycznie wykazano tylko między chodem swobodnym a tym w ortezie ustawionej w pozycji neutralnej (Chód 0, $p = 0.0038$) oraz w 15° wyprost (Chód 15, $p = 0.0288$). W obydwu przypadkach wartości zgięcia grzbietowego były istotnie wyższe w chodzie z orteżą. W fazie Mid Stance maksymalne

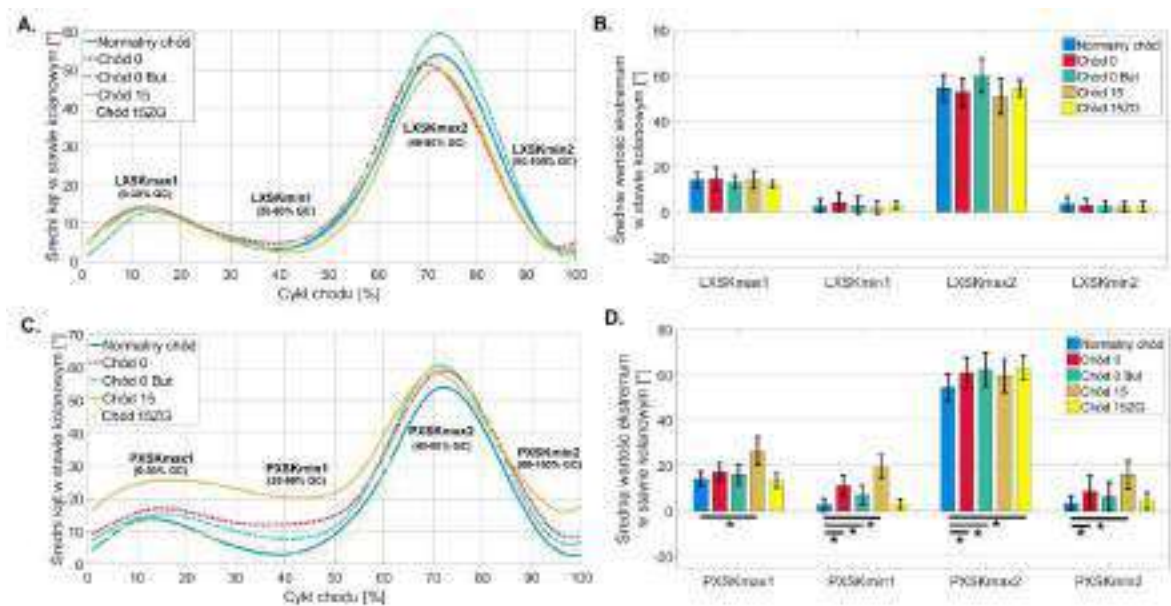
zgięcie grzbietowe było istotnie ($p = 0.0056$) wyższe w orzezie ustawionej w pozycji neutralnej w odniesieniu do chodu swobodnego (Ryc. 31B).



Ryc. 31 Zestawienie średnich wartości przebiegów kątów w stawie skokowym bez orzezy w płaszczyźnie strzałkowej. A. Średnie przebiegi kątowe w dziedzinie cyklu chodu dla poszczególnych chodów, B. Średnie i odchylenia standardowe wartości ekstremów, gdzie wartości dodatnie oznaczają zgięcie grzbietowe a ujemne zgięcie podszwowe, * - różnice istotne statystycznie dla $p < 0.05$.

Dla lewego stawu kolanowego ze względu na obecność rozkładów różnych od normalnych wykorzystano test Kruskala-Wallisa dla wszystkich parametrów. Nie znaleziono różnic istotnych statystycznie między wybranymi pikami dla chodu swobodnego oraz chodów w każdym z ustawień orzezy (Ryc. 32A - B).

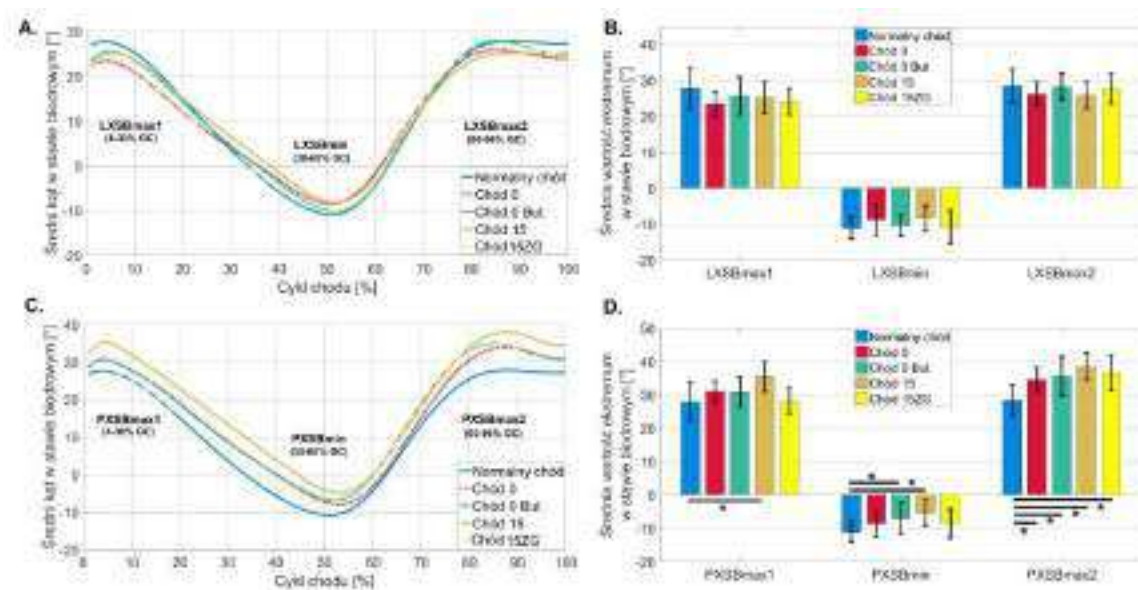
Dla prawego stawu kolanowego (kończyna w orzezie), rozkłady różne od normalnych były zanotowane tylko dla parametru LXSmin1 (Normalny Chód i Chód 15ZG) i LXSmax2 (Chód 15ZG). W fazie Loading Response, istotnie wyższe ($p = 0.0001$) wartości zgięcia w stawie kolanowym były notowane dla chodu w orzezie ustawionej na 15° wyprost (Chodu15). Wartości te były prawie o 87% wyższe niż te osiągnięte w chodzie swobodnym. W fazie Mid Stance (PXSmin1) w wyniku zastosowania testu Kruskala-Wallisa zanotowano różnice istotne statystycznie między chodem swobodnym a wszystkim innymi chodami w orzezie $H(4, n = 108) = 68.0475$, $p = 0.0001$, z wyjątkiem Chodu 15ZG. W każdym przypadku wartości zgięcia były wyższe niż w chodzie swobodnym. W fazie przeniesienia najniższe wartości zgięcia (PXSmax2) były notowane dla chodu swobodnego i były one istotnie niższe ($p = 0.0001$) niż te osiągnięte kolejno w Chodzie 15ZG, Chodzie 0 But i Chodzie 0 (Ryc. 32C - D). W fazie Terminal Swing najniższe wartości zgięcia (PXSmin2) były notowane dla chodu swobodnego. Wartości te były istotnie niższe niż te osiągnięte w Chodzie 0 ($p = 0.0195$) i Chodzie 15 ($p = 0.0001$).



Ryc. 32 Zestawienie średnich wartości przebiegów kątów w stawie kolanowym w płaszczyźnie strzałkowej. A. Średnie przebiegi kątowe dla stawu kolanowego bez ortezy, B. Średnie i odchylenia standardowe dla wartości ekstremów dla kończyny bez ortezy, C. Średnie przebiegi kątowe dla kończyny w ortezie, D. Średnie i odchylenia standardowe wartości dla kończyny w ortezie, gdzie wartości dodatnie oznaczają zgięcie a ujemne wyprost, * - różnice istotne statystycznie dla $p < 0.05$.

W lewym stawie biodrowym rozkłady różne od normalnych były obecne tylko dla parametru LXSbmax1 w chodzie swobodnym. Dla wyznaczonych parametrów nie znaleziono żadnych różnic istotnych statystycznie (Ryc. 33A - B), podobnie jak to miało miejsce dla lewego stawu kolanowego.

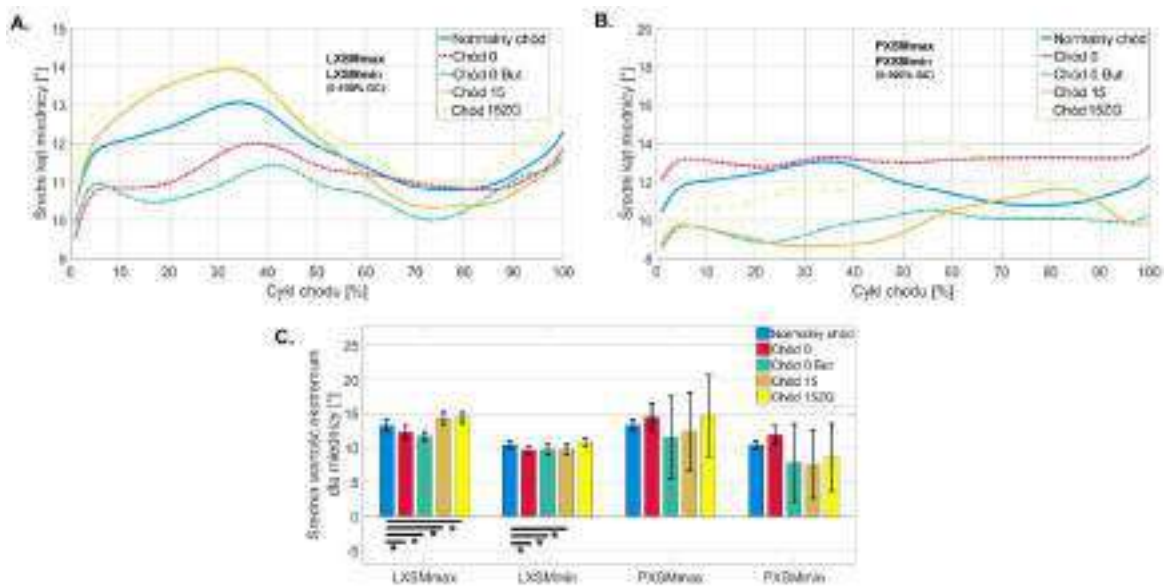
W przypadku prawego stawu biodrowego, rozkłady różne od normalnych były zanotowane dla parametru LXSbmax1 w chodzie swobodnym i LXSbmin w Chodzie 0 But. W fazie Mid Stance największe wartości wyprostowania w stawie biodrowym (PXSbmin) były notowane w chodzie swobodnym. Wartości te były istotnie większe niż te osiągnięte w Chodzie 0 But ($p = 0.0198$) i Chodzie 15 ($p = 0.0004$) (Ryc. 33C - D). Najwięcej różnic istotnych statystycznie (PXSbmax2, $p = 0.0001$ – dla wszystkich chodów) jest obserwowanych w fazie Terminal Stance, gdzie w chodzie swobodnym było notowane najmniejsze zgięcie. W odniesieniu do chodu swobodnego, największe procentowe różnice wynoszą kolejno 35%, 29%, 25% i 22% odpowiednio dla Chodu 15, Chodu 15ZG, Chodu 0 But i Chodu 0.



Ryc. 33 Zestawienie średnich wartości przebiegów kątów w stawie biodrowym w płaszczyźnie strzałkowej. A. Średnie przebiegi kątowe dla stawu biodrowego bez ortyzy, B. Średnie i odchylenia standardowe dla wartości ekstremów dla kończyny bez ortyzy, C. Średnie przebiegi kątowe dla kończyny w ortyzie, D. Średnie i odchylenia standardowe wartości ekstremów dla kończyny w ortyzie, gdzie wartości dodatnie oznaczają zgięcie a ujemne wyprost, * - różnice istotne statystycznie dla $p < 0.05$.

W przypadku kąta pochylenia miednicy w płaszczyźnie strzałkowej, analizowane zmienne miały w większości przypadków rozkłady różne od normalnych. Dla prawej strony nie zanotowano różnic istotnych statystycznie dla wybranych parametrów (Ryc. 34C). Natomiast dla lewej strony zanotowano istotnie wyższe przodopochylenie miednicy (LXSMmax) w Chodzie 15 ($p = 0.0045$) i 15ZG ($p = 0.0021$). Wartości dla tych ustawień miednicy były odpowiednio o 7% i 8% wyższe niż te w chodzie swobodnym. Natomiast dla Chodu 0 i 0 But wartości te były odpowiednio o 7% ($p = 0.0067$) i 12% ($p = 0.0001$) niższe niż te w chodzie swobodnym.

Analizując wartości piku (LXSMmin) obecnego w fazie przeniesienia, znaleziono istotnie statystycznie mniejsze wartości przodopochylenia miednicy dla Chodu 0, 0 But i 15. Wartości te były istotnie mniejsze odpowiednio o 8% ($p = 0.0018$), 7% ($p = 0.0135$) i 6% ($p = 0.0157$) w odniesieniu do tych notowanych w chodzie swobodnym.



Ryc. 34 Zestawienie średnich wartości dla kąta przemieszczenia miednicy w płaszczyźnie strzałkowej w poszczególnych chodach. A. - B. przebiegi w czasie, C. wartości ekstremów, gdzie wartości dodatnie oznaczają przodopochylenie a ujemne tyłopochylenie miednicy, * - różnice istotne statystycznie dla $p < 0.05$.

Podsumowując, założenie ortezy nie wywołało istotnych zmian analizowanych ekstremów lokalnych wybranych dla krzywych trajektorii zmian kątów lewej kończyny dolnej (kończyna bez ortezy), z wyjątkiem stawu skokowego i miednicy. Natomiast założenie ortezy wywołało istotne zmiany w każdym analizowanym stawie dla kończyny, na której była noszona orteza.

4.2.2. Płaszczyzna czołowa

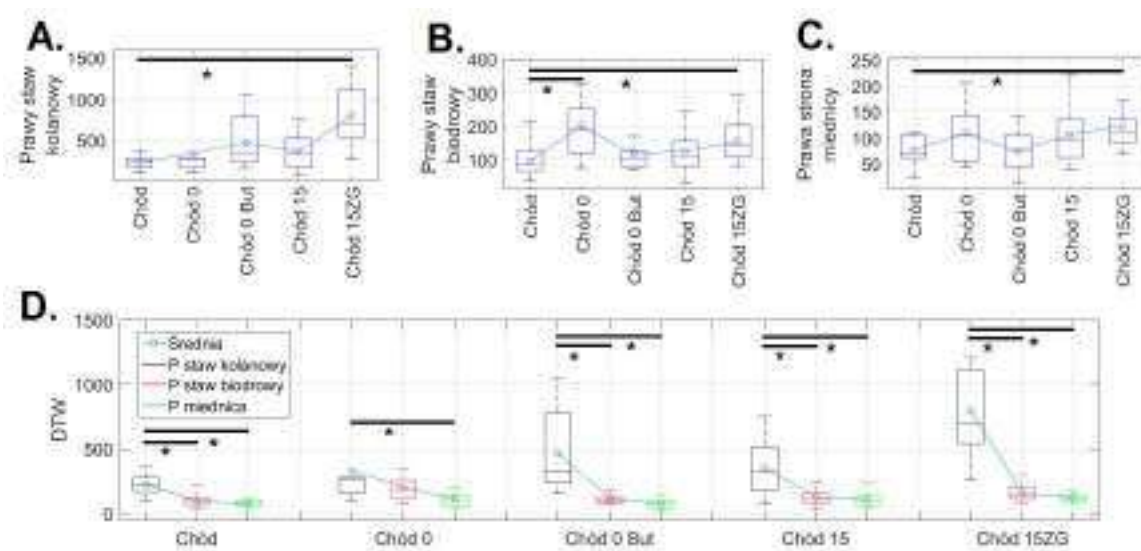
4.2.2.1. Analiza przy użyciu metody DTW

A. Prawa kończyna dolna

We wszystkich pięciu grupach (rodzaj chodu) i dla wszystkich trzech zmiennych (wartości DTW dla przebiegów kątów w trzech stawach w płaszczyźnie czołowej) sprawdzono zgodność rozkładu empirycznego z rozkładem normalny stwierdzając, że w zdecydowanej większości rozkłady są znamienne różne. Wobec powyższego zbadano czy w obrębie każdej zmiennej wyniki w grupach różnią się pomiędzy sobą. Wykorzystując nieparametryczną ANOVA Kruskala-Wallisa otrzymano, że zachodzi istotna różnica dla przebiegów w stawie: kolanowym ($H(4, N = 108) = 29.38, p = 0.0001$), biodrowym ($H(4, N = 108) = 22.01, p = 0.0002$) i w kącie miednicy ($H(4, N = 108) = 13.81, p = 0.0079$).

Dokonano zatem analizy w obrębie każdego kąta i wskazano te pary chodów, w których podobieństwo przebiegu krzywych, oceniane za pomocą DTW, różni się istotnie statystycznie (Ryc. 35A - C). W każdym stawie wykazano, że najmniejsze wartości DTW występują dla stawów kończyny dolnej w chodzie swobodnym. W każdym stawie chód w ortezie ustawionej na 15° zgięcia (Chód 15ZG) powodował istotne oddalenie od grupy referencyjnej ($p = 0.0002$). W stawie biodrowym chód w ortezie w ustawieniu neutralnym (Chód 0) spowodował również mniejsze dopasowanie krzywej w odniesieniu do tych w chodzie swobodnym.

Porównując między sobą poziom wartości DTW liczonych dla stawów kończyny dolnej w obrębie danego chodu można zauważyć, że w chodzie swobodnym najmniejsze rozbieżności występują dla miednicy a największe dla stawu kolanowego (Ryc. 35D). Dodatkowo istotne różnice zanotowano między stawem kolanowym a biodrowym. Taka tendencja utrzymała się dla wszystkich chodów w ortezie z wyjątkiem Chodu 0.



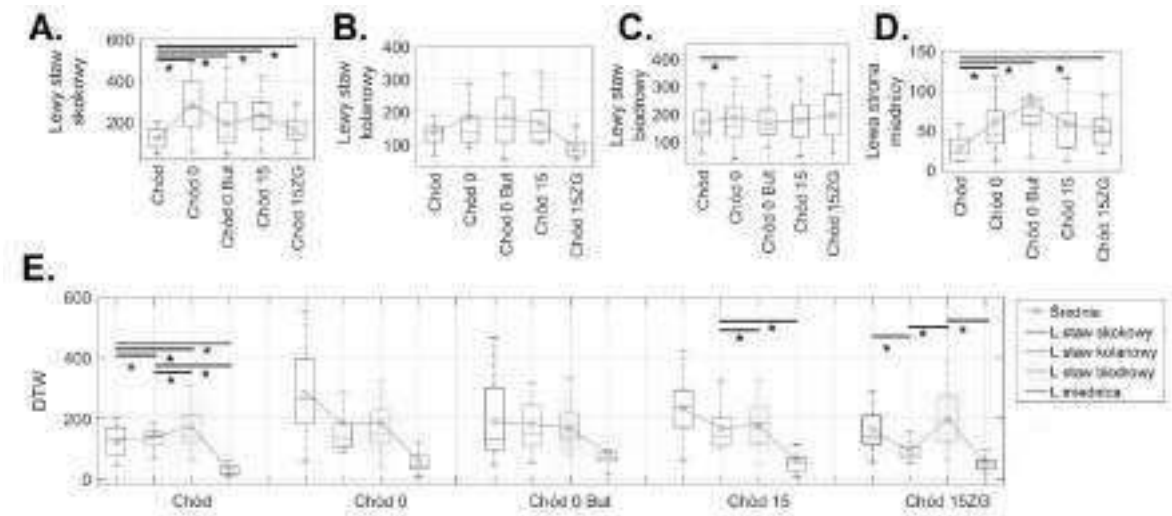
Ryc. 35 Wpływ ustawień ortezy Walker na kinematykę stawów prawej kończyny dolnej w płaszczyźnie czołowej. A – C. Wyniki algorytmu DTW dla kątów stawu kolanowego, biodrowego i miednicy. D. Zestawienie wartości DTW dla kolejnych stawów podczas chodu w każdym ustawieniu buta Walker. Środkowa linia wskazuje medianę, kółko – wartość średnią a dolna i górna krawędź pudełka odpowiednio 25 i 75 centyl. Wąsy rozciągają się na najbardziej skrajne punkty danych, które nie są uważane za wartości odstające; * - różnice istotne statystycznie dla $p < 0.05$.

B. Lewa kończyna dolna

Podobnie jak dla prawej kończyny dolnej, we wszystkich pięciu grupach i dla wszystkich czterech zmiennych (wartości DTW dla przebiegów kątów w czterech stawach w płaszczyźnie czołowej) sprawdzono zgodność rozkładu empirycznego z rozkładem normalny stwierdzając, że w zdecydowanej większości rozkłady są znamienne różne. Wobec powyższego zbadano czy w obrębie każdej zmiennej wyniki w grupach różnią się pomiędzy sobą. Wykorzystując nieparametryczną ANOVA Kruskala-Wallisa otrzymano, że zachodzi istotna różnica dla przebiegów w stawie: skokowym ($H(4, N = 108) = 42.03, p = 0.0001$), biodrowym ($H(4, N = 108) = 31.86, p = 0.0001$) i w kącie miednicy ($H(4, N = 108) = 32.60, p = 0.0001$).

Dokonano zatem analizy w obrębie każdego kąta i wskazano te pary chodów, w których podobieństwo przebiegu krzywych, oceniane za pomocą DTW, różni się istotnie statystycznie (Ryc. 36A - D). W każdym lewym stawie skokowym wykazano, że najmniejsze wartości DTW występują dla chodu swobodnego. Wartości te były istotnie ($p = 0.0001$) mniejsze niż te otrzymane dla pozostałych chodów w ortezie. Największe różnice był widoczne dla Chodu 0. W stawie biodrowym (Ryc. 36C), tylko Chód 0 charakteryzował się istotnie ($p = 0.0006$) większymi odległościami od normy. Podobna

tendencja została zanotowana dla miednicy (Ryc. 36D), gdzie dodatkowo większe rozbieżności otrzymano dla Chodu 0 But ($p = 0.0152$) i 15ZG ($p = 0.0001$).

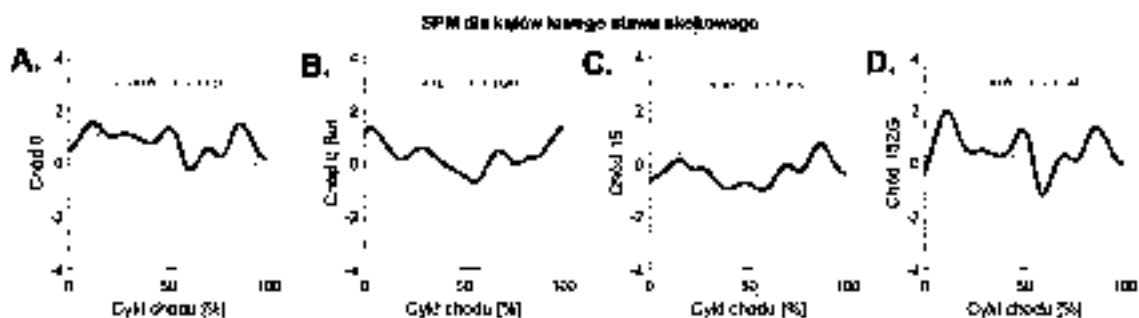


Ryc. 36 Wpływ ustawień ortyzy Walker na kinematykę stawów lewej kończyny dolnej w płaszczyźnie czołowej. A – D. Wyniki algorytmu DTW dla kątów stawu skokowego, kolanowego, biodrowego i miednicy. E. Zestawienie wartości DTW dla kolejnych stawów podczas chodu w każdym ustawieniu buta Walker. Środkowa linia wskazuje medianę, kółko – wartość średnią a dolna i górna krawędź pudełka odpowiednio 25 i 75 centyl. Wąsy rozciągają się na najbardziej skrajne punkty danych, które nie są uważane za wartości odstające; * - różnice istotne statystycznie dla $p < 0.05$.

Porównując między sobą poziom wartości DTW liczonych dla stawów kończyny dolnej w obrębie danego chodu można zauważyć, że w chodzie swobodnym najmniejsze rozbieżności występują dla miednicy a największe dla stawu biodrowego (Ryc. 36E). Taka tendencja utrzymuje się dla wszystkich chodów, z wyjątkiem Chodu 15ZG, gdzie największe różnice były obecne dla stawu biodrowego.

4.2.2.2. Analiza przy użyciu metody SPM

Na poziomie lewego stawu skokowego (bez ortezy), analiza pola wektorowego SPM $\{t\}$ przy użyciu testu t nie wykazała różnic istotnych statystycznie między krzywymi wzorcowymi, którymi były trajektorie kątów w stawie skokowym w płaszczyźnie czołowej w chodzie swobodnym a tymi, które były otrzymane podczas chodów w każdym ustawieniu ortezy Walker (Ryc. 37A - D).

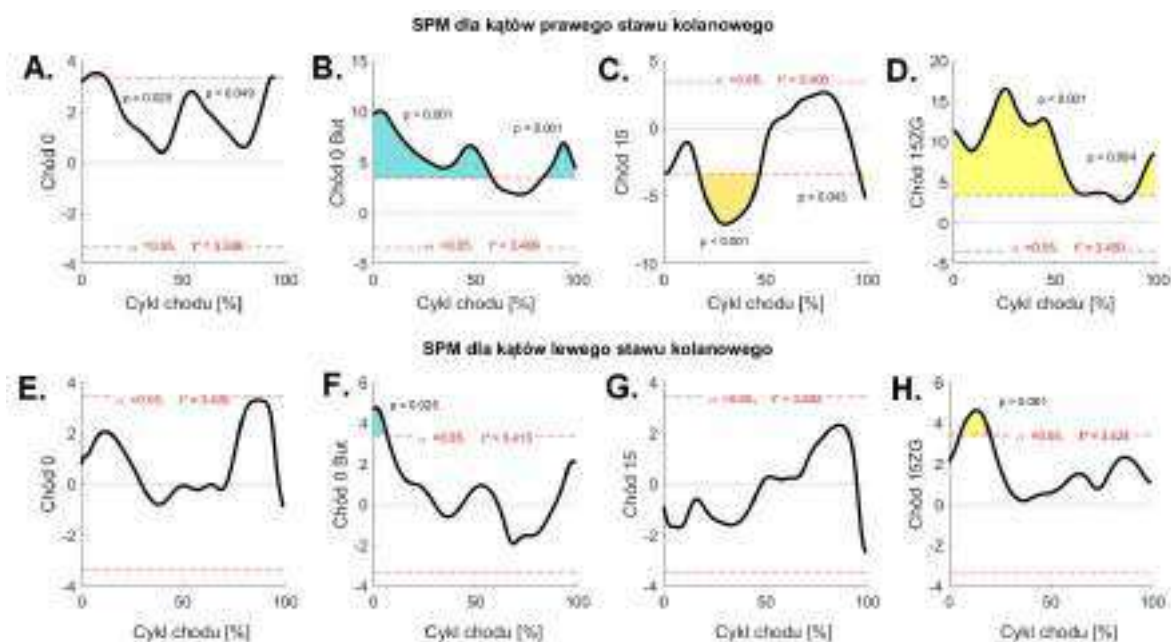


Ryc. 37 SPM liczone dla kątów generowanych w lewym stawie skokowym w płaszczyźnie czołowej odpowiednio dla: A. Chodu 0, B. Chodu 0 But, C. Chodu 15 i D. Chodu 15ZG, gdzie: obszary kolorowe oznaczają różnice istotne statystycznie w odniesieniu do krzywych w chodzie swobodnym, $p < 0.05$.

Na poziomie prawego stawu kolanowego największe różnice w odniesieniu do chodu swobodnego są notowane w Chodzie 15ZG i obejmują one prawie cały cykl chodu: (0 - 76% GC i 87 - 100% GC) (Ryc. 38D), z wykluczeniem fazy Mid Swing. Podobna sytuacja jest w Chodzie 0 But i tutaj również różnice są obecne w fazie podporu (0 - 58% GC) i przeniesienia (80 - 100% GC) (Ryc. 38B). W Chodzie 15 są notowane mniejsze obszary różnic: (17 - 50% GC) oraz (95 - 100% GC) (Ryc. 38C), które odpowiadają fazie Mid i Terminal Stance oraz końcowej części Terminal Swing. W Chodzie 0 But istotne różnice odnotowano w fazie podporu (0 - 58% GC) oraz w fazie Terminal Swing (83 - 100% GC) (Ryc. 38B). W Chodzie 0 występują dwa małe obszary (0 - 11% GC i 90 - 100% GC), w których zanotowano różnice istotne statystycznie. Obszary te odpowiadają fazom Initial Contact, Loading Respons i Terminal Swing (Ryc. 38A).

Na poziomie lewego stawu kolanowego (bez ortezy), analiza pola wektorowego SPM $\{t\}$ przy użyciu testu t nie wykazała różnic istotnych statystycznie między krzywymi wzorcowymi, którymi były trajektorie kątów w stawie kolanowym w płaszczyźnie czołowej w chodzie swobodnym a tymi, które były otrzymane podczas Chodu 0 (Ryc. 38E) i Chodu 15 (Ryc. 38G). W Chodzie 0 But i Chodzie 15ZG różnice istotne

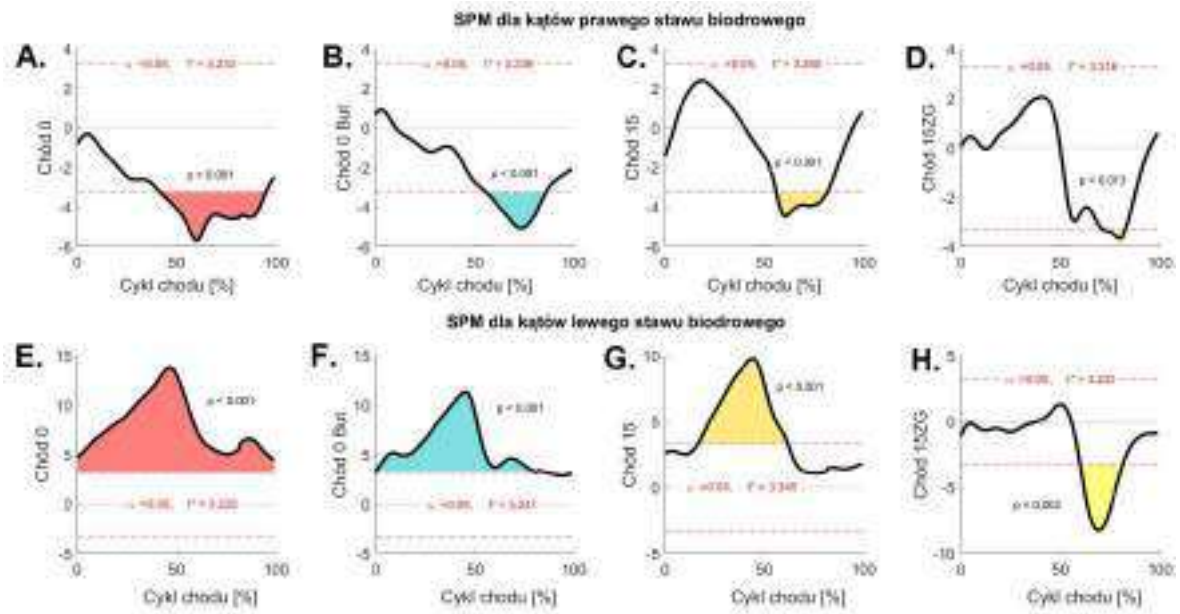
statystycznie były notowane odpowiednio w przedziale (0 - 7% GC) i (5 - 20% GC) (Ryc. 38G, H).



Ryc. 38 SPM liczone dla kątów generowanych w prawym stawie kolanowym w płaszczyźnie czołowej odpowiednio dla: A. Chodu 0, B. Chodu 0 But, C. Chodu 15 i D. Chodu 15ZG oraz w lewym stawie kolanowym odpowiednio dla: E. Chodu 0, F. Chodu 0 But, G. Chodu 15, H. Chodu 15ZG, gdzie: obszary kolorowe oznaczają różnice istotne statystycznie w odniesieniu do krzywych w chodzie swobodnym, $p < 0.05$.

Dla prawego stawu biodrowego różnice istotne statystycznie są obecne w każdym chodzie w części fazy przenoszenia. Dla Chodu 0 (40 - 95% GC) różnice obejmują również część fazy Mid Stance i Pre-Swing. Podobnie jest dla Chodu 0 But - (57 - 85% GC) oraz dla Chodu 15 - (56 - 82% GC), gdzie różnice są notowane tylko w fazie Pre-Swing, Initial i Mid Swing. Dla Chodu 15ZG różnice są notowane tylko w dziesięcioprocentowym przedziale (70 - 80% GC) (Ryc. 39A - D).

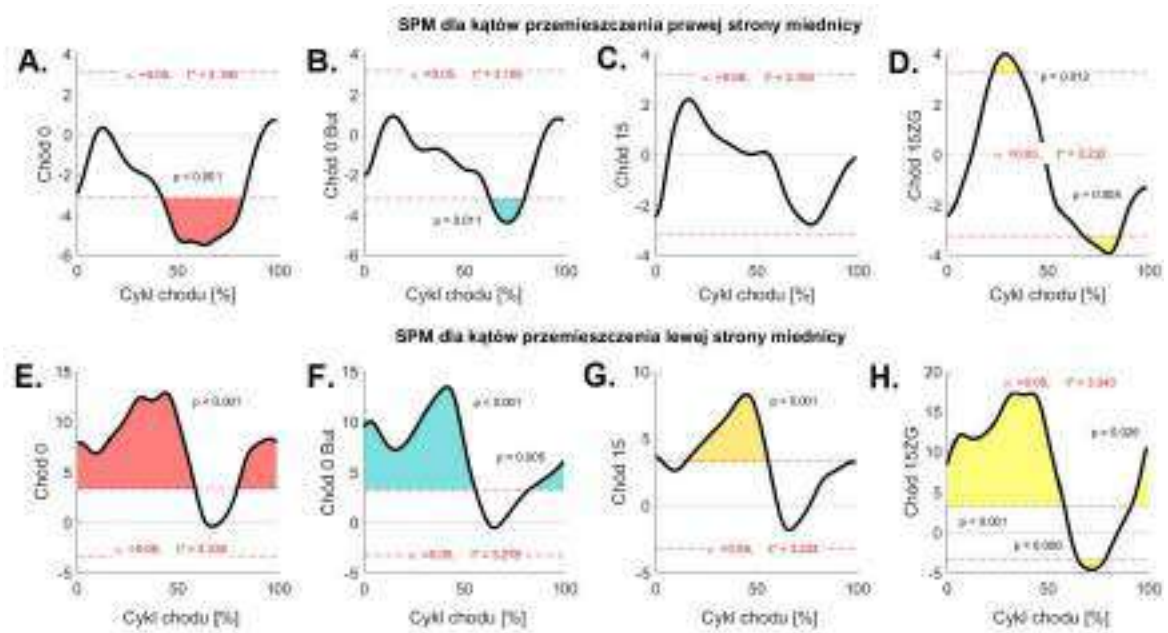
W lewym stawie biodrowym różnice wyliczone przy pomocy SMP {t} są znacznie bardziej zauważalne. W Chodzie 0 istotne różnice dotyczyły całej fazy chodu (0 - 100% GC). W Chodzie 0 But (0 - 85% GC) różnicy nie odnotowano tylko dla fazy Terminal Swing. W Chodzie 15 różnice były notowane w fazie od Mid Stance do Pre-Swing (16 - 60% GC). W Chodzie 15ZG różnice były widoczne w fazie Initial i Mid Swing (60 - 80% GC) (Ryc. 39E - H).



Ryc. 39 SPM liczone dla kątów generowanych w prawym stawie biodrowym w płaszczyźnie czołowej odpowiednio dla: A. Chodu 0, B. Chodu 0 But, C. Chodu 15 i D. Chodu 15ZG oraz w lewym stawie biodrowym odpowiednio dla: E. Chodu 0, F. Chodu 0 But, G. Chodu 15, H. Chodu 15ZG, gdzie: obszary kolorowe oznaczają różnice istotne statystycznie w odniesieniu do krzywych w chodzie swobodnym, $p < 0.05$.

W przypadku położenia prawej strony miednicy w płaszczyźnie czołowej różnice istotne statystycznie w odniesieniu do krzywych notowanych w chodzie swobodnym są obecne w każdym chodzie z wyjątkiem Chodu 15. Dla Chodu 0 obszar różnic jest notowany dla przedziału (42 - 82% GC), dla Chodu 0 But (62 - 80% GC), dla Chodu 15ZG w przedziałach (22 - 36% GC oraz 67 - 86% GC) (Ryc. 40A - D). Oznacza to, że w Chodzie 0, Chodzie 0 But i Chodzie 15ZG większość różnic dotyczy pierwszej połowy fazy przeniesienia, w Chodzie 0 obejmując jeszcze koniec fazy podporu, a w Chodzie 15ZG drugą część fazy podporu (Ryc. 40A, B, D).

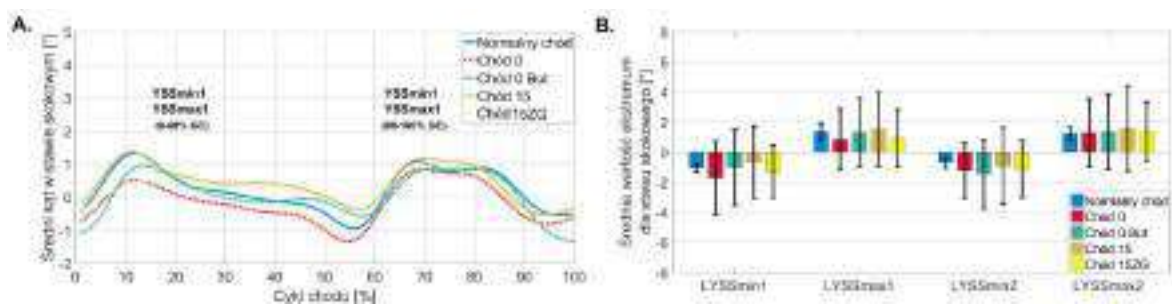
Dla lewej strony miednicy różnice istotne statystycznie są zdecydowanie większe niż w przypadku kończyny w ortezie. Różnice istotne statystycznie są notowane w tych samych obszarach dla Chodu 0, Chodu 0 But i Chodu 15ZG: (0 - 58% GC) (Ryc. 40E, F, H) i odpowiednio w fazie przenoszenia: (80 - 100% GC) tylko dla Chodu 0 i Chodu 0 But (Ryc. 40E, F). Dla Chodu 15ZG w fazie przenoszenia są to przedziały: (64 - 78% GC i 90 - 100% GC) (Ryc. 40H). Natomiast dla Chodu 15 obszar istotnie statystycznie obejmuje tylko (10 - 55% GC) (Ryc. 40G).



Ryc. 40 SPM liczone dla kątów ustawienia prawej strony miednicy w płaszczyźnie czołowej odpowiednio dla: A. Chodu 0, B. Chodu 0 But, C. Chodu 15 i D. Chodu 15ZG oraz w lewej strony miednicy odpowiednio dla: E. Chodu 0, F. Chodu 0 But, G. Chodu 15, H. Chodu 15ZG, gdzie: obszary kolorowe oznaczają różnice istotne statystycznie w odniesieniu do krzywych w chodzie swobodnym, $p < 0.05$.

4.2.2.3. Analiza parametryczna

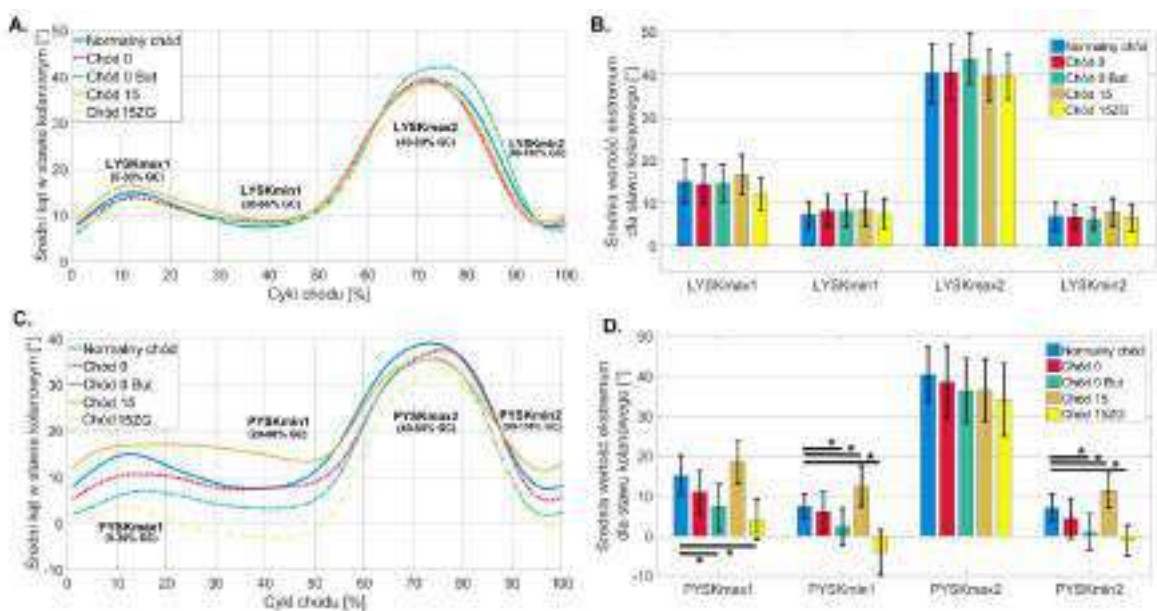
W płaszczyźnie czołowej dla lewego stawu skokowego nie znaleziono różnic istotnych statystycznie dla wyznaczonych parametrów między chodem swobodnym a chodami w różnych ustawieniach ortozy (Ryc. 41A - B).



Ryc. 41 Zestawienie średnich wartości przebiegów kątów w stawie skokowym bez ortozy w płaszczyźnie czołowej. A. Średnie przebiegi kątowe w dziedzinie cyklu chodu dla poszczególnych chodów, B. Średnie i odchylenia standardowe wartości ekstremów, gdzie wartości dodatnie oznaczają ewersję a ujemne inwersję, * - różnice istotne statystycznie dla $p < 0.05$.

W lewym stawie kolanowym większość parametrów miała rozkłady różne od normalnych. Stosując nieparametryczny test ANOVA Kruskala-Wallisa nie wykazano różnic istotnych statystycznie dla analizowanych pików (Ryc. 42A - B).

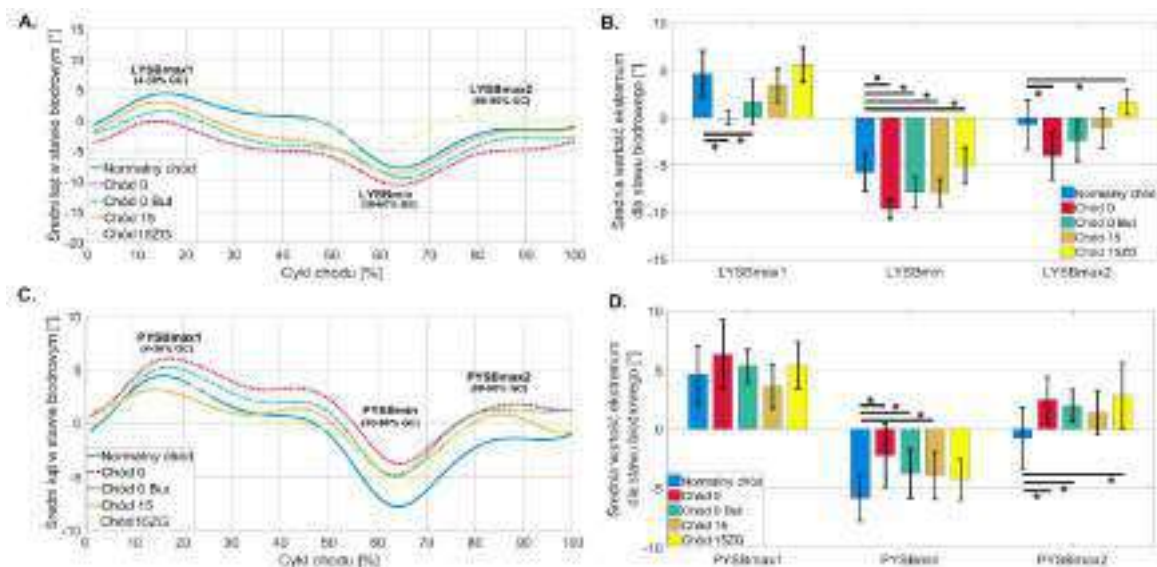
W prawym stawie kolanowym zanotowano rozkład różny od normalnego dla parametru PYSKmax2 w Chodzie 15, zatem tylko w tym przypadku pików PYSKmax2 zastosowano test nieparametryczny. Dla parametru PYSKmax1 wykazano istotnie niższe wartości szpotawości w stawie kolanowych w ortezie ustawionej na 0° i butem na przeciwnej kończynie (Chód 0 But, $p = 0.0003$) oraz w ortezie ustawionej na 15° zgięcia (Chód 15ZG, $p = 0.0001$) w odniesieniu do chodu swobodnego. W fazie Mid Stance wpływ ustawień ortezy był bardziej widoczny. Istotne zmiany w odniesieniu do chodu swobodnego zanotowano dla Chodu 0 But i Chodu 15 ($p = 0.0102$), gdzie wartości szpotawości uległy odpowiednio zmniejszeniu o 69% i zwiększeniu o 70%. Ustawienie ortezy w 15° zgięcia (Chód 15ZG) spowodowało wystąpienie koślawości na średnim poziomie 4.22°, będące również widoczne w fazie Terminal Swing. W fazie przeniesienia nie znaleziono różnic istotnych statystycznie między poszczególnymi chodami. Natomiast w fazie Terminal Swing, istotne różnice dla pików PYSKmin2 utrzymały tendencje opisaną dla fazy Mid Stance (Ryc. 42C - D).



Ryc. 42 Zestawienie średnich wartości przebiegów kątów w stawie kolanowym w płaszczyźnie czołowej. A. Średnie przebiegi kątowe dla stawu kolanowego bez ortezy, B. Średnie i odchylenia standardowe dla wartości ekstremów dla kończyny bez ortezy, C. Średnie przebiegi kątowe dla kończyny w ortezie, D. Średnie i odchylenia standardowe wartości dla kończyny w ortezie, gdzie wartości dodatnie oznaczają szpotawość stawu kolanowego a ujemne koślawość, * - różnice istotne statystycznie dla $p < 0.05$.

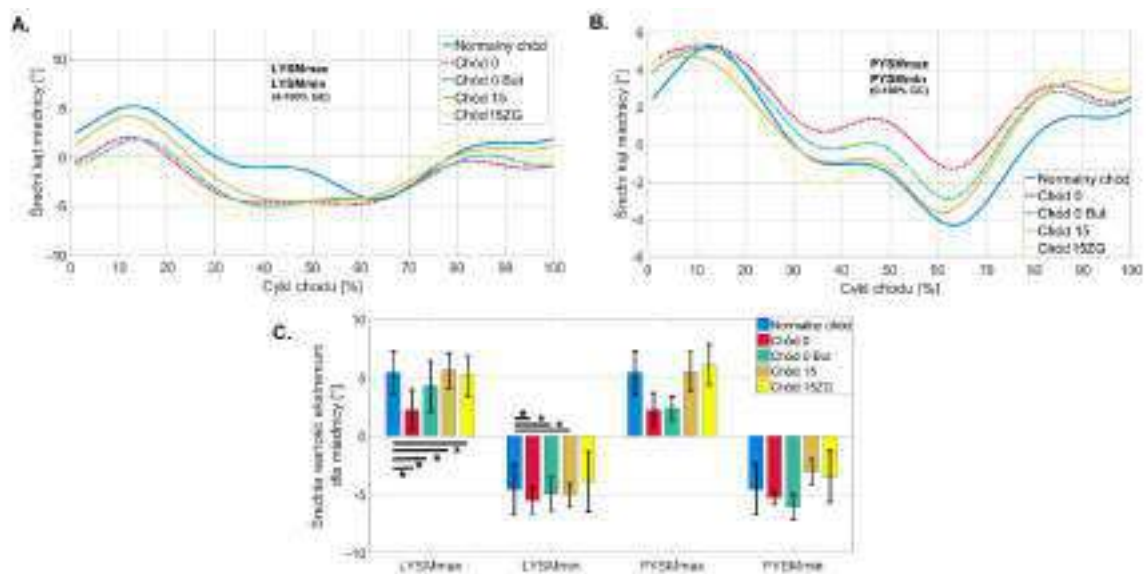
W przypadku lewego stawu biodrowego rozkłady różne od normalnych zanotowano tylko dla LYSBmax2 w chodzie swobodnym. Po zastosowaniu odpowiednio parametrycznego i nieparametrycznego testu ANOVA wykazano istotne ($p = 0.0001$) zmniejszenie przywiedzenia w fazie Loading Response w Chodzie 0 i 0 But w odniesieniu do chodu swobodnego. Dla Chodu 0 w wielu przypadkach było obserwowane odwiedzenie. W fazie Mid Stance istotne ($p = 0.0012$) i jednocześnie najmniejsze wartości (LYSBmin) odwiedzenia były notowane w chodzie swobodnym w odniesieniu do pozostałych chodów. Dla pików LYSBmax2 obecnego w końcowej fazie przeniesienia, następował istotny ($p = 0.0003$) wzrost odwiedzenia w Chodzie 0 i przywiedzenie w Chodzie 15ZG ($p = 0.0149$) (Ryc. 43A - B) w odniesieniu do chodu swobodnego.

Dla prawego stawu biodrowego rozkłady różne od normalnych zanotowano dla PYSBmin w Chodzie 0 i PYSBmax2 w Chodzie 0 But. Po przeprowadzeniu testu nieparametrycznego Kruskala-Wallisa zanotowano różnice istotne statystycznie dla pików PYSBmin: $H(4, N = 108) = 31.83, p = 0.0001$ oraz PYSBmax2: $H(4, N = 108) = 32.59, p = 0.0001$. Założenie ortezy spowodowało istotne zmniejszenie odwiedzenia kolejno w Chodzie 0 ($p = 0.0001$), Chodzie 0 But ($p = 0.0203$) oraz w Chodzie 15 ($p = 0.0306$). Wartości zmniejszały się odpowiednio o 62%, 35% i 32% (Ryc. 43C-D) w odniesieniu do tych notowanych dla chodu swobodnego.



Ryc. 43 Zestawienie średnich wartości przebiegów kątów w stawie biodrowym w płaszczyźnie czołowej. A. Średnie przebiegi kątowe dla stawu kolanowego bez ortezy, B. Średnie i odchylenia standardowe dla wartości ekstremów dla kończyny bez ortezy, C. Średnie przebiegi kątowe dla kończyny w ortezie, D. Średnie i odchylenia standardowe wartości dla kończyny w ortezie, gdzie wartości dodatnie oznaczają przywiedzenie w stawie biodrowym a ujemne odwiedzenie, * - różnice istotne statystycznie dla $p < 0.05$.

W przypadku miednicy rozkłady różne od normalnych zanotowano zarówno dla prawej i lewej strony dla pików LYSMmin w przypadku Chodu 0 But i Chodu 15ZG. Dla miednicy po stronie noszonej ortezy nie zanotowano różnic istotnych statystycznie między analizowanymi pikami (Ryc. 44B-C). Natomiast lewa strona zdecydowanie mocniej była podatna na ustawienia ortezy w szczególności w fazie Loading Resonse, gdzie we wszystkich ustawieniach ortezy podniesienie miednicy było średnio o 3° niższe niż to obserwowane w chodzie swobodnym (Ryc. 44A, C). Natomiast w fazie Mid Stance dochodziło do istotnie zwiększonego opuszczania miednicy, głównie dla ortezy ustawionej w pozycji neutralnej (Chód 0 i Chód 0 But) i 15° wyprustu (Chód 15).



Ryc. 44 Zestawienie średnich wartości przebiegów dla kąta przemieszczenia miednicy w płaszczyźnie czołowej w poszczególnych chodach. A. przebiegi w czasie, B. wartości ekstremów, gdzie: wartości dodatnie oznaczają podniesienie miednicy a ujemne opuszczenie, * - różnice istotne statystycznie dla $p < 0.05$.

