

**AKADEMIA WYCHOWANIA FIZYCZNEGO**

**im. Bronisława Czecha w Krakowie**

**Wydział Wychowania Fizycznego**



**mgr Aleksandra Kulik - Warchala**

**Rola wyznaczników chodu w mechanizmie ograniczania oscylacji środka  
ciężkości ciała u osób z chorobą zwyrodnieniową stawu kolanowego, na  
tle wyników osób zdrowych**

**Rozprawa doktorska**

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

**Promotor pomocniczy: dr Katarzyna Ogrodzka - Ciechanowicz**

Kraków 2022

*Pragnę podziękować Promotorowi niniejszej rozprawy  
Panu dr. hab. Wiesławowi Chwale, prof. AWF  
za nieocenioną pomoc merytoryczną, motywację, poświęcony czas i wyrozumiałość.*

*Wyrazy wdzięczności składam Promotor pomocniczej Pani dr Katarzynie Ogrodzkiej –  
Ciechanowicz  
za wszechstronną pomoc i cierpliwość.*

*Dziękuję Panu mgr. inż. Jerzemu Lasce  
za cenne uwagi i wsparcie techniczne w trakcie realizacji badań naukowych.*

## SPIS TREŚCI

1. WSTĘP.....	5
1.1. Charakterystyka chodu .....	5
1.2. Zmiany położenia Ogólnego Środka Ciężkości Ciała podczas chodu .....	10
1.3. Modele ciała w analizie trajektorii ruchu ogólnego środka ciężkości ciała.....	12
1.4. Choroba zwyrodnieniowa stawu kolanowego .....	14
1.5. Zmiany wzorca chodu osób z zaawansowaną chorobą zwyrodnieniową stawu kolanowego.....	18
1.6. Koncepcja wyznaczników chodu.....	18
1.7. Krytyka wybranych elementów teorii determinant chodu.....	24
2. CEL I PYTANIA BADAWCZE.....	30
2.1. Cel badań .....	30
2.2. Pytania badawcze.....	30
2.3. Hipotezy badawcze .....	31
3. MATERIAŁ I METODY BADAŃ.....	32
3.1. Charakterystyka grup badanych osób .....	32
3.2. Metody badań .....	36
3.2.1. Przebieg sesji pomiarowej .....	39
3.2.2. Opracowanie danych w programach systemu Vicon .....	41
3.3. Charakterystyka zmiennych wykorzystanych w przeprowadzonych analizach ...	42
3.4. Metody opracowania statystycznego .....	44
3.5. Zestawienie analizowanych zmiennych.....	45
4. WYNIKI.....	47
4.1. Wyniki statystyki podstawowej poszczególnych determinant chodu w grupie z gonartrozą i w grupie kontrolnej .....	47
4.2. Wpływ determinant chodu na przemieszczenia OSC.....	62
4.2.1. Wyznacznik ruchu miednicy w płaszczyźnie poprzecznej.....	62

4.2.2.	Wyznacznik ruchu miednicy w płaszczyźnie czołowej .....	66
4.2.3.	Wyznacznik bocznych przemieszczeń miednicy pod wpływem koślawienia stawu kolanowego .....	69
4.2.4.	Wyznacznik stawu kolanowego .....	74
4.2.5.	Wyznacznik stawu skokowo – goleniowego.....	78
4.2.6.	Wyznacznik sumarycznej rotacji kończyny dolnej .....	81
4.3.	Wskaźniki efektywnego oddziaływania wyznaczników chodu na pionowe i boczne oscylacje OSC .....	84
4.3.1.	Wskaźnik względnego czasu oddziaływania wyznaczników chodu na pionowe i boczne oscylacje OSC .....	84
4.3.2.	Wskaźnik dynamiki oddziaływania wyznaczników chodu na pionowe i boczne oscylacje OSC.....	86
5.	DYSKUSJA .....	89
5.1.	Podsumowanie dyskusji i kierunki dalszych badań.....	107
6.	WNIOSKI.....	111
7.	PIŚMIENNICTWO .....	113
	STRESZCZENIE .....	126
	SPIS RYCIN.....	129
	SPIS TABEL .....	131
	ANEKS.....	132

## 1. WSTĘP

### 1.1. Charakterystyka chodu

Chód jest podstawową funkcją motoryczną, którą człowiek stopniowo nabywa i kształtuje w pierwszych latach życia. Właściwie opanowana i skoordynowana w pozycji pionowej, jest charakterystyczna dla gatunku ludzkiego. Na potrzeby nauki powstało wiele definicji chodu, jednakże najtrafniej określił go prof. Dega, jako „rytmiczne gubienie i odzyskiwanie równowagi w zmieniających się na przemian fazach podporu i przenoszenia” (Dega i wsp. 1964).

Chód jest rezultatem procesów zachodzących w systemie nerwowym, który sprawuje kontrolę nad układem mięśniowo – szkieletowym. Zmiany kątowe w stawach wynikają z pracy mięśni oddziałujących na dźwignie kostne. Kontrola nerwowo – mięśniowa zapewnia koordynację układu ruchu w czasie oraz selektywność pracy poszczególnych grup mięśniowych, dzięki temu, chód jest funkcją automatyczną, o powtarzalnych sekwencjach ruchów segmentów ciała. (Martino i wsp. 2019; Takakusaki 2017; Paquette i wsp. 2008; Patla i wsp. 1999)

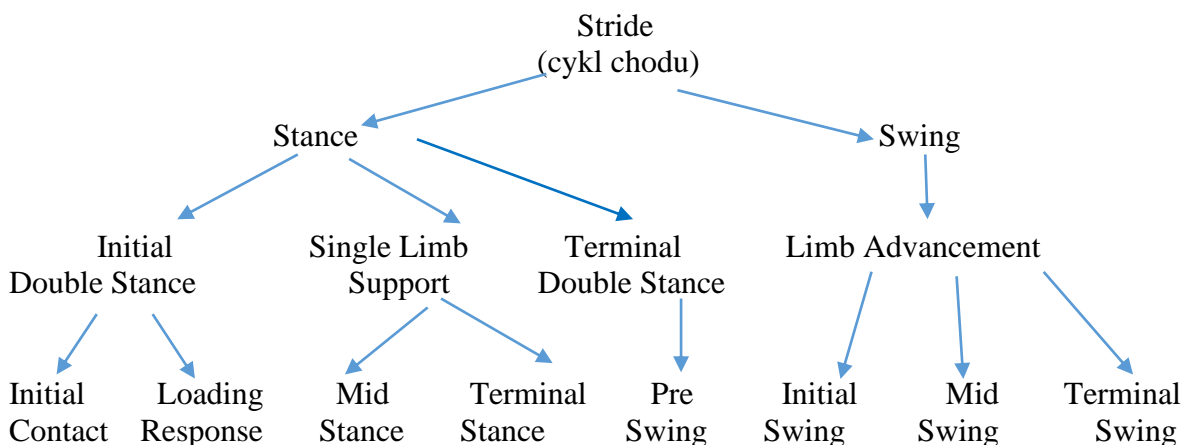
Chód charakteryzuje cykliczność, co oznacza, że określona sekwencja ruchów kończyn i tułowia, powoduje przemieszczanie środka ciężkości ku przodowi, w sposób powtarzalny. Dlatego też do opisu i analizy tego procesu wykorzystuje się termin „cykl chodu”. Jest to seria następujących po sobie ruchów, począwszy od kontaktu pięty z podłożem jednej kończyny dolnej, do powtórnego kontaktu pięty z podłożem tej samej kończyny. Cykl rozpatrywany jest osobno dla każdej z kończyn dolnych. Jeden cykl chodu składa się z dwóch następujących po sobie faz: podporu (*Stance Phase*) i przenoszenia (*Swing Phase*). Faza podporu podczas chodu z naturalną prędkością stanowi zazwyczaj ok. 60% czasu cyklu, natomiast faza przenoszenia około 40%. (Perry i wsp. 2010)

Podczas jednego cyklu chodu występują dwie fazy podwójnego podporu (*Double Support*), których łączny czas trwania wynosi około 0,15 s oraz faza pojedynczego podporu (*Single Support*) o czasie trwania około 0,53 s (Bober 1985).

Koncepcja faz chodu, która jest powszechnie stosowana do dnia dzisiejszego na całym świecie, została opracowana w Rancho Los Amigos Medical Center i opisana przez Jacquelin Perry (2010).

Schemat zawarty na ryc. 1. obrazuje składowe cyklu chodu. Według Perry (2010), faza podporu obejmuje dwie fazy podwójnego podparcia (*Double Stance*), przedzielone

fazą pojedynczego podparcia (*Single Limb Support*). Pierwsza faza podwójnego podparcia, zwana również (*Weight Acceptance*) odpowiedzialna jest za przejście ciężaru ciała przez kończynę podporową.



Rycina 1. Podział cyklu chodu na fazy (Perry 2010).

Faza przejścia obciążenia przez kończynę podporową składa się z fazy „początkowego kontaktu z podłożem” (*Initial Contact*) trwającej 0 – 2% i fazy „obciążania kończyny” (*Loading Response*), która trwa 2 – 10% cyklu chodu. Faza przejścia obciążenia przez kończynę podporową rozpoczyna się w momencie początkowego kontaktu pięty z podłożem, a kończy, gdy kończyna przeciwna odrywa się od podłoża.

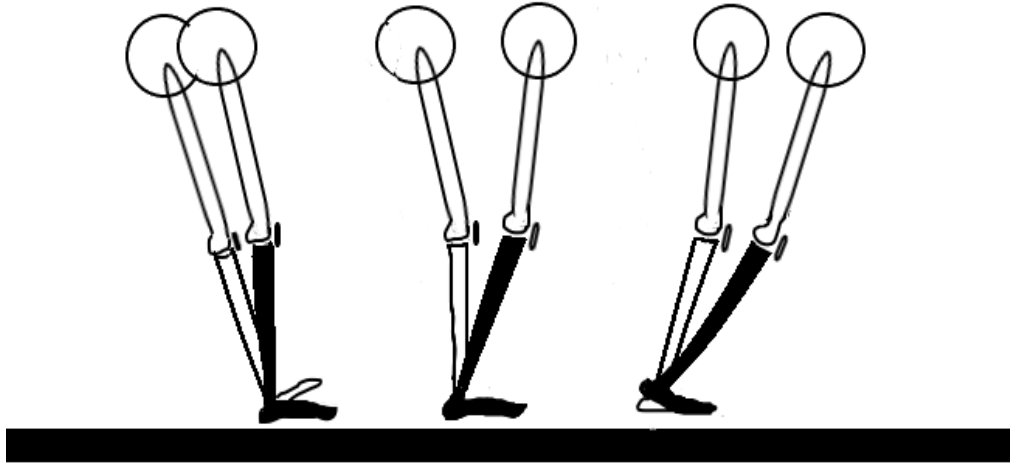
Pojedynczy podpór dzieli się na wczesną fazę jednopodporową (*Mid Stance*), która zaczyna się od momentu oderwania od podłoża kończyny przeciwnej, trwa przez okres od 10% do 30% cyklu i kończy, gdy OSC osiągnie wysokość przodostopia. Wówczas rozpoczyna się późna faza jednopodporowa (*Terminal Stance*), która trwa od 30% do 50% cyklu i kończy, gdy pięta kończyny przeciwnej (wymachowej) dotyka podłoża. Podczas tego okresu jedna kończyna całkowicie odpowiada za utrzymanie OSC w płaszczyznach: strzałkowej i czołowej.

Zakończeniem fazy podporowej, poprzedzającym fazę wymachu, jest druga faza dwupodporowa zwana *Pre Swing*. Zawiera się pomiędzy 50%, a 60% cyklu chodu i charakteryzuje się przeniesieniem obciążenia na kończynę przeciwną. W tym czasie staw skokowo – goleniowy kończyny podporowej jest w maksymalnym zgięciu podszwowym i tylko paluch ma kontakt z podłożem.

W fazie wymachu zwanej *Limb Advancement*, następuje przeniesienie kończyny. Dzieli się ona na trzy przedziały względnego czasu cyklu chodu. Pierwszy przedział

(*Initial Swing*) trwa w zakresie 60% – 73% cyklu i rozpoczyna go oderwanie palucha od podłoża, a kończy moment, kiedy stopa kończyny przenoszonej zrównuje się ze stopą kończyny przeciwnej. Po jej zakończeniu następuje faza środkowego wymachu (*Mid Swing*), która trwa między 70% – 85% cyklu chodu. Kończy się w momencie, gdy podudzie jest ustawione prostopadle do podłoża. Po jej zakończeniu rozpoczyna się końcowa faza wymachu (*Terminal Swing*), trwająca do zakończenia cyklu chodu, do chwili, gdy pięta kończyny przenoszonej uzyskuje kontakt z podłożem.

Podczas fazy podporu obserwuje się działanie trzech dźwigni stopy (Ryc. 2). Pierwsza z nich, dźwignia pięty (*heel rocker*), zawarta jest pomiędzy obszarem kostnym przyłożenia pięty i naturalną osią biomechaniczną stawu skokowo - goleniowego. Dzięki tej dźwigni, piszczel przemieszcza się do przodu względem stopy kończyny podporowej. Rozpoczyna się w momencie przyłożenia pięty do podłoża (*Initial Contact*) i trwa do końca fazy „obciążania kończyny” podporowej (*Loading Response*). Zgięcie podeszwowe jest wówczas kontrolowane przez przednią grupę mięśni podudzia. Towarzyszy mu zjawisko ekscentrycznego hamowania ruchu zgięcia kolana, przez mięsień czworogłowy uda. Druga dźwignia stawu skokowo – goleniowego (*ankle rocker*), działa przez całą fazę jednopodporową (*Mid Stance*). Staw skokowo – goleniowy stanowi wtedy oś obrotu dla biernie przemieszczającej się w przód, dzięki swej sile ciężkości, piszczeli. Ruch odbywa się nad ustabilizowaną stopą. Kość piszczelowa podąża nad punktem podporu, a jej ruch kontroluje mięsień płaszczkowaty. Środek nacisku stopy na podłoże przemieszcza się w kierunku głów kości przodostopia. Dźwignia przodostopia (*forefoot rocker*) występuje w końcowej fazie podporu (*Terminal Stance*). Naturalną oś obrotu dla przodostopia stanowią zaokrąglone głowy kości śródstopia. Skurcz mięśnia trójgłowego łydki unosi piętę, zginając podeszwowo staw skokowo – goleniowy. Kiedy rzut OSC pada przed stopę następuje przyspieszenie ruchu w przód. Jest to największa napędzająca siła podczas całego cyklu chodu. Faza, w której występuje ta dźwignia, nazywana jest często propulsją. (Gutierrez i wsp. 2003; Perry 2010)



Rycina 2. Dźwignie stopy (rycina własna).

Analizując przebieg cyklu chodu, zauważa się zmiany kątowe stawów kończyn dolnych i miednicy, charakterystyczne dla poszczególnych faz. W *Initial Contact* staw biodrowy jest zgięty do ok.  $20^{\circ}$  -  $30^{\circ}$ , a kolanowy utrzymuje się w niewielkim kilkustopniowym zgięciu. Staw skokowo – goleniowy jest minimalnie zgięty grzbietowo i rozpoczyna ruch w kierunku podeszwowym. Miednica jest zrotowana zewnątrz, a w płaszczyźnie czołowej, znajduje się w niewielkim uniesieniu, w stosunku do kończyny podporowej. W kolejnej fazie *Loading Response* staw biodrowy jest ustabilizowany i jedynie w niewielkim stopniu zwiększa swoje zgięcie, natomiast kolanowy ulega w tej fazie wyraźnemu zgięciu. Staw skokowo – goleniowy ulega niewielkiemu zgięciu podeszwowemu, do momentu osiągnięcia kontaktu z podłożem przez całą stopę. Jest to moment swoistej absorpcji wstrząsów, podczas przyjmowania obciążenia. Następnie zgina się biernie grzbietowo. Miednica w tym czasie rotuje się zewnątrz względem kończyny podporowej, osiągając wartości maksymalne rotacji pod koniec tej fazy. W płaszczyźnie czołowej unosi się, po stronie kończyny podporowej.

Na początku fazy jednopodporowej *Mid Stance*, staw kolanowy osiąga wartość maksymalną zgięcia, po czym ulega wyraźnemu prostowaniu. Staw biodrowy ulega szybkiemu prostowaniu w kierunku pozycji neutralnej. W stawie skokowo – goleniowym zachodzi w tym czasie ruch zgięcia grzbietowego. Miednica na początku *Mid Stance* osiąga wartość szczytową zakresu unoszenia w płaszczyźnie czołowej, po czym obniża się w kierunku położenia neutralnego. W płaszczyźnie poprzecznej, miednica rotuje się wewnątrz, względem kończyny podporowej.



W *Terminal Stance* staw biodrowy zmierza w kierunku nadwyprostu, a staw kolanowy do połowy fazy się prostuje, po czym zaczyna się zginać. Pod koniec fazy, staw skokowo – goleniowy wykazuje maksymalny zakres zgięcia grzbietowego, średnio ponad 10°. Miednica rotuje się w kierunku wewnętrznym, a w płaszczyźnie czołowej, obniża się po stronie kończyny podporowej.

W kolejnej fazie *Pre Swing* staw biodrowy w dalszym ciągu znajduje się w wyproście, natomiast kolanowy kontynuuje ruch zginania. W tym przedziale czasowym, staw skokowo – goleniowy ulega szybkiemu zgięciu podszwawemu. W płaszczyźnie poprzecznej, miednica osiąga wartość szczytową rotacji wewnętrznej, a w czołowej, znajduje się w swym najniższym położeniu.

W początkowej fazie wymachu (*Initial Swing*) obserwuje się w stawie biodrowym ruch od nadwyprostu w kierunku pozycji neutralnej, a następnie zgięcia, które na koniec tej fazy wynosi ok. 20 °. Staw kolanowy natomiast, ulega wyraźnemu zginaniu, które pod koniec fazy wynosi około 70 °. Staw skokowo – goleniowy w początkowej fazie wymachu od maksymalnej wartości zgięcia podszwawego przemieszcza się w pobliże pozycji neutralnej. Miednica natomiast unosi się i rotuje zewnętrznym.

Faza środkowego wymachu (*Mid Swing*) charakteryzuje się dalszym zgięciem stawu biodrowego oraz rozpoczęciem ruchu prostowania przez staw kolanowy. Staw skokowo – goleniowy w środkowym wymachu ulega nieznacznym zmianom kątowym w pozycji zgięcia grzbietowego, zabezpieczając w ten sposób stopę przed zahaczeniem o podłoże. Miednica unosi się w płaszczyźnie czołowej, a w poprzecznej, kontynuuje ruch rotacji zewnętrznej. Pod koniec tej fazy znajduje się blisko pozycji neutralnej, zarówno w płaszczyźnie poprzecznej, jak i czołowej.

W ostatniej fazie wymachu (*Terminal Swing*), staw biodrowy jest ustabilizowany i charakteryzuje się niewielkim zakresem zmian kąta, a staw kolanowy kontynuuje wyprost, by w ostatnich 5% cyklu rozpocząć ruch zginania, przygotowujący do przejścia ciężaru ciała w momencie ponownego kontaktu pięty z podłożem. W tym samym czasie staw skokowo – goleniowy pozostaje ustabilizowany w niewielkim kilkustopniowym zgięciu grzbietowym, przygotowując stopę do przejścia ciężaru ciała. Miednica kontynuuje ruch w płaszczyźnie poprzecznej tak, że pod koniec cyklu, znajduje się w rotacji zewnętrznej. W płaszczyźnie czołowej, miednica unosi się w górę. (Perry 1992)

## 1.2. Zmiany położenia Ogólnego Środka Ciężkości Ciała podczas chodu

Ogólny środek ciężkości jest punktem teoretycznym, w którym przyłożona jest wypadkowa siła grawitacyjna (suma sił grawitacji) poszczególnych segmentów ciała człowieka. U zdrowej osoby w pozycji stania swobodnego jest on zlokalizowany w osi podłużnej, w około 55% wysokości ciała, mierzonej od podłoża, do przodu w stosunku do drugiego kręgu krzyżowego (Saunders i wsp. 1953).

Oznaczenia położenia OSC można dokonać za pomocą kilku różnych metod. Pierwsza – metoda markera sakralnego (SACR) polega na użyciu odblaskowego markera, który przytwierdza się na kości krzyżowej w osi podłużnej, na linii łączącej kolce biodrowe przednie górne, z uwzględnieniem kąta pochylenia miednicy. Druga metoda – obliczeniowa, uwzględnia lokalizację środków ciężkości wszystkich segmentów ciała. Ostatnia metoda wykorzystuje dane zebrane za pomocą dwóch platform dynamometrycznych. Metoda markera sakralnego jest najprostszym rozwiązaniem w przypadku analizy chodu z naturalną prędkością, dlatego jest najczęściej wybierana przez badaczy. Pozostałe metody (kinematyczna i kinetyczna) wymagają zastosowania specjalistycznego sprzętu pomiarowego, dlatego znajdują zastosowanie podczas badań ze znacznym zróżnicowaniem prędkości chodu. (Gard i wsp. 2004; Saini i wsp. 1998; Thirunarayan i wsp. 1996)

Istotą chodu fizjologicznego jest poruszanie się ku przodowi z minimalnym wydatkiem energetycznym. Gwarancją tego jest przemieszczanie się ogólnego środka ciężkości po krzywej zbliżonej do sinusoidy o niewielkiej amplitudzie wychyleń pionowych. (Orendurff i wsp. 2004)

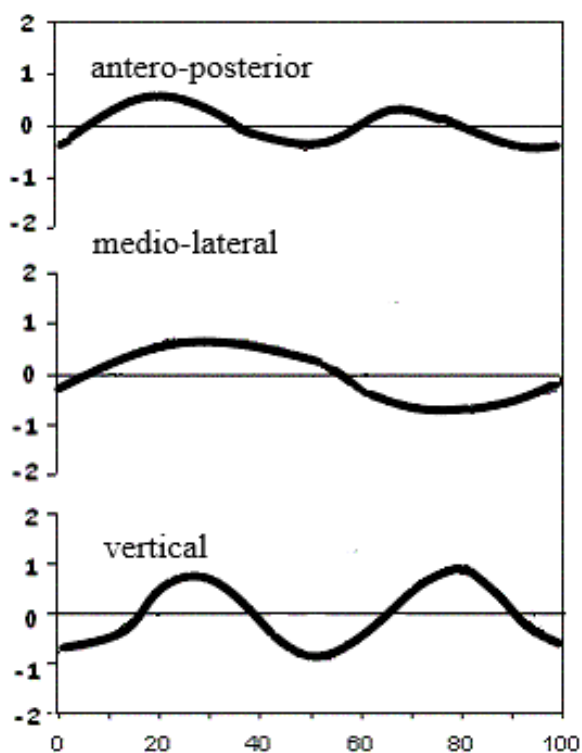
Ogólny środek ciężkości (OSC) jest kluczowym czynnikiem w analizie chodu. Jego trajektoria odzwierciedla ruch całego ciała. Podczas fizjologicznego chodu obserwuje się jego przemieszczenia w kierunku ruchu oraz jednoczesne oscylacje w płaszczyźnie strzałkowej i czołowej. Pionowe przemieszczenia OSC przypominają swoim kształtem krzywą sinusoidalną, o dwukrotnie większej częstotliwości ruchów pionowych, w stosunku do przemieszczeń bocznych (Saunders i wsp. 1953).

Podczas chodu fizjologicznego ogólny środek ciężkości osiąga dwukrotnie wartości maksymalne w płaszczyźnie strzałkowej: około 30% cyklu chodu, w fazie jednopodporowej (*Mid Stance*) oraz w 80%, w fazie wymachu (*Mid Swing*). Dwa razy przyjmuje położenia minimalne: w ok. 0% i 100% cyklu, na końcu cyklu, który jest

równocześnie początkiem kolejnej fazy podwójnego podporu (*Double Support*). (Orendurff i wsp. 2004)

Zauważyć należy, że częstotliwość pełnej pionowej oscylacji OSC wynosi 2 Hz w każdym cyklu (Ryc. 3). Amplituda ruchu OSC zależy od długości kroku i ma tendencję do zwiększania się wraz ze wzrostem prędkości (Gard i wsp. 1999). W przypadku chodu z naturalną prędkością, amplituda przemieszczeń pionowych OSC wynosi średnio 4 – 5 cm (Winiarski 2009; Karsznia i wsp. 2005; Perry 1992; Inman i wsp. 1981; Murray i wsp. 1964; Saunders i wsp. 1953) i jest proporcjonalna do długości kroku (Ryc. 5).

Ogólny środek ciężkości przemieszczając się na boki w płaszczyźnie czołowej, osiąga wartość maksymalną w około 30% cyklu chodu, a minimalną w 80% (Ryc. 3). Amplituda tych przemieszczeń również wynosi około 5 cm. (Lin i wsp. 2014; Saunders i wsp. 1953)



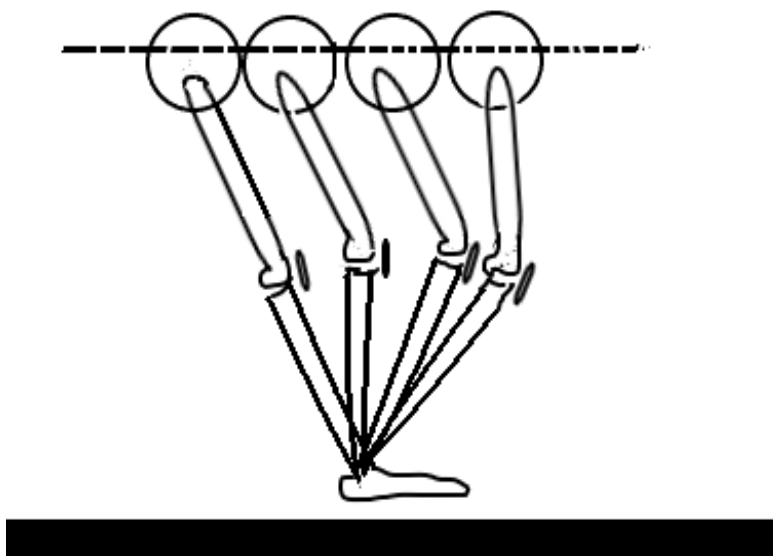
Rycina 3. Przemieszczenia OSC standaryzowane względem wysokości ciała (Eames i wsp. 1999)

Wszelkie zmiany wzorca chodu spowodowane urazami, przewlekłym bólem związanym z chorobą degeneracyjną stawów, czy schorzeniami układu nerwowego, prowadzą do zmiany stereotypu ruchu ogólnego środka ciężkości. Wiąże się to ze

zwiększonym wydatkiem energetycznym (Schuch i wsp. 2010; Mandeville i wsp. 2009; Russell i wsp. 2007; Gutierrez i wsp. 2003).

### 1.3. Modele ciała w analizie trajektorii ruchu ogólnego środka ciężkości ciała

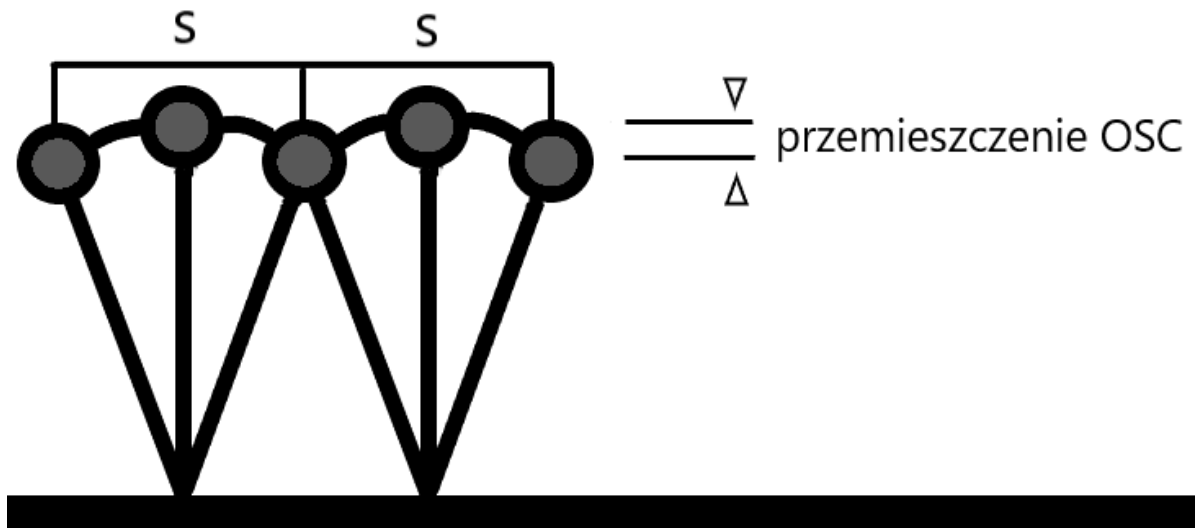
Wykonanie analizy biomechanicznej chodu wymaga zastosowania modelu ciała umożliwiającego obliczenie położenia OSC na poszczególnych klatkach filmu. Saunders i wsp. (1953) za pomocą modelu *compass gait* (Ryc. 4) opisali mechanizm spłaszczający tor ruchu OSC, za sprawą zgięcia stawu kolanowego, zgięcia grzbietowego stawu skokowo – goleniowego, opadania miednicy w płaszczyźnie czołowej i jej rotacji w płaszczyźnie horyzontalnej. *Compass gait* był modelem uproszczonym, uwzględniającym jedynie ruchy w stawach biodrowych i kolanowych.



Rycina 4. Model chodu *compass gait* (rycina własna).

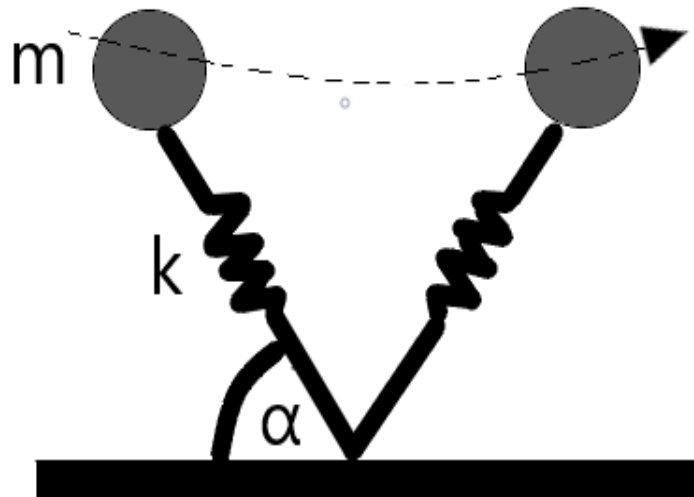
Model odwróconego wahadła *inverted pendulum* (Ryc. 5) odwzorowuje ciało w postaci masy na prostym łączniku, które przemieszcza się ponad punktem podparcia. Łącznik nie zmienia swej długości w trakcie chodu, co jest równoznaczne z pominięciem zjawiska kompresji kończyny dolnej. W konsekwencji, otrzymane wyniki przemieszczeń pionowych OSC są nieco zawyżone. (Gard i wsp. 2004; Lee i wsp. 1998) Mimo to, model odwróconego wahadła należy do najczęściej wykorzystywanych w dotychczasowych analizach chodu (Chwała 2013). Posiada on różne modyfikacje, m.in. istnieje model

uwzględniający mechanizmy stóp *rocker based inverted pendulum*. Model ten był zastosowany przez Gard'a i wsp. (2001).



Rycina 5. Model chodu *inverted pendulum* (rycina własna).

Model masy sprężystej (Ryc. 6) jest pochodną odwróconego wahadła. Łącznik, na którym umieszczona jest masa, posiada współczynnik sztywności  $k$  i kąt natarcia  $\alpha$ , który zawiera się między kończyną dolną w momencie jej kompresji. Model ten wykorzystuje się najczęściej do analizy biegu i skoku. (Blickhan i wsp. 1993; He i wsp. 1991)



Rycina 6. Model masy sprężystej (rycina własna).

Cavagna i wsp. (1963) opisali, a w późniejszych pracach rozpowszechnili odwrócone wahadło, jako sposób modelowania chodu. Odzwierciedla on tor ruchu ogólnego środka ciężkości, gdzie kończyzna podporowa zachowuje się jak odwrócone

wahadło, a kończyła przenoszona jak wahadło. (Kuo i wsp. 2010; Gordon i wsp. 2009; Kuo 2007; Donelan i wsp. 2002; Cavagna i wsp. 1966, 1963)

Według badaczy model odwróconego wahadła jest korzystny dla ekonomiki chodu. Ogólny środek ciężkości, tak jak odwrócone wahadło, unosi się i spowalnia ruch w pierwszej połowie fazy podporu. W drugiej połowie opada i przyspiesza. (Lee i wsp. 1998; Minetti i wsp. 1995; Thorstensson i wsp. 1984; Cappozzo 1981; Lamoreux 1971) W pierwszej połowie fazy podporu następuje wymiana energii kinetycznej na potencjalną. Natomiast w drugiej połowie podporu, energia potencjalna ulega zamianie na kinetyczną. (Cavagna i wsp. 1976) Dzięki płynnej przemianie energii potencjalnej i kinetycznej, chód wymaga mniejszej pracy mięśni, potrzebnej do przemieszczenia i przyspieszenia środka ciężkości. Dzięki odzyskiwaniu sporej części energii w mechanizmie odwróconego wahadła koszt chodu spada. Konsekwencją redukcji pracy mechanicznej jest ograniczenie wydatku energetycznego chodu fizjologicznego (Cavagna i wsp. 1963).

Gordon i wsp. (2009), Massaad i wsp. (2007), Ortega i wsp. (2005) twierdzą, że redukcja oscylacji do minimum (redukcja o 69 – 75%), tzw. chód ze spłaszczoną trajektorią OSC, prowadzi do zwiększenia kosztu energetycznego. Według badań Ortegi i wsp. (2005) w tym przypadku dochodzi do podwojenia wydatku metabolicznego.

Konkludując, pionowe przemieszczenia OSC o określonej, optymalnej amplitudzie są korzystnym zjawiskiem dla bilansu energetycznego chodu, co stoi w opozycji do założeń Saunders'a i wsp. (1953) (Cavagna i wsp. 1986; Cavagna i wsp. 1977; Cavagna i wsp. 1976; Cavagna i wsp. 1963).

#### **1.4. Choroba zwyrodnieniowa stawu kolanowego**

Choroba zwyrodnieniowa stawu kolanowego KOA (*knee osteoarthritis*), inaczej gonartroza, to jedna z najczęstszych patologii układu ruchu. Jest to wieloczynnikowy, przewlekły i zarazem postępujący proces, toczący się na poziomie układu mięśniowo – szkieletowego (Asthephen Wilson i wsp. 2015; Salter i wsp. 2014; Asthephen Wilson i wsp. 2011; Asthephen i wsp. 2008; Al.-Zahrani i wsp. 2002). Schorzenie to, ma swój początek w zaburzeniu składu i ilości chrząstki stawowej, z czasem doprowadzające do uszkodzenia tkanki podchrzęstnej, łąkotek oraz struktur okołostawowych, jak torebka stawowa, więzadła i mięśnie (Klimiuk i wsp. 2016; Salter i wsp. 2014; Neogi 2013; Neogi 2012; Brandt i wsp. 2009; Brandt i wsp. 2008).

Według badań epidemiologicznych WHO (World Health Organization), w 2020 roku łączna ogólna częstotliwość choroby zwyrodnieniowej stawu kolanowego na świecie wyniosła 22,9% u osób w wieku 40 lat i powyżej. Choroba ta częściej dotyczyła kobiet (21,7%), niż mężczyzn (11,9%). (Cui i wsp. 2020)

Choroba zwyrodnieniowa była kiedyś zwyczajowo klasyfikowana, jako pierwotna (idiopatyczna) i wtórna (Klimiuk i wsp. 2012; Arden i wsp. 2006). Postać idiopatyczna rozwijała się w uprzednio nieuszkodzonych stawach, bez określonej przyczyny. Analiza literatury ostatnich lat zwraca uwagę na istotę biochemii i biologii molekularnej chrząstki, tkanki podchrzęstnej i innych tkanek stawowych. Interdyscyplinarne badania wykazały, iż można określić konkretne mechanizmy w niektórych postaciach pierwotnej choroby zwyrodnieniowej stawu kolanowego, jak wpływ genetyki, niedoboru estrogenów, czy wieku (Vina i wsp. 2018; Martin-Millan i wsp. 2013; Herrero-Beaumont i wsp. 2009). Obecnie uważa się, że etiologia choroby zwyrodnieniowej stawu kolanowego jest wieloczynnikowa i trudna do sklasyfikowania. Do czynników ryzyka zalicza się przede wszystkim zaawansowany wiek, otyłość, płeć żeńską, urazy stawu (Vina i wsp. 2018; Palazzo i wsp. 2016; Silverwood i wsp. 2015; Andriacchi i wsp. 2015; Greene i wsp. 2015; Salter i wsp. 2014; Heidari 2011; Herrero-Beaumont i wsp. 2009; Murphy i wsp. 2008), jak również genetyczne predyspozycje, zmiany obciążenia powierzchni stawowych podczas chodu (Vina i wsp. 2018; Greene i wsp. 2015; Andriacchi i wsp. 2000), wywołane uprzednią szpotawością, bądź koślawością stawu (Vina i wsp. 2018; Palazzo i wsp. 2016; Felson i wsp. 2013; Neogi i wsp. 2010) oraz wspomnianymi urazami struktur stawowych (Poulsen i wsp. 2019; Vina i wsp. 2018; Ackerman i wsp. 2017; Greene i wsp. 2015; Golec i wsp. 1999). Na częstotliwość występowania choroby zwyrodnieniowej boczno przedziału stawu kolanowego u osób starszych ma również wpływ kształt powierzchni stawu strzałkowo – piszczelowego bliższego (Lu i wsp. 2017). Istotnym czynnikiem ryzyka jest utrata balansu mięśniowego między mięśniem czworogłowym i zginaczami, zarówno gdy mięsień czworogłowy wykazuje dużo większą siłę w stosunku do antagonistów (Vina i wsp. 2018; Turkiewicz i wsp. 2017; Goldman i wsp. 2016), jak również, gdy jest w atrofii (Takagi i wsp. 2018; Oiestad i wsp. 2015).

Obecnie, dzięki rozwojowi wiedzy na temat biochemicznych czynników, uznaje się, że choroba zwyrodnieniowa stawu kolanowego może przebiegać z komponentą zapalną. Ma ona nieco odmienny charakter w stosunku do stanu zapalnego, w przebiegu chorób autoimmunologicznych, jak np. reumatoidalne zapalenie stawów (RZS). Przede wszystkim jest przewlekłą i o małym natężeniu. (Azamar-Llamas i wsp. 2017; Robinson

i wsp. 2016; Greene i wsp. 2015; Sellam i wsp. 2013; Sokolove i wsp. 2013; Das 2002) Za główny czynnik zapalny, naukowcy aktualnie uznają cytokiny prozapalne, adipokiny, które są produkowane przez adipocyty (komórki tłuszczowe). Wysłunięto wniosek, iż otyłość przyczynia się nie tylko do zmian biomechanicznych w stawach, lecz również do powstania szeregu zmian biochemicznych, czego efektem jest stan zapalny w obrębie stawów. (Vina i wsp. 2018; Ackerman i wsp. 2017; Azamar-Llamas i wsp. 2017; Mabey i wsp. 2015; Greene i wsp. 2015; Heidari 2011; Iannone i wsp. 2010; Eaton 2004) Badania ostatnich lat wskazują, iż biochemicznym czynnikiem predysponującym do rozwoju choroby zwyrodnieniowej stawu kolanowego jest syndrom metaboliczny (MS), który obejmuje: nadciśnienie tętnicze, otyłość, dyslipidemia, cukrzyca typu 2. (Wang i wsp. 2016; Sellam i wsp. 2013; Yoshimura i wsp. 2012). Według Lee i wsp. 2019 syndrom metaboliczny ma wpływ na rozwój choroby i jej przebieg wyłącznie u kobiet, natomiast u mężczyzn nie zaobserwowano tego powiązania. Ważnym czynnikiem zwiększającym zapadalność na gonartrozę wśród kobiet po 50 r.ż. jest menopauza i związany z nią szereg zmian hormonalnych (Spector i wsp. 1989; Badia Llach 1999; Fenton i wsp. 2016). Zaburzenia równowagi estrogenowej są istotnym faktorem rozwoju choroby zwyrodnieniowej, jednakże nie dotyczy to wyłącznie pacjentek z obniżonym stężeniem tych hormonów we krwi. Wpływ ponadnormatywnego poziomu estrogenów, przedstawił Kluzek i wsp. 2021. Zespół zaprezentował zależność między występowaniem objawowej gonartrozy, a zespołem policystycznym jajników. Badania wykazały, że gonartroza występowała o 73% częściej u tych pacjentek, w porównaniu do grupy kontrolnej, w tym samym przedziale wiekowym. Wykluczenie z eksperymentu pacjentek z otyłością, nie miało wpływu na wyniki dotyczące stawu kolanowego. (Kluzek i wsp. 2021)

Diagnostyki choroby zwyrodnieniowej stawu kolanowego dokonuje się na podstawie radiograficznych kryteriów, czterostopniowej skali Kellgren – Lawrence’a (Tiulpin i wsp. 2018; Astephen Wilson i wsp. 2011; Kellgren i Lawrence 1957), obrazu rezonansu magnetycznego oraz objawów klinicznych (Tiulpin i wsp. 2018; Salter i wsp. 2014; Bekkers i wsp. 2010). Ocenie stanu tkanek miękkich, wysięku w stawie, czy maziówki służy ultrasonografia, która uzupełnia wyniki radiografii (Podlipská i wsp. 2016; Oo i wsp. 2016). Podstawowym objawem jest ból w przedniej lub przyśrodkowej części stawu kolanowego (Lespasio i wsp. 2017; Neogi 2012; Wierusz-Kozłowska i wsp. 2004), rzadziej w przedziale bocznym (Lespasio i wsp. 2017; Neogi 2012), który w początkowej fazie choroby nasila się w trakcie obciążania, a w późniejszej, również w spoczynku (Salter i wsp. 2014). Bólowi towarzyszy także sztywność poranna lub po dłuższym



unieruchomieniu, tkliwość palpacyjna w pobliżu szpary stawowej (Salter i wsp. 2014; Samborski i wsp. 2011). W zaawansowanej postaci obserwuje się dodatkowo zmniejszony zakres ruchomości (Zampogna i wsp. 2020; Samborski i wsp. 2011; Al-Zahrani i wsp. 2002; Gok i wsp. 2002), osłabienie siły mięśniowej (Zampogna i wsp. 2020; McAlindon i wsp. 1993), zwłaszcza głowy przyśrodkowej mięśnia czworogłowego, krepitacje, uczucie blokowania stawu (Salter i wsp. 2014), a nierzadko niestabilność, spowodowaną zaburzeniem aktywności mięśniowej (Zampogna i wsp. 2020; Salter i wsp. 2014; Samborski i wsp. 2011; McAlindon i wsp. 1993).

W stadium początkowym choroby stosuje się redukcję obciążeń i masy ciała, regularne ćwiczenia rehabilitacyjne, skupiające się na wzmocnieniu mięśnia czworogłowego i zapobieganiu utracie ruchomości zajętego stawu. Ponadto, włącza się również doustne niesteroidowe leki przeciwzapalne, blokady dostawowe, iniekcje z kwasem hialuronowym, bądź komórkami macierzystymi. (Mora i wsp. 2018; McAlindon i wsp. 2014; Jo i wsp. 2014)

W minionej dekadzie, opracowano metodę termoablacji zakończeń nerwów czuciowych z wykorzystaniem fal radiowych. Jest to metoda mająca na celu zredukować objawy bólowe w zajęтым stawie kolanowym, poprzez zablokowanie przepływu informacji nocyceptywnej z tkanki do centralnego układu nerwowego. Zabieg polega na rozgrzaniu opracowywanej tkanki do temperatury 70 – 80 °C przez 60 lub 90 sekund tak, by finalnie doszło do denaturacji białka. Według badaczy, użycie fal radiowych może stać się alternatywą dla nieinwazyjnych interwencji redukcji bólu, bądź rozwiązaniem dla pacjentów, u których nie powiodło się leczenie zachowawcze i chirurgiczne. Wyniki badań wskazują, że efekt analgezji utrzymuje się do około 1 roku, ponieważ zabieg termoablacji nie eliminuje całkowicie zdolności regeneracyjnych zakończeń nerwowych i powrotu objawów bólowych. Jednakże z uwagi na małą inwazyjność oraz minimalne powikłania miejscowe, zabieg wykazuje wyższość nad innymi metodami redukcji bólu u pacjentów z chorobą zwyrodnieniową stawu kolanowego. (Yao i wsp. 2020; Ajrawat i wsp. 2020; Kidd i wsp. 2019)

W zaawansowanej chorobie zwyrodnieniowej stosuje się artroskopię stawu w celu jego oczyszczenia lub korekcję powierzchni stawowych, w postaci osteotomii, tzw. *shaving* (Cao i wsp. 2018; Thorlund i wsp. 2015; Spahn i wsp. 2013). Metodą ostateczną jest alloplastyka stawu kolanowego. Wykonywana jest wówczas, gdy wszelkie metody zachowawcze, bądź leczenie chirurgiczne mniej inwazyjne, nie przynoszą już rezultatów. (Skou i wsp. 2015; Weinstein i wsp. 2013)

### **1.5. Zmiany wzorca chodu osób z zaawansowaną chorobą zwyrodnieniową stawu kolanowego**

Choroba zwyrodnieniowa stawu kolanowego, z uwagi na przewlekły i postępujący charakter, prowadzi w swej zaawansowanej postaci do zmiany biomechaniki stawu zajętego i stawów sąsiednich, a w konsekwencji, cyklu chodu. Charakteryzuje się on zmniejszoną prędkością, częstotliwością i długością kroku (Ro i wsp. 2018; Sun i wsp. 2017; Kumar i wsp. 2013; Ogrodzka i wsp. 2012; Bejek i wsp. 2006; Al-Zahrani i wsp. 2002; Baliunas i wsp. 2002; Gok i wsp. 2002). Zakres ruchomości stawu kolanowego, biodrowego i skokowo - goleniowego po stronie zajętej ulega zmniejszeniu (Ro i wsp. 2019; Ogrodzka i wsp. 2012; Kiss 2011; Astephen i wsp. 2008; Bejek i wsp. 2006; Al-Zahrani i wsp. 2002; Gok i wsp. 2002), natomiast zwiększa się zakres opadania miednicy w płaszczyźnie czołowej (*obliquity*) (Bejek i wsp. 2006). Zauważa się, iż faza podporu jest wydłużona u osób z chorobą zwyrodnieniową stawu kolanowego (Bejek i wsp. 2006; Al-Zahrani i wsp. 2002; Gok i wsp. 2002). Naukowcy zwrócili również uwagę na zmniejszenie siły mięśniowej oraz zmianę aktywacji mięśniowej w zaawansowanym stadium choroby (Nur i wsp. 2018; Spinoso i wsp. 2018; van der Esch i wsp. 2015; Rutherford i wsp. 2013; Alnahdi i wsp. 2012; Astephen i wsp. 2008; Al-Zahrani i wsp. 2002).

