

AKADEMIA WYCHOWANIA FIZYCZNEGO
im. Bronisława Czecha w Krakowie

WYDZIAŁ WYCHOWANIA FIZYCZNEGO I SPORTU



ROZPRAWA DOKTORSKA

mgr Mateusz Zaprzalka

**WPLYW ZAKRESU OSCYLACJI ŚRODKA CIĘŻKOŚCI CIAŁA ORAZ
MECHANIZMU ODZYSKIWANIA ENERGII NA WARTOŚĆ PRACY
ZEWNĘTRZNEJ PODCZAS CHODU KOBIET W CIĄŻY**

Promotor:

dr hab. Wiesław Chwał, prof. AWF

Promotor pomocniczy:

dr hab. Wanda Forczek-Karkosz, prof. AWF

Kraków 2024

*Pragnę serdecznie podziękować mojemu Promotorowi,
Panu Profesorowi Wiesławowi Chwale
za pomoc, poświęcony czas, wielką życzliwość
i wsparcie podczas pisania tej dysertacji.*

*Dziękuję również
Pani Profesor Wandzie Forczek-Karkosz
za wszelką pomoc i poświęcony czas
na wszystkich etapach tworzenia pracy.*

*Serdeczne podziękowania kieruję do
Pana dr. inż. Leszka Nosiadka
za motywację i ogromne wsparcie.*

Dziękuję Rodzinie.

SPIS TREŚCI

Spis oznaczeń i indeksów	3
1 Wstęp.....	5
1.1 Fizjologia ciąży	5
1.1.1 Zmiany biomechaniczne oraz mechanizmy kompensacyjne w ciele kobiety pod wpływem ciąży.....	8
1.1.2 Kinetyka i kinematyka chodu fizjologicznego i chodu ciężarnych	11
1.1.3 Wpływ ciąży na zdrowie kobiety i dziecka	17
1.2 Ogólny środek ciężkości ciała (OSC) i jego energia.....	20
1.2.1 Matematyczne modelowanie OSC kobiet w ciąży	22
1.2.2 Energetyka chodu oraz mechanizmy optymalizujące.....	25
1.3 Cel pracy	29
1.3.1 Pytania badawcze	30
1.3.2 Hipotezy badawcze.....	31
2 Materiał i metody badań	32
2.1 Charakterystyka badanej grupy	32
2.2 Metoda badań	34
2.2.1 System Vicon 250.....	34
2.2.2 Przygotowanie systemu do badań.....	36
2.2.3 Przygotowanie osoby badanej do pomiaru	38
2.2.4 Pomiary uzupełniające.....	41
2.2.5 Sesja pomiarowa.....	43
2.2.6 Opracowywanie wyników	44
2.2.7 Modyfikacja modelu ruchu markerów dla grupy kobiet w zaawansowanej ciąży.....	46
2.2.8 Etapy analizy danych z modelowania	49
2.2.9 Obliczanie wydatku energetycznego chodu	51
2.2.10 Analiza statystyczna danych.....	55

3	Wyniki	58
3.1	Wyniki analizy testowania normalności rozkładu analizowanych zmiennych za pomocą testu Shapiro-Wilka w grupach kobiet ciężarnych oraz grupie kontrolnej.....	58
3.2	Statystyka opisowa analizowanych zmiennych w grupach kobiet ciężarnych oraz grupie kontrolnej	59
3.2.1	Wyniki zmiennych charakteryzujących budowę somatyczną badanych.....	59
3.2.2	Wyniki analizy parametrów czasowo-przestrzennych	60
3.2.3	Wyniki zmiennych charakteryzujących pionowe i boczne oscylacje OSC (Ogólnego Środka Ciężkości Ciała).....	63
3.2.4	Wyniki zmiennych charakteryzujących zmiany składowych energii mechanicznej podczas chodu	66
3.3	Analiza różnic międzygrupowych.....	76
3.4	Analiza różnic dla prób zależnych w pomiarach powtarzalnych	88
4	Dyskusja	92
4.1	Struktura grupy eksperymentalnej oraz zmienne antropometryczne	93
4.2	Parametry czasowo-przestrzenne	94
4.3	Zmienne charakteryzujące boczne i pionowe oscylacje ogólnego środka ciężkości ciała.....	103
4.4	Zmiany składowych energii mechanicznej OSC podczas chodu.....	108
4.5	Proces odzyskiwania energii mechanicznej podczas chodu.....	117
4.6	Podsumowanie dyskusji	121
5	Wnioski	125
6	Piśmiennictwo	126
	Streszczenie	136
	Abstract	138
	Spis tabel	141
	Spis rycin	142
	Aneks	146

Spis oznaczeń i indeksów

T1 – grupa kobiet w pierwszym trymestrze ciąży,

T3 – grupa kobiet w trzecim trymestrze ciąży,

GP3 – grupa kobiet w trzecim trymestrze ciąży, zmodyfikowany model wyznaczania położenia środka ciężkości ciała (Mod-1),

GK – grupa kontrolna,

SC – środek ciężkości,

OSC – ogólny środek ciężkości ciała,

GC – cykl chodu (ang. *gait cycle*),

GolemCOM – standardowy model matematyczny Golem stosowany w analizie chodu, rozszerzony o algorytm wyznaczania położenia ogólnego środka ciężkości ciała z modelu Johan,

Mod-1 – zmodyfikowany model wyznaczania położenia ogólnego środka ciężkości ciała u kobiet w III trymestrze ciąży (GP3),

Mod-2 – druga, niewykorzystana modyfikacja modelu wyznaczania położenia ogólnego środka ciężkości ciała u kobiet w III trymestrze ciąży,

h – wysokość ciała badanej osoby, wyrażona w [m],

m_c – masa ciała badanej osoby, wyrażona w [kg],

g – przyspieszenie grawitacyjne, wyrażone w [ms⁻²],

v – chwilowa wartość prędkości środka ciężkości ciała, obliczona względem poszczególnych osi przestrzennego układu współrzędnych, wyrażona w [ms⁻¹],

\bar{x} – średnia arytmetyczna,

SD – odchylenie standardowe,

Min – wartość minimalna,

Max – wartość maksymalna,

V – współczynnik zmienności [%],

Vme* – pozycyjny współczynnik zmienności [%],

Me – mediana,

Q – odchylenie ćwiartkowe

Zmienne obliczane dla poszczególnych grup badanych (T1, T3, GP3 i GK):

CAD – średnia wartość częstotliwości kroków, wyrażona w [Hz],

DSUP – średni czas trwania podwójnego podporu (ang. *double suport*), wyrażony w [s],

FO – względny czas trwania fazy podporu w cyklu chodu (ang. *foot off*), wyrażony w [%],

OFC – względny czas kontaktu przeciwnej stopy z podłożem (ang. *opposite foot contact*), wyrażony w [%], koniec fazy wymachu przeciwnej kończyny,

OFO – względny czas trwania pierwszej fazy dwupodporowej w cyklu (ang. *opposite foot off*), wyrażony w [%],

SSUP – średni czas trwania pojedynczego podporu (ang. *single suport*), wyrażony w [s],

STL – średnia długość kroku badanej osoby (ang. *step length*), wyrażona w [m],

STRL – średnia długości cyklu chodu (ang. *stride length*), wyrażona w [m],

STRT – średni czas cyklu (ang. *stride time*), wyrażony w [s],

STT – średni czas kroku (ang. *step time*), wyrażony w [s],

WS – średnia prędkość chodu (ang. *walking speed*), wyrażona w [ms⁻¹],

Wys – średnia wysokość ciała, wyrażona w [m],

Masa – średnia masa ciała, wyrażona w [kg],

BMI – współczynnik masy ciała (ang. *Body Mass Index*), wyrażony w [kgm⁻²],

OSC(X)_śr – bezwzględne chwilowe wartości boczno położenia OSC w cyklu, uśrednione dla wszystkich cykli chodu badanej osoby, wyrażone w [m],

OSC(Z)_śr – bezwzględne chwilowe wartości pionowego położenia OSC w cyklu, uśrednione dla wszystkich cykli chodu badanej osoby, wyrażone w [m],

OSC(X)_std – standaryzowane chwilowe wartości boczno położenia OSC w cyklu, wyrażone w [%],

OSC(Z)_std – standaryzowane chwilowe wartości pionowego położenia OSC w cyklu, wyrażone w [%],

ΔOSC(X) – bezwzględne średnie wartości zmian boczno położenia OSC w cyklu, wyrażone w [m],

ΔOSC(Z) – bezwzględne, średnie wartości zmian pionowego położenia OSC w cyklu, wyrażone w [m],

ΔOSC(X)_std – średnie, standaryzowane wartości zmian boczno położenia OSC w cyklu chodu, wyrażone w [%],

ΔOSC(Z)_std – średnie, standaryzowane wartości zmian pionowego położenia OSC w cyklu chodu, wyrażone w [%],

Ep, Ep_std – energia potencjalna, chwilowa wartość energii potencjalnej standaryzowana względem masy ciała oraz długości cyklu chodu, wyrażona w [$\text{Jkg}^{-1}\text{m}^{-1}$],

Ek, Ek_std – energia kinetyczna, chwilowa wartość energii kinetycznej standaryzowana względem masy ciała oraz długości cyklu chodu, wyrażona w [$\text{Jkg}^{-1}\text{m}^{-1}$],

Ekx_std, Eky_std, Ekz_std – chwilowe wartości składowych energii kinetycznej ciała, obliczone względem poszczególnych osi układu współrzędnych, standaryzowane względem masy ciała oraz długości cyklu chodu, wyrażone w [$\text{Jkg}^{-1}\text{m}^{-1}$],