4.2.3. Płaszczyzna poprzeczna

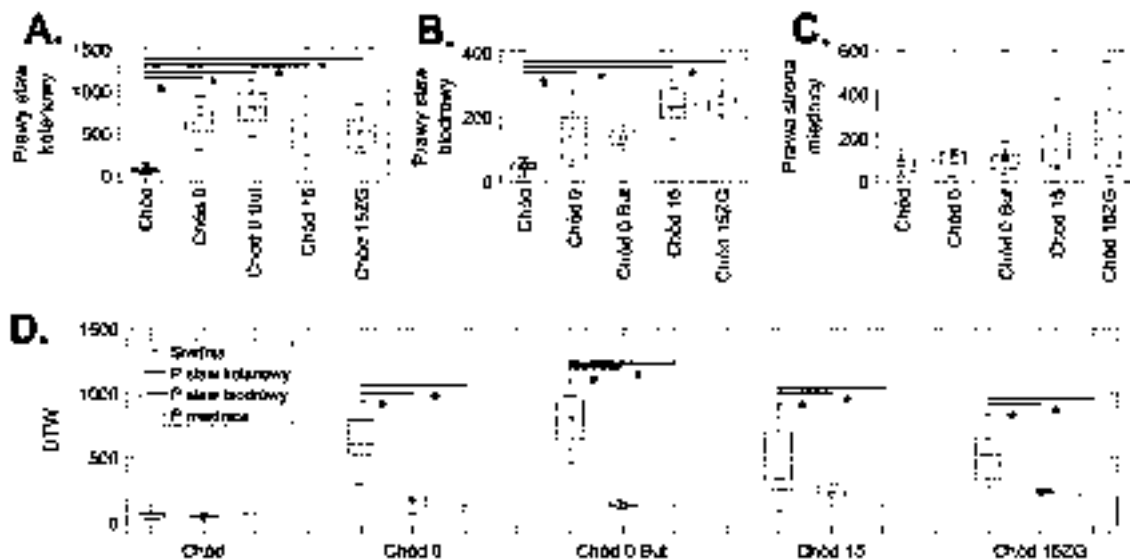
4.2.3.1. Analiza przy użyciu metody DTW

A. Prawa kończyna dolna

We wszystkich pięciu grupach (rodzaj chodu) i dla wszystkich trzech zmiennych (wartości DTW dla przebiegów kątów w trzech stawach w płaszczyźnie poprzecznej) sprawdzono zgodność rozkładu empirycznego z rozkładem normalny stwierdzając, że w zdecydowanej większości rozkłady są znamienne różne. Wobec powyższego zbadano czy w obrębie każdej zmiennej wyniki w grupach różnią się pomiędzy sobą. Wykorzystując nieparametryczną ANOVA Kruskala-Wallisa otrzymano, że zachodzi istotna różnica tylko dla przebiegów w stawie: kolanowym ($H(4, N = 108) = 54.54, p = 0.0001$) i biodrowym ($H(4, N = 108) = 59.21, p = 0.0001$).

Dokonano zatem analizy w obrębie każdego kąta i wskazano te pary chodów, w których podobieństwo przebiegu krzywych, oceniane za pomocą DTW, różni się istotnie statystycznie (Ryc. 45A-C). W każdym stawie wykazano, że najmniejsze wartości DTW występują dla stawów kończyny dolnej w chodzie swobodnym. W stawie kolanowym DTW liczone dla chodu swobodnego uzyskało istotnie niższe wartości ($p = 0.0001$) w odniesieniu do pozostałych chodów w ortezie (Ryc. 45A). Największe odejście od normy było notowane dla Chodu 0 But. W stawie biodrowym DTW liczone dla Chodu 0, Chodu 15 i Chodu 15ZG było istotnie wyższe ($p = 0.0001$) niż w chodzie swobodnym.

Porównując między sobą poziom wartości DTW liczonych dla stawów kończyny dolnej w obrębie danego chodu można zauważyć, że w chodzie swobodnym tych rozbieżności nie było (Ryc. 45D). Natomiast dla każdego chodu największe wartości DTW notowano dla stawu kolanowego. Wartości te w każdym ustawieniu ortezy były istotnie wyższe ($p = 0.0001$) w odniesieniu do tych liczonych dla stawu biodrowego i miednicy.

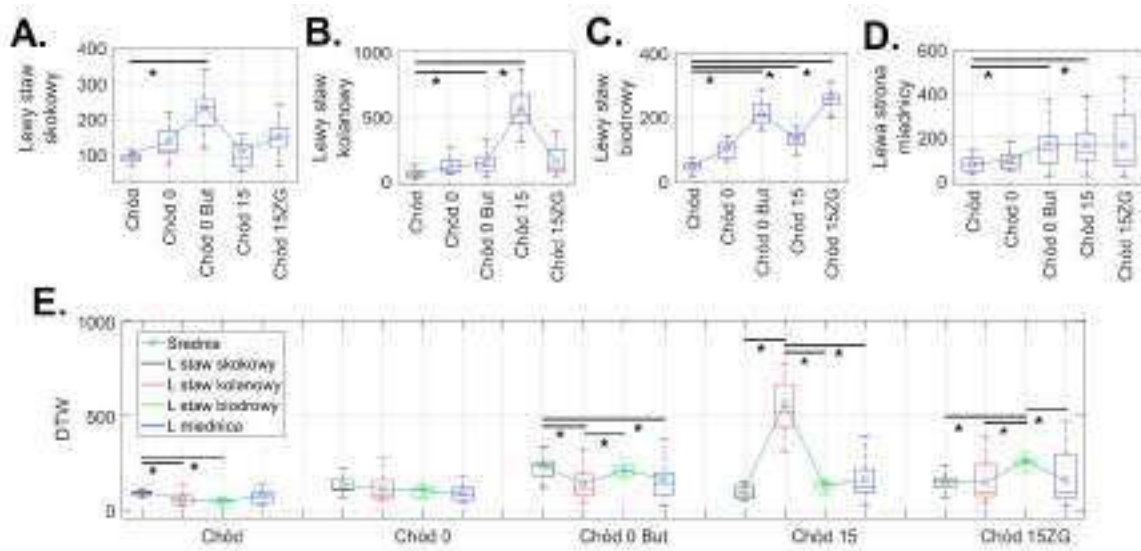


Ryc. 45 Wpływ ustawień ortezy Walker na kinematykę stawów prawej kończyny dolnej w płaszczyźnie poprzecznej. A – C. Wyniki algorytmu DTW dla kątów stawu kolanowego, biodrowego i miednicy. D. Zestawienie wartości DTW dla kolejnych stawów podczas chodu w każdym ustawieniu buta Walker. Środkowa linia wskazuje medianę, kółko – wartość średnią a dolna i górna krawędź pudełka odpowiednio 25 i 75 centyl. Wąsy rozciągają się na najbardziej skrajne punkty danych, które nie są uważane za wartości odstające; * - różnice istotne statystycznie dla $p < 0.05$.

B. Lewa kończyna dolna

Podobnie jak dla prawej kończyny dolnej, w zdecydowanej większości rozkłady analizowanych zmiennych były różne od normalnych. Wobec powyższego zbadano czy w obrębie każdej zmiennej wyniki w grupach różnią się pomiędzy sobą. Wykorzystując nieparametryczną ANOVA Kruskala-Wallisa otrzymano, że zachodzi istotna różnica tylko dla przebiegów w stawie: skokowym ($H(4, N = 108) = 38.74, p = 0.0001$), kolanowym ($H(4, N = 108) = 52.56, p = 0.0001$) i biodrowym ($H(4, N = 108) = 77.73, p = 0.0001$) i miednicy ($H(4, N = 108) = 13.96, p = 0.0074$).

Dla lewego stawu skokowego największe różnice ($p = 0.0001$) między normą otrzymaną dla chodu swobodnego znaleziono dla krzywych generowanych w chodzie w ortezy w pozycji neutralnej i bucie sportowym (Ryc. 46A). Istotnie wyższe wartości DTW liczone dla stawu kolanowego, biodrowego i miednicy odnotowano dla Chodu 15 i Chodu 0 But. W stawie biodrowym dodatkowo jeszcze dla Chodu 15ZG (Ryc. 46C).



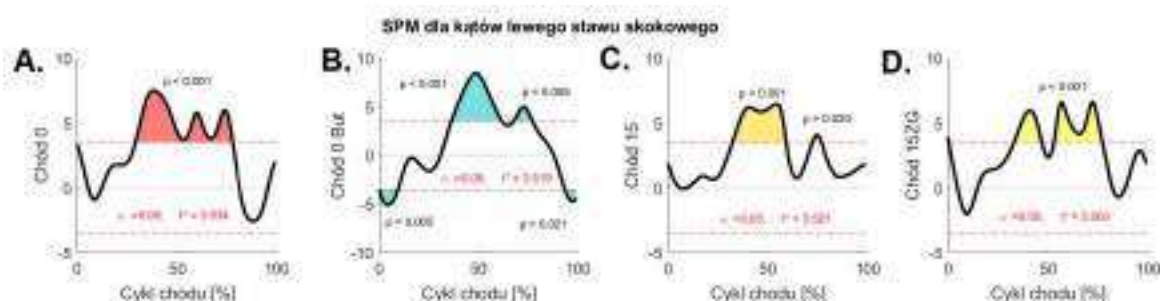
Ryc. 46 Wpływ ustawień ortezy Walker na kinematykę stawów lewej kończyny dolnej w płaszczyźnie poprzecznej. A – D. Wyniki algorytmu DTW dla kątów stawu skokowego, kolanowego, biodrowego i miednicy. E. Zestawienie wartości DTW dla kolejnych stawów podczas chodu w każdym ustawieniu buta Walker. Środkowa linia wskazuje medianę, kółko – wartość średnią a dolna i górna krawędź pudełka odpowiednio 25 i 75 centyl. Wąsy rozciągają się na najbardziej skrajne punkty danych, które nie są uważane za wartości odstające; * - różnice istotne statystycznie dla $p < 0.05$.

Porównując między sobą poziom wartości DTW liczonych dla stawów kończyny dolnej w obrębie danego chodu można zauważyć, że tylko w Chodzie 0 tych rozbieżności nie było (Ryc. 46D). W chodzie swobodnym najwyższe wartości były osiągnięte dla stawu skokowego a w Chodzie 15 dla kolanowego. W Chodzie 15 DTW liczone dla stawu kolanowego miało najwyższe wartości ze wszystkich stawów i dla wszystkich chodów.

4.2.3.2. Analiza przy użyciu metody SPM

Na poziomie lewego stawu skokowego (bez ortezy), analiza pola wektorowego SPM {t} przy użyciu testu t wykazała różnice istotne statystycznie między krzywymi wzorcowymi, którymi były trajektorie w chodzie swobodnym notowane dla stawu skokowego w płaszczyźnie poprzecznej a tymi, które były otrzymane podczas chodów w każdym ustawieniu ortezy Walker. W Chodzie 0 był to obszar od połowy fazy Mid Stance do końca trwania fazy Mid Swing: (29 - 78% GC). W Chodzie 0 But dwa pierwsze obszary obejmowały fazę podporu, a trzeci fazę przeniesienia: (0 - 10% GC, 36 - 61% GC, 67 - 77% GC oraz 93 - 100% GC). W Chodzie 15 istotne różnice były notowane

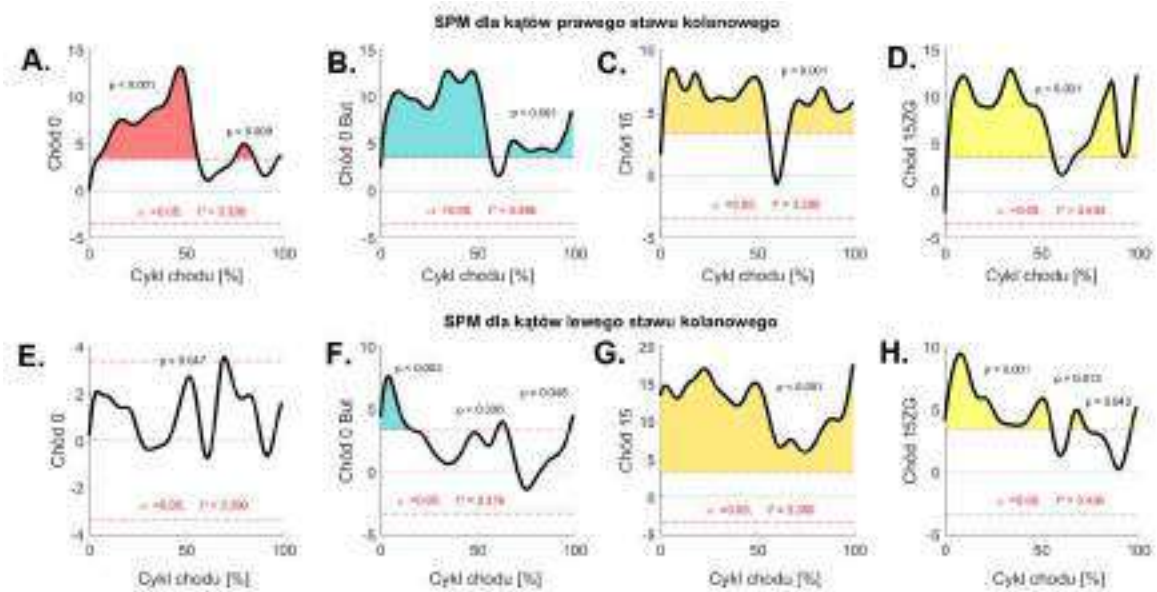
w dwóch obszarach: (32 - 60% GC oraz 72 - 77% GC). W Chodzie 15ZG stwierdzono różnice w fazie Mid Stance i na przejściu fazy podporu w fazę przeniesienia: (33 - 46% GC oraz 52 - 77% GC) (Ryc. 47A - D).



Ryc. 47 SPM liczone dla kątów generowanych w lewym stawie skokowym w płaszczyźnie poprzecznej odpowiednio dla: A. Chodu 0, B. Chodu 0 But, C. Chodu 15 i D. Chodu 15ZG, gdzie: obszary kolorowe oznaczają różnice istotne statystycznie w odniesieniu do krzywych w chodzie swobodnym, $p < 0.05$.

Na poziomie prawego stawu kolanowego, analiza pola wektorowego SPM $\{t\}$ przy użyciu testu t wykazała różnice istotne statystycznie między krzywymi wzorcowymi, którymi były trajektorie kątów w stawie kolanowym w płaszczyźnie poprzecznej w chodzie swobodnym a tymi, które były otrzymane podczas chodów w każdym ustawieniu ortezy Walker w przedziale (0 - 56% GC oraz 65 - 100% GC) dla Chodu 0 But, Chodu 15 i Chodu 15ZG (Ryc. 48B - D). W Chodzie 0 różnice istotne statystycznie obejmowały mniejsze obszary: (4 - 56% GC i 74 - 85% GC) (Ryc. 48A).

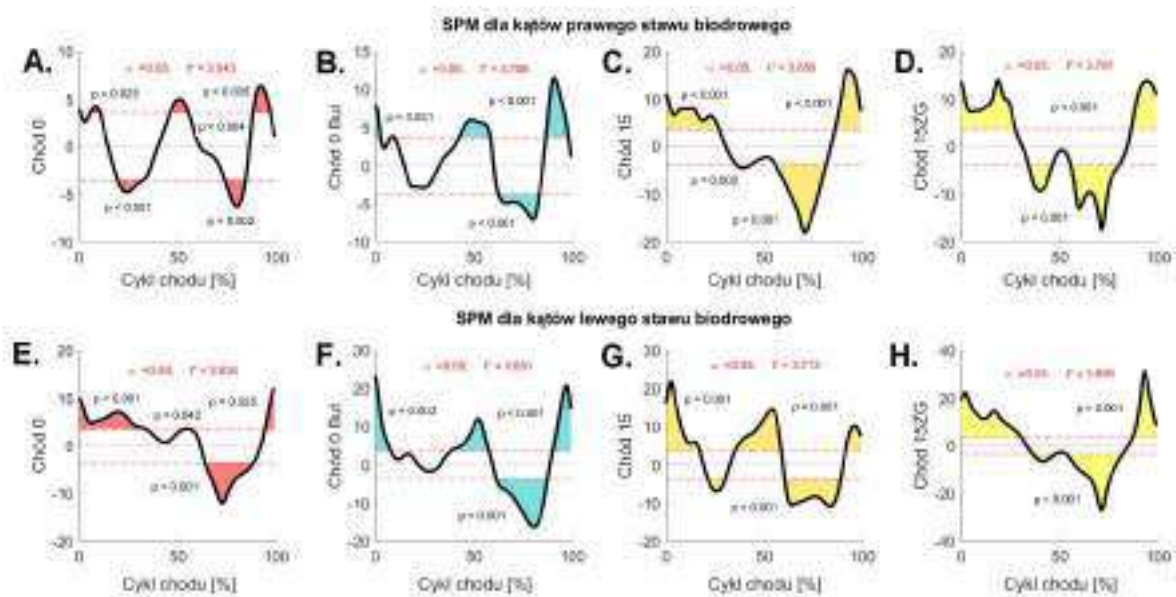
Dla lewego stawu kolanowego największe różnice były notowane w Chodzie 15 i obejmowały one całą dziedzinę cyklu chodu (Ryc. 48G). W Chodzie 15ZG obszary różnic były mniejsze: (0 - 55% GC, 64 - 73% GC i 95 - 100% GC) (Ryc. 48H). Dla Chodu 0 But różnice istotne statystycznie były również notowane w trzech przedziałach: (0 - 17% GC, 59 - 66% GC oraz 96 - 100% GC) (Ryc. 48F). W Chodzie 0 nie zanotowano różnic istotnych statystycznie w całej dziedzinie cyklu chodu (Ryc. 48E).



Ryc. 48 SPM liczone dla kątów generowanych w prawym stawie kolanowym w płaszczyźnie poprzecznej odpowiednio dla: A. Chodu 0, B. Chodu 0 But, C. Chodu 15 i D. Chodu 15ZG oraz w lewym stawie kolanowym odpowiednio dla: E. Chodu 0, F. Chodu 0 But, G. Chodu 15, H. Chodu 15ZG, gdzie: obszary kolorowe oznaczają różnice istotne statystycznie w odniesieniu do krzywych w chodzie swobodnym, $p < 0.05$.

Na poziomie prawego stawu biodrowego, analiza pola wektorowego SPM $\{t\}$ przy użyciu testu t wykazała różnice istotne statystycznie między krzywymi wzorcowymi, którymi były trajektorie kątów w stawie biodrowym w płaszczyźnie poprzecznej w chodzie swobodnym a tymi, które były otrzymane podczas chodów w każdym ustawieniu ortezy Walker. W Chodzie 0 przedziały obejmowały: (5 - 10% GC, 19 - 32% GC, 45 - 55% GC, 73 - 84% GC oraz 88 - 100% GC) (Ryc. 49). W Chodzie 0 but zanotowano następujące przedziały: (0 - 3% GC, 7 - 10% GC, 42 - 58% GC, 62 - 83% GC oraz 86 - 100% GC) (Ryc. 49B). W Chodzie 15 i Chodzie 15ZG wystąpiły podobne przedziały, gdzie były notowane różnice istotne statystycznie: (0 - 27% GC, 35 - 46% GC, 55 - 80% GC oraz 85 - 100% GC) (Ryc. 49D).

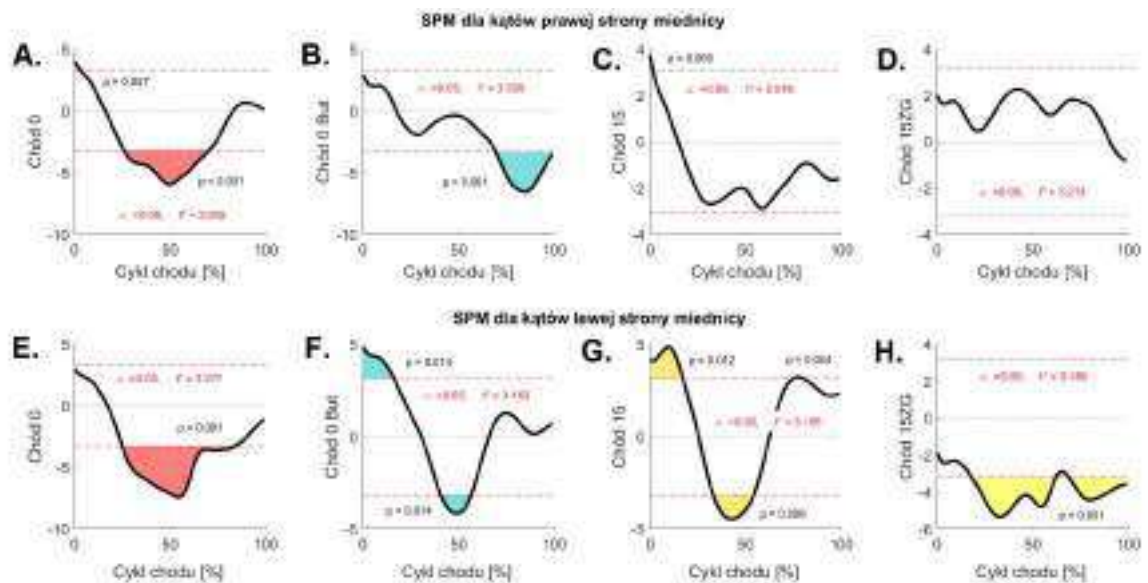
Dla lewego stawu biodrowego w Chodzie 0 zanotowano różnice istotne statystycznie w przedziale (0 - 33% GC, 63 - 88% GC oraz 94 - 100% GC) (Ryc. 49E). W Chodzie 0 But były to przedziały: (0 - 8% GC, 38 - 57% GC oraz 61 - 100% GC) (Ryc. 49F). W Chodzie 15 i 15ZG różnice były notowane w całej dziedzinie cyklu chodu (Ryc. 49G, H).



Ryc. 49 SPM liczone dla kątów generowanych w prawym stawie biodrowym w płaszczyźnie poprzecznej odpowiednio dla: A. Chodu 0, B. Chodu 0 But, C. Chodu 15 i D. Chodu 15ZG oraz w lewym stawie biodrowym odpowiednio dla: E. Chodu 0, F. Chodu 0 But, G. Chodu 15, H. Chodu 15ZG, gdzie: obszary kolorowe oznaczają różnice istotne statystycznie w odniesieniu do krzywych w chodzie swobodnym, $p < 0.05$.

Na poziomie prawej strony miednicy, analiza pola wektorowego SPM $\{t\}$ przy użyciu testu t wykazała różnice istotne statystycznie między krzywymi wzorcowymi, którymi były trajektorie kąta miednicy w płaszczyźnie poprzecznej w chodzie swobodnym a tymi, które były otrzymane podczas chodów w każdym ustawieniu ortezy Walker z wyjątkiem Chodu w ortezie ustawionej na 15° zgięcia (Ryc. 50D). Zarówno w Chodzie 0 jaki i w Chodzie 15 były notowane różnice istotne statystycznie w przedziale (0 - 2% GC). W Chodzie 0 i Chodzie 0 But były widoczne duże obszary różnic obejmujące odpowiednio przedziały (25 - 70% GC) (Ryc. 50A) i (70 - 100% GC) (Ryc. 50B).

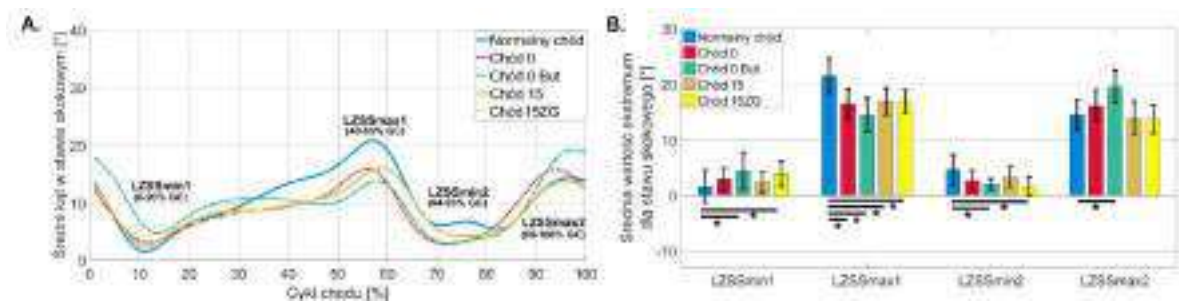
Dla lewej strony miednicy różnice były obecne w tych samych przedziałach dla Chodu 0 But i Chodu 15: (0 - 17% GC i 35 - 55% GC) (Ryc. 50F, G). W Chodzie 0 był to przedział (25 - 84% GC) (Ryc. 50E) a w Chodzie 15ZG - (18 - 62% GC oraz 68 - 100% GC) (Ryc. 50H).



Ryc. 50 SPM liczone dla kątów ustawienia prawej strony miednicy w płaszczyźnie poprzecznej odpowiednio dla: A. Chodu 0, B. Chodu 0 But, C. Chodu 15 i D. Chodu 15ZG oraz w lewej strony miednicy odpowiednio dla: E. Chodu 0, F. Chodu 0 But, G. Chodu 15, H. Chodu 15ZG, gdzie: obszary kolorowe oznaczają różnice istotne statystycznie w odniesieniu do krzywych w chodzie swobodnym, $p < 0.05$.

4.2.3.3. Analiza parametryczna

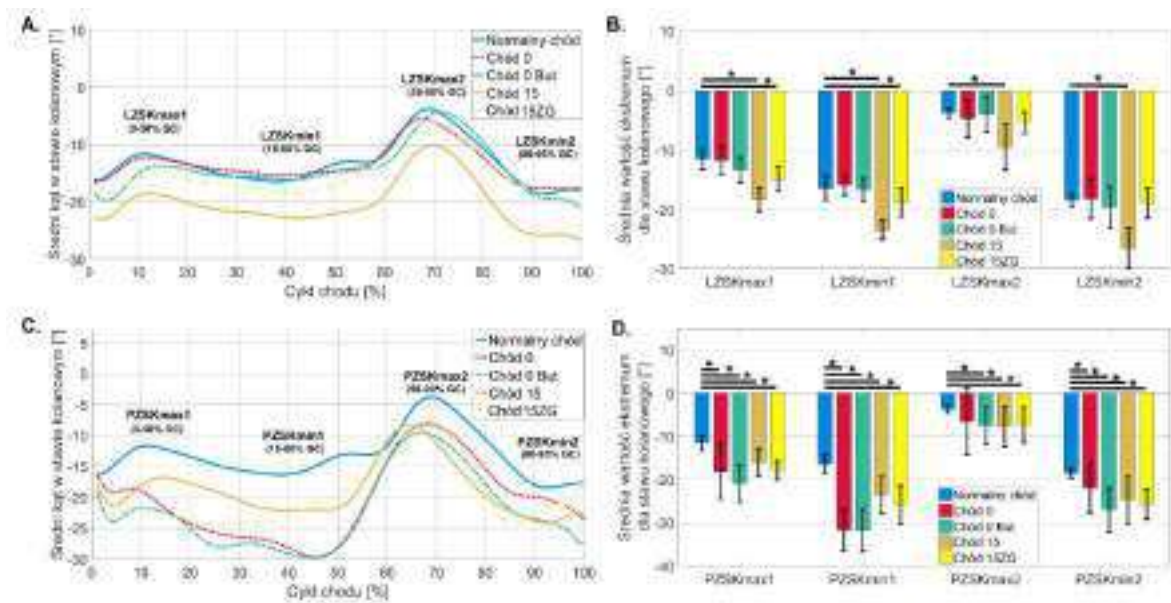
W lewym stawie skokowym dla każdego analizowanego piksu zanotowano rozkłady różne od normalnych. Stosując test Kruskala-Wallisa znaleziono różnice między chodem swobodnym a Chodem 0 But ($p = 0.0321$) i Chodem 15ZG ($p = 0.0274$) w fazie Loading Response (Ryc. 51A - B). W każdym z przypadków, noszenie ortezy powodowało zwiększenie rotacji wewnętrznej w tej fazie. Dla piksu LZSSmax1 obecnego w fazie Pre-Swing zanotowano istotnie statystycznie niższe wartości rotacji wewnętrznej między chodem swobodnym a chodami w każdym ustawieniu ortezy: H (4, N = 108) = 52.92, $p = 0.0001$. Wartość rotacji wewnętrznej obecna w fazie Mid Swing w chodzie swobodnym była wyższa od tej osiągananej w innych chodach, a istotnie tylko dla Chodu 0 But ($p = 0.0043$) i Chodu 15ZG ($p = 0.0001$). W fazie Terminal Swing, wartość rotacji wewnętrznej była mniejsza od tej notowanej dla pozostałych chodów, ale istotnie tylko dla Chodu 0 But ($p = 0.0001$) (Ryc. 51A - B).



Ryc. 51 Zestawienie średnich wartości przebiegów kątów w stawie skokowym bez ortezy w płaszczyźnie poprzecznej. A. Średnie przebiegi kątowe w dziedzinie cyklu chodu dla poszczególnych chodów, B. Średnie i odchylenia standardowe wartości ekstremów, gdzie wartości dodatnie oznaczają rotację wewnętrzną a ujemne rotację zewnętrzną, * - różnice istotne statystycznie dla $p < 0.05$.

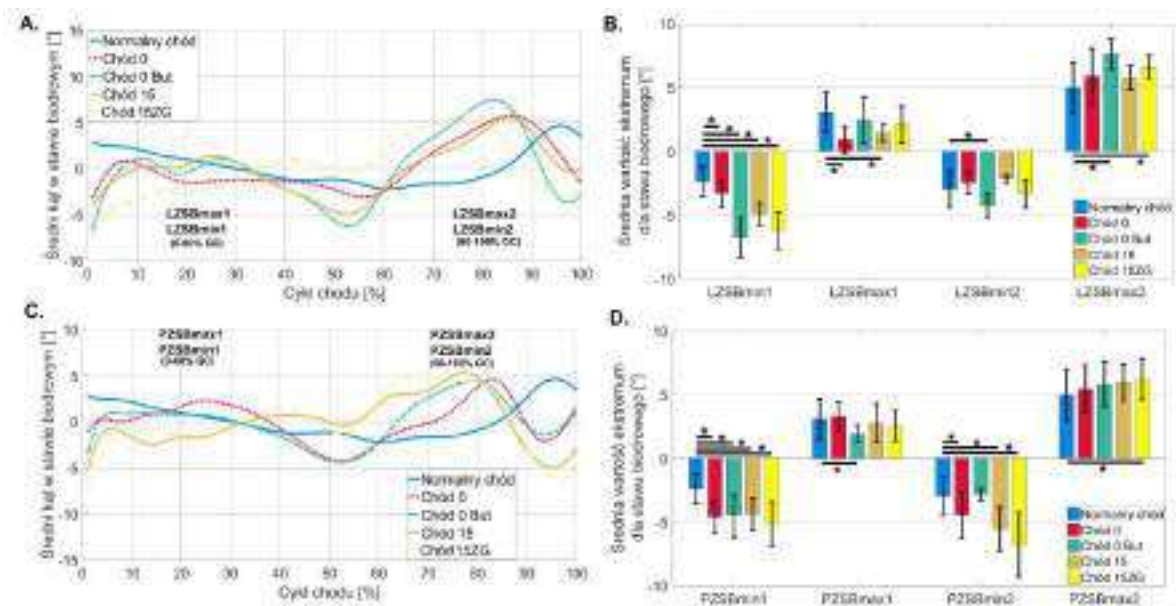
W przypadku obydwu stawów kolanowych, rozkłady różne od normalnych były obecne dla większości szczytowych pików rotacji. Stosując test Kruskala-Wallisa wykazano, że w całej fazie podporu zarówno dla parametru LZSKmax1 i LZSKmin1 istotnie statystycznie ($p = 0.0001$) niższe rotacje wewnętrzne są dla chodu swobodnego w odniesieniu do Chodu 15 i 15ZG. Podobna zależność jest notowana dla fazy przeniesienia, ale istotność statystyczna tylko między wartościami osiąganymi w chodzie swobodnym i Chodzie 15 (Ryc. 52A - B).

Dla prawego stawu kolanowego, dla wszystkich chodów jest obserwowana rotacja zewnętrzna. Istotne różnice ($p = 0.0001$) znaleziono dla wszystkich kombinacji chodu swobodnego i chodu w różnych ustawieniach ortezy. Najniższe wartości były dla chodu swobodnego a najwyższe dla chodu w ortezie ustawionej w pozycji neutralnej, zarówno w bucie sportowym jaki i bez na przeciwnej kończynie (Ryc. 52C - D).



Ryc. 52 Zestawienie średnich wartości przebiegów kątów w stawie kolanowym w płaszczyźnie poprzecznej. A. Średnie przebiegi kątowe dla stawu kolanowego bez ortezy, B. Średnie i odchylenia standardowe dla wartości ekstremów dla kończyny bez ortezy, C. Średnie przebiegi kątowe dla kończyny w ortezie, D. Średnie i odchylenia standardowe wartości dla kończyny w ortezie, gdzie wartości dodatnie oznaczają rotację wewnętrzną a ujemne rotację zewnętrzną, * - różnice istotne statystycznie dla $p < 0.05$.

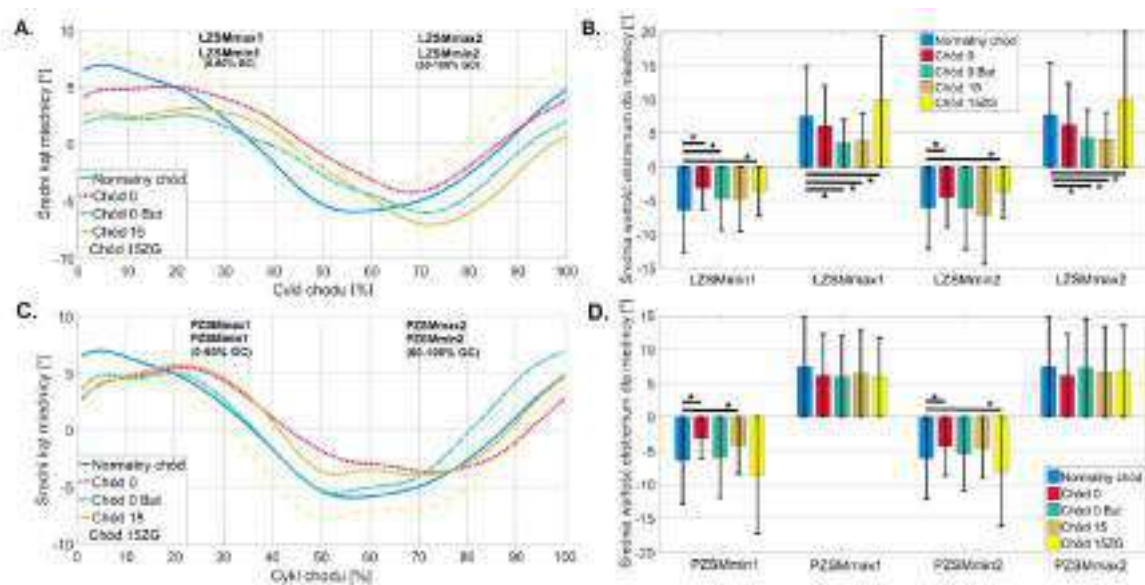
Podobnie jak dla stawów kolanowych – parametry oceniające staw biodrowy w większości przypadków miały rozkłady różne od normalnych. Dla obydwu stawów biodrowych piki ZSBmin1 określały wartość rotacji zewnętrznej w fazie podporu, która była istotnie niższa dla chodu swobodnego w odniesieniu do wszystkich innych chodów w ortezie. Dla prawego stawu biodrowego w fazie przenoszenia (pik PZSBmin2), rotacja zewnątrz w chodzie swobodnym była istotnie niższa niż ta w Chodzie 0 ($p = 0.0337$), Chodzie 15 ($p = 0.0001$) i Chodzie 15ZG ($p = 0.0001$) (Ryc. 53A - D). W lewym stawie biodrowym wartości pików LZSBmin2 były bardziej wyrównane z wyjątkiem pików dla Chodu 0 But. Wartości dodatnie odpowiadają rotacji wewnętrznej, która była zarówno dla prawej i lewej kończyny w fazie podporu istotnie wyższa w chodzie swobodnym w odniesieniu do Chodu 0 But (tylko kończyna w ortezie), Chodu 0 i Chodu 15 (kończyna bez ortezy). W fazie przenoszenia dla obydwu stawów biodrowych obecne rotacje wewnętrzne (ZSBmax2) były niższe w chodzie swobodnym. W obydwu przypadkach istotnie ($p = 0.0001$) dla Chodu 15ZG (Ryc. 53A - D).



Ryc. 53 Zestawienie średnich wartości przebiegów kątów w stawie biodrowym w płaszczyźnie poprzecznej. A. Średnie przebiegi kątowe dla stawu kolanowego bez ortezy, B. Średnie i odchylenia standardowe dla wartości ekstremów dla kończyny bez ortezy, C. Średnie przebiegi kątowe dla kończyny w ortezie, D. Średnie i odchylenia standardowe wartości dla kończyny w ortezie, gdzie wartości dodatnie oznaczają rotację wewnętrzną a ujemne zewnętrzną, * - różnice istotne statystycznie dla $p < 0.05$.

Podobnie jak dla pozostałych stawów – parametry oceniające położenie kątowe miednicy w płaszczyźnie poprzecznej w większości przypadków miały rozkłady różne od normalnych. Po zastosowaniu testu post-hoc dla testu Kruskala-Wallisa otrzymano, że dla prawej kończyny dolnej wartości minimalne świadczące o rotacji zewnętrznej są zarówno w fazie podporu (PZSMmin1) jak i w fazie przeniesienia (PZSMmin2) istotnie mniejsze w chodzie w ortezie ustawionej w pozycji neutralnej (Chód 0). Istotnie mniejsze wartości zanotowano również dla w Chodzie 15 dla piku PZSMmin1. Dla Chodu 15ZG otrzymano istotnie wyższe wartości minimalne notowane w fazie przeniesienia w odniesieniu do wartości notowanych w chodzie swobodnym (Ryc. 54D).

Dla lewej strony miednicy w tych samych momentach cyklu chodu zanotowano istotnie mniejsze wartości rotacji zewnętrznej również dla Chodu 0 i dodatkowo dla Chodu 15ZG, a także dla Chodu 0 But (LZSMmin1) w odniesieniu do chodu swobodnego (Ryc. 54B). Dla wartości maksymalnych obecnych w fazie podporu i przeniesienia istotnie mniejsze wartości rotacji wewnętrznej odnotowano tylko dla lewej strony dla Chodu 15 i Chodu 0 But w odniesieniu do chodu swobodnego, a istotnie wyższe dla Chodu 15ZG (Ryc. 54A - B).



Ryc. 54 Zestawienie średnich wartości przebiegów kątów dla miednicy w płaszczyźnie poprzecznej. A. Średnie przebiegi kątowe dla miednicy kończyny bez ortezy, B. Średnie i odchylenia standardowe dla wartości ekstremów dla kończyny bez ortezy, C. Średnie przebiegi kątowe dla kończyny w ortezie, D. Średnie i odchylenia standardowe wartości dla kończyny w ortezie, gdzie wartości dodatnie oznaczają rotację wewnętrzną a ujemne zewnętrzną, * - różnice istotne statystycznie dla $p < 0.05$.

4.3. Parametry kinetyczne

W tym rozdziale zostaną omówione momenty sił mięśniowych, moce i siły reakcji podłoża w każdej płaszczyźnie. Podobnie jak dla parametrów kinematycznych zostanie dokonana analiza porównawcza przy pomocy metody DTW, SPM oraz metody parametryzacji.

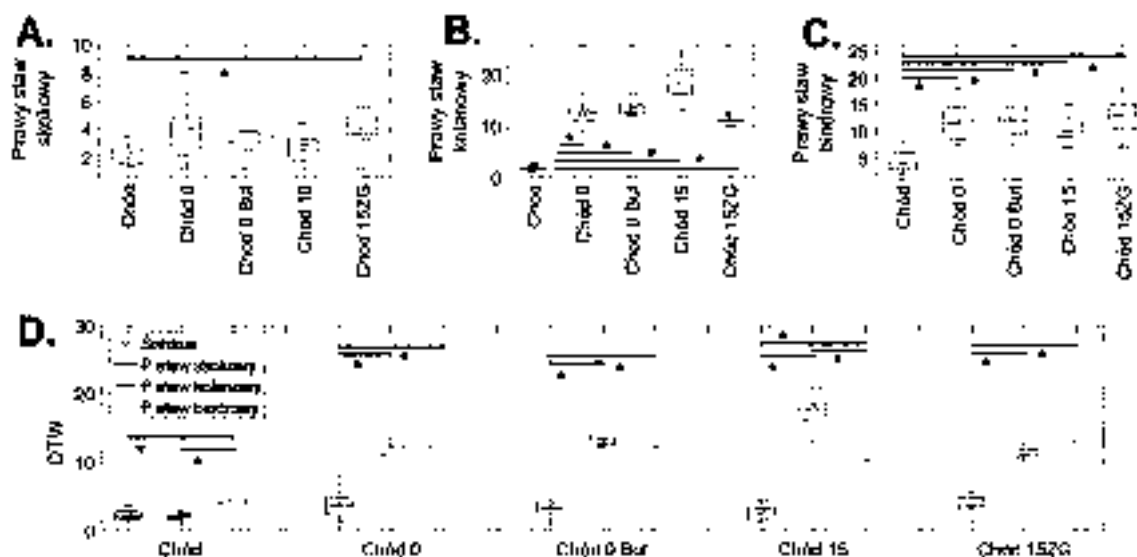
4.3.1. Momenty sił mięśniowych

4.3.1.1. Płaszczyzna strzałkowa

4.3.1.1.1. Analiza przy użyciu metody DTW

A. Prawa kończyna dolna

We wszystkich pięciu grupach (rodzaj chodu) i dla wszystkich trzech zmiennych (wartości DTW dla przebiegów momentów sił mięśniowych w trzech stawach w płaszczyźnie strzałkowej) sprawdzono zgodność rozkładu empirycznego z rozkładem normalnym stwierdzając, że w zdecydowanej większości rozkłady są znamienne różne. Wobec powyższego zbadano czy w obrębie każdej zmiennej wyniki w grupach różnią się pomiędzy sobą. Wykorzystując test post-hoc dla nieparametrycznego testu ANOVA Kruskala-Wallisa otrzymano, że zachodzi różnica istotna statystycznie ($p = 0.0001$) między wartościami referencyjnymi DTW liczonymi dla stawu kolanowego i biodrowego a wartościami DTW liczonymi dla pozostałych chodów w tych stawach (Ryc. 55B - C). Dla stawu skokowego nałożenie ortezy i ustawienie jej w 15° zgięcia (Chód 15ZG) spowodowało istotny wzrost ($p = 0.0001$) wartości DTW w odniesieniu do chodu swobodnego (Ryc. 55A). Warto podkreślić, że w chodzie swobodnym dla wszystkich stawów wartości referencyjne były najniższe (Ryc. 55D).



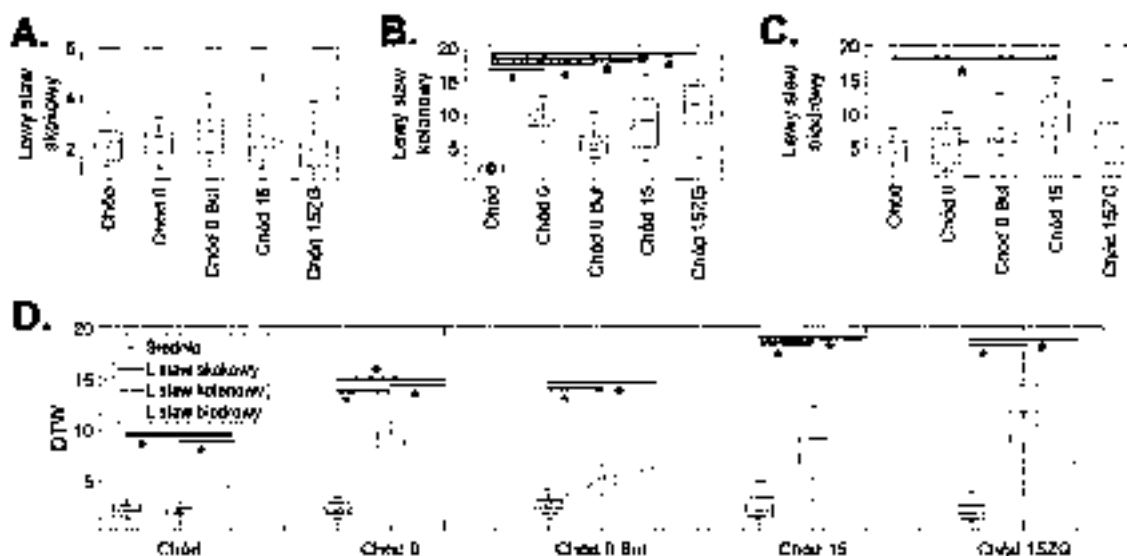
Ryc. 55 Wpływ ustawień ortezy Walker na momenty sił mięśniowych stawów prawej kończyny dolnej w płaszczyźnie strzałkowej. A – C. Wyniki algorytmu DTW dla momentów sił mięśniowych stawu skokowego, kolanowego i biodrowego. D. Zestawienie wartości DTW dla kolejnych stawów podczas chodu w każdym ustawieniu buta Walker. Środkowa linia wskazuje medianę, kółko – wartość średnią a dolna i górna krawędź pudełka odpowiednio 25 i 75 centyl. Wąsy rozciągają się na najbardziej skrajne punkty danych, które nie są uważane za wartości odstające; * - różnice istotne statystycznie dla $p < 0.05$.

Porównując między sobą poziom wartości DTW liczonych dla stawów kończyny dolnej w obrębie danego chodu można zauważyć, że istotne różnice występują między stawem skokowym a stawami biodrowym oraz kolanowym, gdzie istotnie mniejsze wartości ($p = 0.0001$) są w stawie skokowym. Taka tendencja utrzymuje się dla wszystkich chodów w ortezie (Ryc. 55D). Inaczej jest tylko dla chodu swobodnego, gdzie w stawie biodrowym następuje istotny wzrost ($p = 0.0001$) wartości DTW w odniesieniu do tych liczonych dla stawu kolanowego.

B. Lewa kończyna dolna

Podobnie jak w przypadku prawej kończyny dolnej, większość zmiennych miała rozkłady różne od normalnych. Wobec powyższego zbadano czy w obrębie każdej zmiennej wyniki w grupach różnią się pomiędzy sobą. Wykorzystując test post-hoc dla nieparametrycznego testu ANOVA Kruskala-Wallisa otrzymano, że zachodzi różnica istotna statystycznie ($p = 0.0001$) między wartościami referencyjnymi DTW liczonymi dla stawu kolanowego a wartościami DTW liczonymi dla pozostałych chodów w tym stawie (Ryc. 56B). Dla stawu biodrowego nałożenie ortezy i ustawienie jej w 15° wyprostu

(Chód 15) spowodowało istotny wzrost ($p = 0.0001$) wartości DTW w odniesieniu do chodu swobodnego (Ryc. 56C).



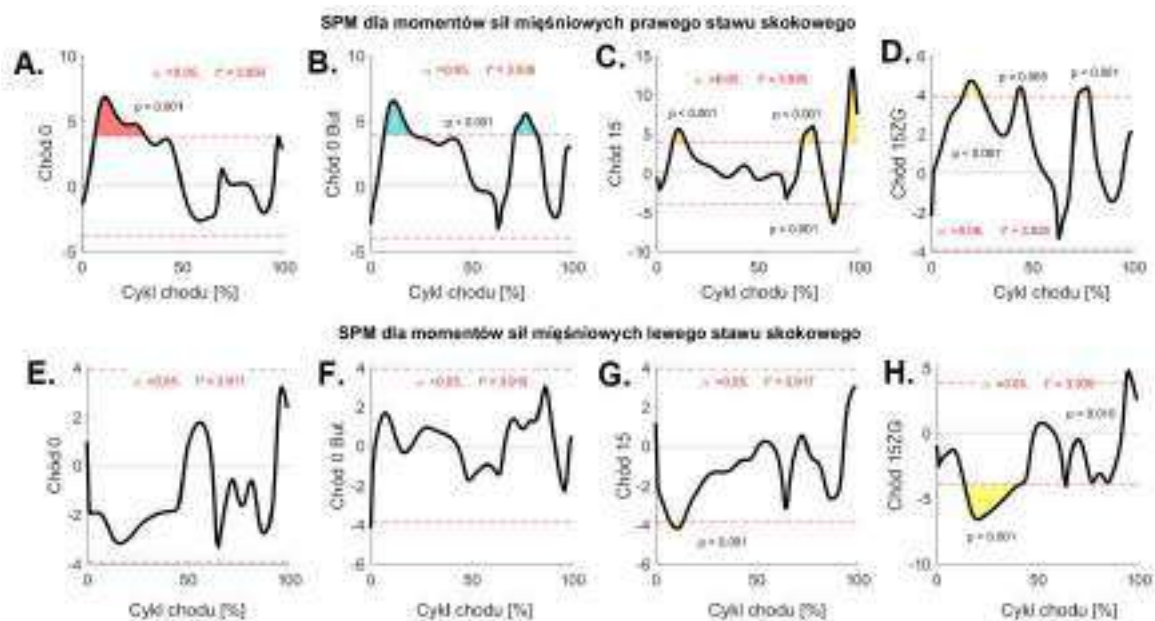
Ryc. 56 Wpływ ustawień ortyzy Walker na momenty sił mięśniowych stawów lewej kończyny dolnej w płaszczyźnie strzałkowej. A – C. Wyniki algorytmu DTW dla momentów sił mięśniowych stawu skokowego, kolanowego i biodrowego. D. Zestawienie wartości DTW dla kolejnych stawów podczas chodu w każdym ustawieniu buta Walker. Środkowa linia wskazuje medianę, kółko – wartość średnią a dolna i górna krawędź pudełka odpowiednio 25 i 75 centyl. Wąsy rozciągają się na najbardziej skrajne punkty danych, które nie są uważane za wartości odstające; * - różnice istotne statystycznie dla $p < 0.05$.

Porównując między sobą poziom wartości DTW liczonych dla stawów kończyny dolnej w obrębie danego chodu można zauważyć, że istotne niższe wartości DTW występują dla stawu skokowego w odniesieniu do tych liczonych dla stawu biodrowego ($p = 0.0001$) dla wszystkich chodów (Ryc. 56D). Podobna tendencja jest dla stawu kolanowego (z wyjątkiem chodu swobodnego). Ogólnie, najwyższe średnie wartości DTW występują dla stawu kolanowego w Chodzie 15ZG.

4.3.1.2. Analiza przy użyciu metody SPM

Na poziomie lewego stawu skokowego (bez ortezy), analiza pola wektorowego SPM {t} przy użyciu testu t wykazała różnice istotne statystycznie między krzywymi wzorcowymi, którymi były trajektorie momentów sił mięśniowych w stawie skokowym w chodzie swobodnym a tymi otrzymanymi w Chodzie 15 i 15ZG. Największe różnice występowały w fazach Mid Stance i Terminal Swing dla Chodu 15ZG (13 - 40% cyklu chodu oraz 93 - 97% cyklu chodu) i w fazie Loading Response dla Chodu 15 (7 - 15% GC) (Ryc. 57G, H).

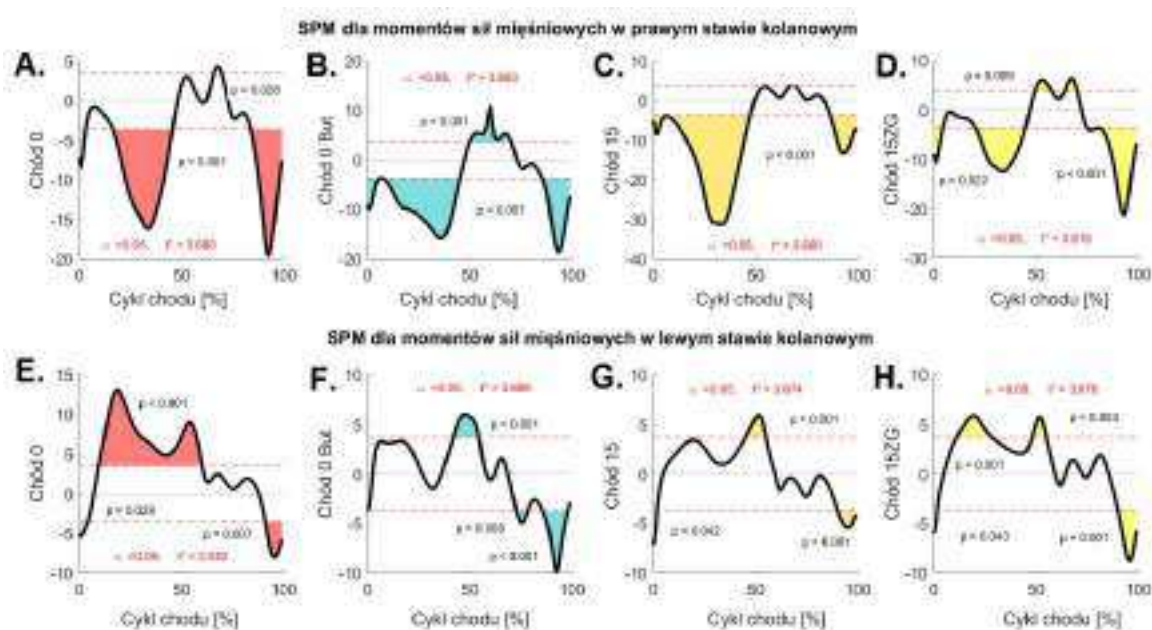
Na poziomie prawego stawu skokowego, w Chodzie 0 różnice istotne statystycznie zanotowano dla fazy Loading Response i fazy Mid Stance (6 - 30% GC) (Ryc. 57A). Dla Chodu 0 But, różnice były widoczne w przedziale (6 - 21% GC i 71 - 82% GC) (Ryc. 57B). W Chodzie 15 różnice były notowane w trzech przedziałach: (7 - 14%GC, 71 - 78% GC, 84 - 100% GC) (Ryc. 57C). W Chodzie 15ZG różnice zaobserwowano w trzech przedziałach (15 - 25% GC, 42 - 45% GC, 72 - 78% GC) (Ryc. 57D).



Ryc. 57 SPM liczone dla momentów sił mięśniowych generowanych w prawym stawie skokowym w płaszczyźnie strzałkowej odpowiednio dla: A. Chodu 0, B. Chodu 0 But, C. Chodu 15 i D. Chodu 15ZG oraz w lewym stawie skokowym odpowiednio dla: E. Chodu 0, F. Chodu 0 But, G. Chodu 15, H. Chodu 15ZG, gdzie: obszary kolorowe oznaczają różnice istotne statystycznie w odniesieniu do krzywych w chodzie swobodnym, $p < 0.05$.

W momentów sił mięśniowych generowanych w prawym stawie kolanowym różnice były zdecydowanie bardziej zauważalne niż w stawie skokowym. W Chodzie 0 różnice istotne statystyczne były obecne w środkowej części fazy podporu i końcowej przeniesienia: (16 - 45% GC oraz 80 - 100% GC) (Ryc. 58A). W Chodzie 0 But istotne różnice dotyczyły prawie całej dziedziny chodu w przedziale (0 - 70% GC oraz 85 - 100% GC) (Ryc. 58B). W Chodzie 15 różnice zauważalne były w przedziałach: (0 - 47% GC oraz 85 - 100% GC) (Ryc. 58C). W Chodzie 15ZG w przedziałach: (0 - 5% GC, 20 - 57% GC i 63 - 100% GC) (Ryc. 58D).