Doniesienia naukowe dotyczące zaburzeń poszczególnych parametrów chodu osób z zaawansowaną gonartrozą, pozwalają wysnuć wniosek, iż u chorych dochodzi również do zmiany trajektorii ogólnego środka ciężkości. Aktualnie toczy się dyskusja na temat wpływu determinant na redukcję oscylacji OSC, podczas chodu fizjologicznego, jednakże w przypadku zaawansowanej choroby zwyrodnieniowej stawu kolanowego, nauka dysponuje znikomą bazą doniesień na ten temat (Mandeville i wsp. 2009).

### **1.6. Koncepcja wyznaczników chodu**

Na przestrzeni ponad 60 lat, naukowcy starali się opracować strategie redukujące wydatek energetyczny chodu fizjologicznego wraz z mechanizmami odzyskiwania energii. W 1953r. Saunders, Eberhart i Inman zaproponowali teorię sześciu wyznaczników chodu. U jej podstaw leżało założenie, iż minimalizacja oscylacji OSC jest mechanizmem redukującym wysiłek mięśni podczas chodu. Według autorów, determinanty chodu miały

za zadanie spłaszczyć trajektorię ogólnego środka ciężkości (Saunders i wsp. 1953). Teoria ta szybko przeszła do kanonu biomechaniki chodu. Przez wiele lat była powszechnie akceptowana, mimo, iż jej twórcy oparli ją o obserwację poruszającego się wzdłuż ściany chłopca, z przymocowaną kredą na wysokości jego hipotetycznego OSC. Co więcej, do analizy ruchu wykorzystali uproszczony model matematyczny *compass gait*, a wnioski oparli o wyniki badań przeprowadzonych na trzech osobach. Posiadały one raczej charakter jednostkowych obserwacji eksperymentalnych, podpartych aparatem matematycznym, niż cechy rzetelnego eksperymentu badawczego. Należałoby, zatem traktować je, jako paradygmat, a nie dogmat naukowy.

Saunders, Inman i Eberhart w 1953 roku zdefiniowali sześć wyznaczników chodu fizjologicznego, których celem miało być ograniczenie pionowych przemieszczeń ogólnego środka ciężkości, a co za tym idzie, zmniejszenie wydatku energetycznego podczas chodu. Zdaniem autorów teorii, spłaszczenie toru ruchu OSC w postaci sinusoidy, czyniło chód bardziej ekonomicznym. (Saunders i wsp. 1953)

Saunders i wsp. (1953) zaproponowali teorię wyznaczników w oparciu o obserwację przemieszczeń ogólnego środka ciężkości oraz matematyczne obliczenia, na podstawie pracy pionierskiego modelu „*compass gait*”. Skonstruowany na potrzeby badań model, posiadał dźwignie reprezentujące kończyny. Uwzględniał ruchy zgięcia i wyprostu stawów biodrowych, rotację miednicy, ruch opadania miednicy w płaszczyźnie czołowej i zgięcie stawu kolanowego w fazie podporu. Mechanizmy stawów skokowo – goleniowych i stawów stóp nie były rozpatrywane. Badacze wyprowadzili tezę, iż trzy wyznaczniki, tj. rotacja miednicy, opadanie miednicy w płaszczyźnie czołowej (*pelvis obliquity*) i zgięcie stawu kolanowego w fazie podporu, są w znaczącym stopniu odpowiedzialne za redukcję pionowych przemieszczeń ogólnego środka ciężkości. (Saunders i wsp. 1953)

Determinanta pierwsza odnosiła się do ruchów rotacji miednicy w płaszczyźnie poprzecznej (*pelvis rotation*). Średnia wartość rotacji wynosiła około 4 °. Podczas przemieszczania kończyny zakroczej ku przodowi, będącej w fazie wymachu, miednica ustawiała się w rotacji wewnętrznej w stosunku do kończyny podporowej, a względem kończyny wymachowej ustawiała się w rotacji zewnętrznej. Wówczas udo kończyny zakroczej przyjmowało ustawienie rotacji wewnętrznej względem miednicy, a udo kończyny wykroczej, rotacji zewnętrznej. Mechanizm ten prowadził do funkcjonalnego wydłużenia obu kończyn, wydłużenia kroku, a także zapewniał redukcję oscylacji OSC.

Opadanie miednicy w płaszczyźnie czołowej (*pelvis obliquity*) po stronie kończyny zakroczonej miało miejsce pod koniec drugiej fazy podwójnego podporu. Zadaniem drugiego wyznacznika było funkcjonalne skrócenie kończyny zakroczonej oraz redukcja unoszenia ogólnego środka ciężkości.

Trzecia determinanta określała zgięcie stawu kolanowego kończyny podporowej podczas amortyzacji. Celem było skrócenie kończyny na początku fazy podporu, a w konsekwencji, ograniczenie unoszenia OSC.

Kolejny wyznacznik był związany z ruchami zachodzącymi w stawie kolanowym, skokowo – goleniowym i stawach stopy. Autorzy koncepcji zauważyli, że podczas fazy kontaktu pięty z podłożem, staw skokowo – goleniowy znajdował się w zgięciu grzbietowym, a staw kolanowy w pełnym wyproście. Ogólny środek ciężkości był w tym czasie w najniższym położeniu. Następnie, w początkowej fazie wymachu dochodziło do zmiany dźwigni stopy (*foot rockers*), przez oderwanie pięty od podłoża (mechanizm dźwigni pięty, *heel rocker*) i staw skokowo – goleniowy zaczynał gwałtownie zginać podeszwowo stopę. Jednocześnie, staw kolanowy ulegał wyraźnemu zgięciu. Według badaczy mechanizm ten prowadził do spłaszczenia trajektorii ogólnego środka ciężkości i utrzymania jego oscylacji na stałym poziomie.

Piąta determinanta dotyczyła sumarycznej rotacji w stawie biodrowym, kolanowym i skokowo – goleniowym. Według Saunders'a i wsp. (1953) sumaryczna rotacja wewnętrzna kończyny indukowała jej funkcjonalne skrócenie w fazie podporu, a rotacja zewnętrzna – wydłużenie w momencie oderwania palców od podłoża.

Wyznacznik szósty określał boczne przemieszczenie miednicy (*Pelvis Shift*) podczas przenoszenia obciążenia. Autorzy koncepcji zwrócili uwagę na korelację występującą między redukcją bocznych przemieszczeń miednicy, a ustawieniem w fizjologicznej koślawości stawu kolanowego. Zauważyli przy tym, iż bliższe prowadzenie kończyn w trakcie chodu, minimalizuje boczne ruchy miednicy, poprzez zmniejszenie czworoboku podparcia. (Saunders i wsp. 1953)

Pod koniec minionego wieku, założenia teorii były kilkakrotnie podważane, gdyż nauka dysponowała już przestrzenną rejestracją ruchu, dającą znacznie możliwości bardziej precyzyjnej analizy ruchu. Według naukowców z różnych ośrodków na świecie, tylko nieliczne wyznaczniki determinowały ograniczanie pionowych przemieszczeń OSC.

Winter (1983) dokonał analizy 21 zdrowych osób, podzielonych na trzy grupy ze względu na prędkość przemieszczania się (wolna, naturalna, szybka) po płaskim podłożu. Autor korelował wydatek energetyczny chodu z maksymalnym zgięciem stawu

kolanowego w fazie podporu. Celem badań było porównanie energetyki chodu w wymuszonym maksymalnym zgięciu stawu kolanowego ze stawem usztywnionym.

W badaniach Pandy i wsp. (1989) zostały użyte trójwymiarowe modele w celu symulacji fazy pojedynczego podporu chodu osób zdrowych i prezentujących chód patologiczny. Celem badań była ocena udziału poszczególnych determinant na siły reakcji podłoża.

Gard i Childress przeprowadzili trójwymiarową analizę chodu z naturalną prędkością u trzech zdrowych osób. Poddali ocenie wpływ ruchu opadania miednicy w płaszczyźnie czołowej na zakres oscylacji pionowych OSC (Gard i wsp. 1997). W kolejnych badaniach ocenili również udział zgięcia stawu kolanowego w fazie podporu, u trzech zdrowych mężczyzn. Badanym narzucono cztery docelowe prędkości, z którymi mieli się przemieszczać po płaskim podłożu, minimum po trzy przejścia z każdą prędkością (Gard i wsp. 1999) W badaniach z 2001 roku, Gard i wsp. (2001) ponownie poddali ocenie chód z naturalną prędkością u trzech zdrowych mężczyzn, skupiając się na ocenie drugiej i trzeciej determinanty chodu według Saunders'a i wsp. (1953). Użyto modelu odwróconego wahadła *inverted pendulum*. Badane przez Gard'a i wsp. (2001; 1999; 1997) determinanty, nie znalazły potwierdzenia swojej roli redukcyjnej w warunkach laboratoryjnych.

Lee i wsp. (1998) poddały badaniom wpływ pracy modelu odwróconego wahadła ze sztywną kończyną podporową dla chodu i jego modyfikacji podczas biegu, uwzględniającej kompresję kończyny dolnej w fazie podporu (*virtual stance-limb compression*), modelu masy sprężystej, na przemieszczenia OSC. Autorki definiują wspomnianą kompresję, jako wielkość redukcji między punktem podporu, a ogólnym środkiem ciężkości. Jest ona efektem ugięcia stawów kończyny dolnej podporowej, gdy pięta uderza o podłoże w trakcie biegu. Wnioski zostały oparte o analizę chodu z pięcioma różnymi prędkościami i biegu z sześcioma docelowymi prędkościami, pięciu zdrowych osób, poruszających się po płaskim podłożu. Odnotowano udział zgięcia stawu kolanowego i zgięcia grzbietowego stawu skokowo – goleniowego, w redukcji przemieszczeń pionowych OSC.

Zespół Kerrigan i wsp. (2000) analizował wpływ redukcyjny uniesienia pięty pod koniec fazy podporu, poprzez uniesienie ogólnego środka ciężkości, gdy ten znajduje się w swym minimalnym położeniu. Dane zebrano podczas testowania chodu z naturalną prędkością, 30 zdrowych osób. W analizie użyto zmodyfikowanego modelu, wzorowanego

na modelu Saunders'a. Wyznacznik mechanizmów stawu skokowo – goleniowego i stopy, został uznany za jeden z głównych czynników redukujących pionowe oscylacje OSC.

W kolejnej pracy badawczej, Kerrigan i wsp. (2001) poddali ocenie zasadność twierdzenia o dominującej roli wyznacznika pierwszego, rotacji miednicy, w procesie ograniczania pionowych przemieszczeń OSC. Do badań zakwalifikowano 30 zdrowych osób, które poruszały się z naturalną, komfortową dla siebie prędkością, po płaskim podłożu. Jednakże wyniki badaczy podważyły tę składową teorii wyznaczników Saunders'a i wsp. (1953).

Della Croce i wsp. (2001) badali udział wszystkich determinant chodu w procesie ograniczania oscylacji OSC. Trójwymiarowa analiza chodu została przeprowadzona u 30 zdrowych osób. Badani poruszali się boso, z wybraną, komfortową prędkością. Użyto zmodyfikowanego modelu *compass gait*, który uwzględniał ruchy rotacyjne miednicy, ruchy stawów kolanowych i skokowo – goleniowych. Według tego zespołu badawczego, tylko mechanizm stawu skokowo – goleniowego odegrał kluczową rolę w zmniejszaniu zakresu przemieszczeń OSC.

Badania nad przemieszczeniami bocznymi OSC przeprowadził zespół badawczy Donelan i wsp. (2001), w których skupiono się nad wpływem szerokości kroku, a co za tym idzie, ustawieniem stawu kolanowego w płaszczyźnie czołowej, na koszt mechaniczny i metaboliczny chodu. Analizowano cykle chodu dziesięciu zdrowych osób, które poruszały się z tą samą prędkością, z ośmioma szerokościami kroku, w tym z prędkością preferowaną. Podczas chodu każdej badanej osoby, dokonywano pomiarów zużycia tlenu, natomiast pomiary sił reakcji podłoża, posłużyły do kontroli szerokości kroku oraz prędkości przemieszczeń OSC. Wyniki badań pokazały, że wszelkie odstępstwa od preferowanej szerokości kroku, zwiększają koszt mechaniczny i metaboliczny chodu.

Hayot i wsp. (2013) analizowali chód z trzema różnymi prędkościami (wolna, preferowana, szybka) u 8 zdrowych osób. Do badań użyto systemu trójwymiarowej analizy ruchu Vicon oraz siedmiu platform wbudowanych w podłoże, po którym poruszały się badane osoby. Wszystkie systemy pomiarowe były ze sobą zsynchronizowane tak, aby odzwierciedlić ruch w przestrzeni i siły nacisku wywierane na podłoże. Celem pracy zespołu była ocena rzeczywistego udziału każdej determinanty chodu w ograniczaniu przemieszczeń pionowych OSC oraz rozkładu sił reakcji podłoża, w zależności od prędkości chodu. Wyniki badań tego zespołu wykazały, iż zgięcie grzbietowe stawu skokowo – goleniowego w fazie podporu, przyczynia się do zwiększenia oscylacji OSC. Ponadto, potwierdziły wpływ ruchu miednicy w płaszczyźnie czołowej i zgięcia stawu

kolanowego pod koniec fazy dwupodporowej oraz rolę mechanizmu stawu skokowo – goleniowego i stopy.

W pracy Lin i wsp. (2014), testowano wpływ prędkości chodu na udział poszczególnych determinant w redukcji przemieszczeń OSC. Analizowano cykle chodu 23 zdrowych, młodych osób, które poruszały się z trzema docelowymi prędkościami, w tym ze swoją naturalną. Celem pracy była ocena przebiegu trajektorii OSC we wszystkich trzech płaszczyznach. Z uwagi na użyty model *compass gait* wraz z jego ograniczeniami, autorzy badań założyli, że zgięcie stawu biodrowego było pierwszym wyznacznikiem, rotacja miednicy, opadanie miednicy, zgięcie stawu kolanowego w podporze, były odpowiednio drugim, trzecim i czwartym wyznacznikiem. Mechanizm stawu skokowo – goleniowego i stopy uznano za piątą determinantę, natomiast przywiedzenie w stawie biodrowym, za szóstą. Wyniki badań potwierdziły rolę redukcyjną części ze znanych determinant chodu.

Z analizy literatury wynika, że istnieje niewiele doniesień na temat roli wyznaczników w procesie redukcji oscylacji OSC u osób z zaburzonym wzorcem chodu. Dostępne wyniki badań nie dają możliwości rozstrzygnięcia tej kwestii.

Mandeville i wsp. (2009) ocenili wpływ zgięcia stawu kolanowego na przemieszczenia pionowe ogólnego środka ciężkości oraz pracę mięśni kończyn dolnych w fazie podporu, u osób z zaawansowaną gonartrozą. Trójwymiarowej analizie chodu poddano dwadzieścia osób zakwalifikowanych do alloplastyki stawu kolanowego oraz dwadzieścia osób zdrowych. Badani mieli za zadanie poruszać się z naturalną prędkością, po płaskim podłożu. Wyniki badań nie potwierdziły słuszności trzeciej determinanty chodu według teorii Saunders'a i wsp. (1953).

Oceny udziału determinant chodu w redukcji pionowych oscylacji OSC u dzieci z mózgowym porażeniem, dokonali Russell i wsp. (2007). W badaniach wzięło udział 10 dzieci ze spastyczną diplegią, które nie korzystały z pomocy ortopedycznych oraz 13 zdrowych dzieci, w zbliżonym wieku. Każdy badany miał za zadanie przejść ścieżkę badawczą minimum pięć razy. Pod uwagę brano wyłącznie przejścia, podczas których badany nie robił przerw. Użyto metodologii Della Croce i wsp. (2001), co wiąże się z analizą ośmiu determinant chodu. Wyznaczniki podczas podwójnego podporu: ipsilateralne i kontralateralne zgięcie stawu kolanowego, rotacja miednicy, uniesienie pięty oraz wyznaczniki podczas pojedynczego podporu: zgięcie stawu kolanowego, nachylenie kończyny dolnej (odległość między centrum stawu biodrowego i stawu skokowo – goleniowego), opadanie miednicy, uniesienie pięty w pojedynczym podporze. Nie objęto

analizą sumarycznej rotacji kończyny dolnej i fizjologicznej koślawości stawu kolanowego.

Słuszność teorii zespołu Saunders'a i wsp. (1953) od lat jest przedmiotem ożywionej dyskusji naukowej. Prace wspomnianych autorów akcentują zazwyczaj role pojedynczych wyznaczników, a brak jest kompleksowych odniesień do całości zagadnienia. Lansowany jest również pogląd, że kluczowym elementem jest ograniczenie pionowych ruchów OSC w fazie unoszenia, gdy tymczasem wydatek energetyczny chodu jest związany m.in. z całkowitym zakresem ruchu środka ciężkości, determinującego wartości zmian energii potencjalnej. Istnieje, zatem potrzeba podjęcia tematu roli determinant w procesie redukcji przemieszczeń pionowych OSC, zarówno podczas chodu fizjologicznego, jak i u osób ze zmienionym wzorcem.

### **1.7. Krytyka wybranych elementów teorii determinant chodu**

Koncepcja determinant i ich wpływu na ograniczanie pionowych oscylacji OSC opierała się o pracę modelu teoretycznego, mającego wiele ograniczeń i niedociągnięć, a mimo to została uznana za podstawę analizy chodu. Była wielokrotnie cytowana w niezmienionej formie w pracach naukowych (Perry i wsp. 2010; Esquenazi i Talaty 2000; Kerrigan i wsp. 1998; Whittle 1997, 1996; Rose i wsp. 1994; Perry 1992; Pandy i Berme 1989; Inman i wsp. 1981; Mochon i McMahon 1980).

W ostatnich latach, dzięki dostępności nowych narzędzi badawczych do trójwymiarowej analizy ruchu, naukowcy poddali kilkakrotnie w wątpliwość wyniki Saunders'a i wsp. (1953) (Hayot i wsp. 2013; Kerrigan i wsp. 2001; Della Croce 2001; Gard i wsp. 2001; Kerrigan i wsp. 2000; Gard i wsp. 1999, 1997).

Winter (1983) podważył twierdzenie, że zgięcie stawu kolanowego w podporze powoduje zmniejszenie wydatku energetycznego chodu, przez redukcję oscylacji OSC. Przeciwnie, badane osoby wykazały wyższy koszt energetyczny chodu z wymuszonym maksymalnym zgięciem stawu kolanowego w fazie podporu.

Pandy i wsp. (1989) wykazali na podstawie trójwymiarowego modelu, iż opadanie miednicy w płaszczyźnie czołowej, nie jest dominującym wyznacznikiem jak zgięcie i wyprost stawu kolanowego w podporze, czy interakcje między stawem kolanowym, a stopą.

Wyniki badań Gard'a i Childress'a stoją w opozycji do teoretycznych założeń zespołu Saunders'a. Według nich, staw kolanowy na początku fazy podporu ulega



nieznacznie zgięciu, wówczas OSC osiąga swoje minimalne położenie. Następnie, pod koniec fazy *Loading Response* (koniec fazy dwupodporowej) staw ulega dalszemu zginaniu, podczas gdy OSC zaczyna się nieznacznie unosić. Wyniki badań wskazują, iż w tym przedziale czasowym, zgięcie stawu kolanowego redukuje unoszenie się OSC na poziomie zaledwie kilku milimetrów. Następnie staw ten, po osiągnięciu wartości szczytowej zgięcia około 12% cyklu chodu, zaczyna się prostować, podczas gdy ogólny środek ciężkości unosi się, aż do osiągnięcia wartości maksymalnej. Wówczas ruch stawu kolanowego może wspomagać unoszenie ogólnego środka ciężkości. Ponadto, autorzy zauważają, że ustawienie kątowe stawu kolanowego przyjmuje zbliżone wartości zarówno podczas minimalnego, jak i maksymalnego położenia OSC. Naukowcy zaznaczają, iż zgięcie stawu kolanowego odgrywa istotną rolę w absorpcji wstrząsów w fazie amortyzacji *Loading Response*, jednakże nie powoduje istotnej redukcji pionowych oscylacji ogólnego środka ciężkości. (Gard i wsp. 2001, 1999)

Gard i Childress odnieśli się również do wpływu wyznacznika II (opadanie miednicy w płaszczyźnie czołowej) na proces ograniczania przemieszczeń pionowych podczas fizjologicznego chodu. Wykazali, iż w trakcie fazy amortyzacji *Loading Response*, po stronie kończyny podporowej, gdy staw kolanowy ulega zgięciu, a staw skokowo – goleniowy zgięciu grzbietowemu, miednica się unosi. Powoduje to wspomaganie unoszenia się ogólnego środka ciężkości z położenia minimalnego. W fazie *Initial Swing* miednica opada, co skutkuje obniżeniem SC kończyny podporowej i tym samym ograniczaniem unoszenia OSC, lecz w niewielkim stopniu. Według autorów badań, przemieszczenia kątowe miednicy w płaszczyźnie czołowej osiągają porównywalne wartości, gdy OSC jest w położeniu minimalnym i maksymalnym. Gard i Childress określili rolę wyznacznika opadania miednicy w płaszczyźnie czołowej, jako ważną w absorbowaniu wstrząsów w fazie amortyzacji, ale bez istotnego znaczenia w procesie redukcji pionowych przemieszczeń OSC (Gard i Childress 2001, 1997). Należy podkreślić, iż Gard i Childress analizując wpływ poszczególnych wyznaczników chodu na pionowe przemieszczenia OSC, oparli swoje wyniki o badania przeprowadzone na trzech zdrowych osobach, co stanowi niezwykle małą próbę badawczą.

Lee i Farley (1998) badając model odwróconego wahadła i model masy sprężystej wykazały, iż to zgięcie stawu kolanowego i grzbietowe zgięcie stawu skokowo – goleniowego w fazie podporu, powodują istotną redukcję pionowych przemieszczeń OSC. Należy nadmienić, że autorki objęły badaniami tylko pięć osób, co stanowi niewielką próbę badawczą. (Lee i wsp. 1998)

Analiza ruchu przeprowadzona przez Kerrigan i wsp. (2001) wykazała, iż rotacja miednicy w płaszczyźnie poprzecznej (determinanta I) – nie jest odpowiedzialna za ograniczanie oscylacji OSC, z uwagi na nieznaczny poziom redukcji, równy  $2,5 \pm 1,1$  mm. Stanowi to około 12% całkowitej redukcji pionowych oscylacji OSC. (Kerrigan i wsp. 2001)

Badacze z zespołów kierowanych przez Kerrigan oraz Della Croce zwrócili również uwagę na udział mechanizmów stopy w procesie redukcji przemieszczeń OSC. Do analizy użyty został zmodyfikowany model, wzorowany na modelu Saunders'a, uwzględniający dodatkowo ruch stopy i stawów skokowo – goleniowych. Z obserwacji obu zespołów wynika, iż kluczową rolę w ograniczaniu pionowych oscylacji OSC odgrywa tzw. *heel rise* – oderwanie pięty od podłoża w końcowej fazie podporu (*Terminal Stance*). Według Della Croce i wsp. (2001) „*heel rise*” redukuje pionowe przemieszczenia OSC w ok. 66% (Della Croce 2001; Kerrigan i wsp. 2000).

Badania Della Croce i wsp. (2001) wykazały ponadto, że rotacja miednicy ma najmniejszy udział w redukcji pionowych oscylacji OSC, stanowiąc jedynie 10% całkowitej redukcji. Ruch miednicy w płaszczyźnie czołowej i zgięcie stawu kolanowego w podporze, pełnią niejasną rolę w ograniczaniu przemieszczeń OSC, a ich udział zależy od użytego modelu. Według badaczy, mechanizm uniesienia pięty jest najważniejszą determinantą chodu.

Doniesienia Hayot i wsp. (2013) także potwierdziły dominujący wpływ zgięcia podeszwowego w późnym podporze oraz uniesienia miednicy pod koniec podwójnego podporu, na ograniczanie przemieszczeń OSC. Naukowcy jednocześnie potwierdzili rolę redukcyjną zgięcia stawu kolanowego w drugiej połowie fazy dwupodporowej, aż do wczesnej fazy *Mid Stance*. Rotacja miednicy natomiast, miała według badaczy znikomy wpływ na proces ograniczania przemieszczeń OSC. Nie bez znaczenia wydaje się być fakt, iż autorzy tej pracy badawczej analizowali ruch zaledwie ośmiu osób. (Hayot i wsp. 2013).

W najnowszych badaniach Lin i wsp. (2014) podjęli się analizy przemieszczeń środka ciężkości w trzech płaszczyznach, w trakcie cyklu chodu z małą, naturalną i dużą prędkością. Określili oni trzy główne wyznaczniki mające wpływ na pionowe odchylenia OSC. W płaszczyźnie strzałkowej – zgięcie stawu biodrowego, zgięcie stawu kolanowego pod koniec drugiej fazy podwójnego podparcia, mechanizmy stawu skokowo – goleniowego i stopy. Rotacja miednicy oraz jej ruchy w płaszczyźnie czołowej w niewielkim stopniu wpływają na amplitudę pionowych oscylacji środka ciężkości.

Krytyczna analiza piśmiennictwa nasuwa jednak wiele wątpliwości. Dostępna baza publikacji na temat roli determinant chodu nie jest obszerna, a rezultaty w niektórych aspektach są sprzeczne i trudne do zweryfikowania, ze względu na zróżnicowanie zastosowanej metodologii, jak i zbyt małe grupy badanych. Część wyników neguje istotność determinanty II (ruchy miednicy w płaszczyźnie czołowej) i III (zgięcie stawu kolanowego w fazie podporu), jako głównych czynników redukcji pionowych oscylacji OSC, podczas chodu z naturalną prędkością. Znaczna część publikacji wykazuje brak istotnego wpływu zgięcia stawu biodrowego i ruchów bocznych miednicy w tym procesie.

Nie bez znaczenia wydają się być też wyniki dotyczące roli oderwania pięty, tzw. *heel rise*. Poglądy badaczy, którzy użyli modelu uwzględniającego mechanizmy stawów skokowo – goleniowych i stóp, są podzielone. Mimo to, znacząca część rezultatów podkreśla istotny wpływ tego mechanizmu na ograniczanie oscylacji OSC (Hayot i wsp. 2013; Della Croce 2001; Gard i wsp. 2001; Kerrigan i wsp. 2000).

Aktualnie niewiele wiadomo na temat roli determinant chodu w redukcji oscylacji środka ciężkości w innych płaszczyznach, co daje niepełny obraz poruszonej problematyki. Według założeń Saunders'a i wsp. (1953) redukcja bocznych przemieszczeń miednicy (*Pelvis Shift*) i bocznych przemieszczeń OSC, zachodziła dzięki przywiedzeniu w stawie biodrowym i ustawieniu stawu kolanowego w fizjologicznej koślawości, czego efektem było prowadzenie stóp bliżej siebie. Doniesienia Donelan i wsp. (2001) na temat bocznych przemieszczeń OSC wskazują, że człowiek ma swoistą dla siebie szerokość kroku, a przy tym stopień koślawienia stawu kolanowego, która jest dla danej osoby ekonomiczna, pod względem zużycia energii. Według Bauby i wsp. (2000) preferowana szerokość kroku, która może redukować boczne przemieszczenia OSC, stanowi 0,12 L, to jest 0,12 długości kończyny dolnej badanej osoby. Z analizy Donelan i wsp. (2001) wynika, iż zwiększenie, bądź zmniejszenie odległości między kończynami dolnymi, a co za tym idzie, wszelkie zmiany wielkości fizjologicznego równoległoboku podparcia, powodują, że zwiększa się zużycie energii. Według Donelan i wsp. (2001) chód z wymuszoną zwiększoną szerokością kroku, powodował wzrost kosztów mechanicznych i metabolicznych o około 50%, przez zwiększoną pracę, wykonaną podczas zmian kierunku ruchu OSC. Natomiast, chód ze zmniejszoną odległością między kończynami, niż preferowana, powodował zwiększenie kosztów o 8%. Donelan i wsp. (2001) uzasadniając taki wynik, powołali się na pracę Kuo (1999), który wykazał, iż podczas chodu o węższym kroku, rośnie niestabilność ciała. Wymagany jest zatem większy wysiłek, aby je ustabilizować (Bauby

i wsp. 2000). Wyniki badań tego zespołu pokazały, że szerokość kroku, która wpływa na optymalizację wydatku energetycznego chodu, jest osobnicza. (Donelan i wsp. 2001)

Lin i wsp. (2014) stwierdzili, że przywiedzenie w stawie biodrowym i ruchy opadania miednicy w płaszczyźnie czołowej (*Pelvis Obliquity*) oddziałują szczególnie na boczne przemieszczenia OSC.

Rola wyznaczników w procesie odzyskiwania energii podczas chodu wciąż nie została ostatecznie rozstrzygnięta, toteż teoria sześciu determinant jest w dalszym ciągu przytaczana w publikacjach i podręcznikach akademickich w pierwotnej formie. Tymczasem, na podstawie przedstawionych powyżej wyników badań, należałoby je traktować, jako paradygmat. Niektórzy naukowcy (Kuo 2007) uważają, iż winno się stosować termin „sześciu cech kinematycznych”. Nie ma wątpliwości, co do tego, że chód fizjologiczny obejmuje te cechy, jednakże nie można ich wykorzystywać w sposób bezkrytyczny.

Dotychczas zgromadzono niewiele danych na temat wpływu determinant chodu na redukcję oscylacji ogólnego środka ciężkości u osób z dysfunkcjami narządu ruchu. Przeprowadzono jedynie analizę chodu osób z ostatnim, zaawansowanym stadium choroby zwyrodnieniowej stawu kolanowego (Mandeville i wsp. 2009) oraz małej grupy dzieci z mózgowym porażeniem dziecięcym (Russell i wsp. 2007).

Mandeville i wsp. (2009) w swojej pracy badawczej dowiedli, iż u osób z zaawansowaną chorobą zwyrodnieniową zgięcie stawu kolanowego powoduje zwiększenie amplitudy przemieszczeń OSC. Stoi to w opozycji do koncepcji Saunders'a i wsp. (1953).

Wyniki trójwymiarowej analizy chodu pokazały, iż osoby z ostatnim stopniem zaawansowania gonartrozy przemieszczają się ze zmniejszonym zgięciem stawu kolanowego w podporze oraz ze zmniejszonym zakresem pionowych oscylacji ogólnego środka ciężkości.

Analiza chodu u dzieci z mózgowym porażeniem, w porównaniu do grupy zdrowych dzieci i dorosłych wykazała, iż większe pionowe oscylacje środka ciężkości były wynikiem zwiększonego zgięcia obu stawów kolanowych podczas fazy *Mid Stance*. Nadmierne obniżenie ogólnego środka ciężkości w tej fazie, powoduje zwiększenie wydatku energetycznego na jego uniesienie w kolejnych fazach ruchu (Russell i wsp. 2007).

Dyskusja na temat roli wyznaczników na proces odzyskiwania energii, poprzez redukcję pionowych oscylacji OSC podczas chodu z naturalną prędkością, bezsprzecznie sugerowała przeprowadzenie rzetelnych badań z użyciem przestrzennej analizy chodu.

Wydawało się zasadne poddanie analizie większej grupy osób, zarówno w pełni sprawnych, jak i z dysfunkcją narządu ruchu. Stworzyło to szansę na zweryfikowanie dotychczasowych spostrzeżeń, a także na uzyskanie bardziej miarodajnych wyników podczas chodu fizjologicznego i z zaburzonym wzorcem chodu.

## **2. CEL I PYTANIA BADAWCZE**

### **2.1. Cel badań**

Celem niniejszych badań było określenie wpływu determinant chodu na ograniczanie pionowych i bocznych oscylacji OSC, u osób z zaawansowaną chorobą zwyrodnieniową stawu kolanowego w porównaniu do osób zdrowych.

Kolejnym celem pracy było porównanie za pomocą parametrów kinematycznych, schematów chodu z naturalną prędkością osób z zaawansowaną chorobą zwyrodnieniową stawu kolanowego i osób zdrowych oraz określenie ich wpływu na wartości przemieszczeń ogólnego środka ciężkości ciała.

Podjęto również próbę ilościowego ujęcia wpływu poszczególnych determinant chodu na ograniczanie oscylacji OSC, poprzez zaproponowanie wskaźników oddziaływania redukcyjnego.

### **2.2. Pytania badawcze**

Aby zrealizować założone cele badań, sformułowano pytania badawcze i postawiono hipotezy.

Postawiono cztery pytania badawcze.

1. Czy wyznaczniki miednicy: rotacja w płaszczyźnie poprzecznej, pochylenie w płaszczyźnie czołowej oraz przemieszczanie na boki w płaszczyźnie czołowej istotnie redukują pionowe i boczne przemieszczenia ogólnego środka ciężkości ciała podczas chodu z naturalną prędkością, pacjentów z zaawansowaną chorobą zwyrodnieniową stawu kolanowego i osób zdrowych?
2. Czy istnieje zależność pomiędzy zgięciem stawu kolanowego w fazie amortyzacji, podczas lokomocji z naturalną prędkością, a redukcją pionowych przemieszczeń ogólnego środka ciężkości ciała, osób z chorobą zwyrodnieniową stawu kolanowego i osób zdrowych?
3. W jakim stopniu mechanizmy ruchu stopy i stawu skokowo-goleniowego podczas przemieszczania się z naturalną prędkością determinują ograniczenie pionowych oscylacji ogólnego środka ciężkości ciała pacjentów z chorobą zwyrodnieniową stawu kolanowego i osób zdrowych?

4. Czy przestrzenne zmiany kątów w stawach kończyn dolnych i zakresy ruchów miednicy w znormalizowanym cyklu chodu z naturalną prędkością różnią się u pacjentów z chorobą zwyrodnieniową stawu kolanowego i osób zdrowych?

### **2.3. Hipotezy badawcze**

Postawiono cztery hipotezy odnoszące się do pytań badawczych.

1. Wyznaczniki miednicy: rotacja w płaszczyźnie poprzecznej, pochylenie oraz boczne przemieszczenia w płaszczyźnie czołowej mają istotny wpływ na redukcję pionowych i bocznych przemieszczeń ogólnego środka ciężkości ciała, podczas chodu z naturalną prędkością pacjentów z zaawansowaną chorobą zwyrodnieniową stawu kolanowego i osób zdrowych.
2. Występuje zależność pomiędzy zgięciem stawu kolanowego w fazie amortyzacji, a redukcją pionowych oscylacji ogólnego środka ciężkości ciała, podczas przemieszczania się z naturalną prędkością, osób z zaawansowaną chorobą zwyrodnieniową stawu kolanowego i osób zdrowych.
3. Mechanizmy ruchu stopy i stawu skokowo-goleniowego wpływają na redukcję pionowych przemieszczeń ogólnego środka ciężkości ciała, podczas lokomocji z naturalną prędkością pacjentów z zaawansowaną chorobą zwyrodnieniową stawu kolanowego i osób zdrowych.
4. Przestrzenne zmiany kątów w stawach kończyn dolnych i zakresy ruchów miednicy w znormalizowanym cyklu chodu z naturalną prędkością różnią się u pacjentów z chorobą zwyrodnieniową stawu kolanowego i osób zdrowych.

### 3. MATERIAŁ I METODY BADAŃ

#### 3.1. Charakterystyka grup badanych osób

W badaniach wzięło udział 36 pacjentów z zaawansowaną chorobą zwyrodnieniową stawu kolanowego, w wieku 40 – 60 lat, w tym 8 mężczyzn (22% badanych) i 28 kobiet, stanowiących 78% badanych. Średnia wieku osób badanych wynosiła  $53,5 \pm 6,19$  lat.

Badaniami objęto wyłącznie pacjentów zakwalifikowanych przez lekarza ortopedę do alloplastyki stawu, bez przebytych urazów i chorób mogących mieć wpływ na prezentowany schemat chodu.

W grupie osób z chorobą zwyrodnieniową średnia masa ciała wynosiła  $77,2 \pm 9,7$  kg, a średnia wysokość ciała  $1,64 \pm 0,08$  m. Wskaźnik BMI przedstawicieli grupy z zaawansowaną gonartrozą był równy  $28,7 \pm 2,16$  kg/m<sup>2</sup> (Tab. 1).

Tabela 1. Charakterystyka budowy somatycznej grupy osób z gonartrozą

masa ciała [kg]		wysokość ciała [m]		BMI [kg·m <sup>-2</sup> ]	
$\bar{X}$	SD	$\bar{X}$	SD	$\bar{X}$	SD
77,2	9,7	1,64	0,08	28,7	2,16

Zakwalifikowane osoby z zaawansowaną gonartrozą poruszały się ze średnią prędkością  $0,93 \pm 0,21$  m/s i częstotliwością  $1,72 \pm 0,19$  Hz. Uśredniona długość kroku w badanej grupie chorych wyniosła  $0,54 \pm 0,08$  m. Oderwanie kończyny podporowej od podłoża występowało średnio w  $64,25 \pm 3,04\%$  cyklu chodu (Tab. 2).

Tabela 2. Zmienne czasowo - przestrzenne grupy osób z gonartrozą

prędkość chodu [m/s]		częstotliwość kroków [Hz]		długość kroku [m]		faza podporowa [%]	
$\bar{X}$	SD	$\bar{X}$	SD	$\bar{X}$	SD	$\bar{X}$	SD
0,93	0,21	1,72	0,19	0,54	0,08	64,25	3,04



Grupę kontrolną stanowiło 30 zdrowych osób w przedziale wiekowym 40 – 60 lat, w tym 22 kobiety (73%) oraz 8 mężczyzn (27%). Średnia wieku grupy kontrolnej wynosiła  $52 \pm 7,25$  lat. Wśród tych osób nie odnotowano przebytych urazów, dysfunkcji narządu ruchu, układu nerwowego oraz innych schorzeń, mogących mieć wpływ na wzorzec chodu. Osoby zakwalifikowane do projektu badawczego poruszały się z porównywalną naturalną prędkością do grupy osób z zaawansowaną gonartrozą.

Średnia masa ciała w grupie kontrolnej wynosiła  $63,9 \pm 11,9$  kg. Osoby z grupy kontrolnej mierzyły średnio  $1,67 \pm 0,07$  m, natomiast ich wskaźnik BMI wynosił  $22,8 \pm 3,4$  kg/m<sup>2</sup>. (Tab. 3)

Tabela 3. Charakterystyka budowy somatycznej osób w grupie kontrolnej

masa ciała [kg]		wysokość ciała [m]		BMI [kg·m <sup>-2</sup> ]	
$\bar{X}$	SD	$\bar{X}$	SD	$\bar{X}$	SD
63,9	11,9	1,67	0,07	22,8	3,4

W grupie kontrolnej odnotowano średnią prędkość chodu równą  $1,07 \pm 0,23$  m/s oraz częstotliwość kroków, która wyniosła  $1,73 \pm 0,19$  Hz. Średnia długość kroku wśród osób zdrowych była równa  $0,61 \pm 0,06$  m. Oderwanie kończyny podporowej od podłoża w grupie kontrolnej występowało średnio w  $61,7 \pm 2,19\%$  cyklu chodu. (Tab. 4)

Tabela 4. Zmienne czasowo-przestrzenne grupy kontrolnej

prędkość chodu [m/s]		częstotliwość kroków [Hz]		długość kroku [m]		faza podporowa [%]	
$\bar{X}$	SD	$\bar{X}$	SD	$\bar{X}$	SD	$\bar{X}$	SD
1,07	0,23	1,73	0,19	0,61	0,06	61,7	2,19

### Kryteria włączenia do badań osób z chorobą zwyrodnieniową stawu kolanowego

Do grup eksperymentalnej i kontrolnej włączono przedstawicieli obojga płci, ponieważ w założeniach pracy wykorzystano zmienne (przestrzenne zmiany kątów w stawach kończyn dolnych i ruchów miednicy oraz zakresy ruchów OSC), które są wielkościami standaryzowanymi, na które nie ma istotnego wpływu płeć badanych osób.

Do badań zostały włączone osoby spełniające łącznie następujące kryteria:

- zdiagnozowana zaawansowana choroba zwyrodnieniowa stawu kolanowego w stopniu III/IV (duże osteofity, zwężona szpara stawowa/bardzo duże osteofity, szpara stawowa bardzo zwężona lub niewidoczna) w pięciostopniowej skali Kellgren – Lawrence, kwalifikująca do zabiegu alloplastyki całkowitej (Kellgren i Lawrence, 1957)
- wynik  $< 60$  w skali Lysholma
- wynik  $> 45$  w skali WOMAC
- pisemna zgoda pacjenta na udział w badaniach.

### **Kryteria wykluczenia z badań osób z chorobą zwyrodnieniową stawu kolanowego**

Z badań zostały wykluczone osoby, które spełniały przynajmniej jedno z poniższych kryteriów:

- wiek badanego poniżej 40 i powyżej 60 r.ż.,
- $30 < \text{BMI} < 19$ ,
- stwierdzenie chorób współistniejących, np. chorób neurologicznych, serca, zaawansowanej cukrzycy, niekontrolowanego nadciśnienia tętniczego oraz innych chorób mogących mieć wpływ na prezentowany indywidualny schemat chodu,
- świeże urazy i stany zapalne w obrębie narządu ruchu (mniej niż 3 miesiące od incydentu),
- ogólny zły stan zdrowia badanego.
- brak pisemnej zgody pacjenta na udział w badaniach.

Badani zostali poinformowani o przebiegu badania oraz, że mogą zrezygnować z uczestnictwa, w każdej chwili przeprowadzanego eksperymentu.

W badaniach wykorzystano Skalę Lysholma (kwestionariusz subiektywnej oceny dolegliwości zajętego stawu). Pierwotnie wykorzystywany był głównie w przypadku pacjentów po uszkodzeniach więzadłowych stawu kolanowego, jednakże został przekształcony tak, aby mógł służyć ocenie pacjentów z innymi schorzeniami, w tym, z chorobą zwyrodnieniową. Skala według Lysholma zawiera osiem pytań, które dotyczą utykania, stosowania kul łokciowych, przeskakiwania/blokowania, stawu, niestabilności w stawie, bólu, wysięków, wchodzenia po schodach oraz możliwości wykonania przysiadu. System punktacji został tak skonstruowany, że osoba o wyższym poziomie funkcjonalnym, uzyskiwała więcej punktów. Maksymalnie pacjent mógł uzyskać 100

punktów. (Bengtsson i wsp. 1996). W badaniach przyjęto maksymalną wartość 60 punktów, która kwalifikowała pacjentów do badań.

Tabela 5 ilustruje wyniki kwalifikacji pacjentów do badań z wykorzystaniem skali Lysholma. Najwięcej zakwalifikowanych osób uzyskało wyniki w przedziale pomiędzy 41 – 50 oraz 51 – 60 punktów, co według kwestionariusza określa wysoki poziom zaawansowania zmian zwyrodnieniowych (Tab. 5). Analiza przeprowadzonych badań z użyciem kwestionariusza Lysholma, wśród osób z gonartrozą wskazuje, że najniższy uzyskany wynik wyniósł 25, a najwyższy 58 punktów, natomiast średnia była równa 45 punktów.

