

**Akademia Wychowania Fizycznego im. Bronisława Czecha  
w Krakowie**

**Wydział Wychowania Fizycznego i Sportu**

**Rozprawa doktorska**

**Witold Serafin**

**Ocena stopnia odzyskiwania energii podczas chodu chorych  
na chorobę Huntingtona, przed i po programie usprawniania,  
w porównaniu z wynikami grupy kontrolnej chodu fizjologicznego**

Promotor: ***dr hab. Wiesław Chwała, prof. AWF***

Promotor pomocniczy: ***dr hab. Elżbieta Mirek, prof. AWF***

***Kraków 2024***

Dziękuję Prof. Wiesławowi Chwale i Prof. Elżbiecie Mirek

## Spis treści

<b>WSTĘP .....</b>	<b>5</b>
<b>1.1. Wprowadzenie .....</b>	<b>5</b>
<b>1.2. Choroba Huntingtona .....</b>	<b>7</b>
<b>1.2.1. Patogeneza i przebieg zaburzeń ruchowych .....</b>	<b>7</b>
<b>1.2.2. Charakterystyka zaburzeń ruchowych w poszczególnych fazach choroby .....</b>	<b>8</b>
<b>1.3. Charakterystyka chodu fizjologicznego .....</b>	<b>9</b>
<b>1.4. Mechanizmy kontroli przemieszczeń środka ciężkości ciała.....</b>	<b>14</b>
<b>1.4.1. Praca mięśni w poszczególnych fazach chodu .....</b>	<b>15</b>
<b>1.5. Mechanizm odzyskiwania energii w modelach analizy chodu .....</b>	<b>16</b>
<b>1.6. Rodzaje pracy mechanicznej w chodzie .....</b>	<b>18</b>
<b>1.7. Metody szacowania energii mechanicznej .....</b>	<b>19</b>
<b>2. CEL I ZAŁOŻENIA PRACY .....</b>	<b>21</b>
<b>2.1. Cele pracy .....</b>	<b>21</b>
<b>2.2. Pytania badawcze .....</b>	<b>21</b>
<b>2.3. Hipotezy badawcze .....</b>	<b>21</b>
<b>3. MATERIAŁ I METODA BADAŃ .....</b>	<b>23</b>
<b>3.1. Materiał badań .....</b>	<b>23</b>
<b>3.2. Metody badań .....</b>	<b>24</b>
<b>3.2.1. System VICON .....</b>	<b>25</b>
<b>3.2.2. Etapy badań ... ..</b>	<b>26</b>
<b>3.3. Etapy opracowania danych oraz charakterystyka zmiennych analizowanych w pracy .....</b>	<b>27</b>
<b>3.3.1. Obliczanie wartości zmian pionowego i boczego położenia OSC w cyklu chodu .....</b>	<b>27</b>
<b>3.3.2. Obliczanie wartości zmian energii potencjalnej, kinetycznej i całkowitej OSC w cyklu chodu .....</b>	<b>28</b>
<b>3.3.3. Obliczanie współczynników odzyskiwania energii w cyklu chodu .....</b>	<b>29</b>
<b>3.3.4. Analiza podobieństwa pomiędzy profilami zmiennych w cyklu chodu ....</b>	<b>30</b>
<b>3.4. Opracowanie statystyczne analizowanych zmiennych .....</b>	<b>31</b>
<b>4. WYNIKI .....</b>	<b>32</b>
<b>4.1. Analiza pionowych i bocznych standaryzowanych zmian położenia OSC w cyklu chodu .....</b>	<b>32</b>
<b>4.1.1. Analiza wykresów pionowych i bocznych standaryzowanych zmian położenia OSC w cyklu chodu .....</b>	<b>32</b>
<b>4.1.2. Analiza statystyczna pionowych i bocznych standaryzowanych zmian położenia OSC w cyklu chodu .....</b>	<b>34</b>
<b>4.2. Analiza zmian wartości energii, standaryzowanych względem masy ciała i długości cyklu chodu .....</b>	<b>38</b>
<b>4.2.1. Analiza statystyczna zmian wartości energii, standaryzowanych względem masy ciała i długości cyklu chodu .....</b>	<b>38</b>

4.2.2 Analiza statystyczna zmian wartości energii, standaryzowanych względem masy ciała i długości cyklu chodu .....	44
4.3. Analiza wyników transformacji energii kinetycznej i potencjalnej w badanych grupach osób w cyklu chodu .....	50
4.3.1. Analiza wykresów transformacji energii kinetycznej i potencjalnej w badanych grupach osób w cyklu chodu .....	50
4.3.2. Analiza wykresów wskaźników transformacji energii kinetycznej i potencjalnej w badanych grupach osób w cyklu chodu .....	53
4.4. Analiza wykresów podobieństwa profili krzywych składowych oscylacji OSC oraz składowych energii mechanicznej w badanych grupach osób .....	55
4.4.1. Analiza statystyczna wskaźników f1 i f2 podobieństwa profili krzywych składowych oscylacji OSC oraz składowych energii mechanicznej w badanych grupach osób .....	60
5. DYSKUSJA .....	62
5.1. Podsumowanie wyników badań własnych .....	76
6. WNIOSKI .....	78
7. PIŚMIENNICTWO .....	79
Streszczenie .....	85
Abstract .....	87
ANEKS .....	88
Wykaz skrótów .....	88
Spis rycin .....	91
Spis tabel .....	93

## Wstęp

### 1.1. Wprowadzenie

Przemieszczanie się jest podstawową umiejętnością człowieka, niezbędną do zaspokajania codziennych potrzeb. Niezdolność do samodzielnego poruszania się prowadzi do obniżenia poziomu życia, zaburzeń metabolicznych, strukturalnych i psychicznych.

Opis ciągu zdarzeń obrazujących przemieszczanie ciała jest przedmiotem badań i sporów naukowych wielu badaczy Inman i Ralston(1981), Perry (2010), Salami i wsp. (2024). Ilość zmiennych pozostających do wyboru oceny prawidłowości ruchu jest duża i różnorodna, tak jak złożony jest proces poruszania się podczas chodu. W diagnostyce zaburzeń ruchu człowieka, dla potrzeb postępowania klinicznego wykorzystywane są coraz powszechniej instrumenty, takie jak systemy przestrzennej analizy ruchu, sEMG, czy platformy dynamometryczne, które w sposób kompleksowy i jednocześnie zrozumiały przedstawiają stereotyp poruszania się badanego człowieka, najczęściej na tle zmienności wyników osób zdrowych. Znajduje to potwierdzenie we współczesnych badaniach naukowych, gdzie obserwujemy coraz częstsze zastosowanie wyrafinowanych i kompleksowych linii pomiarowych, zawierających zróżnicowane narzędzia diagnostyczne Maus i wsp. (2011), Winter (2009).

Niejednokrotnie jednak badania te są badaniami wycinkowymi (np. jedynie ocena parametrów czasowo-przestrzennych), dotyczącymi zazwyczaj stosunkowo niewielkiego obszaru niezbędnego do oceny prawidłowości lub zaburzeń obserwowanego cyklu chodu.

Rozwój wiedzy o mechanizmach ruchu, umiejętność selektywnego wyboru istotnych informacji oraz standaryzacja parametrów służących do oceny ruchu, są niezbędne do racjonalizacji i oceny postępowania terapeutycznego. Powszechnie w ocenie efektów terapii nie wykorzystuje się jednak powszechnie zmiennych kinetycznych i kinematycznych. Rehabilitacja jak i inne dziedziny medycyny i sportu korzystają z wielu szkół, technik, czy metod terapii. Wykorzystują one określone środki wpływu na organizm - np. określone możliwości ruchowe kręgosłupa do wykonywania ruchów, z możliwością (lub nie) dobrania ruchu leczącego lub poprawiającego stan kliniczny. Podobnie jest w stosowaniu terapii zabiegowych. Podanie kwasu hialuronowego do stawu kolanowego, czy endoprotezoplastyka stawu działa w ocenie subiektywnej chorego. Po takich terapiach nie oceniamy, czy w możliwościach ruchowych leczonego nastąpiła zmiana w mierzalnych wartościach parametrów oraz, czy poprawiła się ekonomika chodu. Głównym parametrem do oceny skuteczności terapii, są oceny poziomu bólu. Taka ocena nie daje jednak istotnych informacji, czy równocześnie ze zmniejszeniem poziomu bólu zmniejszyło się zapotrzebowanie na energię podczas jego realizacji.

W codziennej praktyce klinicznej posługujemy się najczęściej subiektywną oceną chorego, czyli skalami bólu lub skalami oceniającymi, jakość życia. Pozyskiwanie i ocena parametrów kinetycznych, kinematycznych, czy metabolicznych, za pomocą nowoczesnych narzędzi pomiarowych wymaga znacznego nakładu pracy i nie jest powszechnie stosowane w ośrodkach medycznych.

Zmierzenie wydajności ruchu, i na jej podstawie obiektywne określenie jakości leczenia, może być obiektywnym wyznacznikiem skuteczności postępowania ze złożonym problem ruchowym. Rozpowszechnianie się złożonych narzędzi do analizy ruchu, będzie popularniejsze w badaniach klinicznych i sportowych. Rzadko natomiast będzie

wykorzystywane do oceny prostych zaburzeń, dotyczących jednego ogniwa łańcucha biokinetycznego. Przykładem złożonych problemów, są choroby neurologiczne generujące patologiczne wzorce chodu, współistniejące często z zaburzeniami ortopedycznymi.

Zastanawiając się, jakie parametry uwzględnić w planowaniu, przebiegu lub ocenie skuteczności terapii, przy tak dużym wyborze, można rozważyć dwie grupy danych – kinetyczne i kinematyczne. Do badania zaburzeń dotyczących jednego obszaru układu ruchowego wygodniej jest wykorzystać dane kinematyczne – zmiany parametrów czasowo–przestrzennych, zmiany kątów w stawie, czy ocenę trajektorii ruchu. Ich analiza nie koncentruje się na poszukiwaniu przyczyn zachowań ruchowych, lecz ocenia go w sposób ilościowy. Do zaburzeń ruchowych złożonych lub mniej oczywistych w początkowych fazach choroby, gdzie zmiany nie są uchwytne przez badanie fizykalne, przydatne będą dane kinetyczne, które oprócz oceny ilościowej analizowanych zmiennych mogą dawać wskazówki dotyczące przyczyn obserwowanych mechanizmów chodu Krkeljas i Moss (2015), Peasgood (2004).

W niniejszej pracy wykorzystano porównanie oscylacji OSC osób chorych na HD oraz stopień zmian energii kinetycznej i potencjalnej w mechanizmie odwróconego wahadła, z wzorcem ruchu osób zdrowych, z założeniem że sposób poruszania się osoby chorej różni się od sposobu poruszania się populacji zdrowej. Przemieszczanie się reprezentatywnego dla całego ciała punktu OSC, jako jednej ze zmiennych wzorca chodu i zaburzenia jego położenia w cyklu, w porównaniu do schematów poruszania się osób zdrowych, to jedno z kluczowych zagadnień biomechaniki Tesio i Rota (2019)

Schematy przemieszczania się środka ciężkości ciała wykorzystywano do tej pory do oceny wydajności chodu Saunders i wsp. (1953), Cavagna i wsp. (1983a, 1983b), analizowania zmian składowych energii kinetycznej oraz potencjalnej podczas ruchu, Cavagna i wsp. (1975), Ida i Yamamuro (1987), Tesio i wsp. (1998a, 1998b), Tesio i wsp. (2011) zmian energii zewnętrznej i wewnętrznej podczas chodu (Cavagna i wsp. 1963, Cavagna i Margaria 1966, Donelan i Kram (2000), Donelan i wsp. (2002a, 2002b). W przeprowadzonej analizie literatury nie odnaleziono prac podejmujących temat zmian stopnia odzyskiwania energii przez OSC, jako wielkości wyznaczającej wydajność chodu u chorych z chorobą Huntingtona.

Nie odnaleziono również opublikowanych prac oceniających szczegółowo wyniki badań w definiowanych powszechnie przedziałach cyklu chodu, odnoszących się do stopnia odzyskiwania energii, w poszczególnych fazach cyklu. W pracach podawane są zazwyczaj średnie wartości wskaźnika odzyskiwania energii w całym cyklu, nie odnoszące się do poszczególnych faz cyklu chodu, gdzie reprezentowane są istotne i charakterystyczne dla przemieszczającego się, mechanizmy wpływające na wydajność chodu. Dotychczasowe podejście znacząco ogranicza interpretację wyników dla potrzeb planowania terapii.

Identyfikacja zaburzeń mechanizmów takich jak amortyzacja ciężaru ciała podczas jego przyjęcia przez kończynę wykroczną, praca dźwigni stopy, czy zakres ruchu stawu kolanowego w cyklu chodu mają istotne znaczenie dla interpretacji klinicznych aspektów np. bólu okolicy stawu, czy pracy mięśni w czasie chodu.

Nie napotkano również na prace, w których dokonano by analizy przetwarzania energii w cyklach chodu chorych z chorobą Huntingtona. Na tej podstawie można stwierdzić, że ten obszar badań generuje wciąż wiele istotnych pytań, na które dotychczas nie udzielono zadowalających, przekonujących naukowo odpowiedzi.

Podjęcie próby przeanalizowania zmian wskaźnika odzyskiwania energii w jednoprocentowych przedziałach cyklu chodu, mogłoby pozwolić na uszczegółowienie procesu postępowania rehabilitacyjnego, a także mogłoby mieć korzystny wpływ na tworzenie

schematu postępowania terapeutycznego, uwzględniającego w planie terapii wykorzystanie mechanizmów istotnych dla poprawienia wydajności chodu w poszczególnych fazach cyklu.

Planowanie terapeutyczne winno mieć zasadniczo odniesienie do wyników referencyjnych, zawartych w prezentowanych pracach naukowych, zazwyczaj na wykresach oscylacji OSC oraz współczynników odzyskiwania energii w cyklu chodu ludzi zdrowych w poszczególnych fazach chodu, z wykresami stopnia odzyskiwania energii i oscylacji OSC osób chorych (w przypadku tej pracy chorych z chorobą Huntingtona), rehabilitowanych i nie rehabilitowanych ruchowo.

Przypuszczalnie, ze względu na złożony charakter schorzenia krzywe branych pod uwagę wielkości, będą się różnić w cyklu, w stosunku do reprezentowanych przez osoby zdrowe, a różnice mogą zostać wykorzystane do dyskusji nad planowanym procesem terapeutycznym.

Uwzględnienie wyłącznie średnich wartości zmian odzyskiwania energii w całym cyklu chodu, czy wartości oscylacji OSC dostępnych w literaturze przedmiotu, może prowadzić do błędnego wrażenia, że nie są to zmiany istotne, bo chory z chorobą HD we wczesnej fazie również skutecznie się przemieszcza i teoretycznie badane wielkości mogą nie różnicować w istotny sposób obu schematów chodu. Brak przypisania zaburzeń chodu w HD, do zaburzeń mechanizmów chodu w poszczególnych fazach cyklu oraz brak oceny zdolności chorego do utrzymania sprawnych mechanizmów możliwości wykonywania ruchu (wydolności mechanizmów przemian energetycznych) nie pomoże w skutecznym rozwiązaniu problemów wydajności chodu chorego z HD, w strategii bezpiecznego i skutecznego przemieszczania, gdzie istotną rolę ogrywa ograniczenie możliwości wystąpienia urazów, również przewlekłych i ograniczenie możliwości upadku w czasie przemieszczania się chorego.

## **1.2. Choroba Huntingtona**

### **1.2.1. Patogeneza i przebieg zaburzeń ruchowych**

Choroba Huntingtona jest postępującym schorzeniem układu nerwowego o charakterze degeneracyjnym, dziedzicznym w sposób autosomalny dominujący. Schorzenie rzadkie w Europie, występujące z częstotliwością 1 – 9 na 100 000 urodzeń. Chorują osoby pomiędzy 3 – 70 rokiem życia (głównie 25 – 50, największe nasilenie około 10 roku od rozpoznania). Postęp choroby jest powolny, trwa 10 – 25 lat od rozpoznania schorzenia i obecnie w sposób nieunikniony prowadzi do śmierci.

Mutacja genu istotnego dla choroby Huntingtona znajdującego się na krótkim ramieniu chromosomu 4p16.3. Część ta odpowiada za wytworzenia białka huntingtyny (Htt) obecnej we wszystkich komórkach nerwowych. Mutacja doprowadza do zwielokrotnienia powtórzeń trójnukleotydu CAG w genie HTT, co w produkcie białkowym zwiększa długość łańcucha poliglutaminowego Tabrizi i współ (2022).

Zmiany neuropatologiczne polegają na zaniku mózgu z zaznaczonymi zmianami w prążkowie i korze mózgu. Zmiany są najwyraźniejsze w jądrze ogoniastym. Mechanizm obumierania komórek w HD jest niejasny. Uważa się, że istotną rolę odgrywa w nim przekazywanie glutaminergiczne z ekscytotoksycznością komórek prążkowiec posiadających receptory glutaminergiczne. Objawy choroby dzielimy na ruchowe, poznawcze i psychiczne. (Hauser i Harrison, 2008). Praca ta koncentruje się na zaburzeniach ruchowych, których modyfikacja może mieć wpływ na jakość życia chorych z HD. Skoncentrowanie się na tym problemie, wynika również z braku możliwości wyleczenia choroby degenerującej układ nerwowy. Stosowane formy leczenia rehabilitacyjnego, chirurgicznego ze stymulacją

elektryczną, farmakoterapią oraz zastosowanie terapii genowej nie doprowadziły do wyleczenia zaburzeń ruchowych. Dlatego określenie wzorca zaburzeń ruchowych w oparciu o przemieszczenia OSC może pomóc w doborze środków terapeutycznych, które poprawią poruszanie się chorych na przestrzeni kilku do kilkunastu lat rozwoju choroby, zapewniając bezpieczeństwo i ograniczą równocześnie ich niesprawność społeczną.

Główną techniką leczenia zaburzeń ruchowych w fizjoterapii chorych z degeneracyjnym schorzeniem tkanki nerwowej pozostaje rehabilitacja ruchowa. Nie ma potwierdzenia skuteczności rehabilitacji w zmianach degeneracyjnych tkanki mózgowej (brak danych na temat zmian tkankowych wynikających z efektów stosowania fizjoterapii), jednak ze względu na wpływ na układ naczyniowo-nerwowy i potwierdzony wpływ na koordynację ruchowo-mięśniową, zaleca się w chorobach typu degeneracyjnego układu nerwowego rehabilitację ruchową. Czy wdrożenie postępowania rehabilitacyjnego opartego o naukowe przesłanki analizy chodu u chorych z HD, ukierunkowanej na uzyskanie efektu poprawienia wydolności chodu, potencjalnie większych możliwości bezpiecznego przemieszczania się jest możliwa? - pozostaje pytaniem otwartym. Odpowiedź na pytania badawcze zawarte w niniejszej pracy może przyczynić się do rozwiązania problemu, stając się nie tylko istotnym czynnikiem poznawczym, ale i aplikacyjnym.

### **1.2.2. Charakterystyka zaburzeń ruchowych w poszczególnych fazach choroby**

Ruchowe objawy choroby zmieniają się w zależności od indywidualnego jej przebiegu w pięciu fazach: przedklinicznej, wczesnego etapu, średnio zaawansowanego, zaawansowanego i okresu przed śmiercią. Sprawność funkcjonalna chorych jest jednym z kryteriów kwalifikacji chorych do poszczególnych faz choroby, np. skali TFC (Total Functional Capacity) zaproponowanej przez Shoulsona i Fahna (1979). Obejmuje ona: etap przedkliniczny, wczesny, pośredni oraz późny.

W etapie przedklinicznym, przy pomocy analizy instrumentalnej chodu Rao i wsp. (2008) stwierdzili: obniżenie prędkości chodu, skrócenie długości cyklu chodu, wydłużenie czasu trwania podwójnego podparcia, zwiększenie rozrzutu czasu trwania cyklu i kroku w porównaniu do grupy kontrolnej. Kirkwood i wsp. (2001) wskazują z kolei, że we wczesnym etapie zaburzenia ruchowe stanowią istotny element rozpoznania. Charakteryzuje się on niewielką płasawicą, obniżoną zdolnością wykonywania szybkich, precyzyjnych, naprzemiennych ruchów, niezdolnością do utrzymania stałej aktywności ruchowej, zaburzeniami napięcia mięśniowego i wynikającymi z tego trudnościami w dokończeniu zaplanowanych czynności ruchowych. Pomimo wskazanych objawów, pacjenci nadal pozostają aktywni ruchowo i społecznie. Jak wskazują Aubeeluck i wsp. (2008) na etapie pośrednim narastają zaburzenia ruchowe. Występuje nasilenie płasawicy z ruchami dystonicznymi i postawą dystoniczną (wynikającą ze zmian napięcia mięśni), występuje nadmierne wysklepienie łuków stopy, kręcz szyi oraz zaburzenia krzywizn kręgosłupa. Nasila się również bradykineza oraz sztywność. Narastają również objawy związane z obniżeniem możliwości wykonania ruchów dowolnych. W późnym etapie choroby pogłębiają się zaburzenia motoryczne pozapiramidowe, doprowadzając do pełnej niesprawności motorycznej Ross i wsp. (2011).



### 1.3. Charakterystyka chodu fizjologicznego

Zainteresowanie mechanizmami chodu posiada długą historię. Saunders i wsp. (1953) wyróżnili sześć wyznaczników chodu, które wg autorów minimalizowały zakres ruchów środka ciężkości, zmniejszając tym samym wydatek energetyczny chodu.

Ustalono sześć istotnych mechanizmów ruchowych i składowych funkcjonalnych narządu ruchu, które wg autorów zmniejszają przemieszczenia środka ciężkości ciała.

Trzy z nich dotyczą ruchów miednicy: rotacja miednicy w płaszczyźnie poprzecznej, opadanie miednicy po stronie przeciwnej do kończyny podporowej w płaszczyźnie czołowej oraz boczne przemieszczanie miednicy w płaszczyźnie czołowej. Kolejne determinanty to zgięcie stawu kolanowego w fazie obciążenia kończyny, praca kompleksu stawu skokowego w fazie obciążenia kończyny dolnej (dźwignia pięty, śródstopia i przodostopia) oraz sumaryczna rotacja kończyny dolnej. Ostatnią wymienianą determinantą chodu była naturalna koślawość stawów kolanowych, która miałaby wpływać na ograniczenie bocznych przemieszczeń miednicy, a tym samym ograniczenie zakresu przemieszczania OSC na boki.

Mechanizm działania pierwszego z wyznaczników polega na rotacji miednicy w płaszczyźnie poprzecznej, która zwiększa efektywną długość kończyny w fazie wymachu i podporu. W trakcie ruchu kończyny zakroczonej do przodu w fazie wymachu obserwuje się wewnętrzną rotację miednicy, względem kończyny podporowej, natomiast udo kończyny zakroczonej pozostaje w rotacji zewnętrznej.

Drugi wyznacznik związany z ruchem miednicy, polega na opadaniu miednicy po stronie kończyny zakroczonej i powoduje względne wydłużenie długości kończyny w fazie przejmowania ciężaru ciała przez kończynę przeciwną.

Trzeci wyznacznik miednicy związany jest z fizjologicznym koślawieniem stawu kolanowego, które wpływa na ograniczenie szerokości płaszczyzny podparcia, a tym samym na boczne przemieszczenia miednicy i OSC.

Kolejny wyznacznik chodu ma za zadanie względne skrócenie obciążonej kończyny podporowej poprzez zgięcie stawu kolanowego w fazie amortyzacji.

Piąty wyznacznik chodu jest związany z intersegmentarnymi ruchami podudzia i stopy w kompleksie stawu skokowego i pozostałych stawów stopy, które mechanizm oparty jest na zmianach dźwigni dla mięśni obsługujących stawy stopy i powstawanie mechanizmu dźwigni stawu skokowego. Unoszenie pięty i zgięcie podeszwy stopy w drugiej fazie podwójnego podparcia, prowadzi do względnego wydłużenia kończyny zakroczonej.

Szósty wyznacznik określa sumaryczną rotację kończyny dolnej w stawach biodrowym, kolanowym i skokowym, która miałaby wpływać na długość względną kończyny w poszczególnych fazach chodu Saunders i wsp. (1953). Poglądy te uznawane były za kanon analizy chodu, choć potwierdzenie ich rzetelnymi badaniami w czasie ich prezentacji było ograniczone.

Teoretyczne rozważania nie znalazły jednak akceptacji działania niektórych wyznaczników w pracach poświęconych analizie chodu Orendurff i wsp. (2004).

Niektóre mechanizmy chodu, opisane przez Saundersa i wsp. (1953) w konfrontacji ze współczesnymi precyzyjnymi, trójpłaszczyznowymi technikami pomiarowymi nie spełniają niektórych kryteriów spójności teorii oraz pozostają na poziomie paradygmatu w nauczaniu praktyków - fizjoterapeutów i lekarzy w zrozumieniu mechanizmów chodu. Czasami prowadzą również do niejasnego wyobrażenia o technice chodzenia. Obecne instrumenty pomiarowe i literatura, potwierdzona badaniami eksperymentalnymi stwierdzają, że nie wszystkie wyznaczniki chodu wytrzymują próbę czasu. Jakość chodzenia, w którym kryterium jest

minimalizowanie oscylacji OSC jest powszechnie krytykowane i nie ma potwierdzenia w badaniach Ortega i Farlay (2005,2007). Podstawowy zarzut to brak spójności w fazie wykresów ruchu OSC w cyklu chodu i ruchów opisanych, jako determinujące zmiany jego położenia, mające prowadzić do ograniczenia zakresu ruchu Kirtley (2006), Gard i Childress (1997, 1999), Kerrigan i wsp.(2000, 2001), Della Croce i wsp. (2001).

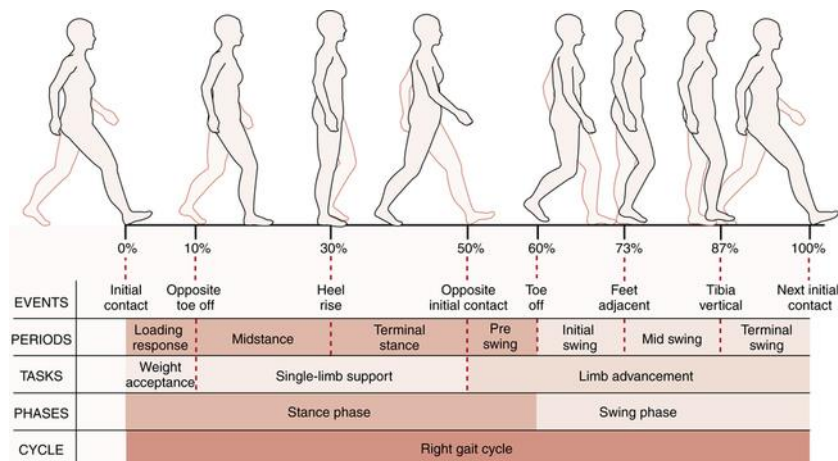
Kirtley (2006) wykazał, że opadanie miednicy po stronie zakroczonej (drugi z wyznaczników chodu), było opóźnione w stosunku do ruchu OSC i nie powodowało efektywnego wspomaganie jego unoszenia z najniższego położenia. Tym samym nie przyczyniało się do ograniczenia zakresu ruchu OSC.

Również wykres zgięcia stawu kolanowego w czwartym wyznaczniku chodu nie koreluje w czasie z wykresem ruchu OSC. Kolano zgięło się w fazie podwójnego podparcia, natomiast w początkowym okresie fazy jednopodporowej kończyna ulegała wydłużeniu przez prostowanie stawu kolanowego i biodrowego. Kończyna nie ulegała efektywnemu skróceniu przez zgięcie w fazie jednopodporowej stawu kolanowego. Zgięcie kolana występowało zbyt wcześnie w cyklu, a krzywe położenia OSC i zgięcia kolana były przesunięte względem siebie w fazie.

Również Gard i Childress (1997, 1999), nie potwierdzili istotnego wpływu koślawienia stawu kolanowego i ruchów bocznych miednicy na oscylację OSC. Szczytowe wartości uniesienia miednicy w górę i zgięcia stawu kolanowego w fazie przejścia przez kończynę ciężaru ciała występują pod koniec fazy dwupodporowej, w momencie oderwania palców kończyny zakroczonej od podłoża, a następnie miednica kontynuuje ruch w dół do położenia neutralnego. Równocześnie środek ciężkości od postawienia pięty na podłożu kieruje się w górę od najniższego położenia, osiągając swoje maksymalne uniesienie w środkowej fazie jednopodporowej (ok 30 % cyklu). Perry(1992) z kolei wskazuje, że pionowe przemieszczenie OSC podczas fazy pojedynczego podparcia jest zmniejszone przez boczne i rotacyjne przemieszczenia miednicy, w połączeniu ze zgięciem podszwawym w stawie skokowym i zgięciem stawu kolanowego. Uniesienie środka ciężkości ciała w fazie podwójnego podparcia zostaje zredukowane przez uniesienie pięty w późnej fazie pojedynczego podparcia, kontakt pięty przeciwległej wyprostowanej kończyny z podłożem oraz rotację miednicy w płaszczyźnie poprzecznej.

Zasadne więc, było opracowanie nowych determinant chodu, bardziej klarownych w swych założeniach, służących szczegółowemu opisowi cyklu chodu, a tym samym możliwych do praktycznego wykorzystania, czego determinanty chodu zaproponowane przez Sandersa i wsp. (1953) nie zapewniają w pełni. Równocześnie opieranie się na czynniku wydajności chodu, ukierunkowanym na redukcję pionowych oscylacji OSC nie jest najistotniejsza Kuo (2001), Carlise i Kuo (2023), Gordon (2009), ze względu na konieczność generowania przez mięśnie energii również do przemieszczenia OSC do boku.

Obecnie oceniamy chód człowieka w znormalizowanym cyklu chodu, a jego opis zaproponowała Perry (2010) na podstawie prowadzonych przez nią wieloletnich badań. Do określenia długości cyklu chodu oraz zdefiniowania poszczególnych jego faz przyjmuje się względny czas cyklu zawarty pomiędzy kolejnymi postawieniami pięty na podłożu przez tę sama kończynę dolną. Cykl chodu dzieli się na dwie części: fazę podporu (*stance* – obejmują 60 % cyklu chodu) i fazę przenoszenia (*swing* - 40 % cyklu) (ryc. 1.1.).



Ryc. 1.1. Charakterystyka chodu fizjologicznego. Podział cyklu chodu  
 Źródło: Neumann (2010)

Faza podporu rozpoczyna się przez kontakt pięty z podłożem i trwa przez krótki czas od 0-2% cyklu. Zadaniem kończyny dolnej podporowej jest przejęcie ciężaru ciała. Staw biodrowy w momencie kontaktu stopy z podłożem ustawiony jest w zgięciu, staw kolanowy również znajduje się w niewielkim zgięciu, natomiast staw skokowo-goleniowy jest bliski pozycji neutralnej lub znajduje się w niewielkim zgięciu grzbietowym. Kontakt pięty z podłożem inicjuje fazę pierwszego podwójnego podparcia kończyn dolnych (ang. *first double support*).

Po postawieniu pięty następuje ekscentryczne hamowanie zgięcia kolana (ang. *loading response LR*), obejmujące obszar pomiędzy 2%-10% cyklu chodu. Rozpoczyna się po kontakcie pięty z podłożem i trwa do chwili rozpoczęcia się fazy wymachu kończyny przeciwnej (oderwanie palców kończyny zakroczej). Staw biodrowy w tej fazie ustawiony jest w zgięciu i wykonuje ruch prostowania. Staw kolanowy ulega dalszemu zginaniu. Stopa przechodzi od położenia neutralnego w kierunku zgięcia grzbietowego. Oderwanie palców kończyny zakroczej kończy obszar podwójnego podparcia.

Czas fazy pojedynczego podparcia można podzielić na fazę wczesną i późną. Wczesna faza pojedynczego podparcia kończyny (ang. *mid stance MST*) zawiera się pomiędzy 11-30% cyklu chodu i rozpoczyna się od momentu uniesienia pięty przeciwnej kończyny dolnej oraz trwa do przeniesienia ciężaru ciała na przodostopie kończyny podporowej. Staw biodrowy prostuje się, stopa ulega dalszemu zgięciu grzbietowemu, a staw kolanowy prostowaniu.

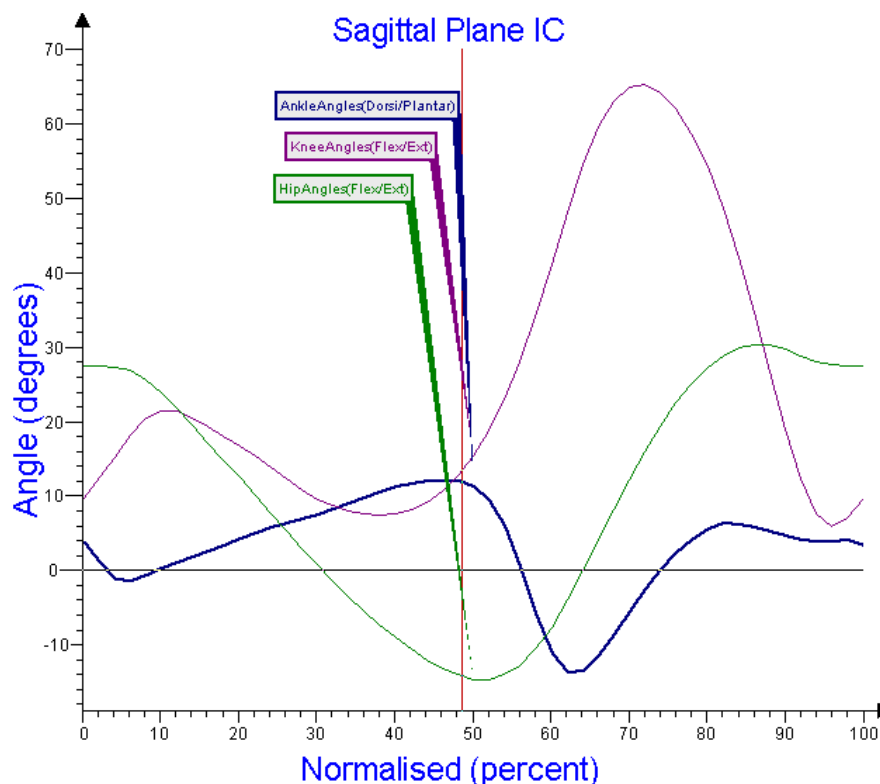
Późna faza pojedynczego podparcia kończyny (ang. *terminal stance TST*) zawiera się w przedziale 31 – 50% cyklu chodu. Rozpoczyna się od uniesienia pięty i trwa do czasu ponownego kontaktu z podłożem przeciwnej kończyny dolnej. Staw biodrowy wykonuje ruch przeprostu, a staw kolanowy zgięcia. Stopa osiąga swoje maksymalne zgięcie grzbietowe. Środek ciężkości ciała przenoszony jest ponad dolną kończyną podporową. Wczesna i późna faza MST w całości stanowią fazę pojedynczego podparcia kończyny.

Faza przygotowania do przeniesienia kończyny (ang. *pre swing PSW*) występuje pomiędzy 51-62% cyklu chodu i jest w istocie drugą fazą dwupodporową w chodzie. Rozpoczyna się od kontaktu z podłożem pięty przeciwnej kończyny dolnej i trwa do momentu oderwania od podłoża palców kończyny analizowanej. Staw biodrowy i kolanowy zginają się. Równocześnie następuje szybkie zgięcie podszwowe stopy. Po oderwaniu palców kończyny podporowej kończy się faza podparcia i rozpoczyna faza wymachu.

Początkowa faza wymachu (ang. *initial swing ISW*) obejmuje przedział pomiędzy 63% a 75% cyklu chodu. Trwa od momentu oderwania palców kończyny dolnej od podłoża i kończy się, gdy kończyna przenoszona mija kończynę przeciwną, podpierającą ciało. W tej fazie następuje zgięcie stawu biodrowego i kolanowego oraz ruch w kierunku zgięcia grzbietowego stopy do położenia neutralnego.

Faza środkowego wymachu (ang. *mid swing MSW*) zawiera się pomiędzy 76-85% cyklu chodu. Rozpoczyna się od wyprzedzenia kończyny podporowej przez kończynę znajdującą się w wymachu i trwa do czasu ustawienia podudzia prostopadle do podłoża. Staw biodrowy zgina się, natomiast staw kolanowy ulega prostowaniu. Stopa pozostaje w niewielkim zgięciu grzbietowym.

Końcowa faza wymachu (ang. *terminal swing TSW*) zawiera się pomiędzy 86-100% cyklu chodu. Trwa od prostopadłego położenia podudzia w stosunku do podłoża i trwa do momentu ponownego kontaktu pięty z podłożem kończyny przenoszonej i zakończenia cyklu chodu. Staw biodrowy stabilizuje swoje ustawienie względem miednicy, staw kolanowy prostuje się, natomiast stopa pozostaje w niewielkim zgięciu grzbietowym, w pobliżu położenia neutralnego.



Ryc. 1.2. Średnie wartości zmiany kątów w stawach skokowym, kolanowym i biodrowym, w znormalizowanym cyklu chodu Źródło: badania własne

Wydatek energetyczny chodu związany jest z aktywnością mięśni i możliwościami przemieszczeń ciała, z wykorzystaniem mechanizmów bezwładności i grawitacyjnych. Minimalizowanie aktywności mięśni i czasu trwania aktywnej ich pracy wpływa znacząco na redukcję wydatku energetycznego podczas chodu.

Mechanizmy kontroli pionowych i bocznych przemieszczeń środka ciężkości ciała zapewnione są w chodzie fizjologicznym przez sprawne funkcjonowanie układu nerwowego oraz selektywną kontrolę mięśniową.

Kontrola położenia środka ciężkości ciała to złożony mechanizm. Na wydatek energetyczny w cyklu chodu składają się praca wykonywana przez obydwie kończyny dolne połączone miednicą zwane "lokomotorem" (środek transportu) oraz pasażera, którego tworzą: tułów, kończyny górne i głowa (Perry 2010).

Środek ciężkości w czasie chodu wykonuje ruch do przodu, jak i złożony ruch przestrzenny - unoszenia i opadania względem osi pionowej ciała, oraz przemieszczenia na boki w płaszczyźnie czołowej ruchu. Środek ciężkości położony jest najniżej, gdy ciężar ciała spoczywa na obydwu kończynach w fazie podwójnego podparcia. Najwyższe położenie środka ciężkości przypada na połowę fazy jednopodporowej, gdy osoba wspiera się na jednej wyprostowanej kończynie dolnej. Jak wskazuje Perry (2010), różnica wysokości położenia środka ciężkości wynosiłaby około 0,009 m, jeśli poruszający się człowiek nie uruchomiłby mechanizmów ograniczających jego oscylację.

W publikacjach nt. chodu ścierają się dwa poglądy dotyczące oscylacji środka ciężkości. Starszy, proponowany przez Inmana i wsp. (1994) zakładał, że minimalizacja ruchów środka ciężkości wpływa korzystnie na wydatek energetyczny chodu. Autorzy zidentyfikowali kilka mechanizmów spłaszczających poruszanie się OSC w przestrzeni. Zaliczyli do nich: zgięcie grzbietowe stawu goleniowo-skokowego i zgięcie stawu kolanowego w fazie podporu oraz boczne ruchy miednicy i jej pochylenie w płaszczyźnie czołowej.

Winter (1983) zauważył natomiast, że zwiększenie zgięcia stawu kolanowego w czasie cyklu chodu zwiększa wydatek energetyczny. Proste założenie, że wydatek energetyczny chodu zależy wyłącznie od minimalizowania przemieszczeń środka ciężkości ciała nie został potwierdzony, ze względu na mechanizm odzyskiwania energii, związany z wzajemnym przetwarzaniem energii kinetycznej w potencjalną i potencjalnej w kinetyczną, jak i fakt, że położenie środka ciężkości i jego oscylacje zmieniają się wraz ze zmieniającymi się wartościami długości kroku i prędkości chodu. Rozważania te prowadzą do konkluzji, że nie zawsze minimalizacja przemieszczeń środka ciężkości, ciała związana jest ze zmniejszeniem wydatku energetycznego podczas chodu.

Orendurff i wsp. (2004) wykazali, że mechanizmy kompensacyjne zmniejszające pionowe oscylacje środka ciężkości charakteryzują się znacznie mniejszym wpływem na zakres oscylacji OSC przy wzroście długości kroku i prędkości chodu. Zmiany wartości pionowego i boczno-przemieszczenia OSC, stwierdzone w trakcie badań, stoją w opozycji do stwierdzeń Saundersa i wsp. (1953), że wraz ze wzrostem prędkości chodu dochodzi do proporcjonalnego zwiększenia oscylacji OSC w płaszczyźnie strzałkowej i czołowej. Pionowe wartości przemieszczenia środka ciężkości rosły proporcjonalnie wraz ze zwiększającą się prędkością, jednak przyrosty bezwzględne przemieszczeń nie były proporcjonalne. Boczne przemieszczenia środka ciężkości ciała charakteryzowały się natomiast zmniejszeniem ich wartości wraz ze wzrostem prędkości chodu Orendurff i wsp. (2004).

W latach 2005 - 2007 badano wpływ tzw. „*flat trajectory walking*” na przemieszczenia środka ciężkości ciała i porównywano wydatki energetyczne chodu fizjologicznego i chodu płaskiego, nazwanego „*flat*”. Przemieszczenia pionowe środka ciężkości ciała podczas chodu „*flat trajectory walking*” były zredukowane od 69% do 75%. Wydatek energetyczny takiego rodzaju chodu pomimo zmniejszenia oscylacji ośrodka ciężkości ciała znacząco wzrastał, ze względu na konieczność uniesienia OSC w drugiej części fazy podporowej Ortega i Farley (2005, 2007).