Dla lewego stawu kolanowego w Chodzie 0 różnice były notowane w prawie całej fazie podporu i końcówce fazy przeniesienia: (10 - 60% GC i 90 - 100% GC) (Ryc. 58E). W Chodzie 0 But różnice odnotowano w trzech przedziałach: (40 - 55% GC, 70 - 78% GC i 85 - 100% GC) (Ryc. 58F). W Chodzie 15 odnotowano najmniej istotnych różnic, bo tylko w przedziale: (45 - 55% GC, 89 - 100% GC), a w Chodzie 15ZG istotne różnice były w przedziałach: (11 - 30% GC, 48 - 55% GC i 90 - 100% GC) (Ryc. 58G, H).

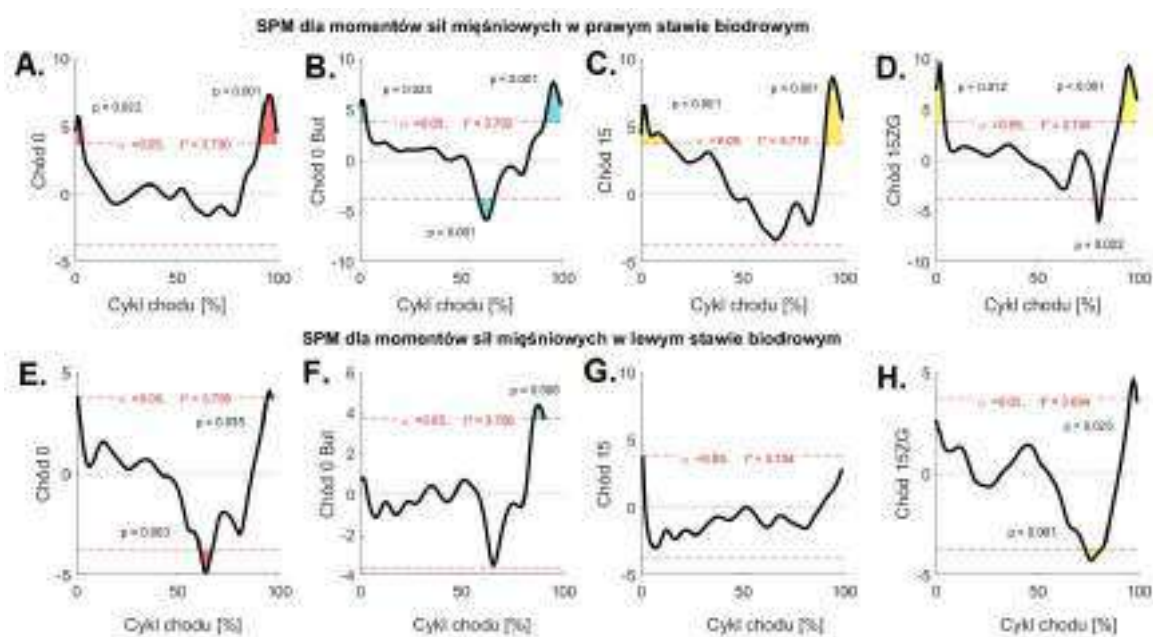


Ryc. 58 SPM liczone dla momentów sił mięśniowych generowanych w prawym stawie kolanowym w płaszczyźnie strzałkowej odpowiednio dla: A. Chodu 0, B. Chodu 0 But, C. Chodu 15 i D. Chodu 15ZG oraz w lewym stawie kolanowym odpowiednio dla: E. Chodu 0, F. Chodu 0 But, G. Chodu 15, H. Chodu 15ZG, gdzie: obszary kolorowe oznaczają różnice istotne statystycznie w odniesieniu do krzywych w chodzie swobodnym, $p < 0.05$.

Dla momentów sił mięśniowych generowanych w prawym stawie biodrowym w każdym chodzie istnieją różnice istotne statystycznie w przedziale (0 - 5% GC i 90 -

100% GC) z wyjątkiem Chodu 15, gdzie różnice występują nie tylko w fazie Initial Contact ale również w fazie Loading Response (0 - 14% GC) (Ryc. 59A - D).

Dla momentów sił mięśniowych generowanych w lewym stawie biodrowym w Chodzie 0, Chodzie 0 But i Chodzie 15ZG różnice występują w końcowej fazie przeniesienia (90 - 100% GC). Dodatkowo różnice są obecne w Chodzie 0 (60 - 70% GC) i w Chodzie 15ZG (70 - 80% GC) (Ryc. 59E - H).

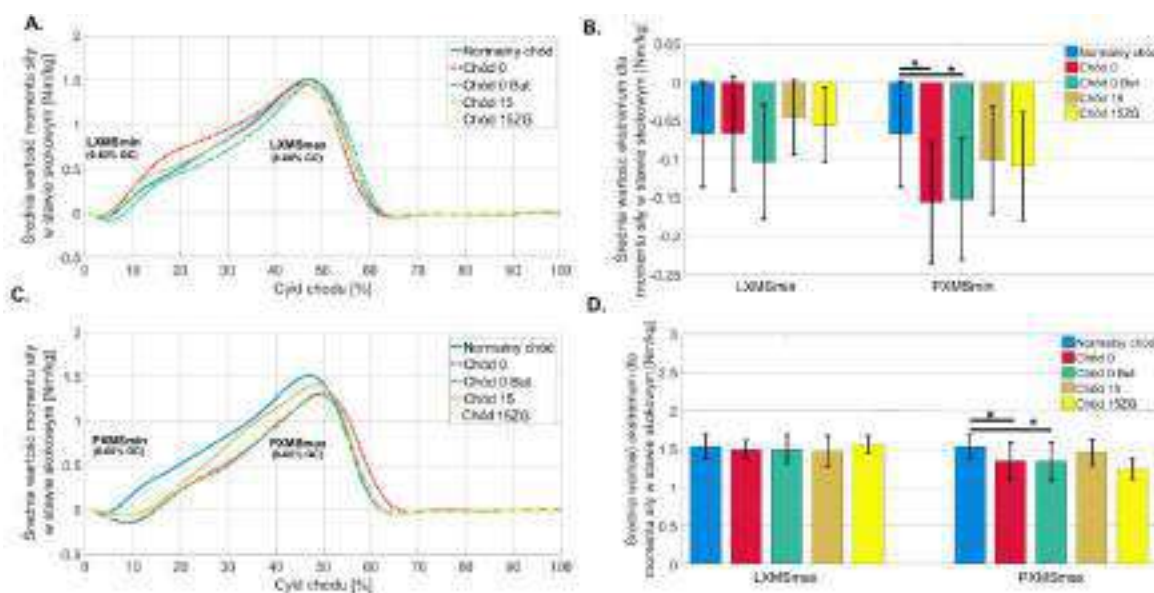


Ryc. 59 SPM liczone dla momentów sił mięśniowych generowanych w prawym stawie biodrowym w płaszczyźnie strzałkowej odpowiednio dla: A. Chodu 0, B. Chodu 0 But, C. Chodu 15 i D. Chodu 15ZG oraz w lewym stawie biodrowym odpowiednio dla: E. Chodu 0, F. Chodu 0 But, G. Chodu 15, H. Chodu 15ZG, gdzie: obszary kolorowe oznaczają różnice istotne statystycznie w odniesieniu do krzywych w chodzie swobodnym, $p < 0.05$.

4.3.1.2.1. Analiza parametryczna

W stawie skokowym zarówno lewym i prawym dla parametru XMSmin znaleziono rozkłady różne od normalnych. Analizując momenty sił mięśniowych w lewym stawie skokowym nie znaleziono różnic istotnych statystycznie dla wartości minimalnych obecnych w fazie Loading Response. Natomiast dla prawego stawu skokowego zanotowano różnice istotne statystycznie ($p = 0.0001$) między chodem swobodnym a chodem w orzezie ustawionej w pozycji neutralnej (w obuwiu i bez niego na przeciwnej kończynie dolnej). W obydwu przypadkach wartości były 2.5 razy większe niż te osiągnięte w chodzie swobodnym (Ryc. 60A - B). Dla wartości maksymalnych obecnych w fazie podporu uzyskano rozkłady normalne. Po zastosowaniu jednoczynnikowej analizy

wariancji ANOVA, nie znaleziono różnic istotnych statystycznie między chodem swobodnym a chodami w ortezie. Dla prawego stawu skokowego istotnie niższe wartości w odniesieniu do chodu swobodnego zanotowano dla Chodu 0 ($p = 0.0059$), Chodu 0 But ($p = 0.0042$) i Chodu 15Zg ($p = 0.0001$) (Ryc. 60C).

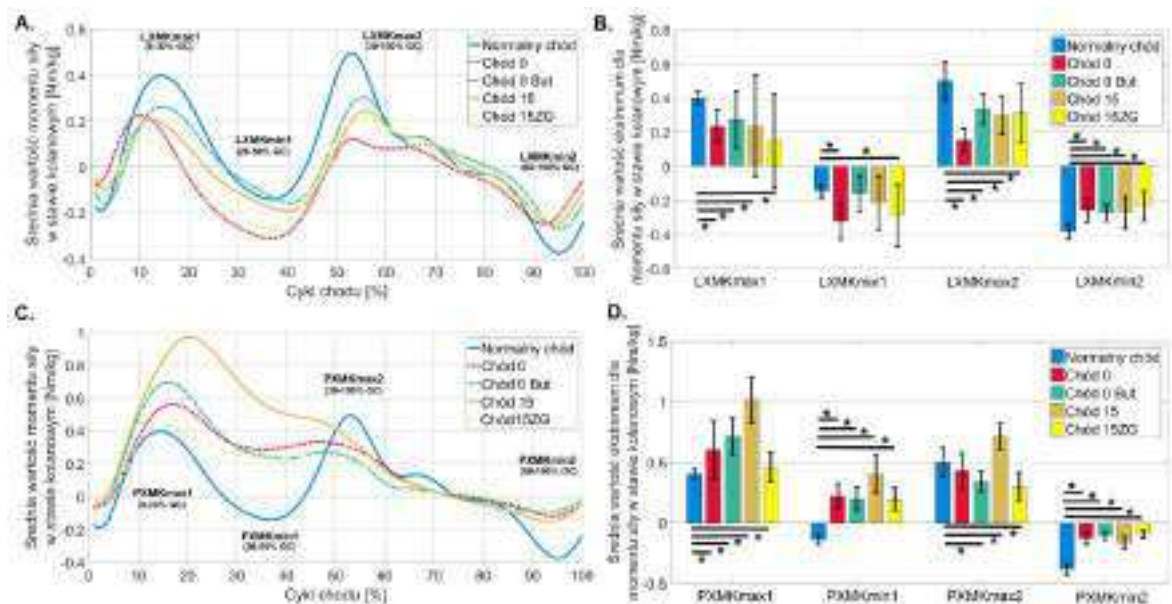


Ryc. 60 Zestawienie średnich przebiegów wartości momentów sił mięśniowych w stawie skokowym w płaszczyźnie strzałkowej. A. Średnie przebiegi dla stawu skokowego bez ortezy, B. Średnie i odchylenia standardowe dla wartości maksimów dla obu kończyn, C. Średnie i odchylenia standardowe dla wartości minimów dla obu kończyn, gdzie wartości dodatnie oznaczają zgięcie podeszwowe a ujemne grzbietowe, * - różnice istotne statystycznie dla $p < 0.05$.

Dla momentów sił mięśniowych w lewym stawie kolanowym zanotowano rozkłady różne od normalnych dla wszystkich zmiennych. Dla lewego stawu kolanowego dla maksymalnych pików LXMKmax1 i LXMKmax2, uzyskano istotne wyższe ($p = 0.0001$) wartości momentów sił mięśniowych generowanych przez prostowniki stawu kolanowego w chodzie swobodnym niż w pozostałych chodach (Ryc. 61A). Dla fazy Mid Stance wartości momentów sił mięśniowych generowanych przez zginacze stawu kolanowego były niższe w chodzie swobodnym, a istotnie niższe tylko w odniesieniu do Chodu 0 i 15ZG. Natomiast w fazie Terminal Swing, wartości generowane przez zginacze stawu kolanowego były istotnie ($p = 0.0001$) wyższe w chodzie swobodnym w odniesieniu do pozostałych chodów w ortezie (Ryc. 61A - B).

Dla pików momentów sił mięśniowych generowanych w prawym stawie kolanowym uzyskano rozkłady normalne, z wyjątkiem Chodu 15 dla pików min2. Po zastosowaniu analizy ANOVA otrzymano różnice istotne statystycznie między chodem swobodnym

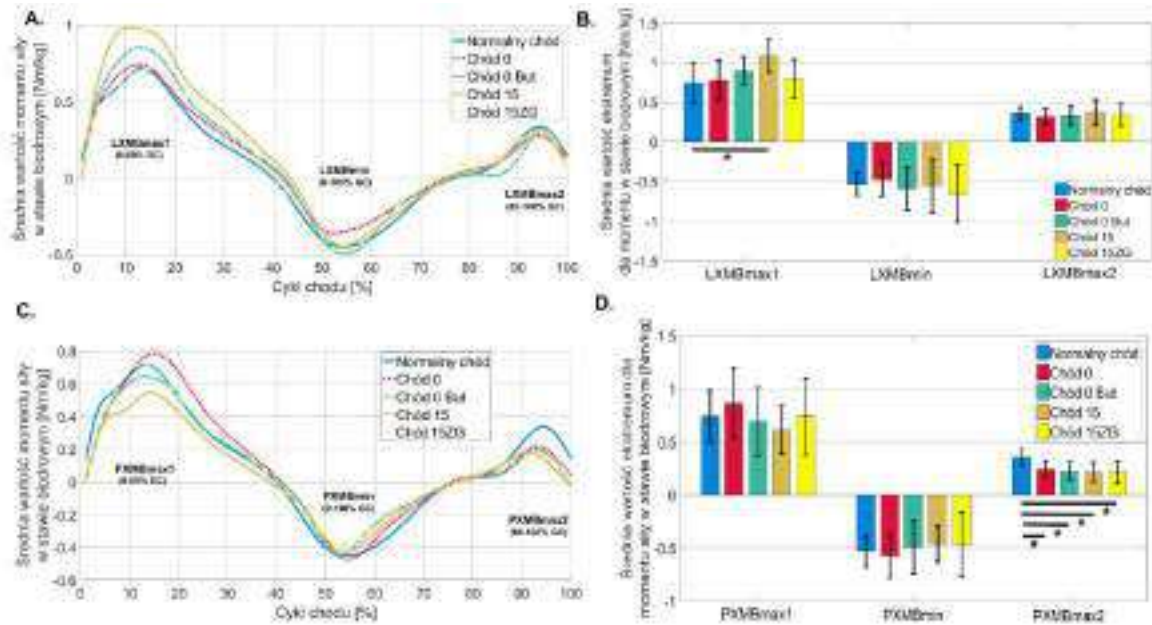
a wszystkim innymi chodami w orzezie dla pików PXMKmax1, PXMKmin1 i PXMKmin2 ($p = 0.0001$). Dla pików PXMKmax2 otrzymano różnice istotne statystycznie ($p = 0.0001$) tylko między chodem swobodnym a Chodem 0 But, 15 i 15ZG. W fazie Loading Response momenty sił mięśniowych generowanych przez zginacze stawu kolanowego (PXMKmax1) były istotnie wyższe w każdym chodzie w orzezie. Natomiast dla PXMKmax2, wyższe momenty sił mięśniowych generowanych przez zginacze stawu kolanowego były tylko w Chodzie 15 (Ryc. 61D). W fazie Mid Stance, gdzie w chodzie swobodnym był obserwowany moment generowany przez prostowniki stawu kolanowego (PXMKmin1), w pozostałych chodach dalej większe momenty sił mięśniowych były generowane przez zginacze. Taka tendencja utrzymywała się również w fazie Terminal Swing (Ryc. 61C - D).



Ryc. 61 Zestawienie średnich przebiegów wartości momentów sił mięśniowych w stawach kolanowych w płaszczyźnie strzałkowej. A. Średnie przebiegi dla stawu kolanowego kończyny bez orzezy, B. Średnie i odchylenia standardowe dla wartości ekstremów dla kończyny bez orzezy, C. Średnie przebiegi dla stawu kolanowego kończyny w orzezie, D. Średnie i odchylenia standardowe dla wartości ekstremów dla kończyny w orzezy, gdzie wartości dodatnie oznaczają moment zginający a ujemne – moment prostujący, * - różnice istotne statystycznie dla $p < 0.05$.

Dla stawu biodrowego zarówno lewego jaki i prawego dla każdego pików przynajmniej w jednym chodzie rozkłady były różne od normalnego. Po zastosowaniu testu Kruskala-Wallisa, dla lewego stawu biodrowego w fazie Loading Response otrzymano istotne wyższe ($p = 0.0001$) wartości generowane przez zginacze stawu biodrowego w Chodzie 15 w odniesieniu do chodu swobodnego (Ryc. 62A - B). Dla

prawego stawu biodrowego istotnie wyższe wartości generowane przez zginacze stawu biodrowego otrzymano tylko w fazie Terminal Swing dla chodu swobodnego w odniesieniu do pozostałych chodów w ortezie ($p = 0.0001$) (Ryc. 62C - D).



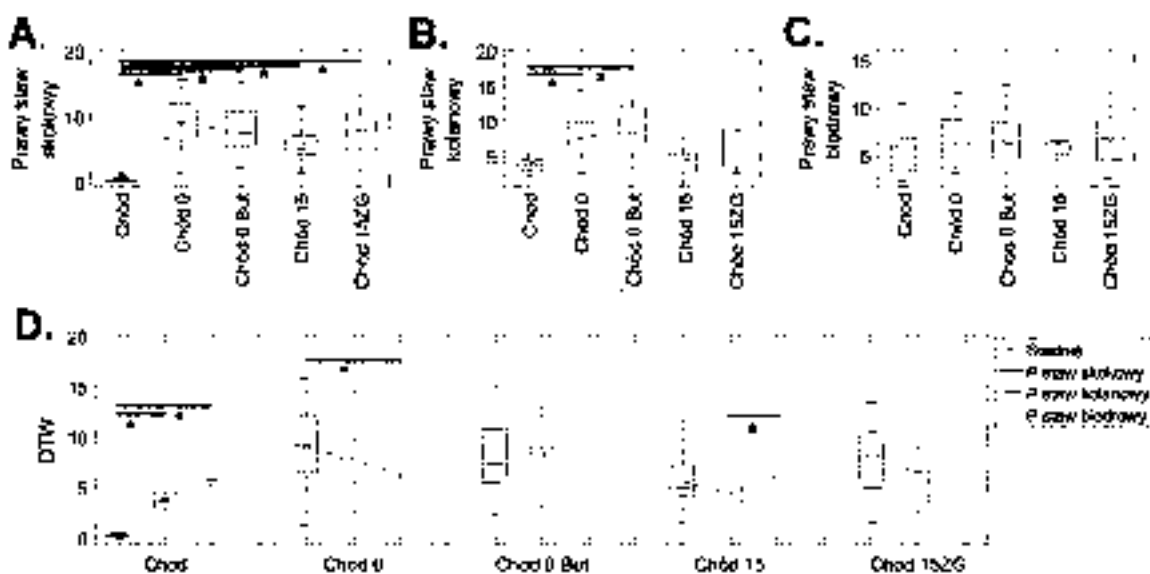
Ryc. 62 Zestawienie średnich wartości momentów sił mięśniowych w stawach biodrowych w płaszczyźnie strzałkowej. A. Średnie przebiegi dla stawu biodrowego kończyny bez ortezy, B. Średnie i odchylenia standardowe dla wartości ekstremów dla kończyny bez ortezy, C. Średnie przebiegi dla stawu biodrowego kończyny w ortezie, D. Średnie i odchylenia standardowe dla wartości ekstremów dla kończyny w ortezie, gdzie wartości dodatnie oznaczają moment zginający a ujemne – moment prostujący * - różnice istotne statystycznie dla $p < 0.05$.

4.3.1.3. Płaszczyzna czołowa

4.3.1.3.1. Analiza przy użyciu metody DTW

A. Prawa kończyna dolna

We wszystkich pięciu grupach (rodzaj chodu) i dla wszystkich trzech zmiennych (wartości DTW dla przebiegów momentów sił mięśniowych w trzech stawach w płaszczyźnie czołowej) sprawdzono zgodność rozkładu empirycznego z rozkładem normalny stwierdzając, że w zdecydowanej większości rozkłady są znamienne różne. Wobec powyższego zbadano czy w obrębie każdej zmiennej wyniki w grupach różnią się pomiędzy sobą. Wykorzystując test post-hoc dla nieparametrycznego testu ANOVA Kruskala-Wallisa otrzymano, że dla stawu skokowego istotnie mniejsze ($p = 0.0001$) wartości DTW są widoczne dla chodu swobodnego w odniesieniu do wartości DTW liczonych dla pozostałych chodów (Ryc. 63A). Założenie ortezy istotnie wpłynęło na staw kolanowy. W odniesieniu do wartości DTW dla chodu swobodnego, istotnie wyższe wartości zanotowano dla Chodu 0 ($p = 0.0051$) i Chodu 0 But ($p = 0.0005$) (Ryc. 63B).

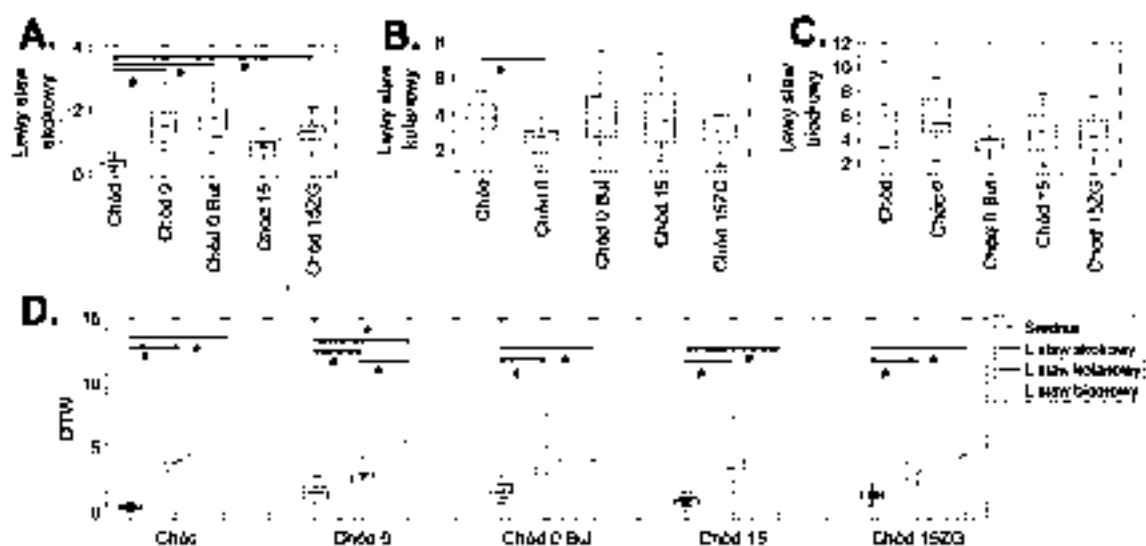


Ryc. 63 Wpływ ustawień ortezy Walker na momenty sił mięśniowych stawów prawej kończyny dolnej w płaszczyźnie czołowej. A – C. Wyniki algorytmu DTW dla momentów sił mięśniowych stawu skokowego, kolanowego i biodrowego. D. Zestawienie wartości DTW dla kolejnych stawów podczas chodu w każdym ustawieniu buta Walker. Środkowa linia wskazuje medianę, kółko – wartość średnią a dolna i górna krawędź pudełka odpowiednio 25 i 75 centyl. Wąsy rozciągają się na najbardziej skrajne punkty danych, które nie są uważane za wartości odstające; * - różnice istotne statystycznie dla $p < 0.05$.

Porównując między sobą poziom wartości DTW liczonych dla stawów kończyny dolnej w obrębie danego chodu można zauważyć, że różnice istotne statystycznie występują między stawem skokowym a kolanowym i biodrowym, gdzie istotnie mniejsze wartości ($p = 0.0001$) są w stawie skokowym (Ryc. 63D).

B. Lewa kończyna dolna

Podobnie jak w przypadku prawej kończyny dolnej, większość zmiennych miała rozkłady różne od normalnych. Wobec powyższego zbadano czy w obrębie każdej zmiennej wyniki w grupach różnią się pomiędzy sobą. Wykorzystując test post-hoc dla nieparametrycznego testu ANOVA Kruskala-Wallisa otrzymano istotnie mniejsze ($p = 0.0001$) wartości DTW liczonego dla stawu skokowego w chodzie swobodnym w odniesieniu do pozostałych chodów w orzezie z wyjątkiem Chodu 15 (Ryc. 64A). Dla stawu kolanowego DTW liczone dla Chodu 0 było istotnie mniejsze niż wartości DTW referencyjnego (Ryc. 64B).



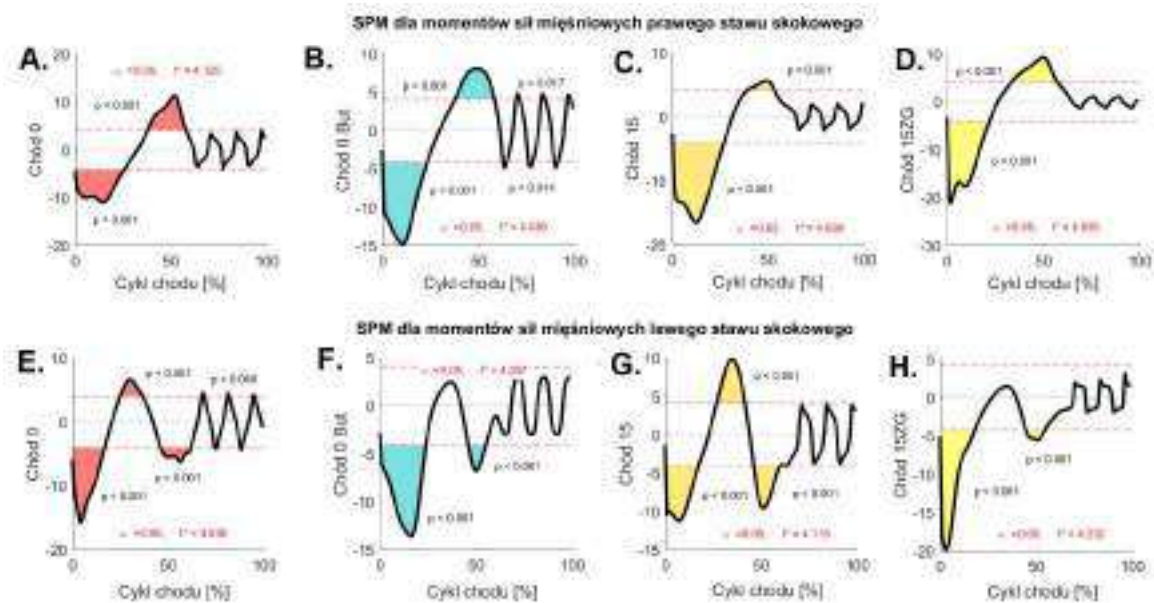
Ryc. 64 Wpływ ustawień orzezy Walker na momenty sił mięśniowych stawów prawej kończyny dolnej w płaszczyźnie czołowej. A – C. Wyniki algorytmu DTW dla momentów sił mięśniowych stawu skokowego, kolanowego i biodrowego. D. Zestawienie wartości DTW dla kolejnych stawów podczas chodu w każdym ustawieniu buta Walker. Środkowa linia wskazuje medianę, kółko – wartość średnią a dolna i górna krawędź pudełka odpowiednio 25 i 75 centyl. Wąsy rozciągają się na najbardziej skrajne punkty danych, które nie są uważane za wartości odstające; * - różnice istotne statystycznie dla $p < 0.05$.

Porównując między sobą poziom wartości DTW liczonych dla stawów kończyny dolnej w obrębie danego chodu zauważono istotnie mniejsze wartości DTW liczonego dla

stawu skokowego w odniesieniu do stawu kolanowego ($p = 0.0001$) i biodrowego ($p = 0.0001$) (Ryc. 64D).

4.3.1.4. Analiza przy użyciu metody SPM

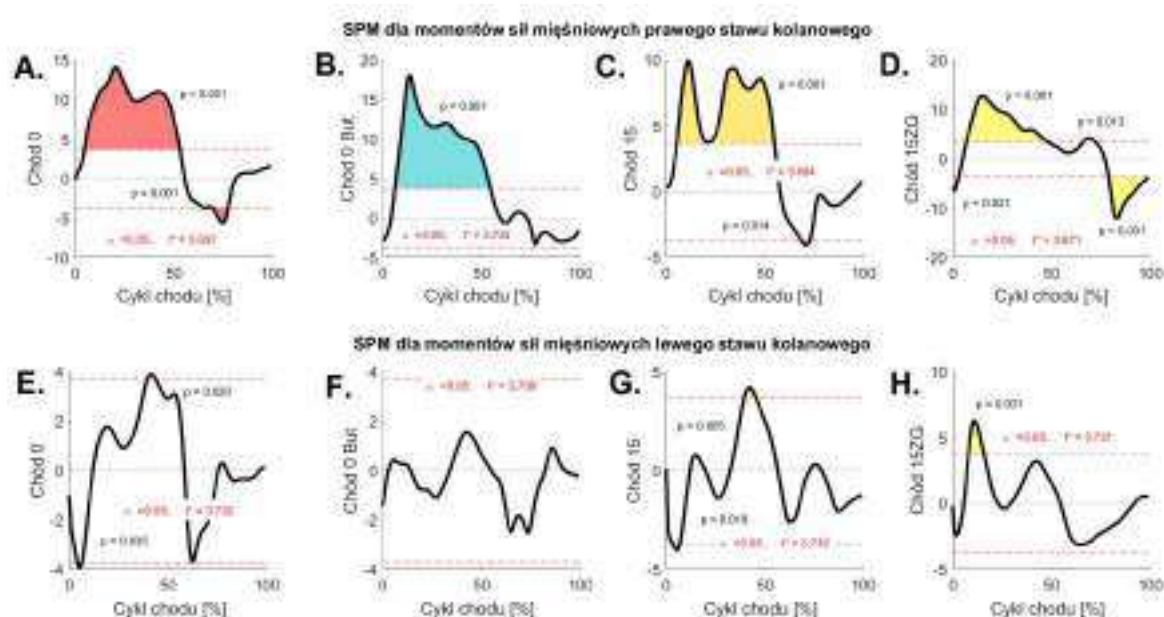
Na poziomie momentów sił mięśniowych generowanych w płaszczyźnie czołowej w obydwu stawach skokowych, analiza pola wektorowego SPM $\{t\}$ przy użyciu testu t wykazała różnice istotne statystycznie między krzywymi wzorcowymi, którymi były odpowiednie trajektorie w chodzie swobodnym a tymi otrzymanymi w każdym chodzie w ortezie w całej fazie podporu (0 - 55% GC) (Ryc. 65). Jedynie, dla krzywych momentów generowanych w lewym stawie skokowym w Chodzie 0 But i 15ZG była 20% przerwa w przedziale (20 - 40% GC), gdzie nie było widocznych różnic istotnych statystycznie (Ryc. 65F, H).



Ryc. 65 SPM liczone dla momentów sił mięśniowych generowanych w prawym stawie skokowym w płaszczyźnie czołowej odpowiednio dla: A. Chodu 0, B. Chodu 0 But, C. Chodu 15 i D. Chodu 15ZG oraz w lewym stawie skokowym odpowiednio dla: E. Chodu 0, F. Chodu 0 But, G. Chodu 15, H. Chodu 15ZG, gdzie: obszary kolorowe oznaczają różnice istotne statystycznie w odniesieniu do krzywych w chodzie swobodnym, $p < 0.05$.

Dla lewego stawu kolanowego istnieją niewielkie różnice istotne statystycznie dla momentów sił mięśniowych w Chodzie 0 oraz Chodzie 15 w przedziale (3 - 6% GC oraz 40 - 45% GC) (Ryc. 66E, G). Dla Chodu 15ZG różnice są bardziej widoczne i obejmują przedział (8 - 16% GC) (Ryc. 66H).

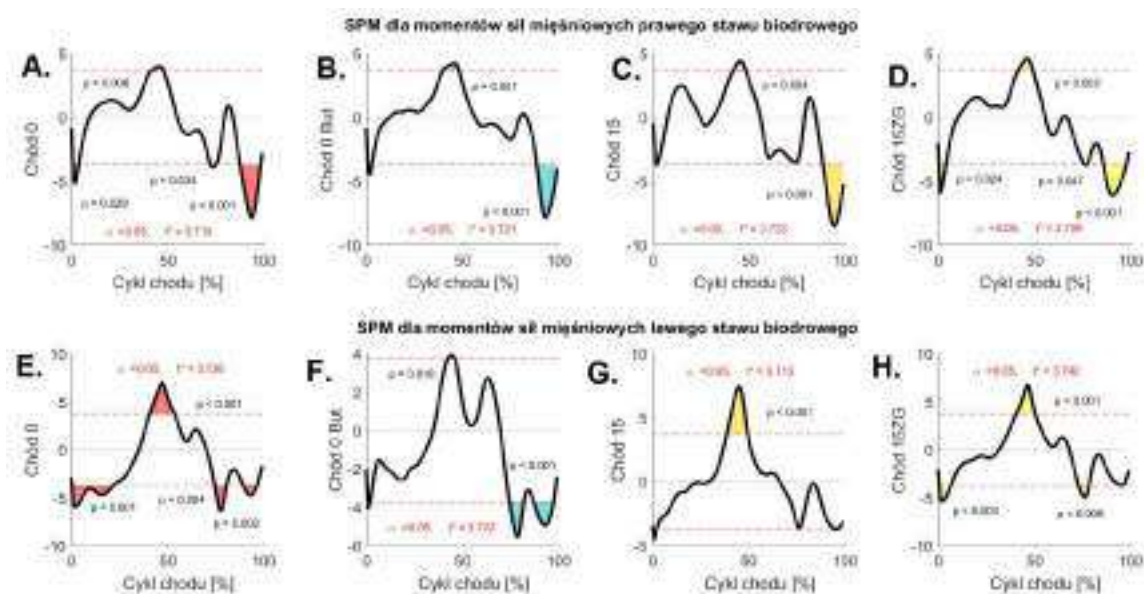
Analizując momenty sił mięśniowych w prawym stawie kolanowym można zauważyć, że różnice istotne statystycznie są obecne dla wszystkich chodów w fazie podporu (5 - 50% GC). Zarówno w Chodzie 0 i 15 różnice występują dodatkowo w fazie przenoszenia (65 - 75% GC) (Ryc. 66A, C). W Chodzie 15ZG istotne różnice są widoczne w całej fazie przenoszenia (66 - 100% GC) (Ryc. 66D).



Ryc. 66 SPM liczone dla momentów sił mięśniowych generowanych w prawym stawie kolanowym w płaszczyźnie czołowej odpowiednio dla: A. Chodu 0, B. Chodu 0 But, C. Chodu 15 i D. Chodu 15ZG oraz w lewym stawie kolanowym odpowiednio dla: E. Chodu 0, F. Chodu 0 But, G. Chodu 15, H. Chodu 15ZG, gdzie: obszary kolorowe oznaczają różnice istotne statystycznie w odniesieniu do krzywych w chodzie swobodnym, $p < 0.05$.

Dla prawego stawu biodrowego najczęściej różnic istotnych statystycznie jest notowanych dla końcowej fazy przenoszenia (86 - 100% GC). Niewielkie obszary występowania różnic istotnych statystycznie są notowane w fazie Initial Contact (0 - 3% GC) w Chodzie 0 i Chodzie 15ZG (Ryc. 67A, D). Więcej różnic jest notowanych dla momentów sił mięśniowych generowanych w lewym stawie biodrowym. W Chodzie 0 obszary obejmują: (0 - 22% GC, 40 - 54% GC, 74 - 80% GC oraz 89 - 100% GC) (Ryc. 67E). W Chodzie 0 But różnice są notowane dla przedziałów (42 - 46% GC, 74 - 81% GC

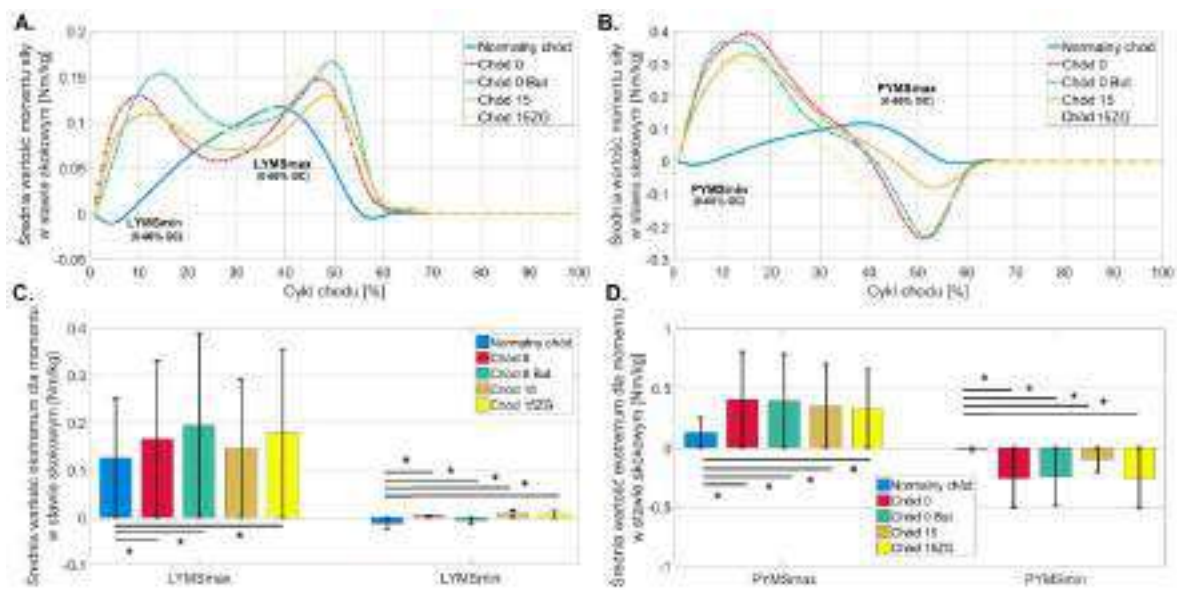
oraz 85 - 100% GC) (Ryc. 67F). W Chodzie 15 różnice występują tylko w fazie Terminal Stance: (38 – 50% GC) (Ryc. 67G), a w Chodzie 15ZG w trzech obszarach: (0 - 7% GC, 40 - 50% GC oraz 72 - 78% GC) (Ryc. 67H).



Ryc. 67 SPM liczone dla momentów sił mięśniowych generowanych w prawym stawie biodrowym w płaszczyźnie czołowej odpowiednio dla: A. Chodu 0, B. Chodu 0 But, C. Chodu 15 i D. Chodu 15ZG oraz w lewym stawie biodrowym odpowiednio dla: E. Chodu 0, F. Chodu 0 But, G. Chodu 15, H. Chodu 15ZG, gdzie: obszary kolorowe oznaczają różnice istotne statystycznie w odniesieniu do krzywych w chodzie swobodnym, $p < 0.05$.

4.3.1.4.1. Analiza parametryczna

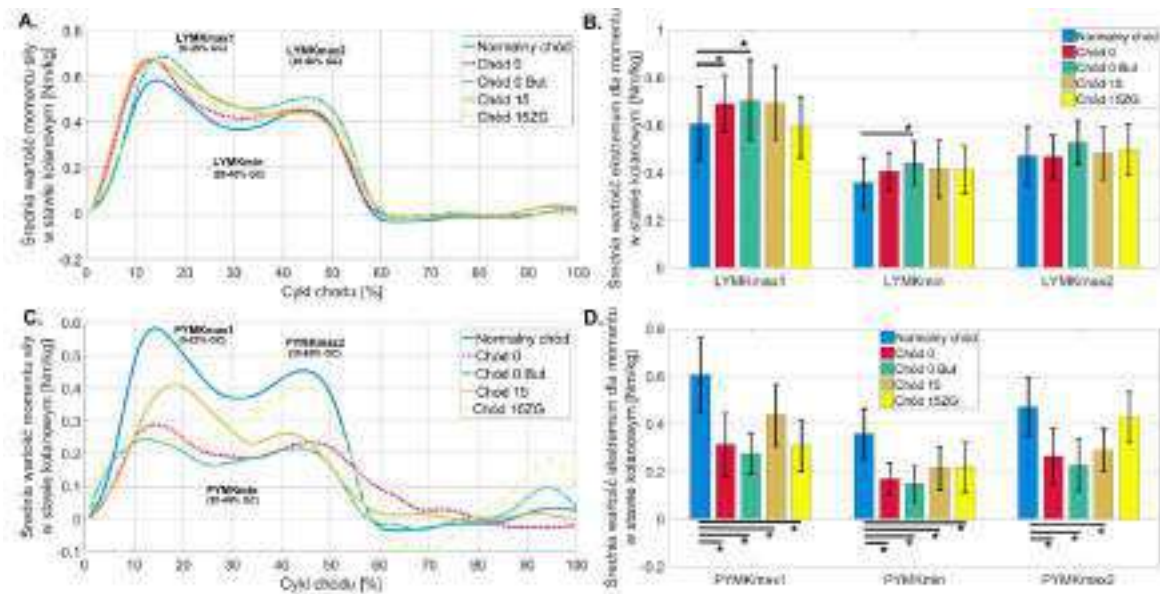
Dla obydwu stawów skokowych rozkłady wybranych parametrów minimalnych i maksymalnych w analizowanych chodach w płaszczyźnie czołowej nie różniły się istotnie statystycznie od rozkładu normalnego. Po zastosowaniu jednoczynnikowej analizy ANOVA, zarówno w prawym jak i lewym stawie skokowym wartości maksymalne (YMSmax) generowane w chodzie swobodnym były istotnie mniejsze niż te generowane w pozostałych chodach w ortezie. Wyjątek był zanotowany tylko dla Chodu 15 dla lewego stawu skokowego, gdzie wartości LYMSmax były na podobnych poziomach (Ryc. 68C). Dla wartości minimalnych dla prawego stawu skokowego zanotowano istotnie niższe wartości generowane przez inwertory w odniesieniu do tych generowanych dla pozostałych chodów w ortezie (Ryc. 68B, D). W lewym stawie skokowym również wszystkie wartości LYMSmin otrzymane dla chodu swobodnego były istotnie różne od tych dla pozostałych chodów.



Ryc. 68 Zestawienie średnich wartości przebiegów momentów sił mięśniowych w stawach skokowych w płaszczyźnie czołowej. A. Średnie przebiegi dla stawu skokowego kończyny bez ortezy, B. Średnie przebiegi dla stawu skokowego kończyny w ortezie, C. Średnie i odchylenia standardowe dla wartości ekstremów dla kończyny bez ortezy, D. Średnie i odchylenia standardowe dla wartości ekstremów dla kończyny w ortezie, gdzie wartości dodatnie oznaczają moment generowany przez ewertory a ujemne – moment generowany przez invertory, * - różnice istotne statystycznie dla $p < 0.05$.

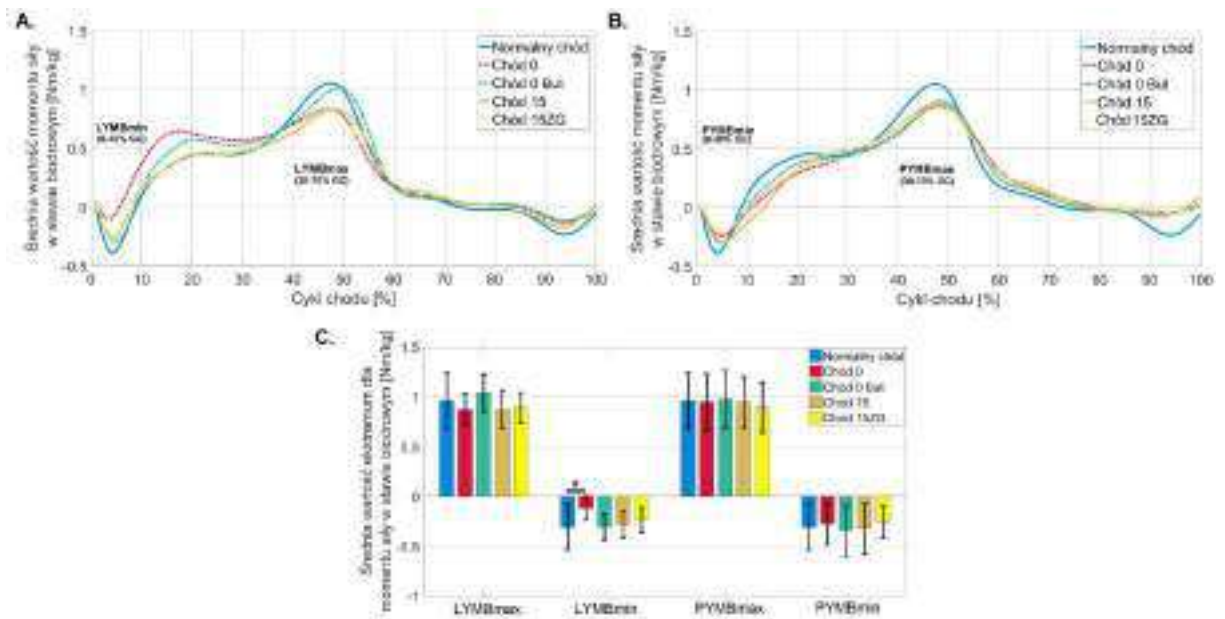
W prawym stawie kolanowym dla parametru PYMKmax1 i PYMKmax2 zastosowano test Kruskala-Wallisa, z uwagi na brak obecności rozkładów normalnych dla większości zmiennych. Dla wszystkich pików oprócz parametru PYMKmax2 dla Chodu 15ZG, w całej dziedzinie cyklu chodu zanotowano istotnie mniejsze ($p = 0.0001$) wartości momentów sił mięśni powodujących szpotawość stawu kolanowego w chodzie swobodnym w odniesieniu do pozostałych chodów w ortezie (Ryc. 69C - D).

Dla lewego stawu kolanowego istotnie mniejsze wartości zanotowano dla dwóch pików obecnych odpowiednio w fazie Loading Response i Mid Stance w chodzie swobodnym w odniesieniu do Chodu 0 i 0 But (LYMKmax1, $p = 0.0001$) i Chodu 0 But (LYMKmin, $p = 0.0001$) (Ryc. 69A - B).



Ryc. 69 Zestawienie średnich wartości przebiegów momentów sił mięśniowych w stawach kolanowych w płaszczyźnie czołowej. A. Średnie przebiegi dla stawu kolanowego kończyny bez ortezy, B. Średnie i odchylenia standardowe dla wartości ekstremów dla kończyny bez ortezy, C. Średnie przebiegi dla stawu kolanowego kończyny w ortezie, D. Średnie i odchylenia standardowe dla wartości ekstremów dla kończyny w ortezy, gdzie wartości dodatnie oznaczają moment powodujący szpotawość w stawie kolanowym a ujemne – koślawość, * - różnice istotne statystycznie dla $p < 0.05$.

Tylko dla lewego stawu biodrowego zanotowano rozkłady różne od normalnych dla piku min. Zarówno dla prawego i lewego stawu biodrowego nie znaleziono różnic istotnych statystycznie między wartościami pików momentów sił mięśniowych generowanych przez przywodziciele i odwodziciele stawu biodrowego w chodzie swobodnym a pozostałymi chodami w różnych ustawieniach ortezy (Ryc. 70A - C). Jediną istotną różnicę znaleziono dla lewego stawu biodrowego dla minimalnych wartości momentów sił mięśniowych generowanych przez odwodziciele, które były istotnie mniejsze ($p = 0.0129$) w Chodzie 0 w odniesieniu do chodu swobodnego (Ryc. 70C).



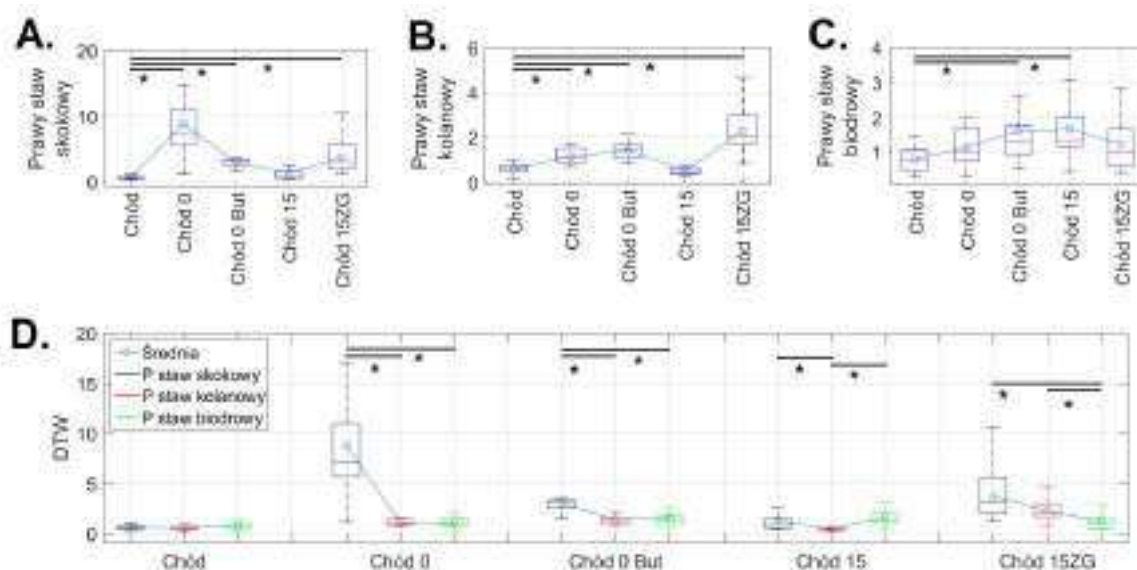
Ryc. 70 Zestawienie średnich wartości przebiegów momentów sił mięśniowych w stawach biodrowych w płaszczyźnie czołowej. A. Średnie przebiegi dla stawu biodrowego kończyny bez ortezy, B. Średnie i odchylenia standardowe dla wartości ekstremów dla kończyny bez ortezy, C. Średnie przebiegi dla stawu biodrowego kończyny w ortezie, D. Średnie i odchylenia standardowe dla wartości ekstremów dla kończyny w ortezy, gdzie wartości dodatnie oznaczają moment generowany przez przywodziciele a ujemne – moment generowany przez odwodziciele, * - różnice istotne statystycznie dla $p < 0.05$.

4.3.1.5. Płaszczyzna poprzeczna

4.3.1.5.1. Analiza przy użyciu metody DTW

A. Prawa kończyna dolna

We wszystkich pięciu grupach (rodzaj chodu) i dla wszystkich trzech zmiennych (wartości DTW dla przebiegów momentów sił mięśniowych w trzech stawach w płaszczyźnie poprzecznej) sprawdzono zgodność rozkładu empirycznego z rozkładem normalny stwierdzając, że w zdecydowanej większości rozkłady są znamienne różne. Wobec powyższego zbadano czy w obrębie każdej zmiennej wyniki w grupach różnią się pomiędzy sobą. Wykorzystując test post-hoc dla nieparametrycznego testu ANOVA Kruskala-Wallisa otrzymano istotnie niższe ($p = 0.0001$) wartości referencyjne DTW liczone dla stawu skokowego i kolanowego w odniesieniu do tych liczonych Chodu 0, Chodu 0 But i Chodu 15ZG (Ryc. 71A-B). Dla stawu biodrowego natomiast istotnie niższe wartości otrzymano dla DTW liczonego w chodzie swobodnym w odniesieniu do tych dla Chód 0 But ($p = 0.0210$) i Chód 15 ($p = 0.0022$) (Ryc. 71C).

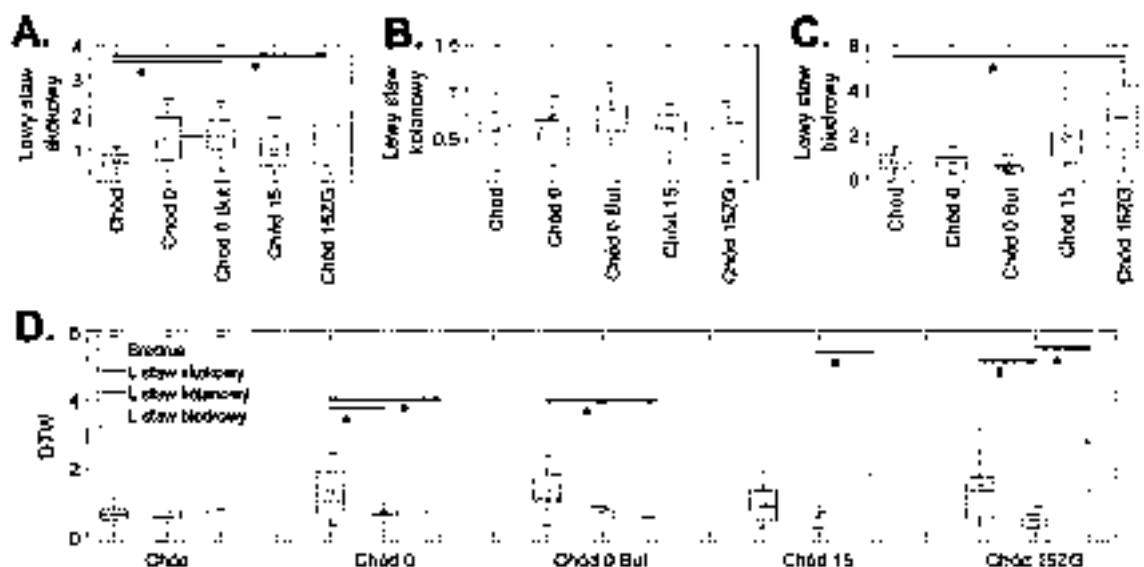


Ryc. 71 Wpływ ustawień ortezy Walker na momenty sił mięśniowych stawów prawej kończyny dolnej w płaszczyźnie poprzecznej. A – C. Wyniki algorytmu DTW dla momentów sił mięśniowych stawu skokowego, kolanowego i biodrowego. D. Zestawienie wartości DTW dla kolejnych stawów podczas chodu w każdym ustawieniu buta Walker. Środkowa linia wskazuje medianę, kółko – wartość średnią a dolna i górna krawędź pudełka odpowiednio 25 i 75 centyl. Wąsy rozciągają się na najbardziej skrajne punkty danych, które nie są uważane za wartości odstające; * - różnice istotne statystycznie dla $p < 0.05$.