Tabela 5. Wyniki kwalifikacji pacjentów do badań według skali Lysholma

<b>Ilość uzyskanych punktów</b>	<b>Ilość osób</b>	<b>Udział procentowy [%]</b>
20 – 30	4	11,1
31 – 40	7	19,4
41 – 50	13	36,2
51 – 60	12	33,3

WOMAC (The Western Ontario and McMaster Universities Osteoarthritis Index) jest jedną z najczęściej wykorzystywanych subiektywnych skal do oceny funkcjonalnej stawu kolanowego. Składa się z trzech części, w których zawierają się pytania dotyczące bólu, sztywności i sprawności fizycznej. W sumie kwestionariusz zawiera 24 pytania. Pacjent wybierał poziom nasilenia dolegliwości w skali 0 – 4. Maksymalna ilość punktów do uzyskania wynosiła 96. W skali WOMAC większa ilość zdobytych punktów, zbliżonych do 96, oznaczała niższy poziom funkcjonalny pacjenta i tym samym, bardziej zaawansowane zmiany zwyrodnieniowe stawu kolanowego. Zero punktów w indeksie oznaczało pełną sprawność badanej osoby (Ackerman 2009). Autorka pracy założyła, że minimalny wynik, kwalifikujący pacjentów do grupy eksperymentalnej wynosił 45 punktów.

Tabela 6 przedstawia uzyskane wyniki kwalifikacji pacjentów według skali WOMAC. Najwięcej osób uzyskało wynik w przedziałach 61 – 65 oraz 66 – 70 punktów, co oznacza niski poziom funkcjonalny, a tym samym daleko posunięty proces zwyrodnieniowy stawu kolanowego. Wśród osób zakwalifikowanych do badań, tylko dwie osoby uzyskały wyraźnie niższy od pozostałych poziom funkcjonalny według skali WOMAC, a ich wyniki zawierały się odpowiednio w przedziałach 71 – 75 oraz 76 – 80 punktów (Tab. 6). Na podstawie uzyskanych danych z użyciem kwestionariusza WOMAC

wnioskuje się, iż najniższy osiągnięty wynik był równy 57, a najwyższy 77 punktów. Średnia wyników grupy z gonartrozą wyniosła 60 punktów.

Tabela 6. Wyniki kwalifikacji pacjentów do badań według skali WOMAC

Ilość uzyskanych punktów	Ilość osób	Udział procentowy [%]
55 – 60	9	25
61 – 65	17	47,2
66 – 70	8	22,2
71 – 75	1	2,8
76 – 80	1	2,8

### 3.2. Metody badań

Sesje pomiarowe chodu z naturalną prędkością wykonywano w pracowni Biokinytyki Zakładu Biomechaniki, Akademii Wychowania Fizycznego w Krakowie, w okresie od stycznia do czerwca 2019 roku. Przed rozpoczęciem badań, uzyskano stosowną zgodę Komisji Bioetycznej przy Okręgowej Izbie Lekarskiej w Krakowie (opinia Nr 13/KBL/OIL/2016). Badania zostały zarejestrowane w bazie badań klinicznych w Australian New Zealand Clinical Trials Registry (ANZCTR) pod numerem ACTRN12617000258358.

Uczestnicy zostali zobowiązani do wypełnienia zgody na przeprowadzenie badań oraz kwestionariusza WOMAC i Lysholma, w celu kwalifikacji do badań. Osoby spełniające kryteria włączenia zostały poddane jednorazowej przestrzennej analizie chodu z naturalną prędkością.

Do rejestracji chodu wykorzystano system Vicon 250 (Oxford Metrics, Wielka Brytania) służący do przestrzennej rejestracji ruchu. System umożliwił przeprowadzenie obiektywnej oceny chodu i opracowanie uzyskanych zmiennych kinematycznych i czasowo – przestrzennych. Zestaw pomiarowy składał się z 5 kamer umieszczonych na wysięgnikach umożliwiających swobodną regulację ich położenia w przestrzeni oraz stacji danych. W badaniach wykorzystano każdorazowo 39 biernych markerów naklejanych w ściśle określonych punktach antropometrycznych na skórze badanych osób, według specyfikacji modelu Golem, dostarczonego przez producenta sprzętu pomiarowego (Tab. 7).

Sferyczne markery o średnicy 25 mm, pokryte odblaskowym materiałem, miały za zadanie wyznaczać położenie poszczególnych osi stawów i segmentów ciała w przestrzeni. Posłużyły także do obliczeń parametrów budowy somatycznej badanych. Markery mocowano do skóry za pomocą taśmy dwustronnej. Markery głowy (4 sztuki) przymocowane były do rozciągliwej opaski, z możliwością dopasowania rozstawu markerów do wielkości głowy. Marker kości krzyżowej (SACR) był umieszczony na wysięgniku teleskopowym tak, aby można było dostosować jego położenie do stopnia pochylenia miednicy badanej osoby razem z markerami mocowanymi na kolcach biodrowych przednich, górnych. Cztery kolejne markery określające położenie stawów promieniowo–nadgarstkowych były przytwierdzone po dwie sztuki do lekkiej, plastikowej poprzeczki, wbudowanej w rozciągliwą opaskę.

Markery przyklejane były głównie w osiach stawów oraz w określonej przez schemat pomiarowy odległości od środka stawu. Zestaw obejmował także markery, których zadaniem było wyznaczenie płaszczyzny segmentu ciała. Wówczas taki marker był naklejany według zaleceń producenta, poza linią łączącą stawy tworzące segment.

Aby uniknąć błędów związanych ze zmiennością indywidualnej lokalizacji markerów, czynność tą w obu grupach wykonywała zawsze ta sama osoba. Każdorazowo, po naklejeniu całego zestawu markerów, dokonywano kontroli i ewentualnej korekcji ich położenia. Następnym krokiem było zdefiniowanie położenia markera kości krzyżowej (SACR), względem markerów na kolcach biodrowych przednich górnych LASI i RASI. Dokonywano tego za pomocą dwóch dużych luster (4 m x 2 m), ustawionych względem siebie pod kątem prostym. Dzięki temu, możliwa była ocena orientacji markerów w płaszczyźnie strzałkowej i czołowej. Poprzez indywidualną korekcję ustawienia markerów, otrzymywano wizualizację wstępnego przodopochylenia miednicy w swobodnej pozycji stojącej osoby przygotowywanej do badania.

Zapisu przestrzennego położenia i przemieszczeń markerów w przestrzeni 3D dokonywały kamery emitujące błyski strobujące z częstotliwością 120 Hz, o długości fali na pograniczu podczerwieni i światła widzialnego. Błysk świetlny po odbiciu przez bierne markery, wracał do kamer. Uzyskane w ten sposób dwuwymiarowe obrazy z każdej z kamer były przetwarzane w stacji danych, na obraz trójwymiarowy za pomocą aplikacji Workstation. Aplikacje Body Builder i Polygon posłużyły do przetwarzania danych pomiarowych do raportu multimedialnego.

Kamery ustawione były wokół przestrzeni pomiarowej o wymiarach: 28 m długości, 6 m szerokości, 2,7 m wysokości. W centrum znajdowała się ścieżka chodu

o wymiarach 25 x 1,5 m, z dwiema wbudowanymi platformami dynamometrycznymi do pomiaru sił reakcji podłoża. W obrębie ścieżki zamontowane było urządzenie (kalibrator w kształcie litery L z poziomiami i markerami definiującymi osie układu współrzędnych) służące do kalibracji statycznej przestrzeni pomiarowej.

Każdą sesję pomiarową poprzedzała kontrola ustawienia kamer oraz kalibracja statyczna i dynamiczna. Kalibracji statycznej dokonywano za pomocą specjalnie przygotowanej konstrukcji z markerami w kształcie litery L, która była odwzorowaniem osi X, Y, Z. Celem tego rodzaju kalibracji było wyznaczenie układu współrzędnych przestrzeni pomiarowej, związanej ze ścieżką chodu. Kalibracja dynamiczna była wykonywana za pomocą specjalnego wysięgnika zawierającego markery umieszczone w stałej odległości 0,5 m, w postaci ruchów przestrzennych odwzorowujących różne ułożenia wysięgnika w przestrzeni pomiarowej. Miała ona na celu uzyskanie minimalnego, dopuszczalnego przez producenta błędu pomiarowego dla każdej z kamer w przestrzennym określaniu zmieniającego się położenia markerów. Pomiar był możliwy dopiero po uzyskaniu prawidłowych współczynników kalibracji statycznej i dynamicznej. Dwuczęściowy system kalibracji linii pomiarowej gwarantował dokładne odwzorowanie środka geometrycznego markerów w przestrzeni pomiarowej podczas chodu, z maksymalnym błędem na poziomie poniżej 0,5 mm.

Po dokonaniu naklejeniu markerów i kalibracji systemu pomiarowego badany wykonywał kilka przejść po ścieżce chodu bez rejestracji ruchu, w celu przyzwyczajenia się do warunków badania panujących w pracowni oraz uzyskania naturalnej, indywidualnej prędkości chodu.

Tabela 7. Schemat ustawienia markerów dla lewej strony ciała (Oxford Metrics Ltd.)

Symbol markera	Nazwa markera	Położenie markera
LFHD	lewy przód głowy	okolica nadskroniowa głowy
LBHD	lewy tył głowy	tył głowy, w płaszczyźnie poziomej
C7	wyrostek kolczysty kręgu C 7	wg nazwy
CLAV	wcięcie szyjne mostka	wg nazwy
TH10	wyrostek kolczysty kręgu Th 10	wg nazwy
STRN	wyrostek mieczykowaty mostka	wg nazwy
LSHO	lewy bark	w osi stawu barkowo-obojęzycznego
LUPA	lewe ramię	na bocznej powierzchni ramienia
LELB	lewy łokieć	nadkłykieć boczny kości ramieniowej, w osi stawu łokciowego
LFRA	lewe przedramię	boczna powierzchnia przedramienia
LWRA	poprzeczka lewego nadgarstka, po stronie kciuka	na końcach poprzeczki przypiętej symetrycznie na stronie grzbietowej jak najbliżej osi stawu promieniowo-nadgarstkowego
LWRB	poprzeczka lewego nadgarstka, po stronie małego palca	jak wyżej
LFIN	palec lewej ręki	strona grzbietowa, poniżej głowy II kości śródreżca
LASI	lewy kolec biodrowy przedni górny	wg nazwy
SACR	kość krzyżowa	połowa odcinka między kolecami biodrowymi tylnymi górnymi, w określonej odległości od powierzchni ciała
LTHI	lewe udo	1/3 dolna boczna powierzchnia uda
LKNE	lewe kolano	w osi stawu
LTIB	lewe podudzie	ponad 1/3 dolną boczną powierzchnią podudzia
LANK	lewa kostka boczna	wg nazwy
LHEE	lewa pięta	guz piętowy, w takiej odległości od powierzchni podszwowej stopy, jak marker na paluchu
LTOE	lewy paluch	nad głową II kości śródstopia
LMT5	lewa V kość śródstopia	ponad głową V kości śródstopia

### 3.2.1. Przebieg sesji pomiarowej

Pierwszym etapem badania było sprawdzenie, czy wszystkie markery są widoczne przez kamery. Następnym krokiem była rejestracja statyczna sylwetki badanej osoby w pozycji stojącej w czasie 5 s. Celem jej było zdefiniowanie geometrii segmentów ciała oraz rzeczywistych ich rozmiarów. By tego dokonać, badana osoba musiała przyjąć

pozycję, która umożliwiała kamerom weryfikację położenia wszystkich markerów. Badany miał za zadanie stanąć na szerokiej podstawie (szerokość bioder), z ugiętymi stawami kolanowymi, zgiętymi, odwiedzionymi do 90 ° i zrotowanymi do wewnątrz kończynami górnymi. Przedramiona były ustawione w nawróceniu, stawy promieniowo–nadgarstkowe w zgięciu dłoniowym, głowa w pozycji pośredniej i osi podłużnej. Po dokonaniu badania statycznego i sprawdzeniu zarejestrowania wszystkich wymaganych markerów, nastąpił drugi etap badań.

Faza właściwa badań polegała na kilkakrotnym przejściu z naturalną prędkością wyznaczonego odcinka o długości 20 metrów. Spośród zarejestrowanych przebiegów do analizy, dla każdego z badanych wybrano 30 kroków chodu (15 pełnych cykli) z ustabilizowaną, naturalną prędkością, w celu odwzorowania indywidualnego, uśrednionego schematu chodu.

Następnie wykonywano pomiary antropometryczne, zgodnie z procedurą zastosowanego modelu matematycznego Golem. Wszystkich pomiarów dokonywała zawsze ta sama osoba.

Dokonano pomiarów masy ciała za pomocą wagi lekarskiej z dokładnością do 0,01 kg oraz wysokości ciała, z użyciem wysokościomierza z dokładnością do 0,01 m.

Pomiary liniowe tj. długość kończyn dolnych, wykonywano za pomocą taśmy centymetrowej z dokładnością do 0,01 m, od kolca biodrowego przedniego górnego do kostki bocznej.

Szerokość miednicy mierzono dużym cyrklem antropometrycznym, jako odległość między kolcami biodrowymi przednimi górnymi. Mały cyrkiel antropometryczny posłużył do pomiaru szerokości:

- stawów kolanowych przez szpary stawowe,
- stawów skokowo – goleniowych, jako odległość między kostką przyśrodkową i boczną,
- stawów łokciowych, jako odległość między nadkłykciami kości ramiennej,
- stawu nadgarstkowo – promieniowego przez wyrostki rylcowate.

Pomiary grubości wykonano za pomocą suwmiarki według poniższego schematu:

- grubość stawu promieniowo – nadgarstkowego – przez środek szpary stawowej,
- grubość ręki – przez głowę III kości śródrezcza,
- grubość stopy – przez głowę II kości śródstopia.



Zebrane dane antropometryczne zostały zapisane w sesji pomiarowej badanej osoby, a następnie wykorzystane do przestrzennej wizualizacji chodu oraz obliczeń wartości zmiennych biomechanicznych. Pomiary antropometryczne posłużyły do zindywidualizowania poruszającego się kośćca po uprzednim zamodelowaniu chodu badanych osób w aplikacji Body Builder. Ostateczne wyniki uśrednionego schematu chodu z naturalną prędkością znalazły się w raporcie z badań w programie Polygon.

### **3.2.2. Opracowanie danych w programach systemu Vicon**

Proces opracowania wyników składał się z kilku etapów. Wykorzystano do tego celu model Golem (Oxford Metrics Ltd.), który umożliwił obliczenia położenia ogólnego środka ciężkości ciała oraz wszystkich wielkości kinematycznych w trakcie chodu.

Pierwszym etapem była identyfikacja nazw markerów na wizualizacji badania statycznego. Następnie, wykorzystując procedurę *Autolabel* identyfikowano przestrzenne położenia markerów podczas chodu z naturalną prędkością. Braki markerów na pojedynczych klatkach filmu uzupełniano za pomocą procedur matematycznych w programie Body Builder. W każdym z wyselekcjonowanych plików chodu naniesiono charakterystyczne punkty czasowe postawienia pięty i oderwania palców w cyklu chodu. Następnie przygotowano pliki danych, plik modelu matematycznego oraz plik parametrów budowy somatycznej badanego, w celu wykonania modelowania matematycznego ruchu. Po dokonaniu matematycznej procedury modelowania, uzyskano trójwymiarową wizualizację ruchu oraz wartości zmiennych biomechanicznych.

Kolejnym krokiem było utworzenie dla każdego badanego raportu w aplikacji Polygon, w oparciu o średnie wyniki wszystkich cykli chodu, które poddano analizie. Tak opracowane raporty, zestawiono ze średnimi wynikami grupy kontrolnej. Uzyskane dane biomechaniczne z raportów w programie Polygon, eksportowano w postaci pliku ASCII do arkuszy programu Excel. Na ich podstawie zostały sporządzone wykresy zmian kątowych stawów w funkcji znormalizowanego czasu cyklu chodu, przestrzenne ruchy miednicy oraz zmiany położenia środka ciężkości ciała badanych. W następnej kolejności, z wykresów odczytano dane niezbędne do określenia wartości poszczególnych determinant chodu oraz wartości oscylacji OSC. Następnie, na podstawie przeprowadzonych analiz statystycznych dokonano oceny wpływu poszczególnych determinant chodu na przemieszczenia pionowe i poziome OSC.

### 3.3. Charakterystyka zmiennych wykorzystanych w przeprowadzonych analizach

Dla każdej z badanych osób w grupie z gonartrozą (GA) i grupie kontrolnej (GK) sporządzono, w oparciu o 15 cykli chodu (30 kroków), raporty prezentujące uśrednione, indywidualne schematy chodu z naturalną prędkością.

Ponadto, w obrębie grupy z gonartrozą, utworzono dwie podgrupy danych, dotyczących kończyny zajętej (GA\_LI) i niezajętej (GA\_LNI), natomiast w grupie kontrolnej uśredniono wyniki dla lewej i prawej kończyny podporowej.

Wygenerowane w ten sposób dane pomiarowe uśredniono następnie w poszczególnych grupach. Dla każdej z grup badanych uzyskano jeden reprezentatywny wykres zmian wartości zmiennej w znormalizowanym cyklu chodu, charakteryzujący analizowaną zbiorowość. Na ich podstawie wygenerowano wykresy prezentujące kolejne analizowane zmienne, na tle wyników pionowych (OSC Z) oraz bocznych (OSC X) zmian położenia ogólnego środka ciężkości, w znormalizowanym cyklu chodu. Pozwoliło to na graficzną prezentację wzajemnych relacji, zsynchronizowanych w czasie, analizowanych zmiennych w cyklu chodu na wykresach z niezależnymi osiami wartości. Posłużyły one do wskazania obszarów wpływu poszczególnych wyznaczników na ewentualne ograniczenie przemieszczania pionowego i bocznego położenia środka ciężkości w cyklu.

Obliczono również uśrednione wartości zakresów zmian zmiennych kinematycznych w cyklu, na podstawie których, dokonano oceny istotności różnic pomiędzy średnimi w kończynie zajętej i niezajętej oraz w porównaniach z grupą kontrolną. W celu zapewnienia przejrzystości prowadzonych analiz, w grupie kontrolnej celowo uśredniono wyniki dla lewej i prawej kończyny podporowej, eliminując w ten sposób wpływ indywidualnej asymetrii na wnioskowanie opracowania. Indywidualne uśrednione wartości zakresu przemieszczeń pionowych (OSC Z) i bocznych (OSC X) ogólnego środka ciężkości ciała obliczono, dla wszystkich osób w poddanych analizie grupach, jako różnicę wartości ekstremalnych położzeń OSC, w znormalizowanym cyklu i wyrażono w [m].

Pełny zakres zmian kątowych rotacji miednicy w płaszczyźnie poprzecznej (*Pelvis Rotation*), wyrażony w [°], obliczono, jako wartość bezwzględną sumy rotacji wewnętrznej i zewnętrznej miednicy w stosunku do położenia neutralnego, względem kończyny podporowej w cyklu chodu.

Średni zakres ruchu miednicy w płaszczyźnie czołowej (*Pelvis Obliquity*) wyrażony w [°], został wyznaczony, jako wartość bezwzględna sumy ekstremalnych

wartości uniesienia miednicy, występującego na początku fazy *Mid Stance* i opadania miednicy występującego pod koniec fazy podporu w stosunku do położenia neutralnego, względem kończyny podporowej w cyklu chodu.

Wartość bocznych przemieszczeń miednicy w płaszczyźnie czołowej (*Pelvis Shift*) wyrażoną w [m], obliczono, jako średnią bezwzględną różnicę wartości maksymalnego i minimalnego położenia miednicy w ruchu na boki w płaszczyźnie czołowej, we wszystkich analizowanych cyklach chodu badanej osoby. W tym celu wykorzystano trajektorię zmian położenia w płaszczyźnie czołowej w cyklu chodu markera SACR, mocowanego na kości krzyżowej.

Uśredniony zakres zgięcia stawu kolanowego w płaszczyźnie strzałkowej, w fazie podporu (*Knee Flex*), wyrażony w [°], obliczono, jako różnicę pomiędzy szczytową wartością zgięcia w fazie amortyzacji (*Loading Responce*), a wartością kąta w stawie kolanowym w momencie rozpoczęcia cyklu chodu (początkowego postawienia pięty).

Uśredniony zakres koślawienia stawu kolanowego (*Knee Valgum*), wyrażony w [°], został uzyskany za pomocą różnicy ekstremalnych ustawień kątowych analizowanego stawu, w płaszczyźnie czołowej, w znormalizowanym cyklu chodu. Odwzorowywał on wzajemne zmiany położenia segmentów uda i podudzia pod wpływem wypadkowej sił wewnętrznych i zewnętrznych w cyklu chodu, a nie, jako niezależny stopień swobody ruchu w stawie. Było to możliwe dzięki precyzji zastosowanego narzędzia pomiarowego.

Wyznacznik charakteryzujący pracę stawu skokowo – goleniowego i stopy podczas przeniesienia obciążenia na kończynę przeciwną, w fazie *Terminal Stance* i *Pre Swing*, wyrażony w [°], obliczono za pomocą wartości bezwzględnej różnicy, pomiędzy maksymalną wartością zgięcia grzbietowego, a maksymalną wartością zgięcia podeszwowego w znormalizowanym cyklu chodu.

Średni sumaryczny zakres rotacji kończyny dolnej w płaszczyźnie poprzecznej (*Leg Rotation*) został wyznaczony, jako suma rotacji wewnętrznej i zewnętrznej stawu biodrowego, kolanowego i skokowo – goleniowego, dla analizowanej kończyny podporowej i wyrażony w [°].

Tak przygotowane zmienne poddano następnie analizie statystycznej.

W celu określenia roli poszczególnych determinant w procesie redukcji pionowych i bocznych oscylacji OSC, w znormalizowanym cyklu chodu, zaproponowano dwa wskaźniki. Dzięki nim przedstawiono i porównano uzyskane w trakcie analizy dane w formie liczbowej, w grupie chorych i kontrolnej, a także pomiędzy nimi.

Pierwszy z nich posłużył do określenia względnego sumarycznego czasu oddziaływania poszczególnych wyznaczników na pionowe i boczne przemieszczenia OSC w cyklu chodu na podstawie wzajemnych interakcji pomiędzy analizowaną determinantą i zmianami położenia OSC. Wskaźnik ten wyrażony był w [%].

Następnie, uzyskane dane wykorzystano do obliczenia wskaźnika dynamiki oddziaływania każdego z analizowanych wyznaczników. Zaproponowany wskaźnik był ilorazem zmian wartości określonej determinanty i czasu jej oddziaływania w cyklu chodu. Jednostką miary były odpowiednio [ $^{\circ}\cdot\%^{-1}$ ] w przypadku przemieszczeń pionowych OSC oraz [ $\text{mm}\cdot\%^{-1}$ ] dla przemieszczeń bocznych.

### 3.4. Metody opracowania statystycznego

Analizę statystyczną przeprowadzono w pakiecie Statistica 12.0 firmy StatSoft. Uzyskane dane uporządkowano i na ich podstawie, sporządzono graficzną prezentację w postaci tabel i rycin. Wykonano podstawową analizę statystyczną dla grupy osób z zaawansowaną gonartrozą i grupy kontrolnej. Obejmowała ona: średnią arytmetyczną wraz z odchyleniem standardowym, medianę, odchylenie kwartyłowe (w przypadku braku normalnego rozkładu zmiennej), wartość maksymalną i minimalną, wartości ekstremalne, rozstęp, rozstęp kwartyłowy, współczynnik zmienności oraz błąd standardowy średniej i mediany.

Za pomocą testu *W Shapiro – Wilka* oceniono normalność rozkładu analizowanych zmiennych, którego wyniki warunkowały wybór dalszego użycia testów parametrycznych lub nieparametrycznych do oceny statystycznej istotności różnic pomiędzy średnimi. W przypadku stwierdzenia normalnego rozkładu wyników indywidualnych, jednorodność wariancji zmiennych w grupach testowano za pomocą testu Levene'a.

Do analizy istotności różnic wewnątrzgrupowych (porównania pomiędzy kończyną zajęta i niezajęta) oraz międzygrupowych (porównania grupy z gonartrozą i grupy kontrolnej) zastosowano analizę wariancji *Anova*, wykorzystując *test F* wraz z *testem post hoc Tuckey'a* oraz analogicznie dla testów nieparametrycznych (zmienne charakteryzujące się brakiem rozkładu normalnego), *test Kruskala – Wallisa* wraz z *testem post hoc Dunna*.

### 3.5. Zestawienie analizowanych zmiennych

W tabeli 8 przedstawiono objaśnienia wszystkich skrótów zmiennych wykorzystywanych w opracowaniu wyników.

Tabela 8. Objaśnienie skrótów zmiennych stosowanych w analizie

OSC X_GA_LI	Boczne oscylacje OSC w grupie z gonartrozą po stronie kończyny zajętej
OSC X_GA_LNI	Boczne oscylacje OSC w grupie z gonartrozą po stronie kończyny niezajętej
OSC X_GK	Boczne oscylacje OSC w grupie kontrolnej
OSC Z_GA_LI	Pionowe oscylacje OSC w grupie z gonartrozą po stronie kończyny zajętej
OSC Z_GA_LNI	Pionowe oscylacje OSC w grupie z gonartrozą po stronie kończyny niezajętej
OSC Z_GK	Pionowe oscylacje OSC w grupie kontrolnej
Pelvis Obliquity_GA_LI	Opadanie miednicy w grupie z gonartrozą po stronie kończyny zajętej
Pelvis Obliquity_GA_LNI	Opadanie miednicy w grupie z gonartrozą po stronie kończyny niezajętej
Pelvis Obliquity_GK	Opadanie miednicy w grupie kontrolnej
Pelvis Rotation_GA_LI	Rotacja miednicy w grupie z gonartrozą po stronie kończyny zajętej
Pelvis Rotation_GA_LNI	Rotacja miednicy w grupie z gonartrozą po stronie kończyny niezajętej
Pelvis Rotation_GK	Rotacja miednicy w grupie kontrolnej
LE Rotation_GA_LI	Sumaryczna rotacja kończyny dolnej zajętej w grupie z gon artrozą
LE Rotation_GA_LNI	Sumaryczna rotacja kończyny dolnej niezajętej w grupie z gon artrozą
LE Rotation_GK	Sumaryczna rotacja kończyny dolnej w grupie kontrolnej
Knee Flex_GA_LI	Zgięcie stawu kolanowego w grupie z gonartrozą po stronie kończyny zajętej
Knee Flex_GA_LNI	Zgięcie stawu kolanowego w grupie z gonartrozą po stronie kończyny niezajętej
Knee Flex_GK	Zgięcie stawu kolanowego w grupie kontrolnej
Knee Valgum_GA_LI	Koślawienie stawu kolanowego po stronie zajętej w grupie z gon artrozą
Knee Valgum_GA_LNI	Koślawienie stawu kolanowego po stronie niezajętej w grupie z gon artrozą
Knee Valgum_GK	Koślawienie stawu kolanowego w grupie kontrolnej
Ankle Dor/Pla_GA_LI	Zgięcie grzbietowe/podeszwowe stawu skokowo – goleniowego w grupie z gonartrozą po stronie zajętej

cd. Tabela 8.

Ankle Dor/Pla _GA_LNI	Zgięcie grzbietowe/podeszwowe stawu skokowo – goleniowego w grupie z gonartrozą po stronie niezajętej
Ankle Dor/Pla _GK	Zgięcie grzbietowe/podeszwowe stawu skokowo – goleniowego w grupie kontrolnej
Pelvis Shift_GA_LI	Boczny ruch miednicy w grupie z gonartrozą po stronie kończyny zajętej
Pelvis Shift_GA_LNI	Boczny ruch miednicy w grupie z gonartrozą po stronie kończyny niezajętej
Pelvis Shift_GK	Boczny ruch miednicy w grupie kontrolnej

## 4. WYNIKI

### 4.1. Wyniki statystyki podstawowej poszczególnych determinant chodu w grupie z gonartrozą i w grupie kontrolnej

W tabeli 9 zamieszczono charakterystykę przeprowadzonej analizy normalności rozkładu wyników indywidualnych w obszarze analizowanych zmiennych.

Testowania normalności rozkładu przeprowadzono z wykorzystaniem *testu W Shapiro – Wilka*, przyjmując poziom istotności  $p < 0,05$ . Spośród ogółu badanych zmiennych, rozkład jednej odbiegał od rozkładu normalnego – wartość sumarycznej rotacji kończyny dolnej niezajętej w grupie osób z gonartrozą (LE Rotation\_GA\_LNI). W pozostałych przypadkach nie zaistniały przesłanki do odrzucenia hipotezy o braku normalności rozkładu wyników indywidualnych w analizowanych grupach (Tab. 9). Dla zmiennej LE Rotation\_GA\_LNI dodatkowo w tabeli 10 podano wartość mediany i odchylenia kwartylowego. W wyniku testowania homogeniczności wariancji wszystkich zmiennych charakteryzujących się rozkładem normalnym w poszczególnych grupach *testem Browna – Forsythe'a*, stwierdzono brak podstaw do odrzucenia hipotezy o jednorodności wariancji ( $p > 0,05$  dla  $\alpha=0,05$ ).

Tabela 9. Wyniki testowania normalności rozkładu analizowanych zmiennych we wszystkich grupach eksperymentalnych (test W Shapiro–Wilka)

Zmienna/ Grupa	W	P
OSC X_GA_LI	0,968	0,382
OSC X_GA_LNI	0,967	0,365
OSC X_GK	0,964	0,396
OSC Z_GA_LI	0,980	0,746
OSC Z_GA_LNI	0,985	0,898
OSC Z_GK	0,945	0,124
Pelvis Obliquity_GA_LI	0,978	0,708
Pelvis Obliquity_GA_LNI	0,971	0,484
Pelvis Obliquity_GK	0,985	0,935
Pelvis Rotation_GA_LI	0,970	0,454
Pelvis Rotation_GA_LNI	0,972	0,492
Pelvis Rotation_GK	0,955	0,224
LE Rotation_GA-LI	0,961	0,239

cd. Tabela 9.

LE Rotation_GA-LNI	0,936	<b>0,043*</b>
LE Rotation_GK	0,944	0,114
Knee Flex_GA-LI	0,965	0,322
Knee Flex_GA-LNI	0,960	0,227
Knee Flex_GK	0,958	0,274
Knee Valgum_GA_LI	0,975	0,582
Knee Valgum_GA_LNI	0,980	0,762
Knee Valgum_GK	0,945	0,125
Ankle Dor/Pla_GA_LI	0,965	0,330
Ankle Dor/Pla_GA_LNI	0,979	0,725
Ankle Dor/Pla_GK	0,982	0,872
Pelvis Shift_GA_LI	0,979	0,721
Pelvis Shift_GA_LNI	0,983	0,853
Pelvis Shift_GK	0,960	0,305

\* - oznaczono zmienną charakteryzującą się brakiem normalnego rozkładu wyników ( $p < 0,05$ )

W – wynik testu W Shapiro–Wilka; p – poziom istotności statystycznej

Zmienne charakteryzujące się rozkładem normalny poddano testowaniu jednorodności wariancji za pomocą testu *Levene'a*. Wszystkie zmienne wykazały jednorodność wariancji na poziomie  $p < 0,05$ .

### **Podstawowa analiza statystyczna zmiennych w grupie z gonartrozą i grupie kontrolnej**

W tabeli 10 zamieszczono wyniki podstawowej analizy statystycznej zmiennych w grupie z gonartrozą i kontrolnej. Obliczono je na podstawie indywidualnych, uśrednionych schematów chodu, jako zakresy ruchu OSC i bocznych ruchów miednicy wyrażone w [m] oraz zakresy zmian kąta dla pozostałych zmiennych wyrażone w [°].

Zmienne scharakteryzowano za pomocą: wartości średniej wraz z odchyleniem standardowym, mediany oraz odchylenia kwartylowego (w przypadku braku normalnego rozkładu zmiennej), wartości minimalnej i maksymalnej. Obliczono także wartości ekstremalne, rozstęp, rozstęp kwartylowy oraz współczynnik zmienności.

Zakres bocznych oscylacji ogólnego środka ciężkości (OSC\_X) obliczony dla osób z gonartrozą wynosił średnio dla kończyny zajętej i niezajętej  $0,035 \pm 0,007$  m. Ekstremalne wartości zmiennej zawierały się w granicach 0,023 – 0,056 m dla kończyny LI oraz 0,024 – 0,055 m dla LNI. W przypadku osób z grupy kontrolnej średnia wartość



zmiennej bocznych oscylacji środka ciężkości osiągnęła wyraźnie wyższy poziom, średnio o ok. 0,006 m, niż w grupie GA i wyniosła  $0,041 \pm 0,011$  m. Ekstremalne wartości zmiennej w grupie kontrolnej zawierały się w granicach 0,025 - 0,068 m.

W grupie kontrolnej rozstęp ekstremalnych wartości OSC\_X wyniósł 0,015 m i był wyższy, niż w grupie GA dla obu badanych kończyn o ok. odpowiednio 0,006 m. Zbliżone wartości współczynnika zmienności we wszystkich grupach (odpowiednio 19% GA i 26% GK) wskazują jednak, że rozproszenie indywidualnych wyników w stosunku do średniej wartości w próbie nie było wysokie.

Wartości pionowych przemieszczeń ogólnego środka ciężkości (OSC\_Z) oscylowały w grupie osób z gonartrozą na tym samym średnim poziomie  $0,020 \pm 0,002$  m dla kończyny zajętej i niezajętej. W grupie kontrolnej średnie wartości dla tej zmiennej odnotowano na zdecydowanie wyższym poziomie – średnio o ok. 0,008 m. Ekstremalne wartości zmiennej w grupie GA zawierały się tu w granicach 0,014 – 0,025 m. Rozstęp ekstremalnych wartości pionowych oscylacji OSC w grupie kontrolnej był wyższy niż w grupach GA dla obu analizowanych kończyn LI i LNI średnio o ok. 0,003 m. Współczynniki zmienności zmiennej dla obu kończyn w grupie GA zawierały się w granicach 12%. Wyższe wartości zmienności wyników indywidualnych odnotowano w grupie GK, lecz lokowały się poniżej 30%.

Średni zakres bocznych ruchów miednicy w standaryzowanym cyklu chodu (*Pelvis Obliquity*) oszacowano w grupie osób z gonartrozą zarówno dla kończyny zajętej jak i niezajętej na zbliżonym średnim poziomie ok  $8 - 9 \pm 2,5$  °, a ekstremalne wartości zmiennej dla kończyny LI oraz LNI zawierały się w granicach 2 – 14 °. W grupie kontrolnej średnia wartość analogicznej zmiennej była średnio nieco wyższa o ok. 2 – 3 ° i wynosiła  $11 \pm 2,6$  °, a ekstremalne wartości zmiennej zawierały się w granicach 6 – 17 °. Wartości współczynnika zmienności we wszystkich grupach nie przekroczyły wartości 30% (28% w GA\_LI i 30% GA\_LNI oraz 24% w GK), wskazując na zbliżone rozproszenie wyników indywidualnych.

Średni zakres ruchów rotacyjnych miednicy w znormalizowanym cyklu chodu (*Pelvis Rotation*) oszacowano w grupie osób z gonartrozą dla kończyny zajętej i niezajętej na bardzo zbliżonym średnim poziomie, różniącym się nieznacznie jedynie wartością odchylenia standardowego (LI –  $22 \pm 4,8$  ° oraz LNI –  $22 \pm 5,0$  °). Ekstremalne wartości zmiennej zawierały się w grupie GA w granicach 11 – 36 °. W grupie kontrolnej średni zakres rotacji miednicy w płaszczyźnie poprzecznej był niższy tylko o 1 ° i wyniósł  $21 \pm 4,3$  °, a ekstremalne wartości zmiennej zawierały się w granicach 13 – 29 °. Wartość

współczynnika zmienności w obu grupach był zbliżony do siebie i zawierał się w granicach 20 – 23%, co świadczy o niewielkim rozproszeniu wyników indywidualnych.

Ze względu na fakt, że zmienna sumarycznej rotacji kończyny dolnej (*LE Rotation*) w grupie GA dla kończyny niezajętej charakteryzowała się brakiem rozkładu normalnego wyników indywidualnych, w podstawowej analizie statystycznej, oprócz średnich wartości i odchylenia standardowego, podano również medianę i odchylenie ćwiartkowe. Mediana wartości sumarycznej rotacji kończyny dolnej (*LE Rotation GA\_LNI*) wyniosła w grupie osób z gonartrozą w przypadku kończyny niezajętej 21 °. W przypadku kończyny zajętej średnia wartość sumarycznej rotacji kończyny dolnej (*LE Rotation GA\_LI*) wyniosła  $21 \pm 6,0$  °, zaś ekstremalne wartości zmiennej dla tej kończyny zawierały się w granicach 12 – 38 °. W grupie kontrolnej średnia wartość była bardzo podobna  $23 \pm 6,6$  °, natomiast ekstremalne wartości zmiennej zawierały się w granicach 13 – 33 °. Wartości współczynnika zmienności były na podobnym poziomie we wszystkich grupach (27 – 28%).

Średnie wartości zgięcia stawu kolanowego (*Knee Flex*) odnotowane w fazie amortyzacji wyniosły w grupie osób z gonartrozą w przypadku kończyny zajętej  $8 \pm 2,5$  °, natomiast w przypadku kończyny niezajętej  $9 \pm 2,8$  °. Ekstremalne wartości zmiennej zawierały się odpowiednio w granicach 4 – 13 ° dla kończyny LI oraz LNI. W grupie kontrolnej średnia wartość zgięcia kolana w fazie amortyzacji lokowała się na poziomie wyższym od 2 – 3 °, a ekstremalne wartości zmiennej zawierały się w granicach 7 – 19 °. Współczynnik zmienności w GK (25%) był niższy, niż w grupach GA\_LI (31%) oraz GA\_LNI (32%), co świadczy o nieco większym rozproszeniu wyników w grupach GA.

Zakres koślawienia stawu kolanowego (*Knee Valgum*) oszacowano w grupie osób z gonartrozą dla kończyny zajętej i niezajętej oraz w grupie kontrolnej na takim samym średnim poziomie – odpowiednio: GA\_LI  $4 \pm 1,3$  ° oraz GA\_LNI  $4 \pm 1,2$  °, natomiast w GK  $4 \pm 0,9$  °. Odnotowano również podobne zakresy wartości ekstremalnych dla obu kończyn, zawierające się w granicach 2 – 7 °. W grupie kontrolnej ekstremalne wartości zmiennej zawierały się w granicach 3 – 6 °. W GK odnotowano nieco niższą wartość współczynnika zmienności (23%), niż w GA\_LI (29%) oraz GA\_LNI (28%).

Zakres zgięcia grzbietowego/zgięcia podszwowego stawu skokowego (*Ankle Dor/Pla*) oszacowano w grupie osób z gonartrozą dla kończyny zajętej i niezajętej na zbliżonym średnim poziomie – odpowiednio  $17 \pm 4,0$  ° oraz  $17 \pm 3,2$  °. Ekstremalne wartości dla obu kończyn zmiennej w grupie GA zawierały się w granicach 8 – 29 °. W grupie kontrolnej średni zakres zgięcia podszwowego i grzbietowego stawu

skokowego był wyraźnie wyższy, średnio o ok. 8 °, a ekstremalne wartości zmiennej zawierały się w granicach 11 – 39 °. Dla tej zmiennej współczynnik zmienności w GK był nieznacznie wyższy (26%), niż w GA\_LI (19%) oraz GA\_LNI (24%).

Średnia wartość zakresu bocznych ruchów miednicy w płaszczyźnie czołowej (*Pelvis Shift*) w znormalizowanym cyklu chodu była jednakowa dla obu kończyn w grupie osób z gonartrozą, różniąc się jedynie nieznacznie wartością odchylenia standardowego. W przypadku kończyny zajętej zanotowano  $0,038 \pm 0,011$  m, natomiast w przypadku kończyny niezajętej  $0,038 \pm 0,009$  m. Ekstremalne wartości zmiennej w grupie GA zawierały się w granicach 0,020 – 0,062 m. W grupie kontrolnej odnotowano wyższą średnią wartość zmiennej w porównaniu z grupą GA o ok. 0,005 m, a ekstremalne wartości zmiennej zawierały się w granicach 0,030 – 0,065 m. Rozproszenie wyników było niższe w grupie GK (19%), natomiast w grupie GA zawierały się w granicach od 26% w GA\_LNI do 29% w GA\_LI.

Tabela 10. Wyniki podstawowej analizy statystycznej w grupie osób z chorobą zwyrodnieniową stawu kolanowego (GA) dla kończyny zajętej i niezajętej oraz w grupie kontrolnej (GK)

Zmienna	Jednostka	$\bar{x}$	Me	Min	Max	R R_Q*	SD Q*	V Vme*
OSC X_GA_LI	[m]	0,035	-	0,023	0,056	0,0086	0,007	19
OSC X_GA_LNI	[m]	0,035	-	0,024	0,055	0,0085	0,007	19
OSC X_GK	[m]	0,041	-	0,025	0,068	0,0148	0,011	26
OSC Z_GA_LI	[m]	0,020	-	0,015	0,025	0,0030	0,002	12
OSC Z_GA_LNI	[m]	0,020	-	0,014	0,025	0,0028	0,002	12
OSC Z_GK	[m]	0,028	-	0,019	0,059	0,0055	0,008	28
Pelvis Obliquity_GA_LI	[°]	9	-	2	14	3,4	2,5	28
Pelvis Obliquity_GA_LNI	[°]	8	-	2	14	2,6	2,5	30
Pelvis Obliquity_GK	[°]	11	-	6	17	4,0	2,6	24
Pelvis Rotation_GA_LI	[°]	22	-	11	35	5,0	4,8	22
Pelvis Rotation_GA_LNI	[°]	22	-	11	36	4,7	5,0	23
Pelvis Rotation_GK	[°]	21	-	13	29	6,8	4,3	20
LE Rotation_GA_LI	[°]	21	-	12	38	8,7	6,0	28
LE Rotation_GA_LNI	[°]	22	21*	11	33	8,9*	5,9*	27*
LE Rotation_GK	[°]	23	-	13	33	17,2	6,6	28
Knee Flex_GA_LI	[°]	8	-	4	13	4,9	2,5	31
Knee Flex_GA_LNI	[°]	9	-	4	13	5,7	2,8	32
Knee Flex_GK	[°]	11	-	7	19	2,8	2,7	25

cd. Tabela 10.

<b>Knee Valgum_GA_LI</b>	[°]	4	-	2	7	2,1	1,3	29
<b>Knee Valgum_GA_LNI</b>	[°]	4	-	2	7	1,9	1,2	28
<b>Knee Valgum_GK</b>	[°]	4	-	3	6	0,9	0,9	23
<b>Ankle Dor/Pla_GA_LI</b>	[°]	17	-	8	29	3,2	4,0	24
<b>Ankle Dor/Pla_GA_LNI</b>	[°]	17	-	13	25	2,2	3,2	19
<b>Ankle Dor/Pla_GK</b>	[°]	25	-	11	39	9,8	6,5	26
<b>Pelvis Shift_GA_LI</b>	[m]	0,038	-	0,020	0,062	0,014	0,011	29
<b>Pelvis Shift_GA_LNI</b>	[m]	0,038	-	0,022	0,056	0,014	0,009	26
<b>Pelvis Shift_GK</b>	[m]	0,043	-	0,030	0,065	0,014	0,008	19

\* - oznaczono zmienną charakteryzującą się brakiem normalnego rozkładu wyników ( $p < 0,05$  w teście Shapiro-Wilka)

$\bar{x}$  – średnia arytmetyczna;  $Me$  – mediana;  $Min$  – minimum;  $Max$  – maksimum;  $R$  – rozstęp;  $R_Q^*$  - rozstęp ćwiartkowy;  $SD$  – odchylenie standardowe;  $Q^*$  - odchylenie ćwiartkowe;  $V$  – współczynnik zmienności;  $Vme$  – współczynnik zmienności pozycyjny.

W tabeli 11 zamieszczono wyniki testowania istotności różnic pomiędzy średnimi wartościami zmiennych w grupach z gonartrozą i kontrolnej.

Oceniając istotność różnic pomiędzy zmiennymi, u których stwierdzono normalne rozkłady wyników wykorzystano *analizę wariancji Anova*, natomiast dla zmiennej LE\_Rotation ze względu na brak normalnego rozkładu wyników wykorzystano test nieparametryczny *Kruskala – Wallisa*.

W wyniku przeprowadzonej analizy istotności różnic pomiędzy średnimi wartościami analizowanych zmiennych, niezależnie od rodzaju użytego testu, uzyskano potwierdzenie statystycznej istotności różnic pomiędzy średnimi wartościami analizowanych wielkości. W celu zidentyfikowania par zmiennych, wykazujących istotne kontrasty w teście parametrycznym wykorzystano *test post-hoc Tukey'a* dla różnych liczebności grup, a w teście nieparametrycznym analogicznej identyfikacji dokonano za pomocą testu *post-hoc Dunna*.

Wartości bocznych oscylacji ogólnego środka ciężkości ciała OSC\_X różniły się istotnie pomiędzy grupą kontrolną, a wartościami zmiennej obliczonej dla obu kończyn podporowych w grupie z gonartrozą na poziomie  $p < 0,05$ . Średnie wartości oscylacji w grupie osób z gonartrozą OSC\_X były istotnie niższe o ok. 0,006 m, co odpowiadało różnicy na poziomie 17%. Nie odnotowano natomiast istotnych statystycznie różnic dla tej zmiennej pomiędzy analizowanymi kończynami osób z gonartrozą. Średnie wartości zmiennej odnotowane względem kończyny zajętej i niezajętej były takie same (Tab. 11, Ryc. 7).