Mechanizmy minimalizowania ruchów OSC nie zawsze są korzystne dla wydatku energetycznego chodu. Związane to jest z mechanizmem odzyskiwania energii, który polega na wzajemnej transformacji składowych energii kinetycznej ruchu postępowego względem osi

strzałkowej i energii potencjalnej OSC. Mechanizm ten wymaga odpowiedniego uniesienia OSC - uzyskania odpowiedniego poziomu energii potencjalnej przez OSC - aby mogła zostać zamieniona następnie na energię kinetyczną ruchu postępowego. Taki sposób rozumienia energetyki chodu stoi w sprzeczności z teorią minimalizowania ruchów OSC w czasie chodu, w założeniu zmierzającym do zmniejszenia wydatku energetycznego chodu.

Pionierskie prace na ten temat przedstawili Cavagna i wsp. (1983b) oraz Aleksander (1995). Odnotowali oni, że w chodzie dynamicznym, przez działanie mechanizmu odwróconego wahadła, ukierunkowanego na odzyskiwanie energii, dochodzi do zmniejszenia energii niezbędnej do realizacji chodu. W obszarach cyklu chodu, gdzie występuje przemiana składowych energii kinetycznej i potencjalnej odnotowali oni wskaźnik odzyskiwania energii na poziomie 65%.

Również prace Cavagna i Franzetti (1986) odnotowują korzystny wpływ pionowych przemieszczeń środka ciężkości na jakość chodu. Nie należy im więc przypisywać negatywnego wpływu, gdyż umożliwiają wzajemną zmianę form energii w trakcie chodu. Tak przynajmniej zdarza się w chodzie fizjologicznym, gdzie oscylacje zawarte są w określonych granicach. Mimo przytoczonych argumentów uważa się powszechnie, że zbyt duże pionowe przemieszczenia środka ciężkości nie są korzystne dla oszczędzania energii podczas chodu. Takie zjawiska charakterystyczne są przede wszystkim dla chodu patologicznego.

#### **1.4. Mechanizmy kontroli przemieszczeń środka ciężkości ciała**

Kontrola nerwowo - mięśniowa kończyn dolnych to kolejny czynnik ograniczający wydatek energii podczas chodu. Zmiany aktywności mięśni prowadzące do zmian wartości momentów bezwładności i momentów siły ciężkości mogą obniżyć czynny wydatek energetyczny, a chód staje się bardziej ekonomiczny.

W czasie fazy podporu mięśnie wykazują aktywność bioelektryczną tylko wtedy, gdy położenie segmentów ciała zmienia stabilność kończyny lub tułowia Kirtley (2006). W poszczególnych płaszczyznach w czasie ruchu, generowane momenty sił muszą być kontrolowane przez aktywność mięśni. W płaszczyźnie strzałkowej należą do nich bierny moment siły: zgięcia stawu biodrowego, zgięcia stawu kolanowego oraz zgięcia podszwawego stopy Kirtley (2006).

Aktywność mięśni ukierunkowana jest również na równoważenie momentów sił w płaszczyźnie czołowej. Należą do nich bierne momenty sił: odwiedzeniowy i przywiedzeniowy w stawie biodrowym, szpotawiający i koślawiający stopę w stawie podskokowym (oba generowane w fazie obciążania kończyny) (Perry 2010).

W fazie podparcia istotnym czynnikiem oszczędzającym energię jest optymalizacja napięcia antagonistów stawów kończyn dolnych, ze względu na występowanie zjawiska współskurczu mięśni (ang. *muscle co-contraction*), stabilizujących położenie segmentów w stawach.

Następnym czynnikiem oszczędzającym energię podczas chodu jest redukcja aktywności mięśni w fazie jednopodporowej (MST). Aktywność mięśni w tej fazie jest minimalna, ponieważ środek ciężkości ciała znajduje się nad płaszczyzną podparcia i ciężar ciała równoważony jest przez siłę reakcji podłoża, skierowaną pionowo w górę. W drugiej części fazy dwupodporowej (PSW) inicjowane są zdarzenia prowadzące do wymachu kończyny zakroczej. W fazie wymachu generowane są w układzie ruchu mechanizmy momentów sił mięśniowych, bezwładności i ciężkości.

### 1.4.1. Praca mięśni w poszczególnych fazach chodu

W fazie kontaktu początkowego (IC) wzorzec mięśni odzwierciedla konieczność przejścia ciężaru ciała przez kończynę inicjującą podpór. W stawie biodrowym aktywne są wtedy mięśnie prostujące staw. Należą do nich mięśnie grupy tylnej uda, mięsień pośladkowy wielki i przywodziciel wielki, których aktywność przeciwdziała momentowi bezwładności zginającemu staw biodrowy. Mięsień czworogłowy jest nieaktywny, ze względu na moment bezwładności biernie prostujący staw kolanowy.

Przejęcie ciężaru ciała przez kończynę podporową w fazie (LR) generuje aktywność mięśni stabilizujących ciało w trzech płaszczyznach. Podparcie ciężaru ciała tylko na powierzchni pięty inicjuje opadanie przodostopia w płaszczyźnie strzałkowej, powodując podaszewowe zgięcie stopy w stawie skokowym i równoczesne zgięcie stawu kolanowego. Zgięciu stawu kolanowego towarzyszy aktywność mięśni zginających stopę grzbietowo. Szcątkową aktywność wykazują mięśnie zginające staw kolanowy. Zgięcie stawu kolanowego w fazie przejścia ciężaru ciała kontrolowane jest przez mięsień czworogłowy. Aktywność mięśnia czworogłowego powoduje przemieszczenie piszczeli do przodu. Przeciwdziała temu również więzadło krzyżowe przednie, zmniejszając zgięcie stawu kolanowego, wspierane przez aktywność trzech zginaczy stawu kolanowego, z których najwyższą aktywność przejawia mięsień półbłoniasty.

Staw biodrowy zgięty do około  $30^\circ$ , poddany jest zginającemu momentowi siły. Aktywność mięśnia pośladkowego wielkiego i przywodziciela wielkiego ogranicza dalsze zgięcie w stawie biodrowym. Aktywność mięśni zginaczy stawu kolanowego jest kontynuowana. Zgięcie tułowia ograniczają mięśnie prostujące tułów, wspierane przez stabilizację miednicy, zapewnioną przez prostowniki stawu biodrowego.

Przywodzący moment siły powoduje opadanie nieobciążonej strony miednicy w płaszczyźnie czołowej. Miednica opada jednak do kąta ok.  $5^\circ$  z powodu szybkiej i znacznej aktywności mięśni odwodzących staw biodrowy, a mianowicie pośladkowego średniego i pośladkowego małego, górnej części pośladkowego wielkiego oraz napinacza powięzi. Przywodzący moment siły w stawie kolanowym jest ograniczany przez pasmo biodrowo – piszczelowe, pełniące rolę biernego stabilizatora. Towarzyszy mu na aktywność mięśnia pośladkowego wielkiego i napinacza powięzi, które są przedłużeniem proksymalnym pasma biodrowo – piszczelowego. W tym momencie jest rejestrowana również krótka aktywność mięśnia dwugłowego uda, jako mechanizm bocznej dynamicznej stabilizacji stawu kolanowego. W kompleksie skokowym zakres ustawienia koślawego stopy jest kontrolowany przez przedni i tylny mięsień piszczelowy.

W płaszczyźnie poprzecznej zainicjowana rotacja wewnętrzna piszczeli w stawie kolanowym, przez rotację kości skokowej w koślawym położeniu stopy, jest ograniczana przez napięcie pasma biodrowo – piszczelowego i głowę długą mięśnia dwugłowego uda. Ruch rotacji wewnętrznej miednicy wspierany jest dynamicznie przez asymetrię aktywności mięśnia dwugłowego uda (krótka aktywność) i mięśnia półbłoniastego kończyny podpierającej (dłuższa aktywność), przedłużająca się do fazy MST. Mięsień półbłoniasty dynamicznie współuczestniczy obok mechanizmu biernego w rotacji wewnętrznej piszczeli (rotacja piszczeli na bloczku kości skokowej).

W fazie MST kontynuowany jest wyprost stawu biodrowego. Biodro dąży do położenia neutralnego (z  $30^\circ$  do około  $10^\circ$  stopni zgięcia). Wektor siły reakcji podłoża znajduje się w środku stawu biodrowego, przemieszczając się pod koniec fazy do tyłu od osi biodra. W tym czasie nie jest już konieczna dalsza czynna aktywność prostowników biodra. Stopniowe

prostowanie stawu kolanowego zwiększa stabilność kończyny i zdolność do oparcia na niej ciężaru ciała. Stabilność kończyny oparta o aktywność mięśni okolicy biodra i kolana w fazie LR, jest zapewniona w fazie MST przez mięśnie czynnie stabilizujące staw skokowy. Wzrasta aktywność mięśnia trójgłowego łydki, mięśnia płaszczkowatego, wspomaganego przez mięsień dwugłowy. Wektor sił reakcji podłoża przemieszcza się do tyłu stawu biodrowego i do przodu od stawu kolanowego i skokowego. Po stronie kończyny przeciwnej dochodzi do oderwania palców od podłoża i kończyna w wymachu generuje ruch postępowy, który wraz z mechanizmem przetoczenia kończyny nad stawem skokowym powoduje zgięcie w tym stawie. Szybkie zgięcie grzbietowe stawu skokowego w pierwszej połowie MST intensywnie aktywuje mięsień płaszczkowaty, a następnie z opóźnieniem mięsień dwugłowy łydki. W stawie kolanowym mięsień czworogłowy jest aktywny do chwili, gdy wektor siły reakcji podłoża przemieści się do przodu od osi stawu. Jego aktywność przemieszcza udo do przodu nad piszczelą stabilizowaną przez mięsień płaszczkowaty.

Faza TST charakteryzuje się swobodnym opadaniem rozpędzonego ciała, co kreuje niestabilność w płaszczyźnie strzałkowej, postępuje zgięcie grzbietowe w stawie skokowym do około 10°. Pięta unosi się ponad podłoże w momencie, gdy staw kolanowy ulega wyprostowi. Wektor siły reakcji podłoża jest w maksymalnym położeniu do przodu od stawu skokowego, generując moment zgięciowy w stawie skokowym oraz dynamizując aktywność mięśnia trójgłowego łydki.

Faza PSW inicjuje zgięcie stawu kolanowego niezbędne do przemieszczenia uniesionej kończyny nad podłożem. Kontynuowana aktywność mięśnia trójgłowego rozpoczyna zgięcie podszwowe w stawie skokowym i inicjuje zgięcie stawu kolanowego. Pięta unosi się maksymalnie. Aktywność mięśni w tej fazie nie jest duża. Kończą swoją aktywność mięsień trójgłowy łydki oraz zginacz długi palucha. Pogłębianie się zgięcia stawu kolanowego aktywuje mięsień czworogłowy, który wspomaga również zgięcie stawu biodrowego. Równocześnie aktywuje się mięsień przywodziciel wielki z powodu odwodzącego momentu siły, generowanego przez boczne położenie wektora siły reakcji podłoża do osi stawu biodrowego.

Uniesienie palców inicjuje fazę ISW. Na początku fazy aktywne są zginacze stawu kolanowego (głowa krótka mięśnia dwugłowego uda). W okolicy stawu skokowego krótką aktywność przejawiają również mięśnie zginające grzbietowo stopę. W środkowej fazie wymachu (MSW) aktywne są mięśnie zginające grzbietowo stopę: piszczelowy przedni, prostownik palucha długi oraz prostownik palców długi. Minimalną aktywność wykazują także mięśnie zginające biodro.

Faza terminal swing (TSW) wymaga wyhamowania zgięcia biodra i stawu kolanowego. Wszystkie trzy zginacze stawu kolanowego półbłoniasty, półścięgnisty, głowa długa dwugłowego uda przeciwdziałają aktywnie nadmiernemu wyprostowi stawu kolanowego na początku tej fazy - następnie ich aktywność gwałtownie spada. Aktywuje się mięsień czworogłowy uda w celu zapewnienia stabilizacji wyprostów stawu kolanowego. Aktywne są również mięśnie przedpiszczelowe, zapewniające utrzymanie neutralnej pozycji stopy względem piszczeli (Perry, 2010).

### **1.5. Mechanizm odzyskiwania energii w modelach analizy chodu**

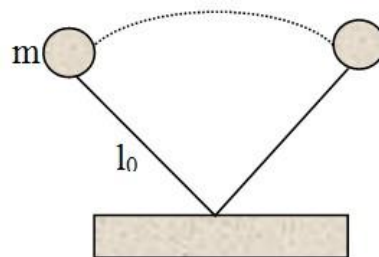
Podczas chodu zdrowego człowieka suma energii potencjalnej i kinetycznej środka ciężkości zmienia się w nieznacznym zakresie. Jeśli mechanizm odzyskiwania energii działa poprawnie, wahania środka ciężkości ciała należy traktować, jako naturalny mechanizm dwunożnego chodu, a nie jako element zaburzający jego energetykę.



Powszechnie stosowanych jest kilka metod szacowania energii mechanicznej chodu. Najwięcej prac biomechanicznych powstało przy wykorzystaniu dwóch głównych metod. Pierwsza opiera się o wyznaczenie całkowitej pracy zewnętrznej wykonanej przez mięśnie, powodującej przemieszczenia OSC, z zastosowaniem platform dynamometrycznych, mierzących siłę reakcji i wykorzystaniu do obliczeń zasad dynamiki Newtona. Druga z metod zajmuje się wyznaczaniem położenia środka ciężkości w oparciu o kinematyczne sumowanie środków ciężkości segmentów ciała. Metodę kinematyczną wyznaczania położenia środka ciężkości ciała, jako pierwszy kompleksowo opisał Eames i Cosgrove (1999).

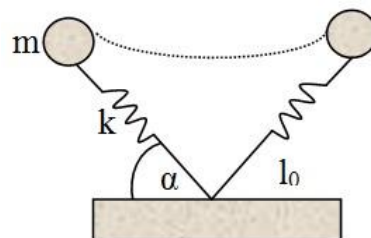
Jednym z istotnych czynników oszczędzania energii podczas chodu jest zjawisko jej odzyskiwania w mechanizmie odwróconego wahadła. Polega on na zamianie w odpowiednich fazach cyklu chodu energii potencjalnej na energię kinetyczną ruchu postępowego środka ciężkości oraz energii kinetycznej ruchu postępowego na energię potencjalną uniesienia OSC. Dzieje się tak dzięki przesunięciu fazowemu pomiędzy krzywymi zmian energii potencjalnej i kinetycznej środka ciężkości w cyklu. Zysk energetyczny jest tym większy, im przesunięcie obu wykresów jest bliższe  $180^\circ$  (maksymalnej wartości energii potencjalnej odpowiada minimalna wartość energii kinetycznej i odwrotnie) oraz wartości ekstremalne obu rodzajów energii są zbliżone do siebie. Jak podają badacze poziom jej odzyskiwania w trakcie chodu fizjologicznego z naturalną prędkością sięga nawet 65% Cavagna (1983b), Luciano (2024) odwróconego wahadła, model masy sprężystej oraz model lokomocji z teleskopowymi kończynami, są podstawowymi modelami ciała, wykorzystywanymi do analizy stopnia odzyskiwania energii podczas chodu człowieka.

Człowiek w modelu odwróconego wahadła przedstawiony jest, jako punktowa masa  $m$  umieszczona na łączniku o długości  $l_0$ , poruszająca się nad punktem podparcia.



Ryc. 1.3. Model odwróconego wahadła Źródło: Chwała (2013)

Model masy sprężystej, gdzie masę umieszczono na sprężystym łączniku o długości  $l_0$  stosowany jest najczęściej do odwzorowania ruchów człowieka podczas biegu.



Ryc. 1.4. Model masy sprężystej Źródło: Chwała (2013)

Łączy on punkty środków mas  $m$  segmentów z punktem kontaktu stopy z podłożem, przez sprężystą kończynę, odzwierciedlając w ten sposób zmiany położenia środka ciężkości w cyklu lokomocyjnym.

Istnieją też bardziej zaawansowane modele ruchu człowieka. Przykładem jest model lokomocji z teleskopowymi kończynami. Model ten zakłada umieszczenie OSC na teleskopowych kończynach z możliwością regulacji sztywności i długości kończyny, odzwierciedlającej pracę mięśni w czasie ruchu. Wyniki uzyskiwane w oparciu o obliczenia z wykorzystaniem tego modelu dobrze korelowały z oceną energii sprężystej gromadzoną w czasie ruchu w modelowanej kończynie, w pracy Kim i Park (2011).

Do tej pory korzystano głównie ze współczynnika oceniającego stopień odzyskiwania energii, wprowadzonego przez Cavagna (1983a), który określa uśredniony, procentowy stopień odzyskania energii w całym cyklu chodu, co ogranicza jego interpretacyjne znaczenie w analizie chodu. Taka miara współczynnika nie daje informacji o zmianie poziomu odzyskania energii w poszczególnych punktach czasowych względnego cyklu chodu, która jest bardzo istotna do zrozumienia mechanizmów energetycznych charakteryzujących również chód chorych na HD.

Chwała (2013), dokonując oceny chodu fizjologicznego i chodu sportowego zaproponował obliczenie chwilowego wskaźnika odzyskiwania energii dla poszczególnych faz cyklu chodu, rozwijając wcześniejszą koncepcję Cavagna (2002).

Ocena chwilowego stopnia odzyskiwania energii w znormalizowanym cyklu chodu wymaga wcześniejszego obliczenia zakresów zmian przestrzennego położenia OSC, zmian jego energii potencjalnej, kinetycznej i całkowitej. Metoda ta daje kompleksową informację nt. stref odzyskiwania i utraty energii podczas chodu, co niesie korzyści związane z planowaniem i kontrolą procesu terapeutycznego.

## **1.6. Rodzaje pracy mechanicznej w chodzie**

Winter (2009) zaproponował podział energii generowanej przez biomechaniczny kompleks mięśni człowieka, umożliwiający przemieszczenia OSC na pracę wewnętrzną i pracę zewnętrzną.

Pracę zewnętrzną zdefiniował, jako całkowitą ilość pracy wykonanej przez siły mięśniowe współpracujące z siłami zewnętrznymi, która ma na celu przemieszczenia środka ciężkości ciała w górę oraz w przód. Wartości tej energii mogą być minimalizowane lub maksymalizowane przez czynniki zmieniające położenie OSC w trakcie chodu, a więc również przez mechanizmy wzajemnych przemian energii odwróconego wahadła, opisane przez Cavagna (2002).

Energia wewnętrzna wg Wintera (2009), to każdy rodzaj pracy mięśni będący wypadkową ich aktywności i oporów elementów biernych, który zmienia położenie segmentów ciała względem OSC, natomiast nie powoduje zmiany położenia OSC w przestrzeni. Wyróżniono tu trzy formy pracy wewnętrznej: energię ruchów obrotowych w stawach, energię translacyjną – związaną z przekazywaniem sobie energii wzajemnie przez przemieszczające się segmenty ciała oraz energię sprężystą układów ścięgniastych, powięziowych i więzadłowych, generowaną w jednych, a oddawaną w innych fazach cyklu chodu.

Zjawiskiem wpływającym na wydatkowanie energii biomechanicznej układu ruchu na poruszanie i statykę są również współskurcze mięśni antagonistycznych (ang. *cocontraction*), które występują w chodzie Falkoner i Winter (1985). Współskurcze występują przede wszystkim przy utrzymaniu statycznej pozycji ciała. Odgrywają również istotną rolę podczas rozpędzania segmentów ciała i pokonywania siły bezwładności. Istotna ich rola zaznacza się również przy patologiach układu ruchu, gdzie występują współskurcze patologiczne wpływające na poruszanie się segmentów podczas ruchów wolnych.

Energia mechaniczna mięśni w ruchu człowieka rozpatrywana jest również w aspekcie pracy dodatniej i pracy ujemnej. Praca dodatnia wykonywana jest przez koncentryczne skurcze mięśniowe ze zgodnym zwrotem prędkości kątowej i momentu generowanej siły. Przy skurczu ekscentrycznym mięśnia, generowany moment siły i prędkość kątowa mają przeciwne zwroty, wykonując ujemną pracę mechaniczną. Energia jest wtedy absorbowana w układzie ruchu, a moment sił zewnętrznych (siły grawitacji i reakcji podłoża) jest większy niż moment siły generowany przez mięśnie (Winter 2009).

Ruch człowieka generuje pracę dodatnią związaną ze zwiększeniem energii potencjalnej ( $E_p$ ) i energii kinetycznej ( $E_k$ ) OSC i ujemną, kiedy mięśnie pochłaniają energię potencjalną i kinetyczną. Generowanie tych dwóch rodzajów energii wymaga wykorzystania energii metabolicznej, powstającej w procesach biochemicznych w mięśniach.

Praca dodatnia i ujemna mięśni odzwierciedlająca zmiany składowych energii mechanicznej ruchu OSC i nazywana jest całkowitą zewnętrzną pracą mechaniczną ( $W_{zew}$ ) Willems i wsp. (1995). Wartość tej pracy zależy od wartości energii potencjalnej, energii kinetycznej ruchu postępowego względem osi strzałkowej, energii kinetycznej pionowego ruchu OSC oraz mechanizmu sprawności wzajemnej transformacji energii w mechanizmie odwróconego wahadła Cavagna (1976). Oczywiście część tej energii jest tracona np. na efekty akustyczne chodu, ciepło, tarcie, pokonanie sztywności tkanek.

## 1.7. Metody szacowania energii mechanicznej

Wyróżniamy trzy różniące się między sobą metody szacowania energii mechanicznej chodu. Różnicujemy je ze względu na rodzaj rejestrowanych danych: kinetyczne, kinematyczne oraz sposób przetwarzania danych z transferem intersegmentarym energii lub bez transferu energii.

Pierwsza z metod oparta jest o rejestrację danych kinematycznych i obliczeniu sumy pracy mechanicznej, oszacowanej na podstawie pracy zewnętrznej i wewnętrznej w odniesieniu do przemieszczeń OSC. Wartość pracy zewnętrznej można wyznaczyć przez rejestrację sił reakcji podłoża na platformach dynamometrycznych. Pracę wewnętrzną oblicza się natomiast za pomocą danych kinematycznych, z wykorzystaniem modeli matematycznych uwzględniających dane antropometryczne. Wykorzystanie w obliczeniach zarówno zmian położenia OSC, jak i sił reakcji podłoża, dawało bardzo zbliżone rezultaty Van der Valle (2012), co wskazuje na wiarygodność i rzetelność tej metody szacowania zmian energii.

Druga metoda opiera się o wyznaczanie pracy mechanicznej wszystkich segmentów ciała. Według Sasaki i wsp. (2009) metoda ta umożliwia dokładniejsze oszacowanie pracy mięśni, niż procedury obliczania pracy zewnętrznej i wewnętrznej. Badacze sugerują, że metody kinematyczne nie doszacowują całkowitej pracy wykonanej przez mięśnie, z powodu

występowania zjawiska współskurczów mięśni i biernych momentów siły, stabilizujących ciało oraz innych zjawisk związanych z rozpraszaniem energii.

Trzecia metoda, to metoda obliczania ujemnej i dodatniej pracy mechanicznej, na podstawie szacowania zintegrowanej mocy mechanicznej generowanej w stawach. Ta metoda również posiada swoich zwolenników i krytyków (Winter 2009).

Metody szacowania energii mechanicznej mają swoje zalety i wady, ulegają też udoskonalaniu. Różnorodność składowych energii mechanicznej, analizowanych w czasie chodu człowieka sprawia trudność, ze względu na często małą ilość badanych osób w prezentowanych pracach. W związku ze złożonością biomechanicznych szacunków energii podczas chodu, prezentowane hipotezy należy weryfikować w oparciu o użycie obiektywnych metod statystycznych.

W podsumowaniu wprowadzenia do istotnych zagadnień poruszanych w pracy należy stwierdzić, że uzasadnione wydaje się podjęcie przedmiotowej tematyki badań, ze względu na wskazane braki w pewnych obszarach wiedzy dotyczących analizy chodu a w szczególności chodu chorych na HD, lub sprzeczne poglądy badaczy w kwestii czynników, które w istotny sposób mogą wpływać na energetykę chodu. Argumentem potwierdzającym słuszność tej decyzji jest również bardzo skromny dorobek dotyczący naukowych podstaw planowania, prowadzenia i oceny efektów fizjoterapii chorych na HD. Wyniki pracy mogą wzbogacić ten obszar wiedzy o nowe spostrzeżenia, możliwe do wykorzystania aplikacyjnego.

## **2. Cel i założenia pracy**

### **2.1. Cele pracy**

Głównym celem pracy było oszacowanie wartości składowych (energii potencjalnej i kinetycznej) oraz sumarycznej pracy zewnętrznej, służącej unoszeniu i rozpędzaniu OSC, stopnia odzyskiwania energii mechanicznej w modelu odwróconego wahadła o zmiennej długości, podczas chodu, chorych z HD przed i po oddziaływaniu terapeutycznym, oraz porównanie ich wartości do wyników osób zdrowych, poruszających się z naturalną prędkością.

Pośrednim celem pracy było określenie przestrzennego wzorca przemieszczenia ogólnego środka ciężkości ciała OSC u chorych z HD, znajdujących się we wczesnym lub środkowym stadium choroby i porównanie go z wzorcem przemieszczenia OSC osób zdrowych.

Celem aplikacyjnym pracy było sprawdzenie, czy zaobserwowane w badaniach, wartości zmiennych kinematycznych odnotowane u chorych z chorobą degeneracyjną CSN przedstawione na tle wyników osób zdrowych, umożliwiają zidentyfikowanie charakterystycznych dysfunkcji i wspólnych cech chodu chorych na HD oraz, czy na ich podstawie możliwe jest sformułowanie wskazówek reedukacyjnych w zakresie chodu, zmierzających w kierunku ograniczenia zaburzeń ruchowych.

### **2.2. Pytania badawcze**

1. Czy, i w jakim stopniu zaobserwowany schemat przestrzennych przemieszczeń środka ciężkości ciała chorych na HD różni się (ze względu na występowanie objawów pozapiramidowych) od stereotypu ruchu OSC w grupie osób poruszających się chodem fizjologicznym?
2. Czy, i w jakim stopniu wartości składowych energii potencjalnej i kinetycznej, sumaryczna praca zewnętrzna oraz stopień odzyskiwania energii w mechanizmie odwróconego wahadła podczas chodu różnią się w grupie chorych na HD, w porównaniu z grupą kontrolną osób zdrowych, poruszających się z naturalną prędkością?
3. Czy odnotowane w badaniach chorych z chorobą degeneracyjną CSN wartości zmiennych kinematycznych i kinetycznych umożliwiają wskazanie charakterystycznych cech chodu chorych na HD, odróżniających go istotnie od chodu fizjologicznego oraz czy możliwe jest na tej podstawie sformułowanie wskazówek reedukacyjnych, zmierzających do poprawienia tego schematu?

### **2.3. Hipotezy badawcze**

1. Zaobserwowany schemat przestrzennych przemieszczeń środka ciężkości ciała chorych na HD (ze względu na występowanie objawów pozapiramidowych) różni się od stereotypu ruchu OSC w grupie osób poruszających się chodem fizjologicznym.
2. Wartości składowych energii potencjalnej i kinetycznej, sumaryczna praca zewnętrzna oraz stopień odzyskiwania energii w mechanizmie odwróconego wahadła podczas chodu, różnią

się w grupie chorych na HD, w porównaniu z grupą kontrolną osób zdrowych.

3. Zaobserwowane w badaniach wartości zmiennych kinematycznych i kinetycznych, odnotowane u chorych z chorobą degeneracyjną CSN, umożliwiają wskazanie charakterystycznych różnic stereotypu chodu chorych na HD, w porównaniu z chodem fizjologicznym oraz pozwalają na sformułowanie wskazówek reedukacyjnych, zmierzających do poprawienia tego schematu.

### 3. Materiał i metoda badań

#### 3.1. Materiał badań

Badanie przeprowadzono w grupie chorych, w ramach projektu o nazwie Registry, zarejestrowanych w European Huntington's Disease Network, w Polsce prowadzonym między innymi przez Klinikę Neurologii Szpitala Uniwersyteckiego Uniwersytetu Jagiellońskiego w Krakowie.

Kwalifikację do badania oraz ocenę stanu neurologicznego przeprowadzili specjaliści neurologii z Kliniki Neurologii CMUJ.

Badania chodu fizjologicznego grupy kontrolnej i chodu chorych z chorobą Huntingtona przeprowadzono w Pracowni Biokinetyki Zakładu Biomechaniki w Akademii Wychowania Fizycznego w Krakowie.

Do badania zakwalifikowano 30 pacjentów w wieku  $43,5 \pm 13,5$  lat, średniej masie ciała  $61,6 \pm 13,9$  kg i średniej wysokości ciała  $1,62 \pm 0,11$  m. Grupę kontrolną stanowiło 30 zdrowych osób, w podobnym wieku ( $45,7 \pm 9,5$ ), średniej masie ciała  $67,7 \pm 12,7$  kg, oraz średniej wysokości ciała  $1,64 \pm 0,34$  m, charakteryzujących się zbliżonymi parametrami czasowo – przestrzennymi chodu jak grupa osób z HD (tab 3.1.).

Tab. 3.1. Wartości parametrów czasowo-przestrzennych chodu w badanych grupach osób

STP (parametry czasowo-przestrzenne)	HD1		HD2		GK	
	$\bar{x}$	s	$\bar{x}$	s	$\bar{x}$	s
WS (prędkość chodu) [ $\text{ms}^{-1}$ ]	1,07	0,25	1,21	0,23	1,21	0,08
STRT (czas cyklu) [s]	1,15	0,2	1,1	0,19	1,07	0,05
STRL (długość cyklu) [m]	1,17	0,21	1,25	1,19	1,3	0,09
STT (czas kroku) [s]	0,58	0,1	0,58	0,15	0,54	0,02
STL (długość kroku) [m]	0,59	0,11	0,64	0,12	0,65	0,04
CAD (częstotliwość kroków) [Hz]	1,8	0,27	1,86	0,28	1,29	0,08
DSAP (czas pierwsze podwójne podparcie) [%]	18	1,8	16	1,5	25	2,2
SSAP (pojedyncze podparcie) [%]	41	3,0	42	4,1	37	3,3
OFO (oderwanie stopy) [%]	59	3,4	58	4,1	62	1,2

Doboru do badań dokonano w sposób celowy według określonych kryteriów. Kryteriami włączenia do badań chodu w grupie HD była:

- zdiagnozowana (HD), potwierdzona innymi badaniami – genetycznymi, obrazowymi, z wykluczeniem innych zespołów pozapiramidowych,
- choroba Huntingtona potwierdzona kwalifikacją kliniczną ruchową, lokalizująca chorych we wczesnym lub środkowym stadium choroby (TFC I, II ),
- zdolność do kilkukrotnego samodzielnego przejścia 20 metrów w linii prostej po ścieżce chodu,
- inne sposoby leczenia (farmakoterapia, rehabilitacja) były stabilne, bez zmian w trakcie badania,
- udział chorego był możliwy wyłącznie po uzyskaniu świadomej pisemnej zgody badanej osoby.

Kryteriami wyłączenia z badania były:

- niezdolność do kilkukrotnego samodzielnego przejścia 20 metrów w linii prostej,
- stadium choroby uniemożliwiającej współpracę i wyrażenie zgody na badania,
- występowanie współistniejących obciążeń mogących wpływać na prezentowane schematy chodu.

Kryterium doboru osób do grupy kontrolnej był brak schorzeń i wcześniejszych urazów mogących mieć wpływ na stereotyp chodu oraz zbliżone wartości parametrów czasowo-przestrzennych i wieku badanych w grupie HD.

Badane osoby poinformowano o możliwości rezygnacji na dowolnym etapie badań.

Zgodę na przeprowadzenie badań wydała Komisja Bioetyczna UJ w Krakowie (nr zgody KBET/59B/2010).

Chorzy zakwalifikowani do badania zostali poddani jednorazowo ocenie klinicznej skalami UHDRS i UHDRS TFC przed rozpoczęciem programu rehabilitacji ruchowej.

Chorzy zakwalifikowani do badań uzyskali w skali UHDRS, w sekcji ruchowej  $40,8 \pm 20$ , poznawczej  $123,9 \pm 43,1$ , funkcjonalnej  $17,6 \pm 4,6$ , niezależności  $76,7 \pm 13,2$  oraz UHDRS TFC  $7,7 \pm 3,1$  punktów. (HSG. The Unified Huntington's Disease Rating Scale: Reliability and Consistency, 1996).

Program rehabilitacji ruchowej odbywał się w warunkach szpitalnych od poniedziałku do piątku. Czas trwania pobytu szpitalnego wynosił 3 tygodnie. Na każdy dzień pobytu w szpitalu przypadała 90 – minutowa indywidualna sesja terapeutyczna, prowadzona przez tego samego wykwalifikowanego fizjoterapeutę w całym okresie trwania terapii.

Sesje usprawnienia ruchowego składały się z trzech części:

- rozgrzewka 10 min, zwiększenie świadomości czucia głębokiego oraz poprawa wzorca oddechowego,
- część zasadnicza trwająca około 70 min mająca na celu zmobilizowanie rezerw funkcjonalnych, poprawę koordynacji nerwowo-mięśniowej, wytrzymałości i stabilności postawy,
- część końcowa sesji, obejmująca głównie ćwiczenia oddechowe, prowadzące do zmniejszenia napięcia mięśniowego.

### 3.2. Metody badań

Osoby zakwalifikowane do badań były poddane dwukrotnemu badaniu chodu z naturalną prędkością (przed i po zakończeniu szpitalnego usprawniania ruchowego, które trwało trzy tygodnie) z wykorzystaniem trójwymiarowej analizy ruchu za pomocą systemu Vicon 250.

Dane uzyskane w grupie chorych z HD przed i po okresie usprawniania porównywano ze zmiennymi kinematycznymi i kinetycznymi grupy kontrolnej, uzyskanymi w grupie osób zdrowych.

Rejestracji chodu dokonano w badanych grupach na ścieżce chodu o długości 20 m, po okresie adaptacyjnym, polegającym na kilkuminutowym swobodnym chodzie po naklejeniu markerów w punktach antropometrycznych, w Pracowni Biokinetyki, Zakładu Biomechaniki AWF w Krakowie.



### 3.2.1. System Vicon

System Vicon jest nowoczesnym narzędziem, przeznaczonym do rejestracji i analizy ruchu w przestrzeni trójwymiarowej. Schemat linii pomiarowej składał się z pięciu kamer, stacji danych Datastation oraz komputera PC (Woolard, Vicon 512 software manual, 1999).

Kamery wysyłały naprzemiennie sygnały świetlne z częstotliwością 120 Hz o długości fali na granicy światła widzialnego i podczerwieni, w przestrzeni pomiarowej o długości 25 m, szerokości 2 m i wysokości 2,7 metra. Z przestrzenią pomiarową powiązany został układ współrzędnych. Początek układu współrzędnych zdefiniowany był za pomocą urządzenia do kalibracji statycznej i powiązano go z platformą mierzącą siłę reakcji podłoża, zamontowaną w ścieżce chodu. Orientacja użytego kalibratora definiowała ruch wzdłuż osi X (oś poprzeczna) – ruch w prawo i lewo, ruch w przód w kierunku osi strzałkowej oznaczonej, jako oś Y oraz ruch wzdłuż osi pionowej Z (w górę i w dół).

Strobujące kamery rejestrowały odbicie światła od biernych markerów naklejonych przed badaniem w określonych przez model matematyczny punktach antropometrycznych ciała badanych osób. Bierne markery stanowiły plastikowe kulki o średnicy 25 mm i znikomej masie, pokryte materiałem odblaskowym. Naklejane one były w osiach stawów (w określonej odległości od środka stawu) i charakterystycznych punktach kostnych, odzwierciedlając rzeczywiste położenia osi stawów i płaszczyzny segmentów ciała (tab. 3.2.). Dwuwymiarowy obraz odbitych przez markery impulsów świetlnych trafiał do stacji akwizycji danych, a następnie do komputera, gdzie w odpowiednich aplikacjach dane były poddawane dalszemu opracowaniu (Woolard, Vicon 512 software manual, 1999).

Procedurę rejestracji chodu za pomocą systemu Vicon poprzedzono zamocowaniem na skórze badanej osoby za pomocą taśmy dwustronnej markerów wg schematu zamieszczonego w tabeli 1 (Woolard, Vicon 512 software manual, 1999).

W celu uniknięcia błędów związanych z wymaganym precyzyjnym określaniem lokalizacji markerów, zamocowania markerów na ciele badanej osoby zajmowała się zawsze ta sama wykwalifikowana osoba.

Orientację w przestrzeni segmentu głowy wyznaczały cztery markery RBHD i LBHD RFHD i LFHD, umieszczone z tyłu oraz z przodu głowy, wyznaczające jej wymiary.

Kształt i wymiary tułowia określono się za pomocą markerów C7, Th10, CLAV i STRN, umieszczonych odpowiednio z przodu i tyłu klatki piersiowej.

Określenie układu współrzędnych miednicy odbywało się przy wykorzystaniu markerów LASI i RASI, umieszczonych na kolcach biodrowych przednich, górnych oraz markera SACR umieszczonego na mobilnym wysięgniku, który znajdował się w płaszczyźnie prostopadłej do linii łączącej markery LASI i RASI. Ten układ markerów definiował naturalne, wstępne przodopochylenie miednicy.

Segmenty kończyn określone zostały za pomocą markerów zamocowanych w przedłużeniu osi stawów oraz dodatkowych markerów, pozwalających na zdefiniowanie płaszczyzny segmentów. Do określenia stopnia zgięcia stawu kolanowego służyły markery definiujące segment uda i podudzia. Pierwszy z nich był zlokalizowany na bocznej powierzchni uda, poniżej palców kończyny unilateralnej. Razem z markerem kolca biodrowego i stawu kolanowego służył do wyznaczania segmentu uda powiązanego funkcjonalnie z miednicą oraz osią stawu kolanowego. Z kolei markery w stawie kolanowym na podudziu i kostce bocznej,

wyznaczały segment oraz osie i płaszczyzny ruchu podudzia, a markery TOE, HIL, LMT5 wraz z kostką boczną ANK, określały położenie w przestrzeni segmentu stopy.

Kończyna górna była zdefiniowana w podobny sposób, jak kończyna dolna, wykorzystując markery zlokalizowane na segmencie ramienia, przedramienia i ręki.

Tab. 3.2. Zestaw markerów dla lewej i prawej strony ciała

Symbol	Nazwa markera	Lokalizacja markera na ciele badanego
RFHD	prawy przód głowy	w okolicy nadskroniowej
RBHD	prawy tył głowy	z tyłu głowy, dokładnie w płaszczyźnie poziomej z RFHD
CLAV	wcięcie szyjne mostka	według nazwy
TH10	wyrostek kolczysty 10 kręgu piersiowego	według nazwy
STRN	wyrostek mieczykowaty mostka	według nazwy
RSHO	prawy bark	ponad osią stawu barkowo-obojczykowego
RUPA	prawe ramię	boczna powierzchnia ramienia ok. 1/3 odległości pomiędzy RSHO i RELB
RELB	prawy łokieć	nadkłykieć boczny kości ramiennej,
RFRA	prawe przedramię	boczna powierzchnia przedramienia ok. 1/3 odległości pomiędzy RELB i środkiem markerów RWRA i LWRA
RWRA	poprzeczka umieszczona w osi zginania i prostowania prawego stawu promieniowo-nadgarstkowego – po stronie kciuka	na końcach poprzeczki przymocowanej symetrycznie na stronie grzbietowej nadgarstka w osi stawu promieniowo-nadgarstkowego
RWRB	poprzeczka umieszczona w osi zginania i prostowania prawego stawu promieniowo-nadgarstkowego – po stronie małego palca	jak wyżej
RFIN	palec prawej ręki	na stronie grzbietowej ręki, ponad osią stawu śródrečno-paliczkowego III palca
RASI	Prawy, przedni, górny kolec biodrowy miednicy	W centrum prawego przedniego, górnego kolca biodrowego miednicy
SACR	kość krzyżowa	w połowie odległości pomiędzy kolcami biodrowymi tylnymi górnymi, w określonej odległości od powierzchni ciała (marker na wysięgniku)
RTHI	prawe udo	na bocznej powierzchni uda ok. 1/3 odległości pomiędzy RKNE i krętarzem większym
RKNE	prawe kolano	w osi stawu kolanowego
LTIB	prawe podudzie	na bocznej powierzchni podudzia ok. 1/3 odległości pomiędzy RKNE i RANK
RANK	lewa kostka boczna	na szczycie kostki bocznej
RHEE	lewa pięta	na guzie piętowym, na tej samej wysokości od podłoża co RTOE
RTOE	przodostopie	nad głową II kości śródstopia
RMT5	prawa V kość śródstopia	nad głową V kości śródstopia

### 3.2.2. Etapy badań

Badania z wykorzystaniem przestrzennej analizy ruchu składały się z dwóch zasadniczych etapów:

- badania statycznego, które służyło do określenia wzajemnych odległości pomiędzy markerami, wykorzystywanych następnie do kalibracji położenia markerów w przestrzeni, a w następnej kolejności do rozpoznania markerów w przestrzeni w trakcie chodu,
- kilkukrotnej rejestracji chodu z naturalną prędkością na ścieżce chodu o długości 20 m (po adaptacji chorego do otoczenia).

Do analizy wybierano cykle charakteryzujące się stabilną prędkością indywidualną, w których różnice wartości prędkości nie przekraczały 10 %.

Kolejnym etapem badania było zebranie za pomocą cyrkla antropometrycznego, antropometru oraz wagi lekarskiej pomiarów antropometrycznych wg procedury stosowanego modelu matematycznego i umieszczenia ich w pliku indywidualnych parametrów (Woolard, Vicon 512 software manual, 1999).. Zostały one w następnej kolejności wykorzystane do modelowania matematycznego ruchu oraz jego wizualizacji w postaci poruszającego się kośćca badanej osoby.