Porównując między sobą poziom wartości DTW liczonych dla stawów kończyny dolnej w obrębie Chodu 0 i Chodu 0 But można zauważyć istotnie ($p = 0.0002$) wyższe wartości generowane dla stawu skokowego w odniesieniu do pozostałych (Ryc. 71D). W Chodzie 15ZG najwyższe wartości DTW były również notowane dla stawu skokowego a dla Chodu 15 - dla stawu biodrowego.

B. Lewa kończyna dolna

Podobnie jak w przypadku prawej kończyny dolnej, większość zmiennych miała rozkłady różne od normalnych. Wobec powyższego zbadano czy w obrębie każdej zmiennej wyniki w grupach różnią się między sobą. Wykorzystując test post-hoc dla nieparametrycznego testu ANOVA Kruskala-Wallisa otrzymano istotnie mniejsze wartości DTW liczonego dla stawu skokowego i biodrowego w chodzie swobodnym w odniesieniu do Chodu 15ZG (Ryc. 72A, C). Dla stawu skokowego zanotowano istotnie większe ($p = 0.0127$) wartości DTW liczone dodatkowo dla Chodu 0 But w odniesieniu do tych dla chodu swobodnego.



Ryc. 72 Wpływ ustawień ortezy Walker na momenty sił mięśniowych stawów lewej kończyny dolnej w płaszczyźnie poprzecznej. A – C. Wyniki algorytmu DTW dla momentów sił mięśniowych stawu skokowego, kolanowego i biodrowego. D. Zestawienie wartości DTW dla kolejnych stawów podczas chodu w każdym ustawieniu buta Walker. Środkowa linia wskazuje medianę, kółko – wartość średnią a dolna i górna krawędź pudełka odpowiednio 25 i 75 centyl. Wąsy rozciągają się na najbardziej skrajne punkty danych, które nie są uważane za wartości odstające; * - różnice istotne statystycznie dla $p < 0.05$.

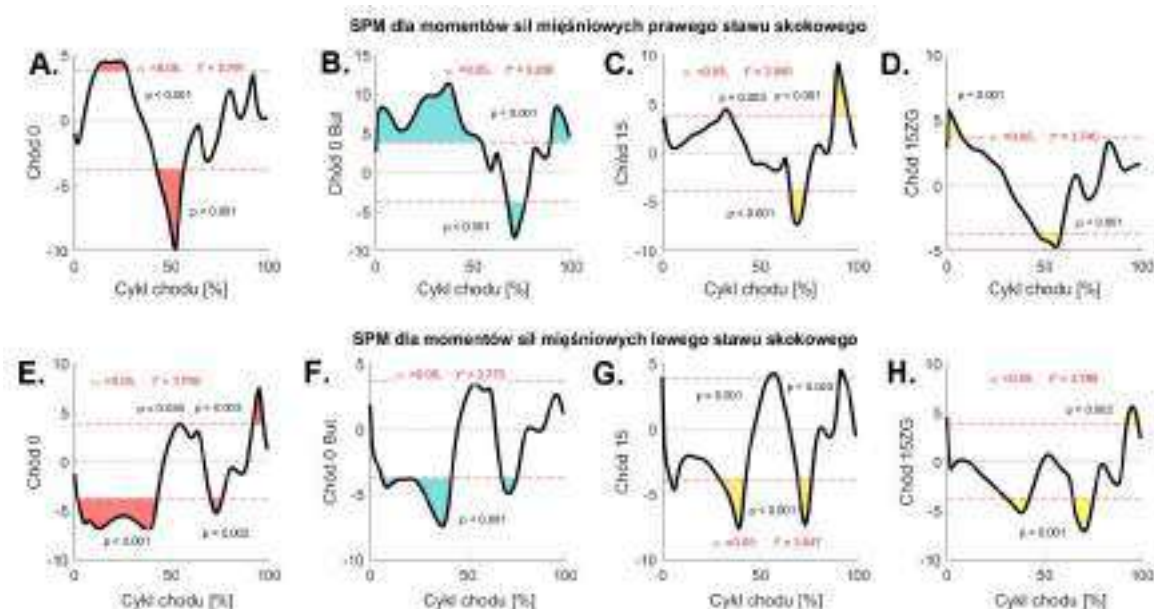
Porównując między sobą poziom wartości DTW liczonych dla stawów kończyny dolnej w obrębie danego chodu zauważono istotnie wyższe wartości DTW liczone dla stawu skokowego w odniesieniu do stawu biodrowego zarówno w Chodzie 0 jak i w Chodzie 0 But (Ryc. 72D). W pozostałych dwóch chodach w ortezie, wartości DTW notowane dla stawu biodrowego były istotnie wyższe od tych liczonych dla stawu kolanowego ($p = 0.0002$).

4.3.1.6. Analiza przy użyciu metody SPM

Na poziomie momentów sił mięśniowych generowanych w prawym stawie skokowym w płaszczyźnie poprzecznej analiza pola wektorowego SPM $\{t\}$ przy użyciu testu t wykazała różnice istotne statystycznie w odniesieniu do krzywych w chodzie swobodnym dla Chodu 0 i Chodu 15ZG w dwóch przedziałach fazy podporu (Ryc. 73A, D). Dla Chodu 0 były to przedziały: (11 - 28% GC i 42 - 56% GC), dla Chodu 15ZG: (0 - 8% GC i 46 - 58% GC). W pozostałych chodach były notowane trzy przedziały różnic istotnych statystycznie. Największe były obecne dla Chodu 0 But: (0 - 54% GC, 76 - 77%

GC i 89 - 100% GC) (Ryc. 73B). Dla Chodu 15 były to przedziały: (30 - 35% GC, 65 - 73% GC oraz 87 - 85% GC) (Ryc. 73C).

Na poziomie momentów sił mięśniowych generowanych w lewym stawie skokowym w Chodzie 0 analiza pola wektorowego SPM {t} przy użyciu testu t wykazała różnice istotne statystycznie w odniesieniu do krzywych w chodzie swobodnym w przedziałach: (0 - 42% GC, 53 - 55% GC, 69 - 75% GC i 91 -97% GC) (Ryc. 73E). W Chodzie 0 But zanotowano tylko dwa przedziały z obecnymi różnicami: (6 - 41% GC i 67 - 75% GC) (Ryc. 73F). Dużo małych przedziałów zanotowano dla Chodu 15: (4 - 7% GC, 29 - 42% GC, 53 - 59% GC, 69 - 76% GC oraz 90 - 93% GC) (Ryc. 73G). Dla Chodu 15ZG zanotowano tylko trzy przedziały. Jeden w fazie podporu (30 - 43% GC) a dwa w fazie przeniesienia: (64 - 75% GC oraz 91 - 100% GC) (Ryc. 73H).

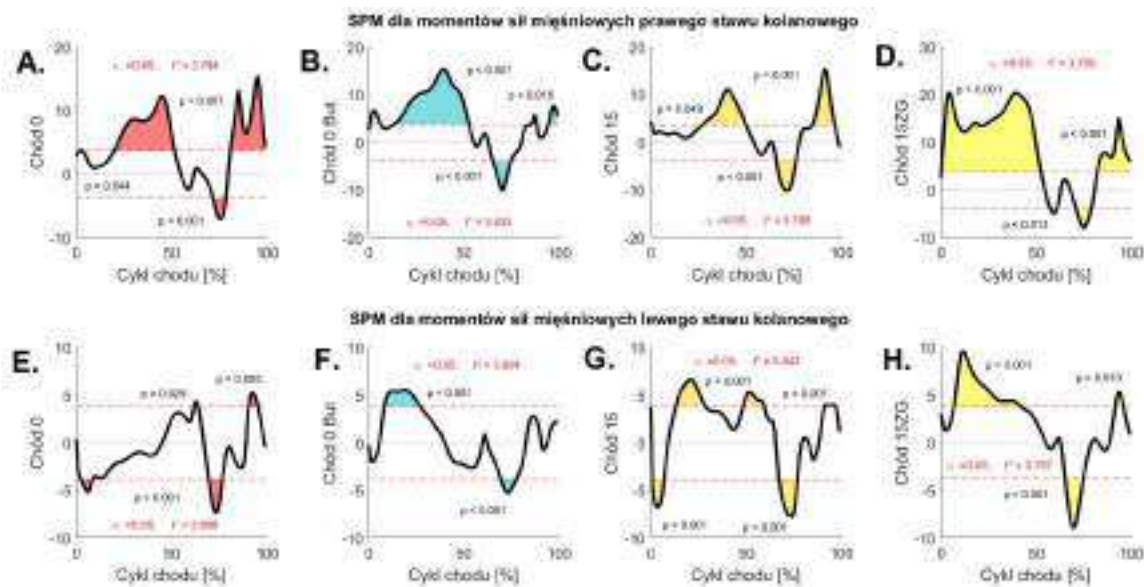


Ryc. 73 SPM liczone dla momentów sił mięśniowych generowanych w prawym stawie skokowym w płaszczyźnie poprzecznej odpowiednio dla: A. Chodu 0, B. Chodu 0 But, C. Chodu 15 i D. Chodu 15ZG oraz w lewym stawie skokowym odpowiednio dla: E. Chodu 0, F. Chodu 0 But, G. Chodu 15, H. Chodu 15ZG, gdzie: obszary kolorowe oznaczają różnice istotne statystycznie w odniesieniu do krzywych w chodzie swobodnym, $p < 0.05$.

Na poziomie momentów sił mięśniowych generowanych w prawym stawie kolanowym analiza pola wektorowego SPM {t} przy użyciu testu t wykazała różnice istotne statystycznie w odniesieniu do krzywych w chodzie swobodnym dla każdego chodu w ortezie. W Chodzie 0 różnice były notowane w większości cyklu chodu: (0 -3% GC, 18 - 51% GC, 71 - 100% GC) (Ryc. 74A). W Chodzie 0 But obszary różnic były jeszcze

większe: (0 - 6% GC, 13 - 52% GC, 65 - 74% GC, 85 - 88% GC oraz 94 - 100% GC). W Chodzie 15 istotne różnice odnotowano w obszarach: (27 - 50% GC, 66 - 76 % GC oraz 84 - 96% GC) (Ryc. 74C), a w Chodzie 15ZG w przedziałach: (0 - 52% GC, 57 - 61% GC, 70 - 100% GC) (Ryc. 74D).

Na poziomie momentów sił mięśniowych generowanych w lewym stawie kolanowym analiza pola wektorowego SPM {t} przy użyciu testu t wykazała różnice istotne statystycznie w odniesieniu do krzywych w chodzie swobodnym, podobnie jak dla prawego stawu kolanowego, w każdym chodzie w ortezie. Dla Chodu 0 były to przedziały: (2 - 10% GC, 61 - 63% GC, 69 - 76% GC i 90 - 95% GC) (Ryc. 74E). Dla Chodu 0 But nastąpiła korekcja i różnice były obserwowane tylko w fazie podporu (8 - 27% GC) i przeniesienia (69 - 77% GC) (Ryc. 74F). W Chodzie 15 różnice były notowane dla przedziałów: (0 - 7% GC, 13 - 28% GC, 48 - 60% GC, 67 - 77% GC i 90 - 97% GC) (Ryc. 74G). Natomiast, dla Chodu 15ZG różnice były w przedziale (6 - 42% GC, 65 - 75% GC oraz 91 - 96% GC) (Ryc. 74H).

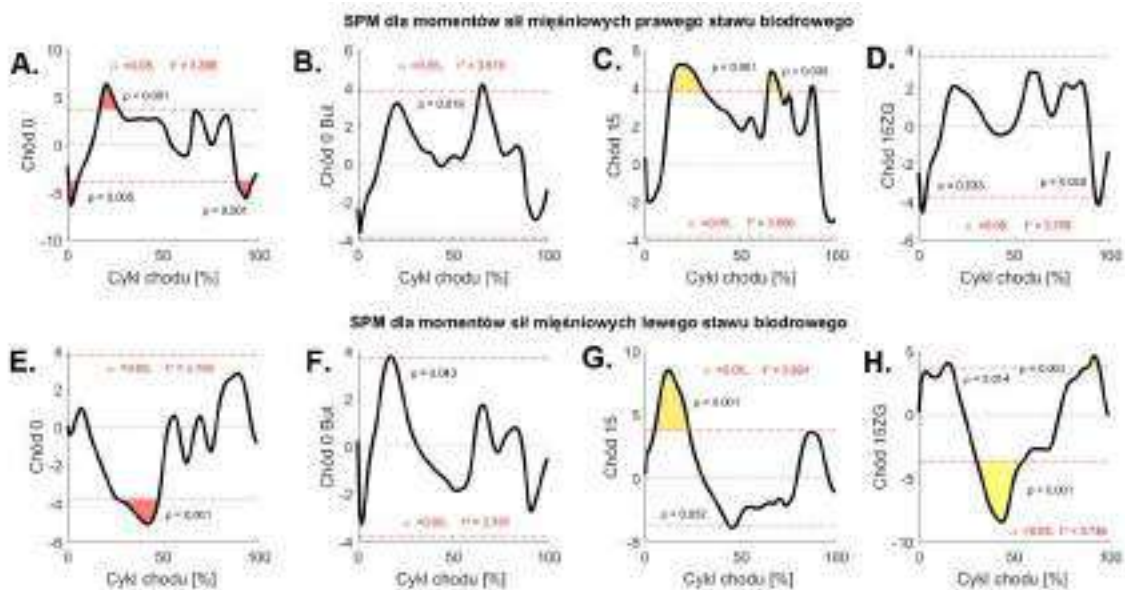


Ryc. 74 SPM liczone dla momentów sił mięśniowych generowanych w prawym stawie kolanowym w płaszczyźnie poprzecznej odpowiednio dla: A. Chodu 0, B. Chodu 0 But, C. Chodu 15 i D. Chodu 15ZG oraz w lewym stawie kolanowym odpowiednio dla: E. Chodu 0, F. Chodu 0 But, G. Chodu 15, H. Chodu 15ZG, gdzie: obszary kolorowe oznaczają różnice istotne statystycznie w odniesieniu do krzywych w chodzie swobodnym, $p < 0.05$.

Na poziomie momentów sił mięśniowych generowanych w prawym stawie biodrowym analiza pola wektorowego SPM {t} przy użyciu testu t wykazała różnice istotne statystycznie w odniesieniu do krzywych w chodzie swobodnym dla wszystkich

chodów w orzezie. Najmniejsze przedziały, w których były obecne różnice zanotowano dla Chodu 0 But (63 - 67% GC) oraz Chodu 15ZG: (0 - 4% GC i 92 - 95% GC) (Ryc. 75B, D). W Chodzie 0 były obecne trzy przedziały, dwa w fazie podporu (0 - 5% GC i 17 - 27% GC) i jeden w fazie przeniesienia (88 - 96% GC) (Ryc. 75A). W Chodzie 15 zanotowano dwa przedziały różnic: (12 - 31% GC i 63 - 70% GC) (Ryc. 75C).

Na poziomie momentów sił mięśniowych generowanych w lewym stawie biodrowym analiza pola wektorowego SPM {t} przy użyciu testu t wykazała różnice istotne statystycznie w odniesieniu do krzywych w chodzie swobodnym, podobnie jak poprzednio dla wszystkich chodów w orzezie. W Chodzie 0 i Chodzie 0 But różnice były notowane odpowiednio w przedziale (26 - 48% GC) (Ryc. 75E) i (16 - 18% GC) (Ryc. 75F). W Chodzie 15 różnice były widoczne w przedziale (5 - 23% GC i 44 - 47% GC) (Ryc. 75G). Dla Chodu 15ZG różnice istotne statystycznie były notowane w obszarach: 12 - 17% GC, 30 - 54% GC oraz w fazie przeniesienia (87 - 94% GC) (Ryc. 75H).

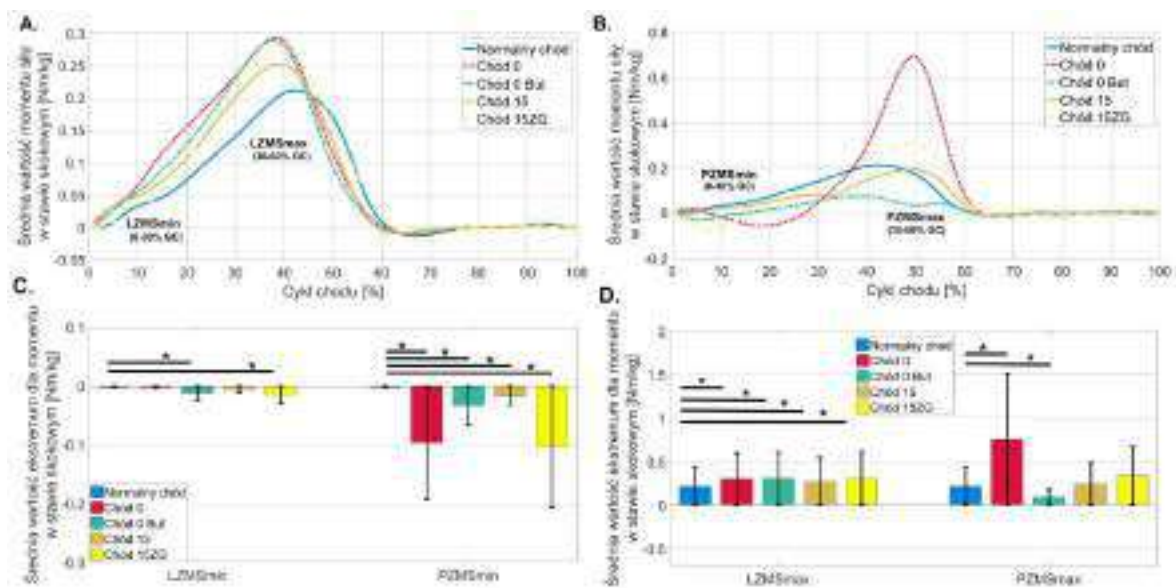


Ryc. 75 SPM liczone dla momentów sił mięśniowych generowanych w prawym stawie biodrowym w płaszczyźnie poprzecznej odpowiednio dla: A. Chodu 0, B. Chodu 0 But, C. Chodu 15 i D. Chodu 15ZG oraz w lewym stawie biodrowym odpowiednio dla: E. Chodu 0, F. Chodu 0 But, G. Chodu 15, H. Chodu 15ZG, gdzie: obszary kolorowe oznaczają różnice istotne statystycznie w odniesieniu do krzywych w chodzie swobodnym, $p < 0.05$.

4.3.1.6.1. Analiza parametryczna

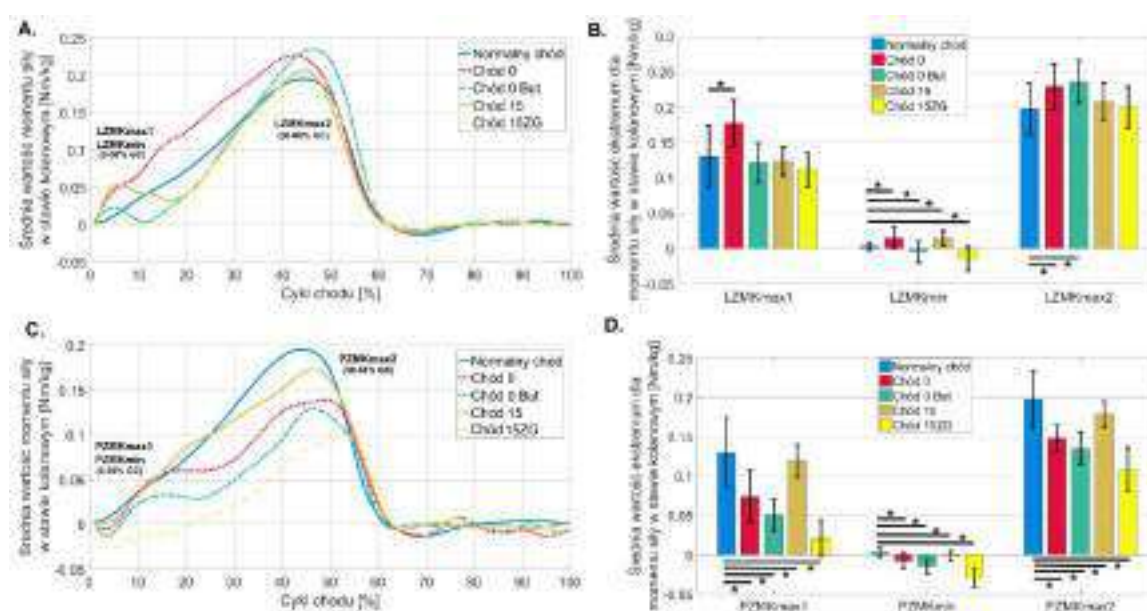
Dla obu stawów skokowych, wartości ekstremalne miały rozkład różny od normalnego. W lewym stawie skokowym maksymalne wartości (LZMSmax) momentów sił mięśniowych generowanych przez rotatory zewnętrzne były istotnie mniejsze ($p = 0.0001$) w chodzie swobodnym w odniesieniu do pozostałych chodów w każdym ustawieniu ortezy. Natomiast, w prawym stawie skokowym są generowane istotnie mniejsze momenty sił mięśni rotatorów zewnętrznych (PZMSmax) w chodzie swobodnym w odniesieniu do Chodu 0 ($p = 0.0001$), a istotnie większe w odniesieniu do Chodu 0 But ($p = 0.0001$) (Ryc. 76D).

Patrząc na minimalne wartości momentów sił mięśniowych w prawym stawie skokowym (PZMSmin) można zauważyć, istotne różnice ($p = 0.0001$) między chodem swobodnym a chodem każdym ustawieniu ortezy. W lewym stawie skokowym zauważono różnice istotne statystycznie ($p = 0.0010$) tylko między chodem swobodnym a chodem w ortezie ustawionej w pozycji neutralnej (Chód 0) i Chodem 15ZG (Ryc. 76C).



Ryc. 76 Zestawienie średnich wartości przebiegów momentów sił mięśniowych w stawach skokowych w płaszczyźnie poprzecznej. A. Średnie przebiegi dla stawu skokowego kończyny bez ortezy, B. Średnie przebiegi dla stawu skokowego kończyny w ortezie, C. Średnie i odchylenia standardowe dla wartości minimalnych dla obydwu kończyn, D. Średnie i odchylenia standardowe dla wartości maksymalnych dla obydwu kończyn, gdzie wartości dodatnie oznaczają moment rotujący zewnętrznie a ujemne – moment rotujący wewnętrznie; * - różnice istotne statystycznie dla $p < 0.05$.

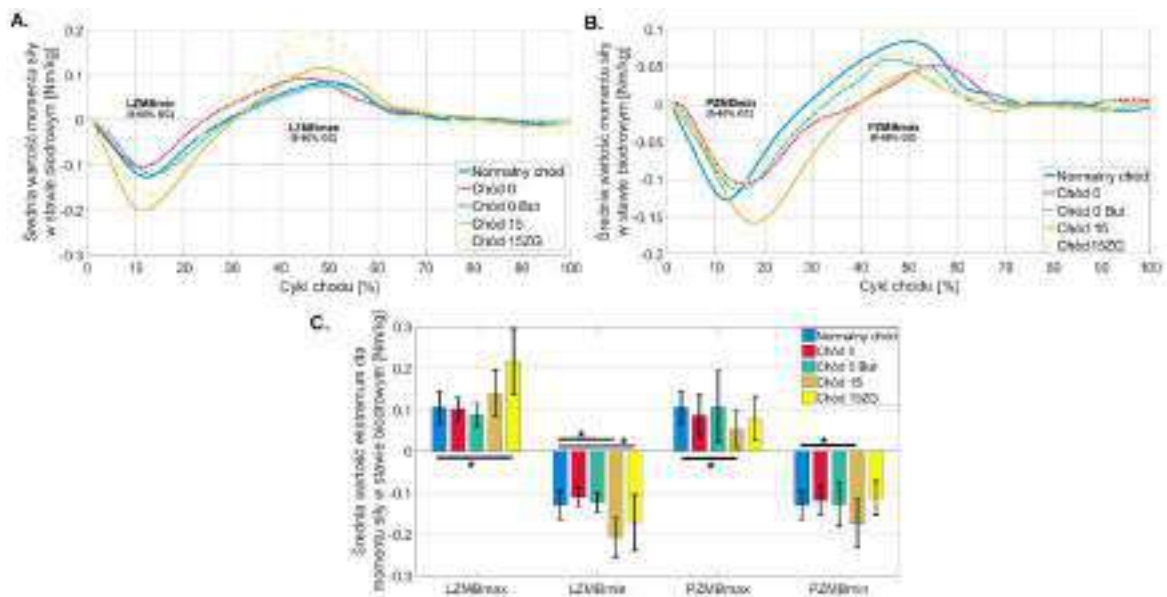
W przypadku obydwu stawów kolanowych do analizy porównawczej zastosowano test nieparametryczny Kruskala-Wallisa, ze względu na brak normalności rozkładów dla większości parametrów. Zarówno w lewym jak i prawym stawie kolanowym minimalne wartości momentów sił mięśniowych (LZMKmin i PZMKmin) różniły się istotnie statystycznie ($p = 0.0001$) między chodem swobodnym a chodami w każdym ustawieniu ortozy (Ryc. 77). W prawym stawie kolanowym istotnie większe wartości momentów sił mięśniowych generowanych przez rotatory zewnętrzne (piki max1 i max2) były w chodzie swobodnym w odniesieniu do pozostałych chodów w ortezie. W lewym stawie kolanowym odwrotna zależność była obserwowana między Chodem 0 a chodem swobodnym dla piku max1 i dodatkowo dla Chodu 0 But dla piku max2 (Ryc. 77B).



Ryc. 77 Zestawienie średnich wartości przebiegów momentów sił mięśniowych w stawach kolanowych w płaszczyźnie poprzecznej. A. Średnie przebiegi dla stawu kolanowego kończyny bez ortozy, B. Średnie i odchylenia standardowe dla wartości ekstremów dla kończyny bez ortozy, C. Średnie przebiegi dla stawu kolanowego kończyny w ortezie, D. Średnie i odchylenia standardowe dla wartości ekstremów dla kończyny w ortezie, gdzie wartości dodatnie oznaczają moment rotujący zewnętrznie a ujemne – wewnętrznie; * - różnice istotne statystycznie dla $p < 0.05$.

W przypadku obydwu stawów biodrowych do analizy porównawczej zastosowano test nieparametryczny Kruskala-Wallisa, ze względu na brak normalności rozkładów dla większości parametrów. Dla lewego stawu biodrowego minimalne (LZMBmin) wartości momentów sił mięśniowych generowanych przez rotatory wewnętrzne w fazie podporu były istotnie mniejsze w chodzie swobodnym w odniesieniu do Chodu 15 ($p = 0.0001$)

i 15ZG ($p = 0.0197$) (Ryc. 78C). Natomiast wartości maksymalne osiągnięte dla aktywnych rotatorów zewnętrznych w tym stawie były mniejsze w chodzie swobodnym w odniesieniu do pozostałych chodów w orzezie a istotnie mniejsze od tych generowanych w Chodzie 15ZG ($p = 0.0001$). W prawym stawie biodrowym zarówno dla maksymalnego (PZMBmax) jak i minimalnego (PZMBmin) pików zanotowano różnice istotne statystycznie tylko między chodem swobodnym i Chodem 15 ($p = 0.0001$).



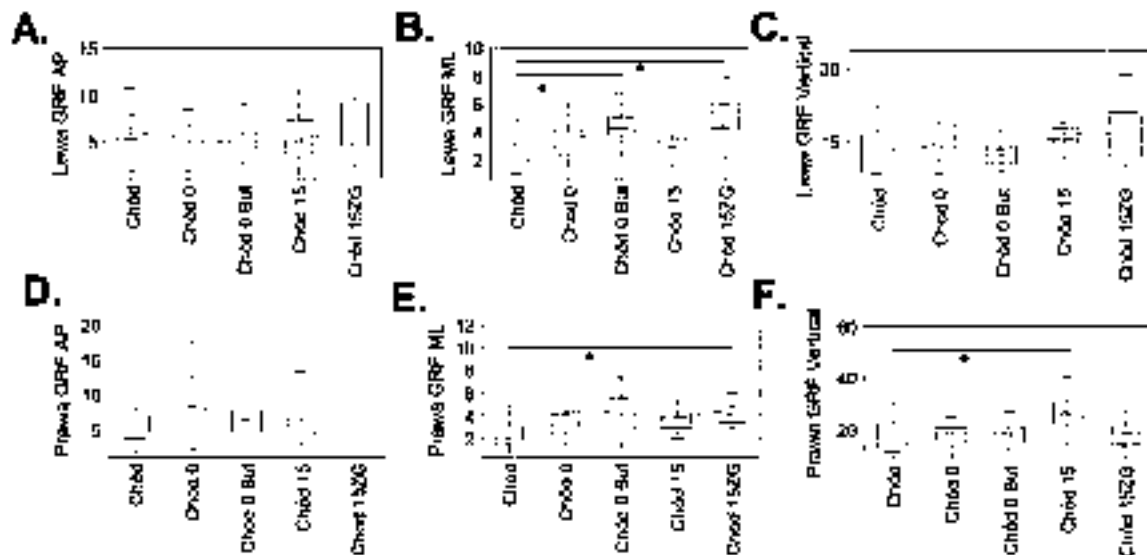
Ryc. 78 Zestawienie średnich wartości przebiegów momentów sił mięśniowych w stawach biodrowych w płaszczyźnie poprzecznej. A. Średnie przebiegi dla stawu biodrowego kończyny bez orzezy, B. Średnie przebiegi dla stawu biodrowego kończyny w orzezie, D. Średnie i odchylenia standardowe dla wartości ekstremów dla obu kończyn dolnych, gdzie wartości dodatnie oznaczają moment rotujący zewnętrznie a ujemne – wewnętrznie; * - różnice istotne statystycznie dla $p < 0.05$.

4.3.2. Siły reakcji podłoża

4.3.2.1. Analiza przy użyciu metody DTW

Dla sił reakcji podłoża, podobnie jak dla innych zmiennych zanotowano w większości przypadków rozkłady różne od normalnych. Wobec powyższego zbadano czy w obrębie każdej zmiennej wyniki w grupach różnią się pomiędzy sobą. Wykorzystując test post-hoc dla ANOVA Kruskala-Wallisa otrzymano, że różnica istotna statystycznie dla sił reakcji podłoża generowanych w trakcie chodu kończyny bez ortezy (lewa) istnieje tylko dla składowej boczno-przyśrodkowej (Ryc. 79B) dla Chodu 0 But ($p = 0.0004$) i Chodu 15ZG ($p = 0.0003$) w odniesieniu do referencji wyznaczonych dla chodu swobodnego.

Dla prawej kończyny dolnej, na której była założona orteza różnice istotne statystycznie dla składowej boczno-przyśrodkowej (Ryc. 79E) były osiągane tylko między DTW dla chodu swobodnego i Chodu 15ZG ($p = 0.0002$). Dla składowej pionowej (Ryc. 79F) istotnie wyższe wartości DTW zanotowano dla Chodu 15ZG w odniesieniu do chodu swobodnego ($p = 0.0009$).

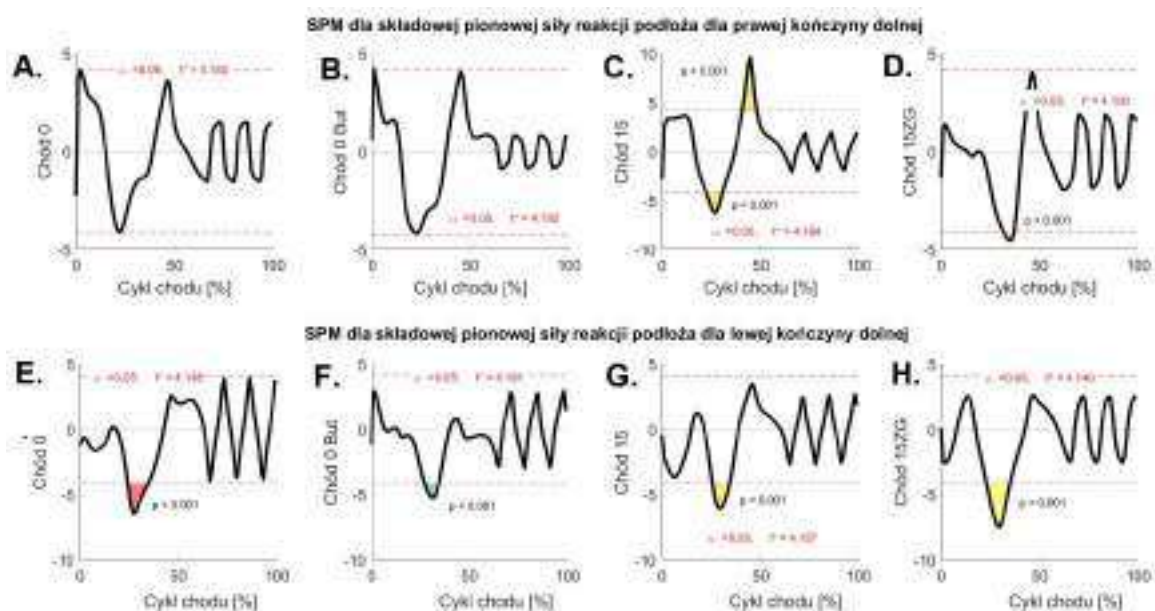


Ryc. 79 Wpływ ustawień ortezy Walker na składowe siły reakcji podłoża obydwu kończyn dolnych. A. DTW liczone dla lewej kończyny dla składowej przednio-tylnej (GRF AP), B. DTW liczone dla lewej kończyny dla składowej boczno-przyśrodkowej (GRF ML), C. DTW liczone dla lewej kończyny dla składowej pionowej (GRF Vertical), D. DTW liczone dla prawej kończyny dla składowej przednio-tylnej (GRF AP), E. DTW liczone dla prawej kończyny dla składowej boczno-przyśrodkowej (GRF ML), F. DTW liczone dla prawej kończyny dla składowej pionowej (GRF Vertical). Środkowa linia wskazuje medianę, kółko – wartość średnią a dolna i górna krawędź pudełka odpowiednio 25 i 75 centyl. Wąsy rozciągają się na najbardziej skrajne punkty danych, które nie są uważane za wartości odstające; * - różnice istotne statystycznie dla $p < 0.05$.

4.3.2.2. Analiza przy użyciu metody SPM

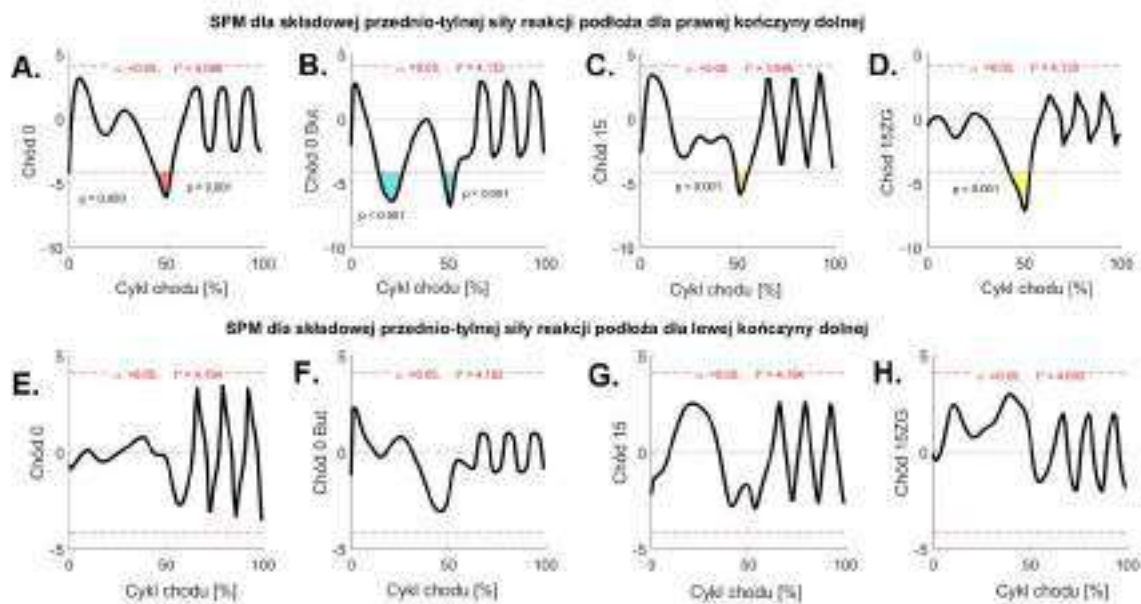
Na poziomie składowej pionowej siły reakcji podłoża generowanej w chodzie przez prawą kończynę dolną (w ortezie) analiza pola wektorowego SPM $\{t\}$ przy użyciu testu t wykazała różnice istotne statystycznie w odniesieniu do krzywych w chodzie swobodnym w obszarze (31 - 35% GC) w Chodzie 15ZG (Ryc. 80D) oraz dla Chodu 15 w przedziałach (22 - 30% GC i 40 - 50% GC) (Ryc. 80C). W Chodzie 0 i Chodzie 0 But nie wykazano różnic istotnych statystycznie (Ryc. 80A, B).

Dla lewej kończyny dolnej różnice istotne statystycznie występują w każdym chodzie na poziomie pierwszego maksymalnego pikę, czyli w przedziale (25 - 35% GC) (Ryc. 80E - H).



Ryc. 80 SPM liczone dla składowej pionowej siły reakcji podłoża dla prawej kończyny dolnej odpowiednio dla: A. Chodu 0, B. Chodu 0 But, C. Chodu 15 i D. Chodu 15ZG oraz lewej kończyny dolnej odpowiednio dla: E. Chodu 0, F. Chodu 0 But, G. Chodu 15, H. Chodu 15ZG, gdzie: obszary kolorowe oznaczają różnice istotne statystycznie w odniesieniu do krzywych w chodzie swobodnym, $p < 0.05$.

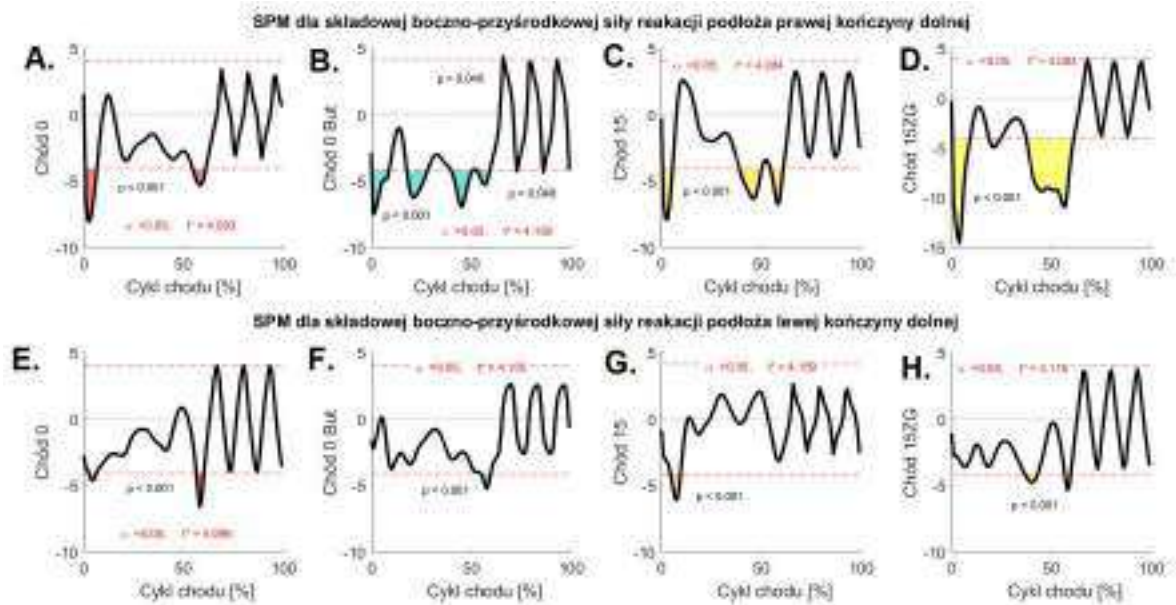
Dla lewej kończyny dolnej nie występują różnice istotne statystycznie między chodem swobodnym a chodami w ortezie dla składowej przednio-tylnej (Ryc. 81E - H). Dla prawej kończyny dolnej istnieją różnice istotne statystycznie w przedziale (40 - 55% GC) w każdym chodzie w ortezie (Ryc. 81A - D).



Ryc. 81 SPM liczone dla składowej przednio-tylnej siły reakcji podłoża dla prawej kończyny dolnej odpowiednio dla: A. Chodu 0, B. Chodu 0 But, C. Chodu 15 i D. Chodu 15ZG oraz lewej kończyny dolnej odpowiednio dla: E. Chodu 0, F. Chodu 0 But, G. Chodu 15, H. Chodu 15ZG, gdzie: obszary kolorowe oznaczają różnice istotne statystycznie w odniesieniu do krzywych w chodzie swobodnym, $p < 0.05$.

Analizując składową boczno-przyśrodkową siły reakcji podłoża zanotowano różnice istotne statystycznie, dla lewej kończyny dolnej w każdym chodzie w ortezie z wyjątkiem Chodu 15. Różnice istotne statystycznie w odniesieniu do chodu swobodnego były widoczne w fazie Pre-Swing (55 - 60% GC) (Ryc. 82E, F, H). W Chodzie 15ZG wystąpił dodatkowy obszar różnic w fazie Terminal Stance (36 - 44% GC) (Ryc. 82H). W Chodzie 15 różnice były notowane tylko w fazie Loading Response (4 - 10% GC) (Ryc. 82G).

Dla prawej kończyny dolnej składowa boczno-przyśrodkowa wykazała dużo więcej różnic istotnych statystycznie. Dla Chodu 0 obszary obejmowały początek i koniec fazy podporu (0 - 7% GC i 54 - 61% GC) (Ryc. 82A). W Chodzie 0 But wykazano trzy obszary różnic obejmujące głównie fazę podporu (0 - 10% GC, 17 - 28% GC oraz 40 - 66% GC) (Ryc. 82B). W Chodzie 15, w fazie podporu widoczne były różnice dla obszarów: (0 - 6% GC, 40 - 60% GC) (Ryc. 82C). Dla Chodu 15ZG istotne różnice występowały również tylko w fazie podporu: (0 - 10% GC, 18 - 25% GC i 37 - 60% GC) (Ryc. 82D).

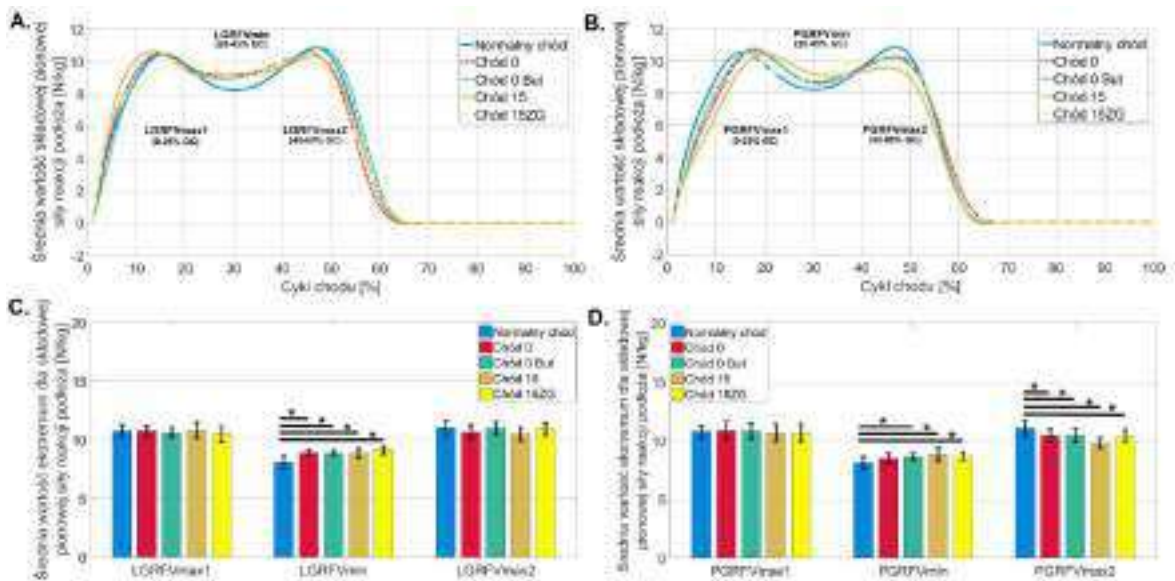


Ryc. 82 SPM liczone dla składowej boczno-przyśrodkowej siły reakcji podłoża dla prawej kończyny dolnej odpowiednio dla: A. Chodu 0, B. Chodu 0 But, C. Chodu 15 i D. Chodu 15ZG oraz lewej kończyny dolnej odpowiednio dla: E. Chodu 0, F. Chodu 0 But, G. Chodu 15, H. Chodu 15ZG, gdzie: obszary kolorowe oznaczają różnice istotne statystycznie w odniesieniu do krzywych w chodzie swobodnym, $p < 0.05$.

4.3.2.3. Analiza parametryczna

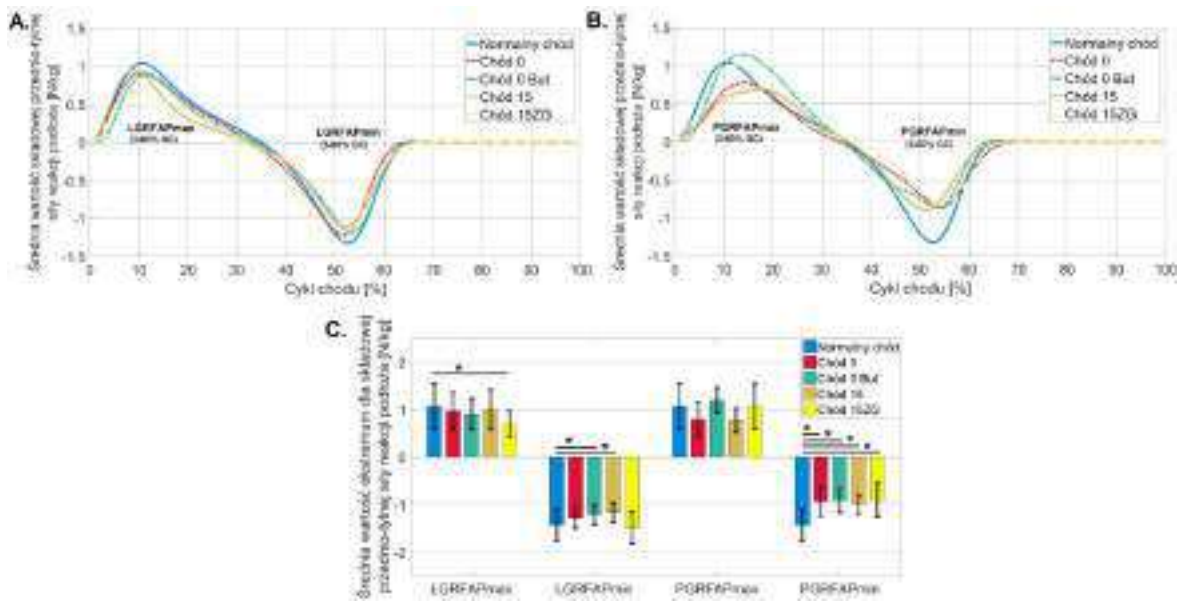
W przypadku każdej składowej siły reakcji podłoża (GRF) do analizy porównawczej wybranych punktów ekstremalnych zastosowano test nieparametryczny Kruskala-Wallisa. Dla kończyny bez ortezy (Ryc. 83A, C) obydwa piki maksymalne (LGRFVmax1 i LGRFVmax2) były na tych samych poziomach zarówno w chodzie swobodnym jak i w chodzie każdym ustawieniu ortezy. Istotnie niższe ($p = 0.0001$) wartości zanotowano tylko w fazie Mid Stance, dla piku minimalnego (LGRFVmin) w chodzie swobodnym w odniesieniu do analogicznego piku generowanego w pozostałych chodach w ortezie.

Taka sama zależność została zaobserwowana dla prawej kończyny dolnej dla piku PGRFVmin, z wykluczeniem istotności dla Chodu 0 (Ryc. 83B, D). Dla piku PGRFVmax2 zanotowano istotnie wyższe ($p = 0.0351$) wartości składowej pionowej siły reakcji podłoża w chodzie swobodnym w odniesieniu do pozostałych chodów w ortezie.



Ryc. 83 Zestawienie średnich wartości przebiegów składowej pionowej siły reakcji podłoża. A. Średnie przebiegi GRF dla kończyny bez orczy, B. Średnie przebiegi GRF kończyny w orczy, C. Średnie i odchylenia standardowe GRF dla wartości ekstremów dla kończyny bez orczy, D. Średnie i odchylenia standardowe dla wartości ekstremów GRF dla kończyny w orczy, * - różnice istotne statystycznie dla $p < 0.05$.

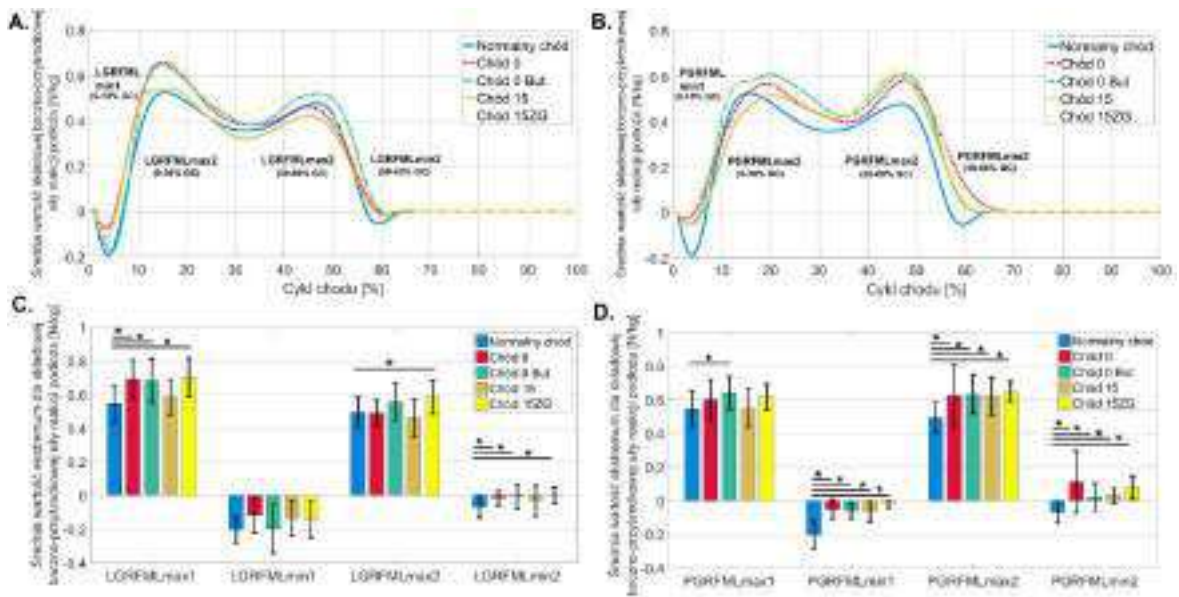
Dla składowej przednio-tylnej generowanej przez kończynę dolną bez orczy zanotowano mniej różnic istotnych statystycznie niż dla kończyny, na której była założona orczy (Ryc. 84A-C). Maksymalna wartość składowej przednio-tylnej (LGRFAPmax) była istotnie niższa ($p = 0.0233$) w chodzie swobodnym w odniesieniu do tej obecnej w Chodzie 15ZG. Dla prawej kończyny dolnej dla tego ekstremum nie znaleziono różnic istotnych statystycznie między chodami. Natomiast dla minimalnego piku (PGRFAPmin) istotnie wyższe ($p = 0.0001$) wartości były notowane w chodzie swobodnym w odniesieniu do tych generowanych dla pozostałych chodów w orczy (Ryc. 84C). Dla lewej kończyny dolnej, dla minimalnego piku (LGRFAPmin) istotnie wyższe wartości były notowane w chodzie swobodnym, ale tylko w odniesieniu do tych otrzymanych w Chodzie 0 But ($p = 0.0155$) i Chodzie 15 ($p = 0.00023$).



Ryc. 84 Zestawienie średnich wartości przebiegów składowej przednio-tylnej siły reakcji podłoża. A. Średnie przebiegi GRF dla kończyny bez orczyzy, B. Średnie przebiegi GRF dla kończyny w orczyzy, C. Średnie i odchylenia standardowe dla wartości ekstremów GRF dla obydwu kończyn dolnych, * - różnice istotne statystycznie dla $p < 0.05$.

Dla dwóch minimalnych pików składowej bocznej, dla prawej kończyny dolnej (PGRFMLmin1 i PGRFMLmin2) zanotowano istotnie większe wartości w chodzie swobodnym w odniesieniu do pozostałych chodów w orczyzy (Ryc. 85D). Natomiast dla lewej kończyny dolnej taką samą tendencję odnotowano tylko dla drugiego pik (LGRFMLmin2), z wyjątkiem Chodu 15 (Ryc. 85C).