Tabela 11. Wyniki analizy wariancji Anova (test F) oraz testu post hoc Tukey'a dla analizowanych zmiennych, oraz jej odpowiednika dla testów nieparametrycznych Anova Kruskala – Wallisa z wykorzystaniem testu post hoc Dunna w grupie osób z chorobą zwyrodnieniową stawu kolanowego dla kończyny zajętej i niezajętej oraz w grupie kontrolnej

Zmienna/ Grupa	OSC_X [m]	OSC_Z [m]	Pelvis Obliquity [°]	Pelvis Rotation [°]	Pelvis Shift [m]	Knee Flex [°]	Knee Valgum [°]	Ankle Dor/Pla [°]	LE Rotation [°]
LI-LNI	0,9992	0,9998	0,2339	0,9947	0,9992	0,2873	0,8935	0,8777	0,8093
LI-GK	<b>0,0225*</b>	<b>0,0001****</b>	0,0886	0,0822	0,1193	<b>0,0012***</b>	0,9260	<b>0,0001****</b>	0,6619
LNI-GK	<b>0,0247*</b>	<b>0,0001****</b>	<b>0,0012***</b>	0,0869	0,1284	0,0661	0,9986	<b>0,0001****</b>	0,9563 <sup>N</sup>

ocena istotności różnic przeprowadzona testem post hoc Tukey'a

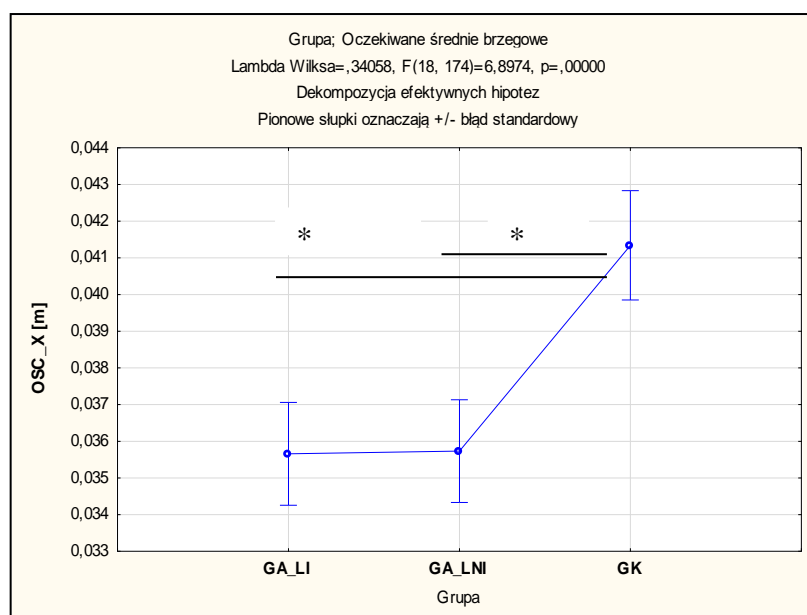
\*różnice istotne statystycznie, obliczone testem post hoc ( $p < 0,05$ )

\*\* 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 ( $p < 0,001$ )

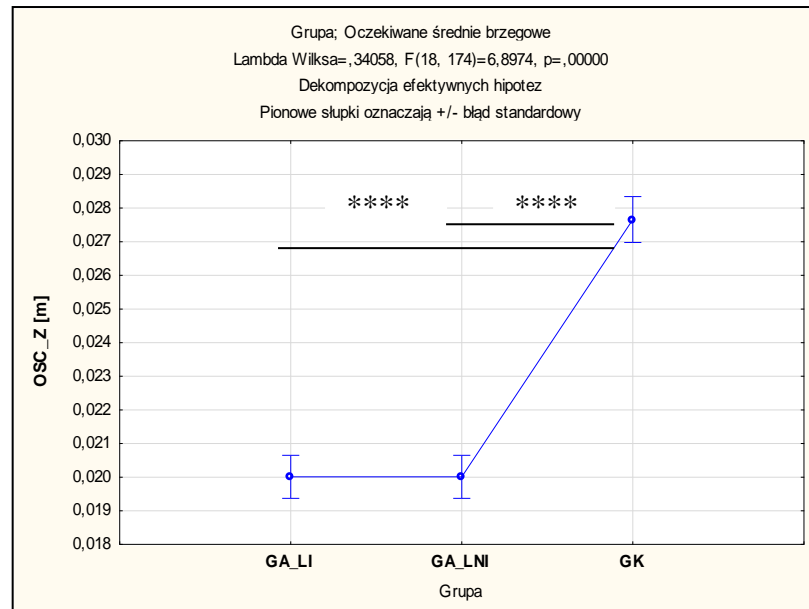
<sup>N</sup> ocena istotności różnic przeprowadzona testem post hoc Dunna



Rycina 7. Graficzna prezentacja wyników analizy ANOVA (test F) zmiennej OSC\_X w grupie osób z chorobą zwyrodnieniową stawu kolanowego dla kończyny zajętej i niezajętej oraz w grupie kontrolnej

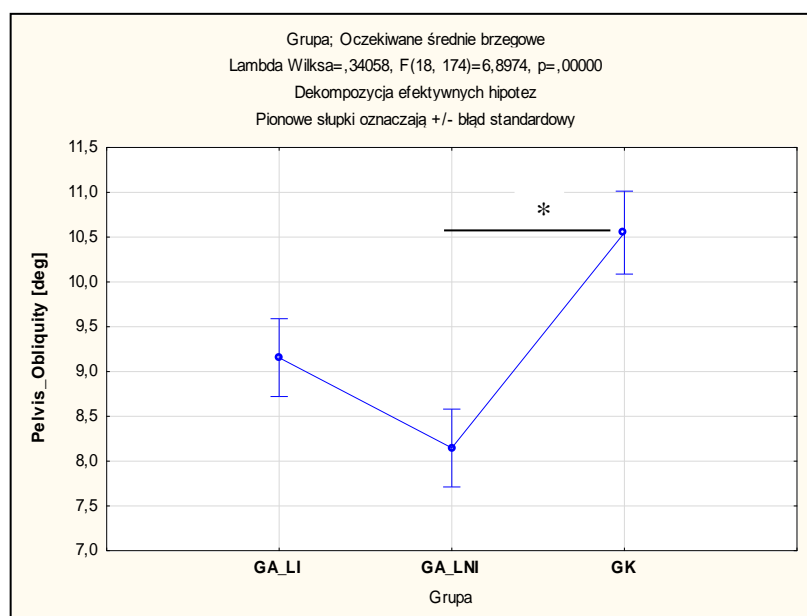
Wartości pionowych oscylacji ogólnego środka ciężkości ciała OSC\_Z, podobnie jak wartości oscylacji bocznych różniły się istotnie pomiędzy grupą kontrolną, a wartościami zmiennej obliczonej dla obu kończyn podporowych w grupie z gonartrozą na poziomie  $p < 0,001$ . Średnie wartości oscylacji w grupie osób z gonartrozą OSC\_Z były

istotnie niższe o ok. 0,008 m, co odpowiadało różnicy na poziomie 40%. Nie odnotowano natomiast istotnych statystycznie różnic dla tej zmiennej pomiędzy analizowanymi kończynami osób z gonartrozą. Średnie wartości zmiennej odnotowane względem kończyny zajętej i niezajętej były takie same (Tab. 11, Ryc. 8).



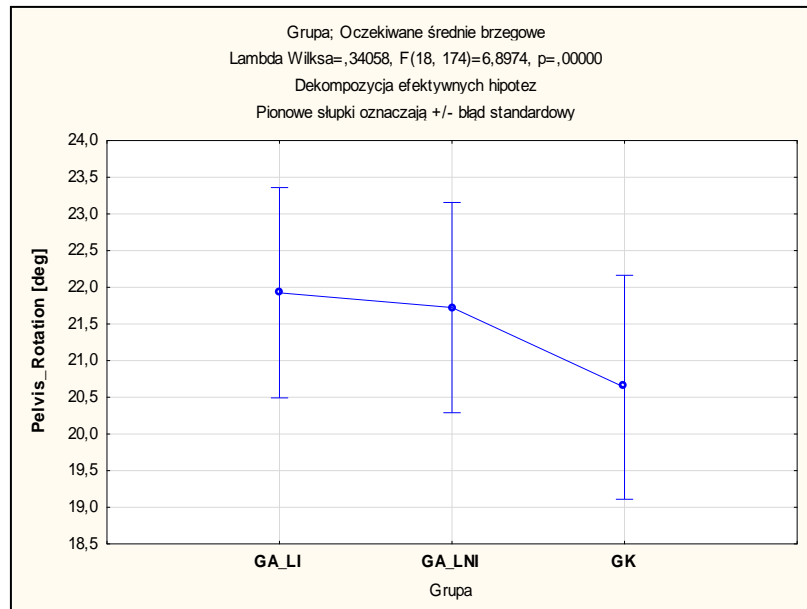
Rycina 8. Graficzna prezentacja wyników analizy ANOVA (test F) zmiennej OSC\_Z w grupie osób z chorobą zwyrodnieniową stawu kolanowego dla kończyny zajętej i niezajętej oraz w grupie kontrolnej

Wartości przemieszczania miednicy w płaszczyźnie czołowej *Pelvis Obliquity* różniły się istotnie pomiędzy grupą kontrolną, a wartościami tej zmiennej obliczonej dla kończyny niezajętej w grupie z gonartrozą na poziomie  $p < 0,005$ . Średnie wartości unoszenia i opadania miednicy *Pelvis Obliquity* w grupie osób z gonartrozą były istotnie niższe o ok.  $3^\circ$ , co odpowiadało różnicy na poziomie 38%. Nie odnotowano natomiast istotnych statystycznie różnic dla tej zmiennej pomiędzy analizowanymi kończynami osób z gonartrozą oraz pomiędzy GK i GA\_LNI. Średnie wartości zmiennej odnotowane względem kończyny zajętej i niezajętej były zbliżone do siebie (Tab. 11, Ryc. 9).



Rycina 9. Graficzna prezentacja wyników analizy ANOVA (test F) zmiennej *Pelvis\_Obliquity* w grupie osób z chorobą zwyrodnieniową stawu kolanowego dla kończyny zajętej i niezajętej oraz w grupie kontrolnej

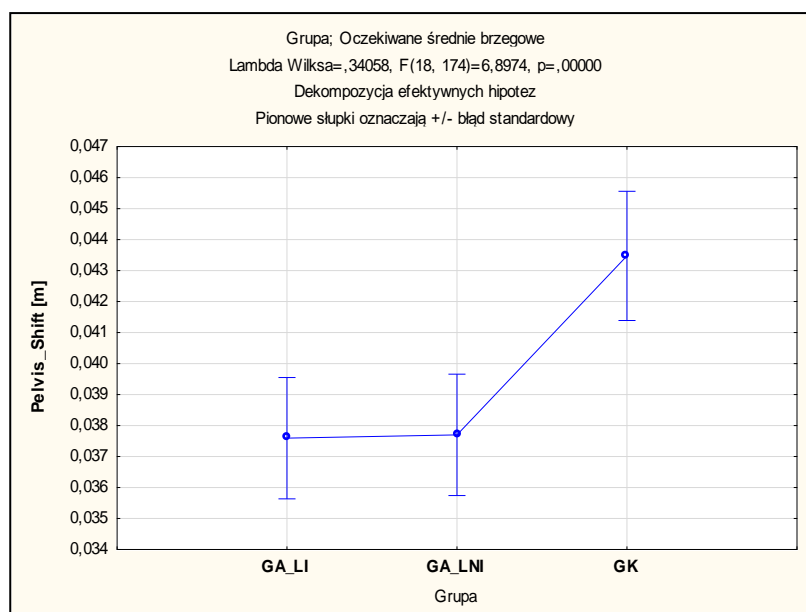
Wartości rotacji miednicy w płaszczyźnie poprzecznej *Pelvis Rotation* nie różniły się istotnie pomiędzy grupą kontrolną, a wartościami zmiennej obliczonej dla obu kończyn podporowych w grupie z gonartrozą na poziomie  $p < 0,05$ . Nie odnotowano również znamiennych różnic w obrębie obu kończyn LI i LNI w grupie GA. Różnice wartości średnich nie przekraczały 5%. (Tab. 11, Ryc. 10).



Rycina 10. Graficzna prezentacja wyników analizy ANOVA (test F) zmiennej *Pelvis\_Rotation* w grupie osób z chorobą zwyrodnieniową stawu kolanowego dla kończyny zajętej i niezajętej oraz w grupie kontrolnej

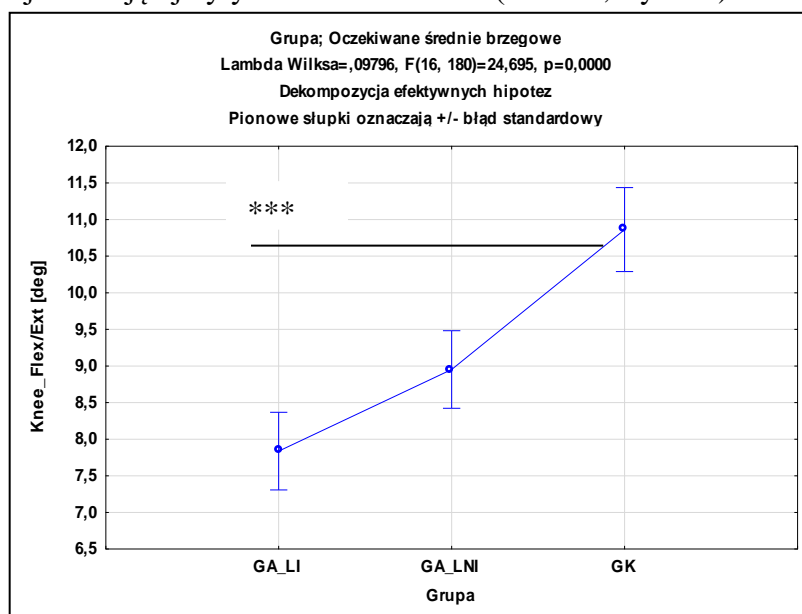


Wartości ruchów bocznych miednicy w płaszczyźnie czołowej *Pelvis Shift* nie różniły się istotnie pomiędzy grupą kontrolną, a wartościami zmiennej obliczonej dla kończyny podporowej zajętej i niezajętej w grupie gonartrozą na poziomie  $p < 0,05$ . Wartości średnie odnotowane w grupie GK były wyraźnie wyższe o ok. 13%, lecz różnice nie były znamienne na poziomie  $p < 0,05$ . Nie odnotowano również znamiennych różnic pomiędzy średnimi wartościami bocznych przemieszczeń miednicy dla obu kończyn podporowych u osób z gonartrozą. (Tab. 11, Ryc. 11).



Rycina 11. Graficzna prezentacja wyników analizy ANOVA (test F) zmiennej *Pelvis\_Shift* w grupie osób z chorobą zwyrodnieniową stawu kolanowego dla kończyny zajętej i niezajętej oraz w grupie kontrolnej

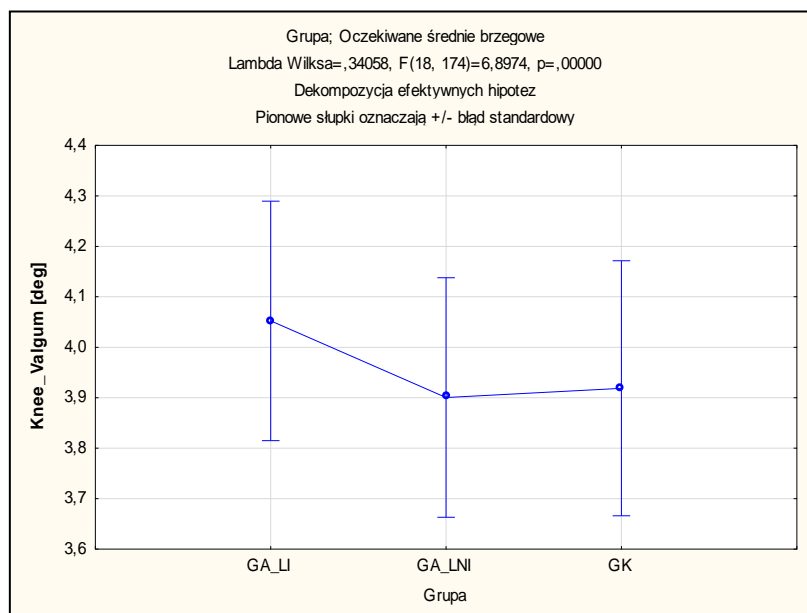
Wartości zgięcia/wyprostu stawu kolanowego *Knee Flex* różniły się istotnie pomiędzy grupą kontrolną, a wartościami zmiennej obliczonej dla kończyny podporowej zajętej w grupie z gonartrozą na poziomie  $p < 0,005$ . Nie stwierdzono natomiast istotnych statystycznie różnic pomiędzy grupą kontrolną, a wartościami zmiennej obliczonej dla kończyny podporowej niezajętej, choć uzyskana wartość komputerowego wskaźnika prawdopodobieństwa była bliska progu istotności statystycznej. Średnie wartości zgięcia/wyprostu stawu kolanowego (*Knee Flex*) w grupie osób z gonartrozą były istotnie niższe odpowiednio o ok. 2 – 3 °, co odpowiadało różnicy na poziomie 7% (kończyna zajęta – grupa kontrolna). Nie odnotowano natomiast istotnych statystycznie różnic dla tej zmiennej pomiędzy analizowanymi kończynami osób z gonartrozą oraz pomiędzy kończyną niezajętą i grupą kontrolną. Średnie wartości zmiennej odnotowane względem kończyny zajętej i niezajętej były zbliżone do siebie (Tab. 11, Ryc. 12).



Rycina 12. Graficzna prezentacja wyników analizy ANOVA (test F) zmiennej *Knee Flex* w grupie osób z chorobą zwyrodnieniową stawu kolanowego dla kończyny zajętej i niezajętej oraz w grupie kontrolnej

Wartości średniego zakresu koślawienia stawu kolanowego *Knee Valgum* nie różniły się istotnie pomiędzy grupą kontrolną, a wartościami zmiennej obliczonej dla obu kończyn podporowych w grupie z gonartrozą na poziomie  $p < 0,05$ .

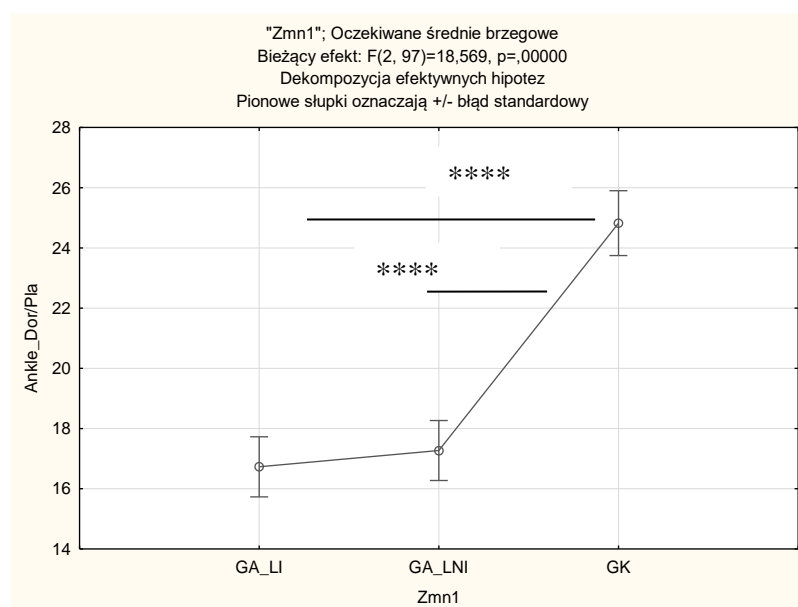
Średnie wartości koślawienia stawu kolanowego *Knee Valgum* w grupie osób z gonartrozą i grupie kontrolnej były takie same. (Tab. 11, Ryc. 13).



Rycina 13. Graficzna prezentacja wyników analizy ANOVA (test F) zmiennej *Knee\_Valgum* w grupie osób z chorobą zwyrodnieniową stawu kolanowego dla kończyny zajętej i niezajętej oraz w grupie kontrolnej

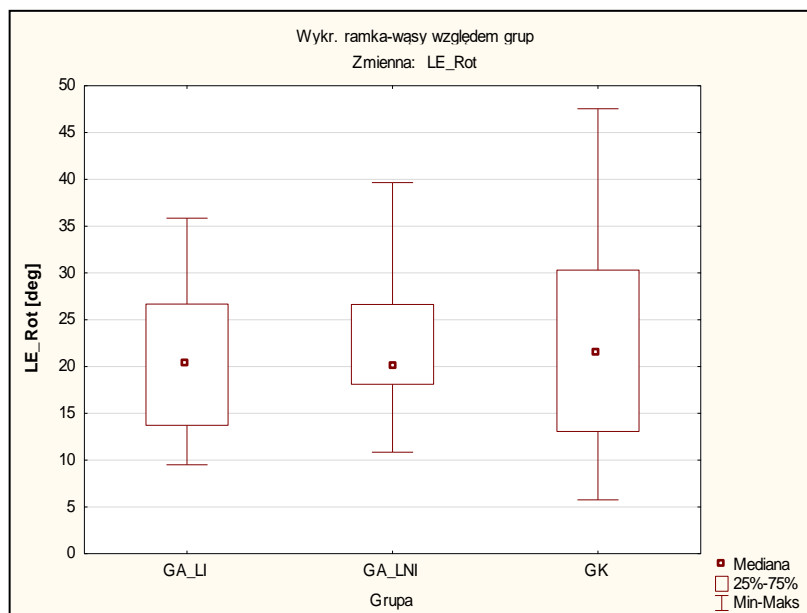
Wartości zgięcia grzbietowego i podszwowego stawu skokowo – goleniowego *Ankle Dor/Pla* różniły się istotnie pomiędzy grupą kontrolną, a wartościami zmiennej obliczonej dla obu kończyn podporowych w grupie z gonartrozą na poziomie  $p < 0,001$ . Średnie wartości zmiennej *Ankle Dor/Pla* w stawie skokowo – goleniowym w grupie osób z gonartrozą były istotnie niższe o ok. 8 °, co odpowiadało różnicy na poziomie 32%.

Nie odnotowano natomiast istotnych statystycznie różnic dla tej zmiennej pomiędzy analizowanymi kończynami osób z gonartrozą. Średnie wartości zmiennej odnotowane względem kończyny zajętej i niezajętej były zbliżone (Tab. 11, Ryc. 14).



Rycina 14. Graficzna prezentacja wyników analizy ANOVA (test F) zmiennej *Ankle\_Dor/Pla* w grupie osób z chorobą zwyrodnieniową stawu kolanowego dla kończyny zajętej i niezajętej oraz w grupie kontrolnej

Wartości sumarycznej rotacji kończyny dolnej *LE Rotation* nie różniły się istotnie pomiędzy grupą kontrolną, a wartościami zmiennej obliczonej dla kończyny podporowej zajętej i niezajętej w grupie z gonartrozą na poziomie  $p < 0,05$ , a także pomiędzy kończynami w grupie GA (Tab. 11, Ryc. 15).



Rycina 15. Graficzna prezentacja wyników testu Kruskala – Willisa zmiennej *LE\_Rotation* w grupie osób z chorobą zwyrodnieniową stawu kolanowego dla kończyny zajętej i niezajętej oraz w grupie kontrolnej

## 4.2. Wpływ determinant chodu na przemieszczenia OSC

### 4.2.1. Wyznacznik ruchu miednicy w płaszczyźnie poprzecznej

Ruchy miednicy w płaszczyźnie poprzecznej rozpatrywane były w odniesieniu do analizowanej kończyny, która rozpoczyna kontakt z podłożem na początku analizowanego cyklu chodu. Ruch w kierunku na zewnątrz kończyny podporowej od położenia neutralnego jest nazywany rotacją zewnętrzną (dla prawej kończyny będzie to ruch miednicy w prawo, a dla lewej ruch w lewo), natomiast ruch do wewnątrz, rotacją wewnętrzną (dla prawej kończyny będzie to ruch miednicy w lewo, a dla lewej ruch w prawo).

Na ryc. 16 i 17 zamieszczono uśrednione zmiany kąta rotacji miednicy w płaszczyźnie poprzecznej, na tle zmian pionowego położenia OSC, w grupie osób z gonartrozą i w grupie kontrolnej w znormalizowanym cyklu chodu.

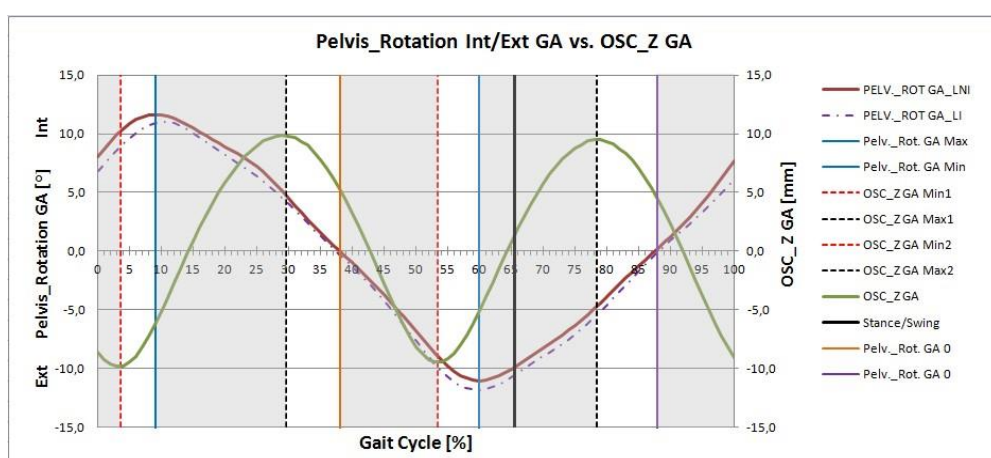
Kierunki i zakresy zmian analizowanych wielkości na obu wykresach są zbliżone do siebie, a różnice są niewielkie. Zmienne różnią się nieznacznie kształtem krzywych rotacji oraz zakresem i wystąpieniem ekstremów krzywych w znormalizowanym cyklu chodu. Wykres kąta rotacji miednicy ilustruje niewielką różnicę przesunięcia zakresu ruchu pomiędzy stroną kończyny zajętej i kończyny niezajętej. Wartość szczytowa rotacji zewnętrznej względem kończyny podporowej niezajętej jest o blisko  $2^\circ$  większa, niż rotacja miednicy osiągnięta względem kończyny podporowej zajętej. Graniczna wartość rotacji wewnętrznej miednicy względem kończyny podporowej zajętej jest większa o  $2^\circ$  w stosunku do rotacji miednicy w odniesieniu do kończyny podporowej niezajętej. Sumarycznie oba zakresy zmian kąta dla kończyn LI i LNI są jednakowe, lecz nieznacznie przesunięte względem siebie na osi wartości.

Zauważa się również nieznaczne opóźnienie wystąpienia szczytu rotacji zewnętrznej podczas fazy Loading Response o około 1% cyklu chodu po stronie kończyny podporowej niezajętej, w porównaniu do zajętej oraz niewielkie kilkuprocentowe różnice wystąpienia ekstremów w grupie GA w stosunku do GK.

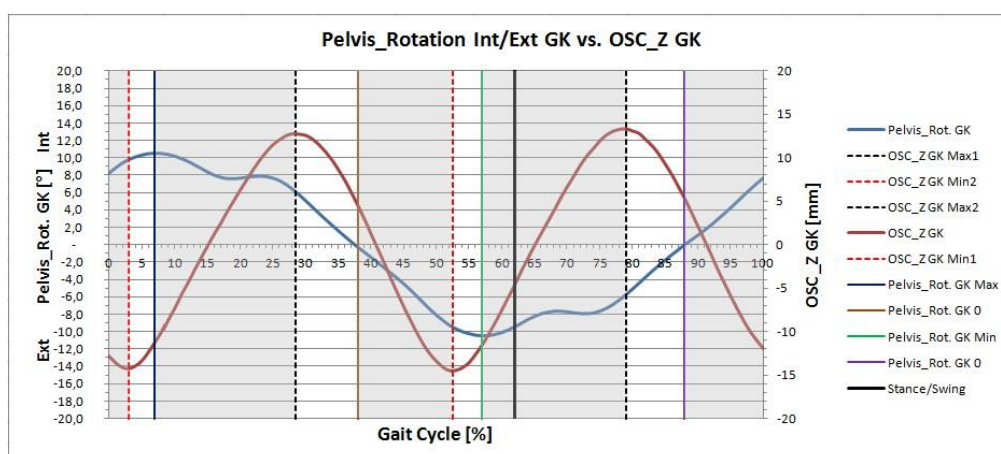
W grupie kontrolnej w krótkich przedziałach pomiędzy 19%, a 25% (faza MST) cyklu oraz 69% i 75% (ISW) obserwujemy wyraźne krótkotrwałe wypłaszczenie na wykresie zmian kąta rotacji miednicy.

W momencie postawienia pięty na podłożu miednica znajduje się w rotacji wewnętrznej ok.  $8^\circ$  (GK) oraz  $7^\circ$  (GA LI),  $8^\circ$  (GA LNI). W kilku pierwszych procentach

cyklu (0 – 10% GK) oraz (0 – 9% GA) obserwujemy nieznaczne dalsze zwiększenie jej rotacji wewnętrznej (efektywne wydłużanie kompleksu łańcucha biokinetycznego kończyna-miednica zapoczątkowane w fazie wymachu) do ok. 11 ° (GK i GA), po czym następuje jej ruch zmniejszający rotację wewnętrzną w kierunku położenia neutralnego (efektywne skracanie kompleksu łańcucha biokinetycznego kończyna – miednica). Pozycję neutralną względem analizowanej kończyny miednica osiąga w fazie jednopodporowej ok. 38% cyklu (GK i GA). Od tego momentu rozpoczyna się rotacyjny ruch miednicy na zewnątrz od pozycji neutralnej (efektywne wydłużanie kompleksu łańcucha kończyna – miednica), który trwa do momentu oderwania stopy analizowanej kończyny od podłoża (po przekroczeniu 60% cyklu).



Rycina 16. Zmiany kąta rotacji miednicy w płaszczyźnie poprzecznej oraz pionowe zmiany położenia OSC w znormalizowanym cyklu chodu, w grupie chorych z gonartrozą



Rycina 17. Zmiany kąta rotacji miednicy w płaszczyźnie poprzecznej oraz pionowe zmiany położenia OSC w znormalizowanym cyklu chodu, w grupie kontrolnej

W fazie wymachu obserwowany jest jej ruch w przeciwną stronę, zmniejszający rotację zewnętrzną od maksymalnego położenia (efektywne skracanie kompleksu kończyna – miednica). Kolejną pozycję neutralną miednica osiąga ok. 89% cyklu chodu. Od tego momentu w końcowej fazie wymachu zwiększeniu ulega rotacja wewnętrzna, która trwa nieprzerwanie do zakończenia cyklu chodu i jest kontynuowana w kolejnym cyklu, w fazie obciążania kończyny (efektywne wydłużanie kompleksu łańcucha kończyna – miednica). Zakresy ruchu rotacyjnego miednicy są zbliżone we wszystkich analizowanych grupach zmiennych i wynoszą ok.  $\pm 11^\circ$ .

Uśredniony schemat ruchu ogólnego środka ciężkości ciała OSC w grupie GA i GK posiada dwa minimalne oraz dwa maksymalne położenia w znormalizowanym cyklu chodu. Ze względu na bardzo małe wartości bezwzględne, zmiany położenia OSC na wykresach celowo podano w mm. W obu grupach badanych osób zarówno minima, jak i maksima występują w podobnych punktach czasowych względnego cyklu chodu. Wartości ekstremalne wyraźnie różnią się między sobą. Całkowity zakres oscylacji OSC w grupie kontrolnej był o ok. 8 mm większy, niż w grupie GA.

W momencie postawienia pięty na podłożu obserwujemy końcową fazę opadania OSC (zapoczątkowaną w fazie wymachu), trwającą przez pierwsze 4% cyklu. W tym czasie OSC osiąga po raz pierwszy swoje najniższe położenie w cyklu (średnio w grupie GA ok. – 10 mm od położenia neutralnego, natomiast w grupie GK ok. –14 mm).

Następnie widoczne jest na wykresie unoszenie OSC trwające do ok. 30% cyklu. W fazie jednopodporowej OSC osiąga po raz pierwszy swoje najwyższe położenie w cyklu (średnio w grupie GA ok. 10 mm od położenia neutralnego, natomiast w grupie GK ok. 14 mm). W późnej fazie jednopodporowej oraz początkowej części drugiej fazy dwupodporowej (w przedziale pomiędzy 30%, a 54% cyklu) obserwujemy ruch obniżania położenia OSC w cyklu. Na koniec tej fazy OSC po raz drugi osiąga swoje minimalne położenie w obu badanych grupach osób. Następnie pomiędzy 54%, a 79% cyklu środek ciężkości ponownie unosi się w górę, by osiągnąć swoje drugie lokalne maksimum w środkowej fazie wymachu (odpowiada to fazie MST kończyny kontralateralnej). W końcowej fazie wymachu OSC ponownie obniża swoje położenie. Zjawisko to trwa aż do 4% kolejnego znormalizowanego cyklu chodu.

Na ryc. 16 i 17 szarym kolorem zaznaczono przedziały znormalizowanego cyklu chodu, gdzie ruchy miednicy w płaszczyźnie poprzecznej powodują ograniczenie pionowych przemieszczeń OSC w grupie osób GA i GK. Zaznaczone szarym kolorem przedziały obejmują zakresy ograniczania ruchu OSC zarówno w górę, jak i w dół,



zgodnie założeniami wynikającymi z mechanizmu działania tego wyznacznika. Ograniczanie zakresu przemieszczania OSC będzie miało miejsce w sytuacji, gdy obniżaniu środka ciężkości będzie towarzyszyć efektywne wydłużanie kompleksu kończyzna dolna – miednica, lub wraz z unoszeniem OSC będzie występować skracanie wspomnianego kompleksu.

Należy w tym miejscu podkreślić, że korzystne oddziaływanie wyznacznika na ograniczanie pionowych oscylacji OSC zajmuje aż 74% cyklu w grupie GK i 69% w GA.

W pierwszym szarym przedziale 0 – 3% (GK) i 0 – 4% (GA) cyklu obserwujemy zwiększenie rotacji wewnętrznej miednicy przy równoczesnym opadaniu OSC. Ruch rotacji wewnętrznej w obu badanych grupach zapoczątkowany został w fazie wymachu. Staw biodrowy kończyny przeciwnej znajduje się w tym czasie w położeniu nadwyprostu. Zwiększanie rotacji wewnętrznej miednicy efektywnie wydłuża kompleks kończyzna zakrocza – miednica, ograniczając równocześnie zakres ruchu nadwyprostu po stronie kontralateralnej w omawianych, krótkich przedziałach początkowej fazy obciążania analizowanej kończyny, co zgodnie z mechanizmem tego wyznacznika powinno skutkować ograniczeniem zakresu opadania OSC.

Następnie pomiędzy 3%, a 9% (GK) oraz 4%, a 11% (GA) cyklu zapoczątkowanemu ruchowi unoszenia OSC towarzyszy dalsze zwiększanie rotacji wewnętrznej miednicy do maksymalnego położenia wewnętrznego, z równoczesnym efektywnym wydłużaniem kompleksu kończyzna – miednica po stronie kontralateralnej. Opisany mechanizm sprzyja zwiększaniu zakresu unoszeniu OSC w górę.

W kolejnym przedziale zawartym pomiędzy 9% i 30% (GK) oraz 11% i 30% cyklu unoszeniu OSC towarzyszy ograniczanie rotacji wewnętrznej miednicy poprzez jej szybki ruch w kierunku położenia neutralnego. W tym przedziale względnego czasu cyklu w stawie biodrowym kończyny przeciwnej obserwujemy ruch w kierunku neutralnego położenia, a następnie od ok. 65% cyklu ruch zgięcia biodra. Ponieważ unoszeniu OSC towarzyszy efektywne skracanie kompleksu kończyzna – miednica, dlatego mechanizm ten powinien korzystnie wpływać na ograniczenie ruchu środka ciężkości ciała w górę.

W kolejnym przedziale zawartym pomiędzy 30%, a 38% cyklu (GA i GK) obniżaniu położenia OSC towarzyszy efektywne skracanie kompleksu kończyzna-miednica, dlatego mechanizm ten będzie sprzyjał zwiększeniu zakresu opadania OSC w dół.

Od 38% do 54% (GA) oraz od 38% do 53% (GK) cyklu widoczne są sprzężone ruchy opadania OSC ze zwiększaniem rotacji miednicy w kierunku zewnętrznym

względem rozpatrywanej kończyny, powodujące efektywne wydłużenie kompleksu kończyna – miednica. Mechanizm ten korzystnie ogranicza zakres opadania OSC.

W kolejnym przedziale od 53% do 57% (GK) oraz od 54% do 60% (GA) cyklu (w fazie PSW) zwiększaniu rotacji zewnętrznej miednicy towarzyszy unoszenie OSC, co w kontekście zwiększania długości kompleksu kończyna – miednica będzie sprzyjało zwiększaniu zakresu oscylacji OSC.

Od 57% do 79% (GK) oraz od 60% do 79% (GA) cyklu obserwujemy dalsze unoszenie OSC sprzężone z rotacyjnym ruchem miednicy w kierunku pozycji neutralnej powodującym efektywne skracanie kompleksu kończyna – miednica. Mechanizm ten będzie sprzyjał ograniczaniu zakresu unoszenia OSC.

Pomiędzy 79% a 88% (GA i GK) cyklu obniżaniu OSC towarzyszy skracanie kompleksu kończyna – miednica, co skutkuje zwiększaniem zakresu ruchu OSC w dół.

Ostatni zakres cyklu, oznaczony szarą wstęgą na omawianym wykresie w fazie wymachu dotyczy zwiększania rotacji wewnętrznej miednicy, która trwa od 88% aż do 10% (GA) oraz 7% (GK) kolejnego cyklu. (Ryc. 16, Ryc. 17)

#### **4.2.2. Wyznacznik ruchu miednicy w płaszczyźnie czołowej**

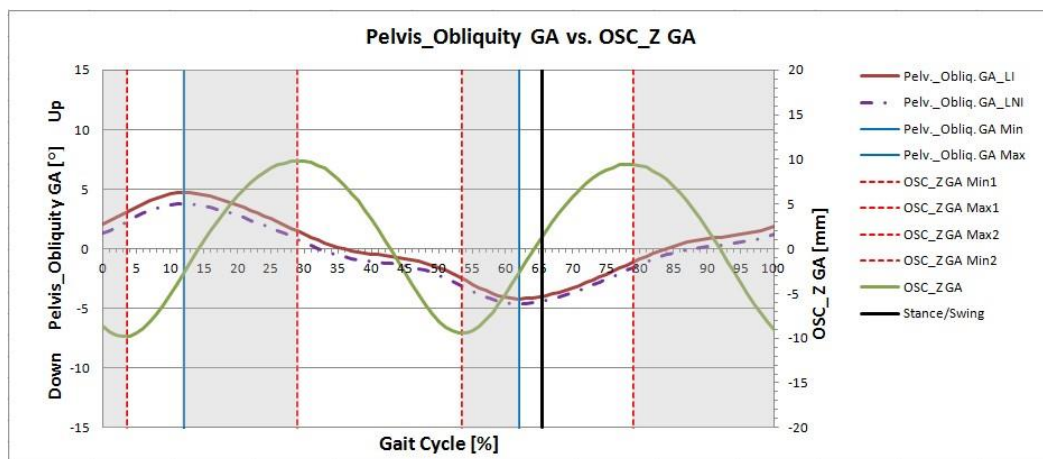
Unoszenie i opadanie miednicy w płaszczyźnie czołowej wykazuje podobieństwo kształtów krzywych w grupie GA i GK. Wykresy różnią się natomiast zakresami zmian kąta w cyklu chodu, oraz są nieznacznie przesunięte w czasie względem siebie.

Zakres zmian kąta w grupie GA wynosi odpowiednio  $9^\circ$  (LI) oraz  $8^\circ$  (LNI), natomiast GK osiąga wartość  $11^\circ$ . Analiza przemieszczeń miednicy w płaszczyźnie czołowej wykazuje niewielką dysproporcję.

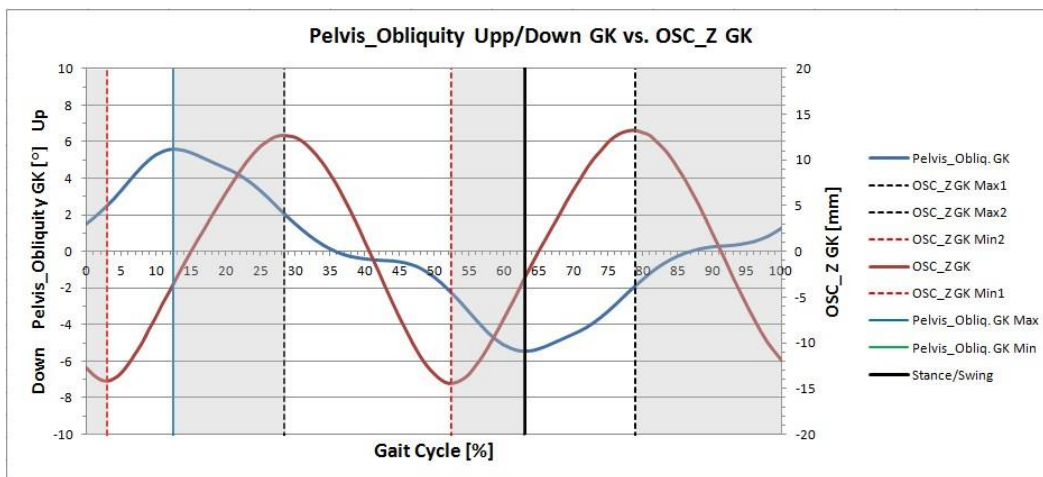
Na początku cyklu chodu obserwujemy ruch unoszenia miednicy w górę, który trwa od początkowego kontaktu pięty z podłożem, do ok. 13% cyklu. Po nim następuje ruch opadania miednicy do jej najniższego położenia w cyklu w 64% cyklu (GA) oraz 65% cyklu GK. W trakcie opadania miednicy osiąga ona pozycję neutralną w 33% GA LNI, 36% GA LI oraz 37% w grupie GK.

Od swojego najniższego położenia miednica ponownie rozpoczyna wędrówkę w górę osiągając kolejną pozycję neutralną w 85% GA LNI, 84% GA LI oraz 86% w grupie GK. Po osiągnięciu położenia neutralnego miednica kontynuuje swoje unoszenie do zakończenia cyklu chodu i przenosi je na kilkanaście procent kolejnego cyklu chodu.

Na rycinach 18 i 19 zamieszczono krzywe przedstawiające zmiany kąta miednicy w płaszczyźnie czołowej podczas jej unoszenia i opadania, na tle pionowych oscylacji ogólnego środka ciężkości. W teorii wyznaczników chodu przyjmuje się, że w fazie podporowej, gdzie kończyna podporowa zachowuje się jak odwrócone wahadło, ruch miednicy w górę wydłuża kończynę, natomiast ruch w dół, powoduje jej skrócenie.



Rycina 18. Zmiany kątowe miednicy w płaszczyźnie czołowej oraz pionowe zmiany położenia OSC w znormalizowanym cyklu chodu, w grupie chorych z gonartrozą



Rycina 19. Zmiany kątowe miednicy w płaszczyźnie czołowej oraz pionowe zmiany położenia OSC w znormalizowanym cyklu chodu, w grupie kontrolnej

Ograniczenie ruchu środka ciężkości ciała w górę powinno być efektem obniżania się miednicy i efektywnego skrócenia kończyny podporowej. Redukcja ruchu OSC w dół powinna z kolei następować w konsekwencji unoszenia się miednicy w górę, a co za tym

idzie, efektywnego wydłużenia kończyny podporowej. W fazie wymachu, gdzie kończyna zachowuje się jak wahadło, unoszenie miednicy ogranicza przemieszczenia OSC w dół, natomiast opadanie miednicy ogranicza ruch OSC w górę.

Szare wstęgi na wykresach wyznaczają przedziały cyklu chodu, w których zaobserwowano efektywne ograniczanie zakresu ruchu w dół i w górę OSC, a tym samym ograniczenia zakresu jego oscylacji. Pozostałe obszary cyklu chodu obrazują negatywny wpływ wyznacznika, wskazujący na występowanie mechanizmu zwiększania zakresu oscylacji OSC. Zaznaczone obszary wskazują, że pozytywne i negatywne oddziaływanie wyznacznika ruchów miednicy w płaszczyźnie czołowej zajmuje po połowie względnego czasu cyklu chodu.