Linijowe pomiary segmentów ciała wykonano z dokładnością 0,001 m dla wymiarów liniowych i 0,01 kg dla pomiarów masy ciała. Wykonano pomiary grubości ręki i stopy oraz nadgarstka w miejscu naklejenia markerów, szerokości stawu kolanowego, odległości między zewnętrznymi dystalnymi punktami kostek bocznej i przyśrodkowej stawu skokowego, szerokości łokcia, szerokości miednicy (jako odległość między kolcami biodrowymi przednimi, górnymi). Długość kończyn dolnych mierzono za pomocą antropometru, jako sumę odcinków między kolcami biodrowymi przednimi górnymi i położeniem markera w stawie kolanowym oraz odległości od stawu kolanowego do szczytu kostki bocznej.

### **3.3. Etapy opracowania danych oraz charakterystyka zmiennych analizowanych w pracy**

Po zarejestrowaniu danych antropometrycznych i danych cyklu chodu na podstawie ruchu markerów dokonywano modelowania matematycznego ruchu. Wymagało to przygotowania trzech plików danych – pliku parametrów, markerów oraz modelu matematycznego. W opracowaniu danych zastosowano dostarczony przez producenta sprzętu model Golem (Oxford Metrics Ltd.). Posłużył on do obliczeń położenia ogólnego środka ciężkości ciała (OSC) w cyklu chodu oraz pozostałych wielkości kinematycznych: zmian kątów w stawach, zmian położenia przyczepów mięśniowych, parametrów czasowo – przestrzennych, prędkości oraz przyspieszenia OSC. Przestrzenne położenia i przemieszczenia OSC obliczono na podstawie danych kinematycznych, z zastosowaniem metody zaproponowanej przez Eames i wsp. (1999). Dane uzyskane po modelowaniu matematycznym wykorzystano do stworzenia indywidualnych uśrednionych stereotypów chodu zawierających dane lokomocyjne wszystkich badanych, które wyeksportowano do programu Excel, a następnie uporządkowano je, obliczając pozostałe zmienne prędkości składowe i przemieszczenia OSC i ich energię potencjalną, kinetyczną względem osi strzałkowej, energię całkowitą oraz wskaźniki odzyskiwania energii w poszczególnych procentach cyklu chodu.

#### **3.3.1. Obliczanie wartości zmian pionowego i bocznego położenia OSC w cyklu chodu**

Bezwzględne chwilowe pionowe i boczne przemieszczenia OSC obliczone zostały w jednoprotentowych przedziałach względnego czasu cyklu chodu, z dokładnością do 0,001 m.

Średnie wartości bezwzględnych pionowych i bocznych przemieszczeń OSC w całym cyklu chodu obliczone zostały, wykorzystując przebiegi chwilowych zmian tych wielkości w cyklu chodu wg równań:

$$\Delta OSC = OSC_{Z,X(t) \max} - OSC_{Z,X(t) \min} \text{ [m]} \quad (1)$$

gdzie:  $\Delta OSC X$  i  $Z$  – bezwzględne średnie wartości zmian pionowego lub bocznoego położenia OSC w cyklu [m], a  $OSC Z(t)$  i  $X(t)$ , to bezwzględne maksymalne i minimalne chwilowe wartości pionowego lub bocznoego położenia OSC w cyklu wyrażone w [m].

Zmiany położenia środka ciężkości ciała zostały następnie standaryzowane względem wysokości ciała i długości kroku według równań:

$$\Delta OSC_{Z,X\_std} = \Delta OSC_{Z,X(t)} / h \cdot 100\% \quad [\%] \quad (2)$$

$$\Delta OSC_{Z,X\_std} = \Delta OSC_{Z,X(t)} / h \cdot 100\% \quad [\%] \quad (3)$$

Gdzie:  $\Delta OSC_{Z,X\_std}$ ,  $\Delta OSC_{Z,X\_std}$  - standaryzowane chwilowe wartości pionowego i bocznoego położenia OSC względem wysokości ciała i długości kroku, w jednoprocetowych przedziałach względnego czasu cyklu [%],  $h$  – wysokość ciała.

Na podstawie wyników średnich zmian położenia OSC, zostały porównane zakresy oscylacji pionowych i bocznych w obrębie grup chodu fizjologicznego i chorych z HD. Zostały one następnie wykorzystane do określenia najistotniejszych różnic wzorców chodu, charakteryzujących chód chorych z HD w porównaniu z grupą kontrolną osób zdrowych.

### 3.3.2. Obliczanie wartości zmian energii potencjalnej, kinetycznej i całkowitej OSC w cyklu chodu

Wartości zmian położenia OSC, zostały następnie wykorzystane do obliczenia wartości energii potencjalnej, wypadkowej energii kinetycznej i energii całkowitej OSC w znormalizowanym cyklu chodu.

Na podstawie zmian pionowego położenia ogólnego środka ciężkości ciała zostały obliczone średnie wartości zmian energii potencjalnej względem najniższego położenia środka ciężkości ciała w cyklu zgodnie z równaniem:

$$\Delta E_p = m_c g (h_{\max} - h_{\min}) [J], \quad (4)$$

gdzie:  $\Delta E_p$  – średnia wartość zmian energii potencjalnej OSC w cyklu [J];  $h_{\max}$ ,  $h_{\min}$  - najwyższe i najniższe położenie OSC w cyklu [m],  $m_c$  - masa ciała [kg].

Wypadkowa wartość prędkości środka ciężkości ciała, została obliczona względem poszczególnych osi przestrzennego układu współrzędnych według zależności:

$$v_w = \sqrt{v_x^2 + v_y^2 + v_z^2} \left[ \frac{m}{s} \right] \quad (5)$$

gdzie:  $v_x$ ,  $v_y$ ,  $v_z$  - wartości prędkości środka ciężkości względem poszczególnych osi przestrzennego układu współrzędnych.

Na podstawie wypadkowej prędkości środka ciężkości zostały w kolejnym etapie

obliczone średnie zmiany całkowitej energii kinetycznej  $\Delta E_k$  w cyklu chodu:

$$\Delta E_k = \frac{m\Delta v_w^2}{2} [J] \quad (6)$$

gdzie:  $\Delta E_k$  – średnia wartość zmian wypadkowej energii kinetycznej ciała w cyklu, wyrażona w [J];  $m_c$  – masa ciała badanej osoby, wyrażona w [kg];  $\Delta V_w$  – zmiana wypadkowej prędkości środka ciężkości ciała.

Wartość zmian energii mechanicznej odpowiadającej wartości całkowitej pracy zewnętrznej, służącej rozpędzeniu i uniesieniu środka ciężkości w cyklu („total energy”) (Cavagna i wsp. 2002, Minetti i wsp. 1994, Schepens i wsp. 2004) została obliczona, jako suma zmian energii potencjalnej i wypadkowej energii kinetycznej ruchu pionowego oraz postępowego OSC zgodnie z równaniem:

$$\Delta E_c = \Delta E_p + \Delta E_k [J] \quad (7)$$

gdzie:  $\Delta E_c$  – średnia wartość zmian energii całkowitej OSC.

### 3.3.3. Obliczanie współczynników odzyskiwania energii w cyklu chodu

W celu określenia stopnia odzyskiwania energii w chodzie chorych z HD i osób zdrowych oraz opracowania charakterystyki schematów zmian wartości wskaźników odzyskiwania energii w modelu odwróconego wahadła, ocenie zostały poddane przebiegi zmian energii potencjalnej i kinetycznej oraz ich synchronizacja w jednoprocetowych przedziałach cyklu chodu.

Końcowym etapem obliczeń była ocena wpływu mechanizmu odwróconego wahadła na energię całkowitą konieczną do przemieszczenia OSC chorych z HD w cyklu chodu. Do tego celu posłużyło obliczenie sumarycznego współczynnika odzyskiwania energii mechanicznej w stu jednoprocetowych przedziałach cyklu  $R_c$ , wykorzystano procedurę Chwały (2013). Obliczenie chwilowych wartości  $R_c(t)$ , odpowiadające chwilowym jego zmianom w jednoprocetowych przedziałach względnego czasu cyklu:

$$\sum_{100}^{i=1} R_c(t) = \sum_{100}^{i=1} ((W_p(t) + W_{kz}(t) + W_{ky}(t) - W_z(t)) / ((W_p(t) + W_{kz}(t) + W_{ky}(t)) \cdot 100\% \quad [\%] \quad (8)$$

gdzie:  $\sum_{100}^{i=1} R_c(t)$  – suma chwilowych wartości wskaźnika odzyskiwania energii obliczona w jednoprocetowych przedziałach cyklu chodu, odpowiadająca polu powierzchni pod wykresem  $R_c(t)$  w znormalizowanym cyklu chodu, wyrażona w [%];  $W_p(t)$  – chwilowa wartość pracy potrzebnej do uniesienia środka ciężkości ciała względem osi pionowej,

odpowiadająca chwilowej wartości energii potencjalnej potrzebnej do uniesienia OSC w cyklu chodu, standaryzowana względem masy ciała, wyrażona w  $[Jkg^{-1}]$ ,

$W_{kz}(t)$  - chwilowa wartość pracy potrzebnej do rozpędzenia środka ciężkości w ruchu w górę, odpowiadająca chwilowej wartości energii kinetycznej koniecznej do zwiększenia prędkości ciała względem osi pionowej, standaryzowana względem masy ciała, wyrażona w  $[Jkg^{-1}]$ ,

$W_{ky}(t)$  – chwilowa wartość pracy potrzebna do rozpędzenia środka ciężkości ciała w ruchu w przód, obliczona jako chwilowa wartość energii kinetycznej, konieczna do zmiany prędkości OSC w ruchu w przód względem osi strzałkowej, standaryzowana względem masy ciała, wyrażona w  $[Jkg^{-1}]$ ,

$W_z(t)$  – chwilowa całkowita praca zewnętrzna, obliczona, jako chwilowa wartość sumy energii potencjalnej, kinetycznej ruchu pionowego i postępowego w przód względem osi strzałkowej, odpowiadająca chwilowej wartości energii całkowitej środka ciężkości, standaryzowana względem masy ciała, wyrażona w  $[Jkg^{-1}]$ .

### 3.3.4. Analiza podobieństwa pomiędzy profilami zmiennych w cyklu chodu

Do określenia różnic profili wykresów zmian położenia środka ciężkości w cyklu oraz energii mechanicznej osób chorych i zdrowych wykorzystano tzw. analizę podobieństw profili Milanowski (2009). W analizie wykorzystano obliczone czynniki różnicy  $f_1$  i czynniki podobieństwa  $f_2$  przebiegów krzywych.

Wartość czynnika podobieństw określono za pomocą równania:

$$f_2 = 50 \log \left\{ \left[ 1 + \frac{\sum_1^n (T_1 - T_2)^2}{n} \right]^{\frac{1}{2}} 100 \right\} [\%] \quad (9)$$

Gdzie:  $T_1$  i  $T_2$  stanowią standaryzowane chwilowe wartości położenia OSC, energii potencjalnej, kinetycznej i całkowitej oraz wskaźnika odzyskiwania energii, uzyskane dla grup badanych HD1, HD2 i GK

Wartość czynnika różnicy przebiegów  $f_1$  mieszcząca się w granicach  $0 < f_1 < 15$  i równoczesna wartość czynnika podobieństwa przebiegów  $f_2$  były zbliżone do wartości 100 (nie mniejszy jednak niż 50), to krzywe porównywane uznawano za podobne. Uznanie krzywych za podobne wymagało obok wysokiej wartości współczynnika podobieństwa również uzyskanie mniejszego niż 15% wskaźnika różnic. Przyjęcie takiej metodologii zapobiegało przed zbyt pochopnym kwalifikowaniem analizowanych przebiegów, jako podobnych do siebie. Z drugiej zaś strony stosowanie obu wskaźników było pewnym dogodnym uogólnieniem, pozwalającym na uniknięcie przeprowadzania pracochłonnej analizy różnic profili dla poszczególnych faz cyklu. Czynniki różnicy przebiegów  $f_1$  zdefiniowano w następujący sposób:

$$f_1 = \frac{\sum_{i=1}^n |T_1 - T_2|}{\left| \sum_{i=1}^n T_1 \right|} 100\% \quad (10)$$

gdzie: T1 i T2 stanowią standaryzowane chwilowe wartości odpowiednio: położenia OSC, energii potencjalnej, kinetycznej i całkowitej, wskaźnika odzyskiwania energii, uzyskane dla grup badanych HD1, HD2 i GK.

### 3.4. Opracowanie statystyczne analizowanych zmiennych

Dla pozyskanych zmiennych opracowano statystykę opisową: wartości średnie, odchylenia standardowe, wartości ekstremalne oraz współczynnik zmienności. Dla zmiennych, które nie posiadały rozkładu normalnego w statystyce opisowej obliczone zostały mediana oraz odchylenie kwartyłowe.

Uzyskane dane poddano testowaniu rozkładu normalnego testem Shapiro-Wilka oraz jednorodności wariancji testem Levene'a.

Różnice zmiennych o rozkładzie normalnym badano testem jednoczynnikowej analizie wariancji Anova oraz testowano post hoc wg Tuckeya. Dla danych nie spełniających kryteriów rozkładu normalnego i jednorodności wariancji zastosowano do badania istotnych różnic pomiędzy zmiennymi test Anova rang Kruskala-Wallisa. Różnice międzygrupowe badano testem post hoc Dunna z korektą Bonferroniego. Przyjęto w opracowaniu wyników poziom istotności  $p < 0,05$ .

Wyniki analizy statystycznej opisano i zobrazowano w formie graficznej.

## 4. Wyniki

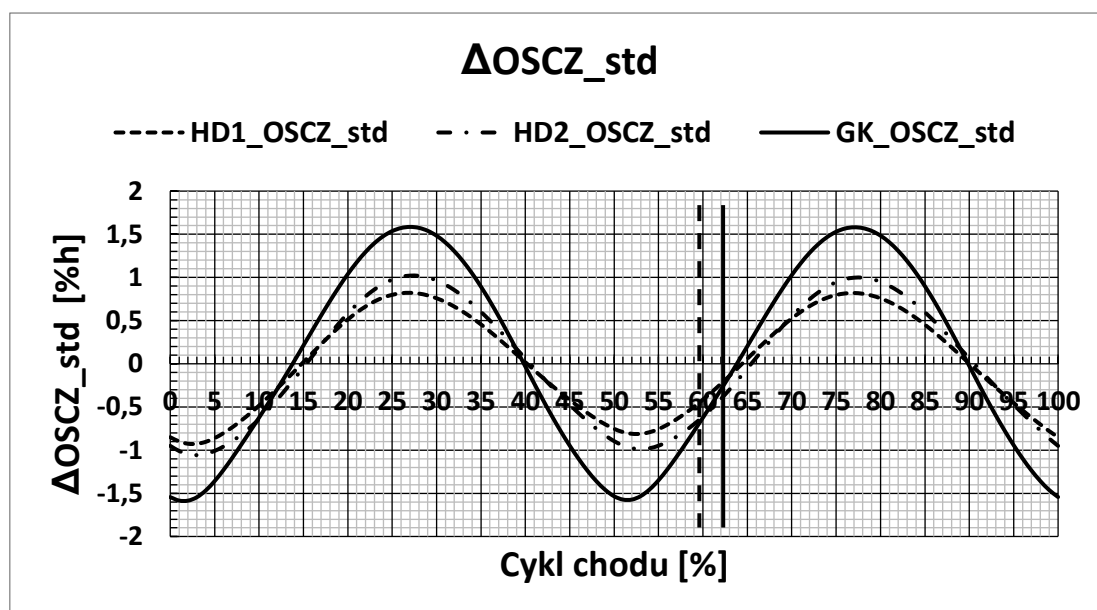
Uzyskane wyniki zostały przedstawione w formie graficznej w postaci wykresów, na podstawie danych uzyskanych w trójwymiarowej rejestracji ruchu w znormalizowanym cyklu chodu w grupach osób badanych z HD na tle średnich wartości grupy kontrolnej (GK).

Uśrednione wartości chwilowe położenia OSC oraz zmiany wartości składowych energii, a także wskaźnik odzyskiwania energii zostały przedstawione na wykresach znormalizowanego cyklu chodu. Pozwoliło to na dokonanie porównania wartości analogicznych zmiennych we wszystkich grupach, w tych samych przedziałach czasowych cyklu.

### 4.1. Analiza pionowych i bocznych standaryzowanych zmian położenia OSC w cyklu chodu

#### 4.1.1. Analiza wykresów pionowych i bocznych standaryzowanych zmian położenia OSC w cyklu chodu

Ryc. 4.1. prezentuje standaryzowane względem wysokości ciała pionowe zmiany położenia ogólnego środka ciężkości ciała we wszystkich badanych grupach.



Ryc. 4.1. Wartości zmian położenia  $\Delta OSCZ\_std$ , standaryzowanych względem wysokości ciała w cyklu chodu, w badanych grupach osób

Zmiany pionowego położenia  $\Delta OSCZ\_std$  przedstawiono, jako ruch w górę i w dół od położenia pośredniego (neutralnego). OSC dwukrotnie w cyklu chodu osiągał swoje lokalne maksima i minima.

Krzywe zmian położenia  $\Delta OSCZ\_std$  w poszczególnych grupach posiadają zbliżone kształty oraz czasy uzyskiwania wartości ekstremalnych oraz zbliżone do siebie punkty przecięcia osi względnego czasu cyklu, lecz różnią się między sobą zakresem zmian wartości.

Największy zakres oscylacji odnotowano w grupie GK. Najmniejszym zakresem zmian charakteryzowała się grupa HD1, a pośrednie wartości uzyskano w grupie HD2 (po terapii).

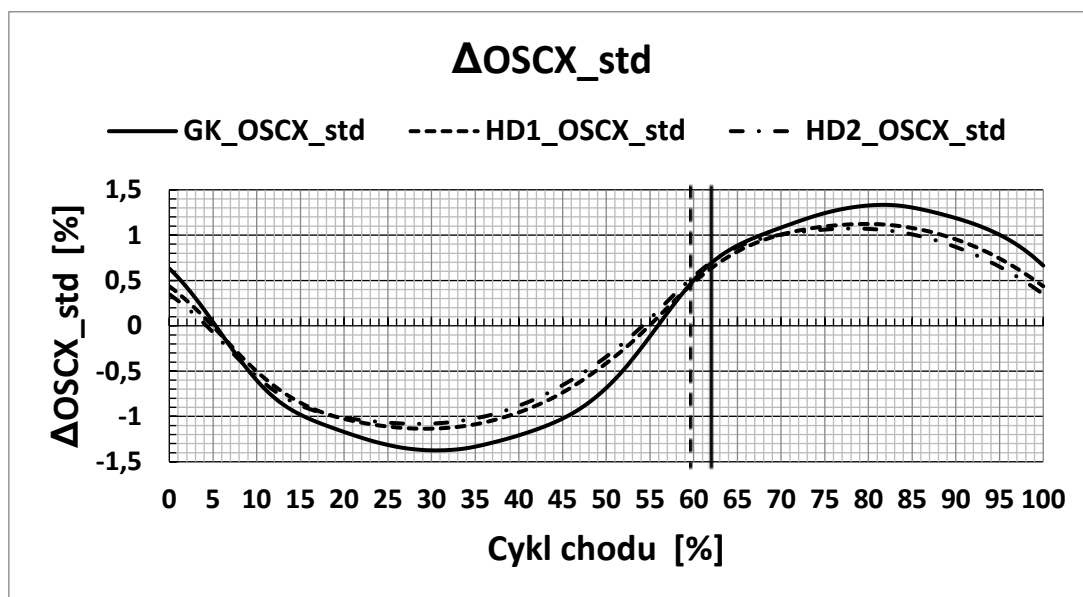


W momencie postawienia stopy na podłożu  $\Delta OSCZ\_std$  znajdują się we wszystkich grupach poniżej położenia pośredniego i zbliżają się do uzyskania najniższego położenia, które osiągają ok. 3% cyklu. Następnie w fazach LR o raz MST (do ok. 27% cyklu) obserwujemy unoszenie OSC, do osiągnięcia lokalnego maksimum. W trakcie unoszenia OSC pozycję neutralną uzyskano we wszystkich grupach w ok. 10-12% cyklu. Najwyższe wartości uniesienia OSC występowały w grupie kontrolnej, a następnie odpowiednio w grupach HD2 i HD1.

Od tego punktu czasowego obserwujemy opadanie OSC, aż do ok. 53-54% cyklu. Dotyczy to późnej fazy MST i TST. Najniższe lokalne średnie położenie OSC ponownie występuje w grupie kontrolnej, a następnie w HD2 i HD1.

W fazie PSW i ISW widoczny jest ponowny ruch w górę, który odpowiada obciążaniu kończyny kontralateralnej. Neutralną pozycję OSC przyjmuje ok. 64-65% cyklu, czyli zaraz po oderwaniu palców od podłoża. Kolejne lokalne maksimum zostało osiągnięte we wszystkich grupach ok. 77-78% cyklu.

Od tego punktu czasowego obserwujemy ponowne obniżanie położenia OSC, aż do osiągnięcia lokalnego minimum w początkowej fazie kolejnego cyklu (ok. 3% cyklu). Pozycję pośrednią położenia uzyskano ok. 90% cyklu.



Ryc. 4.2. Wartości zmian położenia  $\Delta OSCX\_std$ , standaryzowanych względem wysokości ciała w cyklu chodu, w badanych grupach osób

W odróżnieniu od pionowych oscylacji OSC, jego boczne zmiany położenia występują w cyklu z dwukrotnie mniejszą częstotliwością (ryc. 4.2.). OSC w ruchu na boki przemieszcza się pomiędzy maksymalnymi bocznymi wychyleniami tylko raz w cyklu chodu. Przedstawione na rycinie 4.2. krzywe zmian położenia  $\Delta OSCX\_std$  w trzech badanych grupach, charakteryzują się podobnym kształtem i niewielkimi przesunięciami w fazie lokalnych ekstremów.

Różnice krzywych zmian dla poszczególnych grup dotyczą średnich wartości zakresów wychyleń OSC na boki w cyklu chodu.

Najwyższe średnie wartości standaryzowanych bocznych oscylacji OSC odnotowano w grupie kontrolnej. W grupie osób z HD w pierwszym badaniu (przed terapią), średnie wartości standaryzowanych bocznych oscylacji OSC były wyraźnie mniejsze, niż w GK, natomiast w drugim badaniu uległy dalszemu nieznacznemu zmniejszeniu.

W momencie postawienia pięty na podłożu środki ciężkości we wszystkich grupach były nieznacznie przesunięte o ok. 0,4-0,6% wysokości ciała względem położenia neutralnego, w kierunku przeciwnym do kończyny inicjującej kontakt z podłożem. W fazie przejścia ciężaru ciała wartości wychylenia bocznego zbliżają się do położenia neutralnego, osiągając go w 4-5% znormalizowanego cyklu chodu. Następnie OSC kontynuuje wychylenie boczne w kierunku kończyny podporowej, do końca fazy środkowego podparcia, gdzie osiąga pierwsze lokalne maksimum. Najwyższą wartość bocznego wychylenia ok. 1.4% wysokości ciała w tej fazie odnotowano w przypadku GK. Wartości wychyleń bocznych w grupie HD lokują się na poziomie ok. 1,1% – 1,2% wysokości ciała.

Po osiągnięciu lokalnego ekstremum bocznego wychylenia, ponownie zmienia się kierunek ruchu OSC w celu osiągnięcia pozycji neutralnej w środkowej fazie przygotowania kończyny do wymachu (PSW) około 54-56% cyklu chodu. W końcowej części fazy podporu i początkowej fazie wymachu (do ok. 81-83% cyklu – faza MSW) zaobserwowano ponowne wychylenie OSC w bok w kierunku drugiego lokalnego ekstremum. Po osiągnięciu wartości maksymalnych w fazie środkowego wymachu, boczne wychylenie OSC zmniejsza się ponownie do pozycji neutralnej, którą osiąga w 4-5% kolejnego cyklu chodu, w środkowej części fazy przejmowania ciężaru ciała przez kończynę analizowaną.

#### 4.1.2. Analiza statystyczna pionowych i bocznych standaryzowanych zmian położenia OSC w cyklu chodu

Wyniki analizy testowania normalności rozkładu testem Shapiro–Wilka standaryzowanych pionowych i bocznych oscylacji OSC w badanych grupach osób zamieszczono w tab. 4.1.

Tab. 4.1. Wyniki analizy testowania normalności rozkładu testem Shapiro–Wilka standaryzowanych pionowych i bocznych oscylacji OSC w badanych grupach osób

Zmienna/ Grupa	HD1	HD2	GK
$\Delta OSCX\_std$	$p = 0,024$	$p = 0,053^*$	$p = 0,987^*$
$\Delta OSCZ\_std$	$p = 0,947^*$	$p = 0,698^*$	$p = 0,781^*$

\* - oznaczono zmienne charakteryzujące się normalnym rozkładem wyników ( $p < 0,05$ )

W wyniku przeprowadzenie testowania normalności rozkładu wyników dla poszczególnych zmiennych w grupach z HD oraz w GK, okazało się, że w przypadku wszystkich zmiennych za wyjątkiem bocznych oscylacji OSC w grupie HD1, odnotowanych w pierwszym badaniu nie znaleziono podstaw do odrzucenia hipotezy  $H_0$  o istnieniu normalnego rozkładu wyników.

W kolejnym etapie analizy statystycznej dla zmiennych charakteryzujących się normalnym rozkładem wyników przeprowadzono testowanie jednorodności wariancji

w grupach za pomocą testu Lewene'a. Na podstawie uzyskanych wyników, dla wszystkich testowanych zmiennych przyjęto hipotezę o równości wariancji w badanych grupach osób.

W tab. 4.2. zamieszczono wyniki podstawowych miar statystyki opisowej dla standaryzowanych względem wysokości ciała pionowych i bocznych oscylacji OSC w grupie chorych z HD oraz w grupie kontrolnej.

Tab. 4.2. Statystyka opisowa zmian OSC standaryzowanych względem wysokości ciała

Zmienna/ Grupa	$\bar{x}$ %	SD %	Me %	Q %	Min %	Max %	V %
$\Delta$ OSCZ_std HD1	1,6	0,44	1,6	0,64	0,6	2,4	28
$\Delta$ OSCZ_std HD2	2,0	0,40	2,0	0,39	1,1	3,0	20
$\Delta$ OSCZ_std GK	3,2	0,21	3,2	0,27	2,8	3,5	7
$\Delta$ OSCX_std HD1	2,4	0,97	2,2	1,51	1,1	4,3	41
$\Delta$ OSCX_std HD2	2,2	0,99	2,1	1,07	0,7	5,1	45
$\Delta$ OSCX_std GK	2,8	0,40	2,7	0,72	1,9	3,3	15

$\bar{x}$  – wartość średnia, Me – mediana, Min – wartość minimalna, Max – wartość maksymalna, Q – rozstęp kwartylowy, SD – odchylenie standardowe, V – współczynnik zmienności.

Dla wszystkich zmiennych podano wartości średnie wraz z odchyleniem standardowym, medianę z odchyleniem kwartylowym, wartości ekstremalne oraz współczynnik zmienności.

Pionowe, standaryzowane wartości oscylacji OSC najwyższy poziom osiągnęły w GK. Wartości te średnio lokowały się tam na poziomie 3,2% wysokości ciała. W grupie osób z HD w pierwszym badaniu odnotowano średnie wartości pionowych oscylacji OSC na poziomie 1,6%, natomiast w drugim badaniu zwiększyły się do poziomu 2,0% wysokości ciała (tab. 4.2). U osób z HD odnotowano wyraźnie niższe wartości pionowych oscylacji OSC, odpowiednio o 1,6% wysokości ciała (HD1) oraz 1,2% wysokości (HD2).

Najwyższe średnie wartości standaryzowanych bocznych oscylacji OSC odnotowano również w grupie kontrolnej, lokując się na średnim poziomie ok. 2,8 % wysokości ciała. W grupie osób z HD w pierwszym badaniu średnie wartości standaryzowanych bocznych oscylacji OSC wynosiły średnio ok. 2,4% wysokości ciała, natomiast w drugim badaniu nieznacznie się obniżyły do poziomu ok. 2,2% średniej wysokości ciała badanych.

Zmienne w grupie HD zarówno w pierwszym, jak i drugim badaniu charakteryzowały się również wyraźnie większym rozstępem wyników indywidualnych w zakresie standaryzowanych oscylacji ogólnego środka ciężkości ciała.

W kolejnym etapie analizy dokonano oceny istotności statystycznej różnic standaryzowanych względem wysokości ciała pionowych i bocznych oscylacji OSC w grupie osób z HD oraz grupie kontrolnej.

Zmienne pionowych zmian położenia OSC w cyklu chodu we wszystkich grupach spełniały założenia normalności rozkładu wyników oraz jednorodności wariancji, dlatego w dalszej analizie posłużono się testowaniem statystycznej istotności różnic za pomocą jednościeżkowej Anova z testowaniem post hoc Tuckeya.

Zmienne charakteryzujące zakresy bocznych oscylacji OSC w grupie HD1 nie spełniały założenia normalności rozkładu wyników indywidualnych, łamiąc w ten sposób konieczne założenie jednoczynnikowej analizy wariancji. Dlatego w celu określenia istotnych kontrastów

dla zmiennych zastosowano test Anova rang Kruskala-Wallisa. Efekty międzygrupowe testowano testem post hoc Dunna z korektą Bonferroniego.

Wszystkie zmienne pionowych standaryzowanych oscylacji OSC wykazały istotne statystycznie różnice pomiędzy średnimi wartościami na poziomie  $p < 0,001$ . Średnie wartości standaryzowanych pionowych oscylacji OSC były istotnie wyższe w grupie kontrolnej w stosunku do HD1 i HD2, jak również w badaniu kontrolnym HD2 w stosunku do badania wstępnego w grupie HD1 (Tab 4.3, ryc. 4.3.).

Zmienne charakteryzujące boczne zakresy oscylacji OSC nie różniły się istotnie w pierwszym i drugim badaniu chorych z HD, natomiast różniły się istotnie w stosunku do wyników grupy kontrolnej (Tab 4.3, ryc. 4.4.). W przypadku porównań standaryzowanych zakresów zmian OSC dla obu kończyn dolnych, uzyskano znamienne wyższe wyniki w grupie kontrolnej w stosunku do badania kontrolnego w grupie HD2 ( $p < 0,005$ ) i HD1 ( $p < 0,05$ ).

Tab. 4.3. Wyniki testowania istotności różnic statystycznych standaryzowanych zmian pionowych i bocznych oscylacji OSC w badanych grupach osób

Zmienne/Grupy	$\Delta OSCX\_std$ [%]	$\Delta OSCZ\_std$ [%]
HD1 vs. GK	0,019* <sup>KW</sup>	0,0001**** <sup>A</sup>
HD2 vs. GK	0,003*** <sup>KW</sup>	0,0001**** <sup>A</sup>
HD1 vs. HD2	0,153 <sup>KW</sup>	0,0003**** <sup>A</sup>

\* różnice istotne statystycznie, obliczone testem post hoc ( $p < 0,05$ )

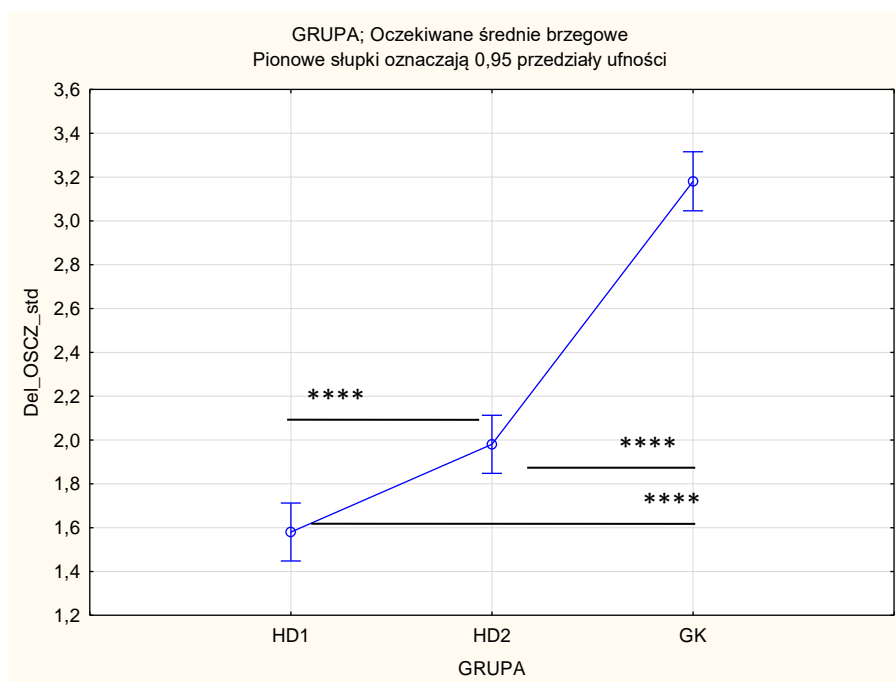
\*\* różnice istotne statystycznie, obliczone testem post hoc ( $p < 0,01$ )

\*\*\* różnice istotne statystycznie, obliczone testem post hoc ( $p < 0,005$ )

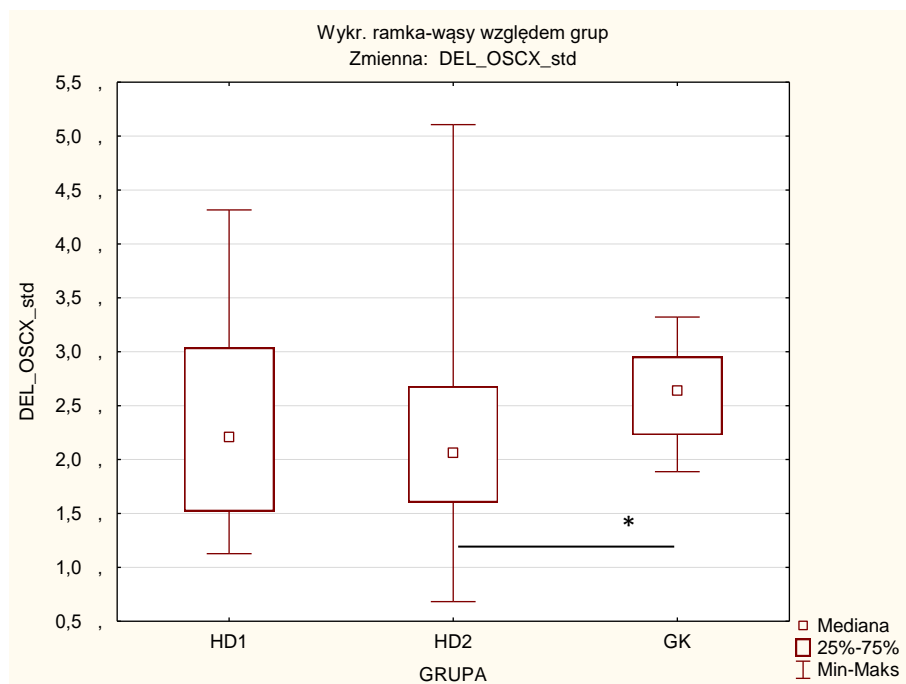
\*\*\*\* różnice istotne statystycznie, obliczone testem post hoc ( $p < 0,001$ )

<sup>A</sup> ocena istotności różnic przeprowadzona testem Anova i testem post hoc Tukeya

<sup>KW</sup> ocena istotności różnic przeprowadzona testem Anova rang Kruskala-Wallisa i testem post hoc Dunna z korektą Bonferroniego



Ryc. 4.3. Graficzna prezentacja wyników jednoczynnikowej analizy wariancji Anova dla pomiarów powtarzalnych (post hoc Tukeya) standaryzowanych, pionowych oscylacji  $\Delta OSCZ\_std$



Ryc. 4.4. Graficzna prezentacja wyników testu Anova rang Kruskala-Wallisa (test post hoc Dunna) standaryzowanych, bocznych oscylacji  $\Delta OSCX\_std$

## 4.2. Analiza zmian wartości energii, standaryzowanych względem masy ciała i długości cyklu chodu

### 4.2.1. Analiza wykresów zmian wartości energii, standaryzowanych względem masy ciała i długości cyklu chodu

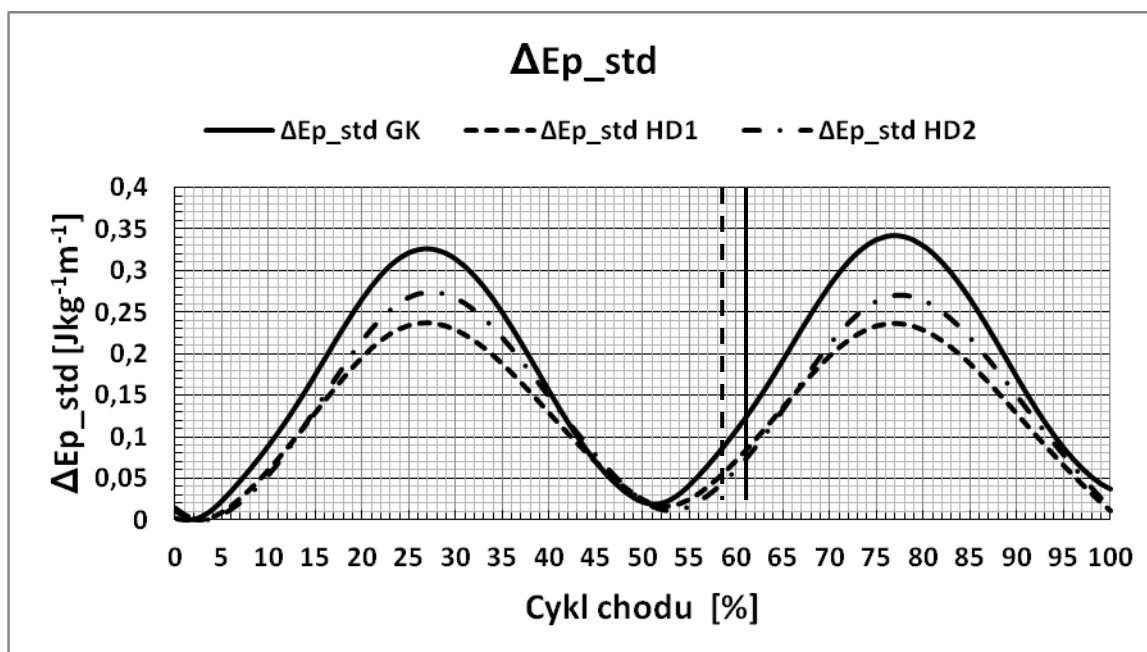
W tej części rozdziału przedstawiono wyniki chwilowych zmian wartości energii potencjalnej  $\Delta Ep\_std$ , wypadkowej kinetycznej  $\Delta Ek\_std$  i jej składowych  $\Delta Ekx\_std$ ,  $\Delta Eky\_std$ ,  $\Delta Ekz\_std$  oraz energii całkowitej  $\Delta Ec\_std$ , osób badanych z grup HD1 i HD2 oraz grupy kontrolnej GK, standaryzowane względem masy ciała i długości cyklu chodu.

Chwilowe wartości energii potencjalnej OSC  $\Delta Ep\_std$  standaryzowane względem masy ciała i długości cyklu, zaprezentowane na ryc. 4.5. w grupach chorych z HD (krzywe HD1 i HD2) oraz w grupie kontrolnej zostały odniesione do najniższego położenia OSC w cyklu chodu, który został przyjęty, jako poziom „0”, aby zobrazować ich sumaryczne zmiany w cyklu.

Krzywe zmian energii potencjalnej charakteryzowały się dwoma maksymalnymi wartościami energii i dwoma minimami w całym cyklu, odpowiadającymi maksymalnym i minimalnym położeniom pionowej składowej OSC.

Najniższe wartości energii w każdej z analizowanych grup wystąpiły w początkowej chwili kontaktu pięty z podłożem (ok. 3% cyklu), oraz w fazie PSW, ok. 51-53% cyklu. Przypadały na początek faz dwupodporowych obu kończyn w cyklu. Najwyższe wartości energii potencjalnej OSC przypadały na środek fazy jednopodporowej każdej z grup badanych

osób w cyklu chodu – odpowiednio ok. 27% i 77% cyklu. Wszystkie trzy wykresy charakteryzowały się podobnym kształtem, lecz różniły się zasadniczo wartościami zakresów osiągniętych zmian energii.