Ec, Ec_std – energia całkowita, chwilowa wartość energii całkowitej OSC standaryzowana względem masy ciała oraz długości cyklu chodu, obliczona jako suma chwilowej, standaryzowanej energii potencjalnej, kinetycznej ruchu pionowego i postępowego środka ciężkości ciała, wyrażona w [$\text{Jkg}^{-1}\text{m}^{-1}$],

ΔEp_std – średnia, standaryzowana względem masy i przebytego dystansu wartość zmian energii potencjalnej, wyrażona w [$\text{Jkg}^{-1}\text{m}^{-1}$],

ΔEk_std – średnia, standaryzowana względem masy i przebytego dystansu wartość zmian wypadkowej energii kinetycznej, wyrażona w [$\text{Jkg}^{-1}\text{m}^{-1}$],

ΔEkx_std, ΔEky_std, ΔEkz_std – średnie, standaryzowane względem masy i przebytego dystansu, wartości zmian składowych energii kinetycznej, obliczone względem poszczególnych osi układu współrzędnych, wyrażone w [$\text{Jkg}^{-1}\text{m}^{-1}$],

ΔEc_std – średnia, standaryzowana względem masy i przebytego dystansu wartość zmian energii całkowitej ciała w cyklu, wyrażona w [$\text{Jkg}^{-1}\text{m}^{-1}$],

RECOV(t)_1 – chwilowa wartość wskaźnika odzyskiwania energii w jednocentowych przedziałach względnego czasu cyklu, wyrażona w [%],

RECOV(t)_2 – chwilowa wartość wskaźnika odzyskiwania energii obliczona według wzoru podanego przez Cavagna i wsp. (2002) z zastosowaniem finalnie uśrednionych wartości zmiennych, wyrażona w [%],

RECOV_1 – średnia wartość wskaźnika odzyskiwania energii w jednocentowych przedziałach względnego czasu cyklu, wyrażona w [%],

RECOV_2 – średnia wartość wskaźnika odzyskiwania energii w cyklu chodu obliczona ze wzoru Cavagna i wsp. (2002) z zastosowaniem finalnie uśrednionych wartości zmiennych, wyrażona w [%].

1 Wstęp

1.1 Fizjologia ciąży

Ciąża jest to fizjologiczny stan organizmu kobiety, podczas którego w jej macicy rozwija się zarodek, a całe ciało ulega wielu zmianom kompensacyjnym i adaptacyjnym. Powszechnie przyjmuje się, że ten naturalny proces trwa 280 dni (9 miesięcy kalendarzowych, ok. 40 tygodni) licząc od pierwszego dnia ostatniej miesiączki. Cały okres ciąży dzieli się na trzy etapy, zwane trymestrami.

Pierwszy trymestr jest to czas zmian głównie hormonalnych, ale też w obrębie narządu rodnej kobiety (macica zmienia wielkość i kształt) oraz psychiki, bowiem zauważa się tzw. labilność emocjonalną. Drugi trymestr, to kontynuacja zmian hormonalnych, początek funkcjonowania łożyska, powrót do stabilności emocjonalnej, a co najważniejsze, początek zmian w biomechanice ruchu ciężarnej, głównie za sprawą przyrostu masy ciała i zmian w jego dystrybucji. Trzeci trymestr charakteryzuje dalszy przyrost masy, nasilenie produkcji hormonów, poprawa metabolizmu, występowanie obręzków, a także rozluźnienie struktur układu mięśniowo-szkieletowego (Kozłowska 2006).

Pierwszą oznaką zaistniałej ciąży jest wzrost stężenia gonadotropiny kosmówkowej (hCG) we krwi matki, której głównym zadaniem jest utrzymanie ciała żółtego, umożliwienie jego rozrostu oraz stymulacja do produkcji progesteronu, estrogenów i relaksyny (Głodek i wsp. 2012). Ta grupa hormonów odgrywa kluczową rolę w adaptacji układu mięśniowo-szkieletowego kobiety ciężarnej, z uwagi na udział w biochemicznej przebudowie tkanki łącznej podczas ciąży.

Progesteron, którego szczytowe stężenie można zaobserwować około 36 tygodnia, oprócz funkcji związanych z utrzymaniem ciąży, przez cały okres jej trwania wpływa na zmniejszenie przepływu krwi na skutek rozszerzenia żył. Aktywność progestyn wymaga wyprzedzającego lub równoczesnego działania estrogenów takich jak: estriol, estron i estradiol. Najwyższe stężenie osiąga estriol: w końcowym okresie ciąży jego ilość bywa tysiąc razy większa niż początkowo (Bręborowicz 2020). Z kolei relaksyna jest to polipeptyd wytwarzany przez ciało żółte, macicę, łożysko i gruczoły piersiowe, który przygotowuje ciało kobiety do porodu. Średnia wartość szczytowa hormonu we krwi matki wynosi $1 \text{ ng}\cdot\text{ml}^{-1}$ i występuje w pierwszym trymestrze ciąży (około 12 tygodnia), następnie spada do około 50% maksymalnej wartości w okolicy

17-24 tygodnia, po czym stabilizuje się do końca ciąży. Wspólnie z progesteronem i estradiolem, relaksyna działa rozluźniająco na ścięgna, więzadła, stawy oraz połączenia w obrębie miednicy (m.in. spojenie łonowe) (Dumas i Reid 1999, Settles 2007), a także poszerza szyjkę macicy w celu stworzenia przestrzeni dla rozwijającego się płodu oraz późniejsze jego przejście przez kanał rodny.

W czasie ciąży zmianie ulega cała gospodarka hormonalna kobiety. Powyżej wymieniono jedynie wybrane inkrety dla tego okresu. Zależności zachodzące pomiędzy poszczególnymi hormonami są zbyt skomplikowane, aby przedstawić je w całości w ramach niniejszego opracowania. Jednak ich wpływ na zmiany w organizmie jest bezsprzeczny, począwszy od zmian biochemicznych, przez strukturalne, na funkcjonalnych kończąc. Przebudowie ulega układ krążenia, oddechowy, pokarmowy, kostny i moczowy. Natomiast wszystkie te zmiany mają wspólny mianownik. Jest nim energetyka organizmu, która ulega zmianie wraz z rozwojem ciąży (Pisarski i Skrzypczak 2002, Kempia 2007, Krkeljas 2015).

Zmiany zachodzące w organizmie matki mają charakter układowy, tworząc zarówno optymalne warunki dla rozwoju płodu, ale także zapewniając ochronę organizmu matki przed jego inwazyjnym działaniem. Poniżej przedstawiono wpływ ciąży na wybrane układy organizmu ciężarnej.

Rozwój płodu, łożyska, oraz przemiany zachodzące w obrębie tkanek matki wraz z zaawansowaniem ciąży, zwiększają zapotrzebowanie na składniki odżywcze. Dobowe zużycie energii kobiety ciężarnej systematycznie rośnie, aby w ostatnim tygodniu ciąży osiągnąć poziom o 300-500 kcal wyższy, w stosunku do początku ciąży. Z tego sam płód pobiera dziennie 9 kcal w pierwszym tryestrze, około 84 kcal w drugim i 220 kcal w trzecim (Pisarski i Skrzypczak 2002, Kempia 2007). Zmiany te skutkują obserwowanym przyrostem masy ciała.

Zmiany dotyczące narządu rodowego w dużej mierze dotyczą macicy, która ulega powiększeniu do około 1 kg w ostatnim etapie ciąży (z 70 g do 1100 g, Pascual i Langaker 2023). Same wymiary również ulegają zmianie: wysokość macicy zwiększa się do około 30 cm, szerokość dna do 25 cm, natomiast pojemność z 5 ml do 5 l (Kozłowska 2006), 10 ml do 5 l (Pascual i Langaker 2023). Szyjka macicy z 1/3 wielkości całej macicy, zmniejsza swój rozmiar do około 2-3 cm w końcowym etapie ciąży. Mimo tak niewielkich rozmiarów, jest w stanie nadal sprawować swoją funkcję zamykającą, jednocześnie oddzielając jałową jamę od świata zewnętrznego. W macicy

obserwowany jest także zwiększony przepływ krwi przez mięsień oraz stymulujące go skurcze.

W układzie krwionośnym dochodzi do zmian zarówno hematologicznych, jak i hemodynamicznych. W fizjologicznych warunkach największe zmiany zachodzą w objętości krążącej krwi na skutek zadziałania (prawdopodobnie) aldosteronu oraz estrogenów i progesteronu, poprzez zmiany w gospodarce wodno-elektrolitowej. Osocze powiększa swoją objętość o około 1,5 l na przestrzeni od 12 do 32 tygodnia ciąży, a także zmieniona zostaje ilość zawartych w surowicy białek 5-6 g / 100 ml, czyli o 1 g mniej niż przed ciążą. Dodatkowo zmniejszone zostaje ciśnienie onkotyczne, natomiast zwiększone opadanie krwinek oraz krzepliwość krwi. Sam mięsień sercowy unosi się nieznacznie w górę oraz rotuje wzdłuż swojej osi długiej. Dochodzi także do jego przerostu (masa o około 9%, wielkość o około 12%), zwiększenia pojemności o około 70-80 ml oraz przyspieszenia pracy o 10-15 uderzeń na minutę. Czynniki te powodują wzrost pojemności minutowej serca z 4,5 l przed ciążą do 6 l. Jednak odwrotna sytuacja zachodzi w przypadku ciśnienia rozkurczowego krwi – po 12 tygodniu zostaje ono obniżone o około 5-10 mmHg (Kempiak 2007).