Wykresy w obu badanych grupach osób wskazują, że w obu grupach w przedziale 0 – 3% cyklu chodu miednica unosi się w płaszczyźnie czołowej, co powoduje efektywne wydłużenie kończyny podporowej, natomiast środek ciężkości ciała w tym samym czasie obniża się. Ruch miednicy w górę powoduje ograniczanie zakresu obniżania się OSC w tym przedziale czasowym.

Pomiędzy 3% a 12% cyklu miednica unosi się, osiągając maksymalny zakres równy 5 ° (GA) i 5,5 ° (GK), co jest zsynchronizowane z unoszeniem ogólnego środka ciężkości. Funkcjonalne wydłużenie kończyny podporowej, zwiększa zakres oscylacji OSC podczas ruchu w górę we wskazanym przedziale względnego cyklu chodu.

W kolejnym fragmencie cyklu chodu 12 – 29% (GA i GK) miednica obniża się w płaszczyźnie czołowej, skracając funkcjonalnie kończynę, natomiast OSC unosi się w tym czasie, aż do osiągnięcia maksymalnego zakresu uniesienia. W rezultacie mechanizm wyznacznika powoduje ograniczenie zakresu oscylacji OSC ku górze.

W przedziale 29 – 53% (GA) 29 – 52% (GK) miednica dalej ulega obniżaniu tak, że około 35% cyklu chodu osiąga pozycję neutralną, przy jednoczesnym obniżaniu się środka ciężkości do pozycji minimalnej. W tym obszarze ruch miednicy w płaszczyźnie czołowej sprzyja zwiększaniu zakresu przemieszczeń OSC w dół.

Od 53% (GA) i od 52% (GK) cyklu miednica kontynuuje ruch w dół, osiągając najniższe położenie 4 ° w 62% w przypadku osób z gonartrozą oraz 5,5 ° w 63% cyklu w grupie kontrolnej. W obu grupach w tym czasie OSC się unosi. W efekcie skrócenie kończyny podporowej powoduje ograniczenie zakresu ruchu środka ciężkości ku górze.

W następnym przedziale 63 – 79% (GA) 63 – 79% (GK) cyklu obserwujemy zsynchronizowane unoszenie miednicy wraz ze środkiem ciężkości ciała, czego efektem jest zwiększenie zakresu ruchu OSC do góry.

Od 79% do końca cyklu chodu w obu badanych grupach środek ciężkości obniża się, a miednica kontynuuje unoszenie. W 85% cyklu miednica osiąga pozycję neutralną w płaszczyźnie czołowej i kontynuuje unoszenie. Ruch miednicy we wskazanym przedziale poprzez efektywne zwiększenie długości analizowanej kończyny ogranicza zakres ruchu OSC w dół. (Ryc. 18, Ryc. 19)

#### **4.2.3. Wyznacznik bocznych przemieszczeń miednicy pod wpływem koślawienia stawu kolanowego**

Ryciny 20 i 21 prezentują zmiany kąta koślawienia stawu kolanowego w cyklu chodu w grupie z chorobą zwyrodnieniową stawu kolanowego oraz grupie kontrolnej, na tle bocznych przemieszczeń ogólnego środka ciężkości ciała. Krzywe zmian położenia OSC\_X oraz koślawienia stawu kolanowego przemieszczają się pomiędzy skrajnymi lokalnymi bocznymi położeniami w cyklu chodu. W odróżnieniu od pionowych przemieszczeń, boczne zmiany położenia OSC zmieniają się pomiędzy ekstremalnymi położeniami tylko raz w ciągu cyklu. Zakresy bocznych ruchów OSC osiągnęły wyższą wartość w grupie kontrolnej (ok. 41 mm), w stosunku do wyników w grupie GA (ok. 35 mm).

Według autorów koncepcji wyznaczników ruchy boczne OSC są ograniczane przez fizjologiczną koślawość stawu kolanowego, która poprzez ten fakt ma wpływ również na zakres bocznych przemieszczeń miednicy. Dlatego ten wyznacznik chodu często jest kojarzony z poruszaniem się miednicy na boki, lecz należy zaznaczyć, że pierwotną przyczyną wpływu na ograniczenie bocznych przemieszczeń OSC jest naturalna koślawość stawu kolanowego powodująca zwężenie płaszczyzny podparcia, a ograniczanie ruchu miednicy jest jej następstwem.

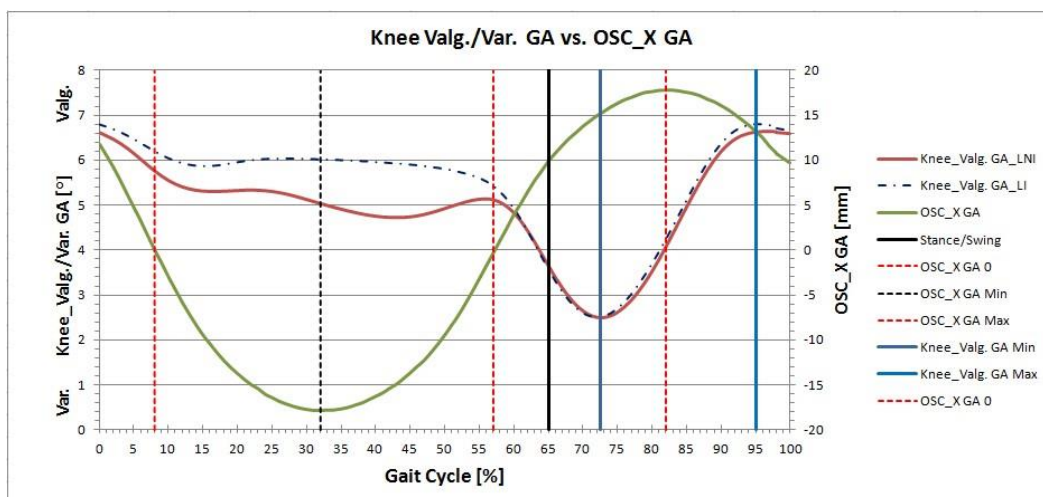
Autorzy teorii determinant chodu zauważyli, iż niewielka fizjologiczna koślawość kolan pozwala na przemieszczanie stóp bliżej siebie, niż w przypadku ustawienia neutralnego i szpotawego stawów kolanowych, co wpływa redukująco na ruchy boczne miednicy, a tym samym na zakres bocznych przemieszczeń OSC i szerokość płaszczyzny podparcia. Natomiast większy dystans między stopami powoduje zmniejszenie kąta koślawości stawów oraz mniejszy kąt przywiedzenia kończyn dolnych, czego efektem są obszerniejsze boczne ruchy miednicy i zwiększony zakres oscylacji poziomych OSC.

W obu badanych grupach całkowity zakres zmian kąta stawu kolanowego w płaszczyźnie czołowej znajdował się w zakresie koślawienia w całym cyklu chodu. Analizując wykresy koślawienia stawu kolanowego należy stwierdzić, że w grupie GA odnotowano średnio wyższy kąt koślawienia stawów kolanowych, niż w grupie GK w momencie postawienia pięty na podłożu. Również średni zakres zmian kąta koślawienia stawu kolanowego w grupie GA był zbliżony w stosunku do zakresu odnotowanego w grupie GK, a różnice dotyczyły dziesiętnych części stopnia. W obu grupach krzywe zmian koślawienia stawu kolanowego posiadały jednak podobny charakter.

W momencie postawienia pięty na podłożu w obu grupach badanych osób odnotowano największą wartość koślawości stawu w fazie podporowej. W grupie GA dla obu analizowanych kończyn osiągała ona wartości ok. 6,5 °. W tym czasie w grupie GK odnotowano wartość na poziomie ok. 4 °. Następnie w fazie przejmowania ciężaru ciała (*Loading Response*) widoczne jest nieznaczne zmniejszenie kąta koślawości w obu grupach, natomiast w fazie jednopodporowej kąt ten ulega stabilizacji.

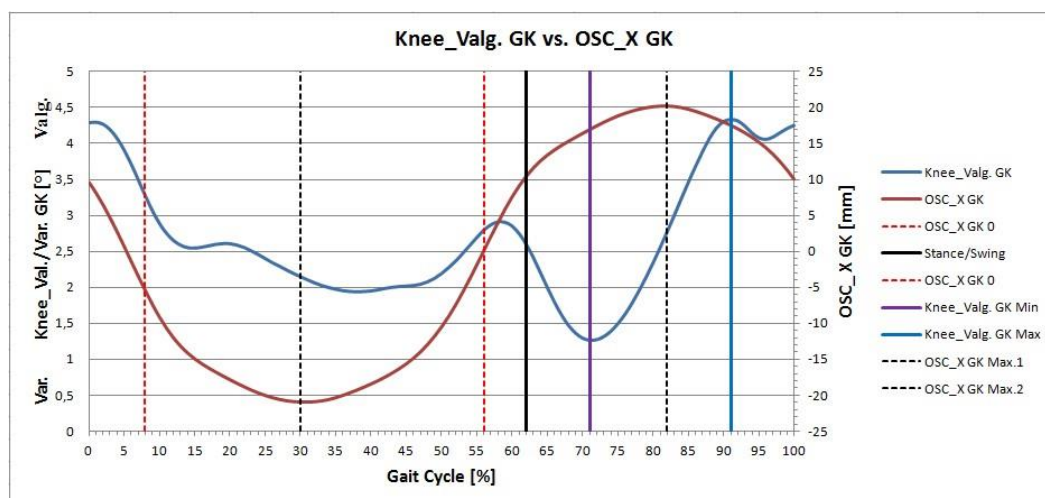
W fazie podporowej, w przedziale od 10 – 55% cyklu staw kolanowy LI był mocniej skoślawiony o ok. 1 ° w stosunku do LNI. Przed samym oderwaniem stopy od podłoża obserwujemy w grupie GK oraz dla kończyny LNI w grupie GA nieznaczny wzrost jego wartości, by następnie w obu grupach w początkowej fazie wymachu (odciążenie kończyny wymachowej) odnotować jego wyraźne zbliżenie się w kierunku neutralnego ustawienia stawu. W środkowej i końcowej fazie wymachu ponownie wyraźnie zwiększa się kąt koślawości stawu kolanowego, osiągając w grupie GA wartość ok. 7 °, natomiast w GK ok. 4,5 °.

Należy zaznaczyć, że koślawe ustawienie stawu utrzymuje się przez cały cykl chodu, jednak największe wartości kąta w fazie podporowej są obserwowane na początku cyklu podczas przejmowania ciężaru ciała i pod koniec fazy wymachu. Dlatego teoretycznie koślawe ustawienie stawów kolanowych może oddziaływać na zwężenie szerokości podstawy podparcia w całym cyklu chodu, zgodnie z założeniami autorów teorii wyznaczników. (Ryc. 20, Ryc. 21).



Rycina 20. Koślawe ustawienie stawu kolanowego oraz boczne zmiany położenia OSC\_X w znormalizowanym cyklu chodu, w grupie chorych z gonartrozą.

Wpływ koślawego ustawienia stawów kolanowych na ograniczenie bocznych przemieszczeń miednicy będzie nieznacznie mała od postawienia pięty do oderwania palców, ze względu na zmniejszanie się kąta koślawienia.



Rycina 21. Koślawe ustawienie stawu kolanowego oraz boczne zmiany położenia OSC\_X w znormalizowanym cyklu chodu, w grupie kontrolnej

Wpływ koślawienia stawu kolanowego na boczne przemieszczania miednicy, a w konsekwencji ograniczenie bocznych zmian położenia OSC może mieć jednak miejsce, kiedy OSC\_X będzie posiadał przeciwny kierunek zmian w stosunku do przemieszczającej się miednicy.

Na rycinach 22 i 23 zamieszczono krzywe bocznych przemieszczeń miednicy w cyklu chodu w grupie z chorobą zwyrodnieniową stawu kolanowego oraz w grupie

kontrolnej, na tle bocznych przemieszczeń ogólnego środka ciężkości ciała OSC\_X. Boczne ruchy miednicy (*Pelvis Shift*) są nieznacznie przesunięte w fazie (opóźnione) w stosunku do bocznych oscylacji OSC.

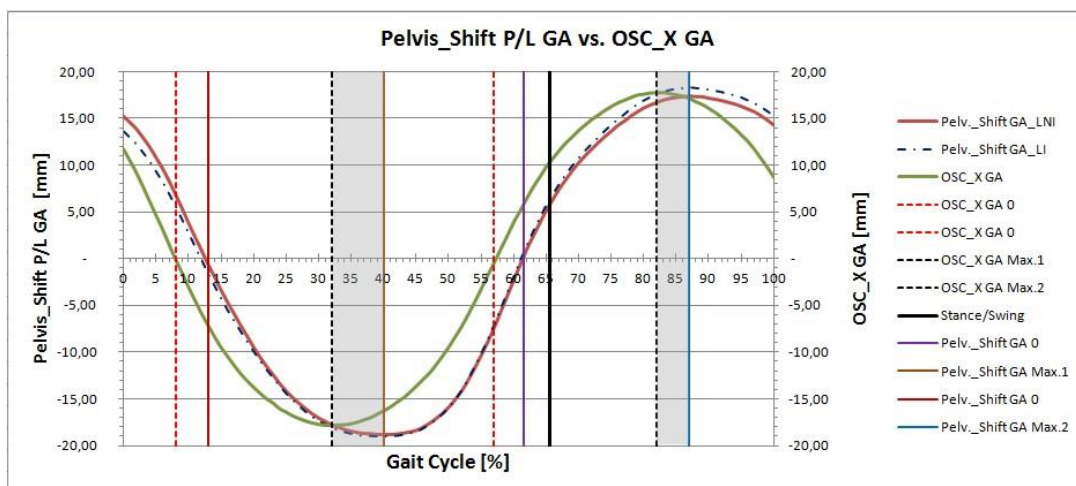
Zakresy bocznych przemieszczeń miednicy różnią się w obu badanych grupach osób, natomiast pomiędzy kończyną zajęta i niezajętą w grupie GA są zbliżone do siebie. Średnie wartości maksymalnych bocznych przemieszczeń miednicy po stronie kończyny zajętej i niezajętej były jednakowe. Z kolei w grupie kontrolnej odnotowano wyraźnie większy zakres bocznych ruchów miednicy w stosunku do obu kończyn osób z gonartrozą, zawierający się w granicach ok. 5 mm.

Ograniczanie bocznych przemieszczeń ogólnego środka ciężkości może zachodzić pod warunkiem, że miednica przemieszcza się przeciwnie do kierunku bocznych oscylacji OSC. Sprzyjać temu będzie przesunięcie w fazie obu krzywych w znormalizowanym cyklu chodu.

W fazie podporowej kończyny zidentyfikowano dwa takie krótkotrwałe obszary. Pierwszy z nich zawiera się w przedziale 32 – 40% (GA) 33 – 46% (GK), kiedy OSC osiąga lokalne maksimum podczas ruchu w bok i zmienia kierunek ruchu, poruszając się do położenia neutralnego, natomiast miednica kontynuuje w tym czasie ruch do boku. W tym obszarze ruch miednicy wpływa ograniczająco na oscylacje boczne ogólnego środka ciężkości (hamuje ruch OSC w kierunku pozycji neutralnej).

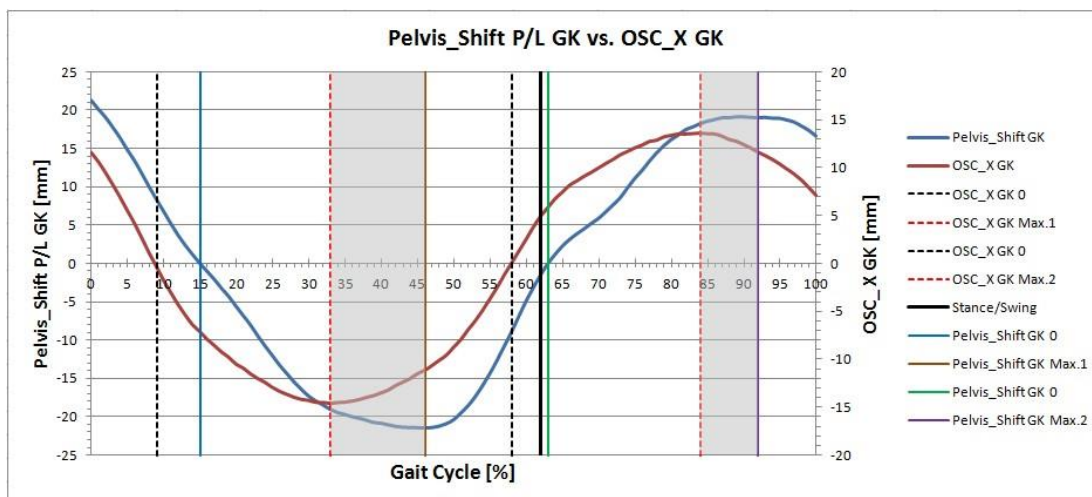
W kolejnym przedziale 82 – 87% (GA) 84 – 92% (GK), kiedy kończyna analizowana znajduje się w fazie wymachu, miednica kontynuuje ruch do boku, natomiast OSC po osiągnięciu lokalnego maksymalnego wychylenia zmierza już w kierunku pozycji neutralnej, co wskazuje, że wyznacznik może ograniczać w tym obszarze ruchy boczne OSC. Odpowiada to przedziałowi względnego czasu cyklu, kiedy kończyna kontrlateralna znajduje się w fazie jednopodporowej. (Ryc. 22, Ryc. 23)





Rycina 22. Boczne przemieszczenia miednicy oraz boczne zmiany położenia OSC\_X w znormalizowanym cyklu chodu, w grupie chorych z gonartrozą

Przemieszczanie miednicy na boki w płaszczyźnie czołowej ogranicza boczne ruchy OSC głównie poprzez przesunięcie fazowe względem siebie obu krzywych zmian położenia w cyklu chodu, powodując w krótkich przedziałach czasu ich przeciwstawne kierunki ruchów. Dlatego ten wyznacznik, na który składają się mechanizmy koślawienia stawów kolanowych i bocznych ruchów miednicy należy rozpatrywać łącznie, uwzględniając ich zróżnicowany charakter, jako pierwotnej przyczyny i następstwa ruchu.



Rycina 23. Boczne przemieszczenia miednicy oraz boczne zmiany położenia OSC\_X w znormalizowanym cyklu chodu, w grupie kontrolnej

Równocześnie należy pamiętać o tym, że naturalne koślawe ustawienie stawu kolanowego sprzyja ograniczaniu płaszczyzny podparcia i szerokości kroku, a poruszająca się na boki miednica wpływa na zakres bocznych przemieszczeń OSC.

#### 4.2.4. Wyznacznik stawu kolanowego

Na ryc. 24 i 25 zamieszczono krzywe zmian kąta w stawie kolanowym na tle zmian pionowego położenia ogólnego środka ciężkości ciała w znormalizowanym cyklu chodu w grupie osób chorych na chorobę zwyrodnieniową stawu kolanowego i w grupie kontrolnej. Dotyczą one analizy trzeciego wyznacznika, czyli efektywnego skracania obciążonej kończyny podporowej przez jej zgięcie w fazie obciążania w stawie kolanowym.

W grupie chorych i grupie kontrolnej wykresy mają zbliżony kształt i charakter kierunku zmian prezentowanych wielkości, różniąc się zakresami procentowymi cyklu chodu, w których występują opisywane identyczne mechanizmy. Należy podkreślić, że średnie schematy chodu w grupie GA i GK wykazują zauważalne różnice. Pierwsza z nich dotyczy kąta ustawienia stawu kolanowego w momencie postawienia pięty. W grupie kontrolnej kąt ten wynosi ok.  $14^\circ$ , natomiast w grupie GA nieco większą wartość zanotowano w kończynie LI ( $21^\circ$ ), niż LNI ( $19^\circ$ ). Osoby z GK charakteryzują się o kilka stopni niższą wartością maksymalnego zgięcia stawu kolanowego w fazie amortyzacji, choć zakresy zmian kąta w obu grupach są porównywalne.

Najbardziej widoczną różnicą jest poziom prostowania stawu kolanowego w fazie jednopodporowej. Średni stereotyp zmian kąta w stawie w grupie GA wykazuje o ok.  $7^\circ$  mniejszy poziom prostowania kolana oraz wyprzedza analogiczny punkt w stosunku do GK o ok. 4% cyklu. Różnice wartości prostowania stawu kolanowego w fazie jednopodporowej pomiędzy LI i LNI wynosiły ok.  $4^\circ$  i wystąpiły ok. 40% cyklu.

Grupa kontrolna legitymuje się również nieco wyższą o ok.  $4,5^\circ$  wartością maksymalnego zgięcia stawu w początkowej fazie wymachu w porównaniu z wynikami w grupie GA dla obu analizowanych kończyn.

Uśredniony schemat zmian kąta w grupie GK charakteryzuje się również wyraźnie większym zakresem prostowania kolana w końcowej fazie wymachu, tuż przed ponownym postawieniem pięty analizowanej kończyny.

Podobnie jak to miało miejsce w przypadku analizy wyznaczników miednicy, również w przypadku zmian kąta w stawie kolanowym opisano wpływ tego wyznacznika na poziom oscylacji OSC na przestrzeni całego znormalizowanego cyklu chodu. Ciemniejsze, szare wstęgi wyznaczają obszary, w których ruch zgięcia i wyprostowania w stawie kolanowym prowadzi do ograniczenia pionowego zakresu ruchu OSC, zarówno podczas jego ruchu w górę, jak i w dół.

Pozytywny wpływ wyznacznika stawu kolanowego zaobserwowano w zakresie 42% całego cyklu chodu w grupie GA oraz 38% w grupie GK. W pozostałym obszarze zmiany kąta w stawie kolanowych przyczyniają się do zwiększania zakresu ruchu OSC.

Należy w tym miejscu podkreślić odmienny wpływ kierunku zmian kąta w stawie kolanowym w fazie kontaktowej i fazie wymachu. Zginanie stawu kolanowego w fazie kontaktu stopy z podłożem wywołuje efektywne skracanie kończyny dolnej, co skutkuje obniżeniem SC kończyny oraz wywieraniem wpływu na obniżenie OSC, natomiast prostowanie pociąga za sobą efektywne wydłużanie kończyny związane z unoszeniem SC kończyny w górę oraz wywieraniem wpływu na unoszenie OSC.

Odmienny wpływ będzie się obserwować w fazie wymachu. Tam po oderwaniu stopy od podłoża, zginanie kolana, które jest następstwem aktywnego zginania stawu biodrowego powoduje unoszenie SC kończyny w górę i wspomaga unoszenie OSC, natomiast prostowanie stawu kolanowego w fazie wymachu będzie powodowało obniżenie OSC całego ciała, wpływając równocześnie na analogiczny ruch OSC.

Wyznacznik zgięcia stawu kolanowego w fazie przejmowania ciężaru ciała przez kończynę podporową jest uznawany za jedną z najmniej kontrowersyjnych determinant chodu. Analizując wpływ zgięcia kończyny dolnej w stawie kolanowym, na ograniczenie oscylacji ogólnego środka ciężkości ciała, wskazano obszary cyklu chodu, w których potwierdzono taki wpływ, jak i obszary, w których ruch w stawie kolanowym powodował zwiększenie oscylacji OSC. W tym celu przyjęto założenie, że we wszystkich fragmentach cyklu fazy podporowej, w których zginaniu kolana (skracanie funkcjonalne kończyny dolnej) towarzyszy ruch OSC w górę oraz prostowaniu kolana (wydłużanie funkcjonalne kończyny dolnej), towarzyszył ruch środka ciężkości w dół, będzie widoczny korzystny wpływ ruchu stawu kolanowego na ograniczenie zakresu oscylacji OSC.

Analizując wykresy w grupie osób z chorobą zwyrodnieniową stawu kolanowego, należy stwierdzić, że w zakresie 0 – 4% cyklu chodu występuje wstępna faza ugięcia stawu kolanowego związana z przejmowaniem ciężaru ciała, która powoduje efektywne skrócenie kończyny podporowej. Towarzyszy jej równocześnie końcowy fragment obniżania położenia OSC. We wskazanej początkowej fazie podporu zgięcie kolana nie ogranicza zakresu ruchu OSC w dół, lecz mu sprzyja. W grupie kontrolnej ten fragment cyklu jest nieznacznie węższy i obejmuje zakres 0 – 3% cyklu.

W kolejnym fragmencie cyklu, zawartym pomiędzy 4 – 12% cyklu obserwuje się końcowy fragment zginania stawu kolanowego w fazie przejmowania ciężaru ciała przez kończynę podporową. W tym samym czasie OSC rozpoczyna i następnie kontynuuje ruch

w górę. Jest to faza chodu, z którą autorzy koncepcji wyznaczników chodu utożsamiali działanie wyznacznika stawu kolanowego odnosząc ją (zresztą niesłusznie) do całego zakresu zginania stawu kolanowego w fazie przejmowania ciężaru ciała. W tym obszarze ruch zgięcia stawu kolanowego poprzez efektywne skrócenie kończyny istotnie wpływa na ograniczenie zakresu ruchu OSC w górę. Należy w tym miejscu podkreślić, że ten sprzyjający mechanizm ograniczania zakresu ruchu OSC nie jest związany z całą fazą przejmowania ciężaru ciała, a jedynie z jej końcowym fragmentem obejmującym ok. 8% cyklu chodu. W grupie kontrolnej opisywany fragment zawiera się pomiędzy 3% i 12% cyklu chodu i jest minimalnie węższy w stosunku do grupy chorych.

Pomiędzy 12%, a 30% cyklu (GA) oraz 12%, a 29% (GK) dalszemu unoszeniu OSC towarzyszy prostowanie stawu kolanowego w fazie jednopodporowej, które poprzez efektywne wydłużenie kończyny dolnej sprzyja zwiększaniu zakresu ruchu ogólnego środka ciężkości ciała.

Po osiągnięciu najwyższego położenia OSC w MST ok. 30% cyklu następuje faza jego ponownego obniżania z równoczesnym prostowaniem kolana, aż do uzyskania poziomu minimalnego zgięcia średnio ok. 16 ° w 43% cyklu (GA) i 12 ° w 40% cyklu (GK). W tym obszarze prostowanie kolana sprzyja ograniczaniu zakresu ruchu opadania OSC.

OSC osiąga lokalne minimum ok. 54% cyklu (GA) i 53% (GK). Do tego momentu kolano ponownie się ugina, powodując obniżenie SC kończyny podporowej. W omawianym fragmencie cyklu (43 – 54% cyklu w GA i 40 – 53% w GK) zmiana kąta w stawie kolanowym sprzyja zwiększaniu zakresu ruchu OSC w dół.

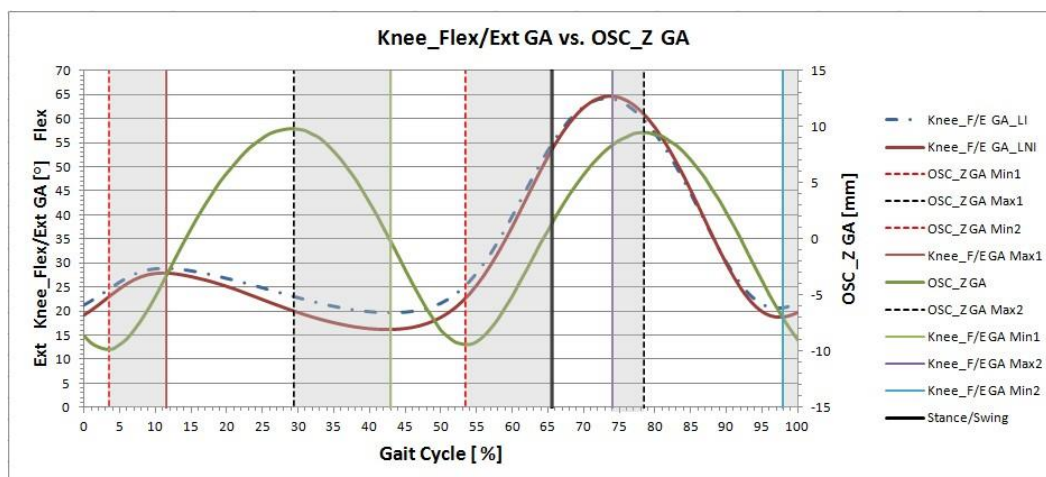
W końcowej fazie podporu (54 – 64% cyklu w GA oraz 53 – 62% w GK) ponownemu ruchowi OSC w górę towarzyszy dalsze zginanie stawu kolanowego kończyny podporowej, co po raz kolejny istotnie może sprzyjać ograniczaniu zakresu ruchu OSC w górę.

Po oderwaniu stopy od podłoża do ok. 74% cyklu (GA) i 73% (GK), czyli w fazie ISW, następuje dalsze zginanie kolana analizowanej kończyny, związane w tej fazie z unoszeniem SC kończyny w górę. W tym samym przedziale względnego czasu cyklu OSC jest również unoszony w górę, dlatego początkowy wymach kończyny nie ogranicza jego zakresu oscylacji w trakcie ruchu w górę. Mechanizm ten został opisany we wstępnym fragmencie analizy wyznacznika stawu kolanowego.

W środkowej części wymachu występuje krótki zakres cyklu (74 – 79% w GA i 73 – 79% w GK), w którym równocześnie z ruchem środka ciężkości w górę do

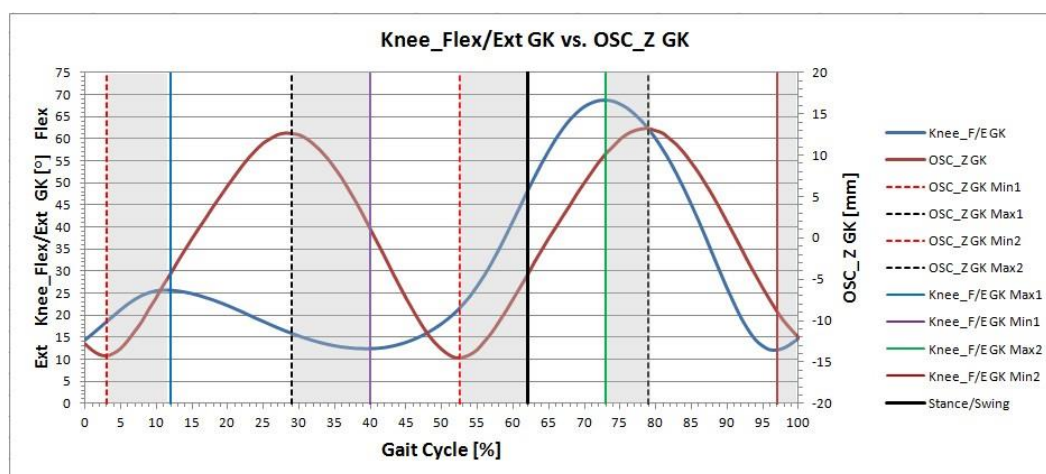
kolejnego maksymalnego położenia występuje początek fazy prostowania stawu kolanowego, powodujący obniżanie SC kończyny wymachowej. W tym krótkim fragmencie cyklu prostowanie kolana ogranicza zakres ruchu OSC w górę.

W kolejnym fragmencie fazy wymachowej (79 – 97% w GA i GK) obniżaniu położenia OSC towarzyszy dalsze prostowanie kolana, co sprzyja zwiększeniu zakresu oscylacji środka ciężkości podczas jego ruchu w dół.



Rycina 24. Zmiany kąta w stawie kolanowym oraz pionowe zmiany położenia OSC w znormalizowanym cyklu chodu, w grupie chorych z chorobą zwyrodnieniową stawu kolanowego

W ostatnim 2% (GA) i 3% (GK) fragmencie wymachu, staw kolanowy zaczyna się ponownie zginać, przygotowując kończynę do postawienia pięty na podłożu. W tym samym czasie OSC podąża do lokalnego minimum.



Rycina 25. Zmiany kąta w stawie kolanowym oraz pionowe zmiany położenia OSC w znormalizowanym cyklu chodu, w grupie kontrolnej

Wyprzedzające zgięcie kolana przed postawieniem stopy w końcowej fazie ruchu może ograniczać zakres ruchu OSC w dół. (Ryc. 24, Ryc. 25)

#### **4.2.5. Wyznacznik stawu skokowo – goleniowego**

Ryciny 26 i 27 przedstawiają krzywe zmian kąta w stawie skokowo–goleniowym z uwzględnieniem krzywej przemieszczeń ogólnego środka ciężkości, w grupie osób z zaawansowaną gonartrozą (GA) oraz w grupie kontrolnej (GK). Mechanizmy stawów skokowo – goleniowych zostały uznane za kluczowe przez badaczy zjawiska redukcji oscylacji OSC, w doniesieniach z ostatnich lat (Kerrigan i wsp. 2000).

Na początku cyklu od postawienia pięty, aż do uzyskania maksymalnego zgięcia grzbietowego na końcu fazy TST krzywe praktycznie się nie różnią. Przebiegi krzywych zmian kąta w stawach skokowo-goleniowych znacznie różnią się natomiast w obu analizowanych grupach osób w fazie PSW oraz ISW. Zasadnicza odmienność krzywych polega na znacznej kilkunastostopniowej różnicy kąta w analizowanym stawie w fazie PSW w grupie GK w porównaniu z grupą GA. Osoby z gonartrozą charakteryzują się brakiem charakterystycznego dla grupy GK, zgięcia podszwowej stopy w drugiej fazie dwupodporowej oraz większą wartością zgięcia grzbietowego stóp w początkowej fazie wymachu. W drugiej części fazy wymachowej krzywe zmian kąta ponownie zbliżają się do siebie.

Podobnie jak podczas analizy innych wyznaczników, na wykresie zaznaczono za pomocą ciemniejszych wstęp obszary, w których zakłada się, że ruch stawu skokowo – goleniowego wpływa ograniczająco na przemieszczenia ogólnego środka ciężkości ciała w górę i w dół. W grupie chorych z gonartrozą GA, wskazane obszary obejmują 32% cyklu, natomiast w grupie kontrolnej 36% znormalizowanego cyklu chodu.

Przedziały oznaczone jasnym kolorem to obszary, w których ruchy stopy w stawie skokowo – goleniowym powodują zwiększenie pionowych oscylacji OSC.

Przystępując do analizy poniższych zależności przyjęto, że w trakcie fazy podporowej ruch zgięcia grzbietowego stawu skokowo – goleniowego (efektywne skrócenie kończyny podporowej) powoduje uniesienie SC kończyny dolnej, natomiast zgięcie podszwowe jego obniżenie i funkcjonalne wydłużenie kończyny dolnej. Zsynchronizowane z ruchami stopy pionowe przemieszczenia OSC mogą być ograniczane

lub zwiększane przez ruchy stopy pracujące poprzez tzw. dźwignie pięty, stawu skokowego i przodostopia.

W fazie wymachu natomiast, zgięcie grzbietowe stopy w stawie skokowo – goleniowym powoduje efektywne uniesienie SC kończyny dolnej, natomiast zgięcie podszwowe przyczynia się do efektywnego obniżenia SC kończyny wymachowej.

Z analizy wykresów wynika, że w początkowym przedziale 0 – 3% cyklu stopa jest zginana podszwowo w stawie skokowo–goleniowym, co jest związane z płaskim jej ustawianiem podczas przejmowania ciężaru ciała. Powoduje to obniżenie środka ciężkości kończyny, podczas gdy równocześnie ogólny środek ciężkości ulega obniżeniu. Ruch stawu w niewielkim stopniu wpływa na zwiększenie ruchu OSC w dół, w tym przedziale zarówno w grupie z gonartrozą, jak i w grupie kontrolnej. Jednakże staw skokowo–goleniowy w grupie kontrolnej kontynuuje ruch zgięcia podszwowego w zakresie 3 – 5% cyklu chodu, gdy OSC zaczyna się już unosić. W tym bardzo krótkim przedziale czasu dochodzi przejściowo do sytuacji sprzyjającej ograniczeniu zakresu ruchu OSC w górę przez ruch przemieszczający środek ciężkości stopy i całej kończyny w dół. Zmiany kąta w stawie są jednak bardzo ograniczone, stąd oba mechanizmy w bardzo niewielkim stopniu mogą wpływać na ruch OSC w obszarze działania dźwigni pięty.

W kolejnym przedziale trwającym 3 – 29% w grupie z chorobą zwyrodnieniową (GA) oraz 5 – 29% w grupie kontrolnej (GK), ogólny środek ciężkości unosi się, a staw skokowo – goleniowy zgina się grzbietowo, powodując efektywne przesunięcie SC kończyny podporowej w górę. W tym obszarze ruch zgięcia grzbietowego sprzyja unoszeniu środka ciężkości ciała w mechanizmie dźwigni stawu skokowego.

W przedziale 29% do 48% ogólny środek ciężkości obniża się po osiągnięciu lokalnego szczytu w fazie MST, natomiast staw skokowo–goleniowy kontynuuje zginanie grzbietowe wpływające na przesunięcie w górę SC kończyny podporowej, co oznacza, że ten ruch w stawie ogranicza zakres przemieszczeń OSC w dół. W grupie kontrolnej opisywany fragment zawiera się w zbliżonym przedziale 29 – 47% cyklu chodu.

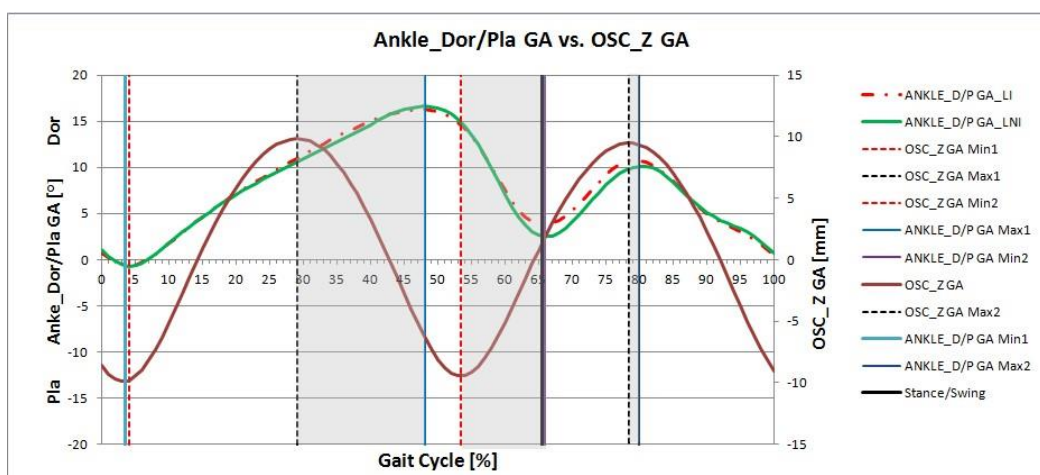
Od 48% do 53% cyklu (GA) 47 – 52% (GK) staw skokowo – goleniowy z pozycji maksymalnego zgięcia grzbietowego, równego  $17^\circ$  w grupie z gonartrozą i  $16^\circ$  w grupie kontrolnej, zaczyna zginać stopę podszwowo. W tym czasie OSC dalej się obniża, aż do osiągnięcia pozycji minimalnej ok. 53% cyklu. Efektywne wydłużanie kończyny związane z zapoczątkowaniem zgięcia podszwowego stopy powoduje równocześnie przesunięcie SC kończyny w dół, co wpływa na zwiększenie zakresu ruchu OSC w dół.

W kolejnym fragmencie cyklu 53 – 66% (GA) i 52 – 65% (GK) nagromadzona energia sprężysta rozciągniętych mięśni gastrosoleus unosi piętę i zgina stopę podszwawo w stawie skokowo – goleniowym. Pociąga to za sobą istotne efektywne wydłużenie zakroczonej kończyny dolnej, z równoczesnym przesunięciem SC kończyny w dół. W tym samym czasie środek ciężkości ciała unosi się, zatem występuje korzystna sytuacja do ograniczenia jego ruchu w górę. Jest to również związane z działaniem dźwigni przodostopia, która jest jednym z najsilniejszych mechanizmów napędowych podczas chodu. Opisany mechanizm wyznacznika jest często wskazywany przez badaczy, jako kluczowy w oszczędzaniu energii związanej z kontrolą ruchu OSC.

W przedziale 66 – 78% OSC kontynuuje unoszenie, natomiast staw skokowo – goleniowy zgina się grzbietowo, ponownie unosząc środek ciężkości kończyny. Ruch zgięcia grzbietowego w tym obszarze, sprzyja unoszeniu ogólnego środka ciężkości. W grupie kontrolnej zjawisko to występuje w przedziale od 65% do 79% cyklu.

W krótkiej części fazy wymachowej 78 – 80% (GA) 79 – 83% (GK) mięśnie zginają stopę grzbietowo, osiągając drugie lokalne maksimum, równe ok. 10 ° w grupie z chorobą zwyrodnieniową i ok. 8 ° w grupie kontrolnej. Wpływa to na unoszenie SC kończyny. W tym samym względnym czasie cyklu OSC zaczyna się obniżać. W tej niewielkiej części cyklu chodu uniesienie SC kończyny wpływa na ograniczenie ruchu OSC w dół.

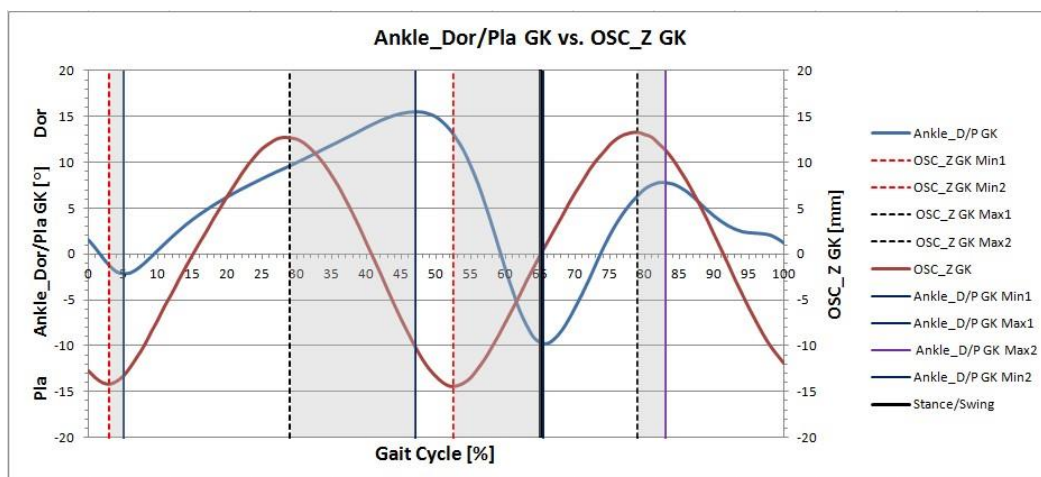
Do końca trwania cyklu chodu staw skokowo – goleniowy ulega niewielkiemu zgięciu podszwawemu w kierunku pozycji neutralnej, a OSC równocześnie się obniża.



Rycina 26. Zmiany kąta w stawie skokowo – goleniowym oraz pionowe zmiany położenia OSC w znormalizowanym cyklu chodu, w grupie chorych z gonartrozą



W tym obszarze ruch stawu wpływa na nieznaczne obniżenie środka ciężkości kończyny i tym samym sprzyja zwiększeniu zakresu ruchu środka ciężkości ku dołowi. (Ryc. 26, Ryc. 27)



Rycina 27. Zmiany kąta w stawie skokowo – goleniowym oraz pionowe zmiany położenia OSC w znormalizowanym cyklu chodu, w grupie kontrolnej

#### 4.2.6. Wyznacznik sumarycznej rotacji kończyny dolnej

Ryciny 28 i 29 przedstawiają zmiany katowe sumarycznej rotacji kończyny dolnej oraz zmiany położenia ogólnego środka ciężkości ciała podczas cyklu chodu.

Szare wstęgi wyznaczają obszary, w których występuje ograniczanie zakresu oscylacji ogólnego środka ciężkości ciała, związane z efektywnym skróceniem lub wydłużeniem kończyn dolnych.

Podczas cyklu chodu udo i podudzie rotują w tych samych kierunkach, a ich rotacja wewnętrzna sprzężona jest z ruchem pronacyjnym stopy, natomiast rotacja zewnętrzna z ruchem supinacyjnym stopy.

Pronacja stopy jest ruchem złożonym (połączeniem zgięcia grzbietowego, odwiedzenia i ewersji stopy), natomiast supinacja stopy (połączeniem zgięcia podeszwowego, przywiedzenia i inwersji stopy). Śródstopie w fazach nawracania stopy (ewersji) zwiększa swoją mobilność, natomiast w fazach odwracania (inwersji) zwiększa stabilność usztywniając stopę. Jako sumaryczne ruchy rotacyjne kończyny dolnej przyjęto sumę rotacji stawu biodrowego, kolanowego oraz zmiany w zakresie inwersji i ewersji stopy.

Po zsumowaniu ruchów rotacyjnych segmentów kończyn dolnych w płaszczyźnie poprzecznej uzyskano krzywe sumarycznych zmian kąta rotacji kończyny dolnej w znormalizowanym cyklu chodu.