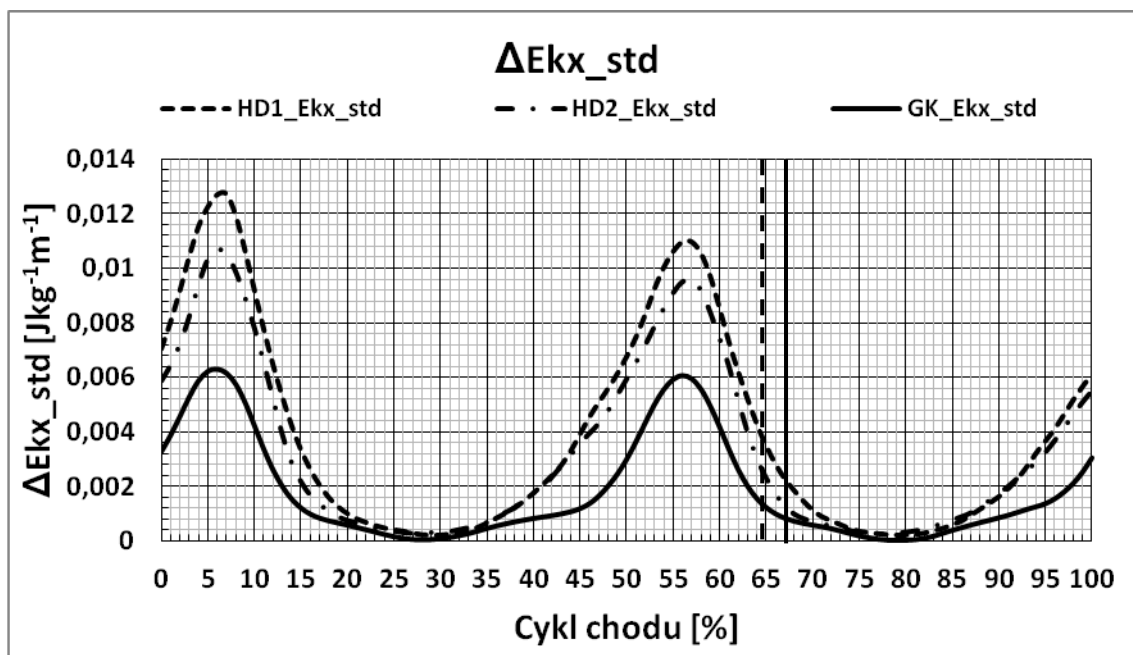


Ryc.4.5. Wartości standardyzowanych zmian energii potencjalnej  $\Delta E_p_{std}$  w cyklu chodu, w badanych grupach osób

Największą wartość standardyzowanych zmian energii potencjalnej uzyskała grupa osób zdrowych, która lokowała się na poziomie ok.  $0,34 \text{ Jkg}^{-1}\text{m}^{-1}$  i była wyższa odpowiednio od HD1 o ok. 29%, a od HD2 o 22%. Wartości energii potencjalnej chorych z HD różniły się niewiele o ok. 9%.

Występuje jeszcze kilka niewielkich różnic odnotowanych u chorych z HD, w stosunku do krzywej reprezentującej grupę osób zdrowych. Punkty w cyklu, w których badani osiągnęli minimalne wartości energii w grupie osób z HD są opóźnione o ok. 3% cyklu w stosunku do GK. Zmiany energii potencjalnej u osób z HD przebiegają nieco wolniej i są łagodniej nachylone. Również chorzy po usprawnieniu, pomimo że charakteryzują się większą dynamiką ruchu OSC, w stosunku do grupy HD1, nie osiągnęli wartości oscylacji energii potencjalnej OSC typowej dla chodu fizjologicznego.

Ryc. 4.6. przedstawia krzywe zmian energii kinetycznej w jednocentowych przedziałach cyklu chodu, obliczone względem osi poprzecznej X (ruch w płaszczyźnie czołowej), standaryzowane względem masy ciała i długości cyklu, w grupach badanych osób. Wykresy  $\Delta E_{kx}_{std}$  w grupach HD1 i HD2, przedstawiające chwilowe wartości energii kinetycznej OSC dla osób chorujących na chorobę Huntingtona, osiągały wyraźnie wyższe wartości tej składowej energii, niż te odnotowane w grupie GK.



Ryc.4.6. Wartości standaryzowanych zmian składowej energii kinetycznej  $\Delta E_{kx\_std}$  w cyklu chodu, w badanych grupach osób

Wartości zmian składowej energii  $\Delta E_{kx\_std}$  w cyklu chodu, podczas ruchu OSC do boku, są niewielkie w stosunku do pozostałych obliczonych składowych energii. Wartość składowej  $\Delta E_{kx\_std}$  osiągają zaledwie ok. 2 – 3% zmian całkowitej energii kinetycznej OSC.

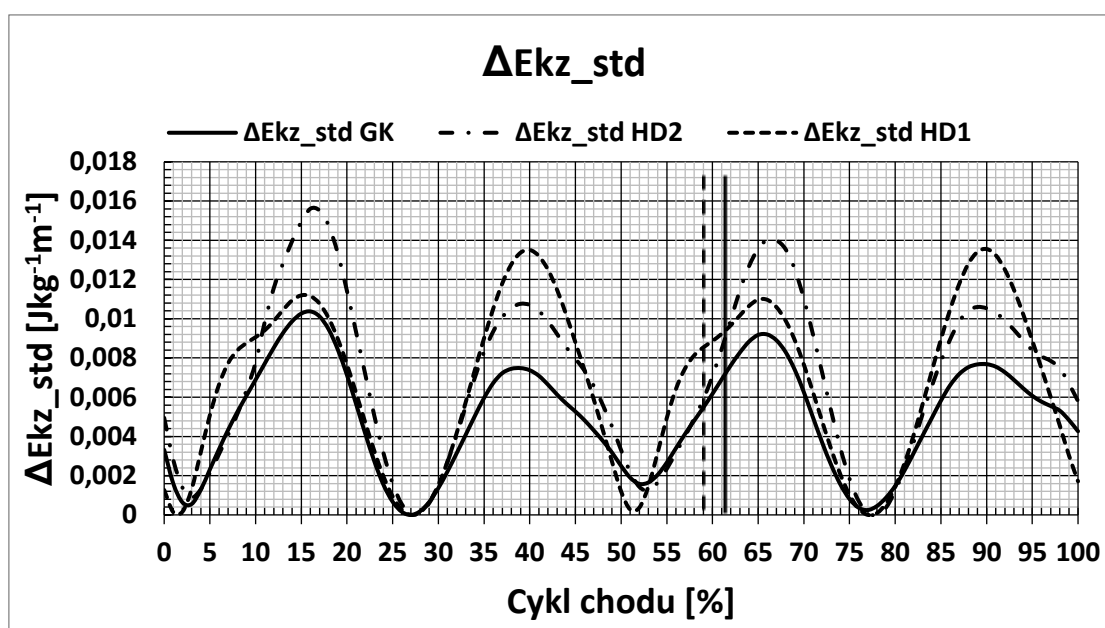
W żadnej z prezentowanych grup badanych wartości średnie nie przekroczyły  $0,013 \text{ Jkg}^{-1}\text{m}^{-1}$ . Najwyższe wartości tej składowej energii odnotowano w grupach chorych HD1 i HD2. Osoby z grupy osób zdrowych osiągnęły najmniejsze wartości zmian energii kinetycznej w ruchu do boku – średnio były niższe od wartości w HD1 o 51% a od HD2 o 42%.

Krzywe składowych energii dla chorych z grup HD i grupy chodu fizjologicznego charakteryzowały się dwoma maksimami i dwoma minimami. Odpowiadają one neutralnemu położeniu OSC w ruchu na boki. Wtedy też zaobserwować można na wykresach  $\Delta OSCX\_std$  największą dynamikę zmian.

Wzrost wartości energii kinetycznej w ruchu na boki występuje od postawienia pięty na podłożu do ok. 5-6% cyklu podczas przejmowania ciężaru ciała, choć początek tego trendu wzrostowego znajduje się w fazie wymachu ok. 80% cyklu. Następnie po osiągnięciu lokalnego maksimum obserwujemy obniżanie wartości  $\Delta E_{kx\_std}$  w przedziale 5-27% cyklu. Wartość energii ponownie wzrasta w przedziale 27-57% cyklu, osiągając w fazie PSW kolejne lokalne maksimum. W końcowej fazie podporu i początkowej fazie wymachu ponownie można zaobserwować obniżanie się wartości krzywych energii do lokalnego minimum, które wystąpiło ok. 77-79% cyklu. Do końca fazy wymachu obserwujemy wzrost wartości  $\Delta E_{kx\_std}$ , który trwa, aż do ok 5% kolejnego cyklu chodu.

Kształt krzywej dla osób zdrowych, chodzących z naturalną prędkością charakteryzował się bardziej spłaszczonym (stabilnym przebiegiem) po przejściu ciężaru ciała od 14% cyklu chodu do 47 % cyklu chodu i od 64 % cyklu chodu do 96 % cyklu chodu. W tym zakresie cyklu krzywe chorych z HD charakteryzowały się znacznie bardziej stromym przebiegiem i większą zmianą energii, co świadczy o bardziej dynamicznych ruchach OSC na boki, wykonywanych z większą prędkością. Przebieg krzywych odzwierciedla zwiększony udział składowej energii kinetycznej w ruchu do boku w grupie chorych z HD.

Na ryc. 4.7. zamieszczono chwilowe wartości składowej energii kinetycznej w ruchu OSC względem osi pionowej ciała  $\Delta E_{kz\_std}$ , standaryzowane względem masy ciała i długości cyklu chodu. Wartości energii odniesiono do najniższego poziomu energii w cyklu chodu.



Ryc. 4.7. Wartości standaryzowanych zmian składowej energii kinetycznej  $\Delta E_{kz\_std}$  w cyklu chodu, w badanych grupach osób

Składowa pionowa energii kinetycznej zmieniała się czterokrotnie w trakcie cyklu od minimalnej do maksymalnej wartości i charakteryzowała się niewielkimi zakresami zmian. Krzywe we wszystkich grupach badanych posiadały cztery maksima i cztery minima. Szczyty wartości występowały ok. 17%, 40%, 66% i 91% cyklu chodu w momencie, w którym pionowe zmiany położenia OSC osiągały swoje neutralne położenie w cyklu. Minima występowały w 2%, 27%, 51%, 78% cyklu w chodzie fizjologicznym. Minima dla chodu chorych z HD, szczególnie w grupie przed usprawnianiem, są przesunięte w fazie o ok. 2 % i przypadają w 4% i 53% cyklu. Odpowiada to momentowi rozpoczęcia przejmowania ciężaru ciała przez kończyny, po kontakcie pięty z podłożem.

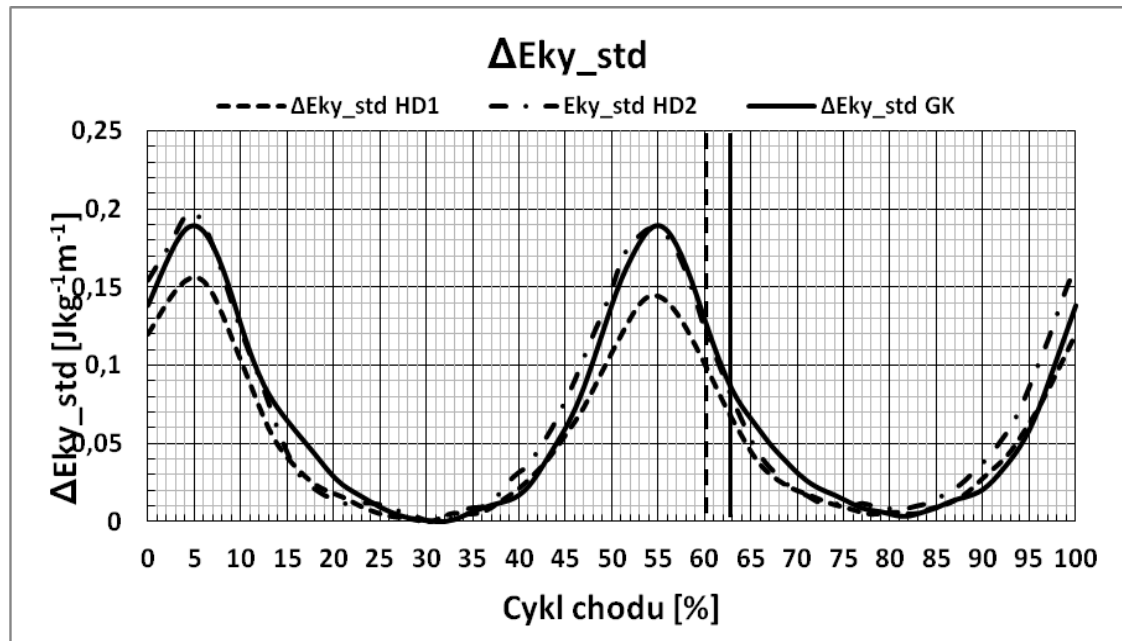
Maksymalne wartości tej składowej energii osiągały zaledwie około  $0,016 \text{ Jkg}^{-1}\text{m}^{-1}$  (HD2). Największa różnica w stosunku do pozostałych składowych energii kinetycznej dotyczyła różnicy kształtu krzywych oraz wartości energii chorych na HD przed i po oddziaływaniu terapeutycznym w stosunku do GK. Wartości w grupie HD2 były o ok. 38% wyższe w stosunku do grupy GK i o ok. 19% w stosunku do HD1. W grupie kontrolnej odnotowano niższe średnie wartości w stosunku do HD1 o 23%.

Przebieg krzywych zmian energii dla grupy kontrolnej, której uczestnicy chodzili fizjologicznie jest bardziej regularny, z mniejszymi różnicami w zakresie maksymalnych szczytowych wartości osiąganych dla obu kończyn podporowych, w fazie bezpośrednio po oderwaniu palców kończyny zakroczej i następnie w fazie jednopodporowej.

Po terapii uzyskano nieco odmienny obraz krzywych z przewagą wartości szczytowej energii we wczesnej fazie jednopodporowej, co może wskazywać na bardziej dynamiczne zmiany prędkości pionowej w tych fazach chodu i mniejszą zdolność do kontrolowania przemieszczeń OSC przeciw sile grawitacji. Pomimo zaobserwowanych różnic w przebiegu krzywych, pionowe zmiany wartości energii kinetycznej ciała w ruchu OSC, w bardzo



niewielkim stopniu oddziaływały na sumaryczną wartość energii kinetycznej poruszającego się ciała w chodzie we wszystkich badanych grupach osób.

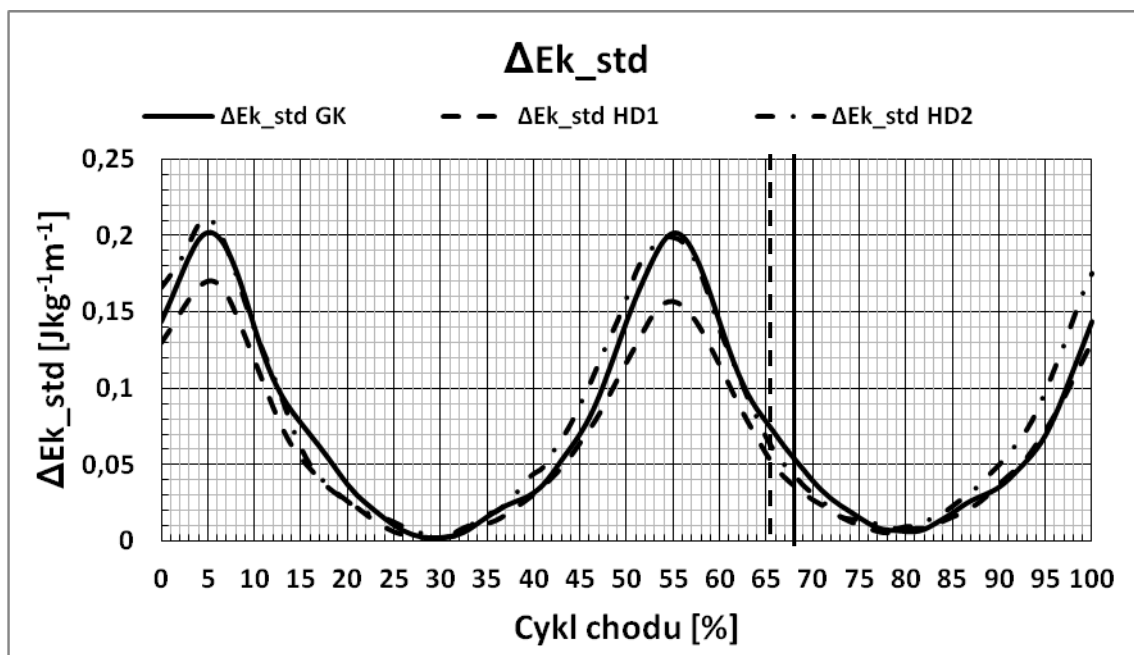


Ryc. 4.8. Wartości standaryzowanych zmian składowej energii kinetycznej  $\Delta E_{ky\_std}$  w cyklu chodu, w badanych grupach osób

Na rycinie 4.8. przedstawiono krzywe  $\Delta E_{ky\_std}$ , opisujące zmiany składowej energii kinetycznej ruchu OSC podczas ruchu w przód względem osi strzałkowej. Krzywa dwukrotnie osiąga swoje maksima i minima w znormalizowanym cyklu chodu odpowiednio ok. 5 i 55% oraz 30 i 80% cyklu. Na obydwu wykresach pokrywają się wartości maksymalne i minimalne zmiennej w przedziałach względnego czasu cyklu.

Największe wartości zmian energii kinetycznej w ruchu w przód występują, kiedy hamowany jest ruch OSC podczas przejmowania ciężaru ciała przez kończynę podporową, oraz w fazie preswing, poprzedzającej oderwanie stopy od podłoża i kończącej odbicie. Ta składowa energii ma największy udział w wypadkowej energii kinetycznej OSC, a jej zmiany obrazują kontrolę ruchu OSC w przód.

Podsumowując porównania krzywych należy stwierdzić, że wartości osiągnięte w grupie kontrolnej i HD2 są porównywalne i zbliżają się do poziomu  $0,2 \text{ Jkg}^{-1}\text{m}^{-1}$ . Z kolei krzywa odpowiadająca zmianom tej składowej energii w grupie HD1 osiąga nieco niższe wartości szczytowe swoich zmian, różniące się od pozostałych o ok. 25%. Należy podkreślić, że w grupie HD po usprawnianiu kształt i wartości szczytowe krzywej nie różnią się zasadniczo od grupy kontrolnej, co świadczy o poprawie kontroli kinetyki ruchu OSC w przód, która jest kluczowa w zakresie oszczędzania energii.



Ryc. 4.9. Wartości standaryzowanych zmian energii kinetycznej  $\Delta E_{k\_std}$  w cyklu chodu, w badanych grupach osób

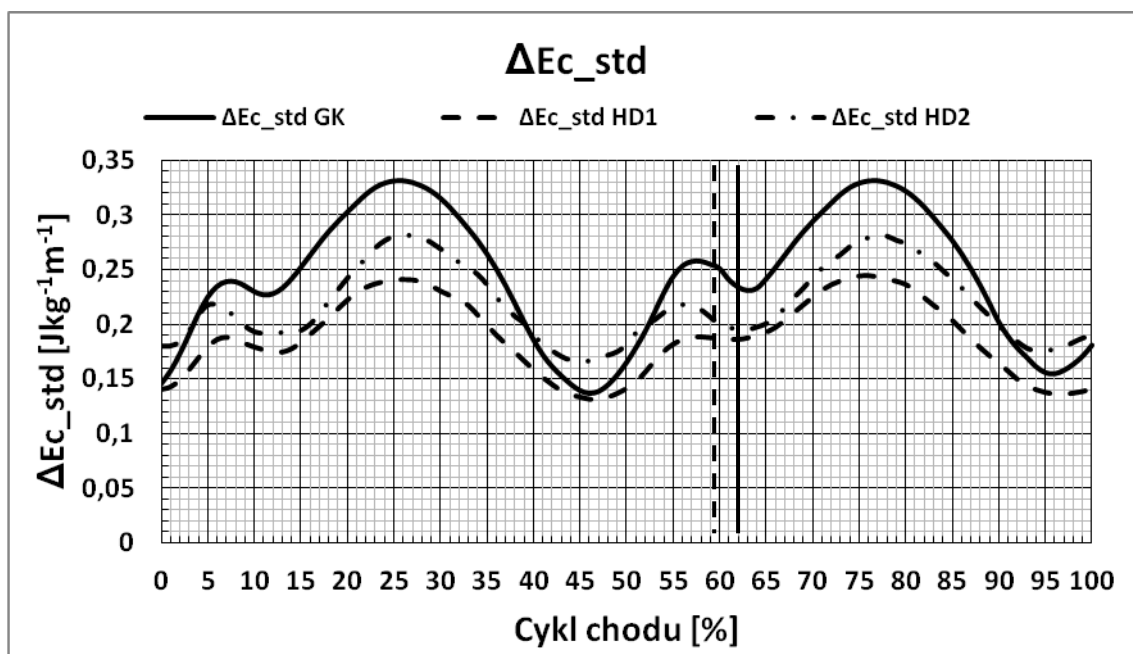
Rycina 4.9. prezentuje wartości chwilowe wypadkowej energii kinetycznej ruchu OSC standaryzowane względem masy ciała i długości cyklu, w znormalizowanym cyklu chodu. Kształty wykresów są zbliżone we wszystkich analizowanych grupach. Nie występują znaczące przesunięcia maksimów i minimów wartości energii w poszczególnych fazach ruchu. Należy podkreślić, że kształt krzywych jest bardzo zbliżony do wcześniej omawianych zmian składowej  $\Delta E_{ky\_std}$  w ruchu w przód, co sugeruje decydujący wpływ tej składowej na kształtowanie zmian wypadkowej energii kinetycznej w ruchu OSC ciała. Podobnie zlokalizowane są również maksima i minima wykresów.

Wartości energii kinetycznej dla grupy chorych z HD2 oraz GK charakteryzują się zbliżonymi i najwyższymi wartościami zmian wypadkowej energii kinetycznej i wynoszą maksymalnie około  $0,21 \text{ Jkg}^{-1}\text{m}^{-1}$ . Wartości maksymalne uzyskiwane w grupie HD1 są mniejsze o ok. 16% w stosunku do HD2 i GK. Wykresy te zawierają dwa maksima i dwa minima, zgodne w fazie. Maksymalne wartości wypadkowej energii kinetycznej przypadają na 5% i 55% cyklu, co odpowiada środkowej części dwóch faz dwupodporowych (przejmowanie ciężaru ciała przez kończyny przeciwne).

Po postawieniu pięty na podłożu początkowo obserwujemy wzrost wartości wypadkowej energii kinetycznej w pierwszej części fazy LR, zapoczątkowany w fazie środkowego wymachu ok. 80% cyklu. Następnie od ok. 5% cyklu wartość energii maleje do fazy środkowego podparcia MST, gdzie osiąga swoje pierwsze lokalne minimum. Następnie obserwujemy narastanie wartości energii kinetycznej  $\Delta E_{k\_std}$  od ok. 30 % cyklu (MST) do ok. 55% cyklu (PSW). Ma to miejsce w czasie opadania OSC względem osi pionowej. W pierwszej części fazy podwójnego podparcia PSW, osiąga ona swój kolejny szczyt, a następnie szybko zmniejsza się w kierunku kolejnego lokalnego minimum ok. 80% cyklu chodu. W tym okresie cyklu chodu dochodzi do intensywnej przemiany energii potencjalnej w energię kinetyczną.

Rycina 4.10. przedstawia wykresy zmian chwilowych całkowitej energii ruchu OSC, będącej sumą obu rodzajów energii kinetycznej i potencjalnej, przypadającej na kilogram masy ciała i metr przebytego dystansu, obliczonej w każdym jednoprocetowym przedziale cyklu

chodu w grupach badanych osób. Krzywa energii całkowitej osiąga po dwa charakterystyczne maksima oraz minima w cyklu chodu. Kształty krzywych w cyklu chodu są zbliżone, lecz różnią się wyraźnie wartościami szczytowymi.



Ryc. 4.10. Wartości standaryzowanych zmian energii całkowitej  $\Delta Ec\_std$  w cyklu chodu, w badanych grupach osób

Kształt krzywych oraz lokalizacja w fazach cyklu chodu wartości ekstremalnych jest podobna dla wszystkich badanych grup. Wartości energii całkowitej  $\Delta Ec\_std$  dla grupy osób zdrowych są wyraźnie wyższe od pozostałych badanych grup, osiągając poziom ok.  $0,33 \text{ Jkg}^{-1}\text{m}^{-1}$  i są wyższe odpowiednio o 27% od HD1 i 14% od wartości uzyskanej w grupie HD2. Wartości ekstremalne zmian  $\Delta Ec\_std$  w grupie HD2 były wyższe o ok. 14% w stosunku do HD1.

Po postawieniu pięty na podłożu wartość energii całkowitej rośnie w fazie obciążania kończyny, osiągając szczytową wartość w fazie jednopodporowej, z krótkim okresem obniżenia swojej wartości w końcowej części przejmowania ciężaru ciała, (około 6% cyklu), gdzie obserwujemy lokalny nieznaczny spadek wartości energii całkowitej dla wszystkich krzywych. Dla badanych HD1 i HD2 maksimum wartości standaryzowanej energii całkowitej osiągnięto w 27 % cyklu, natomiast dla badanych z GK maksimum osiągnięto średnio w 26% cyklu. Energia całkowita  $\Delta Ec\_std$  niezbędna do przemieszczania OSC, po osiągnięciu lokalnego maksimum zaczyna maleć, aby dotrzeć do lokalnego minimum ok 46-47% cyklu. Dotyczy to wszystkich trzech krzywych.

Następnie do zakończenia cyklu chodu obserwujemy powtórzenie charakteru zmian  $\Delta Ec\_std$ , czyli osiągnięcie kolejnego lokalnego maksimum w 77% i minimum ok. 97% cyklu. U chorych z grupy HD2 i GK nachylenia wartości wykresów były bardziej strome, a zmiany wartości energii całkowitej następowały szybciej.

#### 4.2.2. Analiza statystyczna zmian wartości energii, standaryzowanych względem masy ciała i długości cyklu chodu

Wyniki analizy testowania normalności rozkładu testem Shapiro–Wilka standaryzowanych względem masy ciała i długości cyklu zmian energii OSC w badanych grupach osób zamieszczono w tab. 4.4.

W wyniku testowania normalności rozkładu wyników indywidualnych w obrębie poszczególnych zmiennych w grupie z HD oraz w GK, okazało się, że w przypadku wszystkich zmiennych za wyjątkiem zmian składowych energii kinetycznej OSC w grupie HD ( $\Delta E_{kx\_std}$ ,  $\Delta E_{ky\_std}$ ,  $\Delta E_{kz\_std}$ ), odnotowanych w pierwszym badaniu,  $\Delta E_{kx\_std}$  w badaniu kontrolnym oraz  $\Delta E_{p\_std}$  w grupie kontrolnej, nie znaleziono podstaw do odrzucenia hipotezy  $H_0$  o istnieniu normalnego rozkładu wyników.

Tab.4.4. Wyniki testowania normalności rozkładu (test W Shapiro – Wilka) zmian energii OSC standaryzowanych względem masy ciała i długości cyklu oraz wskaźnika odzyskiwania energii

Zmienna/ Grupa	$\Delta E_{kx\_std}$ [Jkg <sup>-1</sup> m <sup>-1</sup> ]	$\Delta E_{ky\_std}$ [Jkg <sup>-1</sup> m <sup>-1</sup> ]	$\Delta E_{kz\_std}$ [Jkg <sup>-1</sup> m <sup>-1</sup> ]	$\Delta E_{k\_std}$ [Jkg <sup>-1</sup> m <sup>-1</sup> ]	$\Delta E_{p\_std}$ [Jkg <sup>-1</sup> m <sup>-1</sup> ]	$\Delta E_{c\_std}$ [Jkg <sup>-1</sup> m <sup>-1</sup> ]	Recov. [%]
HD1	p=0,001	p=0,002	p=0,054*	p=0,002	p=0,421*	p=0,376*	p=0,065*
HD2	p=0,003	p=0,246*	p=0,776*	p=0,170*	p=0,170*	p=0,384*	p=0,889*
GK	p=0,213*	p=0,142*	p=0,110*	p=0,089*	p=0,001	p=0,074*	p=0,120*

\* - oznaczono zmienne charakteryzujące się normalnym rozkładem wyników ( $p < 0,05$ )

W tabeli 4.5. zamieszczono wyniki statystyki opisowej dla standaryzowanych względem masy i długości cyklu zmian składowych energii OSC w grupie chorych z HD oraz grupie kontrolnej. Dla wszystkich zmiennych podano wartości średnie wraz z odchyleniem standardowym, wartości mediany oraz odchylenia kwartyłowego, wartości ekstremalne, oraz współczynnika zmienności.

Najwyższe wartości energii kinetycznej w ruchu do boku w płaszczyźnie czołowej  $\Delta E_{kx\_std}$  odnotowano w grupie HD1, gdzie wartość tej składowej energii kinetycznej wyniła średnio 0,013 Jkg<sup>-1</sup>m<sup>-1</sup>, ulegając zmniejszeniu w grupie HD2 po terapii do wartości 0,010 Jkg<sup>-1</sup>m<sup>-1</sup>, czyli o ok. 10% (tab.4.5.). Najniższe wartości średnie energii kinetycznej w ruchu do boku rejestrowano w grupie kontrolnej, które lokowały się na poziomie 0,008 Jkg<sup>-1</sup>m<sup>-1</sup>. Średnia wartości energii ruchu do boku OSC w grupie kontrolnej była niższa o ok. 62% i 25% w stosunku do analogicznej wartości energii kinetycznej odpowiednio w grupach HD1 i HD2.

Wartości energii kinetycznej OSC w ruchu postępowym  $\Delta E_{ky\_std}$  były znacznie większe od składowych zarejestrowanych w ruchu OSC na boki i w górę. Nie odnotowano również tak znacznych różnic, jak w przypadku pozostałych składowych standaryzowanej energii kinetycznej. Średnia energia kinetyczna ruchu OSC wzdłuż osi Y w grupach HD1 i i GK wyniosły odpowiednio 0,20 Jkg<sup>-1</sup>m<sup>-1</sup> i 0,19 Jkg<sup>-1</sup>m<sup>-1</sup>, co dawało różnicę na poziomie zaledwie 5%. W grupie pacjentów HD1 przed terapią wartość średnia energii kinetycznej w ruchu OSC wzdłuż osi strzałkowej była wyraźnie niższa od dwóch pozostałych, lokując się na poziomie ok. 0,15 Jkg<sup>-1</sup>m<sup>-1</sup> (tab.4.5.). Procentowe różnice wartości średniej energii kinetycznej w ruchu wzdłuż osi strzałkowej w grupach HD1 i HD2 wyniosła około 33%, natomiast pomiędzy HD1 i GK osiągnęła wartość 27%.

Tab. 4.5. Statystyki opisowe zmian energii OSC, standaryzowanych względem masy ciała i długości cyklu oraz wskaźnika odzyskiwania energii

	$\bar{x}$	SD	Me	Q	Min	Max	V
--	-----------	----	----	---	-----	-----	---

Zmienna/ Grupa	[Jkg <sup>-1</sup> m <sup>-1</sup> ]	[Jkg <sup>-1</sup> m <sup>-1</sup> ]	[Jkg <sup>-1</sup> m <sup>-1</sup> ]	[Jkg <sup>-1</sup> m <sup>-1</sup> ]	[Jkg <sup>-1</sup> m <sup>-1</sup> ]	[Jkg <sup>-1</sup> m <sup>-1</sup> ]	%
<b>ΔEkx_std HD1</b>	0,013	0,008	0,010	0,010	0,003	0,042	6 7
<b>ΔEkx_std HD2</b>	0,011	0,006	0,009	0,008	0,003	0,030	6 0
<b>ΔEkx_std GK</b>	0,0064	0,0005	0,006	0,002	0,004	0,013	3 0
<b>ΔEky_std HD1</b>	0,151	0,071	0,134	0,085	0,050	0,333	4 7
<b>ΔEky_std HD2</b>	0,200	0,036	0,200	0,061	0,141	0,263	1 8
<b>ΔEky_std GK</b>	0,192	0,034	0,192	0,045	0,130	0,286	1 8
<b>ΔEkz_std HD1</b>	0,013	0,007	0,011	0,010	0,003	0,031	5 4
<b>ΔEkz_std HD2</b>	0,016	0,006	0,016	0,010	0,003	0,027	3 7
<b>ΔEkz_std GK</b>	0,010	0,003	0,009	0,005	0,005	0,017	3 5
<b>ΔEk_std HD1</b>	0,176	0,075	0,151	0,087	0,081	0,371	4 3
<b>ΔEk_std HD2</b>	0,208	0,038	0,207	0,071	0,140	0,270	1 8
<b>ΔEk_std GK</b>	0,209	0,036	0,208	0,040	0,150	0,308	1 7
<b>ΔEp_std HD1</b>	0,240	0,057	0,229	0,079	0,145	0,388	2 4
<b>ΔEp_std HD2</b>	0,263	0,038	0,262	0,071	0,185	0,315	1 5
<b>ΔEp_std GK</b>	0,339	0,036	0,340	0,039	0,225	0,390	11
<b>ΔEc_std HD1</b>	0,240	0,048	0,232	0,056	0,158	0,339	2 0
<b>ΔEc_std HD2</b>	0,280	0,040	0,274	0,050	0,210	0,368	1 4
<b>ΔEc_std GK</b>	0,327	0,048	0,318	0,071	0,257	0,474	1 5
<b>Zmienna/ Grupa</b>	<b>%<sup>2</sup></b>	<b>%<sup>2</sup></b>	<b>%<sup>2</sup></b>	<b>%<sup>2</sup></b>	<b>%<sup>2</sup></b>	<b>%<sup>2</sup></b>	<b>%</b>
<b>Recov_std HD1</b>	4309	985	4125	741	2218	5814	2 3
<b>Recov_std HD2</b>	4313	905	4219	640	2162	6306	2 1
<b>Recov_std GK</b>	5231	658	5212	435	4106	6760	1 3

$\bar{x}$  – wartość średnia, Me – mediana, Min – wartość minimalna, Max – wartość maksymalna, Q – odchylenie kwartylowe, SD – odchylenie standardowe, V – współczynnik zmienności.

Średnie wartości energii kinetycznej ruchu OSC wzdłuż osi pionowej  $\Delta Ekz\_std$  najwyższe wartości uzyskały w grupie HD2, a następnie w HD1, sięgające odpowiednio wartości  $0,016 \text{ Jkg}^{-1}\text{m}^{-1}$  i  $0,013 \text{ Jkg}^{-1}\text{m}^{-1}$ . Wyniki w grupie GK, były niższe od wyżej wymienionych, a różnica wynosiła odpowiednio ok. 38% i 19%. Ta składowa energii stanowiła niewielki procentowy udział w całkowitej energii kinetycznej ruchu OSC (tab.4.5.).

Wartości całkowitej energii kinetycznej OSC w ruchu postępowym  $\Delta Ek\_std$  lokowały się w poszczególnych grupach w bardzo zbliżonych proporcjach, jak to miało miejsce w przypadku składowej  $\Delta Eky\_std$ , ze względu na fakt, że ta składowa miała zdecydowanie największy wpływ na poziom całkowitej energii kinetycznej. Wartości tej składowej były znacznie większe od składowych zarejestrowanych w ruchu OSC na boki i w górę. Średnia całkowita energia kinetyczna ruchu OSC w grupach HD1 i GK lokowały się na bardzo zbliżonym poziomie ok.  $0,21 \text{ Jkg}^{-1}\text{m}^{-1}$  (tab.4.5.). W grupie pacjentów HD1 wartość średnia całkowitej energii kinetycznej w ruchu OSC była niższa od dwóch pozostałych o ok 18%.

Wartości energii potencjalnej OSC w ruchu postępowym  $\Delta Ep\_std$  miały znaczący udział w energii całkowitej ruchu OSC i lokowały się w grupach HD1 i HD2 na zbliżonym poziomie, a różnica pomiędzy średnimi nie przekraczała 5%. W grupie kontrolnej odnotowano najwyższe wartości tej składowej na poziomie ok.  $0,34 \text{ Jkg}^{-1}\text{m}^{-1}$  (tab.4.5.). Były one wyższe od wartości w grupach osób z HD o ok. 25%.

Wartości standaryzowanej energii całkowitej  $\Delta Ec\_std$ , są odbiciem przemian energetycznych będących istotą wzajemnych przemian energii potencjalnej i kinetycznej w ruchu OSC. Najwyższe wartości na poziomie ok.  $0,33 \text{ Jkg}^{-1}\text{m}^{-1}$  odnotowano w grupie kontrolnej. Były one wyższe w stosunku do średniej wartości w grupie HD2 o ok. 14%, natomiast w stosunku do analogicznej zmiennej w grupie HD1 różnice wynosiły ok. 27% (tab.4.5.).

W kolejnym etapie pracy przeprowadzono analizę statystyczną istotności różnic pomiędzy średnimi analogicznych zmiennych w badanych grupach osób. Wyniki zamieszczono w tab. 4.6.

W tabeli 4.6 zamieszczono wyniki oceny statystycznej istotności różnic pomiędzy średnimi wartościami zmiennych składowych energii OSC, standaryzowanych względem masy ciała i długości cyklu oraz wskaźnika odzyskiwania energii badanych osób.

W przypadku zmiennych charakteryzujących się rozkładem normalnym wyników oraz spełniających założenia o jednorodności wariancji do analizy wykorzystano test Anova oraz testowanie post hoc Tuckeya. W przypadku braku normalnego rozkładu wyników w którejkolwiek z analizowanych grup do oceny istotnych kontrastów pomiędzy średnimi wykorzystano test Anova Kruskala-Wallisa, a porównania międzygrupowe przeprowadzono w oparciu o test post hoc Dunna z korektą Bonferroni.

Odnotowano szereg istotnych statystycznie różnic pomiędzy średnimi wartościami zmian energii i wskaźnika odzyskiwania energii ( $p < 0,05$ ). Grupa kontrolna wykazała istotne kontrasty względem grupy HD1 w zakresie wszystkich analizowanych zmiennych na zróżnicowanym poziomie istotności, oprócz  $\Delta Ek\_std$ . W porównaniach GK z HD2 odnotowano istotne statystycznie różnice na zróżnicowanym poziomie istotności dla wartości zmiennych:  $\Delta Ekx\_std$ ,  $\Delta Ekz\_std$ ,  $\Delta Ep\_std$ ,  $\Delta Ec\_std$  oraz Recovery. Istotne statystycznie

różnice wystąpiły również w porównaniach między grupowych HD1 i HD2 w zakresie zmiennych  $\Delta Eky\_std$  oraz  $\Delta Ec\_std$  na poziomie  $p < 0,005$ .

Tab. 4.6. Wyniki jednoczynnikowej analizy wariancji Anova (post hoc Tukeya), Anova Kruskala-Wallisa (post hoc Dunna) dla zmian wartości składowych energii OSC, standaryzowanych względem masy ciała i długości cyklu oraz wskaźnika odzyskiwania energii

Zmienne/ Grupy	$\Delta Ekx\_std$	$\Delta Eky\_std$	$\Delta Ekz\_std$	$\Delta Ek\_std$	$\Delta Ep\_std$	$\Delta Ec\_std$	Recovery
HD1 vs GK	0,002***SW	0,0026***SW	0,042* <sup>A</sup>	0,0794 <sup>SW</sup>	0,0001**** <sup>A</sup>	0,0001**** <sup>A</sup>	p=0,0000**** <sup>A</sup>
HD2 vs GK	0,032* <sup>SW</sup>	0,9684 <sup>SW</sup>	0,0002**** <sup>A</sup>		0,0001**** <sup>A</sup>	0,0006**** <sup>A</sup>	p=0,0000**** <sup>A</sup>
HD1 vs HD2	0,33 <sup>SW</sup>	0,0026***SW	0,1376 <sup>A</sup>		0,4932 <sup>A</sup>	0,0037*** <sup>A</sup>	p=0,9996 <sup>A</sup>

\* różnice istotne statystycznie, obliczone testem post hoc ( $p < 0,05$ )

\*\* różnice istotne statystycznie, obliczone testem post hoc ( $p < 0,01$ )

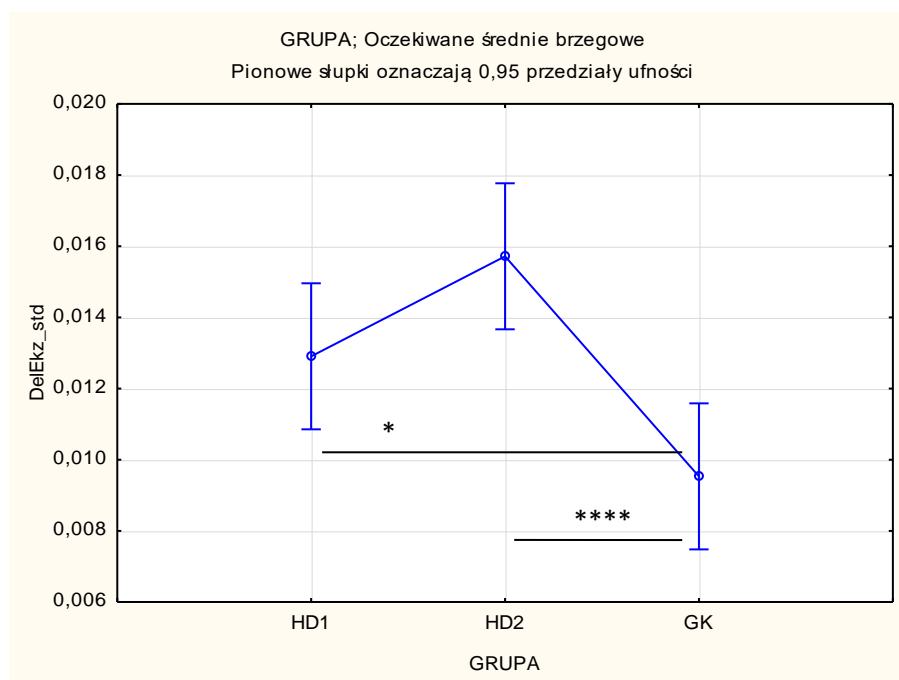
\*\*\* różnice istotne statystycznie, obliczone testem post hoc ( $p < 0,005$ )

\*\*\*\* różnice istotne statystycznie, obliczone testem post hoc ( $p < 0,001$ )

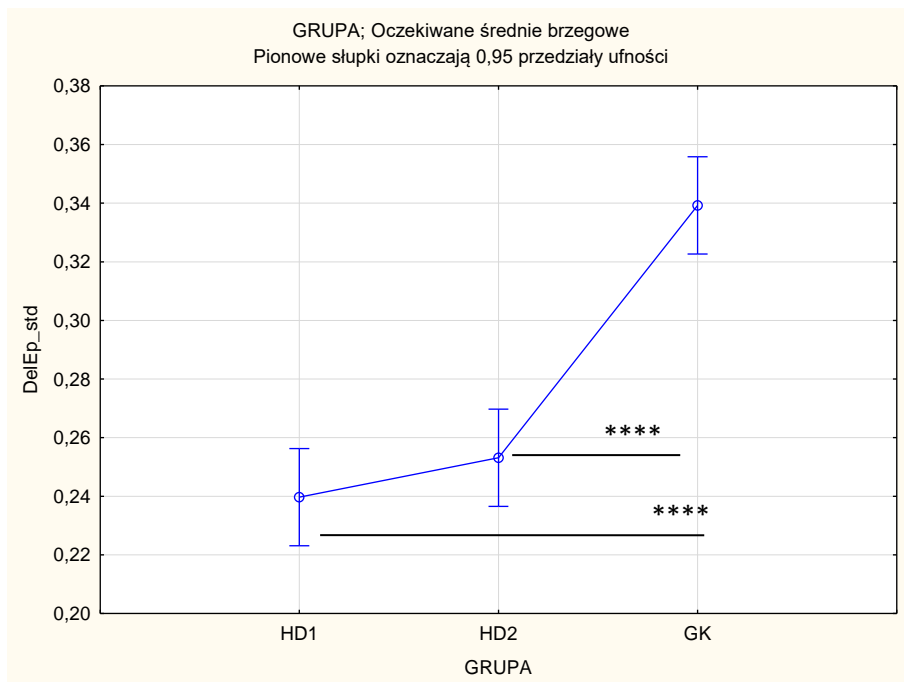
<sup>KW</sup> ocena istotności różnic przeprowadzona testem Kruskala-Wallisa i testem post hoc Dunna z korektą Bonferroni

<sup>A</sup> ocena istotności różnic przeprowadzona testem Anova i testem post hoc Tukeya

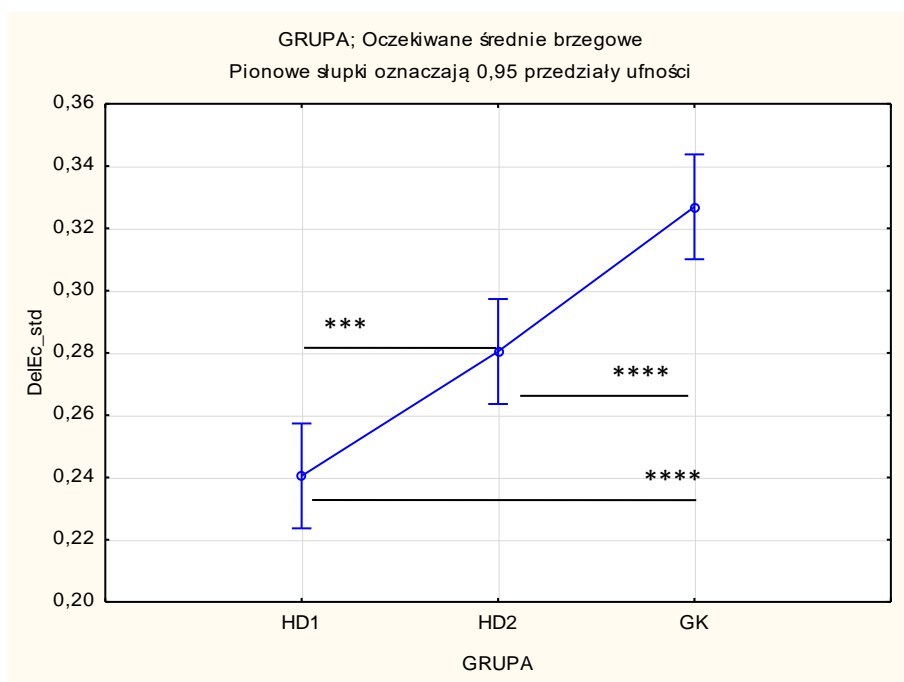
Wyniki graficznej prezentacji przeprowadzonych porównań zamieszczono na rycinach (4.11. do 4.15.)