Objętość oddechowa wzrasta razem z ciążą o 35-50%, natomiast sama pojemność wdechowa płuc o 5-10%, osiągając maksymalną wartość około 22 tygodnia ciąży. Mimo to, całkowita pojemność płuc ulega zmniejszeniu o około 5% za sprawą zmniejszającej się objętości zalegającej oraz wydechowej objętości rezerwowej, w wyniku uniesienia przepony oraz zmiany ustawienia żeber. Zauważalny staje się również wzrost częstości oddechów, związany z obniżeniem progu wrażliwości ośrodka oddechowego (zwiększona czułość na $p\text{CO}_2$), czego efektem może być zwiększona wentylacja pęcherzykowa płuc o około 65% w końcowym etapie ciąży. Na uwagę zasługuje fakt, iż blisko 50% zapotrzebowania ciężarnej na tlen jest przekazywane na potrzeby płodu (Pisarski i Skrzypczak 2002, Talbot i MacLennan 2016).

Rozwój ciąży wpływa na zmiany przestrzenne w obrębie jamy brzusznej, bezpośrednio oddziałując na układ pokarmowy. Dochodzi do przesunięcia jelit oraz żołądka ku górze i na boki. Motoryka mięśniówki jelit oraz funkcja zwieraczy bywają upośledzone w związku z rozluźniającym działaniem hormonów, co może prowadzić do uciążliwości w postaci obstrukcji lub refluksu. W jamie ustnej obserwowana jest nadprodukcja śliny, przekrwienie dziąseł oraz zmiana pH w kierunku odczynu kwaśnego. Również w żołądku następuje nadprodukcja soku żołądkowego, wydłużony jest czas opróżniania, co w połączeniu z częściej przyjmowaną pozycją leżącą, może

prowadzić do zarzucania treści pokarmowej (Pisarski i Skrzypczak 2002 Kozłowska 2006, Kempiak 2007, Rytlewski 2008).

W układzie moczowym zmiany dotyczą nerek oraz moczowodów. Nerki fizjologicznie zwiększają metabolizm, ukrwienie, a także swą długość o 1-1,5 cm (Kempiak 2007). Moczowody ulegają poszerzeniu (głównie prawy w związku z częstym skręceniem macicy w prawo), co może sprzyjać zastojom. Sam mocz zmienia swój skład, ma mniejszą gęstość, zawiera więcej aminokwasów oraz glukozy, przez co stwarza dobre warunki dla rozwoju bakterii, często prowadząc do zakażeń dróg moczowych (Pisarski i Skrzypczak 2002, Kozłowska 2006).

Wśród najbardziej zauważalnych należy wskazać zmiany w układzie mięśniowo-szkieletowym kobiety.

1.1.1 Zmiany biomechaniczne oraz mechanizmy kompensacyjne w ciele kobiety pod wpływem ciąży

Wszystkie zmiany zachodzące w kobiecym organizmie wzajemnie na siebie oddziałują, w pewnym stopniu zmieniając biomechanikę ruchu ciężarnej. W dużej mierze dzieje się tak za sprawą przyrostu masy, który w czasie ciąży może wynieść 9,07-13,61 kg (Settles 2007), średnio 12,8 kg (Kempiak 2007), 11,5-16 kg (Scott i wsp. 2003, Institute of Medicine 2009), w zależności od stanu początkowego. Największy udział stanowi masa płodu z łożyskiem (4,2 kg) oraz tłuszcz i mięśnie matki (3,5 kg), następnie krew i płyny śródtkankowe (2,7 kg), macica i gruczoły piersiowe (1,5 kg) oraz płyn owodniowy (0,9 kg) (Kempiak 2007) (Tab. 1.1).

Tab. 1.1. Przyrost masy ciała [kg] w III trymestrze ciąży

	Kempiak (2007)	Settles (2007)	Miller i Hanretty (2000)	Fenwick (1990)
	[kg]	[kg]	[kg]	[kg]
Płód	3,50	3,40-3,63	5,00	3,80-4,56
Łożysko	0,70	0,45-0,68		0,90-1,08
Płyn owodniowy	0,90	0,68-0,91	-	1,10-1,32
Macica	1,00	2,27-2,49	0,50-1,00	-
Gruczoły piersiowe	0,50		1,00-1,50	-
Krew	1,20	1,81-3,18	1,00-1,50	2,20-2,64
Płyn śródtkankowy	1,50			
Zapasy matczyne	3,50	0,45-2,72	4,00-4,50	2,00-2,40
SUMA	12,80	9,06-13,61	11,50-13,50	10,00-12,00

Jensen (1996) podaje, że największy przyrost masy ciała u kobiet ciężarnych w II i III trymestrze dotyczył dolnej części tułowia i wynosił średnio 0,29 kg na każdy tydzień (Tab. 1.2). Dane te oszacowano na podstawie regresji liniowej.

Tab. 1.2. Średni tygodniowy przyrost masy ciała [kg] w poszczególnych segmentach ciała u kobiet ciężarnych (od II do III trymestru) (Jensen 1996)

Segment	Tygodniowy przyrost masy [kg]	
	Średnia	S.D.
Dolny tułów	0,288	0,112
Udo	0,046	0,037
Górny tułów	0,030	0,085
Podudzie	0,018	0,018
Szyja	0,010	0,008
Ramię	0,005	0,011
Przedramię	0,005	0,007
Głowa	0,003	0,019
Stopa	0,002	0,005
Dłoń	0,001	0,007

Dodatkowa masa wpływa na zmianę energetyki ruchu (Van Raaij i wsp. 1990, Melzer i wsp. 2009, Byrne i wsp. 2011, Krkeljas 2015, Krkeljas i Moss 2015, Krkeljas 2017). Badania Van Raaij i wsp. (1990) przeprowadzone na 39 kobietach w ciąży, poruszających się chodem po bieżni z ustaloną prędkością, wykazały wzrost kosztu energetycznego w każdym z trzech pomiarów: w 12 tygodniu ciąży $3,37 \text{ kcal}\cdot\text{min}^{-1}$, $+0,01 \text{ kcal}\cdot\text{min}^{-1}$ w 24 tygodniu i $+0,28 \text{ kcal}\cdot\text{min}^{-1}$ w 36 tygodniu. Krkeljas i Moss (2015) w swych badaniach potwierdzili tezę, wskazując przyrost masy, jako jeden z głównych czynników wpływających na wydatkowanie energii, zaraz obok prędkości chodu. Do podobnych wniosków doszli inni badacze, Melzer i wsp. (2009) oraz Byrne i wsp. (2011), według których obniżenie prędkości chodu było jednym z głównych mechanizmów kompensacyjnych uruchamianych przez ciężarne.

Kolejnym skutkiem zwiększonej masy ciała jest jej wpływ na położenie ogólnego środka ciężkości ciała (OSC) i stabilność posturalną kobiety. Poświęcony tej tematyce systematyczny przegląd literatury ujawnia brak konsensusu wśród badaczy wskazując na niejednoznaczność uzyskanych wyników (Goosens i wsp. 2022). Analizując stabilność posturalną, niektórzy badacze wskazują na przesunięcie środka

ciężkości ku tyłowi (Opala-Berdzik i wsp. 2010), inni odnotowują ogólne zwiększenie obszaru rzutu pionowego środka ciężkości na płaszczyznę podparcia (Moccellin i Driusso 2012), a pozostali sugerują brak istotnych różnic w przemieszczeniu OSC w okresie ciąży (Dumas i wsp. 1995, Whitcome i wsp. 2007, McCrory i wsp. 2010a).

Niezależnie od powyższych niespójności, bezsprzecznie zmianie ulega dystrybucja masy, a co za tym idzie, zmiany ustawienia poszczególnych segmentów ciała ciężarnej. Jako mechanizm kompensacyjny autorzy wskazują zmianę kąta krzywizn kręgosłupa u kobiet, a dokładnie zwiększenie lordozy lędźwiowej (Korsten-Recki i wsp. 2009) w związku ze wzrostem przodopochylenia miednicy (Franklin i Conner-Kerr 1998, Settles 2007, Ribeiro i wsp. 2013, Schröder i wsp. 2016). Dodatkowo zmiana w dolnej części kręgosłupa zostaje wyrównana przez zmiany w klatce piersiowej – odchylenie w tył z równoczesnym ustawieniem barków w protrakcji (Kozłowska 2006, Majchrzycki i wsp. 2010).

Na skutek rozrostu płodu, przepona zostaje uniesiona o ok. 4 cm, powodując rozszerzenie żeber (powiększenie wymiaru poprzecznego klatki piersiowej), przesunięcie narządów w klatce piersiowej oraz zmianę toru oddechowego na przeponowy z uwagi na brak możliwości dalszego unoszenia żeber. Ww. procesy adaptacyjne są wspomagane zmianami w gospodarce hormonalnej (progesteronu, relaksyny i estriolu), które sprzyjają rozluźnieniu połączeń stawowych. Mięśnie oraz inne tkanki miękkie w obrębie brzucha i dna miednicy również ulegają rozciągnięciu, co może sprzyjać zmianom w ustawieniu miednicy, kończyn dolnych oraz krzywizn kręgosłupa (Kozłowska 2006, Opala-Berdzik i wsp. 2009, Urtnowska i wsp. 2015).