Należy zaznaczyć, że ruch rotacji zewnętrznej kończyny dolnej, któremu towarzyszy supinacja stopy utożsamiany jest z efektywnym wydłużeniem kończyny, natomiast ruch rotacji wewnętrznej wraz z pronacją stopy będzie prowadził do efektywnego skrócenia kończyny dolnej. Należy podkreślić, że ewentualne zmiany długości kończyny dolnej wymagają interakcji siły grawitacji i siły reakcji podłoża, dlatego wyraźne zmiany można zaobserwować jedynie w fazie kontaktu analizowanej stopy z podłożem, co na ryc. 28 i 29 zaznaczono ciemniejszymi pionowymi wstęgami. Chociaż w fazie wymachu również obserwujemy wyraźne ruchy rotacyjne (jaśniejsze wstęgi pionowe na ryc. 28 i 29), to jednak ze względu na brak oddziaływania siły reakcji podłoża na przenoszoną kończynę, jej wpływ na zmiany położenia OSC jest minimalny.

Aby zaobserwować wpływ wyznacznika na ograniczenie pionowych przemieszczeń OSC, unoszeniu środka ciężkości musi towarzyszyć efektywne skracanie kończyny (jej ruch w kierunku rotacji wewnętrznej), natomiast opadaniu OSC, ruch rotacji zewnętrznej, związany z wydłużaniem kończyny.

Krzywe sumarycznej rotacji uda, podudzia i stopy charakteryzują się podobnym przebiegiem łuków, jak i maksymalnym zakresem sumarycznej rotacji (GK ok. 23 °, GA LNI ok. 22 ° i GA LI ok 21 °). Nieznaczące różnice odnotowano w początkowym ustawieniu kończyny kontaktującej się piętą z podłożem. Największym ok. 5 ° ustawieniem w pozycji rotacji zewnętrznej charakteryzował się stereotyp chodu w grupie GK. Trzystopniową rotację zewnętrzną wykazywała kończyna LNI w grupie GA, natomiast stereotyp ruchu kończyny LI rozpoczynał się od ustawienia ok. 2 ° rotacji zewnętrznej w momencie postawienia pięty.

W przedziale 0 – 4% w grupie z gonartrozą i 0 – 3% w GK, kończyna rotuje do wewnątrz, lecz OSC w tym samym czasie znajduje się w ostatniej fazie opadania. Dlatego na samym początku cyklu efektywne skracanie kończyny nie ogranicza ruchu OSC w dół. Taki mechanizm jest natomiast widoczny w drugim przedziale 3 – 10% GK i 4 – 11% cyklu podczas przejmowania obciążenia przez kończynę podporową, kontynuującą ruch rotacji wewnętrznej. Poruszający się w górę OSC jest hamowany przez efektywne skracanie kończyny podporowej.

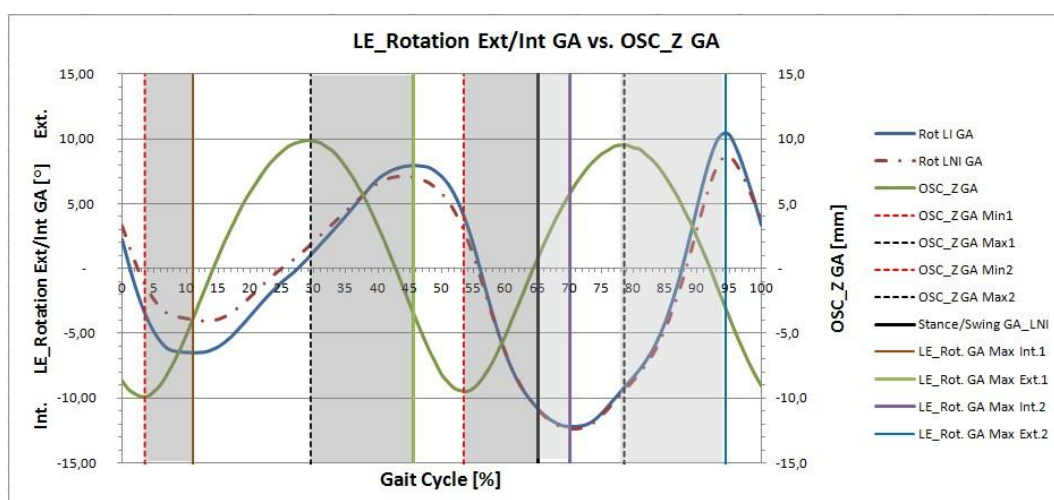
Kolejny przedział cyklu pomiędzy 10 – 30% nie sprzyja ograniczaniu ruchu OSC w górę, gdyż wtedy sumaryczny ruch rotacji zewnętrznej wydłuża kończynę podporową w obu badanych grupach.

Następnie OSC osiągnąwszy pierwsze lokalne maksimum ok. 30% cyklu zaczyna opadać, natomiast kończyna dolna kontynuuje ruch rotacji zewnętrznej przeciwstawiając się opadaniu OSC w dół poprzez efektywne zwiększenie swojej długości. Stan taki trwa do osiągnięcia lokalnego maksimum rotacji zewnętrznej ok. 42% (GK) i 45% (GA) cyklu chodu.

Po zmianie kierunku ruchu z rotacji zewnętrznej na wewnętrzną do ok. 52 – 53% cyklu, ruch środka ciężkości ciała nie jest powstrzymywany przez rotującą do wewnątrz kończynę dolną, gdyż kierunek rotacji powoduje efektywne jej skrócenie.

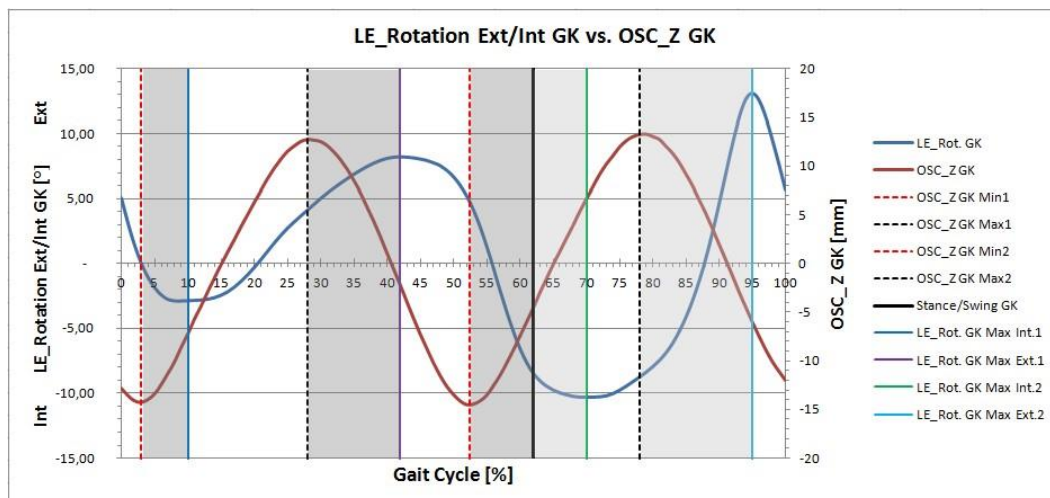
Kolejne korzystne warunki do ograniczenia zakresu oscylacji OSC pojawiają się, kiedy po osiągnięciu kolejnego lokalnego minimum zaczyna się on unosić w górę (ok. 52 – 53% cyklu), gdyż do zakończenia fazy podporowej towarzyszy mu sumaryczny ruch rotacji wewnętrznej efektywnie skracający analizowaną kończynę.

Ostatnie dwa korzystne fragmenty cyklu mogące wpływać na ograniczenie ruchu OSC w górę i w dół występują w początkowej i końcowej fazie wymachu pomiędzy 62 – 70%, 78 – 95% (GK) i odpowiednio 65 – 70%, 78 – 95% (GA). Jak jednak podkreślono powyżej rotacyjne oddziaływanie na zakres ruchu OSC w fazie wymachu, pozostaje jedynie hipotetyczny.



Rycina 28. Zmiany kąta sumarycznej rotacji kończyny dolnej oraz pionowego położenia OSC w znormalizowanym cyklu chodu, w grupie chorych z gonartrozą

Pod koniec fazy wymachu ok. 95% cyklu zostaje zapoczątkowany ruch powrotny od maksymalnej rotacji wewnętrznej w kierunku pozycji neutralnej osiąganey ok. 3 – 4% cyklu. (Ryc. 28, Ryc. 29)



Rycina 29. Zmiany kąta sumarycznej rotacji kończyny dolnej oraz pionowego położenia OSC w znormalizowanym cyklu chodu, w grupie kontrolnej

### 4.3. Wskaźniki efektywnego oddziaływania wyznaczników chodu na pionowe i boczne oscylacje OSC

#### 4.3.1. Wskaźnik względnego czasu oddziaływania wyznaczników chodu na pionowe i boczne oscylacje OSC

W tabeli 12 zamieszczono wartości sumarycznego względnego czasu [%] oddziaływania poszczególnych wyznaczników chodu na ograniczenie ruchu OSC w górę i w dół w znormalizowanym cyklu chodu.

Spośród analizowanych wyznaczników chodu przez najdłuższy względny czas cyklu chodu unoszenie OSC w górę w obu badanych grupach ograniczała rotacja miednicy w płaszczyźnie poprzecznej *Pelvis Rotation*, natomiast na ruch w dół OSC najdłużej w cyklu oddziaływała w obu grupach sumaryczna rotacja kończyny dolnej *LE Rotation* i rotacja miednicy, odpowiednio 30 – 31% - GK oraz 33 – 31% - GA.

Tabela. 12. Sumaryczny względny czas oddziaływania wyznaczników chodu na ograniczenie ruchu OSC w górę i w dół oraz na boki w znormalizowanym cyklu chodu

Wyznacznik	GK [%] OSC_Z UP	GK [%] OSC_Z DOWN	GA [%] OSC_Z UP	GA [%] OSC_Z DOWN
<b>Pelvis Rotation</b>	<b>44</b>	<b>29</b>	<b>39</b>	<b>31</b>
<b>Suma</b>	<b>73</b>		<b>70</b>	
<b>Pelvis Obliquity</b>	<b>27</b>	<b>24</b>	<b>25</b>	<b>25</b>
<b>Suma</b>	<b>51</b>		<b>50</b>	
<b>Knee Flex</b>	<b>24</b>	<b>14</b>	<b>25</b>	<b>16</b>
<b>Suma</b>	<b>38</b>		<b>41</b>	
<b>Ankle Dor/Pla</b>	<b>14</b>	<b>22</b>	<b>12</b>	<b>21</b>
<b>Suma</b>	<b>36</b>		<b>33</b>	
<b>LE Rotation</b>	<b>17</b>	<b>14</b>	<b>20</b>	<b>15</b>
<b>Suma</b>	<b>31</b>		<b>35</b>	
	<b>GK [%] OSC_X MED/LAT</b>		<b>GA [%] OSC_X MED/LAT</b>	
<b>Pelvis Shift</b>	<b>21</b>		<b>13</b>	
<b>Suma</b>	<b>34</b>			

Spośród analizowanych wyznaczników chodu przez najdłuższy czas cyklu przemieszczenia OSC w górę i w dół, w obu badanych grupach, ograniczała rotacja miednicy w płaszczyźnie poprzecznej *Pelvis Rotation* oraz wyznacznik opadania miednicy *Pelvis Obliquity*. Rotacja miednicy oddziaływała na ruch OSC w górę odpowiednio przez 44% - GK oraz 39% - GA, natomiast na ruch w dół przez 29% - GK i 31% - GA względnego czasu cyklu chodu. Opadanie miednicy *Pelvis Obliquity* miało ograniczający wpływ na unoszenie OSC w górę przez 27% - GK i 25% - GA, a ruch OSC w dół przez 24% - GK i 25% - GA.

Należy podkreślić, że największe różnice oddziaływania na pionowe przemieszczenia OSC wykazywał wyznacznik rotacji miednicy, gdzie o 5% względnego czasu cyklu dłuższe oddziaływanie wyznacznika zaobserwowano w grupie kontrolnej.

Biorąc pod uwagę całkowity względny czas oddziaływania wyznaczników ograniczających pionowe ruchy OSC, to pomimo wyraźnie widocznego zróżnicowania w obrębie poszczególnych wyznaczników – sumaryczny względny czas był identyczny w grupie kontrolnej i grupie z gonartrozą.

Porównując łączny czas oddziaływania na ograniczanie bocznych ruchów OSC, należy wskazać, że wyraźnie dominowały mechanizmy odnotowane w grupie kontrolnej, gdzie łączny względny czas oddziaływania był dłuższy o 8%.

#### 4.3.2. Wskaźnik dynamiki oddziaływania wyznaczników chodu na pionowe i boczne oscylacje OSC

Dynamikę procesu ograniczania pionowych i bocznych ruchów OSC zaprezentowano w postaci wskaźnika, będącego ilorazem zmian wartości analizowanego wyznacznika (wyrażonego w stopniach lub milimetrach) w łącznym czasie jego oddziaływania w cyklu chodu. Iloraz informuje, jaką zmianę kąta lub przemieszczenia odnotowano podczas oddziaływania wyznacznika w całym cyklu chodu na ograniczanie ruchu OSC w kierunku pionowym i na boki. Im wyższa wartość wskaźnika, tym bardziej efektywny wpływ na ograniczanie przemieszczenia OSC.

Wskaźnik dynamiki oddziaływania determinanty na ograniczenie zakresu ruchu OSC wykazywał znaczne zróżnicowanie, w zależności od rozpatrywanego wyznacznika chodu (Tab.13).

Tabela. 13. Wartości wskaźnika dynamiki oddziaływania wyznaczników chodu na ograniczenie ruchu OSC w górę i w dół oraz na boki w znormalizowanym cyklu chodu

Wyznacznik	GK [°·% <sup>-1</sup> ] OSC_Z UP	GK [°·% <sup>-1</sup> ] OSC_Z DOWN	GA [°·% <sup>-1</sup> ] OSC_Z UP	GA [°·% <sup>-1</sup> ] OSC_Z DOWN
Pelvis Rotation	0,21	0,63	0,33	0,28
Średnia	0,37		0,43	
Pelvis Obliquity	0,25	0,18	0,19	0,16
Średnia	0,22		0,18	
Knee Flex	1,64	0,44	1,59	0,28
Średnia	1,21		1,07	
Ankle Dor/Pla	1,61	0,33	0,88	0,27
Średnia	0,85		0,49	
LE Rotation	0,97	0,29	1,20	0,44
Średnia	0,67		0,74	
	GK [mm·% <sup>-1</sup> ] OSC_X MED/LAT		GA [mm·% <sup>-1</sup> ] OSC_X MED/LAT	
Pelvis Shift	0,14		0,13	

Największy wpływ na sumaryczne ograniczanie pionowych przemieszczeń OSC wykazywała w obu grupach zmiana kąta stawu kolanowego w cyklu chodu. W grupie kontrolnej odnotowano wyższą wartość wskaźnika w stosunku do grupy GA o  $0,14 \text{ }^{\circ}\%^{-1}$ .

W obu grupach wyraźnie wyższe wartości wskaźnika odnotowano w przypadku ograniczania ruchu OSC w górę. W grupie GA była to ponad 5,7 – krotna przewaga, natomiast w grupie GK zmiany kąta w stawie kolanowych ponad 3,7 – krotnie efektywniej ograniczały ruch OSC w górę w porównaniu do ruchu w dół.

Również zgięcie grzbietowe i podeszwowe stopy oraz sumaryczna rotacja kończyny dolnej uzyskały wysokie wartości wskaźnika dynamiki ograniczania ruchu OSC, w porównaniu do pozostałych determinant chodu.

Większy wpływ w jednostkowym względnym czasie cyklu na ograniczanie ruchów OSC w przypadku pracy stawu skokowego odnotowano w grupie kontrolnej. Była ona wyższa o ok. 73% w stosunku do analogicznej wartości wskaźnika w grupie GA. Podobnie, jak to miało miejsce w przypadku zmian kąta w stawie kolanowym, również w przypadku stawu skokowego większą dynamikę oddziaływania wykazała praca mięśni stopy w zakresie ograniczania ruchu OSC w górę, niż w dół – odpowiednio ok. 5 – krotnie wyższe w grupie GK i ponad 3,5 – krotnie wyższe w grupie GA.

Wskaźnik sumarycznej efektywności rotacji kończyny dolnej osiągnął nieznacznie wyższe o ok. 10% wartości w grupie GA w porównaniu z grupą kontrolną.

Podobnie, jak opisywane wcześniej wyznaczniki, również w przypadku oceny wpływu sumarycznej rotacji kończyny dolnej na ograniczanie ruchu OSC, znacznie efektywniej wpływała na ograniczenie ruchu OSC w górę, niż w dół, odpowiednio w grupie GK – 3,3 oraz GA – 2,7 - krotnie.

Wyraźnie niższe wartości osiągnęły wartości wskaźników dotyczące wpływu wyznaczników miednicy (rotacja i pochylanie na boki). Nieco większy wpływ na oscylacje OSC odnotowano w przypadku rotacji miednicy. W grupie GA wskaźnik osiągnął średnio dla obu ruchów OSC wartość minimalnie wyższą o  $0,06 \text{ }^{\circ}\%^{-1}$ , w stosunku do GK. W grupie kontrolnej rotacja miednicy skutecznie ograniczała ruch OSC w dół, osiągając wartość  $0,63 \text{ }^{\circ}\%^{-1}$ .

Wyznacznik pochylania miednicy na boki w płaszczyźnie czołowej lokował się na nieco wyższym poziomie w GK, osiągając średnią wartość  $0,22 \text{ }^{\circ}\%^{-1}$ . Różnica wartości wskaźnika w stosunku do GA wynosiła ok. 20%. W obu grupach bardziej efektywnie był

ograniczany ruch OSC w górę, lecz różnice nie były tak wyraźne, jak we wcześniej omawianych wyznacznikach.

Ograniczanie zakresu ruchów bocznych OSC skorelowane z bocznymi ruchami miednicy wynosiło odpowiednio w grupie GA ok.  $0,13 \text{ mm}\cdot\%^{-1}$ , natomiast w grupie GK lokowało się na poziomie ok.  $0,14 \text{ mm}\cdot\%^{-1}$ . Było to zdecydowanie najslabsze oddziaływanie wyznacznika na boczne oscylacje OSC.



## 5. DYSKUSJA

Chód z naturalną prędkością jest jedną z podstawowych funkcji życiowych. Prawidłowa praca stawów kończyn dolnych, miednicy, skoordynowana z ruchem tułowia i kończyn górnych, decyduje o ekonomii energetycznej i estetyce chodu. Naturalnym efektem harmonijnej pracy tych segmentów ciała są pionowe i boczne przemieszczenia ogólnego środka ciężkości. Optymalizacja zakresu oscylacji wydaje się być kluczowa dla fizjologicznego wydatkowania energii. Na taki stan składają się przede wszystkim: fizjologiczne zakresy ruchomości stawów (ROM – Range of Motion), elastyczność tkanek miękkich, siła mięśniowa oraz prawidłowa koordynacja nerwowo – mięśniowa (Patikas 2016).

Punktem wyjścia do wciąż ożywionej dyskusji na temat przemieszczeń ogólnego środka ciężkości, stała się teoria Saunders'a i wsp. (1953). Według jej autorów, podstawą ergonomii chodu było zminimalizowanie przemieszczeń pionowych i bocznych OSC w trakcie cyklu, poprzez oddziaływanie sześciu determinant chodu. Dążenie do spłaszczenia trajektorii OSC, miało zmniejszyć zużycie energii. Mimo wykorzystania niedostatecznie rozwiniętych narzędzi badawczych, zastosowaniu jedynie modelu teoretycznego, nielicznej grupie badanych, teoria ta była przez wiele dziesięcioleci podwaliną biomechaniki chodu, na którą powoływało się wielu badaczy. Do dziś funkcjonuje w swej niezmienionej formie, gdyż dotychczasowe badania, w dużej mierze również zostały przeprowadzone na kilku lub kilkunastoosobowych próbach, bądź odnosiły się jedynie do wybranych determinant chodu. Co więcej, nierzadko wyniki analiz tematu ostatnich 60 lat stały ze sobą w opozycji.

Według najlepszej wiedzy, tylko dwukrotnie pochyłono się nad problemem wpływu wyznaczników chodu na oscylacje pionowe OSC, podczas chodu z naturalną prędkością, u osób ze schorzeniami narządu ruchu (Russell i wsp. 2007; Mandeville i wsp. 2009). Stało się to przesłanką do przeprowadzenia rzetelnych badań z udziałem osób zarówno z dysfunkcją ruchową, jak i osób zdrowych.

Choroby degeneracyjne w zaawansowanej postaci, w tym choroba zwyrodnieniowa stawu kolanowego, prowadzą do ograniczeń funkcjonalnych chorego. Choroba zwyrodnieniowa stawu kolanowego, z uwagi na swój przewlekły i postępujący charakter, związany z nim ból, osłabienie siły mięśniowej, ograniczenie ruchu stawów, uczucie sztywności i niestabilności, może powodować istotne zmiany stereotypu chodu. (Zampogna i wsp. 2020; Salter i wsp. 2014; Neogi 2012; Samborski i wsp. 2011; Wierusz-

Kozłowska i wsp. 2004; Al.-Zahrani i wsp. 2002; Gök i wsp. 2002; McAlindon i wsp. 1993) Stąd założenie, iż u osób dotkniętych tą chorobą, może dojść do zaburzeń pionowej i bocznej trajektorii OSC.

Badania własne oparte zostały o przestrzenną analizę chodu, która jest aktualnie jedną z najdokładniejszych metod oceny kinematycznej, a współpracując z platformami siły reakcji podłoża, również oceny kinetycznej ruchu. Dzięki uzyskanym wynikom, możliwa stała się rzeczywista ocena wpływu wszystkich sześciu determinant na trajektorię pionową i poziomą OSC w poszczególnych fazach chodu. Ponadto, w badaniach własnych wykazano różnice w obszarze kinematyki poszczególnych stawów kończyn dolnych i miednicy, przedstawionej w postaci wyznaczników chodu, między osobami z gonartrozą, a grupą osób zdrowych.

Kinematyka stawów kończyn dolnych i miednicy podczas chodu po płaskiej powierzchni, była już tematem wielu badań naukowych. Podejmowano się również oceny zmian kątowych poszczególnych stawów i miednicy, w wybranych jednostkach chorobowych narządu ruchu, lub przed i po interwencjach chirurgicznych. Niewielki wycinek doniesień naukowych stanowią badania na temat zmian stereotypu chodu i przemieszczeń OSC, w grupach z dysfunkcjami ruchowymi (Russell i wsp. 2007; Mandeville i wsp. 2009).

Chwała i wsp. (2013) dokonali oceny wpływu ruchów mimowolnych kończyn dolnych i tułowia na pionowe przemieszczenia OSC u osób z płasawicą Huntingtona. Zespół wykazał istotne zmiany kinematyki kończyn dolnych, jednakże to niefizjologiczne ruchy klatki piersiowej miały dominujący wpływ na położenie OSC. Massaad i wsp. (2010) poddali analizie wpływ sześciotygodniowego treningu chodu z wymuszoną redukcją oscylacji OSC, u pacjentów z poudarową hemiparezą. Wyniki badań pokazały, że efektem treningu u takich pacjentów jest zwiększenie zakresu zgięcia stawu kolanowego w fazie wymachu. Istotne odstępstwa od normy w obszarze przemieszczeń pionowych i bocznych OSC oraz kinematyki stawów kończyny zajętej i niezajętej u osób z hemiparezą, zostały również odnotowane przez Do Carmo i wsp. (2015). W pracy Broström i wsp. (2007) przedstawiono przebieg przemieszczeń OSC w trakcie chodu dzieci z idiopatycznym zapaleniem wielostawowym kończyn dolnych. Trójwymiarową analizę ruchu wykonano przed i dwa tygodnie po iniekcji kortykosteroidów oraz w grupie zdrowych dzieci. Wyniki wykazały, iż dzieci z zapaleniem stawów poruszają się z tułowiem pochylonym w tył, a ich ogólny środek ciężkości jest również nienormalnie przesunięty do tyłu i w prawo. Co więcej, zastosowane leki sterydowe, nie miały żadnego

wpływu na trajektorię i pozycję OSC. Guiterrez i wsp. (2003) poddali badaniom chód dzieci z przepukliną oponowo – rdzeniową, z których wynikało, że im większa grupa mięśni jest objęta niedowładem, tym badani prezentowali zwiększony zakres przemieszczeń bocznych OSC. Zwiększone pionowe zakresy oscylacji OSC wykazały dzieci z mniejszym stopniem niedowładu mięśni kończyn dolnych.

Na przestrzeni lat, powstały również prace naukowe poruszające temat kinematyki stawów kończyn dolnych osób z chorobą zwyrodnieniową stawu kolanowego, w różnym stopniu zaawansowania. Wyniki chorych na gonartrozę w stopniu zaawansowanym oraz u osób z postacią umiarkowaną, Astephen i wsp. (2008) porównywali z wynikami grupy zdrowych osób. W grupie z zaawansowaną postacią zwyrodnień zauważono mniejszy zakres zgięcia stawu kolanowego w podporze i w wymachu, mniejsze zgięcie stawu biodrowego oraz zgięcia podszwowego stawu skokowo – goleniowego. Bejek i wsp. (2006) dokonali oceny chodu osób z osteoartrozą stawów kolanowych i biodrowych, z której wynikało, że zredukowane zakresy ruchu obu stawów, prowadzą do zwiększenia ruchomości miednicy. Taki stan rzeczy może, według badaczy, indukować dysfunkcje w obrębie odcinka lędźwiowego kręgosłupa. Według doniesień Kiss (2011), w wyniku rozwoju zmian zwyrodnieniowych stawu kolanowego, doszło do zmniejszenia zakresu ruchu w stawach kolanowym i biodrowym po stronie zajętej, a zakres ruchu w stawach kończyny niezajętej oraz rotacja miednicy były istotnie większe.

Badaniami nad wpływem gonartrozy na schemat lokomocji, zajęli się również Gök i wsp. (2002). Wykazali w swych obserwacjach, istotne ograniczenie zakresu ruchu w płaszczyźnie strzałkowej stawu kolanowego oraz jego ponadnormatywne szpotawienie w fazie podporu. Manetta i wsp. (2002) podjęli się oceny kinetyki i kinematyki osób z gonartrozą, z której wynikało, że zakres zgięcia stawu kolanowego w fazie podporu był zmniejszony, w porównaniu do grupy kontrolnej.

Obszerne i szczegółowe badania na temat daleko idących zmian stereotypu chodu u osób z zaawansowaną gonartrozą, przedstawili Ogrodzka i wsp. (2011). Według tego zespołu, w fazie podporu stawy biodrowe badanych osób były ponadnormatywnie zgięte, odwiedzone i zrotowane na zewnątrz. Stawy kolanowe natomiast, były w przykurczu zgięciowym, rotacji zewnętrznej i nadmiernej szpotawości. Istotne, że stawy kolanowe osiągały wymagany zakres zgięcia maksymalnego w fazie podporu. Stawy skokowo – goleniowe prezentowały zwiększony zakres zgięcia grzbietowego, brak przywiedzenia i rotacji zewnętrznej w fazie podporu. Zaobserwowano, że w fazie wymachu, stawy biodrowe były rotowane do wewnątrz, a kolanowe osiągały mniejszy zakres zgięcia. Stawy

skokowo–goleniowe nie osiągały wymaganego zgięcia podszwowego, natomiast w płaszczyźnie czołowej ustawione były w przywiedzeniu. W płaszczyźnie poprzecznej ustawione były w pozycji neutralnej.

Chwilowe przestrzenne położenie OSC podczas chodu zależy od wzajemnego usytuowania wszystkich segmentów ciała w danym punkcie czasu cyklu, a największy wpływ na jego zmiany posiadają segmenty o największym udziale względnym w całkowitym ciężarze ciała. Dlatego opisane w przytaczanych badaniach dysfunkcje narządu ruchu, odbiegające od fizjologicznego stereotypu chodu mogą powodować zniekształcenia przebiegu trajektorii OSC w czasie, jak i osiągniętych wartości ekstremalnych przemieszczeń w cyklu chodu.

Problematyka zmian kinematyki stawów kończyn dolnych i miednicy, opisanych, jako determinanty chodu, mających wpływ na redukcję oscylacji OSC, była podjęta dotychczas dwukrotnie w wybranych jednostkach chorobowych. Russell i wsp. (2007) opisali wpływ determinant chodu na redukcję pionowych przemieszczeń OSC u dzieci z porażeniem mózgowym (MPD) i grupie zdrowych dzieci, w podobnym wieku. Dzieci z mózgowym porażeniem poruszały się z ponadnormatywnym zgięciem stawów kolanowych w fazie podwójnego podporu, obniżając minimalne położenie OSC, co w efekcie zwiększało zakres pionowych przemieszczeń OSC. Co więcej, u dzieci z MPD OSC unosił się podczas chodu wyżej, niż w grupie kontrolnej, podczas uniesienia pięty w fazie pojedynczego podporu. Badacze nie podali zakresów liczbowych analizowanych wyznaczników. Nad wpływem zgięcia stawu kolanowego na redukcję pionowych przemieszczeń OSC, u osób z zaawansowaną postacią choroby zwyrodnieniowej stawu kolanowego, pochylili się Mandeville i wsp. (2009). Wyniki analizy wykazały, że zakres zgięcia stawu kolanowego w fazie podporu był mniejszy, w porównaniu do grupy kontrolnej. Miało to pozytywny wpływ na redukcję pionowych oscylacji OSC. Ponadto, w fazie *Terminal Stance*, staw kolanowy nie prostował się w wymaganym zakresie. Autorzy nie podali danych liczbowych dotyczących zmian kątowych trzeciej determinanty.

Z analizy piśmiennictwa wynika, że temat zmian kątowych w stawach istotnie determinujących schemat chodu i mogących wpływać na oscylacje OSC, nie został rzetelnie zbadany, szczególnie w grupach osób z dysfunkcjami narządu ruchu. Przedstawione opracowanie zespołu Mandeville i wsp. (2009) dotyczyło tylko determinanty trzeciej – zgięcia stawu kolanowego w fazie podporu.

Russell i wsp. (2007) zbadali wpływ wyznaczników chodu na pionowe oscylacje OSC, jednakże odnieśli się do ośmiu determinant, określonych wcześniej przez Della

Croce i wsp. (2001). Stąd, brak informacji na temat niektórych wyznaczników, opisanych w teorii Saunders'a i wsp. (1953), jak: sumaryczna rotacja kończyny dolnej, czy fizjologiczna koślawość stawu kolanowego. Bardzo istotną kwestią jest brak danych liczbowych, dotyczących zmian kątowych badanych wyznaczników, w przypadku obu zespołów badawczych Russell i wsp. (2007) oraz Mandeville i wsp. (2009), co skutecznie uniemożliwia rzetelną konfrontację wyników badań własnych.

Badania własne wykazały, że III/IV stopień choroby zwyrodnieniowej stawu kolanowego według skali Kellgren – Lawrence, który jest związany odpowiednio z dużymi osteofitami i zwężeniem szpary stawowej/bardzo dużymi osteofitami i zwężeniem, bądź niewidoczną szparą stawową, poczynił istotne zmiany w obszarze niektórych determinant, co przyczyniło się do zaburzeń stereotypu chodu.

W wyniku zaawansowanej gonartrozy, zakres pierwszego wyznacznika – rotacji miednicy (*Pelvis Rotation*), nie różnił się istotnie w przypadku obu kończyn, w porównaniu z grupą kontrolną ( $p < 0,05$ ). Miednica rotowała się symetrycznie dla obu stron, zajętej i niezajętej, mimo, iż zaawansowaną chorobą zwyrodnieniową objęty był jeden staw kolanowy. (Ryc. 10) W badaniach Lin i wsp. (2014) wartość kątowa wyznacznika I u zdrowych osób była dwukrotnie mniejsza, w porównaniu z wynikami grupy kontrolnej w badaniach własnych, osób poruszających się z naturalną prędkością. Również osoby badane przez zespół Kerrigan i wsp. (2001) prezentowały znacznie mniejsze zakresy wartości kątowych rotacji miednicy.

Zmiany zakresu opadania miednicy w płaszczyźnie czołowej (*Pelvis Obliquity*) różniły się dla kończyny niezajętej, w odniesieniu do grupy kontrolnej. Wartość opadania miednicy w grupie z gonartrozą była istotnie mniejsza ( $p < 0,001$ ). Pomimo zaawansowanych zmian zwyrodnieniowych badanego stawu, nie odnotowano znamiennych różnic między średnimi wartościami zmiennej po stronie zajętej i niezajętej. (Ryc. 9) Wyniki zmian kątowych analizowanej determinanty w grupie kontrolnej pokrywają się z przedstawionymi w pracach Gard i wsp. (2001) oraz Lin i wsp. (2014).

Analiza wyników kinematyki wskazuje brak istotnych różnic ( $p < 0,01$ ) dla kończyny podporowej zajętej i niezajętej na poziomie ( $p < 0,005$ ) wartości przemieszczeń bocznych miednicy (*Pelvis Shift*). Wykazano, że w grupie z gonartrozą były średnio o 5 mm mniejsze, niż miało to miejsce w grupie kontrolnej. Co więcej, pomimo asymetrycznej lokalizacji objawów choroby, wartości przesunięcia miednicy w lewo i w prawo, były sobie równe. (Ryc. 11)

Jak zakładali autorzy koncepcji wyznaczników chodu, fizjologiczne koślawienie stawu kolanowego miało za zadanie ograniczanie zakresu bocznych przemieszczeń miednicy (Saunders i wsp. 1953). Badania własne wykazały brak istotności różnic ( $p < 0,05$ ) wartości kąta koślawienia stawu kolanowego (*Knee Valgum*), w porównaniu do średniej wartości tej zmiennej w grupie kontrolnej. Wartości tej determinanty nie różniły się istotnie między kończyną zajęta, a niezajętą w badanej grupie. Odnotowanie nawet bardzo niewielkich różnic może mieć znaczenie w opisie kinematyki stawu oraz może wpływać na zakres zmian bocznych ruchów miednicy, w kontekście zaledwie kilkustopniowego naturalnego koślawienia stawu kolanowego. (Ryc. 13)

Praca stawu kolanowego po stronie zajętej w fazie podporu nie różniła się na tle wyników grupy kontrolnej ( $p < 0,005$ ). Średnia wartość wyznacznika zgięcia stawu (*Knee Flex*) w podporze była o  $3^\circ$  mniejsza niż średnia tego wyznacznika grupy osób zdrowych. Badania nie wykazały istotnych różnic między kończyną zajęta, a niezajętą w grupie chorych oraz między kończyną niezajętą, a grupą kontrolną. (Ryc. 12) Wyniki analizy pokrywają się z danymi zespołu Mandeville i wsp. (2009). Według Russell i wsp. (2007) dzieci z mózgowym porażeniem poruszały się z ponadnormatywnym zakresem zgięcia stawów kolanowych w fazie dwupodporowej, podczas trwania której rozpatrywano wskazany wyznacznik. Należy dodać, iż w fazie wymachu, różnica zakresu maksymalnego zgięcia stawu kolanowego w grupie chorych była mniejsza o średnio  $5^\circ$ , w porównaniu do wyników grupy kontrolnej. W badaniach własnych zaobserwowano znacznie niższą wartość zgięcia stawu kolanowego w grupie kontrolnej, w porównaniu do wyników przedstawionych przez Gard i wsp. (2001; 1999) oraz Lin i wsp. (2014).

Największą różnicę w zmianach kątowych badanych determinant, pomiędzy grupą z gonartrozą, a grupą kontrolną zauważa się w przypadku stawu skokowo – goleniowego (*Ankle Dor/Pla*). Średni zakres tej determinanty w grupie ze zwyrodnieniem stawu kolanowego jest o  $8^\circ$  mniejszy dla obu kończyn, niż w grupie kontrolnej. Znamienne ograniczony ( $p < 0,001$ ) zakres przejścia z maksymalnego zgięcia grzbietowego w maksymalne zgięcie podeszwowe, nie pozwala na pełną, fizjologiczną propulsję stopy, zarówno po stronie zajętej, jak i niezajętej. (Ryc. 14) Średnia wartość wyznacznika w grupie kontrolnej badań własnych była zbliżona do wyników przedstawionych w badaniach Lin i wsp. (2014).

Zakresy sumarycznej rotacji kończyny dolnej zajętej ( $p < 0,001$ ) i niezajętej ( $p < 0,01$ ) nie różniły się znacząco od zakresu odnotowanego w grupie kontrolnej. Nie

zarejestrowano również znamiennej różnic między sumaryczną rotacją kończyny zajętej, a niezajętej w grupie z chorobą zwyrodnieniową. (Ryc. 15)

Opis wyznaczników chodu przedstawiany jest w literaturze w sposób dość lakoniczny. Wskazuje się najczęściej na ogólne prawdopodobne mechanizmy ograniczania oscylacji OSC, nie uwzględniając najczęściej współzależności kierunków zmian analizowanego wyznacznika z kierunkiem ruchu OSC. Praktycznie nie uwzględnia się tych wzajemnych uwarunkowań obydwu czynników w całym cyklu chodu, lecz zawęża się do wybranych faz cyklu chodu, co jest sprzeczne z koniecznością uwzględnienia holistycznej koncepcji oddziaływania wyznacznika w całym cyklu (Perry 1992). Stosując kompleksowe podejście do zagadnień wyjaśniania wpływu określonego czynnika na zakres oscylacji OSC można dogłębnie je przedstawić i uczynić powszechnie zrozumiałym.

W opracowaniu własnym przyjęto założenie, że ruch segmentu lub kilku segmentów, w przypadku zmiany kąta w stawie może skutecznie ograniczać oscylacje OSC, zarówno w przypadku jego poruszania się w dół i w górę oraz w prawo i lewo, pod warunkiem, że kierunki zmian obu zmiennych powodują przeciwne skutki. Innymi słowy, aby ograniczyć ruch OSC w górę, analizowana determinanta chodu musi wpływać na lokalne obniżenie SC zaangażowanych w ruchu segmentów (lub segmentu), a pośrednio również na ruch wypadkowego SC całej kończyny. Takie rozumowanie wydaje się słuszne, zważywszy na istotę przestrzennego położenia OSC, która jest punktem zaczepienia wypadkowej wszystkich sił ciężkości działających na poszczególne segmenty ciała podczas chodu. W sytuacji, kiedy determinanta wykazuje lokalne zmiany SC segmentu lub kilku segmentów zgodne z kierunkiem globalnych zmian OSC, to logika wskazuje, że powinna być motorem napędowym w kierunku zwiększenia jego zakresu zmian w tej fazie chodu. Wszędzie tam, gdzie opisany powyżej mechanizm zmian jest przeciwny, powinniśmy uwzględniać korekcyjny wpływ determinanty na ruch OSC w określonym kierunku.

Ważnym elementem analizy jest również często pomijane określanie wpływu wyznacznika na zmiany położenia OSC w całym cyklu chodu, lub jego fazie podporowej, a nie tylko w wybranym niewielkim jego fragmencie, jak zakładali autorzy koncepcji wyznaczników. Oczywistym wydaje się fakt, że zmieniający swoje położenie segment ciała w każdej chwili względnego czasu cyklu będzie wywierał określony wpływ na przestrzenne zmiany położenia OSC i nie można rozpatrywać jego wpływu wybiórczo, jedynie w wybranych fragmentach cyklu. Takie ograniczone analitycznie podejście w znacznym stopniu przesłania kompleksowe zrozumienie kinematyki chodu oraz istoty

zmian wzajemnego położenia segmentów ciała zmierzających w kierunku optymalizacji oscylacji OSC, pozwalającej na realizację skutecznego i bezpiecznego przemieszczania ciała.

Wyraźnym niedomaganiem dotychczasowych opracowań w zakresie wpływu wyznaczników na ruch OSC jest również brak miary ich skutecznego oddziaływania na zakres oscylacji ogólnego środka ciężkości ciała. W niektórych opracowaniach pojawiały się, co prawda szacunkowe dane (podawane najczęściej w %), wskazujące, w jakim stopniu determinanta wpływa na redukcję ruchu OSC, lecz bez podania matematycznych zależności, z których te szacunki mogą wypływać. Kwestię tę podnoszono już we Wstępie do dysertacji. Powoduje to trudność w odniesieniu się do tych szacunkowych danych w wynikach badań własnych.

Potwierdzenie jedynie faktu oddziaływania wyznacznika na redukcję zmian położenia OSC wydaje się być niewystarczające z punktu widzenia współczesnego poziomu analizy lokomocji w innych aspektach kinematycznych, czy kinetycznych chodu. Ważnym zganieniem staje się zaproponowanie i usankcjonowanie w kolejnych badaniach możliwych miar skuteczności oddziaływania determinanty na zwiększanie lub redukcję oscylacji OSC.

W analizie wyników zaproponowano własne wskaźniki efektywnego oddziaływania poszczególnych determinant na przemieszczenia pionowe i boczne OSC dla obu badanych grup, jako sumaryczny względny czas oddziaływania wyznacznika na ruch OSC w znormalizowanym cyklu oraz iloraz zmiany wartości wyznacznika w stosunku do sumarycznego czasu jego oddziaływania w całym cyklu chodu. Był to jeden z istotnych aspektów podjętych w dysertacji, który dotąd nie był uwzględniany w badaniach nad mechanizmami ograniczania oscylacji OSC i może stanowić wkład w dotychczasowy stan wiedzy w tym zakresie.

Rotacja miednicy została uznana za jeden z najważniejszych wyznaczników, ograniczających pionowe oscylacje ogólnego środka ciężkości. Mechanizm jego działania według autorów koncepcji (Saunders i wsp. 1953), polegał na zwiększaniu efektywnej długości kończyny wykroczonej i zakroczonej, z równoczesnym wydłużeniem kroku podczas ruchów zwiększających rotację miednicy. W efekcie miało to pomóc podczas ruchu postępowego kończyny kontralateralnej, poprzez zmniejszenie zakresu jej zgięcia i wyprostowania w stawie biodrowym. Szczególnie widoczne działanie wyznacznika miało występować podczas wykonywania wymachu kończyny dolnej. Mechanizm tego wyznacznika został opisany w niejasny sposób i zazwyczaj ograniczony do wybranej fazy



chodu, na co wskazują również inni autorzy (Kerrigan i wsp. 2001; Della Croce i wsp. 2001). Rozpatrując jego działanie należy brać pod uwagę wzajemne relacje ruchów rotacyjnych miednicy oraz pionowych zmian położenia OSC oraz rozpatrywać je w całym względnym przedziale cyklu chodu.

Należy podkreślić, że dla jasności opisu mechanizmu tego wyznacznika, bardziej poprawnym wydaje się używanie określenia efektywnego wydłużenia, bądź skrócenia kompleksu kończyna – miednica, a nie tylko skrócenia, bądź wydłużenia kończyny. Z oczywistych względów efektywne wydłużenie dotyczy całego lokomotora (Perry 2010).

Zasadnym i logicznym wydaje się w tej sytuacji stwierdzenie, że jeśli obserwujemy zwiększanie rotacji wewnętrznej miednicy w stosunku do jednej kończyny dolnej, to w tym samym czasie musi mu towarzyszyć zwiększenie rotacji zewnętrznej kończyny przeciwnej. W tej sytuacji poprzez analogię, należałoby przyjąć założenie, że wraz z ruchem zmniejszania rotacji miednicy (ruch w kierunku położenia neutralnego miednicy) powinniśmy obserwować efektywne skrócenie kompleksu kończyna-miednica, które skutkowałoby zwiększeniem zakresów zgięcia i wyprostowania w stawie biodrowym kończyny przeciwnej. W przypadku prostopadłego ustawienia miednicy w stosunku do zamierzonego kierunku ruchu rola tego wyznacznika byłaby neutralna.

Biorąc pod uwagę mechanizm tego wyznacznika w kontekście pionowych zmian położenia OSC, należałoby przyjąć, że jeśli obserwujemy zwiększenie kąta rotacji zewnętrznej lub wewnętrznej (dla strony przeciwnej) położenia miednicy w płaszczyźnie poprzecznej (fazy efektywnego wydłużania kompleksu kończyna – miednica), podczas równoczesnego opadania OSC, to koegzystencja ruchów miednicy i OSC powinna ograniczać zakres przemieszczania OSC. Gdyby w tym samym czasie wystąpił ruch unoszenia OSC, to działanie wyznacznika zwiększałoby zakres jego unoszenia poprzez mechanizm efektywnego wydłużania kompleksu kończyna – miednica.

W przypadku ruchów miednicy od maksymalnej rotacji wewnętrznej lub zewnętrznej w kierunku położenia neutralnego, powinien zaistnieć efekt przeciwny do opisanego powyżej, obserwowany w postaci efektywnego skrócenia kompleksu kończyna – miednica. Gdyby w tym samym czasie OSC poruszał się w górę, to mechanizm wyznacznika powinien generować korzystne ograniczenie pionowych oscylacji środka ciężkości ciała, natomiast podczas opadania OSC zakres jego ruchu w dół powinien się zwiększać.

Konkludując – to, czy ruchy rotacyjne miednicy mogą wywoływać korzystny lub niekorzystny wpływ na zakres pionowych oscylacji OSC, zależy będzie od tego, czy

rotacja miednicy się zwiększa od pozycji neutralnej lub zmniejsza od położenia maksymalnej rotacji, w korelacji do kierunku zmian położenia OSC (w górę lub w dół).