Dla pików maksymalnych generowanych przez prawą kończynę dolną istotnie mniejsze wartości PGRFMLmax2 odnotowano dla chodu swobodnego w odniesieniu do wszystkich chodów w orczyzy. Dla LGRFMLmax2 istotnie mniejsze wartości w chodzie swobodnym były tylko w odniesieniu do Chodu 15ZG. Natomiast dla pierwszego maksymalnego pik (LGRFMLmax1) istotnie niższe wartości odnotowano w chodzie swobodnym w porównaniu z Chodem 0 ($p = 0.0006$), 0 But ($p = 0.0016$) i 15ZG ($p = 0.0002$). Dla pik (PGRFmax1) omawiana tendencja utrzymała się tylko dla Chodu 0 But ($p = 0.0219$) (Ryc. 85D).

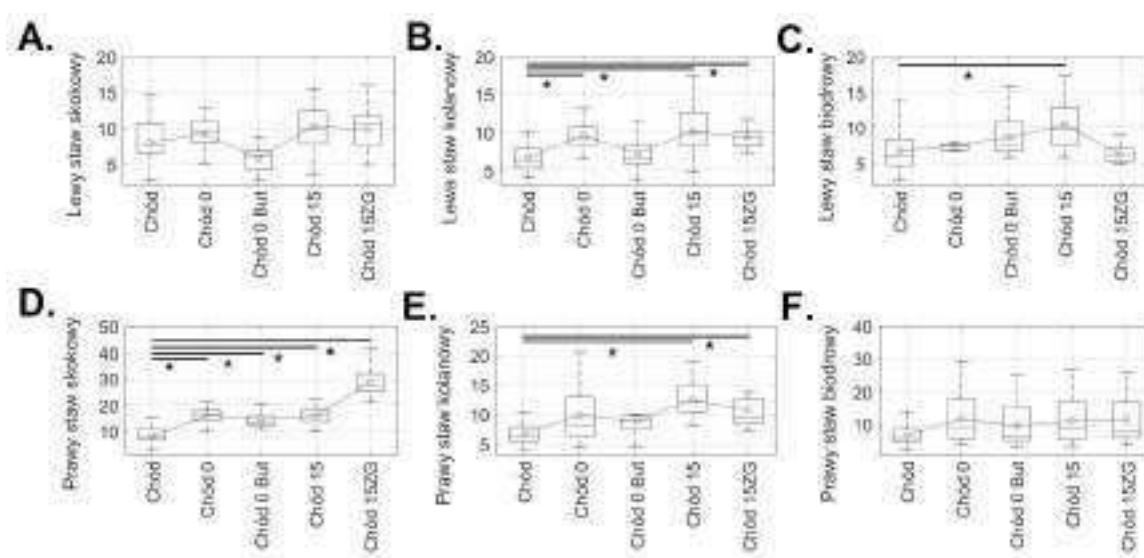


Ryc. 85 Zestawienie średnich wartości przebiegów składowej bocznej siły reakcji podłoża. A. Średnie przebiegi GRF dla kończyny bez orczyzy, B. Średnie przebiegi GRF kończyny w orczyzie, C. Średnie i odchylenia standardowe GRF dla wartości ekstremów dla kończyny bez orczyzy, D. Średnie i odchylenia standardowe dla wartości ekstremów GRF dla kończyny w orczyzie, * - różnice istotne statystycznie dla $p < 0.05$.

4.3.3. Moce mechaniczne

4.3.3.1. Analiza przy użyciu metody DTW

Wartości DTW mocy liczonych dla stawów prawej kończyny dolnej miały rozkłady normalne tylko w chodzie swobodnym. Natomiast dla stawów lewej kończyny dolnej w Chodzie 0 i Chodzie 0 But DTW dla krzywych mocy liczonych tylko dla stawu biodrowego miały rozkłady różne od normalnych. Po zastosowaniu odpowiednich testów dla prawego stawu skokowego zanotowano istotnie mniejsze ($p = 0.0001$) wartości DTW dla chodu swobodnego w odniesieniu do pozostałych chodów w ortezie. Największe wartości były notowane dla DTW liczonego dla Chodu 15ZG (Ryc. 86D). Dla obydwu stawów kolanowych zanotowano istotnie mniejsze wartości DTW w chodzie swobodnym w odniesieniu do DTW liczonego dla Chodów 15 i 15ZG. Dodatkowo w lewym stawie kolanowym dla Chodu 0 zanotowano istotnie ($p = 0.0010$) większe wartości DTW niż te liczone dla chodu swobodnego (Ryc. 86B). Tylko dla lewego stawu biodrowego istotnie większe ($p = 0.0020$) wartości DTW były notowane dla Chodu 15 w odniesieniu do chodu swobodnego (Ryc. 86C).

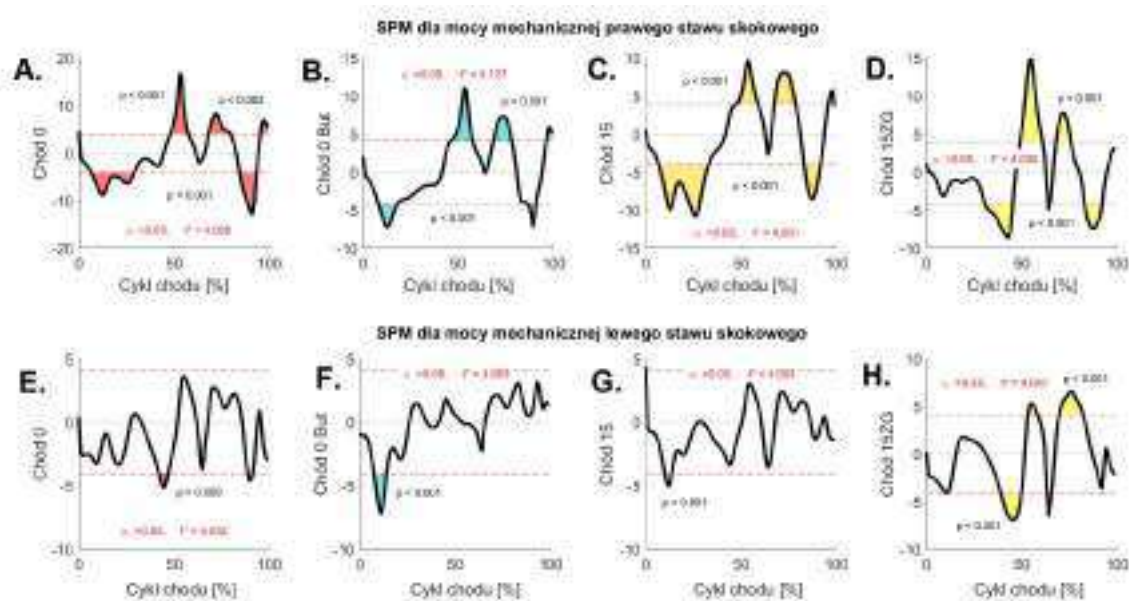


Ryc. 86 Wpływ ustawień ortezy Walker na moce generowane w stawach obydwu kończyn dolnych. A. DTW liczone dla lewej kończyny dla stawu skokowego, B. DTW liczone dla lewej kończyny dla stawu kolanowego, C. DTW liczone dla lewej kończyny dla stawu biodrowego, D. DTW liczone dla prawej kończyny dla stawu skokowego, E. DTW liczone dla prawej kończyny dla stawu kolanowego, F. DTW liczone dla prawej kończyny dla stawu biodrowego. Środkowa linia wskazuje medianę, kółko – wartość średnią a dolna i górna krawędź pudełka odpowiednio 25 i 75 centyl. Wąsy rozciągają się na najbardziej skrajne punkty danych, które nie są uważane za wartości odstające; * - różnice istotne statystycznie dla $p < 0.05$.

4.3.3.2. Analiza przy użyciu metody SPM

Na poziomie mocy generowanych w prawym stawie skokowym analiza pola wektorowego SPM $\{t\}$ przy użyciu testu t wykazała różnice istotne statystycznie w odniesieniu do krzywych w chodzie swobodnym w podobnych obszarach w Chodzie 0 i Chodzie 15: (6 - 30% GC, 47 - 60% GC, 67 - 80% GC, 83 - 100% GC) (Ryc. 87A, C). W Chodzie 0 But, te obszary były mniejsze: (7 - 18% GC, 46 - 57% GC, 68 - 78% GC i 86 - 100% GC) (Ryc. 87B). W Chodzie 15ZG różnice objęły cztery obszary: (30 - 45% GC, 49 - 60% GC, 67 - 75% GC i 82 - 92% GC) (Ryc. 87D).

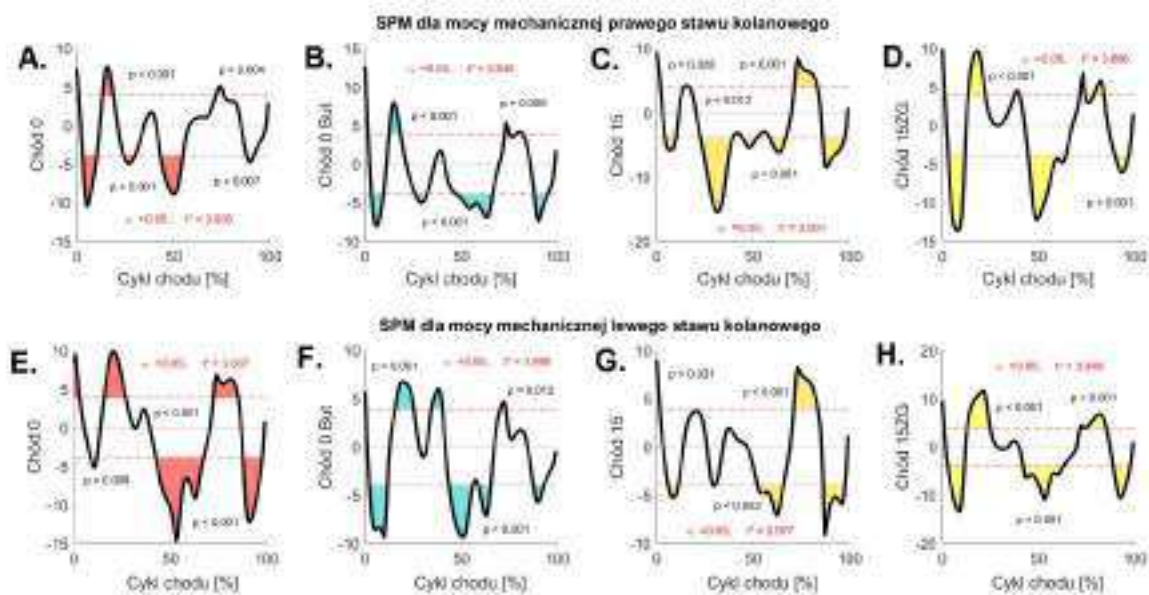
Dla mocy generowanej w lewym stawie skokowym obszary różnic istotnych statystycznie były znacznie mniejsze i było ich stosunkowo mniej niż tych dla prawego stawu skokowego. W Chodzie 0 był to przedział (42 - 46% GC), w Chodzie 0 But: (7 - 14% GC), w Chodzie 15: (10 - 13% GC) (Ryc. 87E - G). W Chodzie 15ZG obszar istotnych różnic w odniesieniu do chodu swobodnego był największy: (38 - 82% GC) (Ryc. 87H).



Ryc. 87 SPM liczone dla mocy mechanicznej prawego stawu skokowego odpowiednio dla: A. Chodu 0, B. Chodu 0 But, C. Chodu 15 i D. Chodu 15ZG oraz lewego stawu skokowego odpowiednio dla: E. Chodu 0, F. Chodu 0 But, G. Chodu 15, H. Chodu 15ZG, gdzie: obszary kolorowe oznaczają różnice istotne statystycznie w odniesieniu do krzywych w chodzie swobodnym, $p < 0.05$.

Na poziomie mocy generowanych w prawym stawie kolanowym analiza pola wektorowego SPM $\{t\}$ przy użyciu testu t wykazała różnice istotne statystycznie w odniesieniu do krzywych w chodzie swobodnym prawie w całej dziedzinie cyklu chodu we wszystkich chodach w ortezie (Ryc. 88A-D). W Chodzie 0 obszary wolne od różnic to: (30 - 43% GC, 55 - 72% GC, 76 - 88% oraz 92 - 100% GC). W Chodzie 0 But: (18 - 26% GC, 32 - 48% GC, 95 - 100% GC). Dla Chodu 15 i 15ZG obszary wolne od różnic nie były notowane.

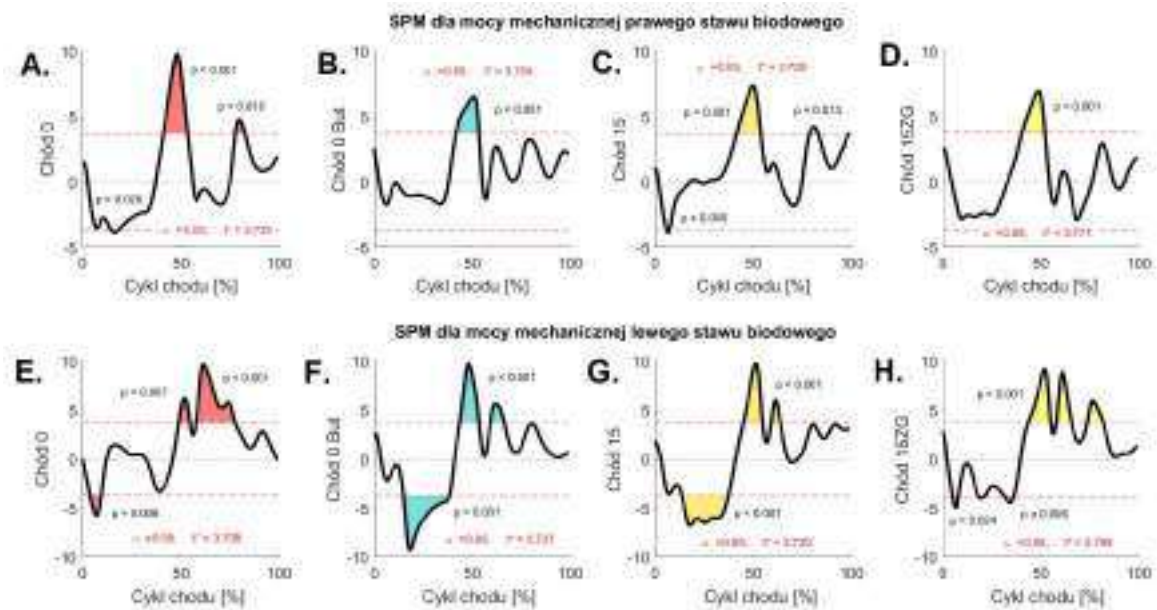
Podobna tendencja była widoczna dla lewego stawu kolanowego, gdzie obszarami wolnymi od różnic istotnych statystycznie w Chodzie 0 jest część fazy podporu: (27 - 42% GC) (Ryc. 88E). W Chodzie 0 But - niewielka część w fazie podporu i przetoczenia: (25 - 34% GC i 73 - 88% GC) (Ryc. 88F). W Chodzie 15 obszary wolne od różnic obejmują większą część fazy podporu: (11 - 52% GC) a w Chodzie 15ZG obszar: (24 - 42% GC) (Ryc. 88G, H).



Ryc. 88 SPM liczone dla mocy mechanicznej prawego stawu kolanowego odpowiednio dla: A. Chodu 0, B. Chodu 0 But, C. Chodu 15 i D. Chodu 15ZG oraz lewego stawu kolanowego odpowiednio dla: E. Chodu 0, F. Chodu 0 But, G. Chodu 15, H. Chodu 15ZG, gdzie: obszary kolorowe oznaczają różnice istotne statystycznie w odniesieniu do krzywych w chodzie swobodnym, $p < 0.05$.

Na poziomie mocy generowanych w prawym stawie biodrowym analiza pola wektorowego SPM $\{t\}$ przy użyciu testu t wykazała różnice istotne statystycznie w odniesieniu do krzywych w chodzie swobodnym w Chodzie 0 i Chodzie 15 w początkowej fazie cyklu chodu odpowiednio w przedziale (14 - 18% GC) i (6 - 8% GC) (Ryc. 89A, C). Dla tych chodów dodatkowe różnice istotne statystycznie były notowane dla obszarów: (41 - 53% GC i 77 - 82% GC). W Chodzie 0 But i 15ZG różnice istotne statystycznie były notowane tylko w fazie Mid Stance (40 - 53% GC) (Ryc. 89B, D).

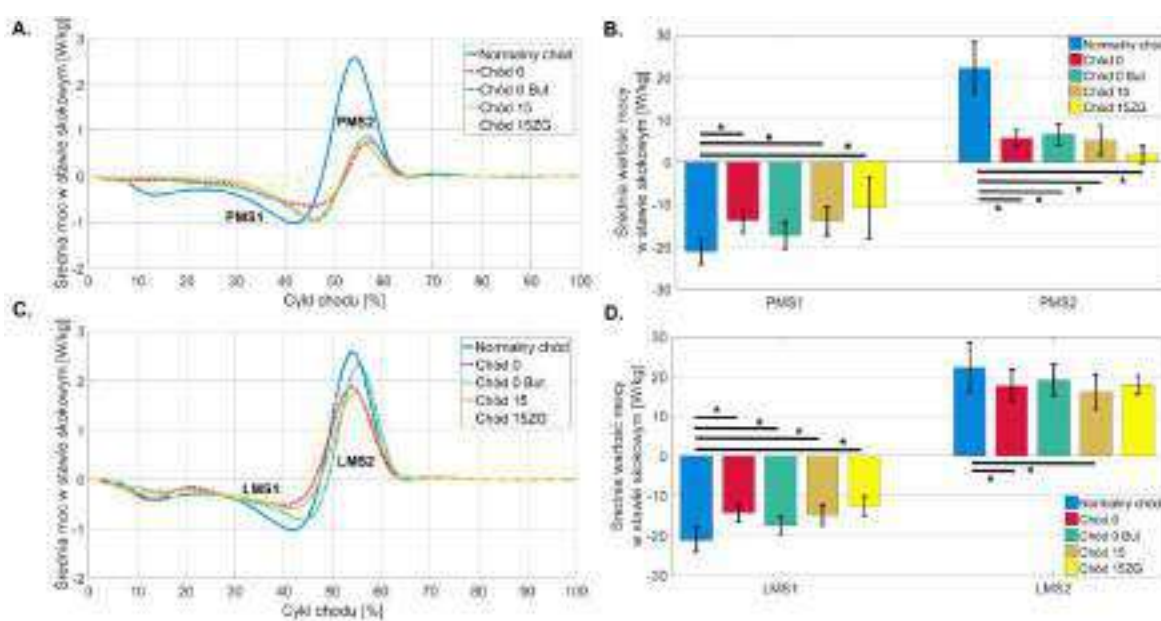
Dla lewego stawu biodrowego zarówno w Chodzie 0 But i Chodzie 15 różnice istotne statystycznie były notowane w tych samych obszarach: (14 - 38% GC, 43 - 53% GC i 59 - 66% GC) (Ryc. 89F, G). W Chodzie 0 różnice były obecne w przedziałach: (3 - 10% GC, 48 - 54% GC oraz 57 - 78% GC) (Ryc. 89E). W Chodzie 15ZG przedziały wolne od różnic istotnych statystycznie obejmowały: (0 - 5% GC, 8 - 31% GC, 36 - 44% GC, 55 - 57% GC, 66 - 74% GC oraz 81 - 100% GC) (Ryc. 89H).



Ryc. 89 SPM liczone dla mocy mechanicznej prawego stawu biodrowego odpowiednio dla: A. Chodu 0, B. Chodu 0 But, C. Chodu 15 i D. Chodu 15ZG oraz lewego stawu biodrowego odpowiednio dla: E. Chodu 0, F. Chodu 0 But, G. Chodu 15, H. Chodu 15ZG, gdzie: obszary kolorowe oznaczają różnice istotne statystycznie w odniesieniu do krzywych w chodzie swobodnym, $p < 0.05$.

4.3.3.3. Analiza parametryczna

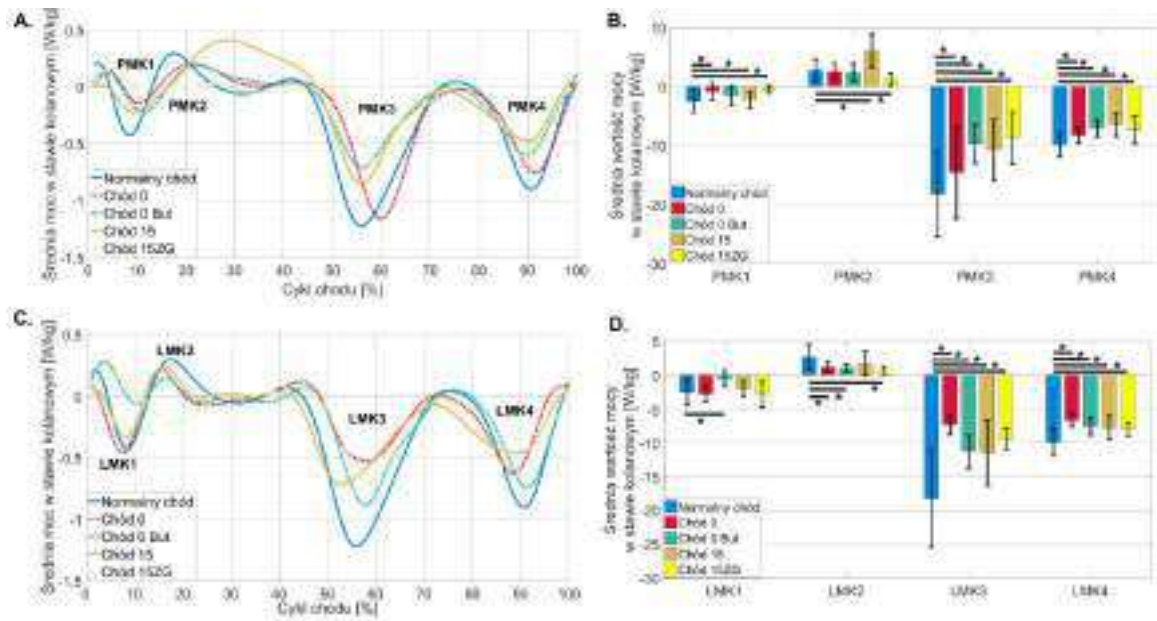
W przypadku obydwu stawów skokowych do analizy porównawczej zastosowano test nieparametryczny Kruskala-Wallisa, ze względu na brak normalności rozkładów dla większości parametrów. Zarówno w lewym jak i prawym stawie skokowym największe wartości mocy mechanicznej były notowane dla chodu swobodnego w odniesieniu do pozostałych, zarówno dla minimalnych jak i maksymalnych wartości. W przypadku prawego stawu skokowego istotnie większe ($p = 0.0001$) wartości mocy generowanej przez koncentryczny skurcz mięśni zginaczy podszwowych stopy (PM2) były w chodzie swobodnym w odniesieniu do pozostałych chodów w ortezie (Ryc. 90A-B). Podobnie było dla lewego stawu skokowego, ale tutaj różnice istotne statystycznie były notowane tylko dla Chodu 0 ($p = 0.0223$) i 15 ($p = 0.0002$) (Ryc. 90C-D). Analizując ujemne pola mocy dla stawu skokowego bez ortezy (lewy), można zauważyć istotnie większą ekscentryczną aktywność mięśni zginaczy podszwowych stopy w fazie podporu w odniesieniu do pozostałych chodów w ortezie. Natomiast dla prawego stawu skokowego istotnie mniejsze wartości PMS1 były notowane tylko między chodem swobodnym a Chodem 0, 15 i 15ZG.



Ryc. 90 Zestawienie średnich wartości mocy mechanicznej w stawach skokowych. A. Średnie przebiegi dla stawu skokowego kończyny bez ortezy, B. Średnie i odchylenia standardowe dla wartości maksymalnych dla obu stawów skokowych, C. Średnie przebiegi dla stawu skokowego kończyny w ortezie, D. Średnie i odchylenia standardowe dla wartości minimalnych dla obu stawów skokowych, gdzie wartości dodatnie oznaczają koncentryczną aktywność zginaczy podszwowych stawu skokowego podczas odbicia, a ujemne – pracę ekscentryczną tych mięśni, * - różnice istotne statystycznie dla $p < 0.05$.

W przypadku obydwu stawów kolanowych do analizy porównawczej zastosowano test nieparametryczny Kruskala-Wallisa, ze względu na brak normalności rozkładów dla większości parametrów. Zarówno w lewym jak i prawym stawie kolanowym moce generowanie w regionie K3 i K4 były istotnie wyższe w chodzie swobodnym w odniesieniu do mocy generowanych w pozostałych chodach w orcie (Ryc. 91A - D). Oznacza to istotnie wyższą ekscentryczną aktywność mięśnia prostego uda w fazie Pre-Swing (K3) oraz istotnie wyższą ekscentryczną aktywność grupy mięśni kulszowo-goleniowych w fazie Terminal Swing (K4) w chodzie swobodnym dla obydwu stawów kolanowych.

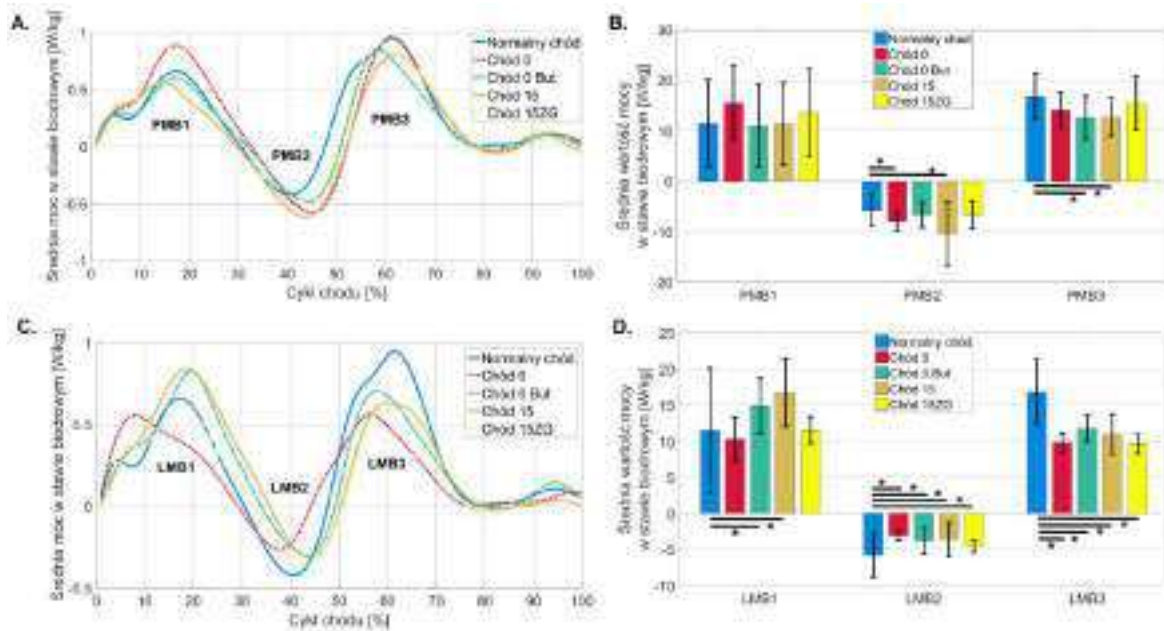
Dla regionu K1 odpowiadającemu ekscentrycznej aktywności prostowników stawu kolanowego podczas fazy Loading Response istotnie wyższe wartości były notowane w chodzie swobodnym w odniesieniu do tych notowanych w Chodzie 0 ($p = 0.0050$), Chodzie 15 ($p = 0.0051$) i Chodzie 15ZG ($p = 0.0001$) dla prawej kończyny dolnej (Ryc. 91B). Natomiast dla lewego stawu kolanowego w tym regionie istotnie mniejsze wartości były notowane tylko dla Chodu 0 But ($p = 0.0001$). W regionie K2 obserwuje się koncentryczną pracę mięśni prostowników stawu kolanowego podczas fazy Mid Stance. W tym obszarze istotnie wyższe wartości były notowane w chodzie swobodnym dla lewego stawu kolanowego w odniesieniu do tych otrzymanych dla Chodu 0 ($p = 0.0479$), Chodu 0 But ($p = 0.0056$) i Chodu 15ZG ($p = 0.0001$). Dla prawego stawu kolanowego najwyższe wartości były notowane w Chodzie 15 ($p = 0.0013$) i były one istotnie wyższe od tych dla chodu swobodnego. Natomiast te notowane w Chodzie 15ZG były istotnie niższe od tych w chodzie swobodnym ($p = 0.0210$) (Ryc. 91B, D).



Ryc. 91 Zestawienie średnich wartości mocy mechanicznej w stawach kolanowych. A. Średnie przebiegi dla stawu kolanowego kończyny bez ortezy, B. Średnie i odchylenia standardowe dla wartości maksymalnych dla obu stawów kolanowych, C. Średnie przebiegi dla stawu skokowego kończyny w ortezie, D. Średnie i odchylenia standardowe dla wartości minimalnych dla obu stawów kolanowych, gdzie wartości dodatnie oznaczają koncentryczną aktywności mięśni, a ujemne – pracę ekscentryczną, * - różnice istotne statystycznie dla $p < 0.05$.

W przypadku obydwu stawów biodrowych do analizy porównawczej zastosowano test nieparametryczny Kruskala-Wallisa, ze względu na brak normalności rozkładów dla większości parametrów. Najwięcej zmian zanotowano dla obszarów mocy B2 i B3 dla lewego stawu biodrowego (Ryc. 92D). Ujemny obszar mocy B2 świadczy o ekscentrycznej pracy mięśni zginaczy stawu biodrowego w fazie Mid Stance. W tym obszarze istotnie większe wartości były notowane dla lewego stawu biodrowego w chodzie swobodnym w odniesieniu do pozostałych chodów w ortezie ($p = 0.0212$). Natomiast dla prawego stawu biodrowego istotnie wyższe wartości dla chodu swobodnego były tylko w odniesieniu do Chodu 0 ($p = 0.0457$) i Chodu 15 ($p = 0.0027$) (Ryc. 92B). Dodatni obszar mocy B3 świadczy o koncentrycznej pracy mięśni zginaczy stawu biodrowego podczas fazy Pre- i Initial Swing. W tym regionie istotnie większe ($p = 0.0001$) wartości mocy były generowane w chodzie swobodnym w odniesieniu do pozostałych chodów w ortezie dla lewego stawu biodrowego. W prawym stawie biodrowym istotnie większe wartości mocy były również notowane w chodzie swobodnym, ale tylko w odniesieniu do tych generowanych w Chodzie 0 But ($p = 0.0031$) i Chodzie 15 ($p = 0.0152$) (Ryc. 92B). Ostatni obszar mocy B1 odpowiada za koncentryczną pracę mięśni prostowników stawu biodrowego głównie w fazie Loading Response. Istotnie mniejsze wartości mocy

odnotowano tylko dla lewego stawu biodrowego w chodzie swobodnym. Wartości te były istotnie mniejsze niż te generowane w Chodzie 0 But ($p = 0.0021$) i Chodzie 15 ($p = 0.0001$).



Ryc. 92 Zestawienie średnich wartości mocy mechanicznej w stawach biodrowych. A. Średnie przebiegi dla stawu biodrowego kończyny bez ortezy, B. Średnie i odchylenia standardowe dla wartości maksymalnych dla obu stawów biodrowych, C. Średnie przebiegi dla stawu biodrowego kończyny w ortezie, D. Średnie i odchylenia standardowe dla wartości minimalnych dla obu stawów biodrowych, gdzie wartości dodatnie oznaczają koncentryczną pracę mięśni, a ujemne – pracę ekscentryczną, * - różnice istotne statystycznie dla $p < 0.05$.

5. Dyskusja

5.1. Wybór ustawień ortezy

W niniejszej pracy analizie poddano wpływ różnego ustawienia ortezy typu Walker na parametry czasowo-przestrzenne, kinematyczne i kinetyczne chodu. Podane opracowanie zawiera kompleksową analizę wszystkich parametrów charakteryzujących chód w trzech płaszczyznach. W dotychczasowych opracowaniach można znaleźć podobne prace, ale tylko dla standardowych ustawień ortezy (Gulgin i in., 2018; Keefer i in., 2008; Keene i in., 2015, 2016; McHenry i in., 2017; Richards i in., 2016; Vanderpool i in., 2008; Zellers i in., 2019), w których podejście jest zdecydowanie mniej kompleksowe.

W pracy zostały wybrane typowe ustawienia ortezy stosowane standardowo w czasie trwania leczenia (Chód 0 i Chód 0 But) oraz te nie typowe (Chód 15 i Chód 15ZG). Ustawienia Chód 0 i Chód 0 But są stosowane zawsze, gdy wymagane jest unieruchomienie kończyny w ortezie typu Walker i pacjent może ją obciążać (Gulgin i in., 2018; McHenry i in., 2017; Richards i in., 2016; Vanderpool i in., 2008; Zellers i in., 2019; Zhang i in., 2006). Chód 0 to nazwa próby chodu, w którym orteza jest ustawiona w pozycji pośredniej. Ta próba odpowiada typowemu sposobowi, w jakim pacjenci poruszają się w warunkach domowych, kiedy kończyna, która nie odniosła urazu pozostaje boso. Z kolei Chód 0 But to nazwa próby chodu, która odpowiada warunkom, kiedy pacjent porusza się na zewnątrz (np. na ulicy) a na drugiej kończynie ma założone obuwie. Wielu klinicystów zaleca chodzenie w bucie na przeciwnej kończynie, również w warunkach domowych. Jednak w praktyce jest to trudne do wyegzekwowania. Jednym z utrudnień do zakładania buta przez pacjentów w warunkach domowych może być sezon letni. Kiedy temperatura powietrza wzrasta pacjenci potrafią uskarżać się na konieczność chodzenia w ortezie i zdecydowanie mniej chętnie noszą obuwie na przeciwnej kończynie dolnej.

Ustawienie ortezy w 15° wyprost (Chód 15) nie jest raczej spotykane w praktyce klinicznej. Jednak w takim ustawieniu są np. buty narciarskie czy też motocyklowe (Lann vel Lace & Błażkiewicz, 2021). Oczywiście chód w takim obuwiu jest krótkotrwały, ale jak udowodniono w niniejszej pracy takie ustawienie ortezy istotnie zmienia zachowanie stawów sąsiednich. Odnosząc się do ortezy ustawionej w 15° zgięcia (Chód 15ZG) trzeba przyznać, że jest to ustawienie niespotykane. Zostało ono jednak w pracy wybrane celowo jako ustawienie, które może symulować przypadek nietypowy, mogący występować np. u osób, które mają znacznie przykurczone ścięgno Achillesa (Attias i in., 2016).

W niniejszej pracy do porównania krzywych ciągłych generowanych w wyżej omówionych próbach chodu wykorzystano metodę DTW, SPM i parametryzacji.

5.2. Sposoby porównywania krzywych ciągłych

W pracy jako pierwszą metodę analizy wyników zastosowano metodę DTW (ang. *Dynamic Time Warping*). W dostępnych pracach z zakresu biomechaniki chodu w ortezie typu Walker ten sposób analizy danych nie był dotąd wykorzystywany. Jednakże sama metoda jest od lat stosowana w rozpoznawaniu pisma (Rodríguez-Serrano & Perronin, 2012), mowy (Gilbert i in., 2010), gestów (Bautista i in., 2016; Santos i in., 2015), ale również chodu (Boulgouris i in., 2004; Switonski i in., 2019). Barth i in., (2015) przeprowadzili badania analizując zmiany we wzorcu chodu osób z chorobą Parkinsona i pacjentów geriatrycznych w porównaniu do zdrowej grupy osób starszych. Co więcej DTW było wykorzystane w badaniach chodu dzieci z dziedziczną paraplegią spastyczną (Pulido-Valdeolivas i in., 2018). Ten sposób analizy pozwala na ocenę podobieństwa krzywej referencyjnej z krzywą generowaną w konkretnym przejściu. Pozwala to na ogólną ocenę podobieństwa krzywych, ale nie wykluczyło istnienia lokalnych różnic. Do wad DTW można zaliczyć niższą zdolność w stosunku do wskaźnika symetrii do uznawania za podobne dwóch chodów przy przedziale ufności rzędu 95%. W przypadku zalet DTW zalicza się uwzględnianie przesunięcia czasowego krzywych (Lee, 2019).

W celu dokładnego określenia obszarów różnic między krzywymi zastosowano analizę SPM (ang. *Statistical Parametric Mapping*). SPM pozwala na analizę parametrów chodu w całym cyklu chodu wykazując obecność lokalnych różnic. Metoda ta została wykorzystana do porównania chodu osób z mózgowym porażeniem dziecięcym z chodem osób zdrowych. Autorzy porównywali średnie przebiegi kątów w poszczególnych stawach u osób z mózgowym porażeniem dziecięcym do średnich przebiegów osób zdrowych. Na tej podstawie ustanowili nowe wzorce przebiegów tych parametrów i ustalili, gdzie występują najważniejsze różnice (Nieuwenhuys i in., 2017). Analizę SPM zastosowano również w badaniach nad wpływem dwóch rodzajów protez na biomechanikę chodu w porównaniu do chodu osób zdrowych (Pickle i in., 2019). Herb i in., (2015) wykorzystali analizę SPM w celu porównania sił reakcji podłoża, kątów w stawach i momentów sił mięśniowych w stawach biodrowych, kolanowych i skokowych generowanych podczas chodu i biegu osób z przewlekłą niestabilnością stawu skokowego

i osób zdrowych. Skutecznie wykazali różnice dla zakresu ruchu stawu skokowego w płaszczyźnie czołowej oraz w przypadku momentów sił w płaszczyźnie strzałkowej i czołowej.

Metoda parametryczna w analizie chodu pozwala na określenie różnic istotnych statystycznie w obrębie wybranych ekstremów w dziedzinie cyklu chodu. Daje również możliwość stwierdzenia, czy analizowany parametr uległ zwiększeniu, czy zmniejszeniu, a nie tylko czy między porównywanymi parametrami wystąpiła istotna różnica. Jedną z pierwszych prac, gdzie badając osoby zdrowe zastosowano tego typu podejście były badania Benedetti i in., (1998), które wykazały, że znaczna większość ze 124 parametrów - lokalnych ekstremów wyznaczonych w obrębie parametrów kinematycznych i kinetycznych chodu może być stosowana do jego oceny. Tego rodzaju parametryzację zastosowano również w badaniu chodu osób chorych, w tym wypadku osób po operacjach resekcji części mięśnia czworogłowego uda w wyniku choroby nowotworowej i endoprotezoplastyce stawu kolanowego (Benedetti i in., 2000).

5.3. Parametry czasowo-przestrzenne

W niniejszej pracy zostało przeanalizowanych osiem parametrów czasowo-przestrzennych, których wartości zmieniały się pod wpływem różnego ustawienia ortezy typu Walker umieszczonej na prawej kończynie dolnej. W odniesieniu do chodu swobodnego, kadencja zarówno dla prawej jak i lewej kończyny dolnej była istotnie niższa w każdym chodzie w ortezie, w zakresie 14 - 18% dla lewej i 16 - 19% dla prawej. Podobna tendencja była dla prędkości, która w odniesieniu do chodu swobodnego była istotnie niższa w każdym chodzie w ortezie o 17 - 23% dla lewej i o 22 - 26% dla prawej, w zależności od ustawienia ortezy. Keene i in., (2015) również wykazali spadek prędkości chodu w ortezie typu Walker w porównaniu do chodu w ortezie Tubigrip. Natomiast, Gulgin i in., (2018) pokazali spadek prędkości odpowiednio o 9% i 13% dla Chodu 0 But i Chodu 0 w odniesieniu do chodu swobodnego. W niniejszej pracy spadki prędkości w Chodzie 0 i 0 But były większe i wynosiły 22% dla obydwu kończyn dolnych i odpowiednio 17% i 18% dla kończyny bez ortezy.

W odniesieniu do chodu swobodnego, parametry: czas trwania fazy pojedynczego podparcia, czas trwania wykroku oraz cyklu chodu miały wyższe wartości dla chodu w każdym ustawieniu ortezy. Czas trwania fazy pojedynczego podparcia był w chodach w ortezie dłuższy o 10 - 17% dla lewej i 7 - 14% dla prawej kończyny dolnej w zależności

od ustawienia ortezy w odniesieniu do chodu swobodnego. W tym przypadku wyniki świadczące o różnicy wywoływanej przez noszenie ortezy wykazali również swoich badaniach (Keene i in., 2015, 2016) pokazując, że dochodzi do pogorszenia się współczynnika symetrii czasu trwania fazy pojedynczego podporu o 5% podczas chodu w ortezie. Analizując kolejny parametr - czas trwania wykroku można zauważyć, że był on dłuższy o 14 - 19% dla lewej i 11 - 22% dla prawej kończyny dolnej w chodzie w ortezie, a czas trwania cyklu chodu był dłuży w odniesieniu do chodu swobodnego zarówno dla prawej jak i lewej kończyny dolnej, o 14 - 18% dla lewej i 14 - 19% dla prawej. Wydłużenie czasu trwania cyklu chodu wykazano również w badaniach Gulgin i in., (2018) o 6% dla chodu w butce na przeciwnej kończynie dolnej i o 9% dla chodu bez buta na przeciwnej kończynie dolnej. W niniejszym badaniu różnice te były wyższe i wynosiły odpowiednio 16 % (Chód 0 But) i 14% (Chód 0) dla kończyny bez ortezy. Natomiast dla kończyny w ortezie wzrost nastąpił o 14% (Chód 0), dla Chodu 0 But wydłużenie cyklu nastąpiło o 17%.

Warto podkreślić fakt, że zgodnie z otrzymanymi wynikami noszenie ortezy typu Walker w badanych ustawieniach nie powoduje zmiany długości wykroku ani długości cyklu chodu dla kończyny bez ortezy jak i tej w ortezie. Odmienne wyniki badań uzyskali Keene i in., (2015), którzy wykazali istotny, 10% wzrost współczynnika asymetrii długości wykroku dla chodu w ortezie typu Walker. Natomiast w badaniach Gulgin i in., (2018) porównywali do chodu swobodnego – parametry czasowo-przestrzenne uzyskane w chodzie w ortezie typu Walker na prawej kończynie dolnej i z butem na lewej oraz z lewą stopą boso. W tych badaniach wykazano istotny spadek długości wykroku o odpowiednio 4% i 7% dla lewej kończyny dolnej i o 1% i 4% dla kończyny dolnej w ortezie.

Ostatni parametr – szerokość kroku, w niniejszej pracy rozpatrywany jest z rozróżnieniem na szerokość kroku liczoną osobno dla prawej i lewej kończyny dolnej co nie zostało zrobione w innych badaniach. Uzyskano większe różnice w szerokości kroku, gdy lewa kończyna dolna jest z przodu. Na taki wynik może wpływać fakt obecności ortezy, która powoduje zwiększenie objętości podudzia i stopy. Lewa kończyna dolna podczas fazy Terminal Swing opada z większej wysokości, przez co długość i szerokość tego kroku ulegają zwiększeniu. Potwierdza to normalizacja szerokości chodu przy wyrównaniu sztucznego zaburzenia długości kończyn w Chodzie 0 But.

Należy zwrócić uwagę, że w wielu badaniach warunkami podstawowymi był chód w obuwiu (Gulgin i in., 2018; Keefer i in., 2008; Keene i in., 2015, 2016; Richards i in.,

2016; Vanderpool i in., 2008; Zellers i in., 2019). Z tego względu porównanie wyników niniejszego badania z badaniami tych autorów należy traktować z pewną dozą ostrożności.

W kolejnych podrozdziałach zostanie omówiony wpływ różnych ustawień ortezy typu Walker na poszczególne stawy w każdej płaszczyźnie. W każdym rozdziale będzie omówiony wpływ ortezy kolejno na parametry kinematyczne i kinetyczne kończyny w ortezie a następnie zostaną opisane konsekwencje jej obecności i jej wpływ na przeciwną kończynę.

5.4. Staw skokowy

Ze względu na unieruchomienie prawego stawu skokowego przez ortezę nie dokonano oceny tego stawu w zakresie zmian kątowych. Natomiast wzięto pod uwagę momenty sił mięśniowych oraz moce. Lewy staw skokowy został poddany kompleksowej analizie zarówno kinematycznej jak i kinetycznej. Warto zwrócić uwagę na fakt, że większość autorów nie uwzględnia w swoich opracowaniach analizy tego stawu.

5.4.1. Płaszczyzna strzałkowa

Analizując przebieg zmiany kątów dla stawu skokowego kończyny bez ortezy w płaszczyźnie strzałkowej w przypadku analizy DTW zauważono, że istotne różnice występowały tylko dla Chodu 0 i Chodu 15 w stosunku do chodu swobodnego. Wynik ten pokrywa się z analizą SPM, gdzie największe obszary różnic dotyczyły tych dwóch chodów, a jedynym nieróżniącym się obszarem był początek fazy przeniesienia. Tak jak w powyższych analizach w analizie parametrycznej najwięcej różnic uzyskano na początku fazy podporu: Chód 0, Chód 15, Chód 15ZG, w końcowej fazie podporu: Chód 0 i w końcowej fazie przeniesienia: Chód 0 i 15. W żadnym z analizowanych przedziałów nie wykryto istotnej różnicy dla Chodu 0 But. Można zatem wnioskować, że podczas Chodu 0 But wykazywana jest tendencja do normalizacji przebiegu kątów w stawie skokowym. Wyrównanie zwiększonej objętości podudzia i stopy wynikające z obecności ortezy przez nałożenie na przeciwną stopę buta wydaje się wpływać pozytywnie na zmniejszając wyprost w stawie skokowym podczas fazy Initial Contact i kolejnych faz podporu względem Chodu 0.

Przeprowadzając analizę momentów sił mięśniowych dla prawego stawu skokowego wykazano, że istotna różnica w analizie DTW występuje w Chodzie 15ZG. Analiza SPM

wykazała, że obszary istotnie różne występują też w pozostałych chodach, obejmując nawet większe obszary niż w Chodzie 15ZG. Porównując analizę SPM i analizę parametryczną można zauważyć, że istotne różnice pokrywają się tylko dla parametrów minimum w okolicy fazy Loading Response. W Chodzie 0 i 0 But doszło do istotnego zmniejszenia momentu siły zgięcia stopy, ale nastąpił wzrost momentu wyprostu. Inne wyniki uzyskali Zhang i in., (2006), którzy badając chód w orzezie typu Walker i bucie laboratoryjnym wykazali, że moment siły wyprostu w stawie skokowym na którym była noszona orzeza jest mniejszy niż podczas chodu w dwóch butach laboratoryjnych. Przeciwnie natomiast wygląda kwestia momentu zgięcia, który w ich badaniu rośnie.

W lewym stawie skokowym w analizie DTW nie znaleziono istotnych różnic w zakresie momentów sił mięśniowych. W analizie SPM wykazano niewielką różnicę w Chodzie 15 w fazie Loading Response i w Chodzie 15ZG od fazy Loading Response do początku fazy Terminal Stance. W analizie parametrycznej różnic nie zauważono. Prawdopodobnie jest to wynikiem tego, iż analizowane parametry były spoza tego przedziału – parametr minimum został wyznaczony w okolicy 0-7% GC, a parametr maksimum w okolicy 45-50% GC, nie obejmując tym samym obszarów, w których różnicę wykazała analiza SPM. Nie ulega jednak wątpliwości, że moment siły w lewym stawie skokowym w Chodzie 0 i 0 But nie różni się od Chodu swobodnego.

5.4.2. Płaszczyzna czołowa

Analizując przebieg zmiany kątów dla stawu skokowego kończyny bez orzezy w płaszczyźnie czołowej analiza DTW wykazała istotne różnice między wszystkimi chodami w orzezie a chodem swobodnym, natomiast analiza SPM nie wykazała istotnych różnic. Wyniki analizy parametrycznej potwierdzają wynik analizy SPM nie wykrywając żadnych istotnych różnic w fazie podporu jak i przeniesienia.

W płaszczyźnie czołowej analiza DTW dla prawego stawu skokowego wykazała istotne różnice we wszystkich chodach dla prawego stawu skokowego. Analiza SPM potwierdziła te wyniki wykazując powtarzalne różnice w każdym z chodów w orzezie do początku fazy Pre-Swing. Analiza parametryczna również potwierdziła obecność istotnych różnic w przypadku prawego stawu skokowego we wszystkich chodach w orzezie względem chodu swobodnego i odnotowała znaczny wzrost momentu generowanego przez mięśnie odpowiadające za ewersję stawu skokowego do fazy Mid Stance a następnie

nasilenie momentu siły mięśniowej za który odpowiedzialny są mięśnie wykonujące inwersję.

W płaszczyźnie czołowej analiza DTW dla lewego stawu skokowego wykazała istotne różnice we wszystkich chodach oprócz Chodu 15 w stosunku do chodu swobodnego. Analiza SPM potwierdziła obecność istotnych różnic względem chodu swobodnego w fazie podporu we wszystkich chodach w ortezie włącznie z Chodem 15. Analiza parametryczna potwierdziła w większości wyniki analizy DTW wykazując nasilenie momentu generowanego przez mięśnie wykonujące ewersję do połowy fazy Mid Stance w każdym z chodów w ortezie z wyjątkiem Chodu 15 oraz wyraźne nasilenie momentu generowanego przez inwertory w fazie Pre-Swing.

5.4.3. Płaszczyzna poprzeczna

Analizując przebieg zmiany kątów dla stawu skokowego kończyny bez ortezy w płaszczyźnie poprzecznej w analizie DTW zauważono istotną różnicę między Chodem 0 But oraz Chodem 15ZG a chodem swobodnym. W przypadku analizy SPM istotne różnice dotyczące wszystkich chodów znaleziono około w 50% cyklu chodu co jest zgodne z analizą parametryczną. Noszenie buta podczas Chodu 0 But wydaje się zwiększać rotację wewnętrzną stopy w początkowej i końcowej fazie chodu, zmniejszając ją w fazie odbicia i na początku fazy przeniesienia w stosunku do chodu swobodnego.

Analizując przebieg momentów sił mięśniowych dla stawu skokowego kończyny w ortezie w płaszczyźnie poprzecznej w analizie DTW wykazano różnice istotne statystycznie w każdym chodzie w ortezie z wyłączeniem Chodu 15 względem chodu swobodnego. Analiza SPM wykazała brak istotnych zmian w fazie podporu jedynie w przypadku Chodu 15 częściowo potwierdzając wynik analizy DTW. W analizie parametrycznej można zauważyć tendencję spadkową dla momentu rotującego stopę zewnętrznie w każdym z chodów w ortezie.

Analizując przebieg momentów sił mięśniowych dla stawu skokowego kończyny bez ortezy w płaszczyźnie poprzecznej w analizie DTW wykazano dla Chodu 0 But i Chodu 15ZG względem chodu swobodnego. Z kolei analiza SPM pokazała obecność zmian również w Chodzie 0 – gdzie istotne różnice występowały w fazie podporu do fazy Terminal Stance włącznie i epizodycznie w Chodzie 15. Analiza Parametryczna zdaje się częściowo potwierdzać wyniki analizy DTW, szczególnie w pierwszych 30% cyklu chodu,

jednak w każdym z chodów w ortezie widoczna jest tendencja do nasilenia momentu rotującego stopę zewnątrz.

5.5. Staw kolanowy

5.5.1. Płaszczyzna strzałkowa

W płaszczyźnie strzałkowej, po przeprowadzeniu analizy DTW dla przebiegów kątowych generowanych w prawym stawie kolanowym istotną różnicę odnotowano między chodem swobodnym a wszystkimi chodami w ortezie z wyjątkiem Chodu 15ZG. Największe zmiany kątowe w odniesieniu do krzywej referencyjnej były notowane kolejno dla Chodu 15, Chodu 0 i Chodu 0 But. Z kolei zastosowanie analizy SPM pokazało przedziały, w których były widoczne istotne różnice między chodem swobodnym a kolejno: Chodem 15, Chodem 0, Chodem 0 But i Chodem 15ZG. W Chodzie 15ZG zaburzenie było notowane tylko dla niewielkich obszarów fazy Pre-Swing i Initial Swing. W Chodzie 15 zaburzenie przebiegu kąta stawu kolanowego obejmowało cały cykl chodu z wykluczeniem fazy Mid Swing. W Chodzie 0 zaburzenie prawidłowego przebiegu było obecne w fazie Mid Stance i Pre-Swing oraz Terminal Swing. Założenie buta na kończynie przeciwnej spowodowało znaczne polepszenie wyników, bo różnice były notowane tylko dla fazy Mid Stance. Analiza parametryczna potwierdza wyniki otrzymane dla SPM dla każdego z chodów. Zastosowanie analizy parametrycznej pokazało, że założenie ortezy, w każdym z badanych ustawień spowodowało znaczny wzrost zgięcia a tym samym zmniejszenie ruchomości w stawie kolanowym w całej dziedzinie cyklu chodu. Największe zgięcie było notowane w Chodzie 15ZG. Zakres ruchu w tym chodzie był w przedziale ($2^\circ \pm 1^\circ$, $63^\circ \pm 5^\circ$) a w chodzie swobodnym ($3^\circ \pm 2^\circ$, $54^\circ \pm 8^\circ$). Natomiast, najmniejsze zaburzenie było obecne dla Chodu 0 But, gdzie zakres wynosił: ($3^\circ \pm 3^\circ$, $62^\circ \pm 7^\circ$). Wzrost notowanych wartości zgięcia w fazie podporu w każdym chodzie (z wykluczeniem Chodu 15ZG) jest prawdopodobnie kompensacją wynikającą z potrzeby zwiększonej amortyzacji w stawie kolanowym przy zablokowanym stawie skokowym. Natomiast istotne zwiększenie wartości zgięcia stawu kolanowego podczas fazy przeniesienia kończyny w ortezie wynika prawdopodobnie z potrzeby wyższego jej uniesienia w celu przeniesienia w przód. Jest to spowodowane sztucznym wydłużeniem prawej kończyny przez ortezę, a także większą masą i objętością podudzia. Wzrost szczytowej wartości zgięcia stawu kolanowego w trakcie fazy podporu zanotowali również Gulgin i in., (2018) i Zhang i in., (2006). Pierwsza grupa autorów odnotowała istotny

wzrost zgięcia w Chodzie 0 – o 28%, jednak istotnego wzrostu nie odnotowali oni dla Chodu 0 But w stosunku do chodu w obuwiu sportowym. Natomiast druga grupa autorów wykazała istotny wzrost wartości zgięcia w Chodzie 0 But w stosunku do chodu w obuwiu sportowym.