Oba aspekty: położenie środka ciężkości ciała oraz adaptacja ciała ciężarnych do zmieniających się warunków, były przedmiotem badań zespołu Whitcome (2007). Uzyskane wyniki wskazywały na istotny wpływ pogłębienia lordozy lędźwiowej na kompensację przesuwanego się w przód środka ciężkości ciała w związku z dodatkową masą. Wydajność tego mechanizmu w czasie całej ciąży oszacowano na średnim poziomie $3,2 \pm 1,1$ cm, dzięki czemu finalnie ruch OSC nie przekroczył 1 cm ($0,3 \pm 0,7$ cm). Dodatkowo podkreślono dymorfizm płciowy i naturalne predyspozycje kobiet do tego procesu, przez klinowatą budowę trzeciego kręgu lędźwiowego (L₃). Kręgi L₄ i L₅ posiadają taką budowę, również u mężczyzn (Whitcome i wsp. 2007).

Dodatkowa masa ciała w trakcie ciąży wpływa także na zwiększenie obciążenia stawów kończyn dolnych, powoduje zmiany strukturalne oraz mechaniczne, niekiedy będąc przyczyną dolegliwości bólowych (Settles 2007, Schröder i wsp. 2016), zmian

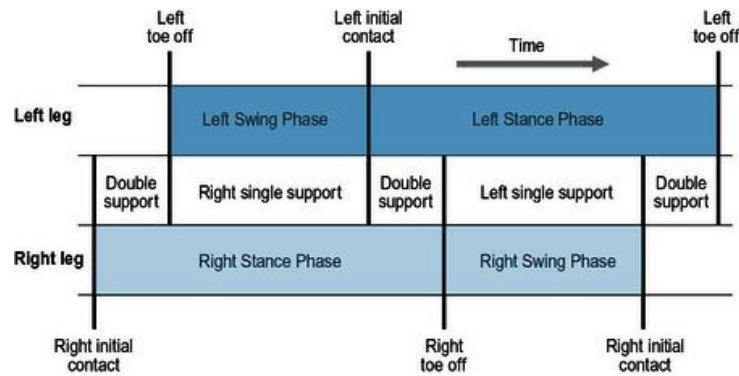
w schemacie chodu (Aguiar i wsp. 2015), włącznie ze zmianą OSC w kierunku przednim (Foti i wsp. 2000, Ribeiro i wsp. 2013). Aspekt ten bywa identyfikowany przez wielu autorów jako czynnik sprzyjający zwiększonemu ryzyku upadków wśród kobiet ciężarnych (Jang i wsp. 2008, McCrory i wsp. 2010b, McCrory i wsp. 2013, Sunaga i wsp. 2013).

1.1.2 Kinetyka i kinematyka chodu fizjologicznego i chodu ciężarnych

Podstawową formą lokomocji człowieka w codziennym życiu jest chód. Według Whittle'a i wsp. (2012) chód fizjologiczny jest sposobem lokomocji naprzemiennie angażującym obie kończyny dolne dostarczające jednocześnie wsparcia i napędu; w każdym momencie co najmniej z jedną kończyną pozostającą w kontakcie z podłożem. Chód wymaga sprawnego współdziałania trzech układów: stawowo-kostno-więzadłowego (biernego), mięśniowego (czynnego) i nerwowego – sterującego wspólnym działaniem.

Kliniczna ocena chodu uzależniana jest od realizowanych funkcji w układzie ruchu, a prawidłowy chód determinuje pięć atrybutów: stabilność podparcia; prawidłowy prześwit pod stopą w fazie wymachu kończyny; odpowiednie ustawienie stopy poprzedzające jej kontakt z podłożem; prawidłowa długość kroku; minimalny wydatek energetyczny (Błaszczyk 2019).

Cykl chodu (ang. *gait cycle* (GC)) definiowany jest jako interwał czasu pomiędzy następującym po sobie pojawieniem się tego samego zdarzenia w czasie chodu (Perry 1992, Whittle i wsp. 2012). W literaturze najczęściej opisywanym punktem jest kontakt stopy z podłożem. Biorąc pod uwagę pracę obu kończyn, w cyklu chodu dla każdej z nich autorzy wyróżniają fazę podwójnego podparcia (ang. *double support* / *double limb stance*) – pomiędzy kontaktem początkowym, a oderwaniem przeciwnych palców (**obciążenie**) oraz pomiędzy kontaktem początkowym przeciwnej kończyny, a oderwaniem palców analizowanej kończyny (**odciążenie**). W pozostałych częściach cyklu chodu występują dwie fazy pojedynczego podparcia (ang. *single support* / *single limb stance*) dla prawej i lewej kończyny (Ryc. 1.1).



Ryc. 1.1. Relacje czasowe faz pojedynczego i podwójnego podparcia dla rozpoczynającej prawej kończyny (Whittle i wsp. 2012)

Korzystając z klasyfikacji Perry (1992), poniżej przedstawiono przebieg podfaz cyklu chodu:

- Faza podporowa:
 - kontakt pięty z podłożem (ang. *initial contact*: 0-2% GC),
 - amortyzacja (ang. *loading response*: 2-12% GC),
 - pełne obciążenie (ang. *mid stance*: 12-31% GC),
 - przetaczanie stopy (ang. *terminal stance*: 31-50% GC),
 - odbicie (ang. *pre-swing*: 50-62% GC);
- Faza przenoszenia (wymachu):
 - przyspieszenie (ang. *initial swing*: 62-75% GC),
 - przenoszenie właściwe (ang. *mid swing*: 75-87% GC),
 - hamowanie (ang. *terminal swing*: 87-100% GC).

Ilościowa analiza chodu uwzględnia **parametry czasowo-przestrzenne**, takie jak: długość i szerokość kroku, prędkość chodu, czas trwania i udział poszczególnych faz w cyklu, a także częstość kroków; **parametry kinematyczne**: położenie w przestrzeni poszczególnych segmentów ciała i ich wzajemne usytuowanie (ruchy względne), prędkości i przyspieszenia kątowe; **parametry kinetyczne** (siła reakcji podłoża, wypadkowe momenty sił w stawach); a także parametry związane z **energetyką ruchu**: energia kinetyczna, potencjalna, całkowita, praca, moc.

Rosnąca w ostatnich latach liczba autorów koncentruje się na opisie zmian kinetycznych i kinematycznych lokomocji kobiet w okresie ciąży. W tym miejscu nie można pominąć szczegółowych przeglądów literatury, które przeprowadziły cztery zespoły naukowców: Branco i wsp. (2014), Forczek i wsp. (2018) oraz Conder i wsp. (2019), Linjuan i wsp. (2023). Celem ww. prac było porównanie badań

eksperymentalnych, skoncentrowanych na analizie chodu w kontekście zmian biomechanicznych wywołanych ciążą, celem identyfikacji schematu chodu kobiet wraz z zaawansowaniem ciąży oraz ocena prac pod kątem metodologicznym. W pracy Forczek i wsp. (2018) na podstawie analizy 25 prac spełniających kryteria włączenia, zweryfikowano przyczyny rozbieżności wyników dostępnych w literaturze, a dotyczących sposobu realizowania lokomocji przez przyszłe matki, oraz zidentyfikowano mechanizmy wskazujące na bardziej bezpieczny sposób przemieszczania ciała podczas ciąży. W ocenie autora, powyżej opisane prace przeglądowe w dużej mierze wyczerpują poruszany w tym rozdziale temat badań nad chodem zdrowych kobiet w ciąży. Z tego powodu w dalszej części tekstu, opisano najważniejsze wątki, skupiając się wyłącznie na najistotniejszych opracowaniach.

W większości przypadków przedmiotem badań był chód swobodny po płaskim podłożu (np. Foti i wsp. 2000, Marshall i wsp. 2018, Forczek i wsp. 2020), chód po schodach (McCrary i wsp. 2013, 2014), chód po pochyłym podłożu w górę i w dół (Gottschall i wsp. 2013) oraz bezpośrednio po wstaniu z krzesła (Lou i wsp. 2001, Gilleard i wsp. 2008, Sunaga i wsp. 2013). Niektórzy badacze podkreślają, że adaptacje powstające pod wpływem ciąży mają służyć zapewnieniu bezpieczeństwa i stabilności w czasie chodu kobiety. Dlatego zwracają uwagę na: zmniejszenie szybkości chodu zapewnionej przez mniejszą częstotliwość oraz długość kroku (Forczek i Staszkiwicz 2012, Gottschall i wsp. 2013); wydłużenie czasu fazy dwupodporowej, a skrócenie fazy jednopodporowej (Foti i wsp. 2000, Carpes i wsp. 2008, Branco i wsp. 2013); zwiększenie podstawy podparcia zarówno poprzez zwiększenie odległości między stopami (szerokości kroku) (Lymbery i Gilleard 2005, Sunaga i wsp. 2013, Forczek i wsp. 2019a), jako naturalną konsekwencję zwiększenia szerokości miednicy, jak również rotację stóp na zewnątrz. Wnioski dotyczyły również zmian w samej postawie ciała: przesunięcie obciążenia w obrębie stopy (Masłoń i wsp. 2022) w kierunku przednim (Ribeiro i wsp. 2011), zmiana dystrybucji masy ciała, a także zmiany w obrębie miednicy i odcinka lędźwiowego kręgosłupa (Gilleard 2013). Wiele badań miało charakter długofalowy (Błaszczuk i wsp. 2016, Forczek i wsp. 2020), co pozwalało na obserwację zmian anatomicznych i funkcjonalnych wraz z zaawansowaniem ciąży.