Wyniki badań z wykorzystaniem bardziej rozwiniętych technik diagnostycznych nie pokrywają się z twierdzeniem Saunders'a i wsp. (1953). Kerrigan i wsp. (2001) wykazali, iż w grupie zdrowych osób, podczas chodu z preferowaną prędkością po płaskim podłożu, redukcja pionowych przemieszczeń OSC za sprawą pierwszej determinanty, stanowi około 12% ogólnej redukcji. Podobnie, zespół badawczy Della Croce i wsp. (2001) przeprowadził analizę chodu zdrowych osób po płaskim podłożu, z preferowaną prędkością, z której wynika, że rotacja miednicy jest najmniej znaczącą determinantą w procesie ograniczania oscylacji OSC. Jej udział w ogólnej redukcji stanowił 10%, co stoi w opozycji do teorii Saunders'a i wsp. (1953). Niestety, żaden zespół badaczy nie zaproponował wzoru obliczeniowego na podstawie, którego podał powyższe wartości liczbowe redukcji, co czyni je mało wiarygodnymi i trudnymi do empirycznej weryfikacji. Można się jedynie domyślać, że badacze redukcję ruchu OSC opierali o teoretyczny zakres obliczony na podstawie odwróconego wahadła o stałej długości.

Podobne wnioski, wskazujące na nieznaczny udział rotacji miednicy w redukcji pionowych oscylacji OSC, wysunęli Hayot i wsp. (2013) oraz Lin i wsp. (2014). Autorzy przeprowadzili analizę chodu zdrowych osób, z trzema różnymi prędkościami (w tym z prędkością preferowaną) po płaskim podłożu. Zaznaczyć należy, iż grupy badanych były nieliczne. W badaniach Hayot i wsp. (2013) wzięło udział 8 osób, natomiast w badaniach Lin i wsp. (2014) 23 osoby, co w znacznym stopniu ogranicza siłę wnioskowania.

Analiza dostępnych źródeł wykazała, że pierwsza determinanta nie bierze istotnego udziału w procesie redukcji pionowych przemieszczeń OSC, jednakże autorzy nie podjęli się uszczegółowienia wyników, dotyczącego mechanizmu działania rotacji miednicy, przedziałów czasowych oraz szczególnie metody obliczeniowej jej udziału procentowego w ogólnej redukcji oscylacji OSC. Zwłaszcza ostatni czynnik może istotnie wpływać na brak jasności wywodzonych wniosków, uniemożliwiając ich pełną weryfikację. Ponadto, w większości prac, z uwagi na liczebność, próby mogły nie być w pełni reprezentatywne.

Z badań własnych wynika, że w całym cyklu chodu występują okresy, w trakcie których, pierwsza determinanta działa ograniczająco na ruch pionowy OSC. Korzystne działanie wyznacznika rotacji miednicy zajęło około 70% cyklu w grupie z zaawansowaną chorobą zwyrodnieniową i 73% w grupie kontrolnej. W poddanych analizie grupach zaobserwowano pięć obszarów redukcji oscylacji OSC, z czego trzy w fazie podporowej. Na podstawie względnego czasu trwania redukcji, zmian kątowych miednicy oraz zakresu

przemieszczeń OSC, wyznaczono przedział cyklu, podczas którego badana determinanta miała największy udział w procesie ograniczania pionowych oscylacji OSC (Ryc. 16, Ryc. 17). W grupie z zaawansowaną chorobą zwyrodnieniową największe oddziaływanie pierwszego wyznacznika miało miejsce pomiędzy 9 – 29%, a w grupie kontrolnej 7 – 29% cyklu chodu.

Jak wykazały badania, rotacja miednicy jest determinantą najdłuższą oddziałującą na pionowe przemieszczenia OSC w trakcie całego cyklu chodu (Tab. 12). W wyróżnionych przedziałach czasowych cyklu, charakteryzujących się największym udziałem pierwszego wyznacznika, następuje zmniejszenie kąta rotacji wewnętrznej miednicy od wartości maksymalnej do pozycji neutralnej, podczas gdy OSC się unosił. Ruch miednicy w płaszczyźnie poprzecznej przyczynia się tym samym do skracania funkcjonalnego kompleksu kończyna – miednica i obniżenia lokalnego SC, co wywiera korzystny wpływ na ograniczanie pionowych przemieszczeń OSC w górę. Wskaźnik efektywnego ograniczania oscylacji pionowych OSC wyniósł  $0,37 \text{ }^{\circ}\cdot\%^{-1}$  w grupie kontrolnej oraz  $0,43 \text{ }^{\circ}\cdot\%^{-1}$  (Tab. 13) w grupie z gonartrozą, co klasyfikuje rotację miednicy jako, jeden z najmniej dynamicznie i jednocześnie najdłuższych (Tab. 12) oddziałujących na ruch OSC wyznaczników.

Ruch miednicy w płaszczyźnie czołowej (*Pelvis Obliquity*) został uznany przez Saunders'a i wsp. (1953) za jeden z najistotniejszych czynników redukujących pionowe oscylacje OSC. Działanie drugiej determinanty polega na redukcji przemieszczeń OSC w górę i w dół. Ograniczanie ruchu OSC w górę zachodzi przez obniżanie się miednicy i związane z tym efektywne skrócenie kończyny podporowej, natomiast redukcja ruchu OSC w dół występuje, gdy miednica się unosi i przez to powoduje efektywne wydłużenie kończyny podporowej. Poziome ustawienie miednicy w płaszczyźnie czołowej posiada neutralny wpływ na pionowy ruch OSC.

Według badań Pandy i wsp. (1989) ruch miednicy w płaszczyźnie czołowej nie należy do dominujących determinant, ograniczających pionowe przemieszczenia ogólnego środka ciężkości. Do podobnych wniosków doszli w swych badaniach nad chodem zdrowych osób, poruszających się z wybraną prędkością po płaskim podłożu, Gard i wsp. (1997). Wykazali oni, że ruch miednicy jest odpowiedzialny za 2 – 4 mm ogólnej redukcji oscylacji OSC, co nie czyni tego wyznacznika istotnym.

W późniejszych badaniach Gard i wsp. (2001) przeprowadzili analizę chodu trzech zdrowych osób, w której wykazali, że w fazie *Loading Response*, unosząca się miednica wydłuża funkcjonalnie kończynę dolną, co wspomaga ruch OSC do góry. W *Initial Swing*

miednica powoduje obniżenie SC kończyny dolnej, a w efekcie ograniczenie ruchu OSC w górę. We wskazanym przedziale czasowym, OSC zaczyna się unosić ze swego minimalnego położenia, w związku z tym, redukcja jest niewielka. Najistotniejszym wnioskiem, jaki sformułowali autorzy badań, jest fakt, że OSC znajduje się w tym samym położeniu zarówno, gdy miednica jest maksymalnie uniesiona w fazie *Loading Response*, jak i wówczas, gdy jest w swym minimalnym położeniu w *Initial Swing*. Zaprzecza to twierdzeniu, że ruch miednicy w płaszczyźnie czołowej istotnie wpływa na pionowe oscylacje OSC. Ponadto, ruchowi miednicy w płaszczyźnie czołowej, zsynchronizowanemu z ruchem zgięcia stawu kolanowego, badacze przypisują rolę absorpcyjną wstrząsów w fazie przyjęcia obciążenia przez kończynę podporową.

Analiza Lin i wsp. (2014) również dowiodła, iż druga determinanta w niewielkim stopniu przyczynia się do redukcji pionowych przemieszczeń ogólnego środka ciężkości. Natomiast skorelowana z przywodzeniem w stawie biodrowym, odpowiada za istotną redukcję bocznych ruchów miednicy.

Do odmiennych wniosków doszli Hayot i wsp. (2013). Z ich badań wynika, że ruch miednicy do góry po stronie kończyny podporowej, w drugiej połowie fazy podwójnego podporu, ma istotny wpływ na redukcję pionowych przemieszczeń ogólnego środka ciężkości, co pokrywa się częściowo z wynikami badań własnych. Autorzy nie potwierdzili natomiast roli opadania miednicy na ruch OSC pod koniec fazy jednopodporowej, co zaprezentowano w badaniach własnych.

Badania własne wykazały, iż podczas całego cyklu chodu występują cztery przedziały czasowe, w których drugi wyznacznik wpływa na ograniczanie pionowych ruchów OSC. W grupie z zaawansowaną chorobą zwyrodnieniową stawu kolanowego, ruch miednicy w płaszczyźnie czołowej bierze udział w redukcji pionowych przemieszczeń OSC przez 50%, natomiast w grupie kontrolnej, przez 51% czasu trwania cyklu chodu. Wyznacznik drugi najefektywniej oddziałuje od 79% do końca cyklu chodu, zarówno w grupie z zaawansowaną chorobą zwyrodnieniową stawu kolanowego, jak i w grupie kontrolnej. Drugim okresem odznaczającym się znaczącym udziałem ruchu miednicy w ograniczaniu przemieszczeń OSC jest przedział 12 – 29% cyklu chodu, w obu badanych grupach.

W przedziale (79 – 100% cyklu chodu), w którym odnotowuje się największe oddziaływanie drugiego wyznacznika, unosząca się miednica wydłuża funkcjonalnie kończynę dolną i unosi jej lokalny SC, przez co ogranicza ruch OSC w dół. W drugim przedziale czasowym cyklu chodu (12 – 29%), w którym zaznacza się znaczące

oddziaływanie tego wyznacznika, miednica opada z położenia maksymalnego uniesienia do pozycji neutralnej, dzięki czemu skraca funkcjonalnie kończynę dolną i obniża jej lokalny SC. W efekcie wpływa ograniczająco na unoszący się w tym czasie OSC. (Ryc. 18, Ryc. 19) Hayot i wsp. (2013) wskazali koniec fazy podwójnego podporu, jako przedział czasowy, w którym dochodzi do istotnej redukcji oscylacji. Wyniki własne wykazały, że oddziaływanie tej determinanty rozpoczyna się w momencie przejścia fazy dwupodporowej w jednopodporową, gdy uniesienie miednicy osiąga wartość maksymalną i trwa nieomal do końca fazy *Mid Stance* (Ryc. 18, Ryc. 19).

Wskaźnik efektywnego oddziaływania na ruchy pionowe OSC wyniósł dla wyznacznika opadania miednicy  $0,22 \text{ }^{\circ}\cdot\%^{-1}$  w grupie kontrolnej i  $0,18 \text{ }^{\circ}\cdot\%^{-1}$  (Tab. 13) w grupie z chorobą zwyrodnieniową stawu kolanowego, co czyni tę determinantę jedną z najslabiej ograniczającą oscylacje OSC. Równocześnie względny czas oddziaływania w obu badanych grupach oscylował w okolicy połowy względnego czasu cyklu (Tab. 12) i był drugim w kolejności, spośród sześciu analizowanych determinant.

Zgięcie stawu kolanowego w fazie podporu w koncepcji Saunders'a i wsp. (1953) miało za zadanie ograniczać unoszenie się OSC ciała. Autorzy teorii determinant chodu uznali fazę przyjęcia obciążenia przez kończynę podporową za przedział, w którym zachodzi redukcja oscylacji OSC. Większość dotychczasowych badań, przeprowadzonych z użyciem trójwymiarowej analizy chodu, nie potwierdziło jednoznacznie działania determinanty stawu kolanowego. Niektóre doniesienia wykazały ograniczanie oscylacji OSC przez omawiany wyznacznik, jednakże nie zawsze były to istotne wyniki w odniesieniu do ogólnej redukcji przemieszczeń pionowych.

Winter (1983) krytycznie podszedł do założenia, że trzecia determinanta zmniejsza koszt energetyczny chodu przez redukcję pionowych ruchów OSC. Zaznaczył, że pogląd ten nie uwzględnia zmiany energii kinetycznej tułowia, występującej wraz ze wzrostem energii potencjalnej oraz pracy wymaganej do poruszania kończynami dolnymi. W swojej pracy wykazał, iż maksymalne zgięcie stawu kolanowego zwiększa wydatek energetyczny chodu. Ponadto, podważył powszechną opinię, że poruszanie się z usztywnionym stawem kolanowym jest bardziej energochłonne. Wydaje się, że istotna rola tego wyznacznika polega na zaabsorbowaniu energii rozprędnionego ciała przez tkanki biologiczne pracujące w stawie (ze znaczącym udziałem ekscentrycznej pracy prostowników stawu) i rozłożeniem w czasie tych procesów.

Determinanta trzecia została uznana przez Pandya i wsp. (1989) za istotną w procesie spłaszczania trajektorii OSC. Ponadto, wyprost stawu kolanowego w fazie

podporu wykazał pozytywny wpływ na redukcję oscylacji OSC. Również zespół Lee i wsp. (1998) potwierdził udział zgięcia stawu kolanowego w zjawisku kompresji kończyny dolnej, a zarazem redukcji oscylacji pionowych OSC.

Gard i wsp. (1999) nie potwierdzili znaczącej roli zgięcia stawu kolanowego w ograniczaniu pionowych oscylacji. Według autorów, redukcja wynosiła zaledwie kilka milimetrów, co nie miało wpływu na obniżanie OSC. Mechanizm działania tego wyznacznika polegał na absorpcji wstrząsów podczas nagłego przeniesienia masy ciała z kończyny podporowej na wymachową, przygotowującą się do przejścia obciążenia. W swojej późniejszej pracy naukowej Gard i wsp. (2001) potwierdzili nieznaczny wpływ omawianej determinanty na położenie OSC pod koniec fazy podwójnego podporu. Co więcej, badacze zauważyli, że staw kolanowy osiąga tę samą wartość kątową zgięcia, zarówno pod koniec fazy *Loading Response*, gdy OSC zaczyna się nieznacznie unosić z pozycji minimalnej, jak i pod koniec fazy *Mid Stance*, gdy OSC osiąga położenie maksymalne. Ostatecznie, Gard i wsp. (2001) wyciągnęli wniosek, iż determinanta trzecia nie ma istotnego wpływu na pionowe przemieszczenia OSC.

W badaniach chodu dzieci z mózgowym porażeniem, Russell i wsp. (2007) dowiedli, iż większy zakres zgięcia stawów kolanowych w fazie podwójnego podporu powoduje zwiększenie pionowych przemieszczeń OSC. W konsekwencji, nadmierne obniżenie OSC wymusza zwiększenie wydatku energetycznego na ponowne jego uniesienie w fazie pojedynczego podporu. Ponadto, pionowa oscylacja OSC dodatkowo zwiększa wyższe unoszenie pięty (*heel rise*) w fazie jednopodporowej, co istotnie pogarsza ergonomię chodu w badanej grupie dzieci. Do podobnych wniosków doszli Mandeville i wsp. (2009), którzy w badaniach z udziałem osób z zaawansowaną chorobą zwyrodnieniową stawu kolanowego wykazali, że osoby te prezentowały zmniejszony zakres zgięcia stawu kolanowego, a przy tym zmniejszone pionowe oscylacje OSC. Zwiększenie kąta zgięcia stawu kolanowego u pacjentów w ostatnim stadium zaawansowania choroby, skutkowałoby zwiększeniem amplitudy pionowych przemieszczeń OSC i w konsekwencji, zwiększeniem wydatku energetycznego chodu.

Zespół Hayot i wsp. (2013) uznał zgięcie stawu kolanowego w fazie podporu za wyznacznik ograniczający ruch OSC, mimo, iż poziom redukcji był niewielki i występuje przez krótki czas, pod koniec fazy podwójnego podporu, do początku *Mid Stance*. Natomiast z badań Lin i wsp. (2014) wynika, iż zgięcie stawu kolanowego w fazie podporu należy do trzech głównych determinant chodu. Badacze zauważyli, że przez większą część

fazy podporu wyznacznik ten zwiększa oscylacje OSC, natomiast redukcja za jego sprawą zachodzi pod koniec drugiej fazy podwójnego podporu.

Z przeprowadzonych badań własnych wynika, że w trakcie cyklu chodu występuje pięć przedziałów czasowych, w których zachodzi ograniczanie pionowych oscylacji OSC, w tym trzy zawierają się w fazie podporowej. Pozytywny wpływ determinanty stawu kolanowego na pionowe ruchy OSC obserwuje się przez 41% całego cyklu chodu, w grupie z zaawansowaną chorobą zwyrodnieniową i przez 38% w grupie kontrolnej. W pozostałej części cyklu, w obu grupach, wyznacznik ten zwiększa pionowe oscylacje OSC. Największe ograniczanie oscylacji OSC za sprawą trzeciego wyznacznika, zaznacza się w przedziale 29 – 43% cyklu chodu w grupie osób z zaawansowaną gonartrozą i 29 – 40% cyklu w grupie kontrolnej. W tym obszarze staw kolanowy prostuje się, co prowadzi do uniesienia lokalnego SC kończyny podporowej. W konsekwencji, ruch stawu kolanowego powoduje ograniczanie przemieszczeń OSC w dół. Założenie Saunders'a i wsp. (1953), że zgięcie stawu kolanowego w fazie przyjęcia obciążenia jest kluczowym mechanizmem ograniczania pionowych oscylacji OSC, nie zostało do końca potwierdzone przez wyniki badań własnych. Zgodnie z teorią, w tym przedziale dochodzi do istotnej redukcji, jednakże bardziej wyraźne ograniczania pionowych przemieszczeń OSC, uzyskuje się za sprawą ruchu wyprostnego stawu kolanowego w obu badanych grupach. (Ryc. 24, Ryc. 25)

Wskaźnik efektywnego oddziaływania wyznacznika kolana na pionowe przemieszczenia OSC był równy  $1,21 \text{ }^{\circ}\cdot\%^{-1}$  w grupie kontrolnej i  $1,07 \text{ }^{\circ}\cdot\%^{-1}$  (Tab. 13) w grupie z gonartrozą, co oznacza, że jest to najsilniej ograniczająca ruchy OSC determinanta. Względne czasy oddziaływania wyznacznika na ruchy OSC w cyklu mieściły się w średnich przedziałach wszystkich analizowanych determinat i były nieco dłuższe w grupie GA (41%), niż w grupie GK (38%) (Tab. 12).

Mechanizmy stawu skokowo – goleniowego są najmniej kontrowersyjną determinantą w dotychczasowych doniesieniach. Według Pandy i wsp. (1989) interakcje stopy i kolana są obok zgięcia stawu kolanowego, dominującym wyznacznikiem mogącym wpływać na położenie OSC.

Perry (1992) w swej obszernej analizie cyklu chodu opisała swoją hipotezę, że izolowany ruch uniesienia pięty pod koniec fazy podporowej, relatywnie wydłuża kończynę podporową, a to powinno redukować pionowe oscylacje OSC. Również Kerrigan i wsp. (2000) oraz Hayot i wsp. (2013) uznali uniesienie pięty podczas zgięcia podszwowego stawu skokowo – goleniowego za kluczową determinantę, która unosi

OSC, gdy ten jest w swym najniższym położeniu. Według autorów, przywrócenie poprawnego działania tego wyznacznika u pacjentów z zaburzeniami chodu, może być jednym z głównych elementów reedukacji chodu. Zespół Della Croce i wsp. (2001) wykazał, iż ruch stawu skokowo – goleniowego w kierunku podszwowy pod koniec fazy podporu odpowiada za około 66% całkowitej redukcji oscylacji. Niestety autorzy nie podają zastosowanej metody obliczeniowej, co w znacznym stopniu utrudnia zweryfikowanie wyników, lub powtórzenie eksperymentu pomiarowego. Podobnie do powyższych, Lin i wsp. (2014) wykazali, że interakcja zgięcia podszwowego stawu skokowo – goleniowego i zgięcia palucha jest jedną z głównych determinant chodu, która istotnie redukuje oscylacje OSC.

Z kolei Lee i Farley (1998) w swych badaniach wykazały, że zgięcie grzbietowe stawu skokowo – goleniowego w pierwszej połowie fazy podporu zmniejsza oscylacje pionowe OSC, natomiast Hayot i wsp. (2013) zauważyli, iż zgięcie grzbietowe zwiększa oscylacje OSC w fazie pojedynczego podporu.

Wyniki badań własnych wykazały, iż w znormalizowanym cyklu chodu występują cztery przedziały korzystnego oddziaływania wyznacznika stawu skokowo – goleniowego. W grupie z zaawansowaną chorobą zwyrodnieniową stawu kolanowego, omawiana determinanta wpływa redukcyjnie na pionowe przemieszczenia OSC przez 33% całego cyklu chodu, natomiast w grupie kontrolnej przez 36%. Pod względem znormalizowanego czasu trwania (w grupie z zaawansowaną chorobą zwyrodnieniową 1% cyklu chodu, natomiast w grupie kontrolnej 2%) pierwszy przedział czasowy wydaje się być nieistotny. Największe oddziaływanie wyznacznika na ruch pionowy OSC zaznacza się w przedziale 29 – 48% cyklu chodu w grupie z gonartrozą oraz 29 – 47% w grupie kontrolnej. W tym obszarze zwiększanie zgięcia grzbietowego powoduje skrócenie funkcjonalne kończyny podporowej, a co za tym idzie, uniesienie lokalnego SC kończyny. W efekcie, dochodzi do ograniczania ruchu OSC w dół. W obu grupach zaznacza się także istotny udział zgięcia podszwowego stawu skokowo – goleniowego (*heel rise*) w redukcji oscylacji OSC w przedziale 53 – 66% (grupa z gonartrozą) i 52 – 65% (grupa kontrolna). W tych obszarach kończyna podporowa ulega wydłużeniu, jej lokalny SC obniżeniu, co ogranicza unoszenie OSC. Opisany mechanizm jest spójny z wnioskami dotychczas przeprowadzonych analiz ruchu. (Ryc. 26, Ryc. 27)

Znaczący udział zgięcia grzbietowego stawu skokowo – goleniowego znajduje potwierdzenie w wynikach Lee i wsp. (1998), jednakże zespół ten wykazał, że omawiany ruch odgrywa istotną rolę w pierwszej połowie podporu, w przeciwieństwie do uzyskanych



rezultatów własnych. Wyniki Hayot i wsp. (2013) stoją całkowicie w opozycji do badań własnych, gdyż autorzy wskazali zgięcie grzbietowe, jako czynnik zwiększający oscylacje OSC w fazie pojedynczego podporu. Zgięcie podeszwowe, często ujęte skrótowo, jako *heel rise*, występujące pod koniec fazy podporowej, wzbudza najmniej kontrowersji wśród badaczy tematu ograniczania pionowych przemieszczeń OSC. Przeprowadzona analiza ruchu wśród osób z zaawansowaną postacią gonartrozy i grupie osób zdrowych, potwierdziła znaczący udział tej determinanty, jednakże znacznie wyraźniejszą redukcję zauważa się w przypadku ruchu zgięcia grzbietowego, w trakcie trwania fazy *Terminal Stance*.

Wskaźnik efektywnego oddziaływania na pionowe ruchy OSC wyniósł w przypadku wyznacznika stawu skokowo – goleniowego  $0,85 \text{ }^{\circ}\cdot\%^{-1}$  w grupie kontrolnej i  $0,49 \text{ }^{\circ}\cdot\%^{-1}$  w grupie z gonartrozą (Tab. 13), co czyni go obok wyznacznika sumarycznej rotacji kończyny dolnej drugim w kolejności pod względem dynamiki ograniczania ruchu OSC oraz jednym z najkrócej oddziałującym w cyklu (Tab. 12).

Temat przemieszczeń bocznych OSC jest wciąż zbyt mało poznany. Autorzy dotychczasowych badań skupiali się głównie na oscylacjach pionowych. Według teorii Saunders'a i wsp. (1953) przywiedzenie w stawie biodrowym i ustawienie stawu kolanowego w fizjologicznej koślawości, miało za zadanie zmniejszanie oscylacji bocznych OSC. Ustawienie stawu kolanowego w fizjologicznej koślawości mylnie przez niektórych badaczy uznawane za odrębną determinantę, w rzeczywistości jest jedynie jednym z czynników obok ruchów przywodzenia miednicy, które łącznie wpływają na szerokość kroku, a w konsekwencji na zakres bocznych przemieszczeń miednicy, które z kolei mogą kształtować zakresy bocznych przemieszczeń OSC. Tak też zjawisko koślawienia stawu kolanowego zostało potraktowane w niniejszej pracy.

Determinantę tę wskazali w swoich badaniach Lin i wsp. (2014), według których przywiedzenie w stawie biodrowym i ruchy miednicy w płaszczyźnie czołowej, są odpowiedzialne za redukcję przemieszczeń bocznych OSC.

Natomiast Donelan i wsp. (2001) przypisali rolę głównej determinanty, ograniczającej boczne oscylacje, koślawieniu stawu kolanowego, które było związane z szerokością kroku badanych. Według badaczy, każda osoba charakteryzuje się indywidualną szerokością kroku, która jest dla niej optymalna pod względem zużycia energii w trakcie chodu. Każde zwiększenie, bądź zmniejszenie preferowanej szerokości kroku, wpływa negatywnie na energetykę ruchu.

W badanych grupach staw kolanowy przyjmuje fizjologiczne koślawe ustawienie podczas całego cyklu chodu, jednakże największe wartości kątowe zaznaczają się na początku fazy podporowej, podczas przyjmowania ciężaru ciała. Redukujący charakter tego czynnika w wyznaczniku *Pelvis Shift* zauważa się od postawienia pięty do 32% cyklu chodu. W tym przedziale OSC przemieszcza się bocznie do osiągnięcia maksymalnego położenia, a ustawienie w płaszczyźnie czołowej stawu kolanowego może ograniczać szerokość kroku. W fazie wymachowej OSC przemieszcza się ponownie w kierunku granicznego położenia w przedziale cyklu 57 – 82% w grupie z zaawansowaną gonartrozą i 57 – 84% w grupie zdrowych. Należy jednak zaznaczyć, że w obu grupach do 72% cyklu chodu wartość kątowa koślawości maleje o blisko 2,5 °. Sumaryczne oddziaływanie koślawości stawu kolanowego w trakcie całego cyklu chodu zachodzi przez 57% w grupie z zaawansowaną gonartrozą, a w grupie osób zdrowych przez 59%. (Ryc. 20, Ryc. 21)

Według założeń teorii wyznaczników, fizjologiczne koślawienie stawu kolanowego powoduje ograniczanie ruchów bocznych miednicy, a to prowadzi do redukcji oscylacji poziomych OSC, jednak wyniki analiz przeprowadzonych badań, nie potwierdzają istotnego wpływu fizjologicznego koślawienia stawu kolanowego na boczne przemieszczenia miednicy. Zauważa się, że od początku cyklu do 32%, w obu grupach, odnotowuje się największy stopień koślawienia, co powoduje bliższe prowadzenie stóp i w efekcie ogranicza ruchy boczne OSC. Jednakże w tym przedziale czasowym boczne ruchy miednicy nie wywierają takiego wpływu na boczne przemieszczanie OSC. Również w fazie wymachu nie występuje synchronizacja czasowa pomiędzy oddziaływaniem koślawości stawu kolanowego, a ruchami miednicy. Reasumując, należy przypuszczać, że taki stan jest konsekwencją przesunięcia w czasie bocznego wychylenia miednicy w stosunku do bocznych oscylacji OSC. Saunders i wsp. (1953) uwarunkowali redukcję zakresu bocznego przemieszczania miednicy od bliższego prowadzenia kończyn dolnych, względem siebie, podczas naturalnego chodu w następstwie fizjologicznego koślawienia stawu kolanowego. Przeprowadzone badania na grupie osób z zaawansowaną chorobą zwyrodnieniową stawu kolanowego i grupie zdrowych, nie potwierdzają tej zależności.

Przeprowadzona analiza znormalizowanego cyklu chodu osób z gonartrozą i grupy zdrowych wykazała, że występują w nim dwa przedziały czasowe, w których wyznacznik bocznych przesunięć miednicy (*Pelvis Shift*) ogranicza oscylacje boczne OSC. (Ryc. 22, Ryc. 23) Wpływ omawianej determinanty zaznacza się podczas 13% całego cyklu chodu w grupie z zaawansowaną gonartrozą i przez 21% cyklu w grupie zdrowych osób. Zajmował najkrótszy przedział względnego czasu cyklu spośród wszystkich

analizowanych wyznaczników chodu, równocześnie wyraźnie dłużej oddziałując na boczne przemieszczenia OSC w grupie kontrolnej (różnica 8% względnego czasu cyklu). (Tab. 12)

Wskaźnik efektywnego oddziaływania bocznych przesunięć miednicy na boczne przemieszczenia OSC wyniósł  $0,14 \text{ mm} \cdot \%^{-1}$  w grupie kontrolnej i  $0,13 \text{ mm} \cdot \%^{-1}$  w grupie z gonartrozą (Tab. 13).

Teoria Saunders'a i wsp. (1953) zakładała, że wewnętrzna rotacja sumaryczna kończyny dolnej powoduje efektywne skrócenie kończyny podporowej i skorelowana z ruchem OSC w górę, powinna wpływać ograniczająco na ten ruch. Sumaryczna rotacja zewnętrzna kończyny dolnej wydłuża ją, czego efektem powinna być redukcja zakresu oscylacji OSC w dół. Wyniki badań własnych wskazują, iż w znormalizowanym cyklu chodu występują cztery obszary działania wyznacznika rotacji sumarycznej kończyny dolnej, z czego trzy dotyczą fazy podporowej. Determinanta wykazuje działanie ograniczające ruch OSC przez 35% cyklu chodu w grupie chorych oraz przez 31% w grupie kontrolnej. Najsilniejsze oddziaływanie wskazanego wyznacznika zauważa się w przedziale 79 – 98% cyklu chodu w grupie z zaawansowaną chorobą zwyrodnieniową stawu kolanowego oraz 79 – 95% w grupie kontrolnej. W fazie podporu natomiast, zaznacza się większy wpływ determinanty w przedziale 30 – 44% cyklu w grupie z gonartrozą i 29 – 43% w grupie kontrolnej.

W obu wskazanych przedziałach badanych grup, kończyna dolna sumarycznie rotuje się na zewnątrz, co powoduje jej funkcjonalne wydłużenie i uniesienie lokalnego SC. W efekcie zachodzi ograniczanie ruchu w dół OSC. (Ryc. 28, Ryc. 29)

Wskaźnik efektywnego oddziaływania na pionowe ruchy OSC sumarycznej rotacji kończyny dolnej był równy  $0,67 \text{ }^{\circ} \cdot \%^{-1}$  w grupie kontrolnej i  $0,74 \text{ }^{\circ} \cdot \%^{-1}$  w grupie z zaawansowaną chorobą zwyrodnieniową stawu kolanowego, co obok wyznacznika stawu skokowo – goleniowego, klasyfikuje go na drugim miejscu pod kątem wpływu na pionowe ruchy OSC (Tab. 13). Równocześnie względny czas oddziaływania analizowanej determinanty jest jednym z najkrótszych w całym zestawieniu i oscyluje w granicach nieco powyżej 30% (Tab. 12).

## 5.1. Podsumowanie dyskusji i kierunki dalszych badań

Analiza literatury wykazała, iż na przestrzeni ponad 60 lat niewiele prac naukowych poddało ocenie teorię sześciu determinant chodu Saunders'a i wsp. (1953).

Wśród nich, większość nie odnosiła się do wszystkich, a jedynie do wybranych czynników. Mechanizmy działania poszczególnych determinant chodu były przedstawione w dotychczasowych pracach bardzo pobieżnie i wyłącznie w wybranych przedziałach czasowych cyklu chodu. Bardzo istotną kwestią jest brak uszczegółowienia sposobu lub wzoru wyznaczania udziału procentowego danej determinanty chodu, w całkowitej redukcji OSC, pomimo przedstawienia wartości liczbowych w pracach Della Croce i wsp. (2001), Kerrigan i wsp. (2001). W świetle metodologii badań, grupy poddawane analizie chodu były nieliczne, co mogło wpłynąć na ich reprezentatywność w obszarze badanych zbiorowości. Co więcej, rezultaty dotychczasowych badań w większości były rozbieżne, co utrudniło autorce dysertacji ich konfrontację z wynikami własnymi i wyciągnięcie uogólnionych wniosków.

Przeprowadzona analiza wpływu poszczególnych czynników na przemieszczenia OSC podczas znormalizowanego chodu po płaskim podłożu, była ograniczona ilością uczestników spełniających kryteria włączenia do badań, w tym wymóg odpowiedniego stopnia zaawansowania choroby zwyrodnieniowej stawu kolanowego.

Dotychczasowe doniesienia dotyczące roli determinant chodu w procesie ograniczania oscylacji OSC są w dużej mierze wycinkowe, bądź traktują temat dość pobieżnie. Równocześnie w analizie chodu mocno ugruntowany jest paradygmat czynników chodu i wielu autorów prac się na niego powołuje. Przedstawiona dysertacja może stać się pracą porządkującą dotychczasowy stan wiedzy w zakresie oddziaływania czynników na ograniczanie ruchów OSC i stać się przesłanką do przeprowadzenia dalszych badań na większych próbach, wśród zdrowych osób, jak i z dysfunkcjami narządu ruchu.

Pogłębienie wiedzy z zakresu mechanizmów ograniczania przemieszczeń OSC, wymaga precyzyjnego określenia procentowego udziału poszczególnych determinant chodu w całkowitej redukcji oscylacji OSC. Niezbędne, zatem okazało się opracowanie w tym celu formuły obliczeniowej. Na podstawie wykresów średnich zmian zakresów kątowych, dla poszczególnych determinant wyznaczono sumaryczny czas oddziaływania na oscylacje pionowe i boczne OSC (Tab. 12). Należy podkreślić, że dużej dynamice oddziaływania czynnika najczęściej odpowiadał wyraźnie krótszy względny czas oddziaływania (Tab. 12 i 13). Spośród analizowanych determinant, w znormalizowanym cyklu chodu, najdłuższym oddziaływaniem na pionowe przemieszczenia OSC w cyklu, w obu badanych grupach, wyróżniła się rotacja miednicy w płaszczyźnie poprzecznej. Równocześnie cechowała się średnim poziomem dynamiki. Była to determinanta, która

jako jedyna w analizowanym zestawie skuteczniej ograniczała ruchy OSC w dół. Pozostałe determinanty wyraźnie dynamiczniej ograniczały ruch OSC w górę (*Ankle Dor/Pla* – 4,9 przewaga dynamiki ograniczania ruchu w górę w stosunku do ruchu w dół, natomiast w przypadku *Knee Flex* – 3,7). Nieco mniejsze, w porównaniu do wyznacznika stawu kolanowego, wartości wskaźników prezentowały w obu grupach determinanta stawu skokowo – goleniowego (*Ankle Dor/Pla*) oraz sumaryczna rotacja kończyny dolnej (*LE Rotation*).

Rotacja i opadanie miednicy w płaszczyźnie czołowej osiągnęły stosunkowo niskie wartości wskaźników w porównaniu do pozostałych, co oznacza, że obie determinanty oddziaływały przez najdłuższy sumaryczny czas w trakcie chodu, jednakże z niewielką dynamiką zmian, co przełożyło się na efektywność oddziaływania na ruchy OSC analizowanych wyznaczników. Najmniejszą wartość wskaźnika efektywności osiągnęła determinanta ruchów bocznych miednicy, skorelowanych z redukcją bocznych przemieszczeń OSC.

Istotną kwestią było to, że pomimo widocznego zróżnicowania wyników dla poszczególnych determinant w grupie GK i GA, sumaryczny czas oddziaływania wszystkich wyznaczników chodu, był zbliżony między grupą kontrolną i grupą chorych. Wyraźna różnica natomiast, dotyczyła czasu działania redukcyjnego na ruchy boczne miednicy w procesie ograniczania bocznych przemieszczeń OSC i była dłuższa w przypadku tego wyznacznika o ok. 8% na korzyść GK. W pozostałych przypadkach różnice nie przekroczyły 4%.

W obu grupach względne analogiczne czasy oddziaływania w zakresie ograniczania ruchów OSC w górę i w dół różniły się w niewielkim stopniu i nie przekraczały 3% cyklu. Wyraźne różnice zaobserwowano natomiast dla przeciwstawnych ruchów OSC. W obu badanych grupach wyraźnie dłuższy czas oddziaływania w zakresie ograniczania ruchu OSC w górę wystąpił w obu grupach w wyznacznikach *Pelvis Rotation* (odpowiednio 15% - GK i 8% - GA) oraz *Knee Flex* (odpowiednio 10% - GK i 9% - GA). Wyraźnie najdłużej ograniczał ruch OSC w dół wyznacznik *Ankle Dor/Pla* (odpowiednio 8% - GK i 9% - GA).

Zaproponowanie wskaźników oddziaływania determinant chodu na ograniczenie ruchów OSC i przedstawienie ich za pomocą wartości liczbowych, obrazujących wielkość wpływu wyznaczników chodu na pionowe i boczne przemieszczenia OSC, pozwoliło na liczbowe ujęcie badanych procesów, a tym samym na lepsze ich zrozumienie. Biorąc pod uwagę czas, na przestrzeni którego podejmowano próby oceny oddziaływania tylko

niektórych wyznaczników na OSC, w wybranych fazach cyklu, a także brak jednolitego sposobu porównawczego uzyskanych wyników, przedstawione wnioski wydają się być interesujące i mogą stać się przyczynkiem do kolejnych, rozszerzonych analiz chodu, zarówno osób zdrowych, jak i z różnorodnymi dysfunkcjami narządu ruchu.

W dalszych badaniach zaproponowana metodologia analizy mogłaby zostać rozszerzona na inne mechanizmy chodu, mogące mieć wpływ na poziom oscylacji OSC. Możliwe wydaje się także ukierunkowanie dalszych badań na proces optymalizacji ruchów OSC, w kontekście ograniczeń, wynikających z natury schorzenia badanej osoby.

Nie bez znaczenia wydaje się być również wykorzystanie wyników analizy dla celów aplikacyjnych, w procesie fizjoterapii osób z różnymi schorzeniami. Wymaga to jednak dalszych badań oraz podjęcia próby stworzenia aplikacji, która w sposób automatyczny, lub po części automatyczny będzie w stanie zaprezentować wyniki w krótkim czasie, co jest bardzo istotne w procesie diagnostyki poprzez lokomocję i programowania oraz weryfikacji efektów oddziaływania terapeutycznego.

## 6. WNIOSKI

W toku przeprowadzonych analiz sformułowano następujące wnioski będące reasumpcją dokonanych analiz, weryfikujące postawione pytania badawcze oraz hipotezy.

1. Wyznaczniki miednicy: rotacja w płaszczyźnie poprzecznej, pochylenie w płaszczyźnie czołowej oraz ruchy boczne istotnie redukują pionowe i boczne przemieszczenia ogólnego środka ciężkości podczas chodu z naturalną prędkością pacjentów z zaawansowaną chorobą zwyrodnieniową stawu kolanowego i osób zdrowych. Analiza oddziaływania poszczególnych determinant wykazała, że rotacja miednicy wpływała ograniczająco na pionowe oscylacje OSC przez 70% czasu trwania cyklu chodu w grupie z gonartrozą i przez 73% w grupie kontrolnej. Kolejnym wyznacznikiem, który korzystnie wpływał na ograniczanie przemieszczeń OSC było pochylenie miednicy, ograniczające ruchy OSC przez 51% cyklu chodu w grupie kontrolnej i przez 50% w grupie z gonartrozą. Ruchy boczne miednicy ograniczały przemieszczenia boczne OSC przez 21% cyklu chodu w grupie kontrolnej i przez 13% cyklu w grupie z gonartrozą.
2. Zgięcie stawu kolanowego w fazie podporu istotnie wpłynęło na redukcję pionowych przemieszczeń ogólnego środka ciężkości podczas lokomocji z naturalną prędkością osób z chorobą zwyrodnieniową stawu kolanowego i osób zdrowych. Należy jednak zwrócić uwagę, iż wpływ redukcyjny zaznaczał się pod koniec fazy przejmowania obciążenia, a nie jak sądzili twórcy teorii wyznaczników, przez cały jej okres trwania.
3. Mechanizmy stopy i stawu skokowo – goleniowego miały istotny wpływ na redukcję przemieszczeń pionowych ogólnego środka ciężkości podczas lokomocji z naturalną prędkością pacjentów z zaawansowaną chorobą zwyrodnieniową stawu kolanowego i osób zdrowych. Odnotowano dwa kluczowe okresy oddziaływania wyznacznika, występujące w drugiej połowie fazy podporu. Pierwszy, zaznaczał się w trakcie zgięcia grzbietowego do momentu osiągnięcia wartości maksymalnej, natomiast drugi, podczas zgięcia podeszwowego stawu skokowo – goleniowego, aż do osiągnięcia jego lokalnego maksimum. Wyznacznik kompleksu stawu skokowego i stopy ograniczał pionowe oscylacje OSC przez 33% cyklu w grupie z gonartrozą i 36% w grupie kontrolnej.

4. Zakresy przestrzennych ruchów miednicy oraz zmian kątowych stawów kończyn dolnych w znormalizowanym cyklu chodu, w większości przypadków nie różniły się istotnie pomiędzy grupami z gonartrozą i kontrolną. Największe zróżnicowanie wyników odnotowano dla grupy kontrolnej oraz kończyny zajętej i niezajętej, w przypadku mechanizmów kompleksu skokowego i stopy. Ponadto, istotne statystycznie różnice odnotowano dla wyznacznika stawu kolanowego między kończyną zajętą, a grupą kontrolną oraz dla wyznacznika opadania miednicy w płaszczyźnie czołowej, między kończyną niezajętą GA i grupą kontrolną. Nie stwierdzono istotnych różnic między wynikami kończyny zajętej i niezajętej w grupie z gonartrozą.
  
5. Najwyższy wskaźnik efektywnego oddziaływania na ruchy OSC wykazywał wyznacznik stawu kolanowego, który był kilkakrotnie wyższy podczas ograniczania ruchu OSC w górę, w obu badanych grupach. Niewiele niższe wartości wskaźnika prezentowała determinanta stawu skokowo – goleniowego oraz sumarycznej rotacji kończyny dolnej. W obu badanych grupach, dynamika oddziaływania redukcyjnego, a tym samym jej skuteczność była kilkakrotnie wyższa w przypadku przemieszczeń OSC w górę, niż w dół. Odmienny mechanizm zaobserwowano dla wyznacznika rotacji miednicy. Najniższe wartości wskaźnika efektywnego oddziaływania na ruchy OSC wykazywał wyznacznik bocznych przemieszczeń miednicy.



## 7. PIŚMIENNICTWO

1. Ackerman I. Western Ontario and McMaster Universities Osteoarthritis Index (WOMAC). *Australian Journal of Physiotherapy*. 2009; 55(3): 213.
2. Ackerman IN, Kemp JL, Crossley KM, Culvenor AG, Hinman RS. Hip and knee osteoarthritis affects younger people, too. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy* 2017; 47(2): 67-79.
3. Ajrawat P, Radomski L, Bhatia A, Peng P, Nath N, Gandhi R. Radiofrequency procedures for the treatment of symptomatic knee osteoarthritis: A systematic review. *Pain Medicine* 2020; 21(2): 333-48.
4. Alnahdi AH, Zeni JA, Snyder-Mackler L. Muscle impairments in patients with knee osteoarthritis. *Sports Health* 2012; 4(4): 284-292.
5. Al-Zahrani KS, Bakheit AMO. A study of the gait characteristics of patients with chronic osteoarthritis of the knee. *Disability and Rehabilitation* 2002; 24(5): 275-280.
6. Andriacchi TP, Favre J, Erhart-Hledik JC, Chu CR. A systems view of risk factors for knee osteoarthritis reveals insights into the pathogenesis of the disease. *Annals of Biomedical Engineering* 2015; 43(2): 376-387.
7. Andriacchi TP, Lang PL, Alexander EJ, Hurwitz DE. Methods for evaluating the progression of osteoarthritis. *Journal of Rehabilitation Research and Development* 2000; 37(2): 163-170.
8. Arden N, Nevitt MC. Osteoarthritis: Epidemiology. *Best Practice & Research Clinical Rheumatology* 2006; 20: 3-25.
9. Astephen JL, Deluzio KJ, Caldwell GE, Dunbar MJ, Hubley-Kozey CL. Gait and neuromuscular pattern changes are associated with differences in knee osteoarthritis severity levels. *Journal of Biomechanics* 2008; 41(4): 868-876.
10. Astephen Wilson JL, Deluzio KJ, Dunbar MJ, Caldwell GE, Hubley-Kozey CL. The association between knee joint biomechanics and neuromuscular control and moderate knee osteoarthritis radiographic and pain severity. *Osteoarthritis and Cartilage* 2011; 19(2): 186-193.
11. Astephen Wilson JL, Dunbar MJ, Hubley-Kozey CL. Knee joint biomechanics and neuromuscular control during gait before and after total knee arthroplasty are sex-specific. *The Journal of Arthroplasty* 2015; 30: 118–25.