Wszelkie zaburzenia wartości kątowych w trakcie chodu wpływają na inną pracę mięśni a w konsekwencji pojawiają się inne niż notowane dla chodu swobodnego wartości momentów sił mięśniowych. Analiza DTW momentów sił mięśniowych dla prawego stawu kolanowego wykazała, że przebiegi krzywych notowane dla każdego z chodów istotnie różnią się od tych będących w chodzie swobodnym. Momentem dominującym w całym cyklu chodu dla każdego chodu w ortezie był moment generowany przez zginacze stawu kolanowego. Największe różnice zanotowano, podobnie jak dla przebiegów kątowych kolejno dla Chodu 15, Chodu 0 But, Chodu 0 (mała różnica między tymi chodami) i Chodu 15ZG. Analiza parametryczna i SPM potwierdziła wyniki analizy DTW. Obszary różnic w Chodzie 0 w fazie podporu objęły fazy Initial Contact, Mid Stance i Terminal Swing. W tych fazach doszło do pojawienia się dużych momentów generowanych przez zginacze stawu kolanowego, gdzie w chodzie swobodnym notowana jest duża aktywność prostowników tego stawu. Założenie buta na kończynę dolną bez ortezy (Chód 0 But) miało w teorii znormalizować parametry biomechaniczne chodu. Jednak w tym przypadku przedział cyklu chodu, w którym nastąpiło istotne zwiększenie momentu zginającego objął całą fazę podporu. W Chodzie 15 istotne zwiększenie momentu zgięcia podczas całej fazy podporu najprawdopodobniej było wynikiem znacznie większego kąta zgięcia (średnio $\sim 20^\circ$ w Chodzie 15 względem $\sim 7^\circ$ w Chodzie swobodnym) w stawie kolanowym w całej fazie podporu (Lann vel Lace & Błażkiewicz, 2021). W zakresie momentów sił mięśniowych dla stawu kolanowego kończyny w ortezie, Gulgin i in., (2018) przedstawili istotny wzrost momentu prostującego, co wydaj się być odległe od wyników przedstawionych w niniejszej rozprawie. Tutaj warto nadmienić, że autorzy prowadzili wyliczenia w programie Visual 3D. Zgodnie z informacją zawartą na stronie (https://c-motion.com/v3dwiki/index.php/Visual3D_Tutorials), zgięcie stawu kolanowego jest postrzegane jako kąt ujemny, czyli odwrotnie do tego co podaje system Vicon. Jeżeli rzeczywiście proces wyliczeń był zgodny z instrukcją tego oprogramowania to wyniki niniejszej pracy są zbieżne z tymi notowanymi dla Gulgin i in., (2018). Podobna sytuacja ma miejsce dla pracy Zhang i in., (2006), gdzie w Chodzie 0 But, autorzy odnotowali istotny wzrost momentu prostującego staw kolanowy, kończyny na której była noszona orteza. Z kolei Richards i in., (2016), u którego definicja momentów była zbieżna

z nomenklaturą tej pracy, wykazali wzrost momentu zginającego staw kolanowy w fazie Loading Response w Chodzie 0 But po stronie kończyny w ortezie, co pokrywa się z wynikami tej pracy. Warto podkreślić, że szczytowy moment zginający staw kolanowy jest uważany za jeden z predyktorów obciążenia przyśrodkowego stawu kolanowego i odpowiada za 22% tego obciążenia. Zatem wzrost jego wartości może przyczynić się do wzrostu ryzyka wystąpienia zmian zwyrodnieniowych stawu kolanowego (Manal i in., 2015; Tateuchi, 2019).

Wyniki dotyczące lewego stawu kolanowego prezentują się odmiennie w stosunku do tych opisanych dla prawego, zarówno w zakresie zmian kątowych jak i momentów sił mięśniowych. W płaszczyźnie strzałkowej, po przeprowadzeniu analizy DTW dla przebiegów kątowych generowanych w lewym stawie kolanowym istotną różnicę odnotowano tylko między Chodem 15ZG a chodem swobodnym. Warto jednak podkreślić, że odległość od krzywej referencyjnej dla Chodu 15ZG była istotnie mniejsza niż ta liczona dla chodu swobodnego. Taki wynik może sugerować, że staw kolanowy lewej kończyny dolnej zachowywał się w tym chodzie w sposób prawidłowy. Potwierdza to dodatkowo fakt, braku różnic, które mogły by być wykryte dla analizy SPM i parametryzacji. Biorąc pod uwagę kolejne chody w ortezie warto zauważyć, że analiza parametryczna nie wykazała istotnych różnic w żadnym z chodów w ortezie. Natomiast zastosowanie analizy SPM pokazało istotne zmniejszenie zgięcia w Chodzie 15 w stosunku do chodu swobodnego na przejściu fazy Terminal Stance w Pre-Swing. Ta sama analiza pokazała, że w Chodzie 0 But występuje istotne zmniejszenie zgięcia stawu kolanowego w fazie Initial Contact i Loading Response. Wobec powyższego, można stwierdzić, że oddziaływanie ortezy na lewy staw kolanowy w płaszczyźnie strzałkowej jest stosunkowo niewielkie (Chód 0 But, Chód 15), a w pozostałych chodach w ortezie nie ma żadnego wpływu. Inne wyniki uzyskali Gulgin i in., (2018). Wykazali oni istotny spadek szczytowej wartości zgięcia w fazie podporu w Chodzie 0 But o 19% i w Chodzie 0 o 21%. Takie różnice mogą być spowodowana rodzajem zastosowanej ortezy. Gulgin i in., (2018) zastosowali trochę inną ortezę niż wykorzystana w niniejszej pracy, gdzie kąt nachylenia podudzia względem stopy i kąt zakrzywienia podeszwy mógł być inny.

Wszelkie zaburzenia wartości kątowych w trakcie chodu wpływają na inną pracę mięśni a w konsekwencji pojawiają się inne niż notowane dla chodu swobodnego wartości momentów sił mięśniowych. Przy użyciu analizy DTW wykazano, że noszenie ortezy istotnie zaburza wartości momentów sił mięśniowych w całej dziedzinie cyklu chodu, dla każdego chodu w ortezie. Największe zmiany zostały zanotowane kolejno dla Chodu

15ZG, Chodu 0 i Chodu 15. Momenty sił mięśniowych w każdym z chodów w ortezie wskazują na wzrost momentu prostującego lewy staw kolanowy. Najmniejsze konsekwencje noszenia ortezy odnotowano dla Chodu 0 But. Zastosowanie analizy SPM pokazało, że momenty sił mięśniowych generowane w stawie kolanowym w Chodzie 0 istotnie różnią się od tych notowanych dla Chodu swobodnego w całej fazie podporu z wykluczeniem fazy Initial Contact i Loading Response. Zdecydowaną zbieżność z Chodem swobodnym zanotowano dla Chodu 0 But, Chodu 15 i Chodu 15ZG, gdzie różnice w fazie podporu obejmują jedynie przejście fazy Terminal Stance w Pre-Swing wykazując spadek momentu zginającego staw kolanowy. Dodatkowo w Chodzie 15ZG, w fazie Mid Stance odnotowano istotny wzrost momentu prostującego. Analiza parametryczna potwierdza wyniki analizy SPM dla wszystkich chodów w ortezie, wykazując wzrost wartości momentu prostującego i spadek momentu zginającego staw kolanowy w fazie podporu. W przypadku fazy przeniesienia zarówno analiza parametryczna jak i SPM wykazały wzrost momentu prostującego w porównaniu do chodu swobodnego. Wyniki te są przeciwstawne do tych uzyskanych przez Gulgin i in., (2018), którzy wykazali spadek szczytowego momentu prostującego w Chodzie 0 i Chodzie 0 But w fazie podporu. Aczkolwiek warto podkreślić fakt, że Zhang i in., (2006) uzyskali wyniki zbieżne z tymi prezentowanymi w niniejszej pracy.

Podsumowując, zakres ruchu w lewym stawie kolanowym w płaszczyźnie strzałkowej podczas każdego chodu w ortezie nie odbiega istotnie od chodu swobodnego. Niewielkie różnice w Chodzie 15 i Chodzie 0 But wykazała analiza SPM, a analiza DTW wykazała istotną różnicę w Chodzie 15 ZG, której nie potwierdziła żadna z pozostałych dwóch analiz. Analiza parametryczna właściwie pokrywa się z wynikami analizy SPM i nie wykazała żadnych istotnych zmian. Zdecydowanie inaczej prezentują się wyniki dla stawu kolanowego kończyny w ortezie. Tutaj, wyniki wszystkich trzech analiz właściwie się pokrywają wykazując istotne różnice w stosunku do chodu swobodnego. W każdym chodzie w ortezie oprócz Chodu 15ZG widoczna jest tendencja do utrzymywania większego zgięcia stawu kolanowego w całym cyklu chodu. Pomimo braku istotnych różnic w zakresie ruchu w lewym stawie kolanowym moment zginający dla tego stawu uległ znacznemu zmniejszeniu w stosunku do tego notowanego dla chodu swobodnego w każdym z chodów w ortezie. Natomiast w stawie kolanowym w ortezie różnica była odwrotna. W tym przypadku odnotowano istotny wzrost momentu zginającego szczególnie w fazie podporu. Pokazuje to, że pomimo braku zmian w zakresie ruchu zmiany w obciążeniu stawów nadal mogą one występować.

5.5.2. Płaszczyzna czołowa

Anatomicznie w płaszczyźnie czołowej w pozycji wyprostu stawu kolanowego, kąt w tej płaszczyźnie jest stały. Natomiast podczas chodu kąt ten może się nieznacznie zmieniać. Przykładem patologii związanej z nadmierną ruchomością stawu kolanowego w tej płaszczyźnie jest dynamiczna koślawość kolan. Charakteryzuje się ona nadmiernym odwiedzeniem w stawie kolanowym połączonym z przywiedzeniem końca bliższego goleni i nasileniem jej rotacji zewnętrznej (Gwynne & Curran, 2014). Taki układ jest zazwyczaj związany z osłabieniem rotatorów zewnętrznych uda. W przypadku przebiegu kąta w prawym stawie kolanowym w dziedzinie cyklu chodu zastosowanie analizy DTW, pokazało różnicę istotną statystycznie w odniesieniu do chodu swobodnego - tylko dla Chodu 15ZG. Zastosowanie analizy SPM pokazało, że w przypadku tego chodu różnice obejmowały cały cykl chodu z wyłączeniem fazy Initial Swing i Mid Swing, co potwierdziła dodatkowo analiza parametryczna. W przeciwieństwie do chodu swobodnego w Chodzie 15ZG staw kolanowy ustawiał się w koślawości w fazie Mid Stance i Terminal Stance. W Chodzie 15, analiza SPM pokazała istotnie większe wartości szpotawości w fazie Mid Stance i Terminal Stance, co dodatkowo zostało potwierdzone przez analizę parametryczną. Paradoksalnie niewielkie zmiany widoczne są w Chodzie 0 podczas, gdy w Chodzie 0 But różnice w zakresie zmiany kąta w stawie kolanowym są zdecydowanie większe i obejmują cały cykl chodu z wykluczeniem fazy Initial Swing i Mid Swing. Potwierdziła to również analiza parametryczna, której zastosowanie pokazało, że założenie buta na przeciwną kończynę powoduje znaczne zmniejszenie szpotawości w odniesieniu do tego, co jest notowane w Chodzie 0 i chodzie swobodnym. Warto podkreślić, że Zhang i in., (2006) pokazali, że podczas Chodu 0 But średnia szczytowa wartość szpotawości w stawie kolanowym w ortezie nie ulega zmianie, nie ulega zmianie również zakres ruchu w tej płaszczyźnie. Jednak w niniejszej pracy wykazano spadek szpotawości stawu kolanowego w fazie podporu. Natomiast Gulgin i in., (2018) wykazali istotny wzrost szczytowej wartości szpotawości podczas Chodu 0 i Chodu 0 But w kończynie bez ortezy. Dla Chodu 0, wykazali również istotny spadek przywiedzenia (szpotawości) dla kończyny w ortezie podczas fazy podporu, co oznacza zwiększenie szczytowej wartości koślawości. W niniejszym badaniu nie zaobserwowano różnic dla Chodu 0, ale analiza wykazała przesunięcie średniej wartości ruchu w kierunku koślawości dla Chodu 0 But podczas fazy podporu. Wzrost koślawości kolana po stronie kończyny w ortezie może być spowodowany ograniczeniem wyprostu w stawie skokowym i potrzebą jego kompensacji,

jednak w tym badaniu odnotowano zmniejszenie szpotawości stawu kolanowego, ale staw kolanowy nie ustawił się w koślawości, co zanotowali Gulgin i in., (2018). Jedyne momenty, gdzie staw kolanowy był ustawiony w koślawości zanotowana dla chodu w ortezie ustawionej na 15° zgięcia. Zmniejszenie kąta szpotawości w stawie kolanowym może podziałać odciążająco na przyśrodkowy przedział stawu kolanowego jednak zwiększając tym samym obciążenie jego bocznego przedziału (Sharma i in., 2010). Analizując momenty sił mięśniowych generowane w prawym stawie kolanowym w płaszczyźnie czołowej, przy użyciu analizy DTW wykazano różnice istotne statystycznie między krzywą referencyjną dla chodu swobodnego a tymi generowanymi dla Chodu 0 i Chodu 0 But. Warto podkreślić fakt, że w każdym chodzie w ortezie wartości momentów prowadzących do szpotawości ulegały istotnemu zmniejszeniu w fazie podporu, co zostało wykazane zarówno w analizie SPM jak i analizie parametrycznej. Spadek momentu siły mięśniowej odwiedzenia (koślawości) w stawie kolanowym kończyny w ortezie odnotował Gulgin i in., (2018) dla kończyny dolnej w ortezie zarówno w Chodzie 0 But – o 24% jak i w Chodzie 0 – o 22%, taki wynik uzyskał również Zhang i in., (2006). W przypadku momentu odwiedzenia w stawie kolanowym kończyny bez ortezy nie odnotowali istotnej różnicy, co częściowo pokrywa się z wynikami niniejszej pracy. Co więcej w niniejszej pracy w Chodzie 0 i 0 But nastąpił istotny spadek momentu szpotawości praktycznie w całej fazie podporu, te wyniki zostały potwierdzone przez Zhang i in., (2006). i Richards i in., (2016).

Biorąc pod uwagę analizę DTW dla zmiany kąta w lewym stawie kolanowym, nie wykazano różnic istotnych statystycznie w żadnym z analizowanych ustawień ortezy w odniesieniu do chodu swobodnego. Taki wynik został potwierdzony przez analizę parametryczną. Z kolei w analizie SPM różnicę istotną statystycznie w odniesieniu do chodu swobodnego zaobserwowano w Chodzie 0 But w fazie Initial Contact i w Chodzie 15ZG w fazie Loading Response, gdzie nastąpiło zmniejszenie szpotawości stawu kolanowego. Wobec powyższego można uznać, że orteza nie wpływa istotnie na kinematykę stawu kolanowego kończyny bez ortezy w płaszczyźnie czołowej. Analizując momenty sił mięśniowych generowane w lewym stawie kolanowym, przy użyciu analizy DTW wykazano tylko jedną istotną różnicę dla Chodu 0 w stosunku do chodu swobodnego. Analiza SPM wykazała obecność istotnych różnic, w niewielkich przedziałach cyklu chodu w Chodzie 0 (3-6%GC) i Chodzie 15 (40-45%GC), oraz w fazie Loading Response w Chodzie 15ZG. W przypadku analizy parametrycznej można zauważyć, że największe zmiany występują w fazie podporu i dotyczą one głównie

przejścia fazy Loading Response w Mid Stance dla Chodu 0 i Chodu 0 But oraz dodatkowo przejścia fazy Mid Stance w Terminal Stance dla Chodu 0 But. Można zatem podsumować, że nasilenie momentu powodującego szpotawość stawu kolanowego bez ortezy zanotowano dla każdego chodu w ortezie, przy czym dla Chodu 0 zostało to wykazane w każdej z analiz.

Podsumowując, największe różnice zmiany kąta w stawie kolanowym w płaszczyźnie poprzecznej w stosunku do chodu swobodnego dotyczą kończyny dolnej w ortezie. W fazie podporu nasileniu uległa szpotawość stawu w Chodzie 15, natomiast w przypadku Chodu 15ZG dochodziło do koślawienia się stawu kolanowego. Dla kończyny w ortezie w każdym chodzie odnotowano spadek momentu szpotawiającego co potwierdziła analiza SPM i analiza parametryczna. Z kolei dla Chodu 0 But wykazano spadek szpotawości stawu kolanowego w fazie podporu dla kończyny dolnej w ortezie. Odmienne wyniki uzyskano dla przeciwnej kończyny. Można stwierdzić brak istotnych różnic dla zmiany kąta w stawie kolanowym w płaszczyźnie czołowej co potwierdziła analiza parametryczna i DTW z niewielkimi obszarami istotnej różnicy w analizie SPM. Dla momentów siły w stawie kolanowym również wykazano większą liczbę różnic w stosunku do chodu swobodnego w kończynie w ortezie niż w kończynie przeciwnej. Z kolei dla kończyny bez ortezy wzrost momentu szpotawiającego staw kolanowy odnotowano dla Chodu 0 w każdej z przeprowadzonych analiz. Wyniki dla pozostałych chodów są zmienne i zależą od wykorzystanej analizy.

5.5.3. Płaszczyzna poprzeczna

Dla prawej kończyny dolnej analiza DTW wykazała różnice istotne między wszystkimi chodami w ortezie, a chodem swobodnym. Największe zmiany odnotowano kolejno dla Chodu 0 But, Chodu 0, Chodu 15ZG i Chodu 15. Analiza SPM również wykazała duże różnice w stosunku do chodu swobodnego we wszystkich chodach obejmując cały cykl chodu bez części fazy Pre-Swing w Chodzie 0 But, Chodzie 15 i Chodzie 15ZG. Natomiast w Chodzie 0 zaburzenia nie objęły części fazy Pre-Swing, fazy Initial Swing oraz Terminal Swing. Analiza parametryczna pokrywa się z wynikami zarówno analizy DTW jak i SPM wykazując istotny wzrost rotacji zewnętrznej w stawie kolanowym z wyjątkiem Chodu 0 na przejściu fazy Pre-Swing i Initial Swing. Szczytowe wartości rotacji wewnętrznej w stawie kolanowym kończyny w ortezie są zauważalnie niższe niż w lewym stawie kolanowym i obejmują wszystkie ustawienia ortezy.

W opozycji do wyników tej pracy stoją doniesienia Gulgin i in., (2018), którzy wykazali wzrost szczytowej wartości rotacji wewnętrznej zarówno w Chodzie 0 jak i 0 But.

W stawie kolanowym po stronie kończyny, na której była noszona orteza momenty sił mięśniowych odpowiadających za rotację w analizie DTW były istotnie różne od tych notowanych dla chodu swobodnego we wszystkich chodach w ortezie z wykluczeniem Chodu 15. Największe zmiany wykazano dla Chodu 15ZG. Analiza SPM potwierdziła powyższe wyniki. W Chodzie 15ZG zanotowano najniższe wartości rotacji zewnętrznej w odniesieniu do tych notowanych w chodzie swobodnym i dla każdego innego chodu w ortezie. Różnice te były głównie widoczne w całym cyklu chodu z wykluczeniem fazy Initial Swing i Mid Swing. Warto podkreślić fakt, że w chodzie swobodnym dominuje moment odpowiadający za rotację zewnętrzną a założenie ortezy w każdym z badanych ustawień powodowało istotne jego zmniejszenie. W przypadku Chodu 0 i Chodu 0 But doszło do zmniejszenia momentu siły rotacji zewnętrznej w fazie podporu, obejmowały z wykluczeniem fazy Pre-Swing i Loading Response w przypadku Chodu 0. Natomiast w fazie przeniesienia więcej różnic zaobserwowano w Chodzie 0 niż w Chodzie 0 But. W Chodzie 15 różnice w stosunku do chodu swobodnego dotyczyły głównie fazy Terminal Stance i Pre-Swing oraz części fazy Terminal Stance, gdzie również doszło do zmniejszenia momentu siły rotacji zewnętrznej. Przedstawione wyżej wyniki są zgodne z opracowaniem Gulgin i in., (2018). Autorzy, pokazali istotne zmniejszenie momentu rotacji wewnętrznej stawu kolanowego w Chodzie 0, a w Chodzie 0 But nie wykazali istotnej różnicy w stosunku do chodu swobodnego. Warto znowu zwrócić uwagę na inną definicję kierunku, dla którego były liczone momenty.

Analiza DTW dla zmiany kąta w stawie kolanowym kończyny dolnej bez ortezy w płaszczyźnie poprzecznej wykazała istotne zmiany w zachowaniu tej krzywej tylko w Chodzie 15 i Chodzie 0 But w odniesieniu do chodu swobodnego. W analizie SPM widoczna jest znaczna różnica w Chodzie 15 w całej dziedzinie cyklu chodu. Można zatem wnioskować, że jest to chód, w którym ustawienie ortezy najbardziej zmieniło jego zachowanie, co potwierdza analiza parametryczna. W Chodzie 0 But największa różnica widoczna jest w fazie Initial Contact i Loading Response. Dla Chodu 15ZG, analiza DTW nie wykazała istotnych zmian w zachowaniu krzywej, natomiast analiza SPM pokazała, że istnieją istotne zaburzenia w całej fazie podporu i końcowej fazie przeniesienia, co zostało potwierdzone przy użyciu parametryzacji. Gulgin i in., (2018) nie wykazali istotnej różnicy dla zmiany kąta stawu kolanowego bez ortezy w płaszczyźnie poprzecznej dla Chodu 0 i 0 But, co jest zgodne z wynikami niniejszej pracy. W przypadku momentów sił

mięśniowych w lewym stawie kolanowym analiza DTW nie wykazała istotnych różnic między krzywymi dla chodów w ortezie a tą notowaną dla chodu swobodnego. W analizie SPM widać niewielkie obszary różnic w fazie podporu i przeniesienia dla Chodu 0 głównie w fazie Loading Response, Initial Swing i Terminal Swing. Natomiast, w Chodzie 0 But - w fazie Mid Stance i Initial Swing. W Chodzie 15 i Chodzie 15ZG wykazano więcej zmian. Dla obydwu chodów istotności statystycznej nie odnotowano głównie w fazach Terminal Stance i Mid Swing. W analizie parametrycznej rozpatrywano tylko fazę podporu, a wyniki w Chodzie 0 i Chodzie 0 But pokrywają się z tymi z analizy SPM wskazując dodatkowe różnice w drugiej połowie fazy podporu w kierunku zmniejszenia aktywności mięśni rotujących zewnątrz. W fazie Mid Stance można zauważyć mniejsze momenty sił mięśniowych odpowiedzialnych za rotację zewnętrzną z przejściem w nieznaczną aktywność rotatorów wewnętrznych w Chodach 0 But, 15 i 15ZG. Natomiast w całej fazie podporu występuje tendencja do zwiększenia się rotacji zewnętrznej w Chodzie 0. Gulgin i in., (2018) wykazali spadek szczytowej wartości rotacji wewnętrznej w Chodzie 0 i brak różnicy między Chodem 0 But a chodem swobodnym. Warto podkreślić fakt, że w przedstawionych pracach autorzy rozważają działanie momentów sił zewnętrznych, a w mniejszej pracy są omawiane momenty wewnętrzne, co przekłada się na inną interpretację. Momenty sił zewnętrznych i wewnętrznych się równoważą.

Podsumowując, tak jak w płaszczyźnie strzałkowej i czołowej dla zmiany kąta w stawie kolanowym więcej zmian w stosunku do chodu swobodnego odnotowano dla kończyny dolnej w ortezie niż dla kończyny bez ortezy. W kończynie w ortezie doszło do zwiększenia zakresu rotacji zewnętrznej w każdym z chodów w ortezie co potwierdziły wszystkie analizy. W wszystkich chodach w ortezie odnotowano spadek momentu rotacji zewnętrznej od fazy Mid Stance do końca fazy podporu. Analizując zmianę kąta w stawie kolanowym bez ortezy zauważono, że istotna różnica w stosunku do chodu swobodnego dotyczy głównie Chodu 15 i Chodu 15ZG oraz w mniejszym stopniu Chodu 0 But i odnosi się do nasilenia rotacji zewnętrznej. Wyniki dla momentów sił mięśniowych dla kończyny bez ortezy w stosunku do chodu swobodnego różnią się od wyników dla chodu w ortezie. Istotnemu zwiększeniu uległ tutaj moment rotacji wewnętrznej dla Chodu 0 w całej fazie podporu i dla Chodu 0 But w fazie Terminal Swing.

5.6. Staw biodrowy

5.6.1. Płaszczyzna strzałkowa

Analiza DTW dla przebiegów kątów w prawym stawie biodrowym wykazała różnice istotne statystycznie między chodem swobodnym a Chodem 0 But, Chodem 15 i Chodem 15ZG. Największe odchylenia od krzywej notowanej dla chodu swobodnego były kolejno dla Chodu 15, Chodu 15ZG oraz Chodu 0 But. Podobnie jak dla analizy DTW, zastosowanie SPM wykazało istotne zmiany kąta stawu biodrowego w Chodzie 15 praktycznie w całej dziedzinie cyklu chodu z wyłączeniem części faz Pre-Swing i Initial Swing. W mniejszej skali różnice były notowane dla Chodu 0 i Chodu 0 But. W tych chodach istotne zmniejszenie wyprostowania było notowane od fazy Mid Stance do fazy Terminal Stance i od połowy fazy Initial Swing do połowy fazy Terminal Swing w odniesieniu do chodu swobodnego. Najmniejsze zmiany widoczne były w Chodzie 15ZG w fazie Mid Swing. Analiza parametryczna w pierwszej połowie fazy podporu – do końca fazy Mid Stance wykazała istotny wzrost zgięcia tylko dla Chodu 15. W fazach Terminal Stance i Pre-Swing doszło do istotnego zmniejszenia wyprostowania w Chodzie 15ZG i Chodzie 0 But. W przypadku fazy przeniesienia istotny wzrost zgięcia odnotowano we wszystkich chodach w ortezie w odniesieniu do wartości notowanych dla chodu swobodnego. Warto podkreślić fakt, że takie same wyniki uzyskał (Polio, Gowling, & Jackson, 1998). Natomiast Gulgin i in., (2018) wykazali istotny wzrost wartości zgięcia stawu biodrowego - w fazie podporu w Chodzie 0 But o 6% i w Chodzie 0 o 20%, czego nie zauważono w niniejszym badaniu. Zhang i in., (2006), nie zauważyli istotnej różnicy dla żadnej z badanych ortez typu Walker w zakresie szczytowej wartości wyprostowania stawu biodrowego. Z kolei Richards i in., (2016) wykazali istotną zmianę w zakresie szczytowej wartości kąta wyprostowania stawu biodrowego, natomiast nie zauważyli różnic w przypadku szczytowej wartości kąta zgięcia.

W zakresie momentów sił mięśniowych generowanych w prawym stawie biodrowym analiza DTW pokazała istotną statystycznie różnicę między każdym chodem w ortezie a chodem swobodnym. Największe różnice były notowane dla Chodu 15ZG, Chodu 0 i Chodu 0 But. Najmniejsze dla Chodu 15. Analiza SPM wykazała istotną różnicę we wszystkich chodach w ortezie w fazie Initial Contact i na początku fazy Loading Response. Na podstawie analizy parametrycznej, w przypadku Chodu 0 doszło do nie istotnego zwiększenia momentów sił mięśniowych generowanych przez zginacze stawu biodrowego w tym przedziale. Natomiast w pozostałych chodach w ortezie moment zginający uległ

zmniejszeniu. Istotne statystycznie różnice odnotowano w ostatnich 10% fazy przeniesienia między chodem swobodnym a każdym chodem w orzezie. Taką tendencję zanotowano zarówno dla analizy SPM jak i w analizie parametrycznej. Gulgin i in., (2018) wykazali istotny sześcioprocentowy spadek momentu generowanego przez prostowniki stawu biodrowego dla Chodu 0 i 0 But. Natomiast w niniejszej pracy spadki te nie są istotne statystycznie dla wszystkich chodów w orzezie. Dla Chodu 0 nastąpił nieznaczny wzrost wartości momentów generowanych przez prostowniki stawu biodrowego w odniesieniu do tych notowanych dla chodu swobodnego. Zhang i in., (2006), nie zauważyli istotnej różnicy dla chodu w żadnej z badanych orzez typu Walker w zakresie momentów sił mięśniowych generowanych przez zginacze i prostowniki tego stawu, co jest zgodne z niniejszą pracą, za wyjątkiem fazy Terminal Swing, gdzie wartości momentów sił mięśniowych generowanych przez zginacze stawu biodrowego były istotnie mniejsze w odniesieniu do tych generowanych w chodzie swobodnym. Z kolei Richards i in., (2016) wykazali istotną zmianę w zakresie szczytowej wartości momentu sił mięśniowych generowanych przez prostowniki stawu biodrowego, natomiast nie zauważyli różnic w przypadku szczytowej wartości momentu siły zgięcia.

W lewym stawie biodrowym analiza DTW dla przebiegów kątów w płaszczyźnie strzałkowej nie wykazała żadnych istotnych zmian w chodach w orzezie w porównaniu do chodu swobodnego. Takie wyniki zostały potwierdzone po zastosowaniu analizy SPM, tylko w przypadku Chód 0 But i Chodu 15ZG. Dla Chodu 0 zmniejszenie zgięcia w odniesieniu do chodu swobodnego odnotowano w fazie Initial Contact i Loading Response oraz w zaledwie trzech procentach fazy Terminal Swing. Natomiast, w Chodzie 15 różnice objęły fazę Terminal Stance oraz przejście fazy Mid Swing w Terminal Swing. W przypadku analizy parametrycznej nie znaleziono istotnych różnic dla żadnego z chodów w orzezie w odniesieniu do chodu swobodnego. Można jednak zaobserwować nieznaczne zmniejszenie wartości zgięcia i wyprostu zarówno w Chodzie 15 jak i Chodzie 0. W przypadku tego drugiego, założenie buta wydaje się normalizować zachowanie tego kąta.

Analiza DTW dla momentów sił mięśniowych generowanych w stawie biodrowym lewej kończyny dolnej (bez orzezy) wykazała istotną różnicę tylko dla Chodu 15 w odniesieniu do chodu swobodnego. Taki wynik, został potwierdzony w analizie parametrycznej, gdzie istotnie uległ zwiększeniu moment generowany przez zginacze stawu biodrowego w przedziale 0 - 40% GC. Zastosowanie analizy SPM pokazało zmniejszenie momentu generowanego przez zginacze stawu biodrowego dla Chodu 0, Chodu 0 But i Chodu 15ZG

głównie w ostatnich 10% fazy przeniesienia. Dodatkowo obecność różnic w początkowej fazie przeniesienia dla Chodu 0 i Chodu 15ZG wynikała ze zmniejszenia momentu generowanego przez prostowniki stawu biodrowego w odniesieniu do chodu swobodnego. Wyniki badań Gulgin i in., (2018) wykazały brak istotnej różnicy w przypadku szczytowej wartości kąta zgięcia w stawie biodrowym zarówno w Chodzie 0 jaki i Chodzie 0 But. Brak istotnych zmian w stosunku do chodu swobodnego badacze zaobserwowali również w przypadku momentu siły generowanego przez prostowniki stawu biodrowego w fazie podporu, co jest zgodne z niniejszym doniesieniem.

Podsumowując, w przypadku zmiany kąta w stawie biodrowym w płaszczyźnie strzałkowej największe zmiany zaobserwowano dla kończyny w ortezie w stosunku do chodu swobodnego. Doszło do istotnego zwiększenia średniej szczytowej wartości zgięcia w stawie biodrowym w fazie podporu w Chodzie 0, Chodzie 0 But i Chodzie 15 i w fazie przeniesienia dla wszystkich chodów w ortezie. Zmiany momentów sił mięśniowych dla prawego stawu biodrowego w płaszczyźnie strzałkowej nie prezentowały tak dużych odchyłeń od chodu swobodnego jak omawiane wartości kątowe. Co prawda analiza DTW wskazuje, że wszystkie chody w ortezie istotnie różnią się od chodu swobodnego, jednak już w analizie parametrycznej widoczny jest spadek tylko momentu siły generowanego przez zginacze stawu biodrowego w fazie przeniesienia. Z kolei analiza SPM wykazała istotne różnice głównie na początku i na końcu cyklu chodu dla każdego z przejść w ortezie. W kończynie przeciwnej analiza DTW i analiza parametryczna dla zmiany kąta w stawie biodrowym nie wykazały istotnych różnic w odniesieniu do wartości kątowych notowanych dla chodu swobodnego. Analiza SPM pokazała spadek wartości zgięcia w fazie Loading Response dla Chodu 0 oraz nasilenie się wyprostu na przejściu fazy Terminal Stance w Pre-Swing dla Chodu 15. W przypadku zmiany momentów sił mięśniowych w płaszczyźnie strzałkowej zauważono, że analiza DTW wykazała istotną różnicę tylko dla Chodu 15 w stosunku do chodu swobodnego, co zostało potwierdzone tylko dla analizy parametrycznej i tylko w przedziale 0 - 40% GC.

5.6.2. Płaszczyzna czołowa

Analiza DTW dla zmiany kątów w płaszczyźnie czołowej dla prawego stawu biodrowego wykazała istotną różnicę dla Chodu 0 oraz dla Chodu 15ZG w stosunku do chodu swobodnego. Analiza SPM wykazała znacznie mniejsze przedziały różnic

dla wszystkich chodów w orzezie w stosunku do tych notowanych dla lewej kończyny dolnej. Zdecydowanie największe różnice w stosunku do chodu swobodnego występują w Chodzie 0 - od fazy Mid Stance do końca fazy przeniesienia i odpowiadają zwiększeniu przywiedzenia. W Chodzie 0 But i Chodzie 15 różnice stają się coraz mniejsze i obejmują fazy - od Pre-Swing do Mid Swing, gdzie dochodzi do wzrostu przywiedzenia. Natomiast, w Chodzie 15ZG widoczna jest najmniejsza różnica, która obejmuje zaledwie 10% cyklu chodu (faza Mid Swing) i również odpowiada zwiększonemu przywiedzeniu w stawie biodrowym. Analiza parametryczna odzwierciedla w większości wyniki analizy SPM. W Chodzie 0, pod koniec fazy Pre-Swing odnotowano największe zmniejszenie wartości odwiedzenia. Podobnie było dla Chodu 0 But i Chodu 15. W fazie przeniesienia we wszystkich chodach w orzezie odnotowano przywiedzenie w stawie biodrowym w przeciwieństwie do chodu swobodnego, w którym staw ustawiony był cały czas w pozycji odwiedzenia.

Analiza DTW i analiza parametryczna dla momentów sił mięśniowych generowanych w prawym stawie biodrowym kończyny dolnej w orzezie nie wykazała żadnych różnic istotnych statystycznie w stosunku do chodu swobodnego. Zastosowanie analizy SPM wykazało, że fazie Terminal Swing w każdym chodzie w orzezie istotnemu zmniejszeniu ulega moment generowany przez odwodziciele w odniesieniu do chodu swobodnego. Podobna sytuacja jest w Chodzie 0 i Chodzie 15ZG w fazie Initial Contact.

Analiza DTW dla zmiany kąta w lewym stawie biodrowym w płaszczyźnie czołowej wykazała, że jedynym istotnie różniącym się chodem od chodu swobodnego był Chód 0. Analiza SPM i analiza parametryczna potwierdziły powyższy wynik. Dodatkowo zastosowanie analizy SPM i parametrycznej pokrywało się w przypadku Chodu 0 But, gdzie były notowane mniejsze zmiany. Podobnie jak w Chodzie 0 odpowiadały one zmniejszeniu przywiedzenia. W przypadku Chodu 0 But nie odnotowano ich dla fazy Terminal Stance. W Chodzie 15 różnice odnotowano w fazie podporu - od Mid Stance do Pre-Swing, co odpowiadało obszarowi zmniejszonego przywiedzenia. W Chodzie 15ZG, różnice istotne statystycznie były zdecydowanie najmniejsze w odniesieniu do tych notowanych dla pozostałych chodów. Tutaj, zastosowana analiza parametryczna wykazała nie tylko istotne różnice w fazie przeniesienia i wzrost przywiedzenia, co zostało potwierdzone analizą SPM, ale również wykazano istotnie zmniejszenie odwiedzenia w fazach Terminal Stance i Pre-Swing.

Podobnie jak dla prawego stawu biodrowego, analiza DTW momentów sił mięśniowych generowanych w lewym stawie biodrowym w płaszczyźnie czołowej, nie pokazała różnic

istotnych statystycznie w odniesieniu do chodu swobodnego. Zastosowanie analizy SPM pokazało wiele niewielkich, ale istotnych różnic w Chodzie 0 w odniesieniu do chodu swobodnego. Na początku fazy podporu i na końcu fazy przeniesienia notowane różnice oznaczały wzrost momentu generowanego przez przywodziciele. Natomiast w Chodzie 0 But istotne różnice praktycznie zaniknęły w fazie podporu, z wykluczeniem przedziału 42 - 46% CG, gdzie nastąpił nieznaczny spadek momentu generowanego przez przywodziciele stawu biodrowego. W Chodzie 15 jedyna istotna różnica prezentowana jest w fazie Terminal Stance zarówno dla analizy SPM jak i parametryzacji. Wynik odpowiada spadkowi momentu generowanego przez przywodziciele stawu biodrowego. W Chodzie 15ZG odnotowano więcej różnic, obejmujących również fazę Terminal Stance ze spadkiem momentu przywiedzenia, ale też Initial Contact i niewielki fragment fazy Mid Swing ze spadkiem momentu generowanego przez odwodziciele. W analizie parametrycznej uwzględniono tylko fazę podporu i jedyną istotną zmianę odnotowano dla Chodu 0, gdzie miało miejsce zmniejszenie momentu siły odwodzicieli w okolicy fazy Loading Response.

Gulgin i in., (2018) wykazali spadek szczytowej wartości przywiedzenia podczas fazy podporu dla Chodu 0 i 0 But odpowiednio o 70% i 40% dla kończyny bez ortezy. Jest to zgodne z wynikami niniejszej pracy, gdzie wykazano ogólną tendencję do spadku wartości przywiedzenia i nasilenia się odwiedzenia w lewym stawie biodrowym w całym cyklu chodu dla Chodu 0 i w fazie podporu dla Chodu 0 But. Natomiast w prawym stawie biodrowym badacze wykazali istotny wzrost przywiedzenia w Chodzie 0 - o 39% i brak istotnej różnicy w Chodzie 0 But. Podobne wyniki przedstawili Yong & Park, (2019), którzy badali wpływ sztucznego zaburzenia długości kończyn w zakresie 10mm i 18mm na biomechanikę chodu. Wykazali oni, że wywołuje to wzrost kąta przywiedzenia kończyny dłuższej. Jednak w niniejszym badaniu, mimo ogólnego przesunięcia przebiegu zmiany kąta w stawie biodrowym w kierunku przywiedzenia nie zauważono istotnej różnicy dla jej szczytowej wartości w fazie podporu kończyny w ortezie. Z kolei Zhang i in., (2006) przedstawili wyniki, w których również nie wykazano istotnych różnic dla szczytowej wartości przywiedzenia w stawie biodrowym kończyny w ortezie, co jest zgodne

z wynikami niniejszej pracy. Autorzy zanotowali również spadek zakresu ruchu w płaszczyźnie czołowej dla kończyny w ortezie. Analizując średnie przebiegi zmiany kątów jest możliwe, że taką zależność można potwierdzić, jednak ze względu na brak analizy statystycznej w tym kierunku jest to spekulacja. W przypadku kończyny dolnej bez

ortezy szczytowy moment odwiedzenia nieistotnie spadł w fazie podporu zarówno w Chodzie 0 jak i Chodzie 0 But (Gulgin i in., 2018). Jak wykazano w niniejszej pracy istotny wzrost wartości odwiedzenia zaistniał dla wszystkich chodów w ortezie. Yong & Park, (2019) również potwierdzili, że zaburzenie długości kończyn wywołuje w stawie biodrowym wzrost kąta przywiedzenia kończyny bez ortezy. Z kolei dla stawu biodrowego, kończyny w ortezie ci sami badacze odnotowali spadek szczytowej wartości odwiedzenia w obu chodach w ortezie, co jest tożsame z wynikami niniejszej pracy. Inny zespół - Zhang i in., (2006) również wykazał spadek szczytowej wartości momentu odwiedzenia w stawie biodrowym dla jednej z ortez typu Walker i brak różnic dla drugiej.

Szczytowy moment przywiedzenia stawu biodrowego jest uznawany za predyktor obciążenia stawu biodrowego w fazie Initial Contact, co więcej za taki predyktor uznaje się również kąt przywiedzenia stawu biodrowego w fazie Terminal Stance oraz moment zgięcia (Wesseling i in., 2015). Ewentualny wzrost obciążenia stawu jest związany z późniejszym występowaniem zmian zwyrodnieniowych. Jednak u badanych osób nie obserwuje się zwiększonego momentu przywiedzenia w stawie biodrowym. Możliwe, że jest to po części związane z mechanizmami kompensacyjnymi służącymi zmniejszeniu dolegliwości bólowych. Jednym z najskuteczniejszych mechanizmów kompensacyjnych skutkujących zmniejszeniem momentu przywiedzenia w stawie biodrowym jest zwiększenie szerokości kroczenia (Tateuchi, 2019). Jednak w niniejszej pracy w Chodzie 0 dla kończyny bez ortezy, pomimo wzrostu szerokości kroku doszło do istotnego spadku momentu odwiedzenia w fazie Initial Contact i braku takiej zależności w Chodzie 0 But. Gulgin i in., (2018) w przypadku kończyny bez ortezy nie wykazali żadnej istotnej różnicy dla momentu odwiedzenia. Natomiast, dla kończyny w ortezie wykazali istotny spadek tej wartości zarówno dla Chodu 0 jak i Chodu 0 But. Co więcej podobne wyniki dla kończyny w ortezie uzyskali Zhang i in., (2006). Z kolei Wretenberg, (2008) badając osoby ze sztucznym wywołaniem zaburzenia długości kończyn - 2cm i 4 cm, wykazali istotny wzrost szczytowego momentu odwiedzenia w stawie biodrowym w przypadku kończyny krótszej i brak zmian dla kończyny dłuższej, co nie zostało potwierdzone w pozostałych badaniach.

Podsumowując, w przypadku zmiany kąta w stawie biodrowym w płaszczyźnie czołowej większy wpływ ortezy jest widoczny w lewym stawie biodrowym. Doszło tutaj do zwiększenia odwiedzenia w całym cyklu chodu w Chodzie 0 i w fazie podporu w Chodzie 0 But. Wyniki te potwierdziła analiza parametryczna jak i analiza SPM.

Momenty sił mięśniowych dla stawu biodrowego w ortezie według analizy DTW nie odbiegają istotnie od chodu swobodnego - potwierdziła to również analiza parametryczna. Jedynie analiza SPM wykazała zmniejszenie momentu generowanego przez przywódciele stawu biodrowego w fazie Initial Contact w Chodzie 0, 0 But i 15ZG oraz w fazie Terminal Swing każdego z chodów w ortezie. Z kolei po stronie ortezy doszło do zmniejszenia się odwiedzenia w Chodzie 0 i Chodzie 0 But w całym cyklu chodu. Podobnie było w przypadku Chodu 15 i Chodu 15ZG zaczynając od fazy Terminal Stance do końca cyklu chodu. Spadek zakresu odwiedzenia po stronie kończyny w ortezie może być spowodowany zwiększoną potrzebą zaangażowania mięśni odwodzących udo po tej samej stronie.

5.6.3. Płaszczyzna poprzeczna

Analiza DTW dla prawego stawu biodrowego w płaszczyźnie poprzecznej wykazała istotne różnice we wszystkich chodach w ortezie w stosunku do chodu swobodnego, oprócz Chodu 0 But. Taki wynik potwierdza analiza SPM, gdzie najmniej obszarów istotnie różnych od chodu swobodnego jest również w Chodzie 0 But, różnic nie wykazano szczególnie w fazie podporu – początek fazy Loading Response, faza Mid Stance i większość fazy Terminal Stance. W analizie parametrycznej można zauważyć, że noszenie ortezy typu Walker wywołuje pojawienie się rotacji wewnętrznej w fazie Initial Contact i na początku fazy Loading Response w każdym z chodów w ortezie, kiedy w chodzie swobodnym widoczna jest rotacja zewnętrzna. Na przejściu fazy Terminal Stance w Pre-Swing w Chodzie 0 i w Chodzie 0 But widoczne jest znaczne nasilenie rotacji zewnętrznej w stosunku do chodu swobodnego. W fazie przeniesienia do końca fazy Mid Swing doszło do nasilenia się rotacji wewnętrznej w każdym z chodów w ortezie, kiedy w chodzie swobodnym widoczna jest rotacja zewnętrzna, natomiast w fazie Terminal Swing miała miejsce rotacja wewnętrzna w chodzie swobodnym, a w przypadku chodów w ortezie rotacja zewnętrzna.

Analiza DTW dla lewego stawu biodrowego w płaszczyźnie poprzecznej wykazała istotne różnice w Chodzie 0, 0 But i 15ZG w stosunku do chodu swobodnego. Analiza SPM wykazała jednak obecność istotnych różnic prawie w całej dziedzinie cyklu chodu między Chodem 15 a chodem swobodnym. W przypadku Chodu 0 istotnych różnic nie wykazano w fazie Terminal Stance i Pre-Swing, a w Chodzie 0 But istotnej różnicy w stosunku do chodu swobodnego nie wykazano w fazie Mid Stance. Analiza

parametryczna w przypadku chodów w ortezie dla kończyny lewej dała bardzo zbliżone wyniki w stosunku do kończyny dolnej prawej. We wszystkich chodach w ortezie również doszło do rotacji zewnętrznej w fazie Initial Contact i na początku fazy Loading Response. Na przejściu fazy Terminal Stance w Pre-Swing miała miejsce nasilenie się rotacji zewnętrznej w Chodzie 0 i 0 But w stosunku do chodu swobodnego. W fazie przeniesienia do fazy Mid Swing miało miejsce nasilenie się rotacji wewnętrznej w stosunku do chodu swobodnego, jednak w mniejszym stopniu niż w kończynie w ortezie. Natomiast tak jak w kończynie w ortezie w fazie Terminal Swing doszło do pojawienia się rotacji zewnętrznej, kiedy w chodzie swobodnym miała miejsce rotacja wewnętrzna.

Analizując momenty sił mięśniowych w prawy stawie biodrowym w płaszczyźnie poprzecznej analiza DTW wykazała istotne różnice w stosunku do chodu swobodnego tylko dla Chodu 0 But i Chodu 15. Z kolei w przypadku Chodu 0 But nie potwierdza tego analiza SPM, gdzie istotna różnica została wykazana tylko w fazie Initial Swing (63 - 67% GC). Analiza parametryczna wydaje się wspierać wyniki analizy SPM, gdzie nie wykazano istotnych różnic między Chodem 0 i 0 But, a chodem swobodnym. Widoczna jest jednak tendencja do spadku momentu sił mięśniowych od fazy Mid Stance do fazy Pre-Swing dla każdego z chodów w ortezie.

Nasilenie rotacji zewnętrznej na początku fazy podporu kończyny dolnej w ortezie może być spowodowane ciężarem ortezy, która pociąga całą kończynę w kierunku rotacji zewnętrznej oraz dodatkowo chęcią ułatwienia przez badanego przetoczenia kończyny w warunkach zablokowanego stawu skokowego, kiedy to występuje tendencja do ustawiania jej w rotacji zewnętrznej. Nasiloną rotacją zewnętrzną w fazie Terminal Swing i Pre-Swing w Chodzie 0 i 0 But jest konsekwencją ustawienia kończyny we wcześniejszych fazach.

5.7. Miednica

5.7.1. Płaszczyzna strzałkowa

Wyniki dla zmiany kąta ustawienia miednicy po stronie prawej w płaszczyźnie strzałkowej widocznie różnią się od wyników dla strony lewej. Analiza DTW dla kończyny dolnej w ortezie wykazała, że istotne różnice występują we wszystkich czterech chodach w odniesieniu do chodu swobodnego, jednak analiza SPM nie dała takich samych wyników. Zastosowanie analizy SPM pokazało istnienie różnic istotnych statystycznie w stosunku do chodu swobodnego w Chodzie 0 w całej fazie przeniesienia. Nastąpiło

wówczas zwiększenie przodopochylenia miednicy. W Chodzie 0 But różnica była widoczna tylko w fazie Mid Stance, gdzie doszło do zmniejszenia przodopochylenia miednicy. W przypadku Chodu 15 - w fazie Mid Stance i Terminal Stance, również doszło do istotnego zmniejszenia przodopochylenia miednicy w stosunku do chodu swobodnego. Natomiast w analizie parametrycznej, gdzie podczas szukania wartości ekstremalnych pod uwagę brano cały cykl chodu – nie wykazano żadnych różnic istotnych statystycznie między chodami w ortezie a chodem swobodnym.

W przypadku kąta ustawienia miednicy w płaszczyźnie strzałkowej po stronie lewej (bez ortezy), zauważono istotne statystycznie różnice dla Chodu 0 But i Chodu 15 w odniesieniu do chodu swobodnego. Zdecydowanie więcej informacji dała analiza SPM wykazując różnice istotne statystycznie w odniesieniu do chodu swobodnego we wszystkich chodach w ortezie, gdzie najmniejsze były widoczne w Chodzie 15. Najwięcej różnic było widocznych w fazie podporu dla każdego z chodów. Analiza parametryczna potwierdza wyniki analizy SPM, wykazując wzrost przodopochylenia miednicy w Chodzie 15 i Chodzie 15ZG oraz spadek kąta przodopochylenia miednicy w Chodzie 0 i Chodzie 0 But w fazie podporu, w odniesieniu do wartości notowanych dla chodu swobodnego.

Jak wykazał Gulgin i in., (2018) w przypadku lewej strony miednicy doszło do istotnego zwiększenia szczytowej wartości jej przodopochylenia zarówno w Chodzie 0 But – 17%, jak i w Chodzie 0 – 24%. Jest to ewidentnie sprzeczne z wynikami niniejszej pracy, w której dla obu wymienionych chodów nastąpił spadek wartości przodopochylenia. Autorzy publikacji zbliżony wynik uzyskali również dla prawej strony miednicy, gdzie pokazali - istotny, ale mniejszy wzrost niż dla lewej kończyny dolnej w Chodzie 0 But - 9% i w Chodzie 0 But - 24%. Wyniki niniejszej pracy nie potwierdzają tych doniesień w analizie SPM wykazując tylko niewielką różnicę dla prawej kończyny dolnej w fazie podporu.

5.7.2. Płaszczyzna czołowa

W analizie DTW dla kończyny dolnej w ortezie istotne zmiany są widoczne jedynie dla Chodu 15ZG w stosunku do chodu swobodnego. Z kolei analiza SPM uszczegóławia wynik, wskazując na zmiany w przedziałach (22 - 36% GC oraz 67 - 86% GC) oraz w pierwszej połowie fazy przeniesienia. Dodatkowo w odniesieniu do chodu swobodnego, widoczne są różnice w Chodzie 0 w przedziale (42 - 82% GC), oraz w Chodzie 0 But w znacznie mniejszym przedziale (62 - 80% GC). Warto zaznaczyć, że zmiany te są

znacznie mniejsze niż w przypadku lewej strony miednicy. Z kolei analiza parametryczna pokazała tendencję do istotnego uniesienia miednicy po stronie w ortezie od połowy fazy Mid Stance do końca fazy przeniesienia dla Chodu 0 i w mniejszym stopniu dla Chodu 0 But.

Analiza DTW dla zmiany kąta miednicy w płaszczyźnie czołowej dla kończyny bez ortezy nie wykazała istotnej różnicy tylko w Chodzie 15 w stosunku do chodu swobodnego. Natomiast w przypadku analizy SPM najmniejsze zmiany odnotowano dla Chodu 15, a w pozostałych chodach wykazano istotne różnice w całej fazie podporu. W analizie parametrycznej wykazano opuszczenie miednicy po stronie bez ortezy względem chodu swobodnego w każdym z chodów w ortezie w fazie podporu. Powyższe wyniki są zgodne z doniesieniami Gulgin i in., (2018), którzy wykazali w fazie podporu opuszczenie miednicy po stronie bez ortezy w Chodzie 0 o 60% i w Chodzie 0 But o 29%, a w przypadku kończyny w ortezie doszło do uniesienia miednicy po tej samej stronie, w Chodzie 0 o 49%, a w Chodzie 0 But odnotowano uniesienie miednicy w zakresie 5%, które jednak nie było istotne statystycznie.

5.7.3. Płaszczyzna poprzeczna

W przypadku kąta rotacji miednicy w płaszczyźnie poprzecznej po stronie prawej analiza DTW nie wykazała różnic istotnych statystycznie w żadnym z chodów w ortezie w odniesieniu do chodu swobodnego. Analiza SPM pokazała różnice istotne statystyczne w odniesieniu do chodu swobodnego, dla Chodu 0 i Chodu 0 But. W przypadku Chodu 0 różnice są widoczne w przedziale (25 – 70% GC). Natomiast, dla Chodu 0 But różnice są notowane w przedziale (70 – 100% GC). Analiza parametryczna pokazała, że w fazie podporu dochodzi do istotnego zmniejszenia rotacji zewnętrznej w Chodzie 0 i Chodzie 15. Podobna sytuacja jest w fazie przeniesienia, ale istotne zmniejszenie jest notowane tylko dla Chodu 0.