Lymbery i Gilleard (2005) zbadali parametry czasowo-przestrzenne oraz siłę reakcji podłoża w fazie podporowej 13 kobiet w 38 tygodniu ciąży i 8 tygodni po porodzie. Podczas pierwszego badania zauważono zwiększoną szerokość chodu (2,5 cm

w stosunku do drugiego pomiaru), oraz zmiany w przyśrodkowo-bocznej składowej siły reakcji podłoża, która miała tendencję wzrostową w kierunku przyśrodkowym. Widoczne były także zmiany w położeniu środka nacisku (COP), który w początkowej fazie miał przebieg bardziej przyśrodkowy u kobiet w ciąży. Dodatkowo w tejże grupie zaobserwowano mniejsze wychylenie COP w przód w końcowej fazie podporu. W konkluzji autorzy potwierdzili istnienie mechanizmów adaptacyjnych, a tym samym dążenie kobiet do zwiększenia stabilności w czasie chodu. Dodatkowo podkreślili konieczność prowadzenia badań wśród kobiet we wcześniejszych stadiach ciąży (Lymbery i Gilleard 2005).

Inną techniką pomiarową posłużyli się Falola i wsp. (2009), którzy prowadzili comiesięczną obserwację lokomocji 124 kobiet od drugiego do dziewiątego miesiąca ciąży. Za pomocą krokomierza wykonali kinematyczną ocenę chodu (dystans, liczba kroków, długość kroku, czas trwania faz, prędkość chodu). Stwierdzili istotny wpływ ciąży na schemat chodu, a dokładnie wyraźny spadek prędkości chodu po trzecim miesiącu, częstotliwości po czwartym, a po szóstym wzrost zmienności kroku. Autorzy wykazali także dodatnią korelację wspomnianych zmian z przyrostem tkanki tłuszczowej.

Tematem kadencji zajął się również zespół prowadzony przez Marshalla (2018). W pracy porównano częstotliwość swobodnego chodu u kobiet w II (21 osób) i III (24 osoby) trymestrze ciąży, stosując do pomiaru akcelerometr noszony przez 7-8 dni na nadgarstku. W wyniku badania określono średnią liczbę kroków (II – 11248 i III – 10895), jednak nie znaleziono istotnych różnic w kadencji pomiędzy trymestrami.

Wartą wymienienia pracą jest publikacja Forczek i wsp. (2016), w której przeprowadzono studium przypadku – wielopłaszczyznowe badanie 34-letniej kobiety w ciąży, m.in. pod kątem obciążania stóp, parametrów czasowo-przestrzennych oraz ruchomości miednicy, jednocześnie zebrano dane antropometryczne oraz dotyczące diety. Pomiary przeprowadzono w każdym z trzech trymestrów, w celu określenia zmian zachodzących podczas ciąży. Analizując wyniki stwierdzono potrzebę kontynuowania badań na większej grupie, co skutkowało kolejnymi publikacjami, opisanymi poniżej, oraz niniejszą pracą doktorską.

W cyklu artykułów, Forczek (2019a, 2019b i 2020), wraz z grupą współautorów, wykonali biomechaniczną charakterystykę chodu kobiet przed ciążą oraz w zaawansowanej ciąży. Wyniki wzmiankowanych prac wskazały m.in. na: brak istotnych statystycznie zmian wartości parametrów czasowo-przestrzennych pomiędzy

trymestrami, zwiększenie płaszczyzny podparcia, zmianę kąta nachylenia miednicy i stawów biodrowych w płaszczyźnie strzałkowej (Forczek i wsp. 2019b). Ponadto autorzy zwrócili uwagę na wpływ poziomu aktywności fizycznej na schemat chodu. Odnotowali bowiem istotne korelacje z wielkością podstawy podparcia, szybkością i długością kroku (w II i III trymestrze), co może sprzyjać poprawie stabilności dynamicznej w zaawansowanej ciąży. Wyniki prezentowane w pracy Forczek i wsp. (2020) wskazały na istnienie korelacji pomiędzy budową morfologiczną miednicy a jej kinematyką, np. znamiennej statystycznie dodatnią korelacją pomiędzy wymiarami antropometrycznymi miednicy a przodopochyleniem i rotacją miednicy (szczególnie w III trymestrze).

Tylko w niektórych pracach podjęto próbę porównywania lokomocji ciężarnych z chodem kobiet sprzed lub po ciąży (Foti i wsp. 2000, Carpes i wsp. 2008, Hagan i Wong 2010, Forczek i Staszkiwicz 2012, Forczek i Curyło 2014, Gilleard 2013, Błaszczuk i wsp. 2016, Forczek i wsp. 2019a), a także innymi nieciążnymi (Santos i wsp. 2008, Wu i wsp. 2010, McCrory i wsp. 2010a, 2010b, 2013, 2014, Branco i wsp. 2013). Publikowane wyniki nie były jednak w pełni spójne – autorzy stwierdzili m.in.: mniejszą prędkość chodu i częstotliwość kroków w zaawansowanej ciąży, zmniejszoną długość kroku w stosunku do stanu przed ciążą, wydłużoną fazę dwupodporową oraz brak zmian w zakresach ruchu stawów kończyn dolnych (Forczek i Staszkiwicz 2012); brak zmian w parametrach czasowo-przestrzennych u kobiet przed i w czasie ciąży (Hagan i Wong 2010, Forczek i wsp. 2019a); zwiększenie powierzchni podparcia u ciężarnych (Bird i wsp. 1999, Foti i wsp. 2000, Lymbery i Gilleard 2005, Forczek i Staszkiwicz 2012, Branco i wsp. 2013, Gottschall i wsp. 2013, Sunaga i wsp. 2013, Forczek i wsp. 2019a); oraz zwiększone ruchy boczne klatki piersiowej (Forczek i Curyło 2014). W ocenie autora grupa porównawcza nie będąca w ciąży jest istotnym elementem, którego brak ogranicza możliwość jednoznacznego wnioskowania. Z tego powodu wyniki otrzymane z badań własnych, zestawiono z wynikami grupy kontrolnej.

Uzupełnieniem badań nad kinetyką i kinematyką chodu kobiet ciężarnych stają się niewątpliwie symulacje komputerowe. Stworzeniem własnego, biomechanicznego modelu 3D kobiety ciężarnej zajął się zespół prowadzony przez Aguiari i wsp. (2014). Badacze kierowali się oceną obciążeń mechanicznych stawów, kinetyki oraz kinematyki chodu kobiety w ciąży, z uwagi na związane z tym stanem zmiany morfologiczne, mogące mieć wpływ na schemat chodu. Ich celem było opisanie schematu chodu w II trymestrze ciąży oraz dostarczenie jak największej ilości

wskazówek do modelowania ruchu kobiet ciężarnych m.in.: wyeliminowania błędów związanych z lokalizacją markerów, wpływem obrzęków, czy drganiami dodatkowej tkanki miękkiej. Pracę rozpoczęto od wykonania pomiarów antropometrycznych oraz rejestracji chodu swobodnego metodą trójpłaszczyznową (Qualisys) 18 kobiet w okolicach 27 tygodnia ciąży. Dodatkowo rejestrowano chód z wykorzystaniem platform dynamometrycznych. W następnym kroku stworzono model chodu oparty głównie na własnych obliczeniach bazujących m.in. na modelu miednicy CODA, natomiast masy i lokalizacje środków mas segmentów obliczono na podstawie równań regresji Dempstera. Autorzy stwierdzili, iż chód kobiet w ciąży jest podobny do fizjologicznego chodu, lecz stawy skokowe i biodrowe wydają się być bardziej przeciążone (głównie w płaszczyźnie strzałkowej i czołowej).

W następnej publikacji Aguiar i wsp. (2015) opisali analizę chodu z symulacją dodatkowej masy ciążowej. Wspomniany wcześniej model 3D kobiety ciężarnej posłużył również podczas tego badania. Przeanalizowano kinematykę oraz kinetykę swobodnego chodu 18 kobiet w 27 tygodniu ciąży, 18 kobiet niebędących w ciąży oraz powtórnie tej samej grupy z dodatkowym obciążeniem (4 kg w okolicy brzucha i po 0,5 kg na każdej piersi). Dla kobiet ciężarnych zastosowano rozkład mas zaproponowany przez Jensena, natomiast u niebędących w ciąży według Dempstera. W wyniku analizy uzyskano następujące wnioski dotyczące wpływu zwiększonej masy w drugim trymestrze na: wydłużony czas podporu i czas podwójnego podparcia, zmniejszony maksymalny wyprost biodra, niektóre maksymalne ruchy miednicy oraz zwiększone wartości momentów sił zginaczy stawu biodrowego.

Rok później inny zespół wykonał podobne badania (Gill i wsp. 2016, Ogamba i wsp. 2016). W pierwszym z wymienionych artykułów analizowano wpływ stopniowo zwiększającej się masy (np. ciąża, otyłość) oraz narzuconej mniejszej prędkości chodu na parametry lokomocji. Osiemnaście kobiet niebędących w ciąży poruszało się chodem z dwiema prędkościami (naturalną oraz o 25% mniejszą) z czterema dodatkowymi obciążeniami (I – 1 kg tylko uprząż, II – dodatkowe 4,535 kg z przodu, III – dodatkowe 9,07 kg z przodu i IV – tylko uprząż). W wyniku eksperymentu stwierdzono: krótszy czas cyklu i długość kroku, istotnie mniejszą szerokość kroku podczas redukcji obciążenia (IV wariant), ograniczenie maksymalnego wyprostu w stawach biodrowych wskutek dodatkowej masy. Natomiast obniżenie prędkości chodu wpłynęło na: wydłużenie czasu cyklu oraz fazy dwupodporowej, zmniejszenie długości kroku,

zmniejszenie maksymalnych wartości wyprostowania stawów biodrowych oraz zgięcia podszewowego stóp.