Ryc. 4.11. Graficzna prezentacja wyników analizy statystycznej istotności różnic dla zmiennej  $\Delta Ekz\_std$  w badaniach grupach osób

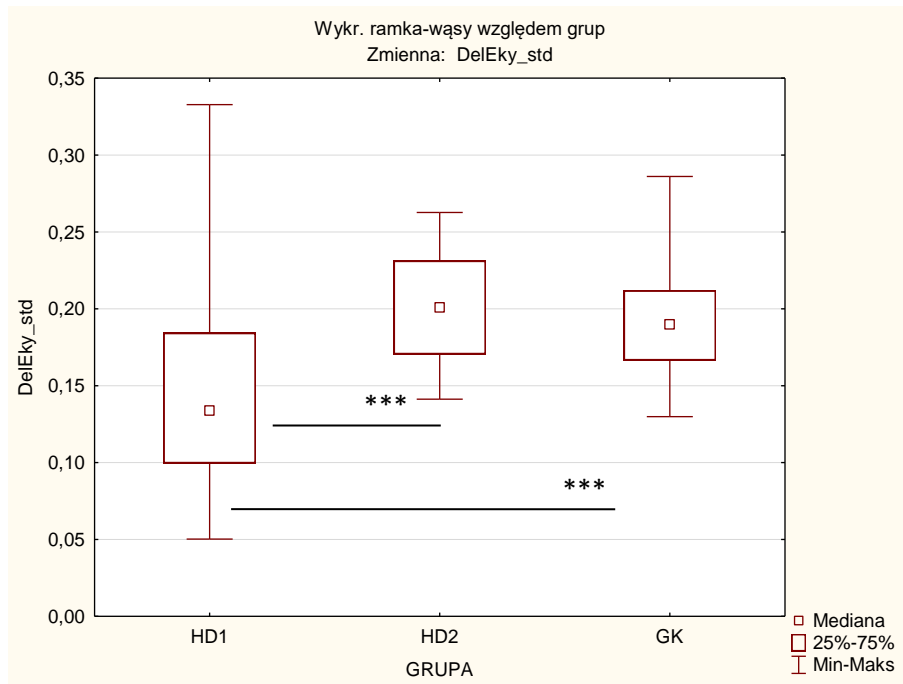


Ryc. 4.12. Graficzna prezentacja wyników analizy statystycznej istotności różnic dla zmiennej  $\Delta Ep\_std$  w grupach badanych osób

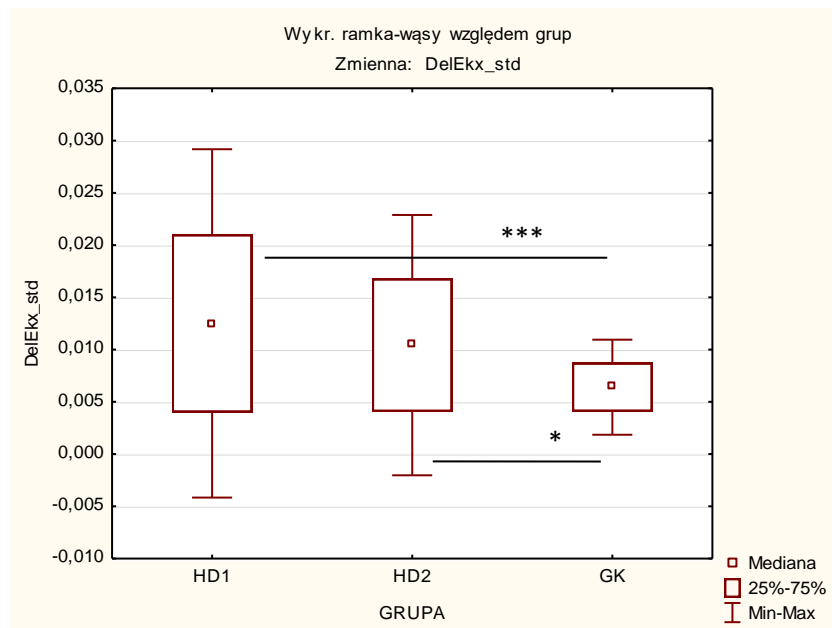


Ryc. 4.13. Graficzna prezentacja wyników analizy statystycznej istotności różnic dla zmiennej  $\Delta Ec\_std$  w grupach badanych osób





Ryc. 4.14. Graficzna prezentacja wyników analizy statystycznej istotności różnic dla zmiennej  $\Delta Eky\_std$  w grupach badanych osób

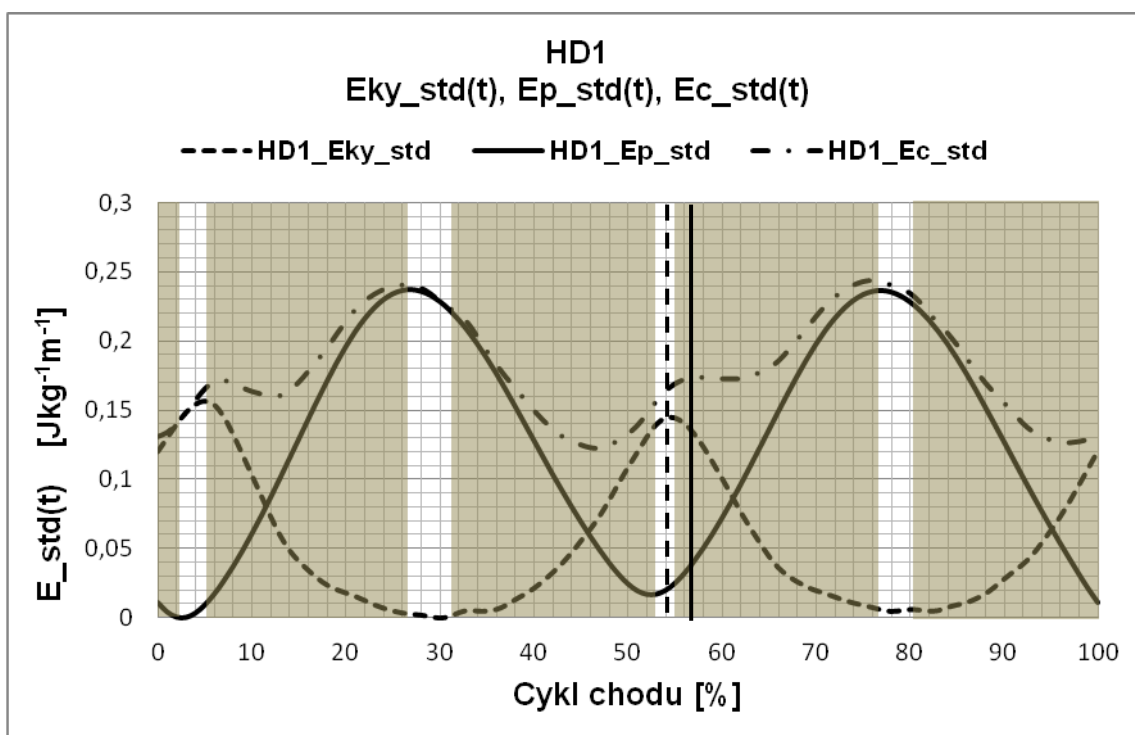


Ryc. 4.15. Graficzna prezentacja wyników analizy statystycznej istotności różnic dla zmiennej  $\Delta Ekx\_std$  w grupach badanych osób

### 4.3. Analiza wyników transformacji energii kinetycznej i potencjalnej w badanych grupach osób w cyklu chodu

#### 4.3.1. Analiza wykresów transformacji energii kinetycznej i potencjalnej w badanych grupach osób w cyklu chodu

Na rycinach 4.16. – 4.18 zamieszczono wyniki analizy transformacji energii kinetycznej i potencjalnej w badanych grupach osób w cyklu chodu.



Ryc. 4.16. Wyniki chwilowych wartości energii kinetycznej ruchu postępowego  $\Delta E_{ky\_std}$  oraz energii potencjalnej  $\Delta E_{p\_std}$  w grupie chorych HD1 standaryzowane względem masy ciała i metra przebytego dystansu

Na wykresie 4.16. przedstawiono krzywe zmian energii potencjalnej  $\Delta E_{p\_std}$ , energii kinetycznej ruchu postępowego  $\Delta E_{ky\_std}$  oraz energię całkowitą  $\Delta E_{c\_std}$ , będącą sumą obu energii składowych w grupie HD1 w znormalizowanym cyklu chodu.

Ciemne pola na wykresie określają przedziały względnego czasu cyklu chodu, w których następowała wzajemna transformacja składowych energii mechanicznej. Wzrostowi energii potencjalnej środka ciężkości ciała towarzyszyło zmniejszanie się poziomu energii kinetycznej ruchu postępowego środka ciężkości ciała.

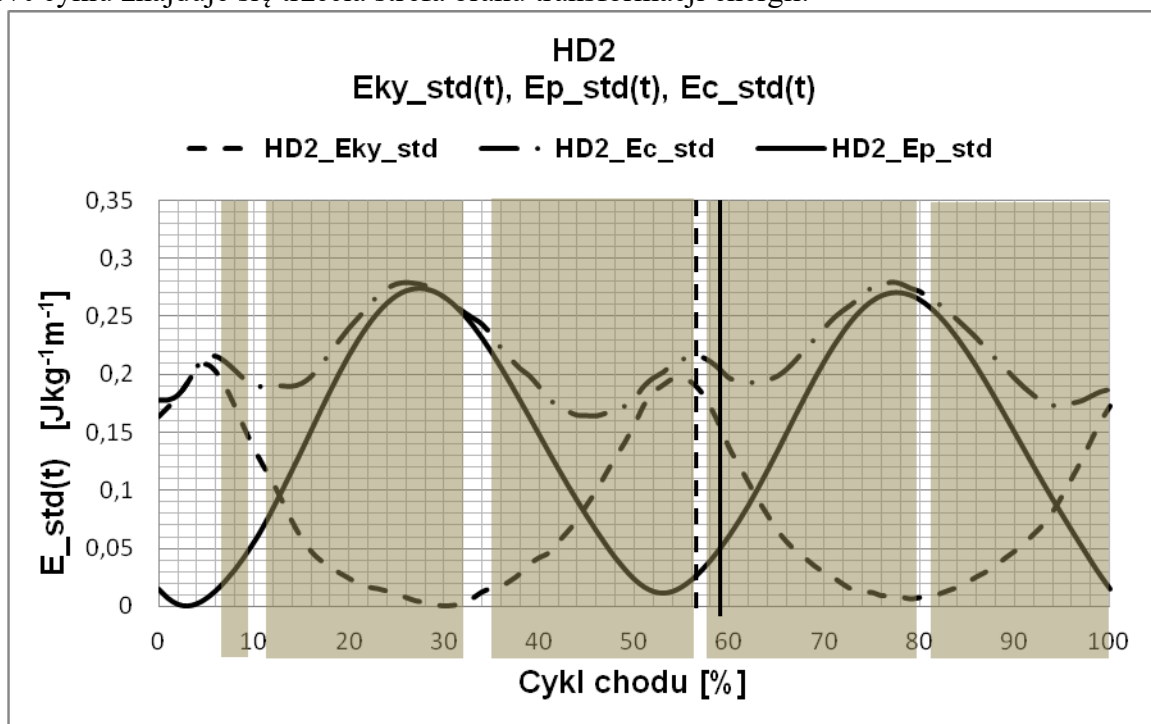
Linia kropka-kreska zaznaczono wartości energii całkowitej  $\Delta E_{c\_std}$ , osiągnęte przez chorych z grupy badanej HD1. W całym cyklu chodu zaobserwowano cztery takie okresy, w których dochodzi do wzajemnej transformacji obu rodzajów energii, a tym samym oszczędzania energii mechanicznej. Odnotowano również cztery przedziały względnego czasu cyklu chodu, gdzie transformacja energii nie występuje. Ma to miejsce, kiedy oba rodzaje energii rosną lub maleją jednocześnie. W tych obszarach krzywe energii nie były precyzyjnie zsynchronizowane o kąt 180 stopni.

Krzywe składowych energii mechanicznej  $\Delta E_{ky\_std}$  i  $\Delta E_{p\_std}$ , w cyklu są przesunięte w fazie o kąt ok.  $180^\circ$ . Obie składowe energii wyraźnie różniły się wartościami. Energia całkowita, dzięki wzajemnej transformacji obu jej składowych nie przekraczała wartości  $0,24 \text{ Jkg}^{-1}\text{m}^{-1}$ .

Przedział pierwszy, w którym występowała transformacja energii rozpoczynał się około 79 % cyklu (końcowa faza wymachu) i trwał do 3% cyklu chodu, czyli do początku pierwszej fazy dwupodporowej. Podczas obniżania położenia OSC, energia potencjalna zamieniana była na energię kinetyczną ruchu postępowego względem osi Y (zamierzonego kierunku ruchu), rozpędzając OSC przed kontaktem pięty z podłożem. Energia kinetyczna rosła w czasie tej fazy do osiągnięcia wartości szczytowej w okresie przejmowania ciężaru ciała (faza amortyzacji LR). Pomiędzy 3-4% cyklu występuje krótka faza, kiedy obie energie rosną, nie zapewniając ich wzajemnej transformacji (pierwszy niezaciemniony obszar wykresu).

Następnie do połowy fazy podparcia OSC unosił się w górę, zwiększając poziom energii potencjalnej z równoczesnym wyhamowywaniem ruchu wzdłuż osi strzałkowej. W tym obszarze energia kinetyczna malała, a energia potencjalna rosła do ok 27% cyklu. W tym przedziale czasu energia kinetyczna ruchu postępowego zamieniała się w energię potencjalną unoszenia OSC. Wzajemna transformacja energii powodowała wzrost energii całkowitej w tym przedziale względnego czasu cyklu.

Po osiągnięciu najwyższego położenia OSC (najwyższy poziom energii potencjalnej), energia kinetyczna zbliżała się do wartości minimalnej w cyklu. Po chwilowej stabilizacji poziomów energii, trwającej około 2 -3 % cyklu (drugi z okresów braku transformacji energii) następuje obniżanie OSC, z ponownym narastaniem wartości energii kinetycznej i powtórzeniem procesu zamiany energii potencjalnej w kinetyczną. W pierwszej części tego przedziału do ok. 46% cyklu energia całkowita zmniejszała swoją wartość, do zrównoważenia obu rodzajów energii, a następnie zaczęła ponownie rosnać, dzięki zwiększaniu się energii kinetycznej ruchu postępowego. Transformacja energii potencjalnej w kinetyczną trwała do ok. 50% cyklu, czyli drugiego podwójnego podparcia. W początkowej jego fazie pomiędzy 50, a 53% cyklu znajduje się trzecia strefa braku transformacji energii.



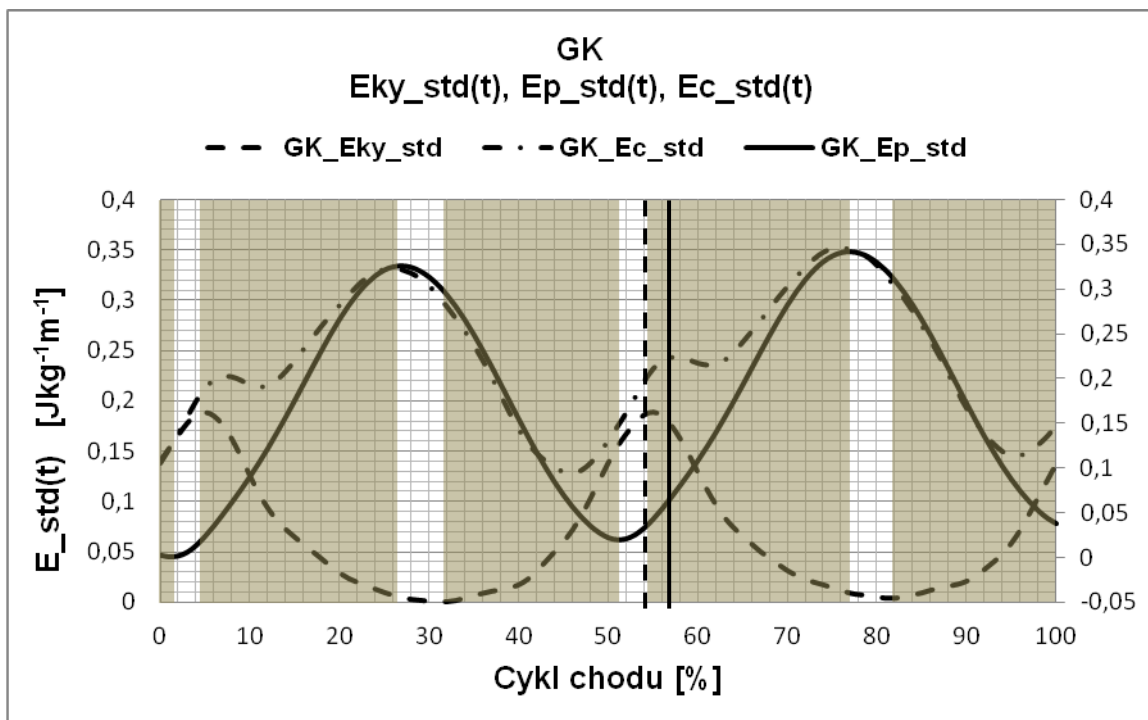
Ryc. 4.17. Wyniki chwilowych wartości energii kinetycznej ruchu postępowego  $\Delta E_{ky\_std}$  oraz energii potencjalnej  $\Delta E_{p\_std}$  w grupie chorych HD2 standaryzowane względem masy ciała i metra przebytego dystansu

Po niej następuje ponowna transformacja energii kinetycznej w potencjalną, której towarzyszy unoszenie OSC. Stan ten trwa do ok. 76% cyklu i jest związany początkowo ze spadkiem wartości energii całkowitej do momentu zrównoważenia się poziomem obu rodzajów składowych energii, by następnie kontynuować trend wzrostowy do ok. 76% cyklu.

Rycina 4.17 przedstawia obszary transformacji energii kinetycznej i potencjalnej OSC dla grupy chorych z chorobą Huntingtona HD2. Oscylacje energii są nieco większe niż w grupie badanych HD1, lecz kształt krzywych nie różni się od kształtu krzywych grupy HD1.

Oscylacje energii potencjalnej były większe, niż energii kinetycznej generowanej w kierunku ruchu. Uzyskano minimalnie wyższą wartość zmian energii potencjalnej i wyraźnie wyższe zmiany energii kinetycznej w kierunku zamierzonego ruchu, niż w grupie HD1. Dlatego wypadkowa energia całkowita również osiągnęła wyraźnie wyższe zakresy zmian w porównaniu do HD1. Grupa chorych HD2 charakteryzowała się przesunięciem fazowym wykresów podstawowych składowych energii mechanicznej. W grupie chorych po usprawnianiu występowały cztery obszary, w których widoczne są jednokierunkowe zmiany obu typów energii (równocześnie rosły lub równocześnie malały). W tej grupie badanych okresy braku wzajemnej wymiany energii znajdowały się w tych samych przedziałach czasowych cyklu chodu, co w grupie HD1 i występowały pomiędzy 3 – 6 % cyklu chodu, 27 – 30 % cyklu chodu, 53 - 54 % cyklu chodu i 78 – 80 % cyklu chodu. Łączony względny czas bez transformacji dwóch głównych form energii obejmował 14% cyklu chodu.

Ryc. 4.18. przedstawia wykresy zmian składowej energii kinetycznej  $\Delta E_{ky\_std}$  i potencjalnej  $\Delta E_{p\_std}$  OSC w chodzie grupy kontrolnej z naturalną prędkością, oraz energię mechaniczną całkowitą  $\Delta E_{c\_std}$ , jaką posiada OSC w jednoprocenowych przedziałach cyklu chodu, będącą efektem wzajemnej transformacji energii.



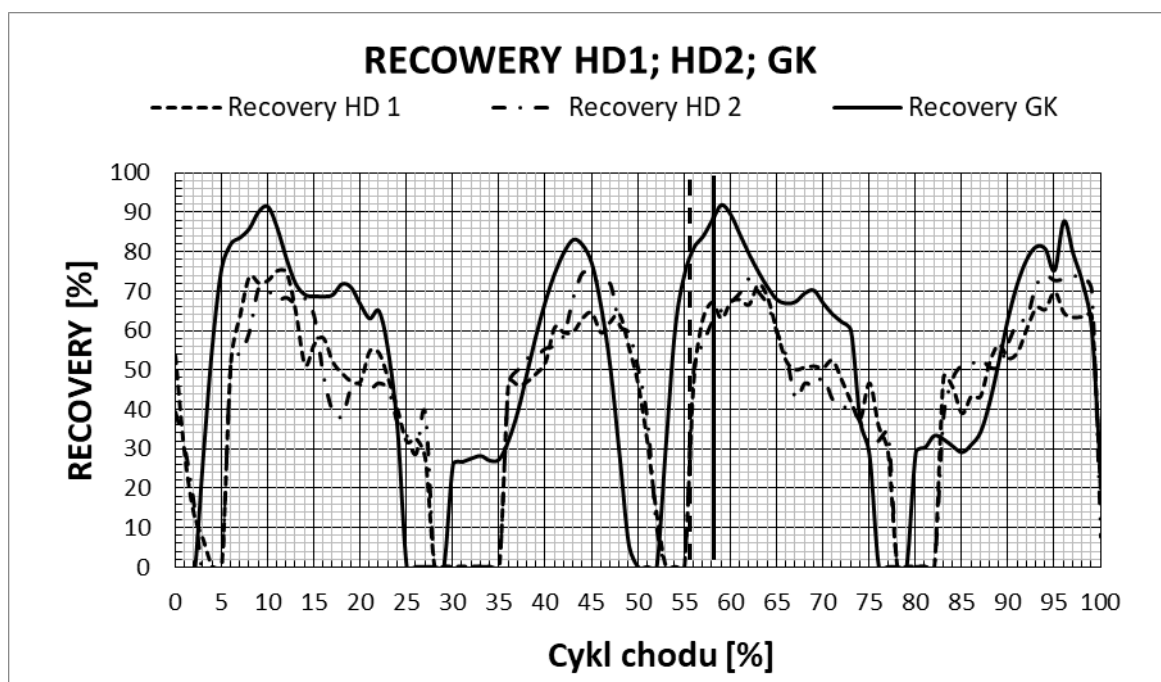
Ryc. 4.18. Wyniki chwilowych wartości energii kinetycznej ruchu postępowego  $\Delta E_{ky\_std}$  oraz energii potencjalnej  $\Delta E_{p\_std}$  w grupie kontrolnej GK standaryzowane względem masy ciała i metra przebytego dystansu

Kształty krzywych na ryc. 4.18. odzwierciedlają znacznie większe chwilowe oscylacje wartości energii, kąty nachylenia krzywych są bardziej strome, maksima i minima bardziej ostre, niż w grupach HD1 i HD2. Analogiczne krzywe chorych z HD są natomiast bardziej płaskie, a zmiany energii nie następują tak dynamicznie, jak w grupie kontrolnej. Przesunięcie w fazie wykresów obu składowych energii całkowitej w porównaniu z chorymi z HD jest bardziej zaakcentowane.

Odmienne też prezentują się przedziały braku wzajemnej transformacji energii. Występują dwa węższe (po ok. 3% cyklu) i dwa szersze (po ok. 6% cyklu), łącznie względnym sumarycznym czasie ok. 18% cyklu. Występują one w fazach: LR, MST, PSW i MSW. Powyższe czynniki wskazują na sprawniejszy mechanizm wzajemnej transformacji energii, niż w grupach HD1 i HD2.

#### 4.3.2. Analiza wykresów wskaźników transformacji energii kinetycznej i potencjalnej w badanych grupach osób w cyklu chodu

Ryc. 4.19. przedstawia wskaźniki odzyskiwania energii w mechanizmie odwróconego wahadła w poszczególnych fazach chodu we wszystkich badanych grupach, obliczone w jednoprotowych przedziałach cyklu chodu.



Ryc. 4.19. Chwilowe wartości wskaźników odzyskiwania energii w poszczególnych jednoprotowych przedziałach cyklu chodu w grupie chorych HD1 i HD2 oraz grupie kontrolnej GK

Kształt krzywych dla wszystkich grup badanych osób jest zbliżony, lecz widoczne są wyraźne różnice wartości wskaźnika oraz szerokości przedziałów czasowych z aktywną wzajemną dwukierunkową transformacją energii kinetycznej i potencjalnej. Dodatkowa

różnica polega na przesunięciu czasowym krzywych w grupach HD w stosunku do grupy kontrolnej. Grupa po usprawnianiu nie wykazuje istotnych zmian kształtu krzywej w stosunku do osób nieusprawnianych w grupie HD, a różnice wartości wskaźnika w poszczególnych fazach cyklu są niewielkie.

Krzywa grupy kontrolnej wykazuje przez praktycznie cały cykl chodu większe wartości stopnia odzyskiwania energii. Na wykresie można wyróżnić fazy chodu, w których wskaźnik odzyskiwania energii uzyskuje wysokie wartości oraz takie obszary, w których wartość wskaźnika spada do zera (w tych obszarach energia nie jest odzyskiwana). Obszary odzyskiwania energii w cyklu chodu w grupie osób zdrowych są przesunięte (przyspieszone) w cyklu chodu o ok. 3-4% w stosunku do grup HD1 i HD2. Na wszystkich wykresach krzywych można odnaleźć cztery szczytowe wartości ekstremalne, przypadające na koniec fazy przejmowania ciężaru ciała (ok. 10% cyklu), w późnej fazie jednopodporowej (ok. 43% cyklu), bezpośrednio przed oderwaniem palców od podłoża (ok. 60% cyklu) oraz w końcowej fazie wymachu (ok. 96% cyklu).

Szczytowa chwilowa wartość wskaźnika odzyskiwania energii w cyklu chodu dla grupy kontrolnej zawierała się w przedziale 83-91%, natomiast analogiczne ekstremalne wartości w grupach HD1 i HD2 lokowały się odpowiednio pomiędzy 72 i 76%. O ile szczytowe wartości dla obu grup HD w końcowej fazie amortyzacji i bezpośrednio przed oderwaniem stóp od podłoża były bardzo zbliżone do siebie, to w późnej fazie jednopodporowej i końcowej fazie wymachu, nieco wyższe wartości wskaźnika odzyskiwania energii zaobserwowano w grupie HD2.

W początkowej fazie cyklu chodu w pierwszych 2 procentach cyklu wartość stopnia odzyskiwania energii w grupie HD gwałtownie spada z około 40% do zera, w grupie kontrolnej energia w tej części cyklu nie jest odzyskiwana.

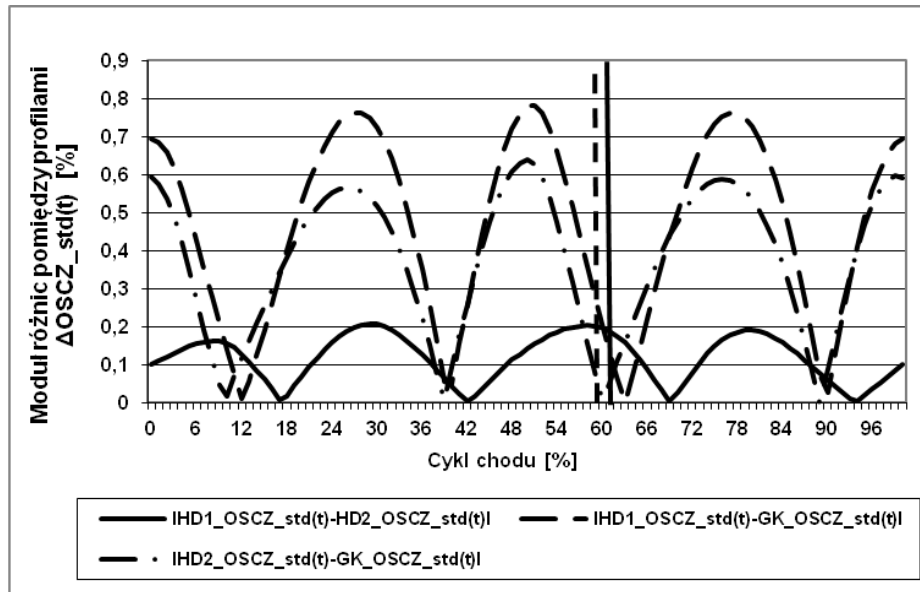
Wartości szczytowe wskaźnika odzyskiwania energii nie są jedyną i najlepszą miarą sprawności mechanizmu odzyskiwania energii w cyklu chodu. Istotniejszą rolę odgrywa sumaryczna wartość wskaźnika w znormalizowanym cyklu, której odpowiednikiem jest pole powierzchni zawarte pod wykresem  $R(t)$  w całym cyklu.

Porównując pola powierzchni należy stwierdzić, że to zawarte pod wykresem  $R(t)$  dla grupy kontrolnej jest wyraźnie większe od analogicznych pól dla grup HD1 i HD2, co świadczy o wyraźnie sprawniejszym mechanizmie odzyskiwania energii przez osoby należące do grupy kontrolnej, w stosunku do chorych na HD. Jeśli chodzi natomiast o porównanie obu grup osób chorych na HD, to nieco lepsze rezultaty odnotowano w grupie po terapii (HD2), zwłaszcza jeśli porównamy obszary późnej fazy jednopodporowej i końcowej fazy wymachu.

Wartość tego pola powierzchni jest zdeterminowana nie tylko przez okresy aktywnego odzyskiwania energii, lecz również przez przedziały względnego czasu cyklu, gdzie oba rodzaje energii posiadały jednakowy kierunek zmian. Na uwagę zasługuje tu przedział braku aktywnego odzyskiwania energii podczas chodu, pomiędzy 28 i 35% cyklu w grupach HD1 i HD2, który jest wyraźnie dłuższy od odpowiadającemu mu przedziałowi dla grupy kontrolnej, zawartego pomiędzy 25 i 28 % cyklu. Trzeba tu podkreślić, że dotyczy to fazy jednopodporowej kończyny dolnej, kiedy OSC znajduje się w najwyższym położeniu. Sprawność mechanizmu przetaczania ciężaru ciała przez stopę wydaje się być istotnym elementem odzyskiwania energii.

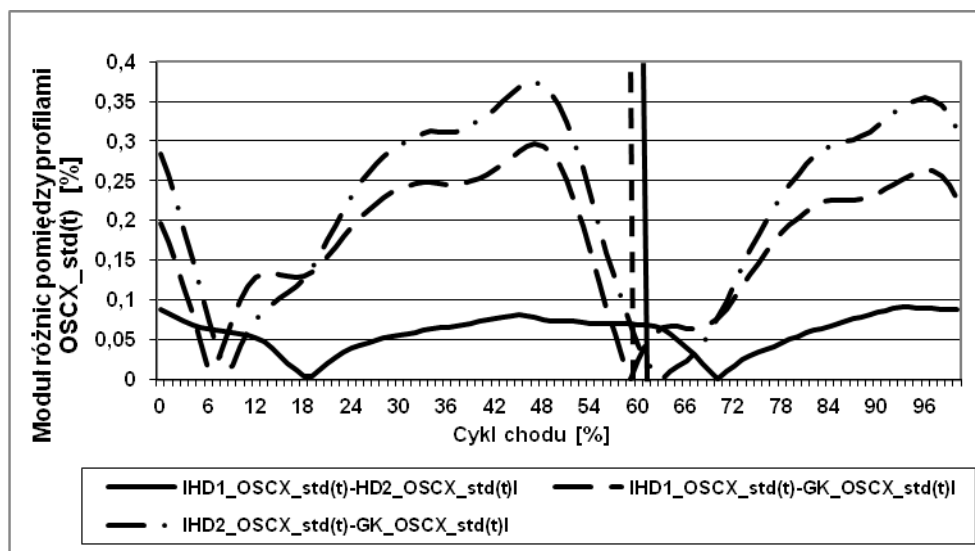
#### **4.4. Analiza wykresów podobieństwa profili krzywych składowych oscylacji OSC oraz składowych energii mechanicznej w badanych grupach osób**

Na rycinach 4.20 i 4.21 zamieszczono wykresy podobieństwa profili zmian położenia standaryzowanych wartości pionowych i bocznych oscylacji OSC



Ryc. 4.20. Wykres podobieństwa profili zmian położenia standaryzowanych wartości pionowych oscylacji  $\Delta OSCZ\_std(t)$

Porównując podobieństwo krzywych  $\Delta OSCZ\_std(t)$  należy stwierdzić, że wykres (ryc. 4.20) zawiera cztery maksima i 4 minima krzywych reprezentujących wartości modułów różnic obliczonych według zaproponowanej metodologii. Maksymalne wartości różnic odnotowano w momencie postawienia stopy na podłożu (IC) w 25%, 50% i 75% cyklu.

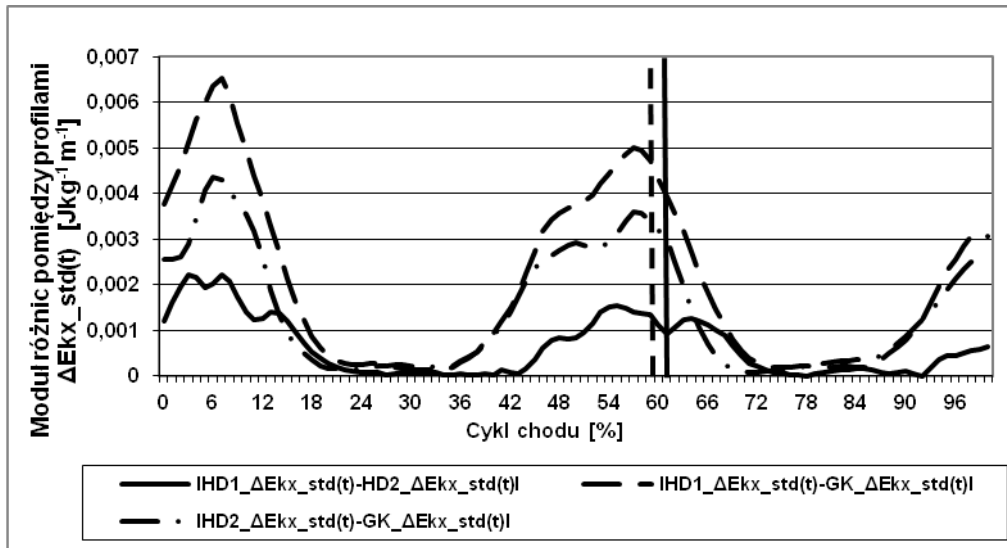


Ryc. 4.21. Wykres podobieństwa profili zmian położenia standaryzowanych wartości bocznych oscylacji  $\Delta OSCX\_std(t)$

Krzywe zawarte na wykresie 4.21. prezentują podobieństwo profili standaryzowanych zmian bocznych oscylacji  $\Delta OSCX\_std(t)$ . Wyraźnie różnią się one w przypadku oceny wartości modułu różnic pomiędzy grupami HD1 i HD2, a grupą kontrolną – podobnie, jak to miało miejsce w przypadku analizy krzywych  $\Delta OSCZ\_std(t)$ . W przypadku porównań wartości

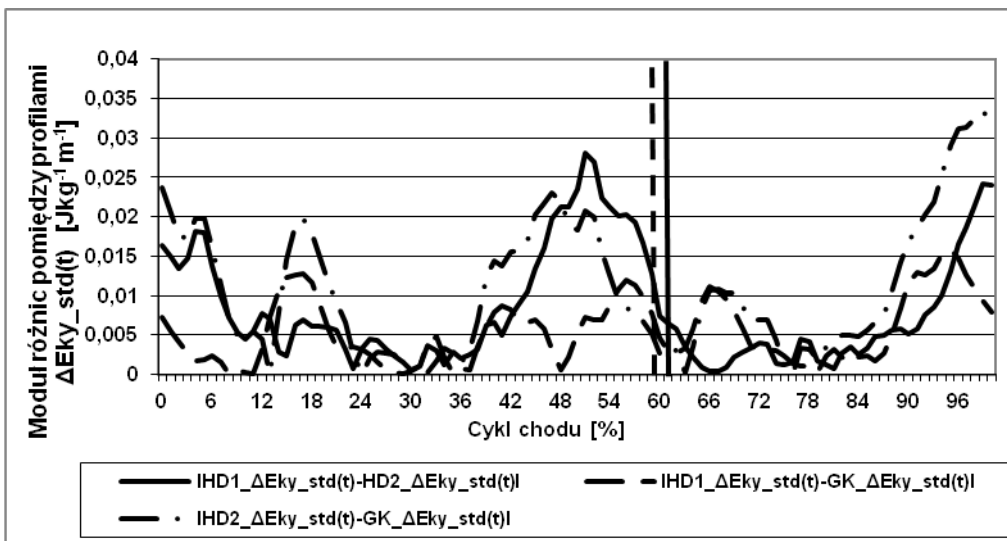
modułu różnic pomiędzy grupami HD1 i HD2 można stwierdzić, że są podobne do siebie na przestrzeni całego znormalizowanego cyklu chodu. Różnice nie przekraczają w tym przypadku wartości 0,1% średniej wysokości ciała.