Analiza DTW wykazała istotne różnice dla lewej kończyny dolnej w przypadku zmiany kąta ustawienia miednicy w płaszczyźnie poprzecznej dla Chodu 0 But i Chodu 15 w stosunku do chodu swobodnego. Z kolei analiza SPM pokazała zmiany we wszystkich chodach w ortezie w stosunku do chodu swobodnego. W Chodzie 0 But i Chodzie 15 istotne różnice objęły fazę podporu do początku fazy Mid Stance, gdzie nastąpił spadek rotacji wewnętrznej oraz fazę Terminal Stance, gdzie dla Chodu 15 zwiększyła się rotacja zewnętrzna. Natomiast, dla Chodu 0 But rotacja zewnętrzna uległa zmniejszeniu.

W Chodzie 0 pomimo braku różnic w analizie DTW analiza SPM wykazała różnice, które objęły większość cyklu chodu od połowy fazy Mid Stance do końca fazy Mid Swing. W tym chodzie najpierw doszło do wzrostu rotacji wewnętrznej, a potem spadku rotacji zewnętrznej. Podobnie prezentują się wyniki dla Chodu 15ZG, gdzie prawie w całym cyklu chodu (od fazy Mid Stance do fazy Terminal Stance) wykazano różnice istotne statystycznie w odniesieniu do chodu swobodnego. Wiele różnic wykazała również analiza parametryczna, wskazując na nasilenie się rotacji zewnętrznej kończyny bez ortezy, podczas fazy podporu (do fazy Mid Stance) dla wszystkich chodów. Gulgin i in., (2018) wykazali wzrost szczytowej wartości protrakcji (rotacji wewnętrznej) miednicy po stronie bez ortezy zarówno dla Chodu 0 o 83% jak i Chodu 0 But o 21%, co jest niezgodne z wynikami niniejszej pracy, gdzie doszło do istotnego spadku szczytowej wartości rotacji wewnętrznej dla Chodu 0, a dla Chodu 0 But nie zauważono istotnej różnicy z tendencją do spadku tej wartości. Natomiast w przypadku kończyny dolnej w ortezie autorzy wykazali nieistotny spadek szczytowej wartości protrakcji miednicy w Chodzie 0 But o 12% i istotny spadek tej wartości o 35%. Jednak w tej pracy wykazano istotny spadek omawianej wartości w Chodzie 0 But i brak istotnej różnicy w Chodzie 0.

Sztuczne zaburzenie długości kończyn wywoływane przez noszenie ortezy wywołuje zmiany w kinematyce chodu w obrębie stawu biodrowego i miednicy, co zostało potwierdzone również w innych badaniach (Gulgin i in., 2018; Yong & Park, 2019; Zhang i in., 2006). Zgodnie z wynikami badań (Gofton, 1971; Tallroth i in., 2017) u osób z zaburzeniem długości kończyn zmiany zwyrodnieniowe stawu biodrowego kończyny dłuższej (w ortezie) występują 3 razy częściej niż krótszej (bez ortezy). Jednym z opisywanych mechanizmów wywołujących zwiększenie obciążenia powierzchni stawowych stawu biodrowego dłuższej kończyny jest zwiększenie przywiedzenia stawu biodrowego oraz zwiększone skośne ustawienie miednicy (Wesseling i in., 2015).

5.8. Siły reakcji podłoża

Analiza wartości składowej pionowej sił reakcji podłoża kończyny dolnej w ortezie wykazała wzrost na przejściu fazy Mid Stance w Terminal Stance dla wszystkich Chodów w ortezie oprócz Chodu 0. Obszar zmian przypada na moment przetoczenia kończyny w ortezie z pięty na palce przez zaokrągloną podeszwę ortezy, co może korzystnie wpływać na unieruchomioną kończynę przez zmniejszenie różnicy siły między przyjęciem obciążenia a fazą odbicia. Do podobnych wniosków doszli Zhang i in., (2006) sugerując,

że na zmniejszenie tej wartości może mieć również zwiększenie zgięcia stawu kolanowego, co rzeczywiście miało miejsce również w niniejszej pracy. Co więcej w każdym chodzie w ortezie odnotowano spadek wartości składowej pionowej siły reakcji podłoża podczas odbicia, co również świadczy o odciążającym działaniu ortezy. W swoich badaniach Gulgin i in., (2018) wykazali istotny spadek składowej pionowej siły reakcji podłoża dla kończyny w ortezie na przejściu fazy Loading Response w Mid Stance dla Chodu 0 i 0 But, czego nie wykazano w tym badaniu. Autorzy wykazali również spadek drugiego pikę podczas fazy odbicia, tylko dla Chodu 0, gdzie w niniejszej pracy doszło do spadku wartości drugiego pikę dla każdego chodu w ortezie.

W przypadku kończyny bez ortezy drugi pik składowej pionowej siły reakcji podłoża nie różnił się w żadnym chodzie od tego notowanego dla chodu swobodnego, co nie jest zgodne z wynikiem Gulgin i in., (2018), którzy wykazali spadek wartości składowej pionowej siły reakcji podłoża podczas fazy odbicia dla Chodu 0. W niniejszej pracy można zauważyć, że na przejściu fazy Mid Stance w Terminal Stance doszło do wypłaszczenia i uniesienia przebiegu krzywej między dwoma pikami podczas chodów w ortezie zarówno dla prawej jak i lewej kończyny dolnej, przy czym zmiana ta wydaje się wyraźniejsza dla kończyny bez ortezy.

Analiza DTW dla składowej przednio-tylnej siły reakcji podłoża w chodzie dla kończyny w ortezie nie wykazała istotnych różnic między chodami w ortezie, a chodem swobodnym. Z kolei analiza SPM ujawniła istotne różnice dla tej składowej w okolicy przejścia fazy Terminal Stance w Pre-Swing w każdym chodzie w ortezie oraz dodatkowo w fazie Mid Stance w Chodzie 0 But. Dodatkowo analiza parametryczna wykazała wzrost minimalnej wartości składowej przednio-tylnej przypadającej na fazę Pre-Swing we wszystkich chodach w ortezie.

Analiza DTW dla składowej przednio-tylnej siły reakcji podłoża w chodzie dla kończyny bez ortezy nie wykazała istotnych różnic między chodami w ortezie, a chodem swobodnym. Analiza SPM potwierdziła wynik analizy DTW nie wykazując żadnych istotnych różnic między chodami w ortezie a chodem swobodnym. W przeciwieństwie do poprzednich analiz, analiza parametryczna wykazała istotny spadek maksymalnej wartości tego parametru w Chodzie 15ZG w stosunku do chodu swobodnego. Natomiast minimalna wartość składowej przednio-tylnej w fazie podporu istotnie różniła się w Chodzie 0 i Chodzie 15 w stosunku do chodu swobodnego.

Analiza DTW dla składowej boczno-przyśrodkowej kończyny w ortezie wykazała istotną różnicę tylko dla Chodu 15ZG w stosunku do chodu swobodnego. Z kolei analiza

SPM wykazała liczne zmiany obejmujące fazę Initial Contact i Loading Response w każdym chodzie w orzezie, fazę Mid Stance w Chodzie 0 But i 15ZG, przejście fazy Terminal Stance w Pre-Swing w Chodzie 0 But, 15 i 15ZG oraz samej fazy Pre-Swing w Chodzie 0. Analiza parametryczna ujawniła istotny wzrost maksymalnej wartości składowej przednio-bocznej siły reakcji podłoża w pierwszych 30% cyklu chodu w Chodzie 0 w stosunku do chodu swobodnego. Analiza ta wykazała również istotny wzrost minimalnej wartości tego parametru w pierwszych 10% oraz między 50% a 60% cyklu chodu dla wszystkich chodów w orzezie. Istotny wzrost maksymalnej wartości tego parametru w przedziale 30-60% również został odnotowany dla wszystkich chodów w orzezie.

5.9. Moce mechaniczne

Analizę mocy mechanicznych przeprowadzono w sposób odmienny niż pozostałych parametrów. Nie wybierano do porównań wartości maksymalnych w analizie parametrycznej, tylko pola powierzchni pod wykresem (Winter, 1983). Moc mechaniczna wskazuje, ile energii jest generowane lub rozpraszane przez mięśnie i więzadła w bliskim sąsiedztwie stawu (Sloot & van der Krogt, 2018). Dodatkowo wartości mocy odpowiadają koncentrycznemu skurczowi mięśnia, podczas gdy ujemna moc odpowiada ekscentrycznemu skurczowi lub absorpcji energii (Brockett & Chapman, 2016; Winter, 1983). Analiza mocy chodu ma największe znaczenie kliniczne w stawie skokowym. Uważa się, że zmiany zachodzące w fazie odbicia w stawie skokowym są głównym generatorem prawidłowego chodu. Wiadomo, że zmniejszona moc odbicia powoduje wzrost mocy prostowników stawu biodrowego podczas fazy Loading Response lub zginaczy stawu biodrowego podczas fazy Terminal Stance (Sloot & van der Krogt, 2018). W orzezie Walker ruch stawu skokowego jest znacznie ograniczony, co sugeruje, że moc zginaczy podszwowych stawu skokowego jest również zmniejszona.

Analiza DTW dla mocy w lewym stawie skokowym nie wykazała żadnych różnic, z kolei analiza SPM pokazała tylko niewielkie obszary różnic, z czego największe odnotowano w Chodzie 15ZG na przejściu fazy Pre-Swing w Initial Swing oraz w fazie Mid Swing. W analizie parametrycznej wykazano jednak dużo większą ilość różnic, gdzie we wszystkich chodach w orzezie odnotowano spadek mocy odpowiadający ekscentrycznej pracy zginaczy stawu skokowego. Podczas koncentrycznej pracy zginaczy stawu skokowego w Chodzie 0 But nie odnotowano istotnej różnicy, co zdaje się sugerować

normalizujący wpływ wyrównania nierówności kończyn. Z kolei w prawym stawie skokowym analiza DTW wykazała różnice we wszystkich chodach, co potwierdziła analiza SPM wykazując wiele istotnych różnic w każdym z chodów. Analiza parametryczna wykazała istotny wpływ ortezy na moc w stawie skokowym prowadząc do jej zmniejszenia szczególnie w fazie odbicia, kiedy zginacze podszwowe stopy pracowały koncentrycznie. Natomiast podczas pracy ekscentrycznej istotnego zmniejszenia mocy nie odnotowano tylko dla Chodu 0 But.

Orteza noszona na prawej kończynie dolnej miała istotny wpływ na moce generowane w przeciwnym stawie kolanowym. Analiza DTW nie wykazała różnicy tylko dla Chodu 0 But, z kolei analiza SPM wykazała wiele obszarów objętych istotnymi różnicami dla każdego z chodów. Potwierdziła to analiza parametryczna, gdzie odnotowano spadek mocy odpowiadającej ekscentrycznej pracy prostowników kolana podczas fazy Loading Response w Chodzie 0, ale też ekscentrycznej aktywności mięśnia prostego uda podczas fazy Pre Swing i ekscentrycznej pracy mięśni kulszowo-goleniowych podczas fazy Terminal Swing dla wszystkich Chodów w ortezie. W przypadku stawu kolanowego w ortezie analiza DTW wykazała istotne różnice tylko dla Chodu 15 i 15ZG, a analiza parametryczna wskazała liczne istotnie różne obszary we wszystkich chodach w ortezie. Tak jak w lewej kończynie dolnej wykazano zmniejszenie mocy odpowiadającej ekscentrycznej aktywności mięśnia prostego uda podczas fazy Pre-Swing i ekscentrycznej pracy mięśni kulszowo-goleniowych podczas fazy Terminal Swing, ale też spadek dla obszaru mocy odpowiadającemu koncentrycznej pracy prostowników kolana podczas fazy Mid Stance w Chodzie 0 i o But. Trudny do wytłumaczenia jest istotny spadek mocy odpowiadającej ekscentrycznej aktywności prostowników kolana fazy Loading Response tylko w Chodzie 0 But.

W lewym stawie biodrowym odnotowano znacznie więcej zmian w odniesieniu do mocy mechanicznych niż w prawym, co wykazała analiza parametryczna, jednak w analizie DTW odnotowano istotną różnicę tylko dla lewego stawu biodrowego w Chodzie 15. Z kolei analiza SPM wykazała liczne istotne różnice w każdym z chodów dla obu kończyn dolnych. Analiza parametryczna dla kończyny dolnej w ortezie wykazała istotny wzrost mocy odpowiadającej ekscentrycznej aktywności zginaczy stawu biodrowego w fazie Mid Stance dla Chodu 0 i 15, a istotny spadek mocy odpowiadającej koncentrycznej aktywności zginaczy stawu biodrowego podczas fazy Pre-Swing i Initial Swing odnotowano dla Chodu 0 But i 15. Natomiast w lewym stawie biodrowym istotny spadek mocy odnotowano zarówno w fazie Mid Stance jak i Pre Swing oraz Initial Swing.

Co więcej odnotowano istotny wzrost mocy odpowiadającej koncentrycznej aktywności prostowników stawu biodrowego podczas fazy Loading Response w Chodzie 0 But i 15, czego nie odnotowano dla prawej kończyny dolnej. Vanderpool i in., (2008) przeprowadzili analizę mocy podczas chodu w dwóch ortezach Walker jednocześnie. Taka metodologia wykluczyła z badania wpływ LLD na biomechanikę chodu. Autorzy zaobserwowali, że największe zmiany mocy zachodzą w stawach skokowych przy mocy bliskiej zeru. Wyniki te są częściowo spójne z wynikami niniejszej pracy, gdzie stwierdzono, że ograniczenie ruchu stawu skokowego znacząco zmniejsza moc w obrębie tego stawu, ale nie tak bardzo, jak w badaniu Vanderpool i in., (2008). W niniejszym badaniu kształt krzywych mocy dla stawu skokowego został w dużej mierze utrzymany, ale z obniżonymi wartościami granicznymi. Co więcej, autorzy wykazali, że moc w stawach kolanowych i biodrowych prawie w ogóle nie uległa zmianie, co nie jest zgodne z wynikami niniejszej pracy.

Podsumowując, wykazano spadek mocy mechanicznej odpowiadającej pracy ekscentrycznej zginaczy podszwowych stopy kończyny w ortezie dla każdego chodu oprócz Chodu 0 But oraz spadek mocy mechanicznej odpowiadającej pracy koncentrycznej tych mięśni dla każdego z chodów. Jest to kolejny dowód na odciażający wpływ ortozy na mięśnie odpowiadające za ruch w stawie skokowym. Orteza również przyczyniła się do spadku mocy mechanicznej odpowiadającej pracy ekscentrycznej dla wszystkich chodów w ortezie dla kończyny lewej oraz do spadku mocy dla pracy koncentrycznej dla Chodu 0 i Chodu 15. Oznacza to, że orteza zmniejsza pracę zginaczy stawu skokowego po stronie, na której jest noszona, ale również po stronie przeciwnej.

Podsumowując wyniki analizy mocy dla prawego stawu kolanowego wykazano istotny spadek momentu siły odpowiadającego pracy ekscentrycznej prostowników kolana w każdym chodzie w ortezie z wyjątkiem Chodu 0 But, w fazie Loading Response, natomiast w lewym stawie kolanowym istotny spadek zanotowano tylko w Chodzie 0 But. Dla obu stawów kolanowych w przypadku obszaru odpowiadającego pracy ekscentrycznej mięśnia czworogłowego uda w okolicy fazy Pre Swing i ekscentrycznej pracy zginaczy kolana na końcu fazy wymachu zanotowano istotny spadek dla wszystkich chodów w ortezie w porównaniu z chodem swobodnym.

W przypadku mocy dla stawu biodrowego wyraźnie mniej różnic odnotowano w prawym stawie biodrowym niż w lewym. Największe zmniejszenie mocy w lewej kończynie dolnej odnotowano w obszarach odpowiadających za ekscentryczną pracę zginaczy stawu biodrowego w fazie Mid Stance oraz koncentryczną pracę tych mięśni pod

koniec fazy podporu. Zmiany te dotyczyły wszystkich chodów w ortezie. W przypadku prawej kończyny dolnej zmiany dotyczyły tych samych dwóch obszarów, ale tylko wybranych ustawień ortezy.

6. Wnioski

Orteza typu Walker noszona przez osoby zdrowe wpływa na biomechanikę chodu. Powoduje unieruchomienie stawu skokowego – co jest jej podstawową funkcją, dodatkowo zmniejsza aktywność mięśni podudzia (Kadel i in., 2004; Zellers i in., 2019), powoduje także zmiany w stawach położonych wyżej również po przez wywoływanie sztucznego zaburzenia długości kończyn. W przypadku parametrów czasowo-przestrzennych zauważono, że orteza znacznie zmniejsza kadencję chodu kończyny w ortezie jak i bez, a także prędkość chodu. Pokazuje to, że pomimo braku dolegliwości bólowych i strachu przed obciążaniem u osób zdrowych orteza wymusza zmniejszenie tempa chodu. Co więcej orteza wydłużyła czas pojedynczego podparcia, czas trwania wyroku i cyklu chodu. Jednak jej wpływ na zmianę długości wyroku i cyklu chodu nie jest jasny i zmienia się w zależności od badań. Należy zwrócić uwagę na zwiększenie szerokości kroku dla lewej kończyny dolnej w Chodzie 0 oraz normalizację tego parametru w Chodzie 0 But. Pokazuje to, że zwiększenie szerokości kroku wywołane jest głównie przez sztuczne zaburzeniem długości kończyny w ortezie.

Orteza wywołuje asymetrię chodu wpływając na zmiany kątów momentów sił i mocy w stawach kończyny dolnej w ortezie jak i bez ortezy. Sztuczne zaburzenie długości kończyn w połączeniu z unieruchomieniem stawu skokowego w Chodzie 0. Nasilenie momentu zginającego staw kolanowy kończyny w ortezie w raz z nasileniem zgięcia tego stawu może mieć istotny wpływ na zwiększenie ryzyka wystąpienia zmian zwyrodnieniowych w tej okolicy. Noszenie ortezy typu Walker spełnia swoją funkcję, gdzie oprócz unieruchomienia stawu skokowego powoduje spadek mocy odpowiadającej aktywności zginaczy stopy oraz prostowników i zginaczy obu stawów kolanowych.

W Chodzie 0 But doszło do częściowego wyrównania sztucznego zaburzenia kończyn, co wywołało jego częściową normalizację i zbliżenie niektórych parametrów do wartości referencyjnej jaką był chód swobodny. Doszło do wyrównania szerokości kroku, normalizacji zakresu ruchu stopy lewej w płaszczyźnie strzałkowej. Nie wykazano natomiast normalizacji zakresu ruchu w stawach w płaszczyźnie czołowej, czego można by było się spodziewać po wyrównaniu długości kończyn. Wyrównanie długości kończyn

nie spowodowało też wyrównania prędkości chodu względem chodu swobodnego ani nie zwiększyło aktywności koncentrycznej zginaczy stopy, co jest korzystne z punktu widzenia terapeutycznego. Możliwe jest, że zastosowana wysokość buta, który był niższy o 0,4cm od ortezy, nie była wystarczająca do osiągnięcia oczekiwanej normalizacji chodu, lub że większość zmian w większym stopniu wywoływana jest przez unieruchomienie stawu skokowego, a nie przez zaburzenie długości kończyn. W związku z tym, nie można stwierdzić jednoznacznie, że zastosowanie wyrównania sztucznego zaburzenia długości kończyn przez noszenie buta po stronie bez ortezy w pełni wyrównuje zaburzenia kinematyczne i kinetyczne chodu przez nią wywoływane. Należałoby jednak sprawdzić, czy idealne wyrównanie jej wysokości nie ma jeszcze korzystniejszego wpływu na te parametry.

Chód 15 najbardziej ze wszystkich chodów w ortezie zmienia kinematykę stawu kolanowego po stronie ortezy. Wymuszają większe zgięcie stawu kolanowego i biodrowego kończyny w ortezie w porównaniu do pozostałych chodów w ortezie, nasila również szpotawość stawu kolanowego kończyny w ortezie i zwiększa istotnie moment siły rotującej biodro wewnętrznie. Jednak w większości pozostałych parametrów nie różni się znacznie od Chodu 0 i Chodu 0 But.

Chód 15ZG w znacznym stopniu zaburza symetrię chodu. Jako jedyny wywołuje wzrost szerokości kroku dla kończyny w ortezie. Największe zmiany są obserwowane w stawie kolanowym i biodrowym kończyny w ortezie w płaszczyźnie czołowej jak i poprzecznej. Występuje tu szczególne nasilenie koślawości stawu kolanowego w ortezie w połączeniu z jego rotacją zewnętrzną. Jednak w tym chodzie pewne zmiany są również widoczne w stawie skokowym, kolanowym i biodrowym kończyny przeciwnej. Chód ten zdaje się wywoływać największe zmiany względem chodu swobodnego spośród wszystkich chodów w ortezie.

Dla wszystkich chodów w ortezie w porównaniu do chodu swobodnego widoczne jest opadanie miednicy po stronie kończyny lewej– funkcjonalnie krótszej od fazy Mid Swing i unoszenie się miednicy po stronie przeciwnej momencie fazy podporu. Powiązane jest z tym zwiększenie przywiedzenia w stawie biodrowym prawym i nasilenie odwiedzenia w stawie biodrowym lewym podczas podporu na prawej kończynie dolnej. Utrzymanie się nasilonego odwiedzenia w lewym stawie biodrowym podczas fazy podporu tej kończyny może być spowodowane potrzebą przeniesienia ortezy, która sztucznie wydłuża kończynę, tłumaczy to też zwiększenie kąta uniesienia miednicy po stronie prawej w fazie przeniesienia i opuszczenia miednicy w fazie podporu po stronie przeciwnej.

Biorąc pod uwagę rozbieżności wyników otrzymywanych przy użyciu metody SPM jak i parametryzacji, warto podkreślić fakt, że metoda SPM dotyczy porównywania przedziałów, co w pewnym sensie uwzględnia przesunięcie czasowe krzywych. Metoda parametryzacji takich przesunięć nie uwzględnia. Takie podejście powoduje, że te metody powinny być stosowane wspólnie. Metoda SPM pozwala na określenie, czy w danym przedziale czasowym krzywe się różnią a metoda parametryzacji pokazuje, czy wartości ekstremalne uległy zmniejszeniu lub zwiększeniu, co może sugerować istotną zmianę w funkcjonowaniu układu mięśniowo-szkieletowego.

7. Piśmiennictwo

- Adler, R., & Taylor, J. (2007). *Random Fields and Geometry*.
- Akizuki, K. H., Gartman, E. J., Nisonson, B., Ben-Avi, S., & McHugh, M. P. (2001). The relative stress on the Achilles tendon during ambulation in an ankle immobiliser: Implications for rehabilitation after Achilles tendon repair. *British Journal of Sports Medicine*, 35(5), 329–333. <https://doi.org/10.1136/bjism.35.5.329>
- Attias, M., Chevalley, O., Bonnefoy-Mazure, A., De Coulon, G., Cheze, L., & Armand, S. (2016). Effects of contracture on gait kinematics: A systematic review. *Clinical Biomechanics*, 33, 103–110. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2016.02.017>
- Bakhshayesh, P., Boutefnouchet, T., & Tötterman, A. (2016). Effectiveness of non invasive external pelvic compression: A systematic review of the literature. *Scandinavian Journal of Trauma, Resuscitation and Emergency Medicine*, 24(1), 1–9. <https://doi.org/10.1186/s13049-016-0259-7>
- Bañkosz, Z., & Winiarski, S. (2020). Statistical Parametric Mapping Reveals Subtle Gender Differences in Angular Movements in Table Tennis Topspin Backhand. *International Journal of Environmental Research and Public Health*, 17(19), 6996. <https://doi.org/10.3390/ijerph17196996>
- Barth, J., Oberndorfer, C., Pasluosta, C., Schüle, S., Gassner, H., Reinfelder, S., ... Eskofier, B. (2015). Stride Segmentation during Free Walk Movements Using Multi-Dimensional Subsequence Dynamic Time Warping on Inertial Sensor Data. *Sensors*, 15(3), 6419–6440. <https://doi.org/10.3390/s150306419>
- Bautista, M. A., Hernandez-Vela, A., Escalera, S., Igual, L., Pujol, O., Moya, J., ... Anguera, M. T. (2016). A Gesture Recognition System for Detecting Behavioral Patterns of ADHD. *IEEE Transactions on Cybernetics*, 46(1), 136–147. <https://doi.org/10.1109/TCYB.2015.2396635>
- Begalle, R. L., Walsh, M. C., McGrath, M. L., Boling, M. C., Blackburn, J. T., & Padua, D. A. (2015). Ankle dorsiflexion displacement during landing is associated with initial contact kinematics but not joint displacement. *Journal of Applied Biomechanics*, 31(4), 205–210. <https://doi.org/10.1123/jab.2013-0233>
- Benedetti, M., Catani, F., Leardini, A., Pignotti, E., & Giannini, S. (1998). Data management in gait analysis for clinical applications. *Clinical Biomechanics*, 13(3), 204–215. [https://doi.org/10.1016/S0268-0033\(97\)00041-7](https://doi.org/10.1016/S0268-0033(97)00041-7)
- Benedetti, M. G., Catani, F., Donati, D., Simoncini, L., & Giannini, S. (2000). Muscle Performance About the Knee Joint in Patients Who Had Distal Femoral Replacement After Resection of a Bone Tumor. *The Journal of Bone and Joint Surgery-American Volume*, 82(11), 1619–1625. <https://doi.org/10.2106/00004623-200011000-00016>
- Bhuyan, D., & Kumar, K. (2019). A Brief History of Prosthetics and Orthotics of the Lower Body and Their Types. In *Design, Development, and Optimization of Bio-Mechatronic Engineering Products* (pp. 36–56). <https://doi.org/10.4018/978-1-5225-8235-9.ch002>
- Bolaños, Y. H., Rengifo, C. F., Caicedo, P. E., Rodriguez, L. E., & Sierra, W. A. (2020). Electronic system for step width estimation using programmable system-on-chip technology and time of flight cameras. *HardwareX*, 8, e00126. <https://doi.org/10.1016/j.ohx.2020.e00126>
- Boulgouris, N. V., Plataniotis, K. N., & Hatzinakos, D. (2004). *Gait recognition using dynamic time warping*. 263–266. <https://doi.org/10.1109/MMSP.2004.1436543>
- Brockett, C. L., & Chapman, G. J. (2016). Biomechanics of the ankle. *Orthopaedics and Trauma*, 30(3), 232–238. <https://doi.org/10.1016/j.mporth.2016.04.015>

- Brodsky, J. W., Baum, B. S., Pollo, F. E., Ph, D., & Mehta, H. (2007). Prospective Gait Analysis in Patients with First Metatarsophalangeal Joint Arthrodesis for Hallux Rigidus. *FOOT & ANKLE INTERNATIONAL*, 28(2), 162–165. <https://doi.org/10.3113/FAI.2007.0162>
- Cassisi, C., Montalto, P., Aliotta, M., Cannata, A., & Pulvirenti, A. (2012). Similarity Measures and Dimensionality Reduction Techniques for Time Series Data Mining. In *Advances in Data Mining Knowledge Discovery and Applications*. <https://doi.org/10.5772/49941>
- Cordova, M. L., Cardona, C. V., Ingersoll, C. D., Sandrey, M. A., Angerame, M. R., Holst, D. C., ... Dennis, D. A. (2019). Long-Term Ankle Brace Use Does Not Affect Peroneus Longus Muscle Latency during Sudden Inversion in Normal Subjects. *Journal of Arthroplasty*, 35(4), 407–411. <https://doi.org/10.1016/j.arth.2019.05.037>
- Crenshaw, S. J., Pollo, F. E., & Brodsky, J. W. (2004). The effect of ankle position on plantar pressure in a short leg walking boot. *Foot and Ankle International*, 25(2), 69–72. <https://doi.org/10.1177/107110070402500206>
- DiLiberto, F. E., Baumhauer, J. F., Wilding, G. E., & Nawoczenski, D. A. (2007). Alterations in plantar pressure with different walking boot designs. *Foot and Ankle International*, 28(1), 55–60. <https://doi.org/10.3113/FAI.2007.0010>
- Doherty, C., Bleakley, C., Delahunt, E., & Holden, S. (2017). Treatment and prevention of acute and recurrent ankle sprain: An overview of systematic reviews with meta-analysis. *British Journal of Sports Medicine*, 51(2), 113–125. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2016-096178>
- Donna M., B., & Kevin K., C. (2020). Orthotics and Prosthetics in Rehabilitation (Fourth Edition). In *Orthotics and Prosthetics in Rehabilitation* (pp. 259–293).
- Friston, K. (2004). Human Brain Function Experimental design and statistical parametric mapping. In *Human Brain Function* (pp. 599–632).
- Friston, K. (2007). A short history of SPM. In *Statistical Parametric Mapping – the analysis of functional brain images*.
- Ghoussayni, S., Stevens, C., Durham, S., & Ewins, D. (2004). Assessment and validation of a simple automated method for the detection of gait events and intervals. *Gait and Posture*, 20(3), 266–272. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2003.10.001>
- Gilbert, J. M., Rybchenko, S. I., Hofe, R., Ell, S. R., Fagan, M. J., Moore, R. K., & Green, P. (2010). Isolated word recognition of silent speech using magnetic implants and sensors. *Medical Engineering & Physics*, 32(10), 1189–1197. <https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2010.08.011>
- Giorgino, T. (2009). Computing and visualizing dynamic time warping alignments in R: The dtw package. *Journal of Statistical Software*, 31(7), 1–24. <https://doi.org/10.18637/jss.v031.i07>
- Gofton, J. P. (1971). Studies in osteoarthritis of the hip. IV. Biomechanics and clinical considerations. *Canadian Medical Association Journal*, 104(11), 1007–1011. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/5576039>
- Goodworth, A. D., Kunsman, M., Depietro, V., Lapenta, G., Miles, K., & Murphy, J. (2014). Characterization of how a walking boot affects balance. *Journal of Prosthetics and Orthotics*, 26(1), 54–60. <https://doi.org/10.1097/JPO.0000000000000014>
- Górecki, T., & Łuczak, M. (2013). Using derivatives in time series classification. *Data Mining and Knowledge Discovery*, 26(2), 310–331. <https://doi.org/10.1007/s10618-012-0251-4>
- Gravlee, J., & Van Durme, D. (2007). Braces and splints for common musculoskeletal conditions. *American Family Physician*, 75(3), 341–348.

- Gross, M. T., & Hsin-Yi, L. (2003). The role of ankle bracing for prevention of ankle sprain injuries. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 33(10), 572–577. <https://doi.org/10.2519/jospt.2003.33.10.572>
- Gulgin, H., Hall, K., Luzadre, A., & Kayfish, E. (2018). 3D gait analysis with and without an orthopedic walking boot. *Gait and Posture*, 59(September 2017), 76–82. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2017.09.024>
- Gutekunst, D. J., Hastings, M. K., Bohnert, K. L., Strube, M. J., & Sinacore, D. R. (2011). Removable cast walker boots yield greater forefoot off-loading than total contact casts. *Clinical Biomechanics*, 26(6), 649–654. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2011.03.010>
- Gwynne, C. R., & Curran, S. A. (2014). Quantifying frontal plane knee motion during single limb squats: reliability and validity of 2-dimensional measures. *International Journal of Sports Physical Therapy*, 9(7), 898–906. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/25540705>
<http://www.pubmedcentral.nih.gov/articlerender.fcgi?artid=PMC4275194>
- Harvey, W., Yang, M., Cooke, T., Segal, N., Lane, N., Lewis, C., & Felson, D. (2010). Association of Leg-Length Inequality With Knee Osteoarthritis. *Annals of Internal Medicine*, 152, 287–295.
- Healy, A., Farmer, S., Eddison, N., Allcock, J., Perry, T., Pandyan, A., & Chockalingam, N. (2019). A scoping literature review of studies assessing effectiveness and cost-effectiveness of prosthetic and orthotic interventions. *Disability and Rehabilitation: Assistive Technology*, 0(0), 1–7. <https://doi.org/10.1080/17483107.2018.1523953>
- Herb, C., Patacky, T., Hart, J., Saliba, S., Blemker, S., & Hertel, J. (2015). 38 Gait kinematics and kinetics in patients with and without chronic ankle instability: a statistical parametric mapping analysis. *British Journal of Sports Medicine*, 49(Suppl 1), A15.2-A16. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2015-095573.38>
- Hunt, K. J., Goeb, Y., Esparza, R., Malone, M., Shultz, R., & Matheson, G. (2014). Site-specific loading at the fifth metatarsal base in rehabilitative devices: Implications for jones fracture treatment. *PM and R*, 6(11), 1022–1029. <https://doi.org/10.1016/j.pmrj.2014.05.011>
- Imanishi, J., & Choong, P. F. M. (2015). Three-dimensional printed calcaneal prosthesis following total calcanectomy. *International Journal of Surgery Case Reports*, 10, 83–87. <https://doi.org/10.1016/j.ijscr.2015.02.037>
- Kadel, N. J., Segal, A., Orendurff, M., Shofer, J., & Sangeorzan, B. (2004). The efficacy of two methods of ankle immobilization in reducing gastrocnemius, soleus, and peroneal muscle activity during stance phase of gait. *Foot and Ankle International*, 25(6), 406–409. <https://doi.org/10.1177/107110070402500607>
- Karkhanis, S., Mumtaz, H., & Kurdy, N. (2010). Functional management of Achilles tendon rupture: A viable option for non-operative management. *Foot and Ankle Surgery*, 16(2), 81–86. <https://doi.org/10.1016/j.fas.2009.05.010>
- Keefer, M., King, J., Powell, D., Krusenklau, J. H., & Zhang, S. (2008). Effects of modified short-leg walkers on ground reaction force characteristics. *Clinical Biomechanics*, 23(9), 1172–1177. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2008.06.008>
- Keene, D. J., Willett, K., & Lamb, S. E. (2015). The effects of ankle supports on gait in adults: A randomized cross-over study. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 25(6), 973–981. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2015.08.004>
- Keene, D. J., Willett, K., & Lamb, S. E. (2016). The immediate effects of different types of ankle support introduced 6 weeks after surgical internal fixation for ankle fracture on gait and pain: A randomized crossover trial. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 46(3), 157–167. <https://doi.org/10.2519/jospt.2016.6212>

- Kłodowski, A., Rantalainen, T., Mikkola, A., Heinonen, A., & Sievänen, H. (2011). Flexible multibody approach in forward dynamic simulation of locomotive strains in human skeleton with flexible lower body bones. *Multibody System Dynamics*, 25(4), 395–409. <https://doi.org/10.1007/s11044-010-9240-9>
- Lajevardi-Khosh, A., Bamberg, S., Rothberg, D., Kubiak, E., Petelenz, T., & Hitchcock, R. (2019). Center of pressure in a walking boot shifts posteriorly in patients following lower leg fracture. *Gait and Posture*, 70(March), 218–221. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2019.03.010>
- Lann vel Lace, K., & Błażkiewicz, M. (2021). How does the ski boot affect human gait and joint loading? *Biomedical Human Kinetics*, 13(1), 163–169. <https://doi.org/10.2478/bhk-2021-0020>
- Le, M., & Anderson, R. (2017). Zone II and III fifth metatarsal fractures in athletes. *Current Reviews in Musculoskeletal Medicine*, 10(1), 86–93. <https://doi.org/10.1007/s12178-017-9388-5>
- Lee, H.-S. (2019). Application of dynamic time warping algorithm for pattern similarity of gait. *Journal of Exercise Rehabilitation*, 15(4), 526–530. <https://doi.org/10.12965/jer.1938384.192>
- Levine, D., Richards, J., & Whittle, M. H. (2012). *Analiza chodu*. Elsevier Urban & Partner.
- Maeda, N., Urabe, Y., Tsutsumi, S., Numano, S., Morita, M., Takeuchi, T., ... Kobayashi, T. (2016). Effect of semi-rigid and soft ankle braces on static and dynamic postural stability in young male adults. *Journal of Sports Science and Medicine*, 15, 352–357.
- Mahmood, S., Huffman, L. K., & Harris, J. G. (2010). Limb-length discrepancy as a cause of plantar fasciitis. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 100(6), 452–455. <https://doi.org/10.7547/1000452>
- Manal, K., Gardinier, E., Buchanan, T. S., & Snyder-Mackler, L. (2015). A more informed evaluation of medial compartment loading: the combined use of the knee adduction and flexor moments. *Osteoarthritis and Cartilage*, 23(7), 1107–1111. <https://doi.org/10.1016/j.joca.2015.02.779>
- McHenry, B. D., Exten, E. L., Cross, J. A., Kruger, K. M., Law, B., Fritz, J. M., & Harris, G. (2017). Sagittal Subtalar and Talocrural Joint Assessment During Ambulation With Controlled Ankle Movement (CAM) Boots. *Foot and Ankle International*, 38(11), 1260–1266. <https://doi.org/10.1177/1071100717723129>
- Mieras, J. N., Singleton, T. J., & Barrett, S. L. (2011). Contralateral peak plantar pressures with a postoperative boot: A preliminary study. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 101(2), 127–132. <https://doi.org/10.7547/1010127>
- Mulgaonkar, A., Kornbluh, R., & Herr, H. (2008). A NEW FRONTIER FOR ORTHOTICS AND PROSTHETICS: APPLICATION OF DIELECTRIC ELASTOMER ACTUATORS TO BIONICS. In *Dielectric Elastomers as Electromechanical Transducers* (pp. 193–206).
- Nagel, A., & Rosenbaum, D. (2009). Vacuum cushioned removable cast walkers reduce foot loading in patients with diabetes mellitus. *Gait and Posture*, 30(1), 11–15. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2009.02.007>
- Nieuwenhuys, A., Papageorgiou, E., Desloovere, K., Molenaers, G., & De Laet, T. (2017). Statistical Parametric Mapping to Identify Differences between Consensus-Based Joint Patterns during Gait in Children with Cerebral Palsy. *PLOS ONE*, 12(1), e0169834. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0169834>
- North, K., Potter, M. Q., Kubiak, E. N., Bamberg, S. J. M., & Hitchcock, R. W. (2012). The effect of partial weight bearing in a walking boot on plantar pressure distribution and center of pressure. *Gait and Posture*, 36(3), 646–649.

- <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2012.04.015>
- 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>
- Pataky, T. C., Robinson, M. A., & Vanrenterghem, J. (2013). Vector field statistical analysis of kinematic and force trajectories. *Journal of Biomechanics*, 46(14), 2394–2401. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2013.07.031>
- Pataky, T. C., Vanrenterghem, J., & Robinson, M. A. (2015). Zero- vs. one-dimensional, parametric vs. non-parametric, and confidence interval vs. hypothesis testing procedures in one-dimensional biomechanical trajectory analysis. *Journal of Biomechanics*, 48(7), 1277–1285. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2015.02.051>
- Pickle, N. T., Silverman, A. K., Wilken, J. M., & Fey, N. P. (2019). Statistical analysis of timeseries data reveals changes in 3D segmental coordination of balance in response to prosthetic ankle power on ramps. *Scientific Reports*, 9(1), 1272. <https://doi.org/10.1038/s41598-018-37581-9>
- Piraino, J. A., Busch, E. L., Sansosti, L. E., Pettineo, S. J., & Creech, C. (2015). Use of an All-Suture Anchor for Re-Creation of the Anterior Talofibular Ligament: A Case Report. *Journal of Foot and Ankle Surgery*, 54(1), 126–129. <https://doi.org/10.1053/j.jfas.2014.08.020>
- Pirozzi, K., McGuire, J., & Meyr, A. J. (2014). Effect of variable body mass on plantar foot pressure and off-loading device efficacy. *Journal of Foot and Ankle Surgery*, 53(5), 588–597. <https://doi.org/10.1053/j.jfas.2014.02.005>
- Polio, F. E., Gowling, T. L., & Jackson, R. W. (1998). Walking boot design: A gait analysis study. *Gait & Posture*, 7(2), 179. [https://doi.org/10.1016/S0966-6362\(98\)90269-7](https://doi.org/10.1016/S0966-6362(98)90269-7)
- Pulido-Valdeolivas, I., Gómez-Andrés, D., Martín-Gonzalo, J. A., Rodríguez-Andonaegui, I., López-López, J., Pascual-Pascual, S. I., & Rausell, E. (2018). Gait phenotypes in paediatric hereditary spastic paraplegia revealed by dynamic time warping analysis and random forests. *PLOS ONE*, 13(3), e0192345. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0192345>
- Ready, L. V., Fisk, E. G., Ciurylo, W., Chiodo, C. P., Bluman, E. M., & Smith, J. T. (2018). Associated Joint Pain With Controlled Ankle Movement Walker Boot Wear. *JAAOS: Global Research and Reviews*, 2(12), e044. <https://doi.org/10.5435/jaaosglobal-d-18-00044>
- Richards, J., Payne, K., Myatt, D., & Chohan, A. (2016). Do orthotic walkers affect knee and hip function during gait? *Prosthetics and Orthotics International*, 40(1), 137–141. <https://doi.org/10.1177/0309364614546525>
- Rodríguez-Serrano, J. A., & Perronnin, F. (2012). A Model-Based Sequence Similarity with Application to Handwritten Word Spotting. *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, 34(11), 2108–2120. <https://doi.org/10.1109/TPAMI.2012.25>
- Santos, D., Fernandes, B., & Bezerra, B. (2015). HAGR-D: A Novel Approach for Gesture Recognition with Depth Maps. *Sensors*, 15(11), 28646–28664. <https://doi.org/10.3390/s151128646>
- Sharma, L., Song, J., Dunlop, D., Felson, D., Lewis, C. E., Segal, N., ... Nevitt, M. (2010). Varus and valgus alignment and incident and progressive knee osteoarthritis. *Annals of the Rheumatic Diseases*, 69(11), 1940–1945. <https://doi.org/10.1136/ard.2010.129742>
- Sloot, L. H., & van der Krogt, M. M. (2018). Interpreting Joint Moments and Powers in Gait. In *Handbook of Human Motion* (pp. 625–643). <https://doi.org/10.1007/978-3->

- Smith, S. M., Coleman, S. C., Bacon, S. A., Polo, F. E., & Brodsky, J. W. (2012). Improved Ankle Push-Off Power Following Cheilectomy for Hallux Rigidus: A Prospective Gait Analysis Study. *FOOT & ANKLE INTERNATIONAL*, 33(6), 457–461. <https://doi.org/10.3113/FAI.2012.0457>
- Stevens, J., Meijer, K., Bijmens, W., Fuchs, M. C. H. W., Rhijn, L. W. Van, Hermus, J. P. S., ... Witlox, A. M. (2016). Gait Analysis of Foot Compensation After Arthrodesis of the First Metatarsophalangeal Joint. *Foot & Ankle International*, 1–11. <https://doi.org/10.1177/1071100716674310>
- Switonski, A., Josinski, H., & Wojciechowski, K. (2019). Dynamic time warping in classification and selection of motion capture data. *Multidimensional Systems and Signal Processing*, 30(3), 1437–1468. <https://doi.org/10.1007/s11045-018-0611-3>
- Taherifar, A., Vossoughi, G. R., Ghafari, A. S., & Jokar, M. (2014). A fast kinematic-based control method for lower-limb power augmentation exoskeleton. In *2014 2nd RSI/ISM International Conference on Robotics and Mechatronics, ICRoM 2014*. <https://doi.org/10.1109/ICRoM.2014.6990981>
- Tallroth, K., Ristolainen, L., & Manninen, M. (2017). Is a long leg a risk for hip or knee osteoarthritis? *Acta Orthopaedica*, 88(5), 512–515. <https://doi.org/10.1080/17453674.2017.1348066>
- Tateuchi, H. (2019). Gait- and postural-alignment-related prognostic factors for hip and knee osteoarthritis: Toward the prevention of osteoarthritis progression. *Physical Therapy Research*, 22(1), 31–37. <https://doi.org/10.1298/ptr.R0003>
- Vanderpool, M. T., Collins, S. H., & Kuo, A. D. (2008). Ankle fixation need not increase the energetic cost of human walking. *Gait and Posture*, 28(3), 427–433. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2008.01.016>
- Wesseling, M., de Groot, F., Meyer, C., Corten, K., Simon, J.-P., Desloovere, K., & Jonkers, I. (2015). Gait alterations to effectively reduce hip contact forces. *Journal of Orthopaedic Research*, 33(7), 1094–1102. <https://doi.org/10.1002/jor.22852>
- White, S. C., Gilchrist, L. A., & Wilk, B. E. (2004). Asymmetric Limb Loading with True or Simulated Leg-Length Differences. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, (421), 287–292. <https://doi.org/10.1097/01.blo.0000119460.33630.6d>
- Winter, D. A. (1983). Energy generation and absorption at the ankle and knee during fast, natural, and slow cadences. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, No. 175, 147–154. <https://doi.org/10.1097/00003086-198305000-00021>
- Wretenberg, P. (2008). Hip joint load in relation to leg length discrepancy. *Medical Devices: Evidence and Research*, 13. <https://doi.org/10.2147/MDER.S3714>
- Yong, M., & Park, S. (2019). Leg Length Discrepancy to Influence on Kinematic Changes of the Pelvis and the Hip during Gait. *The Journal of Korean Physical Therapy*, 31(6), 368–371. <https://doi.org/10.18857/jkpt.2019.31.6.368>
- Zellers, J. A., Tucker, L. A., Higginson, J. S., Manal, K., & Grävare Silbernagel, K. (2019). Changes in gait mechanics and muscle activity with wedge height in an orthopaedic boot. *Gait and Posture*, 70, 59–64. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2019.02.027>
- Zhang, S., Clowers, K. G., & Powell, D. (2006). Ground reaction force and 3D biomechanical characteristics of walking in short-leg walkers. *Gait and Posture*, 24(4), 487–492. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2005.12.003>

8. Spis tabel

| | |
|--|-----|
| Tabela 1. Dane pozyskane z artykułów, w których oceniano parametry kinematyczne chodu, gdzie: Kinet – artykuł również w Tabeli 2, Energy – artykuł w Tabeli 5; EMG – artykuł w Tabeli 4..... | 24 |
| Tabela 2. Dane pozyskane z artykułów, w których oceniano parametry kinetyczne chodu, Kinem – artykuł również w Tabeli 1, Energy – artykuł w Tabeli 5; EMG – artykuł w Tabeli 4..... | 30 |
| Tabela 3. Dane pozyskane z artykułów, w których oceniano siły parcia stóp na podłoże, gdzie: Kinet – artykuł również w Tabeli 2, Energy – artykuł w Tabeli 5; EMG – artykuł w Tabeli 4..... | 34 |
| Tabela 4. Dane pozyskane z artykułów, w których dokonywano oceny aktywności bioelektrycznej mięśni, gdzie: Kinem – artykuł analizowany również w Tabeli 1, Kinet – artykuł również w Tabeli 2..... | 39 |
| Tabela 5. Dane pozyskane z artykułów, w których oceniano wydatek energetyczny, równowagę oraz ból, gdzie: Kinem – artykuł analizowany również w Tabeli 1, Kinet – artykuł również w Tabeli 2..... | 42 |
| Tabela 6. Charakterystyka uczestników badania (średnia \pm odchylenie standardowe). | 46 |
| Tabela 7. Opis różnych sposobów ustawienia ortezy Walker i nazwy poszczególnych prób. | 48 |
| Tabela 8. Parametryzacja przebiegów kątowych w stawach w płaszczyźnie strzałkowej (X). | 205 |
| Tabela 9. Parametryzacja przebiegów kątowych w stawach w płaszczyźnie czołowej (Y). | 205 |
| Tabela 10. Parametryzacja przebiegów kątowych w stawach w płaszczyźnie poprzecznej (Z). | 206 |
| Tabela 11. Parametryzacja momentów sił mięśniowych w płaszczyźnie strzałkowej (X). | 207 |
| Tabela 12. Parametryzacja momentów sił mięśniowych w płaszczyźnie czołowej (Y). ... | 207 |
| Tabela 13. Parametryzacja momentów sił mięśniowych w płaszczyźnie poprzecznej (Z). | 208 |