W drugim badaniu niemal ci sami autorzy pracowali nad wpływem dodatkowej masy *stricte* w odniesieniu do kobiet w ciąży (Ogamba i wsp. 2016). Tym razem badano chód u 20 nieciążarnych kobiet z trzema wariantami obciążenia (I, II i III z poprzedniego badania). Wzrost obciążenia spowodował zmiany kinematyczne w stawie kolanowym, biodrowym, w samej miednicy i tułowiu w płaszczyźnie strzałkowej oraz czołowej. Dodatkowo wartości momentów sił stawu skokowego, kolanowego i biodrowego znormalizowane do podstawowej masy wzrastały wraz z obciążeniem, natomiast podczas normalizacji do masy całkowitej – malały.

Kończąc tematykę symulacji komputerowych ciężarnych, na krótkie odnotowanie zasługuje również skomplikowany model kobiety w ciąży, stworzony na potrzeby optymalizacji samochodowych systemów bezpieczeństwa, opisany przez zespół Jansová i Hynčik (2008). Model utworzony na podstawie danych z tomografu komputerowego, zawierał wszystkie najistotniejsze narządy, tkanki, a nawet płyny kobiety w 30. tygodniu ciąży. W wyniku symulacji podczas testu zderzeniowego, autorzy potwierdzili swoje przypuszczenia, że zarówno zastosowane pasy bezpieczeństwa i poduszki powietrzne były najistotniejsze w ochronie matki. Natomiast w kontekście dziecka, tylko pasy bezpieczeństwa działały na korzyść pod warunkiem ich prawidłowego zamocowania pod brzuchem przez biodra. Poduszka powietrzna wywierała zbyt duży nacisk, powodując niebezpieczny wzrost ciśnienia wewnątrz macicy. Brak obu zabezpieczeń był śmiertelny zarówno dla matki, jak i płodu.

1.1.3 Wpływ ciąży na zdrowie kobiety i dziecka

Bezpieczeństwo przyszłych matek i płodu stanowi ważny aspekt wielu prac z obszaru biomechaniki, bowiem konsekwencją anatomicznych i hormonalnych zmian w okresie ciąży jest m.in. rosnące ryzyko upadków w wyniku zaburzenia stabilności dynamicznej. Na podstawie badań ankietowych przeprowadzonych przez Dunning i wsp. (2010) u niemal 30% ciężarnych stwierdzono przynajmniej jeden upadek, czyli utratę równowagi wraz z kontaktem z podłożem innej części ciała niż stopy, w czasie ciąży.

Ciąża powinna być szczególnym okresem zadbania o zdrowie i prozdrowotny styl życia. Interwencje w stylu życia (odpowiednie odżywianie i regularna aktywność fizyczna) są kluczowymi mediatorami przyrostu masy ciała podczas ciąży. Regularna

aktywność stosowana w czasie ciąży, ma istotny wpływ na prawidłowy jej przebieg, a także na proces porodu i położu. Odpowiednio dobrana aktywność fizyczna, pozytywnie wpływa na rozwój dziecka, ale też niesie wiele korzyści dla samej matki (Melzer i wsp. 2010, Mudd i wsp. 2013). Harrison i wsp. (2018) zbadali sposób postrzegania ruchu w czasie wolnym, gdzie większość ciężarnych określiła aktywność jako ważną, korzystną i bezpieczną. Dodatkowo autorzy wskazali przeszkody w prowadzeniu aktywnego trybu życia, którymi było: zmęczenie, brak czasu i dyskomfort spowodowany ciążą. Ponadto wśród czynników sprzyjających ograniczeniu aktywności fizycznej należy wskazać brak wiedzy wśród kobiet, jaki rodzaj aktywności jest odpowiedni w ciąży, czy lęk ciężarnych, że poprzez nieodpowiednią aktywność mogą doprowadzić do komplikacji ciążyowych. Stąd wiele doniesień wskazuje na ograniczaniu poziomu aktywności fizycznej przez ciężarne (Szumilewicz i wsp. 2013, Forczek i wsp. 2017).

Obecnie, coraz częściej badacze lokomocji zwracają uwagę na wpływ aktywności fizycznej na schemat chodu i stabilność posturalną. Foti i wsp. (2000), czy Butler i wsp. (2006) wskazują pozytywny wpływ treningu fizycznego jako rodzaj prewencyjnych działań zapobiegających przeciążeniom układu ruchu matki. Z kolei Forczek i wsp. (2019b) odnotowali istotne korelacje poziomu aktywności fizycznej z wielkością podstawy podparcia, szybkością i długością kroku (w II i III trymestrze), co może sprzyjać poprawie stabilności dynamicznej w zaawansowanej ciąży.

Innym badanym aspektem był wpływ ciąży na zmiany w układzie mięśniowo-szkieletowym oraz dolegliwości z nimi związane np. ból w odcinku lędźwiowym, krzyżowym oraz miednicy (Östgaard i wsp. 1993 i 1994, Franklin i Conner-Kerr 1998, Foti i wsp. 2000, Huang i wsp. 2002, Wu i wsp. 2004, Opala-Berdzik i wsp. 2009, Hagan i Wong 2010, Dumas i wsp. 2010, Branco i wsp. 2013). W 1993 roku obszerne badania 855 kobiet w ciąży przeprowadził Östgaard wraz z zespołem. Analizowali średnicę strzałkową i poprzeczną brzucha oraz głębokość lordozy w kontekście bólu dolnego odcinka kręgosłupa. Niestety nie znaleźli wyraźnych powiązań biomechanicznych. Do podobnych wniosków doszli Franklin i Conner-Kerr (1998) porównując postawę kobiet w I i III trymestrze ciąży. Mimo pogłębienia lordozy lędźwiowej wraz ze zwiększeniem przodopochylenia miednicy w zaawansowanej ciąży, nie stwierdzili korelacji z występowaniem bólu w dolnym odcinku kręgosłupa.

Zespół prowadzony przez Opalę-Berdzik (2009), w swojej pracy przedstawił przegląd literatury dotyczący zmian biomechanicznych u kobiet w ciąży. W publikacji

skupiono się głównie na zmianach posturalnych oraz bólu, który im towarzyszy. Problem przedstawiono także w kontekście aktywności zawodowej, powołując się na prace takich autorów jak Paul i wsp. (1994) oraz Nicholls i wsp. (1992), którzy potwierdzili związek wzrostu dyskomfortu z przyjmowaną postawą na stanowisku pracy.

Ciekawe badanie nad bólem odcinka lędźwiowego przeprowadzili badacze z Kanady – Dumas i wsp. (2010) przedstawili teorię, jakoby stopniowy wzrost obciążenia miał funkcję treningową, zwiększając siłę oraz wytrzymałość prostowników grzbietu. Trzydzieści dwie kobiety wykonywały test zmęczeniowy (utrzymanie 70 Nm przez 60 s) z obustronną rejestracją EMG, w 14., 24. i 34. tygodniu ciąży. W efekcie stwierdzono, że podatność na zmęczenie prostowników grzbietu nie jest przyczyną bólu pleców w czasie ciąży.

Patologiami w obrębie kończyn dolnych zajmowali się Jelen i wsp. (2005), którzy badali wpływ ciąży na kształt stopy, lecz nie stwierdzili wyraźnego obniżenia jej łuku. Do przeciwnych wniosków doszli Segal i wsp. (2013). Zbadali 60 kobiet w celu sprawdzenia, czy w stopach zachodzą zmiany, a jeśli tak, to jak długo się utrzymują. W wyniku analizy stwierdzono trwałe i znaczne obniżenie wysokości łuku oraz wskaźnika sztywności łuku. Również Albino i wsp. (2011) w swojej pracy zajęli się tą samą tematyką. Zbadali wpływ ciąży na zmiany wymiaru stóp i obwodów w okolicy kostek, a także wpływ zmian w kończynach dolnych na siłę odbicia w kontekście jakości życia. Porównano 13 ciężarnych i 20 nieciężarnych. Jakość życia oceniono na podstawie kwestionariusza WHOQOL-BREFF. Wynikiem prac były następujące wnioski: masa ciała u ciężarnych wzrosła o 10,5 kg, obwody w okolicy kostek o 2,4 cm; zaobserwowano spadek siły odbicia (10% masy ciała), wzrost siły w kierunku przyśrodkowo-bocznym (10% masy ciała), zwiększenie długości i szerokości stopy (utrzymujące się po porodzie) oraz obniżenie jakości życia, zwłaszcza w sferze fizycznej.

1.2 Ogólny środek ciężkości ciała (OSC) i jego energia

W badaniach własnych kluczową rolę odgrywa ogólny środek ciężkości ciała, jego zmiany położenia oraz energetyka z tym związana. Stąd zasadne jest, zdaniem autora, przedstawienie pokrótce najistotniejszych zagadnień związanych z jego analizą na podstawie wybranych publikacji.

OSC definiuje się, jako teoretyczny punkt równowagi ciała (Bartlett 2007), w którym przyłożona jest wypadkowa sił ciężkości wszystkich elementów ciała (Bober i Zawadzki 2003). Ogólny środek ciężkości ciała dla człowieka znajdującego się w pozycji anatomicznej, zlokalizowano w linii pośrodkowej nieznacznie z przodu (czasem w trzonie) drugiego kręgu krzyżowego (Palmer 1944). Według niektórych autorów nawet 5 cm przed nim (Walaszek i wsp. 2007). Natomiast Bober i Zawadzki (2003) położenie OSC w pozycji stojącej określają jako 53-60% wysokości ciała (56,5% u mężczyzn i 55,5% u kobiet).