Na ryc. 4.22 – 4.27 zamieszczono krzywe podobieństwa analizowanych składowych energii oraz energii całkowitej



Ryc. 4.22. Wykres podobieństwa profili zmian położenia standaryzowanych wartości zmian energii kinetycznej  $\Delta E_{kx\_std}(t)$

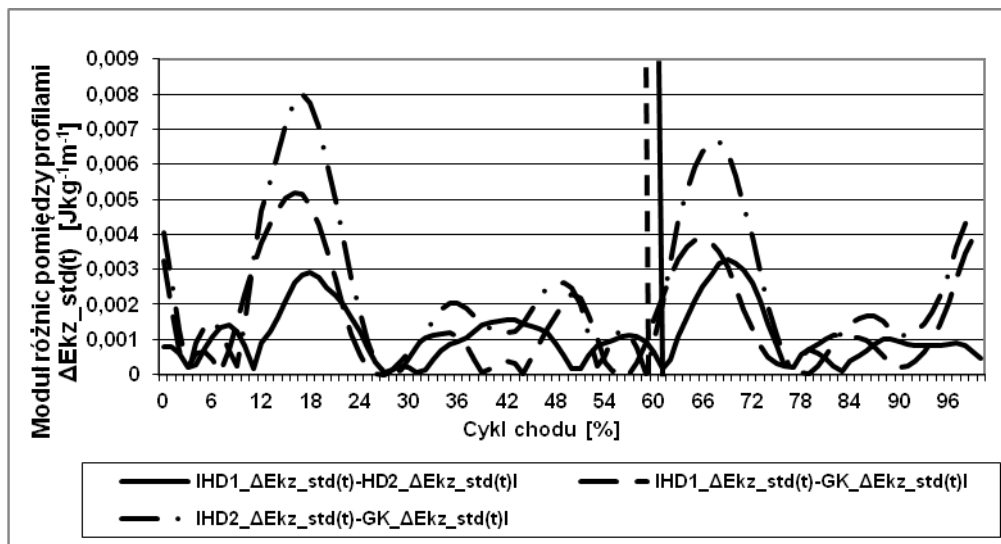
Porównując podobieństwo krzywych  $\Delta E_{kx\_std}(t)$  należy stwierdzić, że wykres (ryc. 4.22) zawiera dwa maksima i dwa minima krzywych reprezentujących wartości modułów różnic. Maksymalne wartości różnic odnotowano w momencie obciążania kończyny (LR) w 6%, oraz w 58% cyklu, tuż przed oderwaniem stopy od podłoża. Minima wystąpiły w przedziałach od 20-35% oraz 70-85% cyklu (obszary podobnych stereotypów krzywych).



Ryc. 4.23. Wykres podobieństwa profili zmian położenia standaryzowanych wartości zmian energii kinetycznej  $\Delta E_{ky\_std}(t)$

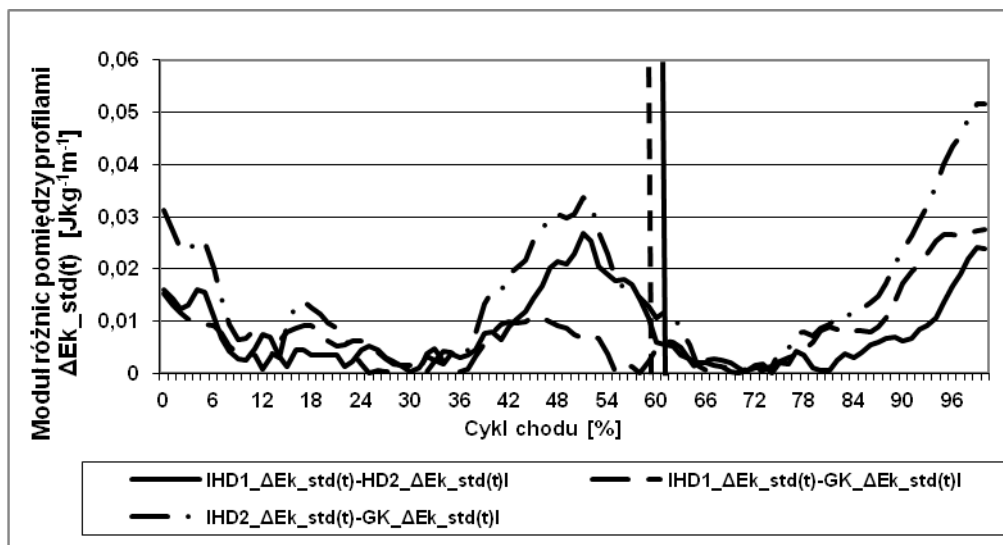


Porównując podobieństwo krzywych  $\Delta E_{ky\_std}(t)$  należy podkreślić, że wykres (ryc. 4.23) zawiera dwa większe i dwa mniejsze maksima i dwa obszary minimów krzywych reprezentujących wartości modułów różnic. Maksymalne wartości różnic odnotowano w momencie zakończenia wymachu kończyny (TSW), w 15% (MST), w 50% cyklu (PSW) oraz w 65%, w początkowej fazie wymachu. Minima wystąpiły w przedziałach od 25-35% oraz 75-85% cyklu (obszary podobnych schematów krzywych).



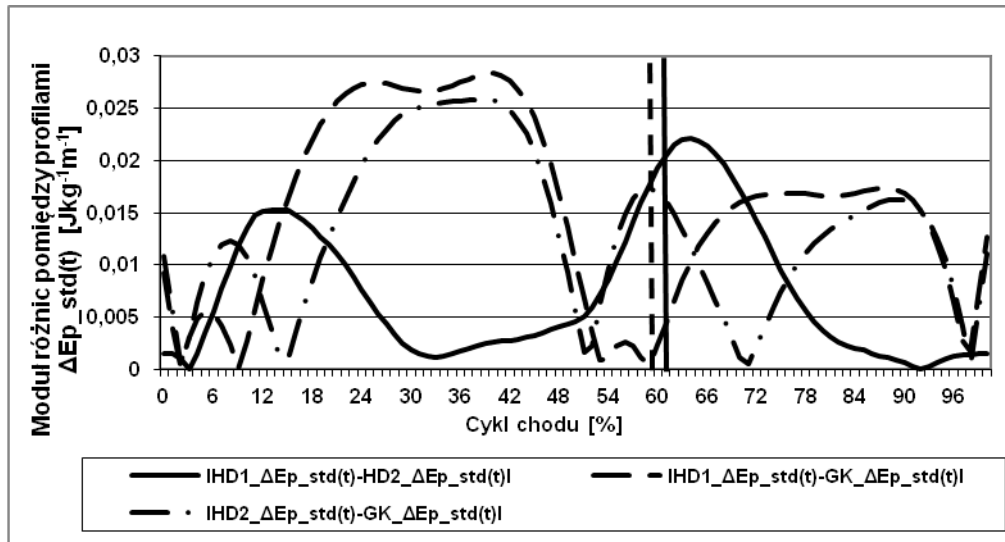
Ryc. 4.24. Wykres podobieństwa profili zmian położenia standaryzowanych wartości zmian energii kinetycznej  $\Delta E_{kz\_std}(t)$

Porównując podobieństwo krzywych  $\Delta E_{kz\_std}(t)$  należy stwierdzić, że wykres (ryc. 4.24) zawiera trzy maksima i trzy obszary o wyraźnie mniejszej wartości modułu różnic krzywych. Maksymalne wartości różnic odnotowano w momencie zakończenia wymachu kończyny (TSW) i postawienia stopy (IC), w 15% (MST), w 65% cyklu (ISW), w początkowej fazie wymachu. Obszary o mniejszej wartości modułów różnic wystąpiły w przedziałach od 5-10% oraz 25-60% oraz 75-90% cyklu (obszary podobnych schematów krzywych).



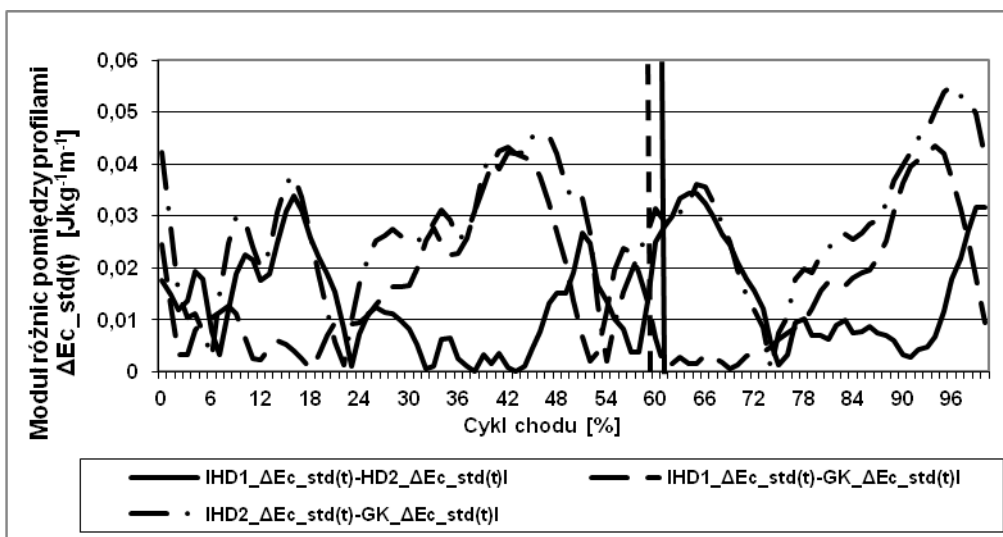
Ryc. 4.25. Wykres podobieństwa profili zmian położenia standaryzowanych wartości zmian wypadkowej energii kinetycznej  $\Delta E_{k\_std}(t)$

Porównując podobieństwo krzywych  $\Delta E_{k\_std}(t)$  należy skomentować, że wykres (ryc. 4.25) zawiera dwa maksima i dwa obszary o wyraźnie mniejszej wartości modułu różnic krzywych. Maksymalne wartości różnic odnotowano w momencie zakończenia wymachu kończyny (TSW) i postawienia stopy (IC) oraz w 50% (TST-PSW). Obszary o mniejszej wartości modułów różnic wystąpiły w przedziałach od 10-35% oraz 65-75% cyklu (obszary podobnych schematów krzywych).



Ryc. 4.26. Wykres podobieństwa profili zmian położenia standaryzowanych wartości zmian energii potencjalnej  $\Delta E_{p\_std}(t)$

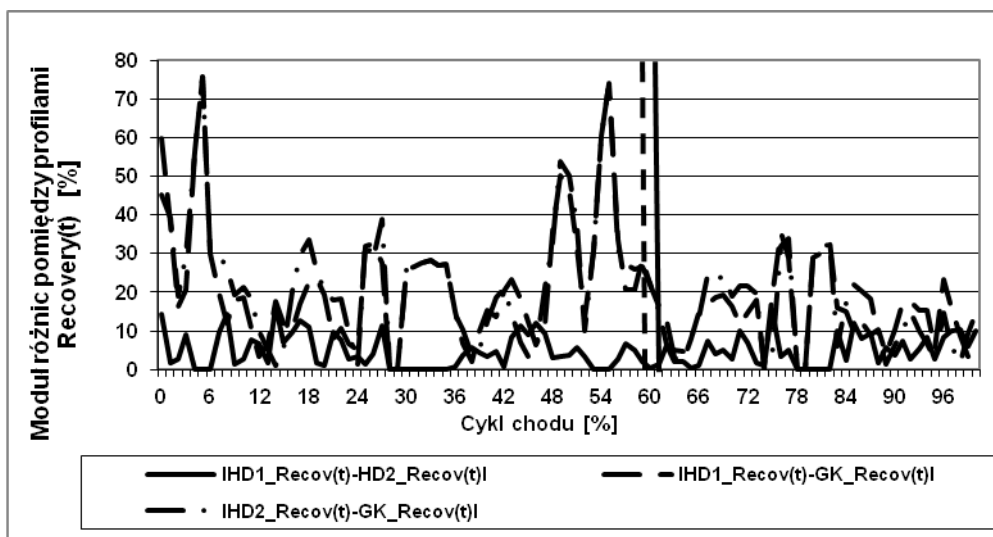
Porównując podobieństwo krzywych  $\Delta E_{p\_std}(t)$  należy wskazać, że wykres (ryc. 4.26) wyraźnie różni się od pozostałych i posiada inną charakterystykę przebiegu krzywej dla porównań HD1 i HD2 oraz różniące się od niej przebiegi krzywych w porównaniach grupy GK z grupami HD. Każdy z przebiegów posiada jednak po trzy maksima (przesunięte względem siebie w czasie) i dwa obszary o wyraźnie mniejszej wartości modułu różnic krzywych. Maksymalne wartości różnic odnotowano w początkowej części fazy jednopodporowej (MST), porównując krzywe HD1 i HD2, natomiast w porównaniach GK z grupami HD jest to cały obszar MST i TST. Obszary o mniejszej wartości modułów różnic wystąpiły punktowo na początku obciążania kończy (LR), następnie w przedziałach od 30-50% oraz 55-60% i 90-100% cyklu (obszary podobnych schematów krzywych).



Ryc. 4.27. Wykres podobieństwa profili zmian położenia standaryzowanych wartości zmian energii całkowitej  $\Delta Ec\_std(t)$

Porównania podobieństwo krzywych  $\Delta Ec\_std(t)$  należy skomentować, że wykres (ryc. 4.27) zawiera cztery maksima i cztery obszary o wyraźnie mniejszej wartości modułu różnic krzywych. Maksymalne wartości różnic w porównaniach GK\_HD odnotowano ok. 15% (MST), 40% (TST), 65% (ISW) oraz 95% (TSW). Minimalne różnice są widoczne punktowo na wykresie ok. 5%, 20%, 55% oraz 75% cyklu. Porównania podobieństwa krzywych w grupach HD dla tej zmiennej wykazały znacznie mniejsze wartości modułów różnic, niż porównania z GK.

Na ryc. 4.28 zamieszczono krzywe podobieństwa pomiędzy profilami wskaźnika odzyskiwania energii Recovery [%].



Ryc. 4.28. Wykres podobieństwa pomiędzy profilami wskaźnika odzyskiwania energii Recovery [%]

Porównując podobieństwo krzywych  $Recov(t)$  należy skomentować, że wykres (ryc. 4.28) zawiera dwa obszary o wysokich różnicach, w każdym po dwa szczyty, oraz dwa obszary o wyraźnie mniejszej wartości modułów różnic. Maksima wystąpiły w przedziałach 0-10%

cyklu (LR) oraz 45-60% (TST i PSW). Pozostały względny czas cyklu charakteryzował się wyraźnie mniejszymi wartościami modułów różnic o szybko zmieniających się wartościach, jednak nie przekraczających poziomu 40%.

#### 4.4.1. Analiza statystyczna wskaźników $f_1$ i $f_2$ podobieństwa profili krzywych składowych oscylacji OSC oraz składowych energii mechanicznej w badanych grupach osób

W tab. 4.7. zamieszczono wyniki wartości wskaźników  $f_1$  i  $f_2$  dotyczące porównań podobieństwa profili krzywych składowych oscylacji OSC oraz składowych energii mechanicznej w badanych grupach osób. Wartości wskaźników  $f_1$  i  $f_2$  spełniające jednocześnie założone w metodologii badań kryteria, wskazujące na wysoki poziom podobieństwa profili krzywych zamieszczono pogrubioną czcionką i oznaczono gwiazdką

Tab. 4.7. Wyniki analizy statystycznej modułów podobieństwa profili krzywych, składowych oscylacji OSC oraz składowych energii mechanicznej w badanych grupach osób

ZMIENNE	$f_1$ [%]	$f_2$ [%]
<b>HD1_ΔΔOSCX_std(t) vs. HD2_ΔΔOSCX_std(t)</b>	<b>7,9*</b>	<b>100*</b>
HD1_ΔΔOSCX_std(t) vs. GK_ΔΔOSCX_std(t)	18,4	99,4
HD2_ΔΔOSCX_std(t) vs. GK_ΔΔOSCX_std(t)	22,8	99,4
HD1_ΔΔOSCZ_std(t) vs. HD2_ΔΔOSCZ_std(t)	18,8	99,9
HD1_ΔΔOSCZ_std(t) vs. GK_ΔΔOSCZ_std(t)	47,2	98,3
HD2_ΔΔOSCZ_std(t) vs. GK_ΔΔOSCZ_std(t)	38,1	98,3
HD1_ΔEkx_std(t) vs. HD2_ΔEkx_std(t)	19,6	100
HD1_ΔEkx_std(t) vs. GK_ΔEkx_std(t)	113,6	100
HD2_ΔEkx_std(t) vs. GK_ΔEkx_std(t)	80,3	100
HD1_ΔEky_std(t) vs. HD2_ΔEky_std(t)	<b>13,2*</b>	<b>100*</b>
HD1_ΔEky_std(t) vs. GK_ΔEky_std(t)	<b>9,9*</b>	<b>100*</b>
HD2_ΔEky_std(t) vs. GK_ΔEky_std(t)	19,7	100
HD1_ΔEkz_std(t) vs. HD2_ΔEkz_std(t)	16,2	100
HD1_ΔEkz_std(t) vs. GK_ΔEkz_std(t)	33,7	100
HD2_ΔEkz_std(t) vs. GK_ΔEkz_std(t)	52,8	100
HD1_ΔEk_std(t) vs. HD2_ΔEk_std(t)	<b>11,0*</b>	<b>100*</b>
HD1_ΔEk_std(t) vs. GK_ΔEk_std(t)	12,9	100
HD2_ΔEk_std(t) vs. GK_ΔEk_std(t)	24,6	100
HD1_ΔEp_std(t) vs. HD2_ΔEp_std(t)	<b>6,5*</b>	<b>100*</b>
HD1_ΔEp_std(t) vs. GK_ΔEp_std(t)	<b>14,1*</b>	<b>100*</b>
HD2_ΔEp_std(t) vs. GK_ΔEp_std(t)	<b>12,2*</b>	<b>100*</b>
HD1_ΔEc_std(t) vs. HD2_ΔEc_std(t)	<b>6,6*</b>	<b>100*</b>
HD1_ΔEc_std(t) vs. GK_ΔEc_std(t)	<b>8,5*</b>	<b>100*</b>
HD2_ΔEc_std(t) vs. GK_ΔEc_std(t)	<b>14,2*</b>	<b>100*</b>
HD1_Recov_std(t) vs. HD2_Recov_std(t)	<b>11,1*</b>	<b>59,6*</b>
HD1_Recov_std(t) vs. GK_Recov_std(t)	38,2	30,0
HD2_Recov_std(t) vs. GK_Recov_std(t)	39,6	30,2

\* krzywe podobne – wartość czynnika różnicy  $f_1 < 15$  i  $f_2 \rightarrow 100$

Krzywe  $\Delta OSCX\_std(t)$  okazały się podobne do siebie w przypadku porównań grup HD1 i HD2. Oba wskaźniki spełniły również założone kryteria podobieństwa w porównaniach krzywych  $\Delta Eky\_std(t)$  pomiędzy HD1 i HD2 oraz HD1 i GK.

Porównania krzywych całkowitej energii kinetycznej  $\Delta Ek\_std(t)$  oraz wskaźnika odzyskiwania energii  $Recov\_std(t)$  okazały się podobne w porównaniach grup HD1 i HD2.

Zmienne  $\Delta Ep\_std(t)$  oraz  $\Delta Ec\_std(t)$  spełniły wymagania kryteriów podobieństwa w porównaniach pomiędzy wszystkimi grupami, pomimo wskazanych powyżej pewnych różnic.

## 5. Dyskusja

W leczeniu choroby Huntingtona stosowane są obecnie metody farmakologiczne, fizjoterapeutyczne, psychoterapeutyczne, a także w ostatnich latach wykorzystuje się osiągnięcia inżynierii genetycznej Morelli i wsp. (2023).

Istotne i potwierdzone w badaniach różnych autorów są metody terapii ruchowej, zaprezentowane w przeglądowej pracy Fritza i wsp. (2017). Zapotrzebowanie na wykorzystanie w leczeniu chorych na HD fizjoterapii oraz jej korzystny wpływ na ich jakość życia potwierdza również inna analiza systematyczna, zawarta w pracy Vuong i wsp. (2018).

Należy zaznaczyć, że w porównaniu do innych schorzeń neurologicznych, w przypadku chorych na HD przeprowadzono zaledwie kilka szerszych badań, oceniających uzyskane efekty leczenia choroby Huntingtona. Zinzi i wsp. (2007) przeprowadzili badania w grupie 40 osób na przestrzeni kilku lat, w których zaobserwowano poprawę funkcji motorycznych. Jak podają autorzy, badania prowadzono różnymi metodami i narzędziami, w różnych laboratoriach, na zróżnicowanych grupach osób oraz zastosowano różniące się programy lecznicze. Dlatego ich porównywalność jest niewielka.

Z analizy piśmiennictwa wynika, że nie ma obecnie programu terapii ruchowej, który opierałby się na założeniu uzyskania pozytywnych wyników reedukacji chodu, bazując na przestrzennej diagnostyce schematu poruszania się chorych. Wyniki są zazwyczaj wycinkowe, brak kompleksowej identyfikacji wzorców ruchowych, wynikających z występujących patologii oraz mechanizmów kompensacyjnych chorego. Efektem jest brak danych, służących określeniu, które zmiany w aktywności ruchowej chorego należy korygować oraz które funkcje układu ruchu wzmocnić, aby uzyskać efekt poprawy sprawności i bezpieczeństwa przemieszczania. Z krytycznej analizy piśmiennictwa wynika, że brak jest prac, które w oparciu o opisany wzorzec ruchu oraz dysfunkcje chodu, proponowałyby określone postępowania korygującego.

Delval i wsp. (2006) stwierdzają, że schemat kinematyczny oraz obserwowane zaburzenia podczas chodu osób z chorobą Huntingtona, wydają się być wypadkową występujących w tej chorobie niekontrolowanych ruchów płaswiczych kończyn i ciała, nazywanych również choreatycznymi, oraz ruchów zamierzonych, wykonywanych przez chorego, służących jego adaptacji do nagłej zmiany położenia środka ciężkości ciała. Powoduje to często występowanie oprócz bradykinezji, równocześnie hiperkinezji i hipokinezji, (w zależności od często występującego indywidualnego, niepowtarzalnego stereotypu chodu, widocznego w ruchu stawów kończyn dolnych, a szczególnie kolanowego i skokowego).

Cruickshank i wsp. (2015), w znacznej części potwierdzają te spostrzeżenia, wskazując, że podstawowym problemem terapii chorych z HD jest określenie wzorca ruchowego, wynikającego z zaburzeń układu nerwowego i metabolicznego chorego, i odróżnienie go od mechanizmów korekcji ruchowej następującej w wyniku zaistniałych patologii. Z pewnym prawdopodobieństwem należy stwierdzić, że przebieg choroby rozłożony w czasie oraz okres nabywania zdolności do korekcji zaburzeń wpływa na rozwój obserwowanych zmian w cyklu chodu, w kilku okresach rozwoju choroby. Ze względu na plastyczność centralnego systemu nerwowego i jego zdolność do korekcji kontroli ruchu, fizjoterapia może być skuteczna i konieczna również w przypadku opracowania metody leczenia choroby Huntingtona.

W dobie większej dostępności przestrzennej analizy ruchu rozwijają się dynamicznie metody diagnostyczne, oparte o precyzyjną ocenę parametrów kinetycznych i kinematycznych, wykorzystujące algorytmy bazujące na danych klinicznych. Jak podają Delval i wsp. (2021), bezsprzecznie można potwierdzić przydatność oceny klinicznej, a algorytmy oparte o dane

kinematyczne poprawiają możliwość szczegółowych rozróżnień pomiędzy chorymi w zakresie zagrożenia wystąpienia upadku u chorych, zwiększając ją do poziomu 97%.

W dotychczasowych badaniach chodu osób z chorobą Huntingtona potwierdzono również zaburzenia ruchu, polegające na zwiększeniu pochylenia tułowia w płaszczyźnie strzałkowej względem osób zdrowych (Mirek i wsp. 2017). Jak stwierdzają autorzy powoduje to istotny wpływ na wzorzec ruchu kończyn dolnych. W przedmiotowej pracy zaobserwowano również ograniczenie oraz występowanie ponadnormatywnych zakresów ruchów zginania podaszowego i grzbietowego stóp w analizowanych okresach cyklu chodu, którym towarzyszyły zaburzenia kinematyki ruchu stawów kolanowych oraz zmniejszone przodopochylenie miednicy. Chód chorych z chorobą Huntingtona charakteryzował się zmniejszeniem prędkości i częstotliwości kroków, wydłużeniem względnego czasu fazy pojedynczego podparcia oraz wymachu, a także skróceniem czasów podwójnego podparcia. Zmiany te miały istotny wpływ na położenie środka ciężkości ciała.

Doniesienia te stoją w opozycji, do nieco innych zachowań zaobserwowanych u chorych z innymi chorobami neurologicznymi, w obszarze parametrów czasowo przestrzennych chodu. Chorzy po niedokrweniu CSN oraz chorzy z chorobą Parkinsona zazwyczaj wydłużają fazę podwójnego podparcia podczas chodu, a mechanizm ten, jak podają Fabirica i wsp. (2019) prowadził do poprawy przemian energii w mechanizmie odwróconego wahadła. W przedmiotowych badaniach zaobserwowano zwiększenie wartości wskaźnika odzyskiwania energii u osób wydłużających fazę podwójnego podparcia, z patologią CSN, w porównaniu do osób zdrowych.

Pionowe i boczne przemieszczenia OSC były przedmiotem wielu badań, zarówno podczas chodu z naturalną (Smith i wsp., 2002, Gard i wsp. 2004), jak i wymuszoną prędkością chodu (badania na bieżni) (Tesio i wsp., 2011). Oceniano również wpływ wieku poruszających się osób na zakresy pionowych oscylacji OSC (Hernandez i wsp., 2009). Naturalnym kierunkiem badań była również obserwacja zachowania się OSC podczas chodu osób z różnymi dysfunkcjami narządu ruchu. Na ich podstawie przygotowywano i wdrażano programy terapeutyczne (Perry, 1992, Bennett i wsp., 2012).

W pracach Garda i wsp., (2004) oraz Kirtley'a (2006) odnaleźć można szczegółowy opis krzywych zmian położenia środka ciężkości ciała w cyklu chodu osób zdrowych, poruszających się z preferowaną prędkością. Chwała (2009) oprócz analogicznego opisu trajektorii zmian zamieścił dodatkowo standaryzowane względem wysokości ciała wartości OSC, dla rosnących prędkości chodu, w poszczególnych grupach badanych osób oraz precyzyjnie określił punkty wystąpienia maksymalnych i minimalnych wartości w cyklu. Pokrywają się one zasadniczo z analogicznymi względnymi punktami czasowymi uzyskanymi w przedmiotowym opracowaniu. Wszyscy wymienieni autorzy są zgodni, że zmiany położenia OSC względem osi pionowej posiadają dwukrotnie większą częstotliwość w znormalizowanym cyklu chodu, niż przemieszczenia boczne i charakteryzują się czterema naprzemiennymi łukami. Jeśli chodzi o zakresy zmian położenia OSC, to w doniesieniach podawane są różne wartości, często znacznie odbiegające od siebie (Perry 1992). Rozbieżności wyników spowodowane są zazwyczaj różną, indywidualną prędkością rejestrowanego chodu. Dlatego w badaniach własnych zdecydowano się na prezentację wartości oscylacji standaryzowanych względem wysokości ciała, co skutecznie eliminuje wpływ budowy ciała, a pośrednio i prędkości chodu na ich zakres.

We wczesnych badaniach chodu istniał pogląd, że indywidualny stereotyp chodu podporządkowany jest kryterium minimalizacji zakresu zmian pionowego położenia środka ciężkości. Okazał się on jednak błędny, z punktu widzenia sprawności odzyskiwania energii w

mechanizmie odwróconego wahadła. Aby uzyskać wysoką sprawność tego mechanizmu i jednocześnie oszczędność wydatkowanej energii, konieczne jest uzyskanie odpowiedniego poziomu energii potencjalnej OSC, która jest przetwarzana na energię kinetyczną ruchu postępowego podczas chodu. Fakt ten potwierdził już przed laty Alexander (1995), wskazując, że w mechanizmie odwróconego wahadła, dochodzi do znacznego odzyskiwania energii, a tym samym do obniżania kosztu chodu.

Oczywistą kwestią jest fakt, że zbyt wysokie wartości pionowych oscylacji OSC, mające najczęściej miejsce w chodzie patologicznym, mogą się okazać metabolicznie kosztowne. Z drugiej strony, jak uważają Orendurff i wsp. (2004) mechanizmy kompensacyjne zmniejszające pionowe wahania OSC, a wynikające z wykorzystania wyznaczników chodu nie są zbyt znaczące, w kontekście wzrostu prędkości chodu i długości kroku. Dlatego sztuczne próby zmniejszania pionowego zakresu zmian OSC, mogą prowadzić do wzrostu kosztu chodu. Potwierdza to doniesienie Ortegi i Farley'a (2007). Z analizy piśmiennictwa wynika, że reedukacja chodu powinna raczej zmierzać w kierunku indywidualnej optymalizacji zakresu oscylacji OSC.

Jak podają Della Croce i wsp. (2001) oraz Kerrigan i wsp. (2001), optymalne zakresy zmian pionowego położenia OSC badane osoby uzyskują przy różnych prędkościach chodu, a nie jak wcześniej błędnie przyjmowano, że ma to miejsce jedynie przy prędkości ok.  $1,2 \text{ ms}^{-1}$ . Mechanizmy adaptacyjne związane z procesami sterowania, kształtującymi indywidualną prędkość chodu, są związane z budową ciała, wydolnością organizmu oraz występującymi dysfunkcjami. Dlatego indywidualna prędkość chodu może się zmieniać w ograniczonym zakresie i nie powoduje to generowania wyraźnie zwiększonego kosztu chodu. Szczególnie widoczne jest to w pracy Chwały (2009), gdzie zwiększanie prędkości chodu w analizowanych grupach nie powodowało proporcjonalnego zwiększenia pionowych oscylacji OSC. Zatem u osób chorych na HD, ze względu na specyfikę wzorców ruchowych, można było się spodziewać wystąpienia mechanizmów regulacyjnych, zmierzających do zapewnienia bezpiecznego i oszczędnego przemieszczania.

Analizując wyniki badań własnych w zakresie pionowych, standaryzowanych wartości oscylacji  $\Delta\text{OSCZ}_{\text{std}}$  w badanych grupach, należy stwierdzić, że w grupie kontrolnej odnotowano istotnie wyższe ( $p < 0,001$ ) wartości standaryzowanych zakresów oscylacji, zarówno w stosunku do średniej wartości w grupie HD1, jak i HD2 (tab. 4.3, ryc. 4.3.). Na tym samym poziomie istotności ( $p < 0,001$ ) odnotowano istotnie wyższe średnie wartości w grupie HD2 w porównaniu z HD1. W prównaniach międzygrupowych uzyskano dwukrotnie wyższe wartości analizowanej zmiennej w GK, w stosunku do pierwszego badania w grupie HD1 (odpowiednio o ok. 1,6% wysokości ciała) i o ok. 60% wyższe (odpowiednio 1,2% wysokości ciała), w stosunku do badania kontrolnego w grupie HD2, przy zbliżonych prędkościach chodu w analizowanych grupach w drugim badaniu.

Świadczy to o tym, że naturalny dla chodu fizjologicznego ruch OSC względem pionowej osi Z, został w schemacie chodu osób z HD bardzo istotnie ograniczony, szczególnie w pierwszym z badań. Co prawda, zachowany został schemat dwukrotnych pełnych oscylacji OSC w znormalizowanym cyklu chodu, lecz ekstremalne względne punkty czasowe (minimum położenia OSC) były nieznacznie opóźnione o ok. 2% cyklu. Choć wyniki zakresów oscylacji pionowej składowej OSC w drugim badaniu zbliżyły się o ok. 40% do wartości obserwowanych w grupie kontrolnej, to jednak nadal pozostawały istotnie niższe w stosunku wartości notowanych w stereotypie chodu fizjologicznego. Miało to istotny wpływ na obniżenie sprawności mechanizmu odzyskiwania energii podczas chodu.



Podsumowując należy stwierdzić, że w grupach eksperymentalnych do których należały osoby we wczesnym lub środkowym stadium choroby (TFC I, II), kształt krzywych reprezentujących pionowe oscylacje OSC nie uległ jeszcze istotnym zniekształceniom, lecz bardzo wyraźnie widoczne było już ograniczenie zakresu jego zmian, co wskazuje na strategię zapewnienia bezpieczeństwa poruszania się chorych. Pomimo przeprowadzonej terapii i zwiększenia prędkości chodu do poziomu zbliżonego do grupy kontrolnej, pozostało wyraźne 60% ograniczenie zakresu pionowych zmian położenia OSC. Poczynione spostrzeżenia mogą być wartościowe i unikalne z punktu widzenia planowania terapii, ponieważ często rejestracja chodu w zaawansowanym stadium choroby jest niemożliwa do przeprowadzenia, ze względów technicznych i bezpieczeństwa chorego.

Dwa istotne mechanizmy wskazywano dotychczas, jako determinanty zakresu bocznych oscylacji OSC. W badaniach Farley'a i Ortegi (2007) oraz Ortegi i Hernandez (2009), stwierdzono, że zakres bocznych oscylacji zmniejsza się wraz z rosnącą prędkością chodu. W założeniu autorów miało to korzystnie wpływać na stabilność ruchu OSC w płaszczyźnie czołowej, przy wyższych prędkościach chodu.

Kerrigan i wsp. (1995) przypisywali istotny wpływ szerokości kroku na zakres bocznych oscylacji OSC. Niedopasowanie szerokości kroku do budowy somatycznej, może powodować według autorów pracy istotny, 50% wzrost wydatku energetycznego. Prawidłowości biomechaniczne ruchu OSC na boki w opozycji do ruchu pionowego opisał szczegółowo Kirtley (2006).

Wyniki oceny istotności różnic dla zmiennej bocznych, standaryzowanych oscylacji  $\Delta OSCX\_std$  w badaniach własnych wskazują, że znamienne różnice wystąpiły pomiędzy średnimi wartościami uzyskanymi w grupie kontrolnej oraz chorymi na chorobę Huntingtona w obu badaniach (odpowiednio HD1,  $p < 0,05$ ; HD2,  $p < 0,005$ ). Średnie wartości bocznych oscylacji przed i po terapii w grupach HD nie wykazały znamienych różnic na poziomie  $p < 0,05$ . Najwyższe średnie wartości standaryzowanych bocznych oscylacji OSC odnotowano w grupie kontrolnej, lokujące się na średnim poziomie ok. 2,8 % wysokości ciała. W grupie osób z HD w pierwszym badaniu średnie wartości standaryzowanych bocznych oscylacji OSC różniły się od wyników w GK o ok. 0,4% wysokości ciała, co odpowiadało różnicy 17%. W drugim badaniu różnice pogłębiły się o kolejne 0,2% wysokości ciała (różnica 21% w stosunku do GK), osiągając średnią wartość na poziomie 2,2% wysokości ciała. Zatem zwiększenie prędkości chodu u osób z HD spowodowało równoczesne zmniejszenie bocznych oscylacji OSC, co potwierdza prawidłowości zaobserwowane we wcześniejszych badaniach w grupach zdrowych osób Ortegi i Hernandez (2009).

Stereotyp zmian położenia OSC w ruchach na boki nie zmienił się istotnie w stosunku do badania wstępnego, pod wpływem prowadzonego postępowania usprawniającego. Kształt krzywych  $\Delta OSCX\_std$  we wszystkich grupach nie uległ istotnym zmianom, poza nieznacznym rozsynchronizowaniem względnych czasów wystąpienia ekstremalnych wartości zmiennych, co mogło by mieć nieznaczący wpływ na mechanizm wzajemnej transformacji energii podczas chodu.

Reasumując – zarówno pionowe, jak i boczne ruchy OSC, standaryzowane względem wysokości ciała osiągnęły najwyższe wartości w grupie kontrolnej. U chorych z HD krzywe były wyraźnie spłaszczone w stosunku do GK. Bardziej spektakularne różnice w stosunku do chodu fizjologicznego odnotowano jednak w zakresie analizy pionowych oscylacji OSC, niż ruchów na boki. Należy jednak podkreślić, że pomimo występowania szeregu przypadkowych niekontrolowanych ruchów segmentów ciała względem siebie podczas chodu chorych z HD,

kontrola OSC (kształty krzywych i położenie ich ekstremów w cyklu) została zachowana. Świadczy to o zachowaniu stabilności chodu, kosztem zmniejszonego zakresu zmian położenia OSC w znormalizowanym cyklu chodu.

Warunkiem niezbędnym poruszania ciała podczas chodu jest zużywanie energii metabolicznej, dzięki przemianie energii chemicznej w mechaniczną w mięśniach. Część energii jest tracona w postaci wydzielania ciepła, czy efektów akustycznych (Cavagna i wsp. 2002).

W biomechanice chodu wartości pracy zewnętrznej, niezbędnej do rozpędzenia i uniesienia środka ciężkości ciała nazywana jest często energią całkowitą (*total energy*) lub praca zewnętrzną (Cavagna, 2002; Schepens 2004) i jest utożsamiana z napędową pracą mięśni powodującą ruch OSC, której tematyka była podejmowana w badaniach własnych. Oblicza się ją zazwyczaj, jako sumę zmian energii potencjalnej, energii kinetycznej w ruchu postępowym i pionowym OSC (Minetti i wsp. 1994). Jest to często stosowana metoda szacunków energetycznych chodu, ponieważ obejmuje sumarycznie największą jej część.

W szacunkach energetyki chodu uwzględnia się również czasami energię kinetyczną ruchu obrotowego segmentów ciała (Cavagna i wsp. 2002), energią translacyjną intersegmentarną (Bastien i wsp. (2003), czy energię sprężystą (Ishikawa i wsp. 2005). Jak wskazują jednak cytowani autorzy stanowią one niewielką część wydatku energii podczas chodu i są często bardzo trudne do oszacowania. Dlatego w opracowaniach dominują szacunki oparte o modele matematyczne, a nie badania empiryczne.

Innym zjawiskiem związanym z energetyką chodu i stabilizacją stawów podczas utrzymywania pozycji spionizowanej są współskurcze mięśni antagonistycznych tzw. *cocontractions* (Falconer i Winter 1985). Występują tu jednak zasadnicze sprzeczności w wartościach dokonanych szacunków, co jest szczególnie widoczne w opozycji wyników prac Farley'a i McMahona (1992) oraz Griffina i wsp. (1999).

Poziom wydatkowania energii metabolicznej podwyższają również współskurcze patologiczne, występujące w chodzie dysfunkcyjnym (Milner-Brown i wsp. 1973; Falconer i Winter, 1985), choć rzadko opisywane przez badaczy. Należy się ich również spodziewać w chodzie osób z HD, ze względu na pokonywanie siły bezwładności podczas rozpędzania i hamowania segmentów ciała. Do tej pory nie zostały jednak oszacowane.

Należy podkreślić, że koszt biomechaniczny chodu szacowany jest na kilkadziesiąt procent całkowitego kosztu metabolicznego obliczanego metodami fizjologicznymi, zarówno w wartościach bezwzględnych, jak i standaryzowanych na metr przebytego dystansu (Grabowski i wsp. 2005; Neptune i wsp. (2004). Dlatego oba zagadnienia i metody pomiaru należy traktować rozłącznie. Jednak w wielu pracach wskazano na wysoki współczynnik korelacji pomiędzy wynikami uzyskanymi za pomocą obu metod (Martin i wsp. 1992; McDowell 2002; Gordon i wsp. 2009).

W badaniach własnych przeprowadzono ocenę istotności różnic pomiędzy średnimi wartościami składowych energii oraz energii całkowitej, rozumianej, jako praca zewnętrzna mięśni potrzebna do rozpędzenia i uniesienia środka ciężkości ciała (tab 4.6, ryc 4.11. – 4.15).

Odnotowano liczne, istotne kontrasty, zarówno pomiędzy średnimi wartościami zmiennych w grupach HD w porównaniach z grupą kontrolną, jak i w porównaniach w grupach HD przed i po terapii. Porównania dotyczyły średnich wartości standaryzowanych składowych zmian energii kinetycznej względem osi czołowej  $X - \Delta E_{kx\_std}$ , osi Y (ruch OSC w osi

strzałkowej) -  $\Delta E_{ky\_std}$ , względem osi pionowej Z -  $\Delta E_{kz\_std}$ , całkowitej energii kinetycznej  $\Delta E_{k\_std}$ , energii potencjalnej  $\Delta E_{p\_std}$  oraz całkowitej energii OSC -  $\Delta E_{c\_std}$ .

Spośród dokonanych porównań jedynie w przypadku zmiennej  $\Delta E_{k\_std}$  nie odnotowano istotnych kontrastów na poziomie ( $p < 0,05$ ). W przypadku pozostałych zmiennych wystąpiły istotne kontrasty w dwóch lub trzech porównaniach pomiędzy grupami.

Wartości zmian składowej energii  $\Delta E_{kx\_std}$  w cyklu chodu, podczas ruchu OSC do boku (ryc. 4.6.), były stosunkowo niewielkie w porównaniu do pozostałych obliczonych składowych energii. Wartość składowej  $\Delta E_{kx\_std}$  to zaledwie ok. 3 – 4% zmian całkowitej energii kinetycznej OSC.

Składowa boczna energii kinetycznej  $\Delta E_{kx\_std}$ , podobnie, jak ruch OSC na boki charakteryzowała się dwukrotnymi oscylacjami w trakcie cyklu chodu oraz czterema naprzemiennymi łukami (ryc. 4.6). Szczyty wartości pokrywały się z momentami względnego czasu, w których boczne zmiany położenia OSC osiągały swoje neutralne położenie w cyklu. Minima natomiast występowały wtedy, gdy OSC osiągał ekstremalne wychylenie w bok, kiedy następowała zmiana kierunku ruchu w przeciwną stronę. Podczas przenoszenia ciężaru ciała z nogi na nogę zaobserwowano najpierw rozpędzanie OSC, a następnie jego hamowanie w fazie przejmowania ciężaru ciała. Należy również zaznaczyć, że krzywe charakteryzujące chód chorych na HD były przesunięte w fazie o niewielką 2-3% wartość względnego czasu cyklu, w stosunku do krzywej GK oraz różniły się nieznacznie kształtem. Zmiany tej składowej energii dla grupy kontrolnej, której uczestnicy chodzili fizjologicznie był bardziej regularny, z mniejszymi różnicami w zakresie maksymalnych szczytowych wartości.

Standaryzowana średnia wartość składowej energii kinetycznej względem osi X (ruch OSC na boki) różniła się istotnie pomiędzy GK, a HD1 ( $p < 0,005$ ) oraz GK i HD2 ( $p < 0,05$ ). Nie odnotowano natomiast znamienych różnic pomiędzy średnimi wartościami składowych energii w grupach HD1 i HD2 ( $p < 0,05$ ) (tab. 4.6., ryc. 4.15.).