9. Spis rycin

| | |
|---|----|
| Ryc. 1 Egipska płaskorzeźba przedstawiająca ofiarę polio 1403-1355 p.n.e. (Źródło: tinylittlesoul.wordpress.com). | 15 |
| Ryc. 2 Rodzaje ortez stosowanych na staw skokowy: A. Miękka, B. Półsztywna, C. Łuskowa (Źródło: orteo.pl). | 17 |
| Ryc. 3 Ortezy typu Walker: A. Wysoki, B. Niski, C. z zegarem (Źródło: orteo.pl). | 18 |
| Ryc. 4 Podział cyklu chodu na fazy (źródło: <i>Kłodowski i in., 2011</i>). | 20 |
| Ryc. 5 Próba statyczna. A. Rozkład markerów – widok z przodu i z tyłu, B. przykład próby referencyjnej – widok z przodu. | 47 |
| Ryc. 6 Laboratoryjny układ odniesienia, gdzie: YZ - płaszczyzna strzałkowa, XZ - płaszczyzna czołowa, XY - płaszczyzna poprzeczna. | 51 |
| Ryc. 7 Definicja kątów w stawach kończyn dolnych w płaszczyźnie strzałkowej, gdzie: plantarflexion – zgięcie podszwowe (zgięcie), dorsiflexion – zgięcie grzbietowe (wyprost), knee flexion/ extension – zgięcie/ wyprost w stawie kolanowym, hip flexion/ extension – zgięcie/ wyprost w stawie biodrowym, pelvis tilt – przodo i tyło pochylenie miednicy. | 51 |
| Ryc. 8 Definicja kierunków ruchu w stawach kończyn dolnych w płaszczyźnie czołowej i poprzecznej, gdzie: abduction – odwodzenie, adduction – przywodzenie, external rotation – rotacja zewnętrzna, internal rotation – rotacja wewnętrzna. A. ogólny schemat, B. ruch miednicy w płaszczyźnie czołowej (drop – opadanie, hike – podnoszenie), C. ruch miednicy w płaszczyźnie poprzecznej – ruch rotacji. | 53 |
| Ryc. 9 Metoda DTW – przykładowy wynik z programu MatLab: A. sygnały oryginalne dla chodu swobodnego oraz chodu w ortezie ustawionej na 15° wyprost, B. dopasowanie sygnałów i wynik metody DTW. | 56 |
| Ryc. 10 Przykład parametryzacji dla kątów w stawach kończyny dolnej w płaszczyźnie strzałkowej (YZ) w chodzie swobodnym: A. staw skokowy, B. staw kolanowy, C. staw biodrowy, D. miednica. | 59 |
| Ryc. 11 Przykład parametryzacji dla kątów w stawach kończyny dolnej w płaszczyźnie czołowej (XZ) w chodzie swobodnym: A. staw skokowy, B. staw kolanowy, C. staw biodrowy, D. miednica. | 59 |
| Ryc. 12 Przykład parametryzacji dla kątów w stawach kończyny dolnej w płaszczyźnie poprzecznej (XY) w chodzie swobodnym: A. staw skokowy, B. staw kolanowy, C. staw biodrowy, D. miednica. | 60 |

| | |
|--|----|
| Ryc. 13 Przykład parametryzacji dla momentów sił mięśniowych w stawach kończyny dolnej w płaszczyźnie strzałkowej (YZ) w chodzie swobodnym: A. staw skokowy, B. staw kolanowy, C. staw biodrowy..... | 61 |
| Ryc. 14 Przykład parametryzacji dla momentów sił mięśniowych w stawach kończyny dolnej w płaszczyźnie czołowej (XZ) w chodzie swobodnym: A. staw skokowy, B. staw kolanowy, C. staw biodrowy..... | 62 |
| Ryc. 15 Przykład parametryzacji dla momentów sił mięśniowych w stawach kończyny dolnej w płaszczyźnie poprzecznej (XY) w chodzie swobodnym: A. staw skokowy, B. staw kolanowy, C. staw biodrowy..... | 63 |
| Ryc. 16 Przykład parametryzacji dla sił reakcji podłoża w chodzie swobodnym: A. składowa przednio-tylna (AP), B. składowa boczno-przyśrodkowa (ML), C. składowa pionowa (V)..... | 64 |
| Ryc. 17 Przykład parametryzacji mocy w chodzie swobodnym dla: A. stawu skokowego, B. stawu kolanowego, C. stawu biodrowego..... | 65 |
| Ryc. 18 Schemat prowadzenia analizy wyników przy pomocy metody DTW, SPM i Parametryzacji. | 66 |
| Ryc. 19 Zestawienie średnich i odchyłeń standardowych wartości częstości kroczenia, gdzie: LKD - lewa kończyna dolna, PKD - prawa kończyna dolna, * - różnice istotne statystycznie dla $p < 0.05$ | 68 |
| Ryc. 20 Zestawienie średnich i odchyłeń standardowych czasu trwania fazy pojedynczego podparcia, gdzie: LKD - lewa kończyna dolna, PKD - prawa kończyna dolna, * - różnice istotne statystycznie dla $p < 0.05$ | 69 |
| Ryc. 21 Zestawienie średnich i odchyłeń standardowych wartości: A. długości wykroku i B. czasu trwania wykroku, gdzie: LKD - lewa kończyna dolna, PKD - prawa kończyna dolna, * - różnice istotne statystycznie dla $p < 0.05$ | 70 |
| Ryc. 22 Zestawienie średnich i odchyłeń standardowych wartości: A. długości cyklu chodu oraz B. czasu trwania cyklu chodu, gdzie: LKD - lewa kończyna dolna, PKD - prawa kończyna dolna, * - różnice istotne statystycznie dla $p < 0.05$ | 71 |
| Ryc. 23 Zestawienie średnich i odchyłeń standardowych szerokości kroku, gdzie: LKD - lewa kończyna dolna, PKD - prawa kończyna dolna, * - różnice istotne statystycznie dla $p < 0.05$ | 72 |
| Ryc. 24 Zestawienie średnich i odchyłeń standardowych prędkości chodu, gdzie: LKD - lewa kończyna dolna, PKD - prawa kończyna dolna, * - różnice istotne statystycznie dla $p < 0.05$ | 73 |

| | |
|---|----|
| Ryc. 25 Wpływ ustawień ortezy Walker na kinematykę stawów prawej kończyny dolnej w płaszczyźnie strzałkowej. A – C. Wyniki algorytmu DTW dla kątów stawu kolanowego, biodrowego i miednicy. D. Zestawienie wartości DTW dla kolejnych stawów podczas chodu w każdym ustawieniu buta Walker. Środkowa linia wskazuje medianę, kółko – wartość średnią a dolna i górna krawędź pudełka odpowiednio 25 i 75 centyl. Wąsy rozciągają się na najbardziej skrajne punkty danych, które nie są uważane za wartości odstające; * - różnice istotne statystycznie dla $p < 0.05$ | 75 |
| Ryc. 26 Wpływ ustawień ortezy Walker na kinematykę stawów lewej kończyny dolnej w płaszczyźnie strzałkowej. A – D. Wyniki algorytmu DTW dla kątów stawu skokowego, kolanowego, biodrowego i miednicy. E. Zestawienie wartości DTW dla kolejnych stawów podczas chodu w każdym ustawieniu buta Walker. Środkowa linia wskazuje medianę, kółko – wartość średnią a dolna i górna krawędź pudełka odpowiednio 25 i 75 centyl. Wąsy rozciągają się na najbardziej skrajne punkty danych, które nie są uważane za wartości odstające; * - różnice istotne statystycznie dla $p < 0.05$ | 77 |
| Ryc. 27 SPM {t} liczone dla kątów generowanych w lewym stawie skokowym w płaszczyźnie strzałkowej odpowiednio dla: A. Chodu 0, B. Chodu 0 But, C. Chodu 15 i D. Chodu 15ZG, gdzie: obszary kolorowe oznaczają różnice istotne statystycznie w odniesieniu do krzywych w chodzie swobodnym, $p < 0.05$ | 78 |
| Ryc. 28 SPM liczone dla kątów generowanych w prawym stawie kolanowym w płaszczyźnie strzałkowej odpowiednio dla: A. Chodu 0, B. Chodu 0 But, C. Chodu 15 i D. Chodu 15ZG oraz w lewym stawie kolanowym odpowiednio dla: E. Chodu 0, F. Chodu 0 But, G. Chodu 15, H. Chodu 15ZG, gdzie: obszary kolorowe oznaczają różnice istotne statystycznie w odniesieniu do krzywych w chodzie swobodnym, $p < 0.05$ | 79 |
| Ryc. 29 SPM liczone dla kątów generowanych w prawym stawie biodrowym w płaszczyźnie strzałkowej odpowiednio dla: A. Chodu 0, B. Chodu 0 But, C. Chodu 15 i D. Chodu 15ZG oraz w lewym stawie biodrowym odpowiednio dla: E. Chodu 0, F. Chodu 0 But, G. Chodu 15, H. Chodu 15ZG, gdzie: obszary kolorowe oznaczają różnice istotne statystycznie w odniesieniu do krzywych w chodzie swobodnym, $p < 0.05$ | 80 |
| Ryc. 30 SPM liczone dla kątów ustawienia prawej strony miednicy w płaszczyźnie strzałkowej odpowiednio dla: A. Chodu 0, B. Chodu 0 But, C. Chodu 15 i D. Chodu 15ZG oraz w lewej strony miednicy odpowiednio dla: E. Chodu 0, F. Chodu 0 But, G. Chodu 15, H. Chodu 15ZG, gdzie: obszary kolorowe oznaczają różnice istotne statystycznie w odniesieniu do krzywych w chodzie swobodnym, $p < 0.05$ | 81 |

| | |
|--|----|
| Ryc. 31 Zestawienie średnich wartości przebiegów kątów w stawie skokowym bez ortezy w płaszczyźnie strzałkowej. A. Średnie przebiegi kątowe w dziedzinie cyklu chodu dla poszczególnych chodów, B. Średnie i odchylenia standardowe wartości ekstremów, gdzie wartości dodatnie oznaczają zgięcie grzbietowe a ujemne zgięcie podszwowe, * - różnice istotne statystycznie dla $p < 0.05$ | 82 |
| Ryc. 32 Zestawienie średnich wartości przebiegów kątów w stawie kolanowym w płaszczyźnie strzałkowej. A. Średnie przebiegi kątowe dla stawu kolanowego bez ortezy, B. Średnie i odchylenia standardowe dla wartości ekstremów dla kończyny bez ortezy, C. Średnie przebiegi kątowe dla kończyny w ortezie, D. Średnie i odchylenia standardowe wartości dla kończyny w ortezie, gdzie wartości dodatnie oznaczają zgięcie a ujemne wyprost, * - różnice istotne statystycznie dla $p < 0.05$ | 83 |
| Ryc. 33 Zestawienie średnich wartości przebiegów kątów w stawie biodrowym w płaszczyźnie strzałkowej. A. Średnie przebiegi kątowe dla stawu biodrowego bez ortezy, B. Średnie i odchylenia standardowe dla wartości ekstremów dla kończyny bez ortezy, C. Średnie przebiegi kątowe dla kończyny w ortezie, D. Średnie i odchylenia standardowe wartości ekstremów dla kończyny w ortezie, gdzie wartości dodatnie oznaczają zgięcie a ujemne wyprost, * - różnice istotne statystycznie dla $p < 0.05$ | 84 |
| Ryc. 34 Zestawienie średnich wartości dla kąta przemieszczenia miednicy w płaszczyźnie strzałkowej w poszczególnych chodach. A. - B. przebiegi w czasie, C. wartości ekstremów, gdzie wartości dodatnie oznaczają przodopochylenie a ujemne tyłopochylenie miednicy, * - różnice istotne statystycznie dla $p < 0.05$ | 85 |
| Ryc. 35 Wpływ ustawień ortezy Walker na kinematykę stawów prawej kończyny dolnej w płaszczyźnie czołowej. A – C. Wyniki algorytmu DTW dla kątów stawu kolanowego, biodrowego i miednicy. D. Zestawienie wartości DTW dla kolejnych stawów podczas chodu w każdym ustawieniu buta Walker. Środkowa linia wskazuje medianę, kółko – wartość średnią a dolna i górna krawędź pudełka odpowiednio 25 i 75 centyl. Wąsy rozciągają się na najbardziej skrajne punkty danych, które nie są uważane za wartości odstające; * - różnice istotne statystycznie dla $p < 0.05$ | 87 |
| Ryc. 36 Wpływ ustawień ortezy Walker na kinematykę stawów lewej kończyny dolnej w płaszczyźnie czołowej. A – D. Wyniki algorytmu DTW dla kątów stawu skokowego, kolanowego, biodrowego i miednicy. E. Zestawienie wartości DTW dla kolejnych stawów podczas chodu w każdym ustawieniu buta Walker. Środkowa linia wskazuje medianę, kółko – wartość średnią a dolna i górna krawędź pudełka odpowiednio 25 i 75 centyl. | |

| | |
|---|----|
| Wąsy rozciągają się na najbardziej skrajne punkty danych, które nie są uważane za wartości odstające; * - różnice istotne statystycznie dla $p < 0.05$ | 88 |
| Ryc. 37 SPM liczone dla kątów generowanych w lewym stawie skokowym w płaszczyźnie czołowej odpowiednio dla: A. Chodu 0, B. Chodu 0 But, C. Chodu 15 i D. Chodu 15ZG, gdzie: obszary kolorowe oznaczają różnice istotne statystycznie w odniesieniu do krzywych w chodzie swobodnym, $p < 0.05$ | 89 |
| Ryc. 38 SPM liczone dla kątów generowanych w prawym stawie kolanowym w płaszczyźnie czołowej odpowiednio dla: A. Chodu 0, B. Chodu 0 But, C. Chodu 15 i D. Chodu 15ZG oraz w lewym stawie kolanowym odpowiednio dla: E. Chodu 0, F. Chodu 0 But, G. Chodu 15, H. Chodu 15ZG, gdzie: obszary kolorowe oznaczają różnice istotne statystycznie w odniesieniu do krzywych w chodzie swobodnym, $p < 0.05$ | 90 |
| Ryc. 39 SPM liczone dla kątów generowanych w prawym stawie biodrowym w płaszczyźnie czołowej odpowiednio dla: A. Chodu 0, B. Chodu 0 But, C. Chodu 15 i D. Chodu 15ZG oraz w lewym stawie kolanowym odpowiednio dla: E. Chodu 0, F. Chodu 0 But, G. Chodu 15, H. Chodu 15ZG, gdzie: obszary kolorowe oznaczają różnice istotne statystycznie w odniesieniu do krzywych w chodzie swobodnym, $p < 0.05$ | 91 |
| Ryc. 40 SPM liczone dla kątów ustawienia prawej strony miednicy w płaszczyźnie czołowej odpowiednio dla: A. Chodu 0, B. Chodu 0 But, C. Chodu 15 i D. Chodu 15ZG oraz w lewej strony miednicy odpowiednio dla: E. Chodu 0, F. Chodu 0 But, G. Chodu 15, H. Chodu 15ZG, gdzie: obszary kolorowe oznaczają różnice istotne statystycznie w odniesieniu do krzywych w chodzie swobodnym, $p < 0.05$ | 92 |
| Ryc. 41 Zestawienie średnich wartości przebiegów kątów w stawie skokowym bez ortezy w płaszczyźnie czołowej. A. Średnie przebiegi kątowe w dziedzinie cyklu chodu dla poszczególnych chodów, B. Średnie i odchylenia standardowe wartości ekstremów, gdzie wartości dodatnie oznaczają ewersje a ujemne inwersje, * - różnice istotne statystycznie dla $p < 0.05$ | 92 |
| Ryc. 42 Zestawienie średnich wartości przebiegów kątów w stawie kolanowym w płaszczyźnie czołowej. A. Średnie przebiegi kątowe dla stawu kolanowego bez ortezy, B. Średnie i odchylenia standardowe dla wartości ekstremów dla kończyny bez ortezy, C. Średnie przebiegi kątowe dla kończyny w ortezie, D. Średnie i odchylenia standardowe wartości dla kończyny w ortezie, gdzie wartości dodatnie oznaczają szpotawość stawu kolanowego a ujemne koślawość, * - różnice istotne statystycznie dla $p < 0.05$ | 93 |
| Ryc. 43 Zestawienie średnich wartości przebiegów kątów w stawie biodrowym w płaszczyźnie czołowej. A. Średnie przebiegi kątowe dla stawu kolanowego bez ortezy, B. | |

Średnie i odchylenia standardowe dla wartości ekstremów dla kończyny bez ortezy, C. Średnie przebiegi kątowe dla kończyny w ortezie, D. Średnie i odchylenia standardowe wartości dla kończyny w ortezie, gdzie wartości dodatnie oznaczają przywiedzenie w stawie biodrowym a ujemne odwiedzenie, * - różnice istotne statystycznie dla $p < 0.05$. . 94

Ryc. 44 Zestawienie średnich wartości przebiegów dla kąta przemieszczenia miednicy w płaszczyźnie czołowej w poszczególnych chodach. A. przebiegi w czasie, B. wartości ekstremów, gdzie: wartości dodatnie oznaczają podniesienie miednicy a ujemne opuszczenie, * - różnice istotne statystycznie dla $p < 0.05$ 95

Ryc. 45 Wpływ ustawień ortezy Walker na kinematykę stawów prawej kończyny dolnej w płaszczyźnie poprzecznej. A – C. Wyniki algorytmu DTW dla kątów stawu kolanowego, biodrowego i miednicy. D. Zestawienie wartości DTW dla kolejnych stawów podczas chodu w każdym ustawieniu buta Walker. Środkowa linia wskazuje medianę, kółko – wartość średnią a dolna i górna krawędź pudełka odpowiednio 25 i 75 centyl. Wąsy rozciągają się na najbardziej skrajne punkty danych, które nie są uważane za wartości odstające; * - różnice istotne statystycznie dla $p < 0.05$ 97

Ryc. 46 Wpływ ustawień ortezy Walker na kinematykę stawów lewej kończyny dolnej w płaszczyźnie poprzecznej. A – D. Wyniki algorytmu DTW dla kątów stawu skokowego, kolanowego, biodrowego i miednicy. E. Zestawienie wartości DTW dla kolejnych stawów podczas chodu w każdym ustawieniu buta Walker. Środkowa linia wskazuje medianę, kółko – wartość średnią a dolna i górna krawędź pudełka odpowiednio 25 i 75 centyl. Wąsy rozciągają się na najbardziej skrajne punkty danych, które nie są uważane za wartości odstające; * - różnice istotne statystycznie dla $p < 0.05$ 98

Ryc. 47 SPM liczone dla kątów generowanych w lewym stawie skokowym w płaszczyźnie poprzecznej odpowiednio dla: A. Chodu 0, B. Chodu 0 But, C. Chodu 15 i D. Chodu 15ZG, gdzie: obszary kolorowe oznaczają różnice istotne statystycznie w odniesieniu do krzywych w chodzie swobodnym, $p < 0.05$ 99

Ryc. 48 SPM liczone dla kątów generowanych w prawym stawie kolanowym w płaszczyźnie poprzecznej odpowiednio dla: A. Chodu 0, B. Chodu 0 But, C. Chodu 15 i D. Chodu 15ZG oraz w lewym stawie kolanowym odpowiednio dla: E. Chodu 0, F. Chodu 0 But, G. Chodu 15, H. Chodu 15ZG, gdzie: obszary kolorowe oznaczają różnice istotne statystycznie w odniesieniu do krzywych w chodzie swobodnym, $p < 0.05$ 100

Ryc. 49 SPM liczone dla kątów generowanych w prawym stawie biodrowym w płaszczyźnie poprzecznej odpowiednio dla: A. Chodu 0, B. Chodu 0 But, C. Chodu 15 i D. Chodu 15ZG oraz w lewym stawie biodrowym odpowiednio dla: E. Chodu 0, F. Chodu 0

| | |
|--|-----|
| But, G. Chodu 15, H. Chodu 15ZG, gdzie: obszary kolorowe oznaczają różnice istotne statystycznie w odniesieniu do krzywych w chodzie swobodnym, $p < 0.05$ | 101 |
| Ryc. 50 SPM liczone dla kątów ustawienia prawej strony miednicy w płaszczyźnie poprzecznej odpowiednio dla: A. Chodu 0, B. Chodu 0 But, C. Chodu 15 i D. Chodu 15ZG oraz w lewej strony miednicy odpowiednio dla: E. Chodu 0, F. Chodu 0 But, G. Chodu 15, H. Chodu 15ZG, gdzie: obszary kolorowe oznaczają różnice istotne statystycznie w odniesieniu do krzywych w chodzie swobodnym, $p < 0.05$ | 102 |
| Ryc. 51 Zestawienie średnich wartości przebiegów kątów w stawie skokowym bez ortezy w płaszczyźnie poprzecznej. A. Średnie przebiegi kątowe w dziedzinie cyklu chodu dla poszczególnych chodów, B. Średnie i odchylenia standardowe wartości ekstremów, gdzie wartości dodatnie oznaczają rotację wewnętrzną a ujemne rotację zewnętrzną, * - różnice istotne statystycznie dla $p < 0.05$ | 103 |
| Ryc. 52 Zestawienie średnich wartości przebiegów kątów w stawie kolanowym w płaszczyźnie poprzecznej. A. Średnie przebiegi kątowe dla stawu kolanowego bez ortezy, B. Średnie i odchylenia standardowe dla wartości ekstremów dla kończyny bez ortezy, C. Średnie przebiegi kątowe dla kończyny w ortezie, D. Średnie i odchylenia standardowe wartości dla kończyny w ortezie, gdzie wartości dodatnie oznaczają rotację wewnętrzną a ujemne rotację zewnętrzną, * - różnice istotne statystycznie dla $p < 0.05$ | 104 |
| Ryc. 53 Zestawienie średnich wartości przebiegów kątów w stawie biodrowym w płaszczyźnie poprzecznej. A. Średnie przebiegi kątowe dla stawu kolanowego bez ortezy, B. Średnie i odchylenia standardowe dla wartości ekstremów dla kończyny bez ortezy, C. Średnie przebiegi kątowe dla kończyny w ortezie, D. Średnie i odchylenia standardowe wartości dla kończyny w ortezie, gdzie wartości dodatnie oznaczają rotację wewnętrzną a ujemne zewnętrzną, * - różnice istotne statystycznie dla $p < 0.05$ | 105 |
| Ryc. 54 Zestawienie średnich wartości przebiegów kątów dla miednicy w płaszczyźnie poprzecznej. A. Średnie przebiegi kątowe dla miednicy kończyny bez ortezy, B. Średnie i odchylenia standardowe dla wartości ekstremów dla kończyny bez ortezy, C. Średnie przebiegi kątowe dla kończyny w ortezie, D. Średnie i odchylenia standardowe wartości dla kończyny w ortezie, gdzie wartości dodatnie oznaczają rotację wewnętrzną a ujemne zewnętrzną, * - różnice istotne statystycznie dla $p < 0.05$ | 106 |
| Ryc. 55 Wpływ ustawień ortezy Walker na momenty sił mięśniowych stawów prawej kończyny dolnej w płaszczyźnie strzałkowej. A – C. Wyniki algorytmu DTW dla momentów sił mięśniowych stawu skokowego, kolanowego i biodrowego. D. Zestawienie wartości DTW dla kolejnych stawów podczas chodu w każdym ustawieniu buta Walker. | |

Środkowa linia wskazuje medianę, kółko – wartość średnią a dolna i górna krawędź pudełka odpowiednio 25 i 75 centyl. Wąsy rozciągają się na najbardziej skrajne punkty danych, które nie są uważane za wartości odstające; * - różnice istotne statystycznie dla $p < 0.05$ 108

Ryc. 56 Wpływ ustawień ortezy Walker na momenty sił mięśniowych stawów lewej kończyny dolnej w płaszczyźnie strzałkowej. A – C. Wyniki algorytmu DTW dla momentów sił mięśniowych stawu skokowego, kolanowego i biodrowego. D. Zestawienie wartości DTW dla kolejnych stawów podczas chodu w każdym ustawieniu buta Walker. Środkowa linia wskazuje medianę, kółko – wartość średnią a dolna i górna krawędź pudełka odpowiednio 25 i 75 centyl. Wąsy rozciągają się na najbardziej skrajne punkty danych, które nie są uważane za wartości odstające; * - różnice istotne statystycznie dla $p < 0.05$ 109

Ryc. 57 SPM liczone dla momentów sił mięśniowych generowanych w prawym stawie skokowym w płaszczyźnie strzałkowej odpowiednio dla: A. Chodu 0, B. Chodu 0 But, C. Chodu 15 i D. Chodu 15ZG oraz w lewym stawie skokowym odpowiednio dla: E. Chodu 0, F. Chodu 0 But, G. Chodu 15, H. Chodu 15ZG, gdzie: obszary kolorowe oznaczają różnice istotne statystycznie w odniesieniu do krzywych w chodzie swobodnym, $p < 0.05$.
..... 110

Ryc. 58 SPM liczone dla momentów sił mięśniowych generowanych w prawym stawie kolanowym w płaszczyźnie strzałkowej odpowiednio dla: A. Chodu 0, B. Chodu 0 But, C. Chodu 15 i D. Chodu 15ZG oraz w lewym stawie kolanowym odpowiednio dla: E. Chodu 0, F. Chodu 0 But, G. Chodu 15, H. Chodu 15ZG, gdzie: obszary kolorowe oznaczają różnice istotne statystycznie w odniesieniu do krzywych w chodzie swobodnym, $p < 0.05$.
..... 111

Ryc. 59 SPM liczone dla momentów sił mięśniowych generowanych w prawym stawie biodrowym w płaszczyźnie strzałkowej odpowiednio dla: A. Chodu 0, B. Chodu 0 But, C. Chodu 15 i D. Chodu 15ZG oraz w lewym stawie biodrowym odpowiednio dla: E. Chodu 0, F. Chodu 0 But, G. Chodu 15, H. Chodu 15ZG, gdzie: obszary kolorowe oznaczają różnice istotne statystycznie w odniesieniu do krzywych w chodzie swobodnym, $p < 0.05$.
..... 112

Ryc. 60 Zestawienie średnich przebiegów wartości momentów sił mięśniowych w stawie skokowym w płaszczyźnie strzałkowej. A. Średnie przebiegi dla stawu skokowego bez ortezy, B. Średnie i odchylenia standardowe dla wartości maksimum dla obu kończyn, C. Średnie i odchylenia standardowe dla wartości minimum dla obu kończyn, gdzie wartości

| | |
|---|-----|
| <p> dodatnie oznaczają zgięcie podeszwowe a ujemne grzbietowe, * - różnice istotne statystycznie dla $p < 0.05$. </p> | 113 |
| <p> Ryc. 61 Zestawienie średnich przebiegów wartości momentów sił mięśniowych w stawach kolanowych w płaszczyźnie strzałkowej. A. Średnie przebiegi dla stawu kolanowego kończyny bez ortezy, B. Średnie i odchylenia standardowe dla wartości ekstremów dla kończyny bez ortezy, C. Średnie przebiegi dla stawu kolanowego kończyny w ortezie, D. Średnie i odchylenia standardowe dla wartości ekstremów dla kończyny w ortezy, gdzie wartości dodatnie oznaczają moment zginający a ujemne – moment prostujący, * - różnice istotne statystycznie dla $p < 0.05$. </p> | 114 |
| <p> Ryc. 62 Zestawienie średnich wartości momentów sił mięśniowych w stawach biodrowych w płaszczyźnie strzałkowej. A. Średnie przebiegi dla stawu biodrowego kończyny bez ortezy, B. Średnie i odchylenia standardowe dla wartości ekstremów dla kończyny bez ortezy, C. Średnie przebiegi dla stawu biodrowego kończyny w ortezie, D. Średnie i odchylenia standardowe dla wartości ekstremów dla kończyny w ortezy, gdzie wartości dodatnie oznaczają moment zginający a ujemne – moment prostujący * - różnice istotne statystycznie dla $p < 0.05$. </p> | 115 |
| <p> Ryc. 63 Wpływ ustawień ortezy Walker na momenty sił mięśniowych stawów prawej kończyny dolnej w płaszczyźnie czołowej. A – C. Wyniki algorytmu DTW dla momentów sił mięśniowych stawu skokowego, kolanowego i biodrowego. D. Zestawienie wartości DTW dla kolejnych stawów podczas chodu w każdym ustawieniu buta Walker. Środkowa linia wskazuje medianę, kółko – wartość średnią a dolna i górna krawędź pudełka odpowiednio 25 i 75 centyl. Wąsy rozciągają się na najbardziej skrajne punkty danych, które nie są uważane za wartości odstające; * - różnice istotne statystycznie dla $p < 0.05$. </p> | 116 |
| <p> Ryc. 64 Wpływ ustawień ortezy Walker na momenty sił mięśniowych stawów prawej kończyny dolnej w płaszczyźnie czołowej. A – C. Wyniki algorytmu DTW dla momentów sił mięśniowych stawu skokowego, kolanowego i biodrowego. D. Zestawienie wartości DTW dla kolejnych stawów podczas chodu w każdym ustawieniu buta Walker. Środkowa linia wskazuje medianę, kółko – wartość średnią a dolna i górna krawędź pudełka odpowiednio 25 i 75 centyl. Wąsy rozciągają się na najbardziej skrajne punkty danych, które nie są uważane za wartości odstające; * - różnice istotne statystycznie dla $p < 0.05$. </p> | 117 |
| <p> Ryc. 65 SPM liczone dla momentów sił mięśniowych generowanych w prawym stawie skokowym w płaszczyźnie czołowej odpowiednio dla: A. Chodu 0, B. Chodu 0 But, C. </p> | |

| | |
|---|-----|
| Chodu 15 i D. Chodu 15ZG oraz w lewym stawie skokowym odpowiednio dla: E. Chodu 0, F. Chodu 0 But, G. Chodu 15, H. Chodu 15ZG, gdzie: obszary kolorowe oznaczają różnice istotne statystycznie w odniesieniu do krzywych w chodzie swobodnym, $p < 0.05$ | 118 |
| Ryc. 66 SPM liczone dla momentów sił mięśniowych generowanych w prawym stawie kolanowym w płaszczyźnie czołowej odpowiednio dla: A. Chodu 0, B. Chodu 0 But, C. Chodu 15 i D. Chodu 15ZG oraz w lewym stawie kolanowym odpowiednio dla: E. Chodu 0, F. Chodu 0 But, G. Chodu 15, H. Chodu 15ZG, gdzie: obszary kolorowe oznaczają różnice istotne statystycznie w odniesieniu do krzywych w chodzie swobodnym, $p < 0.05$ | 119 |
| Ryc. 67 SPM liczone dla momentów sił mięśniowych generowanych w prawym stawie biodrowym w płaszczyźnie czołowej odpowiednio dla: A. Chodu 0, B. Chodu 0 But, C. Chodu 15 i D. Chodu 15ZG oraz w lewym stawie biodrowym odpowiednio dla: E. Chodu 0, F. Chodu 0 But, G. Chodu 15, H. Chodu 15ZG, gdzie: obszary kolorowe oznaczają różnice istotne statystycznie w odniesieniu do krzywych w chodzie swobodnym, $p < 0.05$ | 120 |
| Ryc. 68 Zestawienie średnich wartości przebiegów momentów sił mięśniowych w stawach skokowych w płaszczyźnie czołowej. A. Średnie przebiegi dla stawu skokowego kończyny bez ortezy, B. Średnie przebiegi dla stawu skokowego kończyny w ortezie, C. Średnie i odchylenia standardowe dla wartości ekstremów dla kończyny bez ortezy, D. Średnie i odchylenia standardowe dla wartości ekstremów dla kończyny w ortezie, gdzie wartości dodatnie oznaczają moment generowany przez ewertory a ujemne – moment generowany przez inwertory, * - różnice istotne statystycznie dla $p < 0.05$ | 121 |
| Ryc. 69 Zestawienie średnich wartości przebiegów momentów sił mięśniowych w stawach kolanowych w płaszczyźnie czołowej. A. Średnie przebiegi dla stawu kolanowego kończyny bez ortezy, B. Średnie i odchylenia standardowe dla wartości ekstremów dla kończyny bez ortezy, C. Średnie przebiegi dla stawu kolanowego kończyny w ortezie, D. Średnie i odchylenia standardowe dla wartości ekstremów dla kończyny w ortezie, gdzie wartości dodatnie oznaczają moment powodujący szpotawość w stawie kolanowym a ujemne – koślawość, * - różnice istotne statystycznie dla $p < 0.05$ | 122 |
| Ryc. 70 Zestawienie średnich wartości przebiegów momentów sił mięśniowych w stawach biodrowych w płaszczyźnie czołowej. A. Średnie przebiegi dla stawu biodrowego kończyny bez ortezy, B. Średnie i odchylenia standardowe dla wartości ekstremów dla kończyny bez ortezy, C. Średnie przebiegi dla stawu biodrowego kończyny w ortezie, D. | |

Średnie i odchylenia standardowe dla wartości ekstremów dla kończyny w ortezy, gdzie wartości dodatnie oznaczają moment generowany przez przywodziciele a ujemne – moment generowany przez odwodziciele, * - różnice istotne statystycznie dla $p < 0.05$. 123

Ryc. 71 Wpływ ustawień ortezy Walker na momenty sił mięśniowych stawów prawej kończyny dolnej w płaszczyźnie poprzecznej. A – C. Wyniki algorytmu DTW dla momentów sił mięśniowych stawu skokowego, kolanowego i biodrowego. D. Zestawienie wartości DTW dla kolejnych stawów podczas chodu w każdym ustawieniu buta Walker. Środkowa linia wskazuje medianę, kółko – wartość średnią a dolna i górna krawędź pudełka odpowiednio 25 i 75 centyl. Wąsy rozciągają się na najbardziej skrajne punkty danych, które nie są uważane za wartości odstające; * - różnice istotne statystycznie dla $p < 0.05$ 124

Ryc. 72 Wpływ ustawień ortezy Walker na momenty sił mięśniowych stawów lewej kończyny dolnej w płaszczyźnie poprzecznej. A – C. Wyniki algorytmu DTW dla momentów sił mięśniowych stawu skokowego, kolanowego i biodrowego. D. Zestawienie wartości DTW dla kolejnych stawów podczas chodu w każdym ustawieniu buta Walker. Środkowa linia wskazuje medianę, kółko – wartość średnią a dolna i górna krawędź pudełka odpowiednio 25 i 75 centyl. Wąsy rozciągają się na najbardziej skrajne punkty danych, które nie są uważane za wartości odstające; * - różnice istotne statystycznie dla $p < 0.05$ 125

Ryc. 73 SPM liczone dla momentów sił mięśniowych generowanych w prawym stawie skokowym w płaszczyźnie poprzecznej odpowiednio dla: A. Chodu 0, B. Chodu 0 But, C. Chodu 15 i D. Chodu 15ZG oraz w lewym stawie skokowym odpowiednio dla: E. Chodu 0, F. Chodu 0 But, G. Chodu 15, H. Chodu 15ZG, gdzie: obszary kolorowe oznaczają różnice istotne statystycznie w odniesieniu do krzywych w chodzie swobodnym, $p < 0.05$ 126

Ryc. 74 SPM liczone dla momentów sił mięśniowych generowanych w prawym stawie kolanowym w płaszczyźnie poprzecznej odpowiednio dla: A. Chodu 0, B. Chodu 0 But, C. Chodu 15 i D. Chodu 15ZG oraz w lewym stawie kolanowym odpowiednio dla: E. Chodu 0, F. Chodu 0 But, G. Chodu 15, H. Chodu 15ZG, gdzie: obszary kolorowe oznaczają różnice istotne statystycznie w odniesieniu do krzywych w chodzie swobodnym, $p < 0.05$ 127

Ryc. 75 SPM liczone dla momentów sił mięśniowych generowanych w prawym stawie biodrowym w płaszczyźnie poprzecznej odpowiednio dla: A. Chodu 0, B. Chodu 0 But, C. Chodu 15 i D. Chodu 15ZG oraz w lewym stawie biodrowym odpowiednio dla: E. Chodu

| | |
|---|-----|
| 0, F. Chodu 0 But, G. Chodu 15, H. Chodu 15ZG, gdzie: obszary kolorowe oznaczają różnice istotne statystycznie w odniesieniu do krzywych w chodzie swobodnym, $p < 0.05$ | 128 |
| Ryc. 76 Zestawienie średnich wartości przebiegów momentów sił mięśniowych w stawach skokowych w płaszczyźnie poprzecznej. A. Średnie przebiegi dla stawu skokowego kończyny bez ortezy, B. Średnie przebiegi dla stawu skokowego kończyny w ortezie, C. Średnie i odchylenia standardowe dla wartości minimalnych dla obydwu kończyn, D. Średnie i odchylenia standardowe dla wartości maksymalnych dla obydwu kończyn, gdzie wartości dodatnie oznaczają moment rotujący zewnątrz a ujemne – moment rotujący wewnątrz; * - różnice istotne statystycznie dla $p < 0.05$ | 129 |
| Ryc. 77 Zestawienie średnich wartości przebiegów momentów sił mięśniowych w stawach kolanowych w płaszczyźnie poprzecznej. A. Średnie przebiegi dla stawu kolanowego kończyny bez ortezy, B. Średnie i odchylenia standardowe dla wartości ekstremów dla kończyny bez ortezy, C. Średnie przebiegi dla stawu kolanowego kończyny w ortezie, D. Średnie i odchylenia standardowe dla wartości ekstremów dla kończyny w ortezie, gdzie wartości dodatnie oznaczają moment rotujący zewnątrz a ujemne – wewnątrz; * - różnice istotne statystycznie dla $p < 0.05$ | 130 |
| Ryc. 78 Zestawienie średnich wartości przebiegów momentów sił mięśniowych w stawach biodrowych w płaszczyźnie poprzecznej. A. Średnie przebiegi dla stawu biodrowego kończyny bez ortezy, B. Średnie przebiegi dla stawu biodrowego kończyny w ortezie, D. Średnie i odchylenia standardowe dla wartości ekstremów dla obu kończyn dolnych, gdzie wartości dodatnie oznaczają moment rotujący zewnątrz a ujemne – wewnątrz; * - różnice istotne statystycznie dla $p < 0.05$ | 131 |
| Ryc. 79 Wpływ ustawień ortezy Walker na składowe siły reakcji podłoża obydwu kończyn dolnych. A. DTW liczone dla lewej kończyny dla składowej przednio-tylnej (GRF AP), B. DTW liczone dla lewej kończyny dla składowej boczno-przyśrodkowej (GRF ML), C. DTW liczone dla lewej kończyny dla składowej pionowej (GRF Vertical), D. DTW liczone dla prawej kończyny dla składowej przednio-tylnej (GRF AP), E. DTW liczone dla prawej kończyny dla składowej boczno-przyśrodkowej (GRF ML), F. DTW liczone dla prawej kończyny dla składowej pionowej (GRF Vertical). Środkowa linia wskazuje medianę, kółko – wartość średnią a dolna i górna krawędź pudełka odpowiednio 25 i 75 centyl. Wąsy rozciągają się na najbardziej skrajne punkty danych, które nie są uważane za wartości odstające; * - różnice istotne statystycznie dla $p < 0.05$ | 132 |

Ryc. 80 SPM liczone dla składowej pionowej siły reakcji podłoża dla prawej kończyny dolnej odpowiednio dla: A. Chodu 0, B. Chodu 0 But, C. Chodu 15 i D. Chodu 15ZG oraz lewej kończyny dolnej odpowiednio dla: E. Chodu 0, F. Chodu 0 But, G. Chodu 15, H. Chodu 15ZG, gdzie: obszary kolorowe oznaczają różnice istotne statystycznie w odniesieniu do krzywych w chodzie swobodnym, $p < 0.05$ 133

Ryc. 81 SPM liczone dla składowej przednio-tylnej siły reakcji podłoża dla prawej kończyny dolnej odpowiednio dla: A. Chodu 0, B. Chodu 0 But, C. Chodu 15 i D. Chodu 15ZG oraz lewej kończyny dolnej odpowiednio dla: E. Chodu 0, F. Chodu 0 But, G. Chodu 15, H. Chodu 15ZG, gdzie: obszary kolorowe oznaczają różnice istotne statystycznie w odniesieniu do krzywych w chodzie swobodnym, $p < 0.05$ 134

Ryc. 82 SPM liczone dla składowej boczno-przyśrodkowej siły reakcji podłoża dla prawej kończyny dolnej odpowiednio dla: A. Chodu 0, B. Chodu 0 But, C. Chodu 15 i D. Chodu 15ZG oraz lewej kończyny dolnej odpowiednio dla: E. Chodu 0, F. Chodu 0 But, G. Chodu 15, H. Chodu 15ZG, gdzie: obszary kolorowe oznaczają różnice istotne statystycznie w odniesieniu do krzywych w chodzie swobodnym, $p < 0.05$ 135

Ryc. 83 Zestawienie średnich wartości przebiegów składowej pionowej siły reakcji podłoża. A. Średnie przebiegi GRF dla kończyny bez ortezy, B. Średnie przebiegi GRF kończyny w ortezie, C. Średnie i odchylenia standardowe GRF dla wartości ekstremów dla kończyny bez ortezy, D. Średnie i odchylenia standardowe dla wartości ekstremów GRF dla kończyny w ortezie, * - różnice istotne statystycznie dla $p < 0.05$ 136

Ryc. 84 Zestawienie średnich wartości przebiegów składowej przednio-tylnej siły reakcji podłoża. A. Średnie przebiegi GRF dla kończyny bez ortezy, B. Średnie przebiegi GRF dla kończyny w ortezie, C. Średnie i odchylenia standardowe dla wartości ekstremów GRF dla obydwu kończyn dolnych, * - różnice istotne statystycznie dla $p < 0.05$ 137

Ryc. 85 Zestawienie średnich wartości przebiegów składowej bocznej siły reakcji podłoża. A. Średnie przebiegi GRF dla kończyny bez ortezy, B. Średnie przebiegi GRF kończyny w ortezie, C. Średnie i odchylenia standardowe GRF dla wartości ekstremów dla kończyny bez ortezy, D. Średnie i odchylenia standardowe dla wartości ekstremów GRF dla kończyny w ortezie, * - różnice istotne statystycznie dla $p < 0.05$ 138

Ryc. 86 Wpływ ustawień ortezy Walker na moce generowane w stawach obydwu kończyn dolnych. A. DTW liczone dla lewej kończyny dla stawu skokowego, B. DTW liczone dla lewej kończyny dla stawu kolanowego, C. DTW liczone dla lewej kończyny dla stawu biodrowego, D. DTW liczone dla prawej kończyny dla stawu skokowego, E. DTW liczone dla prawej kończyny dla stawu kolanowego, F. DTW liczone dla prawej kończyny dla

| | |
|--|-----|
| stawu biodrowego. Środkowa linia wskazuje medianę, kółko – wartość średnią a dolna i górna krawędź pudełka odpowiednio 25 i 75 centyl. Wąsy rozciągają się na najbardziej skrajne punkty danych, które nie są uważane za wartości odstające; * - różnice istotne statystycznie dla $p < 0.05$ | 139 |
| Ryc. 87 SPM liczone dla mocy mechanicznej prawego stawu skokowego odpowiednio dla: A. Chodu 0, B. Chodu 0 But, C. Chodu 15 i D. Chodu 15ZG oraz lewego stawu skokowego odpowiednio dla: E. Chodu 0, F. Chodu 0 But, G. Chodu 15, H. Chodu 15ZG, gdzie: obszary kolorowe oznaczają różnice istotne statystycznie w odniesieniu do krzywych w chodzie swobodnym, $p < 0.05$ | 140 |
| Ryc. 88 SPM liczone dla mocy mechanicznej prawego stawu kolanowego odpowiednio dla: A. Chodu 0, B. Chodu 0 But, C. Chodu 15 i D. Chodu 15ZG oraz lewego stawu kolanowego odpowiednio dla: E. Chodu 0, F. Chodu 0 But, G. Chodu 15, H. Chodu 15ZG, gdzie: obszary kolorowe oznaczają różnice istotne statystycznie w odniesieniu do krzywych w chodzie swobodnym, $p < 0.05$ | 141 |
| Ryc. 89 SPM liczone dla mocy mechanicznej prawego stawu biodrowego odpowiednio dla: A. Chodu 0, B. Chodu 0 But, C. Chodu 15 i D. Chodu 15ZG oraz lewego stawu biodrowego odpowiednio dla: E. Chodu 0, F. Chodu 0 But, G. Chodu 15, H. Chodu 15ZG, gdzie: obszary kolorowe oznaczają różnice istotne statystycznie w odniesieniu do krzywych w chodzie swobodnym, $p < 0.05$ | 142 |
| Ryc. 90 Zestawienie średnich wartości mocy mechanicznej w stawach skokowych. A. Średnie przebiegi dla stawu skokowego kończyny bez ortezy, B. Średnie i odchylenia standardowe dla wartości maksymalnych dla obu stawów skokowych, C. Średnie przebiegi dla stawu skokowego kończyny w ortezie, D. Średnie i odchylenia standardowe dla wartości minimalnych dla obu stawów skokowych, gdzie wartości dodatnie oznaczają koncentryczną aktywności zginaczy podszwowych stawu skokowego podczas odbicia, a ujemne – pracę ekscentryczną tych mięśni, * - różnice istotne statystycznie dla $p < 0.05$ | 143 |
| Ryc. 91 Zestawienie średnich wartości mocy mechanicznej w stawach kolanowych. A. Średnie przebiegi dla stawu kolanowego kończyny bez ortezy, B. Średnie i odchylenia standardowe dla wartości maksymalnych dla obu stawów kolanowych, C. Średnie przebiegi dla stawu skokowego kończyny w ortezie, D. Średnie i odchylenia standardowe dla wartości minimalnych dla obu stawów kolanowych, gdzie wartości dodatnie oznaczają koncentryczną aktywności mięśni, a ujemne – pracę ekscentryczną, * - różnice istotne statystycznie dla $p < 0.05$ | 145 |

Ryc. 92 Zestawienie średnich wartości mocy mechanicznej w stawach biodrowych. A. Średnie przebiegi dla stawu biodrowego kończyny bez ortezy, B. Średnie i odchylenia standardowe dla wartości maksymalnych dla obu stawów biodrowych, C. Średnie przebiegi dla stawu biodrowego kończyny w ortezie, D. Średnie i odchylenia standardowe dla wartości minimalnych dla obu stawów biodrowych, gdzie wartości dodatnie oznaczają koncentryczną pracę mięśni, a ujemne – pracę ekscentryczną, * - różnice istotne statystycznie dla $p < 0.05$ 146

ZAŁĄCZNIK 1 - Opis integracji środowiska Vicon Nexus z programem MatLab

Połączenie oprogramowania Vicon Nexus, przez przypisanie do zmiennej vicon.

```
vicon = ViconNexus;
```

Pozyskanie danych identyfikacyjnych każdej kolejnej osoby badanej i nazwy próby.

```
subject = vicon.GetSubjectNames;  
subject = subject (1);  
[path, name] = vicon.GetTrialName();
```

Określenie folderu, w którym znajdują się pliki tekstowe z danymi dla obu kończyn dolnych.

```
mkdir('E:\MY_MATLAB\VICON_DATA',subject{1,1})  
directory_name=uigetdir(pwd,'E:\MY_MATLAB\VICON_DATA\');  
directory_name=( [directory_name'\'] );  
  
output_R = [name, 'R'];  
output_L = [name, 'L'];
```

Zaimportowano modele danych kątów w stawach, momentów sił, sił reakcji podłoża i mocy dla lewej i prawej kończyny dolnej.

```
RModelOutput =  
{ 'RAnkleAngles', 'RKneeAngles', 'RHipAngles', 'RPelvisAngles', ...  
'RAnkleMoment', 'RKneeMoment', 'RHipMoment', 'RGroundReactionForce', ...  
'RAnklePower', 'RKneePower', 'RHipPower' };  
  
LModelOutput =  
{ 'LAnkleAngles', 'LKneeAngles', 'LHipAngles', 'LPelvisAngles', ...  
'LAnkleMoment', 'LKneeMoment', 'LHipMoment', 'LGroundReactionForce', ...  
'LAnklePower', 'LKneePower', 'LHipPower' };  
  
for i = 1:length(RModelOutput)  
    [OutPutModelData.Raw.(RModelOutput{i}),  
    OutPutModelData.Exists.(RModelOutput{i})] =  
    vicon.GetModelOutput(subject{1}, RModelOutput{i});  
    [OutPutModelData.Raw.(LModelOutput{i}),  
    OutPutModelData.Exists.(LModelOutput{i})] =  
    vicon.GetModelOutput(subject{1}, LModelOutput{i});  
end
```

Zaimportowanie cyklu chodu dla obu kończyn dolnych.

```
for i = 1:length(RModelOutput)
    OutPutModelData.Cropped.RModelOutput{i} =
    OutPutModelData.Raw.(RModelOutput{i})(:,Events.RightFS(1,
    1):Events.RightFS(1,2))';
    OutPutModelData.Cropped.LModelOutput{i} =
    OutPutModelData.Raw.(LModelOutput{i})(:,Events.LeftFS(1,
    1):Events.LeftFS(1,2))';
end
```

Normalizacja cykli chodu do 100% oraz wygładzenie danych przy użyciu filtra Butterwortha. Eksport danych do pliku .xls o zadanej nazwie i lokalizacji odpowiadającej lokalizacji obrabianych danych.

```
c=20 ;
s = 200;
Wn = c / ( s / 2 ) ;
[ B , A ] = butter ( 2 , Wn ) ;

for i = 1:length(RModelOutput)

R{i}=resample(OutPutModelData.Cropped.RModelOutput{i},10
0,length(OutPutModelData.Cropped.RModelOutput{i}));

L{i}=resample(OutPutModelData.Cropped.LModelOutput{i},10
0,length(OutPutModelData.Cropped.LModelOutput{i}));
    R100{i} = filtfilt( B , A , R{i});
    L100{i} = filtfilt( B , A , L{i});
end

for i=1:length(RModelOutput)
    R100{i} = filtfilt( B , A , R{i});
    L100{i} = filtfilt( B , A , L{i});
    xlswrite([directory_nameoutput_R],
    R100{i},RModelOutput{1,i});
    xlswrite([directory_nameoutput_L],
    L100{i},LModelOutput{1,i});
end
end
```

ZAŁĄCZNIK 2 - Parametryzacja – szczegóły wyznaczania wartości szczytowych

Tabela 8. Parametryzacja przebiegów kątowych w stawach w płaszczyźnie strzałkowej (X).

| Staw | Strona ciała | Parametr | Przedział cyklu chodu [% GC] |
|----------|--------------|----------|------------------------------|
| Skokowy | L | XSSmin1 | 3-20 |
| | | XSSmax1 | 40-60 |
| | | XSSmin2 | 50-80 |
| | | XSSmax2 | 70-90 |
| Kolanowy | L | XSKmax1 | 3-30 |
| | | XSKmin1 | 20-60 |
| | | XSKmax2 | 40-80 |
| | | XSKmin2 | 80-97 |
| | P | XSKmax1 | 3-30 |
| | | XSKmin1 | 20-60 |
| | | XSKmax2 | 40-80 |
| | | XSKmin2 | 80-97 |
| Biodrowy | L | XSBmax1 | 3-30 |
| | | XSBmin | 30-60 |
| | | XSBmax2 | 60-92 |
| | P | XSBmax1 | 4-30 |
| | | XSBmin | 30-60 |
| | | XSBmax2 | 60-96 |
| Miednica | L | XSMmin | 3-97 |
| | | XSMmax | 3-97 |
| | P | XSMmin | 3-97 |
| | | XSMmax | 3-97 |

Tabela 9. Parametryzacja przebiegów kątowych w stawach w płaszczyźnie czołowej (Y).

| Staw | Strona ciała | Parametr | Przedział cyklu chodu [% GC] |
|----------|--------------|----------|------------------------------|
| Skokowy | L | YSSmin1 | 10-62 |
| | | YSSmax1 | 10-62 |
| | | YSSmin2 | 62-97 |
| | | YSSmax2 | 62-97 |
| Kolanowy | L | YSKmax1 | 1-30 |
| | | YSKmin1 | 20-60 |
| | | YSKmax2 | 40-80 |

| | | | |
|----------|---|---------|--------|
| | P | YSKmin2 | 80-100 |
| | | YSKmax1 | 1-30 |
| | | YSKmin1 | 20-60 |
| | | YSKmax2 | 40-80 |
| | | YSKmin2 | 80-100 |
| Biodrowy | L | YSBmax | 4-30 |
| | | YSBmin | 30-60 |
| | P | YSBmax | 4-30 |
| | | YSBmin | 30-60 |
| Miednica | L | YSMmax | 3-97 |
| | | YSMmin | 3-97 |
| | P | YSMmax | 3-97 |
| | | YSMmin | 3-97 |

Tabela 10. Parametryzacja przebiegów kątowych w stawach w płaszczyźnie poprzecznej (Z).

| Staw | Strona ciała | Parametr | Przedział cyklu chodu [% GC] |
|----------|--------------|----------|------------------------------|
| Skokowy | L | ZSSmin1 | 3-21 |
| | | ZSSmin1 | 65-94 |
| | | ZSSmax2 | 41-65 |
| | | ZSSmax2 | 81-99 |
| Kolanowy | L | ZSKmax1 | 3-51 |
| | | ZSKmin1 | 16-60 |
| | | ZSKmax2 | 57-91 |
| | | ZSKmin2 | 81-95 |
| | P | ZSKmax1 | 5-51 |
| | | ZSKmin1 | 15-61 |
| | | ZSKmax2 | 57-91 |
| | | ZSKmin2 | 81-95 |
| Biodrowy | L | ZSBmin1 | 3-61 |
| | | ZSBmax1 | 61-99 |
| | | ZSBmin2 | 3-61 |
| | | ZSBmax2 | 61-99 |
| | P | ZSBmin1 | 3-61 |
| | | ZSBmax1 | 61-99 |
| | | ZSBmin2 | 3-61 |
| | | ZSBmax2 | 61-99 |
| Miednica | L | ZSMmin1 | 3-61 |
| | | ZSMmax1 | 61-99 |
| | | ZSMmin2 | 3-61 |

| | | | |
|--|---|---------|-------|
| | | ZSMmax2 | 61-99 |
| | P | ZSMmin1 | 3-61 |
| | | ZSMmax1 | 61-99 |
| | | ZSMmin2 | 3-61 |
| | | ZSMmax2 | 61-99 |
| | | | |

Tabela 11. Parametryzacja momentów sił mięśniowych w płaszczyźnie strzałkowej (X).

| Staw | Strona ciała | Parametr | Przedział cyklu chodu [% GC] |
|----------|--------------|----------|------------------------------|
| Skokowy | L | XMSmin | 0-58 |
| | | XMSmax | 0-60 |
| Kolanowy | L | XMKmax1 | 3-30 |
| | | XMKmax2 | 30-97 |
| | | XMKmin1 | 20-50 |
| | | XMKmin2 | 50-97 |
| | P | XMKmax1 | 3-30 |
| | | XMKmax2 | 30-97 |
| | | XMKmin1 | 20-50 |
| | | XMKmin2 | 50-97 |
| Biodrowy | L | XMBmax1 | 3-60 |
| | | XMBmin | 3-97 |
| | | XMBmax2 | 60-97 |
| | P | XMBmax1 | 3-60 |
| | | XMBmin | 3-97 |
| | | XMBmax2 | 60-97 |

Tabela 12. Parametryzacja momentów sił mięśniowych w płaszczyźnie czołowej (Y).

| Staw | Strona ciała | Parametr | Przedział cyklu chodu [% GC] |
|----------|--------------|----------|------------------------------|
| Skokowy | L | YMSmin | 0-30 |
| | | YMSmax | 30-60 |
| Kolanowy | L | YMKmax1 | 0-25 |
| | | YMKmin | 20-40 |
| | | YMKmax2 | 25-60 |
| | P | YMKmax1 | 0-25 |
| | | YMKmin | 20-40 |
| | | YMKmax2 | 25-60 |
| Biodrowy | L | YMBmin | 0-30 |

| | | | |
|--|---|--------|-------|
| | | YMBmax | 30-60 |
| | P | YMBmin | 0-30 |
| | | YMBmax | 30-60 |

Tabela 13. Parametryzacja momentów sił mięśniowych w płaszczyźnie poprzecznej (Z).

| Staw | Strona ciała | Parametr | Przedział cyklu chodu [% GC] |
|----------|--------------|----------|------------------------------|
| Skokowy | L | ZMSmin | 0-30 |
| | | ZMSmax | 30-60 |
| Kolanowy | L | ZMKmin | 0-30 |
| | | ZMKmax | 0-30 |
| | | ZMKmax2 | 30-60 |
| | P | ZMKmin | 0-30 |
| | | ZMKmax | 0-30 |
| | | ZMKmax2 | 30-60 |
| Biodrowy | L | ZMBmin | 0-60 |
| | | ZMBmax | 0-60 |
| | P | ZMBmin | 0-60 |
| | | ZMBmax | 0-60 |

ZAŁĄCZNIK 3 - Zgoda Komisji Bioetycznej

Senacka Komisja Etyki Badań Naukowych
Akademia Wychowania Fizycznego
JÓZEFA PIŁSUDSKIEGO w Warszawie
00-648 1577
www.awf.edu.pl

SENACKA KOMISJA ETYKI BADAŃ NAUKOWYCH
AKADEMIA WYCHOWANIA FIZYCZNEGO
JÓZEFA PIŁSUDSKIEGO
Warszawa, ul. Marymoncka 34

OPINIA O ZGODNOŚCI PROJEKTU BADAŃ NAUKOWEGO Z ZASADAMI ETYCZNYMI

Tytuł badania (pełny i skrócony, jeśli dotyczy)

Wpływ ograniczenia zakresu ruchu poprzez ortezę typu Walker na biomechanikę chodu

Kierownik badania

Imię i nazwisko: Karol Lann Vel Laee

Stopień/tytuł naukowy: magister

Stanowisko: Kierunek/stopień/rok studiów (dot. studenta/doktoranta): WR/IIIst/I rok

Uczelnia/Wydział/Katedra/Zakład: AWF/WR/Katedra Nauk Przyrodniczych/Zakład Biomechaniki

Po uważnym zapoznaniu się z przedłożoną dokumentacją projektu w/w badania naukowego, Komisja Etyki Badań Naukowych wydała:

- POZYTYWNA OPINIE** o zgodności tego projektu badania naukowego z zasadami etycznymi. Komisja stwierdziła, że projekt jest zgodny ze standardami etyki badań naukowych i może być realizowany.
- WARUNKOWO POZYTYWNA OPINIE** o zgodności tego projektu badania naukowego z zasadami etycznymi. Komisja stwierdziła, że projekt może być realizowany pod warunkiem, że we wskazanym niżej terminie Wnioskodawca wprowadzi do niego wskazane zmiany i przedłoży poprawiony projekt Komisji do ponownego zaopiniowania w trybie § 10 Regulaminu Komisji.
- NEGATYWNA OPINIE** o zgodności tego projektu badania naukowego z zasadami etycznymi. Komisja stwierdziła, że projekt nie spełnia podstawowych standardów etyki badań naukowych i nie może być realizowany.

Uzasadnienie opinii/Określenie warunków dla opinii warunkowo pozytywnej

Projekt zgodny z zasadami etyki badań naukowych.

Warszawa, 18.12.2018 r.
SKE 01- 34/2018

Podpis przewodniczącego Senackiej Komisji
Etyki Badań Naukowych

PRZEWODNICZĄCA
Senackiej Komisji
Etyki Badań Naukowych

Prof. dr hab. Alicja Przytuła-Fischer