12. Azamar-Llamas D, Hernández-Molina G, Ramos-Ávalos B, Furuzawa-Carballeda J. Adipokine Contribution to the Pathogenesis of Osteoarthritis. *Mediators of Inflammation* 2017.
13. Badia Llach X: Epidemiology and Economic Consequences of Osteoarthritis. The European Viewpoint. *Osteoarthritis. Clinical and Experimental Aspects*. Springer-Verlag Berlin 1999.
14. Baliunas AJ, Hurwitz DE, Ryals AB, Karrar A, Case JP, Block JA, Andriacchi TP. Increased knee joint loads during walking are presented in subjected with knee osteoarthritis. *Osteoarthritis Cartilage* 2002; 10: 573-579.
15. Bauby CE, Kuo AD. Active control of lateral balance in human walking. *Journal of Biomechanics* 2000; 33(11): 1433-1440.
16. Bejek Z, Paróczai R, Illyés Á, Kocsis L, Kiss R. Gait parameters of patients with osteoarthritis of the knee joint. *Facta Universitatis: Physical Education and Sport* 2006; 4(1): 9-16.
17. Bekkers JEJ, Creemers LB, Dhert WJA, Saris DBF. Diagnostic modalities for diseased articular cartilage-from defect to degeneration: a review. *Cartilage* 2010; 1(3): 157-164.
18. Bengtsson J, Möllborg J, Werner S. A study for testing the sensitivity and reliability of the Lysholm knee scoring scale. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy* 1996; 4: 27–31.
19. Blickhan R, Full RJ. Similarity in multilegged locomotion: bouncing like a monopode. *Journal of Comparative Physiology A* 1993; 173: 509–517.
20. Bober T. *Biomechanika chodu i biegu*. AWF Wrocław 1985.
21. Brandt KD, Dieppe P, Radin EL. Commentary: is it useful to subset "primary" osteoarthritis? A critique based on evidence regarding the etiopathogenesis of osteoarthritis. *Seminars in Arthritis and Rheumatism* 2009; 39(2): 81-95.
22. Brandt KD, Dieppe P, Radin EL. Etiopathogenesis of osteoarthritis. *Rheumatic Disease Clinics of North America* 2008; 34(3): 531-559.
23. Broström E, Örtqvist M, Haglund-Åkerlind Y, Hagelberg S, Gutierrez-Farewik E. Trunk and center of mass movements during gait in children with juvenile idiopathic arthritis. *Human Movement Science* 2007; 26(2): 296-305.
24. Cao Z, Mai X, Wang J, Feng E, Huang Y. Unicompartmental knee arthroplasty vs high tibial osteotomy for knee osteoarthritis: a systematic review and meta-analysis. *The Journal of Arthroplasty* 2018; 33(3): 952-9.

25. Cappozzo A. Analysis of the linear displacement of the head and trunk during walking at different speeds. *Journal of Biomechanics* 1981; 14(6): 411-425.
26. Cavagna GA, Franzetti P. The determinants of the step frequency in walking in humans. *The Journal of Physiology* 1986; 373(1): 235-242.
27. Cavagna GA, Kaneko M. Mechanical work and efficiency in level walking and running. *The Journal of Physiology* 1977; 268(2): 467-481.
28. Cavagna GA, Margaria R. Mechanics of walking. *Journal of Applied Physiology* 1966; 21(1): 271-278.
29. Cavagna GA, Saibene FP, Margaria R. External work in walking. *Journal of Applied Physiology* 1963; 18(1): 1-9.
30. Cavagna GA, Thys H, & Zamboni A. The sources of external work in level walking and running. *The Journal of Physiology* 1976; 262(3): 639-657.
31. Chwała W. Wpływ prędkości na zmiany położenia środka ciężkości ciała i sprawność mechanizmu odzyskiwania energii w chodzie fizjologicznym i sportowym. AWF Kraków 2013.
32. Cui A, Li H, Wang D, Zhong J, Chen Y, Lu H. Global, regional prevalence, incidence and risk factors of knee osteoarthritis in population-based studies. *EClinicalMedicine* 2020; 29-30: 100587.
33. Das SK, Ramakrishnan S, Mishra K, Srivastava R, Agarwal GG, Singh R, Sircar AR. A randomized controlled trial to evaluate the slow-acting symptom-modifying effects of colchicine in osteoarthritis of the knee: A preliminary report. *Arthritis Care & Research* 2002; 47(3): 280-284.
34. Dega W. *Ortopedia i Rehabilitacja*. Tom I. PZWL Warszawa 1964.
35. Della Croce U, Riley PO, Lelas JL, Kerrigan DC. A refined view of the determinants of gait. *Gait & Posture* 2001; 14(2): 79-84.
36. do Carmo AA, Kleiner AFR, Barros RM. Alteration in the center of mass trajectory of patients after stroke. *Topics in Stroke Rehabilitation* 2015; 22(5): 349-356.
37. Donelan JM, Kram R, Kuo AD. Mechanical and metabolic determinants of the preferred step width in human walking. *Proceedings of the Royal Society of London* 2001; 268: 1985–1992.
38. Donelan JM, Kram R, Kuo AD. Mechanical work for step-to-step transitions is a major determinant of the metabolic cost of human walking. *Journal of Experimental Biology* 2002; 205(23): 3717-3727.

39. Eames MHA, Cosgrove A, Baker R. Comparing methods of estimating the total body centre of mass in three-dimensions in normal and pathological gaits. *Human Movement Science* 1999; 18(5): 637–646.
40. Eaton CB. Obesity as a risk factor for osteoarthritis: mechanical versus metabolic. *Rhode Island Medical Journal* 2004; 87(7): 201.
41. Esquenazi A, Talaty M. Normal and pathological gait analysis. *Physical Medicine and Rehabilitation: the Complete Approach*, edited by Grabois M, Garrison SJ, Hart KA, Lehmkuhl DL. Oxford, UK: Blackwell 2000; 242-262.
42. Felson DT, Niu J, Gross KD, Englund M, Sharma L, Cooke TDV, Nevitt MC. Valgus malalignment is a risk factor for lateral knee osteoarthritis incidence and progression: findings from the Multicenter Osteoarthritis Study and the Osteoarthritis Initiative. *Arthritis & Rheumatism* 2013; 65(2): 355-362.
43. Fenton A, Panay N. Estrogen, menopause and joints. *Climacteric* 2016; 19(2): 107–08.
44. Gard SA, Childress DS. The effect of pelvic list on the vertical displacement of the trunk during normal walking. *Gait & Posture* 1997; 5(3): 233-238.
45. Gard SA, Childress DS. The influence of stance-phase knee flexion on the vertical displacement of the trunk during normal walking. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 1999; 80: 26–32.
46. Gard SA, Childress DS. What determines the vertical displacement of the body during normal walking? *JPO: Journal of Prosthetics and Orthotics* 2001; 13(3): 64-67.
47. 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. *Human Movement Science* 2004; 22(6): 597–610.
48. Gok H, Ergin S, Yavuzer G. Kinetic and kinematic characteristics of gait in patients with medial knee arthrosis. *Acta Orthopaedica Scandinavica* 2002; 73: 647–652.
49. Goldman LH, Tang K, Facchetti L, Heilmeier U, Joseph GB, Nevitt MC, McCulloch CE, Souza RB, Link TM. Role of thigh muscle cross-sectional area and strength in progression of knee cartilage degeneration over 48 months - data from the Osteoarthritis Initiative. *Osteoarthritis Cartilage* 2016; 24(12): 2082-2091.

50. Golec E, Czabański P, Golec J. Ocena wyników ruchowego usprawniania chorych z zaawansowanymi zmianami zwyrodnieniowymi stawów kolanowych. *Fizjoterapia* 1999; 7(3): 20–23.
51. Gordon KE, Ferris DP, Kuo AD. Metabolic and mechanical energy costs of reducing vertical center of mass movement during gait. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation Journal* 2009; 90: 136–44.
52. Greene MA, Loeser RF. Aging-related inflammation in osteoarthritis. *Osteoarthritis And Cartilage* 2015; 23(11): 1966-71.
53. Gutierrez EM, Bartonek A, Haglund-Akerlind Y, Saraste H. Centre of mass motion during gait in persons with myelomeningocele. *Gait & Posture* 2003; 18: 37–46.
54. Hayot C, Sakka S, Lacouture P. Contribution of the six major gait determinants on the vertical center of mass trajectory and the vertical ground reaction force. *Human Movement Science* 2013; 32(2): 279-289.
55. He JP, Kram R, McMahon TA. Mechanics of running under simulated low gravity. *Journal of Applied Physiology* 1991; 71: 863–870.
56. Heidari B. Knee osteoarthritis prevalence, risk factors, pathogenesis and features: Part I. *Caspian Journal Of Internal Medicine* 2011; 2(2): 205.
57. Herrero-Beaumont G, Roman-Blas JA, Castañeda S, Jimenez SA. Primary osteoarthritis no longer primary: three subsets with distinct etiological, clinical, and therapeutic characteristics. *Seminars In Arthritis And Rheumatism* 2009; 39(2): 71-80.
58. Iannone F, Lapadula G. Obesity and inflammation-targets for OA therapy. *Current Drug Targets* 2010; 11(5): 586-598.
59. Inman VT, Ralston HJ, Todd F. *Human Walking*. Baltimore: Williams & Wilkins 1981.
60. Jo CH, Lee YG, Shin WH, Kim H, Chai JW, Jeong EC, et al. Intra-articular injection of mesenchymal stem cells for the treatment of osteoarthritis of the knee: a proof-of-concept clinical trial. *Stem Cells* 2014; 32(5): 1254-1266.
61. Karsznia A, Öberg T, Dworak LB. Gait in subjects with hemiplegia. *Acta of Bioengineering and Biomechanics* 2005; 6(2): 65–76.
62. Kellgren JH, Lawrence J. Radiological assessment of osteo-arthritis. *Annals of the Rheumatic Diseases* 1957; 16(4): 494.

63. Kerrigan DC, Della Croce U, Marciello M, Riley PO. A refined view of the determinants of gait: significance of heel rise. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 2000; 81(8): 1077-1080.
64. Kerrigan DC, Riley PO, Lelas JL, Della Croce U. Quantification of pelvic rotation as a determinant of gait. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 2001; 82(2): 217-220.
65. Kerrigan DC, Schaufele M, Wen MN. Gait analysis, [in]: *Rehabilitation Medicine Principles and Practice* (3<sup>rd</sup> ed.), DeLisa JA, Gans BM (eds.). Lippincott-Raven, Philadelphia, PA 1998; 167-187.
66. Kidd VD, Strum SR, Strum DS, Shah J. Genicular Nerve Radiofrequency Ablation for Painful Knee Arthritis: The Why and the How. *The Journal of Bone and Joint Surgery Essential Surgical Techniques* 2019; 9(1): e10.
67. Kiss RM. Effect of severity of knee osteoarthritis on the variability of gait parameters. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 2011; 21(5): 695-703.
68. Klimiuk P, Kuryliszyn-Moskal A. Osteoarthritis. *Reumatologia/Rheumatology Supplements* 2016: 111-113.
69. Klimiuk PA, Kuryliszyn-Moskal A. Choroba zwyrodnieniowa stawów. *Reumatologia* 2012; 50(2): 162-165.
70. Kluzek S, Rubin KH, Sanchez-Santos M, O'Hanlon MS, Andersen M, Glinborg D, Abrahamsen B. (2021). Accelerated osteoarthritis in women with polycystic ovary syndrome: a prospective nationwide registry-based cohort study. *Arthritis Research & Therapy* 2021; 23(1): 1-9.
71. Kumar D, Manal KT, Rudolph KS. Knee joint loading during gait in healthy controls and individuals with knee osteoarthritis. *Osteoarthritis and Cartilage* 2013; 21(2): 298-305.
72. Kuo AD, Maxwell Donelan J. Dynamic principles of gait and their clinical implications. *Physical Therapy* 2010; 90(2): 157-174.
73. Kuo AD. Stabilization of lateral motion in passive dynamic walking. *The International Journal of Robotics Research* 1999; 18(9): 917-930
74. Kuo AD. The six determinants of gait and the inverted pendulum analogy: A dynamic walking perspective. *Human Movement Science* 2007; 26(4): 617-656.
75. Lamoreux LW. Kinematic measurements in the study of human walking. *Bulletin of Prosthetics Research* 1971; 10(15): 3-84.

76. Lee CR, Farley CT. Determinants of the center of mass trajectory in human walking and running. *The Journal of Experimental Biology* 1998; 201(21): 2935–2944.
77. Lee BJ, Yang S, Kwon S, Choi KH, Kim W. Association between metabolic syndrome and knee osteoarthritis: A cross-sectional nationwide survey study. *Journal of Rehabilitation Medicine* 2019 Jun; 51(6): 464-470.
78. Lespasio MJ, Piuze NS, Husni ME, Muschler GF, Guarino A, Mont MA. Knee Osteoarthritis: A Primer. *The Permanente Journal* 2017; 21:16-183.
79. Lin YC, Gfoehler M, Pandy MG. Quantitative evaluation of the major determinants of human gait. *Journal of Biomechanics* 2014; 47: 1324–1331.
80. Lu M, Han W, Wang K, Zhu Z, Antony B, Cicuttini F, Yin Z, Jones G, Ding C. Associations between proximal tibiofibular joint (PTFJ) types and knee osteoarthritic changes in older adults. *Osteoarthritis Cartilage* 2017; 25(9): 1452-1458.
81. Mabey T, Honsawek S. Cytokines as biochemical markers for knee osteoarthritis. *World Journal of Orthopedics* 2015; 6(1): 95.
82. Mandeville D, Osternig LR, Chou LS. The associations between knee flexion, vertical center-of-mass excursions and lower-extremity muscle work for end-stage knee osteoarthritis. *Journal of Musculoskeletal Research* 2009; 12(2): 7.
83. Manetta J, Franz LH, Moon C, Perell KL, Fang M. Comparison of hip and knee muscle moments in subjects with and without knee pain. *Gait & Posture* 2002; 16(3): 249-254.
84. Martín-Millán M, Castañeda S. Estrogens, osteoarthritis and inflammation. *Joint Bone Spine* 2013; 80(4): 368–73.
85. Martino G, Ivanenko Y, Serrao M, Ranavolo A, Draicchio F, Casali C, Lacquaniti F. Locomotor coordination in patients with Hereditary Spastic Paraplegia. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 2019; 45: 61–69.
86. Massaad F, Lejeune TM, Detrembleur C. Reducing the energy cost of hemiparetic gait using center of mass feedback: a pilot study. *Neurorehabilitation And Neural Repair* 2010; 24(4): 338-347.
87. Massaad F, Lejeune TM, Detrembleur C. The up and down bobbing of human walking: a compromise between muscle work and efficiency. *The Journal of Physiology* 2007; 582(2): 89-799.

88. McAlindon TE, Bannuru R, Sullivan MC, Arden NK, Berenbaum F, Bierma-Zeinstra SM, et al. OARSI guidelines for the non-surgical management of knee osteoarthritis. *Osteoarthritis And Cartilage* 2014; 22(3): 363-388.
89. McAlindon TE, Cooper C, Kirwan JR, Dieppe PA. Determinants of disability in osteoarthritis of the knee. *Annals Of The Rheumatic Diseases* 1993; 52(4): 258-262.
90. Minetti AE, Capelli C, Zamparo P, di Prampero PE, Saibene F. Effects of stride frequency on mechanical power and energy expenditure of walking. *Medicine and Science in Sports and Exercise* 1995; 27(8): 1194-1202.
91. Mochon S, McMahon TA. Ballistic walking. *Journal of Biomechanics* 1980; 13(1): 49-57.
92. Mora JC, Przkora R, Cruz-Almeida Y. Knee osteoarthritis: pathophysiology and current treatment modalities. *Journal Of Pain Research* 2018; 11: 2189.
93. Murphy L, Schwartz TA, Helmick CG, Renner JB, Tudor G, Koch G, et al. Lifetime risk of symptomatic knee osteoarthritis. *Arthritis Care & Research: Official Journal of the American College of Rheumatology* 2008; 59(9): 1207-1213.
94. Murray MP, Drought B, Kory RC. Walking patterns of normal men. *Journal of Bone and Joint Surgery* 1964; 46A: 335-360.
95. Neogi T, Nevitt M, Niu J, Sharma L, Roemer F, Guermazi A, Felson D. Subchondral bone attrition may be a reflection of compartment-specific mechanical load: the MOST Study. *Annals Of The Rheumatic Diseases* 2010; 69(5): 841-844.
96. Neogi T. Clinical significance of bone changes in osteoarthritis. *Arthritis Research & Therapy* 2012; 14(2): 1-8.
97. Neogi T. The epidemiology and impact of pain in osteoarthritis. *Osteoarthritis And Cartilage* 2013; 21(9): 1145-53.
98. Nur H, Sertkaya BS, Tuncer T. Determinants of physical functioning in women with knee osteoarthritis. *Aging Clinical And Experimental Research* 2018; 30(4): 299-306.
99. Ogrodzka K, Niedźwiedzki T, Chwała W. Evaluation of the kinematic parameters of normal-paced gait in subjects with gonarthrosis and the influence of gonarthrosis on the function of the ankle joint and hip joint. *Acta of Bioengineering and Biomechanics* 2011; 13(3): 47-54.
100. Ogrodzka K, Niedźwiedzki T. Gait Analysis in Patients with Gonarthrosis Treated by Total Knee Arthroplasty (TKA). *Recent Advances in Arthroplasty* 2012; 47.



101. Oiestad BE, Juhl CB, Eitzen I, Thorlund JB. Knee extensor muscle weakness is a risk factor for development of knee osteoarthritis. A systematic review and meta-analysis. *Osteoarthritis Cartilage* 2015; 23: 171–7.
102. Oo WM, Bo MT. Role of ultrasonography in knee osteoarthritis. *JCR: Journal of Clinical Rheumatology* 2016; 22(6): 324-9.
103. Orendurff MS, Segal AD, Klute GK, Berge JS, Rohr ES, Kadel NJ: The effect of walking speed on center of mass displacement. *Journal of Rehabilitation Research and Development* 2004; 41: 829-834.
104. Ortega JD, Farley CT. Minimizing center of mass vertical movement increases metabolic cost in walking. *Journal of Applied Physiology* 2005; 99(6): 2099-2107.
105. Palazzo C, Nguyen C, Lefevre-Colau MM, Rannou F, Poiraudreau S. Risk factors and burden of osteoarthritis. *Annals of Physical and Rehabilitation Medicine* 2016; 59(3): 134-8.
106. Pandy MG, Berme N. Quantitative assessment of gait determinants during single stance via a three-dimensional model—Part 1. Normal gait. *Journal Of Biomechanics* 1989; 22(6-7): 717-724.
107. Paquette MR, Fuller JR, Adkin AL, Vallis LA. Age-related modifications in steering behaviour: effects of base-of-support constraints at the turn point. *Experimental Brain Research* 2008; 190(1): 1–9.
108. Patikas DA. EMG activity in gait: the influence of motor disorders. *Handbook of Human Motion* 2016; 1–26.
109. Patla AE, Adkin A, Ballard T. Online steering: coordination and control of body center of mass, head and body reorientation. *Experimental Brain Research* 1999; 129: 629–34.
110. Perry J, Burnfield JM. *Gait analysis: normal and pathological function*. 2nd ed. Thorofare, NJ: SLACK Incorporated 2010.
111. Perry J. *Gait analysis: Normal and pathological function*. SLACK Inc., USA 1992.
112. Podlipská J, Guermazi A, Lehenkari P, Niinimäki J, Roemer FW, Arokoski JP, Kaukinen P, Liukkonen E, Lammentausta E, Nieminen MT, Tervonen O. Comparison of diagnostic performance of semi-quantitative knee ultrasound and knee radiography with MRI: Oulu knee osteoarthritis study. *Scientific Reports* 2016; 6(1): 1-2.

113. Poulsen E, Goncalves GH, Bricca A, Roos EM, Thorlund JB, Juhl CB. Knee osteoarthritis risk is increased 4-6 fold after knee injury—a systematic review and meta-analysis. *British Journal Of Sports Medicine* 2019; 53(23): 1454-63.
114. Ro DH, Han HS, Lee DY, Kim SH, Kwak YH, Lee MC. Slow gait speed after bilateral total knee arthroplasty is associated with suboptimal improvement of knee biomechanics. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy* 2018; 26(6): 1671-1680.
115. Ro DH, Lee J, Lee J, Park JY, Han HS, Lee MC. Effects of knee osteoarthritis on hip and ankle gait mechanics. *Advances in Orthopedics* 2019; 2019: 9757369.
116. Robinson WH, Lepus CM, Wang Q, Raghu H, Mao R, Lindstrom TM, Sokolove J. Low-grade inflammation as a key mediator of the pathogenesis of osteoarthritis. *Nature Reviews Rheumatology* 2016; 12(10): 580.
117. Rose J, Ralston HJ, Gamble JG. Energetics of walking, [in]: Rose J, Gamble JG (eds.). *Human walking*, 2<sup>nd</sup> ed. Williams & Wilkins, Baltimore, MD 1994; 45-72.
118. Russell SD, Bennett BC, Kerrigan DC, Abel MF. Determinants of gait as applied to children with cerebral palsy. *Gait & Posture* 2007; 26: 295–300.
119. Rutherford DJ, Hubley-Kozey CL, Stanish WD. Changes in knee joint muscle activation patterns during walking associated with increased structural severity in knee osteoarthritis. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 2013; 23(3): 704-711.
120. Saini M, Kerrigan DC, Thirunarayan MA, Duffraffaele M. The vertical displacement of the center of mass during walking: a comparison of four measurement methods. *Journal of Biomechanical Engineering* 1998; 120(1): 133–139.
121. Salter DM, Su SL, Lee HS. Epidemiology and genetics of osteoarthritis. *Journal of Medical Sciences* 2014; 34(6): 252.
122. Samborski W, Brzosko M. *Reumatologia praktyczna*. Wolters Kluwer Polska, Kraków 2011; 279–291.
123. Saunders JB, Inman VT, Eberhart HD. The major determinants in normal and pathological gait. *The Journal of Bone and Joint Surgery (Am)* 1953; 35A: 543–558.
124. Schuch C, Peyre-Tartaruga L. Locomotion in children with cerebral palsy: a review with special reference to the displacement of the center of mass and energy cost. *Ciencia en Movimiento*. 2010; 23: 19–28.

125. Sellam J, Berenbaum F. Is osteoarthritis a metabolic disease? *Joint Bone Spine* 2013; 80(6): 568-73.
126. Silverwood V, Blagojevic-Bucknall M, Jinks C, Jordan JL, Protheroe J, Jordan KP. Current evidence on risk factors for knee osteoarthritis in older adults: a systematic review and meta-analysis. *Osteoarthritis And Cartilage* 2015; 23(4): 507-515.
127. Skou ST, Roos EM, Laursen MB, Rathleff MS, Arendt-Nielsen L, Simonsen O, Rasmussen S. A randomized, controlled trial of total knee replacement. *New England Journal of Medicine* 2015; 373(17): 1597-1606.
128. Sokolove J, Lepus CM. Role of inflammation in the pathogenesis of osteoarthritis: latest findings and interpretations. *Therapeutic Advances In Musculoskeletal Disease* 2013; 5(2): 77-94.
129. Spahn G, Hofmann GO, von Engelhardt LV, Li M, Neubauer H, Klinger HM. The impact of a high tibial valgus osteotomy and unicondylar medial arthroplasty on the treatment for knee osteoarthritis: a meta-analysis. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy* 2013; 21(1): 96-112.
130. Spector TD, Campion GD. Generalised osteoarthritis: a hormonally mediated disease. *Annals of Rheumatic Diseases* 1989 Jun; 48(6): 523-527.
131. Spinoso DH, Bellei NC, Marques NR, Navega MT. Quadriceps muscle weakness influences the gait pattern in women with knee osteoarthritis. *Advances In Rheumatology* 2018; 58(1): 1-6.
132. Sun J, Liu Y, Yan S, Cao G, Wang S, Lester DK, Zhang K. Clinical gait evaluation of patients with knee osteoarthritis. *Gait & Posture* 2017; 58: 319-324.
133. Takagi S, Omori G, Koga H, Endo K, Koga Y, Nawata A, Endo N. Quadriceps muscle weakness is related to increased risk of radiographic knee OA but not its progression in both women and men: the Matsudai Knee Osteoarthritis Survey. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy* 2018; 26(9): 2607-14.
134. Takakusaki K. Functional Neuroanatomy for Posture and Gait Control. *Journal of Movement Disorders* 2017; 10(1): 1-17.
135. Thirunarayan M, Kerrigan D, Rabuffetti M, Croce U, Saini M. Comparison of three methods for estimating vertical displacement of center of mass during level walking in patients. *Gait & Posture* 1996; 4(4): 306-314.

136. Thorlund JB, Juhl CB, Roos EM, Lohmander LS. Arthroscopic surgery for degenerative knee: systematic review and metaanalysis of benefits and harms. *British Journal of Sports Medicine* 2015; 49: 1229- 35.
137. Thorstensson ALF, Nilsson J, Carlson H, Zomlefer MR. Trunk movements in human locomotion. *Acta Physiologica Scandinavica* 1984; 121(1): 9-22.
138. Tiulpin A, Thevenot J, Rahtu E, Lehenkari P, Saarakkala S. Automatic knee osteoarthritis diagnosis from plain radiographs: a deep learning-based approach. *Scientific Reports* 2018; 8(1): 1-0.
139. Turkiewicz A, Timpka S, Thorlund JB, Ageberg E, Englund M. Knee extensor strength and body weight in adolescent men and the risk of knee osteoarthritis by middle age. *Annals of Rheumatic Diseases* 2017; 76(10): 1657-1661.
140. Van der Esch M, Knoop J, Van der Leeden M, Roorda LD, Lems WF, Knol DL, Dekker J. Clinical phenotypes in patients with knee osteoarthritis: a study in the Amsterdam osteoarthritis cohort. *Osteoarthritis Cartilage* 2015; 23(4): 544–9.
141. Vina ER., Kwoh CK. Epidemiology of osteoarthritis: literature update. *Current Opinion in Rheumatology* 2018; 30(2): 160-167.
142. Wang H, Cheng Y, Shao D, et al. Metabolic Syndrome Increases the Risk for Knee Osteoarthritis: A Meta-Analysis. *Evidence-Based Complementary and Alternative Medicine* 2016; 2016: 7242478.
143. Weinstein AM, Rome BN, Reichmann WM, Collins JE, Burbine SA, Thornhill TS, et al. Estimating the burden of total knee replacement in the United States. *The Journal Of Bone And Joint Surgery (Am)* 2013; 95(5): 385.
144. Whittle MW. *Gait Analysis: An Introduction*. Butterworth-Heinemann Ltd., Oxford 1996.
145. Whittle MW. Three-dimensional motion of the center of gravity of the body during walking. *Human Movement Science* 1997; 16(2-3): 347-355.
146. Wierusz-Kozłowska M, Markuszewski J. Choroba zwyrodnieniowa stawów, [w:] *Ortopedia i Rehabilitacja*. Tom II. Red.: Marciniak W, Szulc A. Warszawa: PZWL; 2006: 274–301.
147. Winiarski S, Rutkowska-Kucharska A. Estimated ground reaction force in normal and pathological gait. *Acta of Bioengineering and Biomechanics* 2009; 11(1): 53–54.
148. Winter DA. Knee flexion during stance as a determinant of inefficient walking. *Physical Therapy* 1983; 63(3): 331-333.

149. Yao P, Hong T, Li G, Han Z, Wang S, Ding Y. Comparing the Safety and Effectiveness of Radiofrequency Thermocoagulation on Genicular Nerve, Intraarticular Pulsed Radiofrequency with Steroid Injection in the Pain Management of Knee Osteoarthritis. *Pain Physician* 2020; 23(4S): S295-304.
150. Yoshimura N, Muraki S, Oka H, Tanaka S, Kawaguchi H, Nakamura K, Akune T. Accumulation of metabolic risk factors such as overweight, hypertension, dyslipidaemia, and impaired glucose tolerance raises the risk of occurrence and progression of knee osteoarthritis: a 3-year follow-up of the ROAD study. *Osteoarthritis Cartilage* 2012; 20(11): 1217-26.
151. Zampogna B, Papalia R, Papalia GF, Campi S, Vasta S, Vorini F, Fossati C, Torre G, Denaro V. The role of physical activity as conservative treatment for hip and knee osteoarthritis in older people: a systematic review and meta-analysis. *Journal of Clinical Medicine* 2020; 9(4): 1167.

## STRESZCZENIE

**Wstęp.** Teoria sześciu determinant chodu jest do dziś kwestią dyskusyjną. Dotychczasowe badania z użyciem trójwymiarowej analizy chodu nie pozwoliły jednoznacznie określić wpływu poszczególnych wyznaczników na przemieszczenia pionowe i boczne OSC, zarówno u osób zdrowych, jak i z zaburzeniami stereotypu chodu.

**Cel.** Celem badań była ocena wpływu poszczególnych determinant na ograniczanie pionowych i bocznych oscylacji OSC podczas chodu z naturalną prędkością u osób z zaawansowaną chorobą zwyrodnieniową stawu kolanowego i u osób zdrowych.

**Material i metody.** W badaniu wzięło udział 36 pacjentów (28 kobiet, 8 mężczyzn) z zaawansowaną chorobą zwyrodnieniową stawu kolanowego, w przedziale wiekowym 40 – 60 lat. Zakwalifikowano osoby z gonartrozą III/IV stopnia w skali Kellgren – Lawrence, wynikiem poniżej 60 punktów w skali Lysholma oraz wyższym niż 45 w skali WOMAC. Grupę kontrolną stanowiło 30 osób (22 kobiety, 8 mężczyzn) w przedziale wiekowym 40 – 60 lat, bez dysfunkcji narządu ruchu, czy chorób mających wpływ na wzorzec chodu. Przeprowadzono jednorazową rejestrację ruchu z użyciem systemu Vicon 250. Każdy uczestnik miał za zadanie pokonać kilkakrotnie wyznaczony odcinek boso, z naturalną prędkością. Na podstawie zebranych danych, wygenerowano raporty dotyczące parametrów czasowo – przestrzennych, oscylacji pionowych i bocznych OSC, kinematyki stawów kończyn dolnych i miednicy wraz z wykresami.

**Wyniki.** Analiza chodu wykazała, iż zaawansowana gonartroza powoduje zmianę zakresu ruchomości poszczególnych stawów, a istotne różnice odnotowano w przypadku wybranych determinant chodu po stronie kończyny zajętej i niezajętej, względem wyników grupy kontrolnej. Nie stwierdzono żadnych istotnych różnic między kończyną zajęta i niezajętą w grupie z gonartrozą. Po nałożeniu wykresów zmian kątowych poszczególnych wyznaczników na krzywą oscylacji OSC zostały wyznaczone obszary, w których dany wyznacznik działa ograniczająco. Na tej podstawie obliczono sumaryczny czas oddziaływania każdej determinanty w całym cyklu chodu, a następnie wskaźnik efektywnego ograniczania oscylacji pionowych i bocznych OSC.

**Wnioski.** Determinanty chodu wywierają istotny wpływ na ograniczanie oscylacji ogólnego środka ciężkości zarówno w grupie z gonartrozą, jak i u osób zdrowych. Wyznacznik stawu kolanowego wykazuje największe własności redukcyjne oscylacji OSC, jednakże pod koniec fazy przejmowania obciążenia, a nie przez cały okres trwania podporu. Mechanizmy stopy i stawu skokowo – goleniowego oraz sumaryczna rotacja

kończyny dolnej mają istotny wpływ na przemieszczenia pionowe OSC. Wskazane determinanty wykazują kilkakrotnie większe własności ograniczające oscylacje OSC w górę, niż w dół. Zaawansowana choroba zwyrodnieniowa istotnie wpływa na stereotyp chodu poprzez zmianę kinematyki stawów kończyny dolnej zajętej.

**Słowa kluczowe:** determinanty chodu, oscylacje ogólnego środka ciężkości, redukcja oscylacji

## **ABSTRACT**

**Introduction.** The theory of the six determinants of gait is still debatable. Previous studies with the use of three-dimensional gait analysis have not allowed to unequivocally determine the impact of individual determinants on vertical and lateral OSC displacements, both in healthy people and with disturbed gait stereotype.

**Aim.** The aim of the study was to evaluate the effect of individual determinants on limiting vertical and lateral oscillations of the OSC while walking at natural speed in people with advanced osteoarthritis of the knee joint and in healthy subjects.

**Material and methods.** The study involved 36 patients (28 women, 8 men) with advanced osteoarthritis of the knee, aged 40 – 60 years. Subjects with gonarthrosis of the 3rd / 4th degree in the Kellgren-Lawrence scale, a result of less than 60 points in the Lysholm scale and higher than 45 in the WOMAC scale were qualified. The control group consisted of 30 people (22 women, 8 men) aged 40 – 60 years, without any musculoskeletal dysfunction or diseases affecting the gait pattern. A one-time registration of movement was carried out with the use of the Vicon 250 system. Each participant had to walk along the designated pathway several times at a natural speed, barefoot. Based on the collected data, reports were generated on the temporal – spatial parameters, vertical and lateral oscillations, kinematics of the joints of the lower limbs and pelvis together with diagrams.

**Results.** The gait analysis showed that advanced gonarthrosis causes a change in the range of motion of individual joints, and significant differences were noted in the case of selected gait determinants on the affected and nonaffected limb, compared to the results of the control group. There were no significant differences between the affected and nonaffected limbs in the gonarthrosis group. After applying the diagrams of angular changes of individual determinants on the oscillation curve of the OSC, areas where the determinant has a limiting effect were marked out. On this basis, the total impact time of each determinant throughout the gait cycle, and then the index of effective limitation of vertical and lateral oscillations of the OSC were calculated.

**Conclusions.** Gait determinants exert a significant influence on limiting the oscillations of the center of mass (COM), both in the gonarthrosis group and in healthy subjects. The determinant of the knee joint shows the greatest reduction properties of COM oscillations, however, at the end of the Loading Response phase, and not for the entire duration of the support. The mechanisms of the foot and ankle joint as well as the summary leg rotation have a significant impact on the vertical displacement of the COM. The indicated determinants show several times greater reductive features of the oscillation of the COM upwards than downwards. Advanced degenerative disease significantly influences the gait stereotype by changing the kinematics of the joints of the affected lower limb.

**Key words:** gait determinants, center of mass oscillation, reduction of oscillation



## **SPIS RYCIN**

Rycina 1. Podział cyklu chodu na fazy

Rycina 2. Dźwignie stopy

Rycina 3. Przemieszczenia OSC standaryzowane względem wysokości ciała

Rycina 4. Model chodu *compass gait*

Rycina 5. Model chodu *inverted pendulum*

Rycina 6. Model masy sprężystej

Rycina 7. Graficzna prezentacja wyników analizy ANOVA (test F) zmiennej OSC\_X w grupie osób z chorobą zwyrodnieniową stawu kolanowego dla kończyny zajętej i niezajętej oraz w grupie kontrolnej

Rycina 8. Graficzna prezentacja wyników analizy ANOVA (test F) zmiennej OSC\_Z w grupie osób z chorobą zwyrodnieniową stawu kolanowego dla kończyny zajętej i niezajętej oraz w grupie kontrolnej

Rycina 9. Graficzna prezentacja wyników analizy ANOVA (test F) zmiennej Pelvis\_Obliquity w grupie osób z chorobą zwyrodnieniową stawu kolanowego dla kończyny zajętej i niezajętej oraz w grupie kontrolnej

Rycina 10. Graficzna prezentacja wyników analizy ANOVA (test F) zmiennej Pelvis\_Rotation w grupie osób z chorobą zwyrodnieniową stawu kolanowego dla kończyny zajętej i niezajętej oraz w grupie kontrolnej

Rycina 11. Graficzna prezentacja wyników analizy ANOVA (test F) zmiennej Pelvis\_Shift w grupie osób z chorobą zwyrodnieniową stawu kolanowego dla kończyny zajętej i niezajętej oraz w grupie kontrolnej

Rycina 12. Graficzna prezentacja wyników analizy ANOVA (test F) zmiennej Knee\_Flex w grupie osób z chorobą zwyrodnieniową stawu kolanowego dla kończyny zajętej i niezajętej oraz w grupie kontrolnej

Rycina 13. Graficzna prezentacja wyników analizy ANOVA (test F) zmiennej Knee\_Valgum w grupie osób z chorobą zwyrodnieniową stawu kolanowego dla kończyny zajętej i niezajętej oraz w grupie kontrolnej

Rycina 14. Graficzna prezentacja wyników analizy ANOVA (test F) zmiennej Ankle\_Dor/Pla w grupie osób z chorobą zwyrodnieniową stawu kolanowego dla kończyny zajętej i niezajętej oraz w grupie kontrolnej

Rycina 15. Graficzna prezentacja wyników testu Kruskala – Wallisa zmiennej LE\_Rotation w grupie osób z chorobą zwyrodnieniową stawu kolanowego dla kończyny zajętej i niezajętej oraz w grupie kontrolnej

Rycina 16. Zmiany kąta rotacji miednicy w płaszczyźnie poprzecznej oraz pionowe zmiany położenia OSC w znormalizowanym cyklu chodu, w grupie chorych z gonartrozą

Rycina 17. Zmiany kątowe miednicy w płaszczyźnie poprzecznej oraz pionowe zmiany położenia OSC w znormalizowanym cyklu chodu, w grupie kontrolnej

Rycina 18. Zmiany kątowe miednicy w płaszczyźnie czołowej oraz pionowe zmiany położenia OSC w znormalizowanym cyklu chodu, w grupie chorych z gonartrozą

Rycina 19. Zmiany kątowe miednicy w płaszczyźnie czołowej oraz pionowe zmiany położenia OSC w znormalizowanym cyklu chodu, w grupie kontrolnej

Rycina 20. Koślawe ustawienie stawu kolanowego oraz boczne zmiany położenia OSC\_X w znormalizowanym cyklu chodu, w grupie chorych z gonartrozą

Rycina 21. Koślawe ustawienie stawu kolanowego oraz boczne zmiany położenia OSC\_X w znormalizowanym cyklu chodu, w grupie kontrolnej

Rycina 22. Boczne przemieszczenia miednicy oraz boczne zmiany położenia OSC\_X w znormalizowanym cyklu chodu, w grupie chorych z gonartrozą

Rycina 23. Boczne przemieszczenia miednicy oraz boczne zmiany położenia OSC\_X w znormalizowanym cyklu chodu, w grupie kontrolnej

Rycina 24. Zmiany kąta w stawie kolanowym oraz pionowe zmiany położenia OSC w znormalizowanym cyklu chodu, w grupie chorych z chorobą zwyrodnieniową stawu kolanowego

Rycina 25. Zmiany kąta w stawie kolanowym oraz pionowe zmiany położenia OSC w znormalizowanym cyklu chodu, w grupie kontrolnej

Rycina 26. Zmiany kąta w stawie skokowo – goleniowym oraz pionowe zmiany położenia OSC w znormalizowanym cyklu chodu, w grupie chorych z gonartrozą

Rycina 27. Zmiany kąta w stawie skokowo – goleniowym oraz pionowe zmiany położenia OSC w znormalizowanym cyklu chodu, w grupie kontrolnej

Rycina 28. Zmiany kąta sumarycznej rotacji kończyny dolnej oraz pionowego położenia OSC w znormalizowanym cyklu chodu, w grupie chorych z gonartrozą

Rycina 29. Zmiany kąta sumarycznej rotacji kończyny dolnej oraz pionowego położenia OSC w znormalizowanym cyklu chodu, w grupie kontrolnej

## SPIS TABEL

Tabela 1. Charakterystyka budowy somatycznej grupy osób z gonartrozą

Tabela 2. Zmienne czasowo - przestrzenne grupy osób z gonartrozą

Tabela 3. Charakterystyka budowy somatycznej osób w grupie kontrolnej

Tabela 4. Zmienne czasowo-przestrzenne grupy kontrolnej

Tabela 5. Wyniki kwalifikacji pacjentów do badań według skali Lysholma

Tabela 6. Wyniki kwalifikacji pacjentów do badań według skali WOMAC

Tabela 7. Schemat ustawienia markerów dla lewej strony ciała

Tabela 8. Objaśnienie skrótów zmiennych stosowanych w analizie

Tabela 9. Wyniki testowania normalności rozkładu analizowanych zmiennych we wszystkich grupach eksperymentalnych (test *W Shapiro – Wilka*)

Tabela 10. Wyniki podstawowej analizy statystycznej w grupie osób z chorobą zwyrodnieniową stawu kolanowego (GA) dla kończyny zajętej i niezajętej oraz w grupie kontrolnej (GK)

Tabela 11. Wyniki analizy wariancji *Anova (test F)* oraz *testu post hoc Tukey'a* dla analizowanych zmiennych, oraz jej odpowiednika dla testów nieparametrycznych *Anova Kruskala – Wallisa* z wykorzystaniem *testu post hoc Dunna* w grupie osób z chorobą zwyrodnieniową stawu kolanowego dla kończyny zajętej i niezajętej oraz w grupie kontrolnej.

Tabela 12. Sumaryczny względny czas oddziaływania wyznaczników chodu na ograniczenie ruchu OSC w górę i w dół oraz na boki w znormalizowanym cyklu chodu

Tabela 13. Wartości wskaźnika dynamiki oddziaływania wyznaczników chodu na ograniczenie ruchu OSC w górę i w dół oraz na boki w znormalizowanym cyklu chodu

## ANEKS

### *Kwestionariusz WOMAC*

#### The Western Ontario and McMaster Universities Osteoarthritis Index (WOMAC)

Imię i nazwisko: \_\_\_\_\_ Data: \_\_\_\_\_

Skala oceny problem: 0 = Żaden, 1 = Łagodny, 2 = Umiarkowany, 3 = Ciężki, 4 = Skrajny

#### **Ból**

- |                                |           |
|--------------------------------|-----------|
| 1. Chodzenie, spacerowanie     | 0 1 2 3 4 |
| 2. Idąc w górę/ w dół, schody  | 0 1 2 3 4 |
| 3. W nocy                      | 0 1 2 3 4 |
| 4. W spoczynku (siedząc/leżąc) | 0 1 2 3 4 |
| 5. W pozycji stojącej          | 0 1 2 3 4 |

#### **Sztywność**

- |   |           |
|---|-----------|
| 1. Poranna sztywność                      | 0 1 2 3 4 |
| 2. Sztywność pojawiająca się w ciągu dnia | 0 1 2 3 4 |

#### **Funkcja fizyczna**

- |   |           |
|---|-----------|
| 1. Schodzenie po schodach                                 | 0 1 2 3 4 |
| 2. Wchodzenie (j.w.)                                      | 0 1 2 3 4 |
| 3. Wstanie z krzesła                                      | 0 1 2 3 4 |
| 4. Pozostawanie w pozycji stojącej                        | 0 1 2 3 4 |
| 5. Skłon do podłogi                                       | 0 1 2 3 4 |
| 6. Chodzenie po płaskiej powierzchni                      | 0 1 2 3 4 |
| 7. Wsiadanie/wysiadanie do/z samochodu                    | 0 1 2 3 4 |
| 8. Robienie zakupów                                       | 0 1 2 3 4 |
| 9. Zakładanie skarpet                                     | 0 1 2 3 4 |
| 10. Wstawanie z łóżka                                     | 0 1 2 3 4 |
| 11. Zdejmowanie skarpet                                   | 0 1 2 3 4 |
| 12. Odpoczynek (pozycja leżąca) w łóżku                   | 0 1 2 3 4 |
| 13. Wchodzenie do wanny (kąpieli) / wychodzenie z kąpieli | 0 1 2 3 4 |

14. Siedzenie (pozycja siedząca) 0 1 2 3 4
15. Korzystanie z toalety (siadanie/wstawanie) 0 1 2 3 4
16. Wykonywanie ciężkich obowiązków domowych 0 1 2 3 4
17. Wykonywanie lekkich obowiązków domowych 0 1 2 3 4

Całkowity wynik skali : \_\_\_\_ / 96 = \_\_\_\_ %

### ***Kwestionariusz Lysholma***

#### **Skala oceny dolegliwości stawu kolanowego wg Lysholma**

Dane badanego \_\_\_\_\_ Data badania (rrrr.mm.dd): \_\_\_\_\_  
 Nazwisko: \_\_\_\_\_ Imię: \_\_\_\_\_ Data urodzenia: \_\_\_\_\_  
 Rozpoznanie kliniczne: \_\_\_\_\_

RAZE M PKT.:

<b>utykanie</b>	brak.....	5
	niewielkiego stopnia.....	3
	obecne.....	0
<b>stosowanie kul łokciowych</b>	nie.....	5
	jedna kula lub laska.....	3
	chodzenie przy asekuracji dwóch kul.....	0
<b>przeskakiwanie / blokowanie</b>	nie.....	15
	przeskakiwanie, nie blokowanie.....	10
	blokowanie okresowe.....	6
	blokowanie częste.....	2
	blokowanie przy badaniu.....	0
<b>niestabilność/ uczucie „uciekania nogi”</b>	nigdy.....	25
	rzadko.....	20
	często podczas ćwiczeń.....	15
	często podczas normalnej aktywności.....	10
	zawsze.....	0
<b>ból</b>	nie.....	25
	niewielkiego stopnia.....	20
	obecny podczas wysiłku.....	15
	obecny po więcej niż 2 km marszu.....	10
	obecny po mniej niż 2 km marszu.....	5
	stale.....	0
<b>wysięki</b>	nie.....	10
	rzadko podczas wysiłku.....	6
	często podczas wysiłku.....	2
	stale.....	0
<b>wchodzenie po schodach</b>	bez problemu.....	10
	z niewielką trudnościami.....	5
	po jednym stopniu.....	2
	nienożliwe.....	0
<b>przysiad</b>	bez problemu.....	5
	z niewielką trudnościami.....	4
	do 90° zgięcia w kolanie.....	2
	nienożliwe.....	0