Po etapie usprawniania chorych z chorobą Huntingtona wartości energii  $\Delta E_{kx\_std}$  nie uległy istotnemu zmniejszeniu ( $p < 0,05$ ), lecz nadal różniły się istotnie w stosunku do GK ( $p < 0,05$ ), co świadczy o braku efektu istotnego oddziaływania terapeutycznego na zmianę stereotypu ruchu OSC na boki podczas chodu tych osób, z wyraźnie zsynchronizowanymi ekstremami na wykresach  $\Delta E_{kx\_std}$  i  $\Delta OSCX\_std$ .

Podsumowując analizę tej zmiennej chodu, należy stwierdzić, że obserwacje potwierdzają charakterystyczne cechy chodu osób z HD, gdzie często widoczne były dynamiczne ruchy ciała w płaszczyźnie czołowej. Należy w tym miejscu podkreślić, że mniejszy od grupy kontrolnej zakres bocznych zmian OSC w grupach HD przełożył się na istotnie większą prędkość tych zmian w płaszczyźnie czołowej (stąd wyższe wartości  $\Delta E_{kx\_std}$ ), o czym świadczą wyniki badań własnych (tab. 4.6., ryc. 4.6 i 4.15.). Może to wskazywać na bardziej dynamiczne zmiany prędkości w ruchu na boki w tych fazach chodu w grupach z HD i mniejszą zdolność do kontrolowania bocznych przemieszczeń OSC.

Średnie wartości zmiennej  $\Delta E_{ky\_std}$  stanowią największy udział, spośród wszystkich składowych  $E_k$ , sięgający od 86% (HD1) do 96% (HD2) całkowitej energii  $E_c$  OSC. W przypadku GK udział tej składowej w całkowitej energii lokował się na poziomie 96%. Wartości uzyskane w grupie HD1 były w przypadku tej zmiennej wyraźnie niższe od pozostałych grup o kilkanaście procent (ok. 18%), natomiast  $\Delta E_{ky\_std}$  w grupie HD2 i GK były bardzo zbliżone do siebie, a różnica nie przekraczała 4%. Efekt ten należy przypisać zwiększeniu prędkości chodu w badaniu kontrolnym w grupie HD2 i zbliżeniu jej do wyników w GK, a więc pozytywnemu wpływowi prowadzonej terapii.

Krzywe energii kinetycznej w ruchu postępowym osiągały swoje szczytowe wartości w połowie pierwszej (LR) i drugiej fazy dwupodporowej (PSW), natomiast minima występowały, gdy OSC znajdował się najwyżej (w połowie fazy jednopodporowej MST i MSW) (ryc.4.8).

Średnie wartości zmiennej  $\Delta E_{ky\_std}$  w grupie kontrolnej okazała się istotnie wyższa w stosunku do analogicznej wartości w grupie HD1 (przed terapią) ( $p < 0,005$ ). Odnotowano również istotnie wyższą wartość składowej energii w grupie HD2 (po terapii), w stosunku do HD1 ( $p < 0,005$ ). Z przeprowadzonych porównań międzygrupowych wynika, że wartości średnie tej składowej energii nie różniły się pomiędzy grupami HD1 i HD2 (tab. 4.6.).

Analizując wartości  $\Delta E_{kz\_std}$  zamieszczone w tab. 4.5. oraz przebiegi krzywych na ryc. 4.7. należy stwierdzić, że standaryzowane pionowe zmiany wartości energii kinetycznej ciała w ruchu OSC, w bardzo niewielkim stopniu oddziaływały na sumaryczną wartość energii kinetycznej poruszającego się ciała w chodzie, we wszystkich badanych grupach osób, osiągając podobnie, jak w przypadku energii kinetycznej ruchu OSC na boki, niewielkie kilkuprocentowe wartości w stosunku do całkowitej energii kinetycznej.

Oscylacje zmian wartości krzywych powtarzały się z dwukrotnie wyższą częstotliwością, niż oscylacje pionowych ruchów OSC z 8 naprzemiennymi rosnącymi i malejącymi łukami. Każdemu ruchowi opadania i unoszenia OSC odpowiadał pełny zakres wzrostu i spadku wartości tej składowej energii. Szczytowe wartości zmian energii pokrywały się z punktami przejścia przez pozycję neutralnego położenia OSC. Zerowym wartościom  $\Delta E_{kz\_std}$  na wykresie odpowiadały zmiany kierunku ruchu OSC w najwyższym i najniższym położeniu OSC (ryc. 4.1. i 4.7.).

Z analizy wykresów krzywych zmian energii  $\Delta E_{kz\_std}$  wyłania się dość ciekawy obraz dynamiki przemieszczania OSC w pionie. Podobnie, jak to miało miejsce podczas ruchów na boki, wartości energii kinetycznej pionowych zmian OSC w grupach chorych na HD osiągają wyższe wartości, w porównaniu z grupą kontrolną, szczególnie w pierwszej części fazy jednopodporowej i wymachu w badaniu kontrolnym, pomimo, że GK charakteryzuje się większym zakresem zmian  $\Delta OSCZ\_std$ . Potwierdza to często obserwowany obraz, że ruchy segmentów ciała i towarzyszące im zmiany OSC osób chorych na HD odbywają się bardziej dynamicznie, z większą prędkością, niż osób zdrowych. Zmiany  $\Delta E_{kz\_std}$  w pierwszym z badań osiągały wyższe rezultaty, niż w grupie kontrolnej.

W grupie kontrolnej wykres  $\Delta E_{kz\_std}$  był bardziej regularny i charakteryzował się mniejszymi wahaniami zmian energii w fazach ich wzrostu.

Porównania międzygrupowe wykazały, że istotnie wyższe średnie wartości  $\Delta E_{kz\_std}$  uzyskano w grupie HD1 ( $p < 0,05$ ) i HD2 ( $p < 0,001$ ), w stosunku do grupy kontrolnej. Nie odnotowano znamiennych różnic pomiędzy średnimi poziomami tej składowej energii w grupach HD na poziomie  $p < 0,05$ , choć są one widoczne na wykresie krzywych (ryc. 4.7.) Można zatem wnioskować, że terapia wpłynęła tu na szybsze zmiany pionowego położenia OSC w cyklu, co może być kompensacją nieznacznie zmniejszonej dynamiki ruchów OSC w płaszczyźnie czołowej, zaobserwowanej w analizie  $\Delta E_{kx\_std}$ , choć nie zostało to jednoznacznie potwierdzone w analizach statystycznych.

Należy podkreślić, że wyższe wartości  $\Delta E_{kz\_std}$  w grupie HD1 i HD2 w konfrontacji z wyraźnie mniejszymi zakresami pionowych oscylacji OSC w stosunku do GK świadczą o dynamicznych zmianach pionowego położenia OSC, wykonywanych z większą prędkością, niż w grupie GK.

Zmiany sumarycznej  $\Delta E_{k\_std}$  były bardzo zbliżone poziomem i kształtem do omawianych powyżej zmian  $\Delta E_{ky\_std}$ . Różniły się tylko nieznacznie poziomem wartości od

4% do 14%. Największe różnice dotyczyły grupy GK i HD1 (tab. 4.5, ryc. 4.9), choć różnice nie zostały potwierdzone w analizach statystycznych.

Najwyższe wartości tej składowej energii występowały, kiedy OSC przecinał neutralne położenie w ruchu na boki oraz osiągał najniższe położenie w ruchu pionowym – odpowiednio w 5% i 55% cyklu. Najniższe wartości  $E_k$  zsynchronizowane były z maksymalnym uniesieniem OSC w górę oraz w bezpośrednim sąsiedztwie maksymalnego wychylenia w bok.

W porównaniach międzygrupowych pary zmiennych nie wykazały istotnych kontrastów w przeprowadzonych porównaniach na poziomie  $p < 0,05$ .

Chwilowe wartości energii potencjalnej OSC  $\Delta E_p\_std$  standaryzowane względem masy ciała i długości cyklu, zaprezentowane na ryc. 4.5. w grupach chorych z HD (krzywe HD1 i HD2) oraz w grupie kontrolnej zostały odniesione do najniższego położenia OSC w cyklu chodu, który został przyjęty, jako poziom „0”, aby zobrazować ich sumaryczne zmiany w cyklu.

Zmiany wartości krzywych energii potencjalnej są bezpośrednim następstwem pionowych przemieszczeń OSC i podobnie, jak w przypadku ogólnego środka ciężkości ciała charakteryzowały się dwoma maksimami i dwoma minimami wartości energii w całym cyklu, odpowiadającymi maksymalnym i minimalnym położeniom pionowej składowej OSC.

Wszystkie trzy krzywe standaryzowane na masę ciała i długość cyklu charakteryzowały się podobnym kształtem, lecz różniły się zasadniczo wartościami zakresów osiąganych zmian. Podobnie, jak to miało miejsce w przypadku analizy pionowych oscylacji OSC, również w przypadku zakresów zmian  $\Delta E_p\_std$ , uzyskano istotnie wyższe wartości zmian tej składowej energii w grupie kontrolnej, w porównaniu do grup HD1 i HD2 ( $p < 0,001$ ) odpowiednio o 33 i 41%. Brak znamienych różnic dotyczył natomiast porównań pomiędzy grupami chorych na HD. Widać wyraźnie, że zakresy zmian standaryzowanych zmian energii potencjalnej różnicowały badane grupy w nieco mniejszej skali, niż analogiczne porównania dokonane w odniesieniu do  $\Delta OSCZ\_std$ . Zachowane jednak zostały analogiczne spostrzeżenia, wynikające z przeprowadzonych analiz statystycznych. Obserwacje te można podsumować stwierdzeniem, że różnice zakresów zmian  $\Delta E_p\_std$  w cyklu chodu potwierdzały odnotowane prawidłowości pomiędzy pionowymi oscylacjami OSC, lecz standaryzacja wyników względem masy ciała i długości cyklu, zmniejszyły występujące różnice.—Dlatego dwukrotnie większy standaryzowany zakres zmian pionowego położenia OSC w grupie kontrolnej w stosunku do grupy HD1 przełożył się jedynie na 40% większy wydatek energii potrzebnej do uniesienia OSC w górę w każdym cyklu chodu. Analogiczna różnica w porównaniach z grupą HD2 spowodowała zmniejszenie różnic z 60% ( $\Delta OSCZ\_std$ ) do ok. 30% ( $\Delta E_p\_std$ ). W tym zakresie chód w GK był znacznie bardziej efektywny, niż w grupach chorych na HD.

W porównaniach dotyczących średnich zmian energii potencjalnej  $\Delta E_p\_std$ , znamienne wyższe wartości odnotowano w grupie kontrolnej, zarówno w stosunku do grupy HD1, jak i HD2 ( $p < 0,001$ ). Nie odnotowano natomiast istotnych statystycznie różnic pomiędzy grupami HD1 i HD2. (tab. 4.6., ryc. 4.12.).

Analizując zmiany energii całkowitej w znormalizowanym cyklu chodu ( $\Delta E_c\_std$ ), należy podkreślić, że wartości uzyskane w grupach HD1 i HD2 były znacznie niższe, niż te zaobserwowane w GK, co było spowodowane głównie wyraźnie mniejszym zakresem zmian energii potencjalnej pionowego ruchu OSC, gdyż energie kinetyczne szczególnie w badaniu kontrolnym w grupach HD2 i GK były porównywalne. Średnie wartości  $\Delta E_c\_std$  były wyższe w grupie kontrolnej odpowiednio o 26% (względem HD1) oraz o 17% (względem HD2). Najwyższe wartości odnotowano w fazie jednopodporowej MST oraz fazie wymachu MSW. Odpowiadały one na wykresach znormalizowanego czasu cyklu najwyższemu położeniu OSC

oraz maksymalnej wartości  $E_p$ . W tym samym czasie OSC znajdował się w maksymalnym bocznym wychyleniu, a energia kinetyczna znajdowała się blisko zerowej wartości.

W porównaniach międzygrupowych istotnie statystycznie różniły się średnie wartości zmian energii całkowitej  $\Delta E_{c\_std}$ . Znamienne wyższe wartości odnotowano w porównaniach grupy kontrolnej z obiema grupami HD ( $p < 0,001$ ). Istotnie wyższe wartości odnotowano również w grupie HD2 w stosunku do HD1 ( $p < 0,005$ ) (tab. 4.6., ryc. 4.13.).

Krzywe składowych energii mechanicznej  $\Delta E_{ky\_std}$  i  $\Delta E_{p\_std}$ , były w cyklu chodu przesunięte w fazie o kąt ok. 180 stopni. Obszary wzajemnej transformacji energii zaznaczono szarymi polami, natomiast obszary w których nie następowało przetwarzanie energii pozostały niezaciemnione (ryc. 4.16 - 4.18).

W cyklu chodu wystąpiły cztery okresy względnego czasu cyklu, w których dochodziło do wzajemnej transformacji energii potencjalnej w kinetyczną oraz proces odwrotny, które były przedzielone czterema przedziałami względnego czasu cyklu, w których transformacja energii nie występowała (ryc. 4.16. - 4.18.). Działo się tak, kiedy oba rodzaje energii rosły lub malały jednocześnie, a kąt przesunięcia krzywych różnił się od 180 stopni. Wyjątek stanowił wykres 4.17 (HD2), gdzie odnotowano pięć przedziałów, charakteryzujących się brakiem wzajemnej transformacji energii. Obszary wzajemnej transformacji energii trwały znacznie dłużej, niż odpowiadające im obszary braku transformacji. W grupach HD1 i HD2 łączny względny czas transformacji energii zajmował ok. 86% cyklu, natomiast w grupie GK 82% cyklu. Wzajemną transformację, a tym samym oszczędzanie energii mechanicznej warunkowało przesunięcie w fazie krzywych energii o kąt ok. 180 stopni.

Odnotowano również cztery przedziały względnego czasu cyklu chodu, gdzie transformacja energii nie występowała. W tych obszarach krzywe energii nie były precyzyjnie zsynchronizowane o kąt 180 stopni.

Przedział pierwszy, w którym występowała transformacja energii rozpoczynał się około 79 % cyklu (końcowa faza wymachu) i trwał do 3% cyklu chodu, czyli do początku pierwszej fazy dwupodporowej. Podczas obniżania położenia OSC, energia potencjalna zamieniana była na energię kinetyczną ruchu postępowego względem osi Y (zamierzonego kierunku chodu), rozpędzając OSC przed kontaktem pięty z podłożem. Energia kinetyczna rosła w czasie tej fazy do osiągnięcia wartości szczytowej w okresie przejmowania ciężaru ciała (faza amortyzacji LR). Pomiędzy 3-4% cyklu występowała krótka faza, kiedy obie składowe energii rosły, nie zapewniając ich wzajemnej transformacji (pierwszy niezaciemniony obszar wykresu).

Następnie do połowy fazy podparcia OSC unosił się w górę, zwiększając poziom energii potencjalnej z równoczesnym wyhamowywaniem ruchu wzdłuż osi strzałkowej. W tym obszarze energia kinetyczna malała, a energia potencjalna rosła do ok 27% cyklu. W tym przedziale czasu energia kinetyczna ruchu postępowego zamieniała się w energię potencjalną unoszenia OSC. Wzajemna transformacja energii powodowała wzrost energii całkowitej w tym przedziale względnego czasu cyklu.

Po osiągnięciu najwyższego położenia OSC (najwyższy poziom energii potencjalnej), energia kinetyczna zbliżała się do wartości minimalnej w cyklu. Po chwilowej stabilizacji poziomów energii, trwającej około 2 -3 % cyklu (drugi z okresów braku transformacji energii) następowało obniżanie położenia OSC w cyklu, z ponownym narastaniem wartości energii kinetycznej i powtórzeniem procesu zamiany energii potencjalnej w kinetyczną.

W pierwszej części tego przedziału do ok. 46% cyklu energia całkowita zmniejszała swoją wartość, do wyrównania poziomów obu rodzajów energii, a następnie zaczęła ponownie rosnąć, dzięki zwiększaniu się energii kinetycznej ruchu postępowego. Transformacja energii potencjalnej w kinetyczną trwała do ok. 50% cyklu, czyli drugiego podwójnego podparcia. W

początkowej jego fazie pomiędzy 50%, a 53% cyklu znajdowała się trzecia strefa braku transformacji energii.

Po niej następowała ponowna transformacja energii kinetycznej w potencjalną, której towarzyszyło unoszenie OSC. Stan ten trwał do ok. 76% cyklu i był związany początkowo ze spadkiem wartości energii całkowitej do momentu zrównoważenia się poziomu obu rodzajów składowych energii, by następnie kontynuować trend wzrostowy do ok. 76% cyklu.

Obie składowe energii w grupie HD1 wyraźnie różniły się wartościami (ryc. 4.16). Maksymalna wartość  $\Delta E_{p\_std}$  oscylowała wokół wartości ok.  $0,24 \text{ Jkg}^{-1}\text{m}^{-1}$ , natomiast energia kinetyczna ruchu postępowego osiągała wyraźnie niższe wartości, nie przekraczając poziomu  $0,15 \text{ Jkg}^{-1}\text{m}^{-1}$ . Energia całkowita, dzięki wzajemnej transformacji obu jej składowych nie przekraczała wartości  $0,24 \text{ Jkg}^{-1}\text{m}^{-1}$ . Wzrostowi energii potencjalnej środka ciężkości ciała towarzyszyło zmniejszanie się poziomu energii kinetycznej ruchu postępowego środka ciężkości ciała.

Rycina 4.17 przedstawia obszary transformacji energii kinetycznej i potencjalnej OSC dla grupy chorych z chorobą Huntingtona HD2. Oscylacje energii są nieco większe niż w grupie badanych HD1, lecz kształt krzywych nie różni się od kształtu krzywych grupy HD1. Oscylacje energii potencjalnej były nadal większe, niż energii kinetycznej generowanej w kierunku ruchu. Uzyskano minimalnie wyższą wartość (o ok. 4%) zmian energii potencjalnej, niż w grupie HD1 i wyraźnie wyższe (o ok. 32%) zmiany energii kinetycznej w kierunku zamierzonego ruchu. Dlatego wypadkowa energia całkowita również osiągnęła wyraźnie wyższe zakresy zmian (o ok. 17%) w porównaniu do HD1. Grupa chorych HD2 charakteryzowała się przesunięciem fazowym wykresów podstawowych energii mechanicznych. W grupie chorych po usprawnianiu występowały cztery obszary, w których widoczne były jednokierunkowe zmiany obu składowych energii (równocześnie rosły lub równocześnie malały). W tej grupie badanych okresy braku wzajemnej wymiany energii znajdowały się w tych samych przedziałach czasowych cyklu chodu, co w grupie HD1 i występowały pomiędzy 3 – 6 % cyklu chodu, 27 – 30 % cyklu chodu, 53 - 54 % cyklu chodu i 78 – 80 % cyklu chodu. Łączny względny czas bez transformacji dwóch głównych form energii obejmował 14% cyklu chodu.

Ryc. 4.18. przedstawia wykresy zmian składowej energii kinetycznej  $\Delta E_{ky\_std}$  i potencjalnej  $\Delta E_{p\_std}$  OSC w chodzie grupy kontrolnej, poruszającej się z naturalną prędkością, oraz energię mechaniczną całkowitą  $\Delta E_{c\_std}$ , jaką posiadał OSC w jednoprocenowych przedziałach cyklu chodu, będącą efektem wzajemnej transformacji składowych energii.

Wartości zmian energii potencjalnej OSC osiągnęły wartość ok.  $0,34 \text{ Jkg}^{-1}\text{m}^{-1}$ , natomiast średnie wartości zmian energii kinetycznej w zamierzonym kierunku ruchu oscylowały w granicach  $0,19 \text{ Jkg}^{-1}\text{m}^{-1}$ . Sumaryczna energia wzajemnych przekształceń lokowała się maksymalnie na poziomie ok.  $33 \text{ Jkg}^{-1}\text{m}^{-1}$ . Kształty krzywych odzwierciedlały znacznie większe chwilowe oscylacje wartości energii. Kąty nachylenia krzywych są bardziej strome, maksima i minima bardziej ostre. Analogiczne krzywe chorych z HD są natomiast bardziej płaskie, a zmiany energii nie następowały tak dynamicznie, jak w grupie kontrolnej. Przesunięcie w fazie wykresów obu składowych energii całkowitej w porównaniu z chorymi na HD jest bardziej zaznaczone.

Odmienne też prezentowały się przedziały braku wzajemnej transformacji energii. Występowały tu dwa węższe (po ok. 3% cyklu) i dwa szersze (po ok. 6% cyklu) przedziały cyklu chodu, o łącznym względnym sumarycznym czasie ok. 18% cyklu. Występowały one w fazach: LR, MST, PSW i MSW.

Kształt krzywych odzyskiwania energii (Recovery) dla wszystkich grup badanych osób jest zbliżony, lecz widoczne są wyraźne różnice wartości wskaźnika oraz szerokości przedziałów czasowych z aktywną wzajemną dwukierunkową transformacją energii kinetycznej i potencjalnej (ryc. 4.19). Dodatkowa różnica polegała na przesunięciu czasowym krzywych w grupach HD, w stosunku do grupy kontrolnej. Grupa po usprawnianiu nie wykazywała istotnych zmian kształtu krzywej w stosunku do osób przed usprawnianiem w grupie HD, a różnice wartości wskaźnika w poszczególnych fazach cyklu są niewielkie.

Krzywa grupy kontrolnej wykazywała przez praktycznie cały cykl chodu większe wartości stopnia odzyskiwania energii, niż w grupach HD. Na wykresie można wyróżnić fazy chodu, w których wskaźnik odzyskiwania energii uzyskuje wysokie wartości oraz takie obszary, w których wartość wskaźnika spada do zera (w tych obszarach energia nie była odzyskiwana). Obszary odzyskiwania energii w cyklu chodu w grupie osób zdrowych są przesunięte (przyspieszone) w cyklu chodu o ok. 3-4%. Na wszystkich wykresach krzywych można odnaleźć cztery szczytowe wartości ekstremalne, przypadające na koniec fazy przejmowania ciężaru ciała (ok. 10% cyklu), w późnej fazie jednopodporowej (ok. 43% cyklu), bezpośrednio przed oderwaniem palców od podłoża (ok. 60% cyklu) oraz w końcowej fazie wymachu (ok. 96% cyklu).

Szczytowa chwilowa wartość wskaźnika odzyskiwania energii w cyklu chodu dla grupy kontrolnej zawierała się w przedziale 83-91%, natomiast analogiczne ekstremalne wartości w grupach HD1 i HD2 lokowały się odpowiednio pomiędzy 72 i 76%. O ile szczytowe wartości dla obu grup HD w końcowej fazie amortyzacji i bezpośrednio przed oderwaniem stóp od podłoża były bardzo zbliżone do siebie, to w późnej fazie jednopodporowej i końcowej fazie wymachu nieco wyższe wartości wskaźnika odzyskiwania energii zaobserwowano w grupie HD2 (po programie usprawniania).

W początkowej fazie cyklu chodu w pierwszych 2 procentach cyklu wartość stopnia odzyskiwania energii w grupie HD gwałtownie spada z około 40% do wartości zerowych, w grupie kontrolnej GK energii w tej części cyklu nie jest odzyskiwana.

Wartości szczytowe wskaźnika odzyskiwania energii nie są jedyną i najlepszą miarą sprawności mechanizmu odzyskiwania energii w cyklu chodu. Istotniejszą rolę odgrywa analiza wartości chwilowych w całym cyklu, lub sumaryczna wartość wskaźnika w znormalizowanym cyklu, której odpowiednikiem jest pole powierzchni zawarte pod wykresem  $R(t)$  w całym cyklu, wyrażone w [%<sup>2</sup>].

Porównując pola powierzchni należy stwierdzić, że to zawarte pod wykresem  $R(t)$  dla grupy kontrolnej jest istotnie większe ( $p < 0,001$ ) (tab. 4.6) od analitycznych pól dla grup HD1 i HD2, co świadczy o wyraźnie sprawniejszym mechanizmie odzyskiwania energii przez osoby należące do grupy kontrolnej, w stosunku do chorych na HD. Pole powierzchni zawarte pod wykresem GK jest o ok. 20% większe od analogicznych pól zawartych pod wykresami HD1 i HD2. Jeśli chodzi natomiast o porównanie obu grup osób chorych na HD, to odnotowano bardzo zbliżone rezultaty.

Wartość pola powierzchni, charakteryzującego sprawność mechanizmu odzyskiwania energii była zdeterminowana nie tylko przez okresy aktywnego odzyskiwania energii, lecz również przez przedziały względnego czasu cyklu, gdzie oba rodzaje energii posiadały jednakowy kierunek zmian. Na uwagę zasługuje tu przedział braku aktywnego odzyskiwania energii podczas chodu, pomiędzy 28 i 35% cyklu w grupach HD1 i HD2, który jest wyraźnie dłuższy od odpowiadającemu mu przedziałowi dla grupy kontrolnej, zawartego pomiędzy 25 i 28 % cyklu.



Porównania podobieństwa profili krzywych reprezentujących analizowane zmienne, zaprezentowane na ryc. 4.20 – 4.28 dają informację, które z krzywych odwzorowują prawidłowo krzywe z grupy kontrolnej (potwierdzają prawidłowy schemat chodu) oraz pokazują podobieństwo stereotypów chodu w grupach HD1 i HD2.

Krzywe HD1 i HD2 (ryc. 4.20) wskazują jedynie na występowanie minimalnych różnic pomiędzy profilami, nie przekraczających 0,1% wysokości ciała. Znacznie bardziej różnią się od siebie krzywe w grupach chorych na chorobę Huntingtona, w porównaniu z grupą kontrolną, gdzie wartości modułu różnic osiagają poziom 0,7-0,8% wysokości ciała. Krzywe te są najbardziej podobne do siebie w 10%, 40%, 60% i 90% cyklu chodu, co odpowiada zakończeniu fazy LR, środkowej części fazy TST, zakończeniu fazy PSW oraz końcowej części fazy TSW. W pozostałych obszarach cyklu podobieństwo zmiennej w GK w stosunku do pozostałych analizowanych krzywych wyraźnie się zmniejsza. Krzywa  $\Delta OSCZ\_std(t)$  w grupie kontrolnej najbardziej różni się od analogicznych krzywych w grupach HD1 i HD2 w momencie postawienia pięty na podłożu (IC), środkowej części fazy jednopodporowej (MST), zakończenia fazy jednopodporowej (TST) oraz środkowej części fazy wymachu (MSW). Wskazuje to fakt trudności w zachowaniu kontroli pionowego ruchu OSC w grupach HD, w momencie kiedy kończyna zaczyna przejmować ciężar ciała, w jednopodporowej fazie przetaczania, fazie odbicia oraz środkowej części fazy wymachu w stosunku do chodu zdrowych osób. Dokonana analiza potwierdza wyniki, które można dostrzec wizualnie na ryc. 4.1., gdzie zaprezentowano przebiegi  $\Delta OSCZ\_std$  we wszystkich grupach.

Ciekawe wydają się porównania podobieństwa analizowanych krzywych pomiędzy grupami HD. Charakterystyczne punkty największego podobieństwa i różnic występują w niektórych przypadkach w innych punktach czasowych, niż w porównaniach krzywych w grupach HD z GK. Przykładowo krzywe HD1 i HD2 najbardziej różnią się na zakończenie fazy LR, kiedy to obie krzywe są najbardziej podobne do krzywej reprezentującej GK.

Wyniki zamieszczone w tab. 4.7 wskazują, że krzywych  $\Delta OSCZ\_std(t)$  w poszczególnych grupach nie można zaliczyć do podobnych. Najbliżej spełnienia obu koniecznych kryteriów  $f1$  i  $f2$  znalazły się krzywe reprezentujące grupy HD1 i HD2.

W porównaniach podobieństwa krzywych zmian położenia  $\Delta OSCX\_std(t)$  w grupach chorych na chorobę Huntingtona z grupą kontrolną (ryc. 4.21), maksymalne wartości modułów różnic osiagają wartość 0,37% średniej wysokości ciała (w porównaniach HD2 – GK) oraz wartości 0,3% w porównaniach podobieństwa krzywych HD1 – GK. Największe różnice podobieństwa krzywych odnotowano ok. 50% cyklu na początku fazy TST, a następnie dopiero pod koniec fazy wymachu. Krzywe są najbardziej podobne do siebie pod koniec obciążania kończyny w fazie LR oraz w momencie oderwania kończyn od podłoża. Poczynione spostrzeżenia potwierdzają przebiegi krzywych zawarte na ryc. 4.2. Największy problem z zachowaniem kontroli bocznych ruchów OSC mają chorzy na HD w momencie zakończenia fazy odbicia TST i w końcowej części fazy wymachu. Najlepiej odwzorowują chód zdrowych osób pod koniec fazy LR oraz w momencie oderwania stopy od podłoża (koniec fazy PSW).

Pdsumowując, należy stwierdzić, że krzywe HD1 i HD2 spełniają oba konieczne kryteria  $f1$  i  $f2$  i można je zaliczyć do krzywych podobnych (tab 4.7.)

Analiza podobieństwa profili standaryzowanych zmian wartości składowej energii kinetycznej  $\Delta Ekx\_std(t)$  generowanej w ruchu na boki (ryc. 4.22.) wskazuje, że największe różnice pomiędzy profilami krzywych występują w fazie przejmowania ciężaru ciała LR (ok. 6% cyklu) oraz w momencie oderwania stopy od podłoża (ok. 60-62% cyklu). Szczytowe wartości modułu różnic nie przekraczały wartości  $0,0065 \text{ Jkg}^{-1}\text{m}^{-1}$ . Profile krzywych były najbardziej podobne do siebie w fazie jednopodporowej i środkowej fazie wymachu.

Krzywe nie spełniają jednak obu wymaganych kryteriów do stwierdzenia, że są podobne. Najbliżej tej granicy znalazło się porównanie  $\Delta E_{k\_std}(t)$  w grupach HD1 i HD2 (tab. 4.7.).

Analiza podobieństwa profili standaryzowanych zmian wartości składowej energii kinetycznej  $\Delta E_{k\_std}(t)$  generowanej w kierunku przemieszczania (ryc. 4.23.) wskazuje, że profile krzywych najbardziej różniły pomiędzy HD1 i HD2 oraz HD2 i GK ok. 50% cyklu (faza TST) oraz pomiędzy HD2 i GK pod koniec trwania fazy wymachu (ok. 98% cyklu). Maksymalne wartości modułu różnic energii kinetycznej rozwijanej w kierunku przemieszczania nie przekraczały wartości  $0,035 \text{ Jkg}^{-1}\text{m}^{-1}$ . Krzywe były najbardziej podobne do siebie w fazie jednopodporowej oraz środkowej fazy wymachu.

Dwie pary krzywych spełniły oba wymagane kryteria, aby zaliczyć je do podobnych. Były to krzywe składowej energii  $\Delta E_{k\_std}(t)$  w grupach HD1 i HD2 oraz HD1 i GK (tab. 4.7.).

Analiza podobieństwa profili standaryzowanych zmian wartości pionowej składowej energii kinetycznej  $\Delta E_{kz\_std}(t)$  (ryc. 4.24.) wskazuje na największe różnice w porównaniach pomiędzy HD2 i GK. Szczytowe wartości modułu różnic odnotowano ok. 15% i 70% cyklu, czyli na początku fazy jednopodporowej i w początkowej fazie wymachu. Maksymalne wartości różnic lokowały się na poziomie ok.  $0,008 \text{ Jkg}^{-1}\text{m}^{-1}$ . Profile były najbardziej podobne w późnej fazie jednopodporowej TST oraz w fazie PSW, a także w MSW.

Żadnej z analizowanych par krzywych nie można zaliczyć do podobnych. Najbliżej spełnienia obu kryteriów podobieństwa były krzywe składowej energii kinetycznej  $\Delta E_{kz\_std}(t)$  w grupach HD1 i HD2 (tab. 4.7.).

Porównanie podobieństwa krzywych wypadkowej standaryzowanej energii kinetycznej (4.25) wskazuje, że największe różnice wystąpiły pomiędzy obiema grupami HD oraz pomiędzy grupą HD2 i GK. Szczytowe wartości odnotowano bezpośrednio przed postawieniem piety na podłożu – różnica ok.  $0,05 \text{ Jkg}^{-1}\text{m}^{-1}$ , oraz ok. 50-52% cyklu na przejściu fazy TST w fazę PSW. W tym przypadku różnice były nieco mniejsze, i nie przekraczały wartości  $0,035 \text{ Jkg}^{-1}\text{m}^{-1}$ . Profile krzywych były najbardziej podobne do siebie w środkowej części fazy jednopodporowej (MST) oraz w początkowej fazie wymachu (ISW).

Jedna spośród analizowanych par krzywych okazała się spełniać kryteria podobieństwa. Były to krzywe wypadkowej energii kinetycznej w grupach HD1 i HD2, natomiast para HD1 i GK znalazły się w pobliżu spełnienia wymaganych kryteriów  $f_1$  i  $f_2$  (tab. 4.7.)

Analiza profili krzywych standaryzowanych wartości zmian energii potencjalnej  $\Delta E_p\_std(t)$  (ryc. 4.26) wskazuje, że największe różnice wystąpiły w porównaniach obu krzywych w grupach HD z grupą kontrolną. Wykresy modułów różnic posiadają nieco inny przebieg, niż w przypadku energii kinetycznej i jej składowych. Najwyższe wartości różnic utrzymują się w przedziałach 20-40% cyklu oraz pomiędzy 70-90% cyklu.

W pierwszym przedziale różnice zawierają się w granicach  $0,025-0,03 \text{ Jkg}^{-1}\text{m}^{-1}$ , natomiast w drugim ze wskazanych przedziałów lokują się na poziomie  $0,015 \text{ Jkg}^{-1}\text{m}^{-1}$ . Zaobserwowano również dwa krótkie okresy cyklu, w których wyraźniej różniły się między sobą oba przebiegi zmian energii potencjalnej w grupach HD1 i HD2. Wystąpiły one ok. 15% i 65% cyklu. Moduł różnic zawierał się w przedziale  $0,015-0,022 \text{ Jkg}^{-1}\text{m}^{-1}$ .

Największe wartości modułów różnic na poziomie od  $0,035$  do  $0,055 \text{ Jkg}^{-1}\text{m}^{-1}$  odnotowano ok. 15%, 45% w fazie podporowej oraz 65% i 95% cyklu w fazie wymachu, czyli w punktach czasowych cyklu kiedy krzywe  $E_p$  i  $E_k$  przecinają się zmierną w przeciwnych kierunkach. Jedynie drugi szczyt modułu różnic pomiędzy grupami HD1 i HD2 jest nieco opóźniony w czasie i wystąpił ok. 50% cyklu. Minima wartości modułów różnic wystąpiły w

punktach czasowych cyklu odpowiadających przeciwnym (min i max) ekstremalnym wartościom  $E_p$  i  $E_k$ .

Wszystkie trzy krzywe porównywane w parach spełniły wymagane kryteria podobieństwa  $f_1$  i  $f_2$ , dlatego zaliczono je do krzywych podobnych. Można zatem stwierdzić, że zmiany energii potencjalnej we wszystkich grupach przebiegały według podobnego stereotypu, choć w grupach HD1 i HD2 na istotnie niższym poziomie.

Na wykresie 4.27. zamieszczono krzywe podobieństwa profili  $\Delta E_{c\_std}(t)$ . Wartości modułów różnic były bardzo małe i nie przekraczały poziomu  $0,06 \text{ Jkg}^{-1}\text{m}^{-1}$ . Najwyższe wartości modułów różnic dotyczyły początku i końca fazy jednopodporowej dla obu kończyn dolnych. Najbardziej podobne były krzywe w fazie obciążania kończyny (LR), środkowej części fazy jednopodporowej (MST) oraz na początku wymachu.

Najmniejsze różnice odnotowano w przypadku pary HD1 i HD2, co zostało potwierdzone w tab. 4.7. w wartościach współczynników  $f_1$  i  $f_2$ . Na podstawie przeprowadzonych obliczeń wszystkie trzy krzywe można było zaliczyć do podobnych.

Na wykresie analizy podobieństwa profili krzywych obrazujących krzywe wskaźnika odzyskiwania energii w cyklu (ryc.4.28.) można wyróżnić dwa obszary wykresu. Pierwszy z nich zajmujący przeważającą część cyklu to różnice wahające się pomiędzy 20-30%. Obszar ten przedzielony jest dwoma ok 20% przedziałami, o wyraźnie większych różnicach, gdzie moduł różnic osiąga wartość od 50-75%. Zlokalizowane są w obszarach odpowiadających za podwójne podparcie kończyn dolnych. Każdy z obszarów posiada podwójny szczyt. Scharakteryzowane różnice profili odnotowano pomiędzy grupami HD i GK. Minimalne różnice krzywych odzyskiwania energii na poziomie ok 10% odnotowano pomiędzy obiema grupami HD. Wskazuje to na wysokie podobieństwo obu profili krzywych. Podsumowując należy stwierdzić, że najgorzej stereotyp chodu u chorych z HD radzi sobie z powielaniem wzorca odzyskiwania energii w chodzie zdrowych osób w obu fazach dwupodporowych, choć w porównaniach obu krzywych z GK widać przesunięcie w fazie tych charakterystycznych punktów o ok. 5% względnego czasu cyklu.

Krzywe w grupach HD1 i HD2 okazały się podobne (tab. 4.7). Potwierdza to spostrzeżenie, że odzyskiwanie energii w grupach HD przebiegało w sposób podobny, lecz według odmiennych stereotypów niż w grupie GK.

## 5.1. Podsumowanie dyskusji wyników badań własnych

W podsumowaniu dyskusji należy stwierdzić, że chorzy na HD prezentowali charakterystyczny schemat chodu, który w kilku aspektach różnił się od stereotypu chodu fizjologicznego, ale i w badaniu początkowym w stosunku do badania kontrolnego.

Schemat ten charakteryzował się istotnym ograniczeniem pionowych i bocznych oscylacji OSC. Pociągnęło to za sobą wyraźnie niższy poziom zmian energii potencjalnej podczas unoszenia OSC oraz energii kinetycznej ruchu postępowego szczególnie w pierwszym badaniu. Pacjenci poruszali się ostrożnie, z mniejszą prędkością, koncentrując się na ograniczaniu ryzyka upadku. Jednocześnie boczne ruchy OSC (a w badaniu kontrolnym również pionowe) wykonywane były z większą prędkością, o czym świadczą wyższe wartości składowych energii kinetycznej generowanej przez mięśnie w tych kierunkach, przy jednocześnie mniejszym zakresie ruchu, niż w GK.

W przypadku  $\Delta E_{kz\_std}$  (ryc. 4.7) dotyczyło to początkowej części fazy MST (ok. 15% cyklu) w badaniu kontrolnym, związanej z unoszeniem OSC. Obniżanie jego położenia (ok. 40%

cyklu) odbywało się z kolei, z wyraźnie mniejszą prędkością, niż w grupie kontrolnej. Taki schemat skutkował istotnie niższym poziomem pracy zewnętrznej związanej z unoszeniem i przemieszczaniem OSC w stosunku do chodu fizjologicznego. Odbiło się to jednak niekorzystnie na procesie odzyskiwania energii, ze względu na rozbieżności w poziomach energii potencjalnej i kinetycznej ruchu postępowego. Sumaryczny wskaźnik odzyskiwania energii w całym cyklu był wyraźnie niższy, niż w grupie kontrolnej.

W drugim badaniu odnotowano zwiększenie prędkości chodu, co skutkowało jej zrównaniem z prędkością grupy kontrolnej. Wyrównały się też poziomy zmian energii kinetycznej ruchu postępowego w grupie HD2 i GK (ryc. 4.8.), a zmiany energii potencjalnej zbliżyły się do poziomu grupy kontrolnej (ryc. 4.8.). Obniżył się również poziom zmian energii kinetycznej bocznych ruchów OSC (ryc. 4.6.). Skutkowało to zwiększeniem pracy zewnętrznej w każdym cyklu (ryc. 4.10.), ale nie poprawiła się sprawność mechanizmu odzyskiwania energii (ryc. 4.16 i 4.17.), pomimo zmniejszenia dysproporcji pomiędzy poziomem zmian energii kinetycznej ruchu postępowego i energii potencjalnej. W takim schemacie chodu osoby z HD2 poruszały się nieco szybciej, z wyższym kosztem biomechanicznym. Wymagało to jednak lepszej koordynacji nerwowo-mięśniowej, niż w pierwszym z badań, gdyż wszystkie zadania ruchowe musiały być wykonywane w krótszym czasie.

Odpowiadając na pierwsze z postawionych pytań badawczych należy stwierdzić, że schemat przestrzennych przemieszczeń środka ciężkości ciała chorych na HD różnił się (ze względu na występowanie objawów pozapiramidowych) od stereotypu ruchu OSC w grupie osób poruszających się chodem fizjologicznym. Zasadnicze różnice polegały na istotnym statystycznie ograniczeniu zakresu oscylacji  $\Delta OSCZ\_std$  oraz  $\Delta OSCX\_std$  w cyklu chodu w stosunku do wartości odnotowanych w GK. Porównania profili tych krzywych wskazują, że krzywe reprezentujące pionowe i boczne zmiany OSC w cyklu w grupie HD1 i HD2 nie można zaliczyć do podobnych, względem analogicznych krzywych w grupie kontrolnej.