Oprócz aspektów fizjologicznych wydatku energetycznego, podejmowane są próby określenia czynników biomechanicznych np. związanych z OSC, mogących mieć wpływ na energetykę chodu. Nie samo położenie decyduje o wydatku energetycznym. Jednym z takich czynników są natomiast oscylacje OSC podczas ruchu oraz poziom odzyskiwania energii w mechanizmie odwróconego wahadła. W czasie chodu zdrowego człowieka można zaobserwować przemieszczenia OSC w pionie oraz na boki. Pełen cykl chodu (dwa kroki) zawiera podwójną amplitudę zmian pionowego położenia środka ciężkości ciała, natomiast oscylacja na boki zawiera jedynie jedno pełne przesunięcie OSC od skrajnych położań. Zmiana położenia OSC może być również rozpatrywana względem osi progresji ruchu. W chodzie swobodnym jest ona równa długości cyklu oraz skierowana w przód (Chwała 2013). W literaturze opisana została dodatkowa możliwość rozpatrywania wzdłużnego ruchu OSC względem układu odniesienia, najczęściej związanego ze środkiem ciężkości miednicy. Względne wzajemne ruchy środka ciężkości ciała i miednicy w cyklu chodu posiadają dwa maksima i dwa minima, przypominając pionową trajektorię OSC (Kirtley 2006).

Według dostępnej literatury, oscylacje OSC wykorzystywano m.in. do stworzenia matematycznego modelu chodu (Berbyuk i wsp. 1999), w tym kobiet ciężarnych (Yang i Zou 2010, Ersal i wsp. 2014, Aguiar i wsp. 2014 i 2015), analizy chodu sportowego (Chwała i wsp. 2007, Chwała 2013), czy też do obliczania wydajności lokomocji (Saunders i wsp. 1953, Cavagna i wsp. 1983a). Chwała i wsp.

(2007) przeprowadzili badania chodu 4 chodzący klasy mistrzowskiej, określając relacje pomiędzy siłą reakcji podłoża a oscylacjami OSC, w kontekście optymalizacji kosztu energetycznego. Stwierdzono zróżnicowanie techniki chodu u poszczególnych zawodników, ale też i pomiędzy poszczególnymi kończynami, co może odzwierciedlać dominację kończyny lub błędy techniczne. Według autorów poprawa techniki chodu może wpłynąć na zmniejszenie wydatku energetycznego, m.in. przez skorygowanie asymetrii oraz zmniejszenie oscylacji OSC i siły reakcji podłoża w stosunku do ciężaru ciała.

Oscylacje środka ciężkości posłużyły również do analizy składowych energii potencjalnej (E_p) i kinetycznej (E_k) (Tesio i wsp. 1998a, 1998b, Gider i wsp. 2005, Syczewska 2010, Peyrot i wsp. 2010, Chwała 2013) oraz do obliczania pracy wewnętrznej i zewnętrznej podczas chodu (Donelan i wsp. 2002, Krkeljas 2015, Krkeljas i Moss 2015, Pavei i wsp. 2017, 2020). Tesio i wsp. (1998a) zbadali chód 8 zdrowych osób (3 mężczyzn i 5 kobiet). Zmiany energii mechanicznej OSC obliczono z siły reakcji podłoża (dwie platformy dynamometryczne), natomiast informacji o prędkości chodu dostarczył system ELITE BTS. Uzyskane dane posłużyły do obliczenia energii kinetycznej, potencjalnej, zmiany energii dla ruchu pionowego, oraz energii całkowitej. Obliczono także pracę zewnętrzną oraz współczynnik odzyskiwania energii, podobnie jak w drugiej części opisywanej publikacji, traktującej o chodzie 7 osób po amputacji części kończyny dolnej, zaopatrzonych w protezę (Tesio i wsp. 1998b).

Gider i wsp. (2005) zaproponował metodę oceny wydajności chodu – Wskaźnik Efektywności Energetycznej Chodu (GEEI – ang. Gait Energy Efficiency Index), który może znaleźć zastosowanie w ocenie postępów rehabilitacji. Metodę oparto na obliczeniu korelacji wzajemnej pomiędzy znormalizowanymi przebiegami czasowymi energii kinetycznej oraz potencjalnej ogólnego środka ciężkości ciała.

Syczewska (2010) oraz Chwała (2013) również zajmowali się badaniem m.in. energetyki chodu. Syczewska analizowała chód 10 osób zdrowych, 15 z niedowładem połowicznym, oraz 35 dzieci ze stwierdzonym bocznym skrzywieniem kręgosłupa, pod kątem oceny energii mechanicznej (kinetycznej i potencjalnej) tułowia z wykorzystaniem opracowanego parametrycznego modelu kręgosłupa (umożliwiającego symulacje zmian E_p i E_k odcinków tułowia, a także segmentów kręgosłupa). Chwała (2013) podjął tematykę chodu sportowego, wpływu prędkości na oscylacje OSC, mechanizmu odzyskiwania energii, w odniesieniu do chodu

fizjologicznego. W pomiarach chodu fizjologicznego uczestniczyły 353 osoby, natomiast chodu sportowego – 22 osoby.

Temat energetyki chodu poruszany był od wielu lat (Cavagna 1963, Waters i Lundsford 1988). W świetle wiedzy dostępnej autorowi, jedyną dotychczas opublikowaną pracą, w której poddano analizie m.in. wydatek energetyczny u kobiet ciężarnych, wynikający z pracy mechanicznej i dodatkowo jego korelację z wydatkiem energetycznym (metabolicznym) jest praca Krkeljas i Moss (2015). W badaniu wzięło udział 35 kobiet ciężarnych. Pomiar swobodnego chodu wykonywano w każdym z trymestrów (I – 14 osób, II – 20 osób i III – 10 osób). Następnie obliczono pracę zewnętrzną oraz wewnętrzną (ze zmian energii kinetycznej i potencjalnej OSC), współczynnik odzyskiwania energii oraz energię całkowitą. W dalszej części wyniki porównano z danymi metabolicznego wydatku energetycznego. Niestety badanie nie obejmowało grupy kontrolnej i przeprowadzono je jedynie na kobietach ciężarnych z wykorzystaniem standardowego modelu biomechanicznego. W kolejnej publikacji Krkeljas i Moss (2018), bazującej na danych 35 kobiet w ciąży, zbadali wpływ zmian kinematycznych na metaboliczny koszt energetyczny.

1.2.1 Matematyczne modelowanie OSC kobiet w ciąży

Z uwagi na problematykę poruszaną w niniejszej pracy, związanej z analizą oraz modelowaniem położenia i ruchu środka ciężkości, autor uznaje za właściwe przybliżenie w sposób bardziej szczegółowy wyników prac grupy badaczy pod kierunkiem Cateny i wsp. (2017, 2018). Ze względu na brak potwierdzonych metod wyznaczania OSC ciężarnej, porównano metody określania mas poszczególnych segmentów ciała oraz położenia środka ciężkości (SC) tułowia, który przypuszczalnie ulega największym zmianom i może istotnie wpłynąć na OSC całego ciała.

W eksperymencie wzięło udział 30 kobiet w ciąży. Na podstawie wyników uzyskanych podczas pomiarów antropometrycznych, rejestracji 3D oraz pomiarów na platformie dynamometrycznej w staniu i leżeniu porównano metodę zaproponowaną przez Jensena i wsp. (1996) z metodą Pavola i wsp. (2002). Jensen i wsp. (1996) w swojej pracy oszacowali masy oraz momenty bezwładności 16 segmentów ciała podczas II i III trymestru ciąży, na podstawie regresji liniowej. Potwierdzono największe zmiany w dolnej części tułowia. Niestety badacze połączyli tułów z miednicą, wyłączając niezależność ruchową tych segmentów, co w analizie przestrzennej może być sporym utrudnieniem.

Pavol i wsp. (2002) podjęli tę samą problematykę określenia masy i położenia środka ciężkości 15 segmentów ciała u osób dorosłych, osobno traktując tułów i miednicę. Catena i wsp. (2018) porównali uśrednioną sumę mas segmentów obliczonych metodą Jensena i Pavola, do własnych pomiarów, które stanowiły punkt odniesienia. Regresja liniowa Jensena była najdokładniejsza tylko w 8 tygodniu – rozbieżność (przeszacowanie masy kobiet w ciąży względem wyników własnych) wyniosła tylko 1,5%, jednak w III trymestrze wypadła znacznie gorzej, osiągając poziom bliski 7%. W metodzie Pavola błąd (niedoszacowanie masy badanych kobiet) w całym okresie ciąży utrzymywał się na jednakowym poziomie 4%. W dodatku wyniki Jensena obarczone były bardzo dużą zmiennością, a sam pomysł liniowego przyrostu masy ciała został skrytykowany przez autorów omawianej publikacji oraz innych badaczy – Buck Louis i wsp. (2015) stwierdzili nieliniowy przyrost masy płodu, natomiast Widen i Gallagher (2014) także i innych struktur związanych z ciążą, jak łożysko, macica, piersi itp.

W kolejnym etapie Catena i wsp. (2018) wykorzystali metodykę Pavola do zbadania SC tułowia ciężarnych i również porównali z własnymi wynikami z platform dynamometrycznych. W wyniku modelowania sposobem Pavola, SC tułowia w III trymestrze uległ obniżeniu i lekkiemu przesunięciu w przód (nie przekraczając linii stawów C7-L3), w kierunku przyśrodkowo-bocznym. Z założenia znajdował się centralnie. Niestety w pracy nie zaprezentowano, w jaki sposób SC tułowia wpływa na OSC badanej osoby w przebiegu ciąży, co zostało wzięte pod uwagę w badaniach własnych. Pomiary Cateny i wsp. z wykorzystaniem platform dynamometrycznych wykazały przesunięcie SC tułowia w górę, do przodu i nieznacznie w prawą stronę.