Odpowiadając na drugie z postawionych pytań, należy również generalnie odpowiedzieć twierdząco, choć z pewnymi wyjątkami. Średnie wartości składowych  $\Delta Ekx\_std$ ,  $\Delta Eky\_std$  (w porównaniach grupy kontrolnej z HD1),  $\Delta Ekz\_std$ ,  $\Delta Ep\_std$  oraz  $\Delta Ec\_std$ , odnotowane w GK, różniły się istotnie od analogicznych wartości w grupach HD1 i HD2. W przypadku  $\Delta Ep\_std$ ,  $\Delta Ec\_std$  oraz  $\Delta Eky\_std$  (w porównaniach grupy kontrolnej z HD1) wartości średnie odnotowane w GK, były istotnie wyższe, niż w przypadku chorych na HD, natomiast średnie wartości  $\Delta Ekz\_std$  oraz  $\Delta Ekx\_std$  były istotnie wyższe w grupach HD1 i HD2. Jedynie w przypadku wypadkowej energii kinetycznej nie odnotowano istotnych kontrastów.

W przypadku  $\Delta Ep\_std$  oraz  $\Delta Ec\_std$ , gdzie odnotowano istotne statystycznie różnice pomiędzy średnimi wartościami w GK oraz grupami HD, równocześnie przebiegi krzywych zmian wartości okazały się podobne do siebie, tzn. przebiegały według podobnych stereotypów w kolejnych fazach chodu. Pozostałe wymienione powyżej zmienne charakteryzowały się brakiem podobieństwa stereotypów zmian. Również w przypadku zmiennej chwilowych wartości wskaźników odzyskiwania energii Recovery w poszczególnych jednoprocetowych przedziałach cyklu chodu przebiegi krzywych w grupach chorych HD1 i HD2 oraz grupie kontrolnej GK nie były podobne do siebie.

W odpowiedzi na trzecie z postawionych pytań badawczych należy stwierdzić, że zaobserwowane w badaniach wartości zmiennych kinematycznych i kinetycznych, odnotowane u chorych z chorobą degeneracyjną CSN, umożliwiają wskazanie charakterystycznych różnic stereotypu chodu chorych na HD, w porównaniu z chodem fizjologicznym. Najistotniejsze różnice wskazano w rozwinięciu odpowiedzi na pierwsze dwa pytania badawcze. Na ich

podstawie można się pokusić o sformułowanie wskazówek reedukacyjnych, zmierzających do poprawienia tego schematu. Analiza krzywych wskazuje, że stereotypy zmian położenia OSC w grupach chorych z HD najbardziej odbiegają od schematu chodu fizjologicznego bezpośrednio przed postawieniem stopy na podłożu, w najwyższym punkcie uniesienia OSC w fazie MST oraz pod koniec fazy jednopodporowej TST. Wskazane punkty dotyczą zmiany stanu równowagi ciała podczas chodu i stanowią duże wyzwanie dla zachowania prawidłowej koordynacji nerwowo-mięśniowej. Widoczne jest to na ryc. 4.1. i 4.2. oraz na rycinach obrazujących ocenę podobieństwa profili 4.20. i 4.21. Potwierdzają te spostrzeżenia w odniesieniu do 1 i 3 wymienionego wyżej newralgicznego obszaru w cyklu chodu, również przebiegi krzywych tych składowych energii, które mają największy wpływ na zmiany energii całkowitej, czyli składowej przednio-tylnej w ruchu postępowym ( $\Delta E_{ky\_std}$ ) oraz energii potencjalnej ( $\Delta E_p\_std$ ). Analizując z kolei wykresy, na których przedstawiono krzywe odzyskiwania energii oraz podobieństwo profili tych krzywych, dodatkowo uwidaczniają się problemy z odtwarzaniem stereotypu chodu fizjologicznego w obu fazach dwupodporowych (ryc. 4.19. i 4.28.).

Dlatego skoncentrowanie indywidualnej pracy fizjoterapeuty na zaplanowaniu pracy z pacjentem, w oparciu o powyższe wskazania, a następnie kształtowaniu wzorców ruchowych we wskazanych newralgicznych punktach cyklu chodu mogło by przynieść korzystne rezultaty, z punktu widzenia spowolnienia tempa degradacji schematu chodu chorych na HD.

## 6. Wnioski

1. Zaobserwowany schemat przestrzennych przemieszczeń środka ciężkości ciała chorych na HD różnił się od stereotypu ruchu OSC w grupie osób poruszających się chodem fizjologicznym. Zasadnicze różnice polegały na istotnym statystycznie ograniczeniu zakresu oscylacji  $\Delta OSCZ\_std$  oraz  $\Delta OSCX\_std$  w cyklu chodu, w stosunku do wartości odnotowanych w GK. Krzywe reprezentujące pionowe i boczne zmiany OSC w cyklu, w grupie HD1 i HD2 nie spełniały kryteriów podobieństwa do krzywych w grupie kontrolnej.
2. Wartości składowych energii potencjalnej ( $\Delta Ep\_std$ ) i kinetycznej ( $\Delta Eky\_std$ ) (w porównaniach grupy kontrolnej z HD1), sumaryczna praca zewnętrzna ( $\Delta Ec\_std$ ) oraz stopień odzyskiwania energii w mechanizmie odwróconego wahadła (Recovery) podczas chodu, różniły się w grupie chorych na HD, w porównaniu z grupą kontrolną osób zdrowych. Wartości średnie odnotowane w GK, były istotnie wyższe, niż w przypadku chorych na HD. Dla wypadkowej energii kinetycznej ( $\Delta Ek\_std$ ) nie odnotowano istotnych kontrastów w porównaniach międzygrupowych.
3. Pomimo odnotowanych istotnych różnic w poziomie średnich wartości  $\Delta Ep\_std$  oraz  $Ec\_std$ , równocześnie przebiegi krzywych zmian wartości okazały się podobne do siebie w zakresie schematu zmian w fazach znormalizowanego cyklu chodu (przebiegały według podobnych schematów).
4. Średnie oraz chwilowe wartości wskaźników odzyskiwania energii Recovery były istotnie niższe w grupach chorych HD1 i HD2 w porównaniu z grupą kontrolną, a krzywe zmian względem czasu nie były podobne do siebie. Nie różniły się statystycznie średnie wartości Recovery w grupach HD1 i HD2.
5. Analiza przebiegu krzywych pozwoliła na zidentyfikowanie istotnych z punktu widzenia koordynacji nerwowo-mięśniowej zdarzeń i obszarów w cyklu chodu, które istotnie odbiegały od schematu chodu fizjologicznego. Zaliczono do nich względny czas cyklu poprzedzający postawienie stopy na podłożu, obszar najwyższego punktu uniesienia OSC w fazie MST, zakończenie fazy jednopodporowej TST oraz obie fazy dwupodporowe.
6. Dokonane w pracy spostrzeżenia pozwalają na sformułowanie wskazówek reedukacyjnych, zmierzających do poprawienia schematu poruszania się chorych z HD i zbliżenia stereotypu ruchu do chodu fizjologicznego.

## 7. Piśmiennictwo

- Alexander R.M. Simple models of human movement. *Appl. Mech. Rev.* 48; 461-470, 1995
- Aubeeluck A., Moskowitz CB. Huntington's disease. Part 3: family aspects of HD. *Br. J. Nurs.*, 13-26; 17(5):328-31, Mar 2008
- Aubeeluck A., Brewer H. Huntington's disease. Part 2: treatment and management issues in juvenile HD. *Br. J. Nurs.* 28-Mar 12; 17(4):260-3. Feb 2008
- Aubeeluck A., Wilson E. Huntington's disease. Part 1: essential background and management. *Br. J. Nurs.* 14-27;17(3):146-51. Feb 2008
- Bastien GJ, Heglund NC, Schepens B.J. The double contact phase in walking children *Exp Biol.* 206 (Pt 17):2967-78, Sep. 2003
- Bennett BC, Russell SD, Abel MF. The effects of ankle foot orthoses on energy recovery and work during gait in children with cerebral palsy. *Clin. Biomech. (Bristol, Avon).* 27(3):287-91, Mar 2012
- Carlisle RE., Kuo AD. Optimization of energy and time predicts dynamic speeds for human walking. *Elife.* 13;12:e81939. Feb 2023
- Cavagna G.A. Force platforms as ergometers. *J. Appl. Physiol.*, 39, 174-179., 1975
- Cavagna G.A., Franzetti P., Fuchimoto T. The mechanics of walking in children. *J. Physiol.* 373, 323-329, 1983b
- Cavagna G.A., Franzetti P. The determinants of the step frequency in walking in humans. *J. Physiol.* 373:235-42. Apr 1986
- Cavagna G.A., Margaria R., Mechanics of walking. *J. Appl. Physiol.* 21, 271-278. 1966
- Cavagna G.A., Tesio L., Fuchimoto T., Heglund N.C. Ergometric evaluation of pathological gait. *J. Appl. Physiol.* 55, 607-613, 1983
- Cavagna G.A., Thys H., Zamboni A. The sources of external work in level walking and running, *J. Physiol.* 262, 639-657, 1976
- Cavagna G.A., Saibene F.P., Margaria R. External work in walking. *J. Appl. Physiol.* 18, 1-9, 1963
- Cavagna G.A., Willems P.A., Legramandi M.A., Heglund N.C. Pendular energy transduction within the step in human walking. *J. Exp. Biol.* 205(21), 3413-3422, 2002
- Chwała W., Maciejasz P. Fascynacja ruchem-technika Motion Capture. Podstawy inżynierii biomedycznej red nauk. R. Tadeusiewicz, P. Augustyniak, Wydawnictwo AGH, 132-140. Kraków 2009
- Chwała W. Wpływ prędkości na zmiany położenia środka ciężkości ciała i sprawność mechanizmu odzyskiwania energii w chodzie fizjologicznym i sportowym. Wydawnictwo AWF Kraków 2013
- Della Croce U., Riley PO., Lelas JL., Kerrigan DC. A refined view of the determinants of gait. *Gait Posture.* 14(2):79-84, Oct 2001

- Cruickshank TM, Thompson JA, Domínguez D JF, Reyes AP, Bynevelt M, Georgiou-Karistianis N, Barker RA, Ziman MR. The effect of multidisciplinary rehabilitation on brain structure and cognition in Huntington's disease: an exploratory study. *Brain Behav*5(2):e00312, Feb. 2015
- Damiano M., Galvan L., Deglon N., Brouillet E. Mitochondria in Huntington's disease *BBA*; 1802(1):52-61, 2010
- Delval A, Betrouni N, Tard C, Devos D, Dujardin K, Defebvre L, Labidi J, Moreau C. Do kinematic gait parameters help to discriminate between fallers and non-fallers with Parkinson's disease? *Clin. Neurophysiol.* 132(2):536-541, Feb. 2021
- Delval A, Krystkowiak P, Blatt JL, Labyt E, Dujardin K, Destée A, Derambure P, Defebvre L.J. Role of hypokinesia and bradykinesia in gait disturbances in Huntington's disease: a biomechanical study. *Neurol.* 253(1):73-80. Jan. 2006
- Di Biase L., Di Santo A., Caminiti M.L., De Liso a., Shah S.A., Ricci L., Di Lazzaro V. Gait Analysis in Parkinson Disease: An overview of the most accurate markers for diagnosis and symptoms monitoring. *Sensors*, 22:20(12):3529, Jun 2020
- Donelan J.M., Kram M. Exploring dynamic similarity in human running using simulated gravity. *J. Exp. Biol.* 203, 2405-2415, 2000
- Donelan J.M., Kram R., Kuo A.D. Mechanical work for step-to-step transitions is a major determinant of the metabolic cost of human walking. *J. Exp. Biol.* 205, 3717-3727, 2002a
- Donelan J.M., Kram R., Kuo A.D. Simultaneous positive and negative external mechanical work in human walking. *J. Biomech.* 35, 117-124, 2002b
- Eames M.H.A., Cosgrove A., Baker R. Comparing methods of estimating the total body centre of mass in three-dimensions in normal and pathological gaits. *Hum. Mov. Sci* 18(5), 637-646, 1999
- Fábrica G, Jerez-Mayorga D, Silva-Pereyra V. Pendular energy transduction in the different phases of gait cycle in post-stroke subjects. *Hum. Mov. Sci.* 66:521-528, Aug. 2019
- Farley CT, McMahon TA. Energetics of walking and running: insights from simulated reduced-gravity experiments *J. Appl. Physiol.* (1985). 73(6):2709-12, Dec. 1992
- Falkoner K., Winter D.A. Quantitative assessment of co-contraction at the ankle joint during walking, *Electromyogra. Clin. Neurophysiol.*, 25, 135 - 149, 1985
- Fritz NE, Rao AK, Kegelmeyer D, Kloos A, Busse M, Hartel L, Carrier J, Quinn L.J. Physical Therapy and Exercise Interventions in Huntington's Disease: A Mixed Methods Systematic Review. *Huntingtons Dis.*; 6(3):2 17-235, 2017.
- Gard S.A., Childress D.S. The Effect of pelvic list one the vertical displacement of the trunk during normal walking. *Gait Post* 5, 233-238, 1997
- Gard S.A., Childress D.S. The influence of stance-phase knee flexion on the vertical displacement of the trunk during normal walking. *Arch. Phys. Med. Rehabil.* 80(1), 26-32, 1999



- Gard SA, Miff SC, Kuo AD. Comparison of kinematic and kinetic methods for computing the vertical motion of the body center of mass during walking. *Hum Mov Sci.* 22(6):597-610, Apr. 2004
- Gordon KE., Ferris DP., Kuo AD. Metabolic and mechanical energy costs of reducing vertical center of mass movement during gait. *Arch. Phys. Med. Rehabil.*; 90(1):136-44, Jan 2009
- Grabowski A, Farley CT, Kram R. Independent metabolic costs of supporting body weight and accelerating body mass during walking. *J. Appl. Physiol.* (1985). 98(2):579-83, Feb. 2005
- Griffin TM, Tolani NA, Kram R. Walking in simulated reduced gravity: mechanical energy fluctuations and exchange. *J. Appl. Physiol.* (1985). 86(1):383-90, Jan. 1999
- Hernández A 1, Silder A, Heiderscheit BC, Thelen DG. Effect of age on center of mass motion during human walking. 30(2):217-22, Aug 2009
- Ida H., Yamamuro T. Kinetic analysis of the centre of gravity of the human body in normal and pathological gaits, *J. Biomech.* 20(10), 987-993, 1987
- Inman V.T, Ralston H.J., Todd F. *Human Walking.* Wiliams and Wilkins Baltimore,1981
- Inman V.T., Ralston H.J., Todd F. Human walking [In:] Rose J., Gamble J.G. *Human Walking* (2nd. ed.) Wiliams and Wilkins. Baltimore MD. 1994
- Ishikawa M., Komi PV., Grey MJ., Lepola V., Bruggemann GP. Muscle-tendon interaction and elastic energy usage in human walking. *J. Appl. Physiol.* (1985). 99(2):603-8, Aug. 2005
- Hauser S, Harrison. *Neurologia w medycynie klinicznej Tom 1, 3:363-364,* Wydawnictwo Czelej Sp. z.o.o., 2008
- Huntington Study Group. The Unified Huntington's Disease Rating Scale: Reliability and Consistency, *Mov. Diso.*, 11:136-142, 1996
- Kerrigan DC., Riley PO., Lelas JL., Della Croce U. Quantification of pelvic rotation as a determinant of gait. *Arch. Phys. Med. Rehabil.*; 82(2):217-20, 2001 Feb
- Kerrigan DC., Della Croce U., Marciello M., Riley PO. A refined view of the determinants of gait: significance of heel rise. *Arch. Phys. Med. Rehabil.*; 81(8):1077-80. Aug 2000
- Kerrigan DC., Viramontes BE., Corcoran PJ., LaRaia PJ. Measured versus predicted vertical displacement of the sacrum during gait as a tool to measure biomechanical gait performance. *Am. J. Phys. Med. Rehabil.* 74(1):3-8, Jan-Feb. 1995
- Kim, S., Park S. Leg stiffness increases with speed to modulate gait frequency and propulsion energy. *J. Biomech.* 44, 1253–1258., 2011
- Kirkwood S.C., Su J.L., Connealy M., Fouroud T. Progression of symptoms in the early and middle stages of Huntington 's disease. *Arch. Neurol.*; 58:273-278, 2001
- Kirtley Ch. *Clinical Gait Analysis. Theory and practise.* Elsevier, Churchill Livingstone, New York, 2006

- Krkelj Z., Moss SJ. Correlating mechanical work with energy consumption during gait throughout pregnancy. *BMC Pregnancy and childbirth*, 15:303, 2015
- Kuo AD. A simple model of bipedal walking predicts the preferred speed-step length relationship. *J. Biomech. Eng.* 123(3):264-9, Jun 2001
- Luciano F., Minetti A.E., Pavei G. Metabolic cost and mechanical work of walking in a virtual reality emulator. *Eur. J. Appl. Physiol.* 124(3):783-792, Mar 2024
- Maus H.M., Seyfarth A., Grimmer S. Combining forces and kinematics for calculating consistent centre of mass trajectories. *J. Exp. Biol.* 214, 3511-3517, 2011
- Minetti, AE., Ardigo, LP., Saibene, F. The transition between walking and running in humans: metabolic and mechanical aspects at different gradients. *Acta Physiol. Scand.* 150, 315-323.,1994
- Mirek E, Filip M, Chwała W, Banaszkiwicz K, Rudzińska-Bar M, Szymura J, Pasiut S, Szczudlik A. Three-Dimensional Trunk and Lower Limbs Characteristics during Gait in Patients with Huntington's Disease. *Front. Neurosci.* 12;11:566, Oct. 2017
- Milanowski B. Zastosowanie Statistica Profile uwalniania w pracach badawczych i przemyśle farmaceutycznym, [www.statsoft.pl/czytelnia/html](http://www.statsoft.pl/czytelnia/html) (dostęp 2.12.2012), 2009
- Milner-Brown HS., Stein RB., Yemm R. The contractile properties of human motor units during voluntary isometric contractions. *J. Physiol.* 228(2):285-306, Jan.1973
- Morelli KH., Wu Q., Gosztyła ML., Liu H., Yao M., Zhang C., Chen J., Marina RJ., Lee K., Jones KL., Huang MY., Li A., Smith-Geater C., Thompson LM., Duan W., Yeo GW. An RNA-targeting CRISPR-Cas13d system alleviates disease-related phenotypes in Huntington's disease models. *Nat. Neurosci.* 2023 Jan; 26(1):27-38, Epub 2022 Dec 12
- Orendurff M.S., Segal A.D., Klute G.K. The effect of walking speed on center of mass displacement, *J. of Rehabil. Res. Dev.* 41(6a).829-834, 2004
- Ortega JD., Farley CT. Individual limb work does not explain the greater metabolic cost of walking in elderly adults. *J. Appl. Physiol.* (1985); 102(6):2266-73, Jun 2007
- Ortega JD., Farley CT. Minimizing center of mass vertical movement increases metabolic cost in walking. *J. Appl. Physiol.* (1985); 99(6):2099-107, Dec 2005
- Peasgood MEJ. Determinants of increased Energy Cost in Prosthetic Gait University of Waterloo, Ontario Canada 2004
- Perry J. Gait analysis: Normal and pathological function. Slack Inc, Thorofare, NJ, 1992
- Perry J. Normal and pathological function. Slack Inc., New Jersey, 2010
- Rao AK., Muratori L., Louis ED., Moskowitz CB., Marder KS. Spectrum of gait impairments in presymptomatic and symptomatic Huntington's disease. *Mov. Disord.*; 23(8); 1100-1107, 2008
- Riley PO., DellaCroce U., Kerrigan DC. Effect of age on lower extremity joint moment contributions to gait speed. *Gait Posture.* 14(3):264-70, Dec 2001

- Rizzo G., Copetti M., Arcuti S., Martino D., Fontana A., Logroscino G. Accuracy of clinical diagnosis of Parkinson disease. A systematic review and meta-analysis. *Neurology*. 86(6); 566-576, Feb.2016
- Ross A, Tabrizi J. Huntington's disease: from molecular pathogenesis to clinical treatment. *Lancet Neurol*. 10 (1):83-98, Jan.2011
- Salami F., Campos S., Musagara A.R., Wolf SI. Modeling foot rockers via functional calibration for use in clinical gait analysis. *Gait Posture*. 111:122-125. Epub. Apr. 2024, Jun 2024
- Sasaki K., Neptune R.R., Kautz S.A. The relationships between muscle, external, internal and joint mechanical work during normal walking. *J. Exp. Biol*. 212; 738-744. 2009
- Saunders J.B., Inman V.T., Eberhart H.D. The major determinants in normal and pathological gait. *J. Bone Joint Surg. Am.*, 35A, 543-558., 1953
- Schepens B., Bastien G.J., Heglund N.C. Mechanical work and muscular efficiency in walking children. *J. Exp. Biol*. 207, 587-596, 2004
- Shoulson I, Fahn S. Huntington disease: clinical care and evaluation. *Neurology*. 29(1):1-3. Jan 1979
- Smith LK, Lelas JL, Kerrigan DC. Gender differences in pelvic motions and center of mass displacement during walking: stereotypes quantified. *J. Womens Health Gend Based Med*. 2002 Jun; 11(5):453-8, Jun.2002
- C., Tabrizi S.J., Estavez-Fraga C., Van Room-Mom W.M.C., Flowe M.D., Scahill R.I., Wild R.I., Muñoz-Sanjuan I., Sampaio Rosser A.E. Potential disease modifying therapies for Huntington's disease, lessons learned and future opportunities. *Lancet Neurol*. 1;21(7):645-658, Jul. 2022
- Tesio L., Civaschi P., Tessari L. Motion of the centre of gravity of the body in clinical evaluation of gait. *Am. J. Phys. Med*. 64(2): 57-70, 1985
- Tesio L., Lanzi., Detrembleur C. Th 3-D motion of the centre of gravity of the human body during level walking I. Normal subjects at low and intermediate walking speeds. *Clin. Biomech*. 13(2),77-82. 1998a
- Tesio L., Lanzi., Detrembleur C. Th 3-D motion of the centre of gravity of the human body during level walking II. Lower limb amputees. *Clin. Biomech*. 13(2), 83-90. 1998b
- Tesio L., Rota V., Chessa C., Perucca L. The 3 D path of body centre of mass during adult walking on force treadmill, *J. Biomech*. 43(5):938-944, Mar. 2010
- Tesio L., Rota V., Perucca L. The 3D trajectory of the body centre of mass during adult human walking: Evidence for a speed-curvature power law. *J. Biomech*. 44,732-740., 2011
- Tesio L, Rota V. The Motion of Body Center of Mass During Walking: A Review Oriented to Clinical Applications. *Front. Neurol*. 20;10:999, Sep 2019
- Van de Walle P., Halleman A., Schwartz M., Truijen S., Gosselink R., Desloovere K. Mechanical Energy estimation during walking: Validity and sensitivity in typical gait and in children with cerebral palsy. *Gait Post*. 35(2):231-237, Feb.2012

Vuong K, Canning CG, Menant JC, Loy CT. Gait, balance, and falls in Huntington disease. *Handb. Clin. Neurol.* 159:251-260, 2018

Willems P.A., Cavagna G.A., Heglund N.C. External, internal and total work in human locomotion, *J. Exp. Biol.* 198(Pt2):379-393, Feb. 1995.

Winter D.A. Biomechanical motor patterns in normal walking. *J. Mot. Behav.* 15(4):302-30, Dec 1983

Winter D.A. *Biomechanics and Motor Control of Human Movement*, 4th ed., John Wiley & Sons, New York 2009

Woolard A. *Vicon 512 software manual*. 1999

Zinzi P., Salmaso D., De Grandis R., Graziani G., Maceroni S., Bentivoglio A., Zappata P., Frontali M., Jacopini G. Effects of an intensive rehabilitation programme on patients with Huntington's disease: a pilot study. *Clin. Rehabil.* 21(7):603-13. Jul. 2007

## **Streszczenie**

### **Wprowadzenie i cel pracy**

Celem badania było oszacowanie wartości składowych (energii potencjalnej i kinetycznej) oraz sumarycznej pracy zewnętrznej, służącej unoszeniu i rozpędzaniu OSC, stopnia odzyskiwania energii mechanicznej w modelu odwróconego wahadła o zmiennej długości, podczas chodu, chorych z HD przed i po oddziaływaniu terapeutycznym, oraz porównanie ich wartości do wyników osób zdrowych, poruszających się z naturalną prędkością. Badaniem tym starano się zaobserwować, czy wartości zmiennych kinematycznych odnotowane u chorych z chorobą degeneracyjną CSN, umożliwiają zidentyfikowanie charakterystycznych dysfunkcji i wspólnych cech chodu chorych na HD oraz, czy na ich podstawie możliwe jest sformułowanie wskazówek reedukacyjnych w zakresie chodu, zmierzających w kierunku ograniczenia zaburzeń ruchowych.

### **Material i metody badań**

Badanie przeprowadzono w grupie chorych, w ramach projektu o nazwie Registry, zarejestrowanych w European Huntington's Disease Network. Badania chodu fizjologicznego grupy kontrolnej i chodu chorych z chorobą Huntingtona przeprowadzono w Pracowni Biokinetyki Zakładu Biomechaniki w Akademii Wychowania Fizycznego w Krakowie.

Do badania zakwalifikowano 30 pacjentów w wieku  $43,5 \pm 13,5$  lat, średniej masie ciała  $61,6 \pm 13,9$  kg i średniej wysokości ciała  $1,62 \pm 0,11$  m. Grupę kontrolną stanowiło 30 zdrowych osób, w podobnym wieku ( $45,7 \pm 9,5$ ), średniej masie ciała  $67,7 \pm 12,7$  kg, oraz średniej wysokości ciała  $1,64 \pm 0,34$  m, charakteryzujących się zbliżonymi parametrami czasowo – przestrzennymi chodu jak grupa osób z HD.

Osoby zakwalifikowane do badań były poddane dwukrotnemu badaniu chodu z naturalną prędkością (przed i po zakończeniu szpitalnego usprawniania ruchowego, które trwało 3 tygodnie) z wykorzystaniem trójwymiarowej analizy ruchu za pomocą systemu Vicon 250.

Dane uzyskane w grupie chorych z HD przed i po okresie usprawniania porównywano ze zmiennymi kinematycznymi i kinetycznymi grupy kontrolnej, uzyskanymi w grupie osób zdrowych.

Rejestracji chodu dokonano w badanych grupach na ścieżce chodu o długości 20 m, po okresie adaptacyjnym, polegającym na kilkuminutowym swobodnym chodzie po naklejeniu markerów w punktach antropometrycznych, w Pracowni Biokinetyki, Zakładu Biomechaniki AWF w Krakowie.

### **Wyniki i wnioski**

Zaobserwowany schemat przestrzennych przemieszczeń środka ciężkości ciała chorych na HD różnił się od stereotypu ruchu OSC w grupie osób poruszających się chodem fizjologicznym. Zasadnicze różnice polegały na istotnym statystycznie ograniczeniu zakresu oscylacji OSCZ\_std oraz OSCX\_std w cyklu chodu, w stosunku do wartości odnotowanych w GK. Krzywe reprezentujące pionowe i boczne zmiany OSC w cyklu, w grupie HD1 i HD2 nie spełniały kryteriów podobieństwa do krzywych w grupie kontrolnej.

Wartości składowych energii potencjalnej ( $\Delta E_p_{std}$ ) i kinetycznej ( $\Delta E_{ky}_{std}$ ) (w porównaniach grupy kontrolnej z HD1), sumaryczna praca zewnętrzna ( $\Delta E_c_{std}$ ) oraz stopień odzyskiwania energii w mechanizmie odwróconego wahadła (Recovery) podczas chodu, różniły się w grupie chorych na HD, w porównaniu z grupą kontrolną osób zdrowych. Wartości średnie odnotowane w GK, były istotnie wyższe, niż w przypadku chorych na HD. Dla wypadkowej energii kinetycznej ( $\Delta E_{k}_{std}$ ) nie odnotowano istotnych kontrastów w porównaniach międzygrupowych.

Analiza przebiegu krzywych pozwoliła na zidentyfikowanie istotnych z punktu widzenia koordynacji nerwowo-mięśniowej zdarzeń i obszarów w cyklu chodu, które istotnie odbiegały od schematu chodu fizjologicznego. Zaliczono do nich względny czas cyklu poprzedzający postawienie stopy na podłożu, obszar najwyższego punktu uniesienia OSC w fazie MST, zakończenie fazy jednopodporowej TST oraz obie fazy dwupodporowe.

Dokonane w pracy spostrzeżenia pozwalają na sformułowanie wskazówek reedukacyjnych, zmierzających do poprawienia schematu poruszania się chorych z HD i zbliżenia stereotypu ruchu do chodu fizjologicznego.

## **Abstract**

### **Introduction and aim of study**

The objective of the research was to estimate the component value (of potential and kinetic energy) as well as the total external work needed for lifting and accelerating centre of mass COG, the level of mechanical energy recovery in the model of inverted length-adjustable pendulum, in the gait of patients suffering from HD before and after applying therapy, and compare them to the results of healthy people moving with natural speed. The research also helped to ascertain if the values of kinetic variables found with those suffering from degenerative CSN make it possible to identify the characteristic malfunctions and common features of gait of those suffering from HD, as well as to find if these values can be utilized to establish remedial procedures that will reduce gait disorders.

### **Methods, background and settings**

The research was carried out as part of the registry project, with a group of HD patients registered in European Huntington's Disease Network. The research into the gait of the control group and the gait of HD patients was carried out in Pracownia Biokinetyki Zakładu Biomechaniki in Akademia Wychowania Fizycznego in Cracov.

Thirty patients aged  $43.4 \pm 13.5$ , with average body weight and height of respectively  $61.6 \pm 13.9$  kg and  $1.62 \pm 0.11$  m were qualified for the research. The control group comprised 30 healthy people of similar age ( $45.7 \pm 9.5$ ), with average body weight and height of respectively  $67.7 \pm 12.7$  kg and  $1.64 \pm 0.34$  m, displaying similar temporal and spatial parameters to those of the HD patients.

The natural velocity gait of the two groups was examined twice (before and after a three-week hospital based mobility enhancement treatment) by means of Vicon 250 3D movement analysis.

The data collected within the HD group before and after mobility enhancement were compared with the kinematic and kinetic variables collected within the control group

The gait of both groups was registered in Pracownia Biokinetyki, AWF in Cracov, on a twenty-metre gait examination track, after an adaptation exercise consisting in a free walk with markers stuck on the anthropometric points.

### **Results and Conclusions**

It was observed that the HD patients' pattern of spatial movement of centre of mass was different from the healthy people's stereotypical centre of mass movement. The main difference consisted in a statistically significant restriction of  $\Delta OSCZ\_std$  and  $\Delta OSCX\_std$  gait cycle oscillation, as compared to the results of the control group. The graphs showing the vertical and lateral changes of centre of mass in the cycle in HD1 and HD2 groups did not meet the similarity criteria for the graphs of the control group.

The values of the components of potential ( $\Delta Ep\_std$ ) and kinetic ( $\Delta Eky\_std$ ) energy (in comparison of HD1 and control group), the total external work ( $\Delta Ec\_std$ ) as well as the level of mechanical energy recovery in the model of inverted length-adjustable pendulum during walking, were different between the HD group and the healthy control group. The average values of the control group were remarkably higher than those of the HD group. As regards the resultant kinetic energy ( $\Delta Ek\_std$ ) no significant differences between the groups were noticed.

Analysis of gait cycle curves, allowed to indentify important periods and events for neural coordination of gait cycle, diffrent from physiological pattern. Changes of gait pattern

included relative previous time of foot contact, highest level of COM in MST phase and the end of single support TST phase, and both double support phases.

The findings of the research will allow the establishment of remedial procedures that will improve the pattern of movement of HD patients and ensure a more physiological movement stereotype.



## Aneks

### Wykaz skrótów

- OSC - środek ciężkości ciała (ang. center of gravity)
- HD1 - grupa chorych z chorobą Huntingtona, przed oddziaływaniem terapeutycznym
- HD2 - grupa chorych z chorobą Huntingtona, po oddziaływaniu terapeutycznym
- HTT – gen huntingtyny
- Htt- białko huntingtyna
- TFC - skala ogólnej sprawności ( ang. Total Functional Capacity)
- IC – punkt początkowy kontaktu stopy z podłożem (initial contact)
- LR – faza przyjęcia ciężaru ciała (loading response)
- MST - faza środkowego podparcia (midstance)
- TST – druga część fazy pojedynczego podparcia (terminal stance)
- PSW – druga faza dwupodporowa (pressing)
- ISW - wstępna faza wymachu (initial swing)
- MSW - środkowa faza wymachu ( terminal stance)
- TST - faza końcowego podparcia (terminal swing)
- $\Delta OSCX\_std$ ,  $\Delta OSCZ\_std$  - standaryzowane chwilowe zmiany pionowego i boczego położenia OSC względem wysokości ciała w jednocentowych przedziałach względnego czasu cyklu [% h]
- $\Delta Ec$  – średnia wartość zmian energii całkowitej OSC, równoważna pracy zewnętrznej
- $\Delta Ec\_std$ ,  $\Delta Ep$ ,  $\Delta Ek\_std$ ,  $\Delta Ekx\_std$ ,  $\Delta Eky\_std$ ,  $\Delta Ekz\_std$  – średnie wartości zmian składowych energii kinetycznej ciała i energii wypadkowych, obliczone względem poszczególnych osi układu współrzędnych, standaryzowane względem masy ciała i długości cyklu
- CSN – centralny system nerwowy
- UHDRS - ujednolicona skala oceny choroby Huntingtona ( ang. Unified Huntingtons’s Disease Rating Scale)
- RBHD oraz LBHD – markery umieszczone z tyłu głowy
- RFHD oraz LFHD – markery umieszczone z przodu głowy
- C7, Th10, CLAV i STRN – określają one wymiary tułowia, markerowane odpowiednio z tyłu oraz z przodu
- LASI i RASI – określają one układ współrzędnych miednicy
- SACR – marker umieszczony na mobilnym wysięgniku
- TOE, HIL, LMT5, ANK – Markery określające segment oraz zakres ruchu w stawie skokowym
- Wkz (t) - chwilowa wartość pracy potrzebnej do rozpędzenia środka ciężkości w ruchu w górę
- Wky(t) – chwilowa wartość pracy potrzebna do rozpędzenia środka ciężkości w ruchu w przód
- Wz(t) – chwilowa całkowita praca zewnętrzna, równoważna  $\Delta Ec$
- GK – Grupa kontrolna
- $v_x$ ,  $v_y$ ,  $v_z$  - wartości prędkości środka ciężkości względem poszczególnych osi przestrzennego układu współrzędnych

RC – średnia wartość wskaźnika odzyskiwania energii w cyklu [%]

Rc(t) – chwilowa wartość wskaźnika odzyskiwania energii [%]

f2 - wartości czynnika różnicy podobieństwa profili krzywych

f1 – wartość czynnika podobieństwa profili krzywych

EMG - elektromiografia, technika diagnostyczna wykorzystywana w medycynie do oceny i analizy aktywności bioelektrycznej mięśni

## Spis rycin

- Ryc. 1.1. Charakterystyka chodu fizjologicznego. Podział cyklu chodu  
Źródło: Neumann (2010)
- Ryc. 1.2. Średnie wartości zmiany kątów w stawach skokowym, kolanowym i biodrowym, w znormalizowanym cyklu chodu
- Ryc. 1.3. Model odwróconego wahadła Źródło: (Chwała, 2013)
- Ryc. 1.4. Model masy sprężystej Źródło: (Chwała, 2013)
- Ryc. 4.1. Wartości zmian położenia OSCZ\_std, standaryzowanych względem wysokości ciała w cyklu chodu, w badanych grupach osób
- Ryc. 4.2. Wartości zmian położenia OSCX\_std, standaryzowanych względem wysokości ciała w cyklu chodu, w badanych grupach osób
- Ryc. 4.3. Graficzna prezentacja wyników jednoczynnikowej analizy wariancji Anova dla pomiarów powtarzalnych (post hoc Tukeya) standaryzowanych, pionowych oscylacji  $\Delta$ OSCZ\_std
- Ryc. 4.4. Graficzna prezentacja wyników testu Anova rang Kruskala-Wallisa (test post hoc Dunna) standaryzowanych, bocznych oscylacji  $\Delta$ OSCX\_std
- Ryc. 4.5. Wartości standaryzowanych zmian energii potencjalnej  $\Delta$ Ep\_std w cyklu chodu, w badanych grupach osób
- Ryc. 4.6. Wartości standaryzowanych zmian składowej energii kinetycznej  $\Delta$ E<sub>kx</sub>\_std w cyklu chodu, w badanych grupach osób
- Ryc. 4.7. Wartości standaryzowanych zmian składowej energii kinetycznej  $\Delta$ E<sub>kz</sub>\_std w cyklu chodu, w badanych grupach osób
- Ryc. 4.8. Wartości standaryzowanych zmian składowej energii kinetycznej  $\Delta$ E<sub>ky</sub>\_std w cyklu chodu, w badanych grupach osób
- Ryc. 4.9. Wartości standaryzowanych zmian energii kinetycznej  $\Delta$ E<sub>k</sub>\_std w cyklu chodu, w badanych grupach osób
- Ryc. 4.10. Wartości standaryzowanych zmian energii całkowitej  $\Delta$ Ec\_std w cyklu chodu, w badanych grupach osób
- Ryc. 4.11. Graficzna prezentacja wyników analizy statystycznej istotności różnic dla zmiennej  $\Delta$ E<sub>kz</sub>\_std w badanych grupach osób
- Ryc. 4.12. Graficzna prezentacja wyników analizy statystycznej istotności różnic dla zmiennej  $\Delta$ Ep\_std w grupach badanych osób
- Ryc. 4.13. Graficzna prezentacja wyników analizy statystycznej istotności różnic dla zmiennej  $\Delta$ Ec\_std w grupach badanych osób
- Ryc. 4.14. Graficzna prezentacja wyników analizy statystycznej istotności różnic dla zmiennej  $\Delta$ E<sub>ky</sub>\_std w grupach badanych osób
- Ryc. 4.15. Graficzna prezentacja wyników analizy statystycznej istotności różnic dla zmiennej  $\Delta$ E<sub>kx</sub>\_std w grupach badanych osób
- Ryc. 4.16. Wyniki chwilowych wartości energii kinetycznej ruchu postępowego  $\Delta$ E<sub>ky</sub>\_std oraz energii potencjalnej  $\Delta$ Ep\_std w grupie chorych HD1 standaryzowane względem masy ciała i metra przebytego dystansu
- Ryc. 4.17. Wyniki chwilowych wartości energii kinetycznej ruchu postępowego  $\Delta$ E<sub>ky</sub>\_std oraz energii potencjalnej  $\Delta$ Ep\_std w grupie chorych HD2 standaryzowane względem masy ciała i metra przebytego dystansu

- Ryc. 4.18. Wyniki chwilowych wartości energii kinetycznej ruchu postępowego  $\Delta E_{ky\_std}$  oraz energii potencjalnej  $\Delta E_{p\_std}$  w grupie kontrolnej GK standaryzowane względem masy ciała i metra przebytego dystansu
- Ryc. 4.19. Chwilowe wartości wskaźników odzyskiwania energii w poszczególnych jednoprocenowych przedziałach cyklu chodu w grupie chorych HD1 i HD2 oraz grupie kontrolnej GK
- Ryc. 4.20. Wykres podobieństwa profili zmian położenia standaryzowanych wartości pionowych oscylacji  $OSCZ\_std(t)$
- Ryc. 4.21. Wykres podobieństwa profili zmian położenia standaryzowanych wartości bocznych oscylacji  $OSCX\_std(t)$
- Ryc. 4.22. Wykres podobieństwa profili zmian położenia standaryzowanych wartości zmian energii kinetycznej  $\Delta E_{kx\_std}(t)$
- Ryc. 4.23. Wykres podobieństwa profili zmian położenia standaryzowanych wartości zmian energii kinetycznej  $\Delta E_{ky\_std}(t)$
- Ryc. 4.24. Wykres podobieństwa profili zmian położenia standaryzowanych wartości zmian energii kinetycznej  $\Delta E_{kz\_std}(t)$
- Ryc. 4.25. Wykres podobieństwa profili zmian położenia standaryzowanych wartości zmian wypadkowej energii kinetycznej  $\Delta E_{k\_std}(t)$
- Ryc. 4.26. Wykres podobieństwa profili zmian położenia standaryzowanych wartości zmian energii potencjalnej  $\Delta E_{p\_std}(t)$
- Ryc. 4.27. Wykres podobieństwa profili zmian położenia standaryzowanych wartości zmian energii całkowitej  $\Delta E_{c\_std}(t)$
- Ryc. 4.28. Wykres podobieństwa pomiędzy profilami wskaźnika odzyskiwania energii Recovery [%]

## Spis tabel

- Tab. 3.1. Wartości parametrów czasowo-przestrzennych chodu w badanych grupach osób
- Tab. 3.2. Zestaw markerów dla lewej i prawej strony ciała
- Tab. 4.1. Wyniki analizy testowania normalności rozkładu testem Shapiro–Wilka standaryzowanych pionowych i bocznych oscylacji OSC w badanych grupach osób
- Tab. 4.2. Statystyka opisowa zmian OSC standaryzowanych względem wysokości ciała
- Tab. 4.3. Wyniki testowania istotności różnic statystycznych standaryzowanych zmian pionowych i bocznych oscylacji OSC w badanych grupach osób
- Tab. 4.4. Wyniki testowania normalności rozkładu (test W Shapiro – Wilka) zmian energii OSC standaryzowanych względem masy ciała i długości cyklu oraz wskaźnika odzyskiwania energii
- Tab. 4.5. Statystyki opisowe zmian energii OSC, standaryzowanych względem masy ciała i długości cyklu oraz wskaźnika odzyskiwania energii
- Tab. 4.6. Wyniki jednoczynnikowej analizy wariancji Anova (post hoc Tukeya), Anova Kruskala-Wallisa (post hoc Dunna) dla zmian wartości składowych energii OSC, standaryzowanych względem masy ciała i długości cyklu oraz wskaźnika odzyskiwania energii
- Tab. 4.7. Wyniki analizy statystycznej modułów podobieństwa profili krzywych, składowych oscylacji OSC oraz składowych energii mechanicznej w badanych grupach osób