Podsumowując wyniki przytoczonych badań, autorzy ocenili metodę Pavola, jako bardziej przydatną do zlokalizowania SC tułowia w osi długiej, natomiast wykorzystanie platform dynamometrycznych w identyfikacji SC w kierunku przednio-tylnym i przyśrodkowo-bocznym.

Wybór odpowiedniego modelu do analizy zarejestrowanego materiału jest bardzo istotny, czego dowiedli autorzy we wcześniejszej pracy (Catena i wsp. 2017), porównując 4 modele antropometryczne, w kontekście wpływu na położenie OSC. Zbadano jeden cykl chodu u 103 osób, z wykorzystaniem do analizy 4 modeli matematycznych: Plagenhoef i wsp. (1983), Winter i wsp. (1990), de Leva (1996) i Pavol i wsp. (2002). Odkryto, iż stosowany model nie ma wpływu na lokalizację OSC

tylko w kierunku przednio-tylnym, natomiast posiada znaczny wpływ w pozostałych dwóch kierunkach (pionowym i przyśrodkowo-bocznym).

W kolejnej publikacji (Catena i wsp. 2019a) zbadano, czy zmiany antropometryczne, postawy i OSC w czasie ciąży utrzymują się po porodzie. W tym celu analizowano statykę 17 kobiet w 9 sesjach: I (16-20 tydzień ciąży), II (36-40 tydzień ciąży), III-IX (co 4 tygodnie po porodzie). W sesji rejestracji przestrzennej wykorzystano 54 markery do zlokalizowania 13 segmentów ciała, zgodnie z opracowaną procedurą (Catena i wsp. 2018). Masy i lokalizację SC segmentów określono na podstawie wcześniej zwalidowanej metody Pavola i wsp. (2002). Wyjątkiem był tułów, którego SC określono stosując metodę platform dynamometrycznych z poprzedniego badania (Catena i wsp. 2018) oraz sumę ważoną SC pozostałych segmentów. W wyniku badań stwierdzono, że po porodzie SC tułowia przesunął się z prawej strony na lewą. W ruchu pionowym – w czasie ciąży ulegał obniżeniu, natomiast po porodzie przemieszczał się ku górze. Jednak wartość przemieszczenia nie była statystycznie istotna. Trzeci kierunek przemieszczenia SC tułowia podczas ciąży podążał w przód, a po porodzie natychmiast wrócił do ustawienia tylnego.

Ogólnie rzecz biorąc, zmiana położenia OSC w pionie nie odpowiadała zmianom SC tułowia, ponieważ w badaniu nie stwierdzono istotnej statystycznie zmiany pionowego położenia środka ciężkości ciała w czasie ($P = 0,538$). Warto zauważyć, że w badaniach tych uwzględniono podział na dwie grupy, na podstawie wielkości BMI. W grupie z niskim BMI zauważono jednak wyższą pozycję OSC o ok. 1,5%, niż u osób z wysokim BMI. Położenie OSC w kierunku przednio-tylnym i przyśrodkowo-bocznym odpowiadały zmianom SC tułowia.

W oparciu o pracę Cateny i wsp. (2018) dotyczącą położenia OSC, rozkładu mas segmentów oraz opublikowane przez Forczek i wsp. (2019b, 2020) dane antropometryczne (wraz z ustawieniem segmentów, w tym miednicy) został utworzony model kobiety ciężarnej. Celem było zbadanie obciążeń w kompleksie lędźwiowo-miednicznym w odpowiedzi na rozwój ciąży. Prace wykonał zespół Michnik i wsp. (2022) przy użyciu AnyBody Modeling System.

Rozkładem mas oraz środkiem ciężkości poszczególnych segmentów ciała kobiety w czasie ciąży zajmował się także zespół Haddox i wsp. (2020). Powołując się na konieczność przeciwdziałania upadkom przyszłych matek przez dokładniejszą analizę sposobu ich poruszania, stwierdzili brak odpowiedniego modelu, który

potrafiły odwzorować morfologię podczas zachodzących zmian i je uwzględnić.

Autorzy zbudowali model mięśniowo-szkieletowy kobiety podczas ciąży na podstawie danych antropometrycznych dostępnych w literaturze. W głównej mierze oparty został na raporcie technicznym, traktującym o bezpieczeństwie pracy personelu wojskowego w czasie ciąży (Perkins i Blackwell 1998). Kolejnym krokiem było zoptymalizowanie modelu ze średnimi rzeczywistymi pomiarami 25 kobiet w ciąży. Model obejmował zmiany mas i geometrii klatki piersiowej, miednicy z kończynami dolnymi, a także zmianę krzywizny odcinka lędźwiowego kręgosłupa, charakterystyczną dla przebiegu ciąży. W wyniku symulacji chodu nie stwierdzono znacznego wpływu ciąży na momenty sił stawu skokowego, kolanowego czy biodrowego, a jedynie na moment sił odcinka lędźwiowego kręgosłupa. Wnioski powiązane z często występującym bólem kręgosłupa u ciężarnych.

1.2.2 Energetyka chodu oraz mechanizmy optymalizujące

Cykliczne rozpędzanie i hamowanie kończyn oraz zmiany położenia OSC, obserwowane podczas chodu, wymagają pewnego nakładu energetycznego. O ekonomię ruchu dbają dwa mechanizmy optymalizujące – wzajemny transfer energii pomiędzy segmentami ciała oraz minimalizacja przemieszczeń środka ciężkości ciała. Transfery energetyczne zachodzą jako zamiana energii potencjalnej w kinetyczną i odwrotnie, a także, jako przepływ energii z jednego segmentu ciała do drugiego (Whittle i wsp. 2012, Chwała 2013). Największą wartość energii potencjalnej posiada OSC w czasie osiągnięcia jego najwyższego położenia i najmniejszej prędkości – w fazie jednopodporowej (zrównanie kończyn dolnych). W dalszej kolejności środek ciężkości przyspiesza, zamieniając energię potencjalną w kinetyczną, aż do momentu osiągnięcia najniższego położenia OSC i największej prędkości w fazie dwupodporowej. Kolejno, na nowo zwalnia ruch przemieszczając się ku górze do osiągnięcia maksimum położenia, następuje wtedy zamiana energii kinetycznej w potencjalną. Podobna sytuacja zachodzi w przeciwnych ruchach rotacyjnych obręczy barkowej i biodrowej (Whittle i wsp. 2012). Znaczenie ruchów obrotowych w intersegmentalnym przepływie energii wskazał już dużo wcześniej Winter i wsp. (1976). Szczegółową analizę odcinkową wykonał także Siegel i wsp. (2004).

Drugim mechanizmem wpływającym istotnie na mechanikę chodu jest ograniczenie zakresu oscylacji środka ciężkości ciała. Według kanonu analizy chodu

determinowanego przez sześć wyznaczników chodu (Saunders i wsp. 1953): rotację miednicy (płaszczyzna poprzeczna, ruch względem osi pionowej), pochylenie miednicy na boki, ugięcie stawu kolanowego w fazie podparcia, ruch zgięcia stawu skokowego, mechanizm stopy oraz przesunięcie miednicy na boki.

Niestety teoria sześciu wyznaczników chodu oparta została na teoretycznych rozważaniach i w ostatnich latach była podważona przez innych, badaczy ze względu na brak synchronizacji tych mechanizmów z ruchem OSC w czasie (Kirtley 2006). Gard i Childers (1997, 1999) w swoich pracach nie potwierdzili wpływu ugięcia stawu kolanowego oraz ruchów bocznych miednicy w fazie obciążenia na istotne zmiany zakresu oscylacji środka ciężkości ciała. Dodatkowo uznali sześć w/w wyznaczników chodu jedynie za hipotezę naukową. Spora grupa naukowców była mniej radykalna, twierdząc, że choć opisane w wyznacznikach ruchy zachodzą w czasie chodu, to ich wpływ na ograniczenie zużycia energii jest niewielki (np. Kerrigan i wsp. 2000, 2001; Della Croce i wsp. 2001), równocześnie podkreślając, że piąty wyznacznik chodu (związany z ruchem stopy) skutecznie zmniejsza zakres ruchu OSC.

Według Perry (1992) za zmniejszenie pionowych oraz bocznych przemieszczeń OSC odpowiada kontrola położenia środka ciężkości ciała w poszczególnych fazach chodu oraz selektywna kontrola mięśniowa. Mechanizmy zmniejszają amplitudę wychyleń tułowia nawet o 50% w pionie i 40% w poziomie. Dodatkowo wspomniane wyznaczniki chodu mają odzwierciedlenie w parametrach czasowo-przestrzennych, po części analizowanych w niniejszej pracy (tj. kadencja, szybkość chodu, czas fazy jedno- i dwupodporowej, długość oraz czas trwania cyklu, a także procentowy udział poszczególnych faz w cyklu chodu), które mogą ulec zmianie u kobiet ciężarnych w III trymestrze ciąży.

W obszarze pracy mechanicznej wykonywanej przez aparat ruchu człowieka, można wyróżnić pracę dodatnią i ujemną oraz wewnętrzną i zewnętrzną. Pracę dodatnią wykonują mięśnie podczas skurczu koncentrycznego, ujemną – podczas ekscentrycznego (absorpcja energii przez mięśnie) (Winter 2009). W przypadku pracy wewnętrznej dochodzi do przemieszczeń segmentów ciała względem OSC (Cavagna i Kaneko 1977, Winter 1979), jednak nie ma ona bezpośredniego wpływu na zmianę jego położenia. Obliczanie pracy wewnętrznej początkowo polegało na ocenie energii kinetycznej przyspieszanych segmentów względem środka ciężkości (Winter 2009), a w późniejszych badaniach oceniano energię ruchów obrotowych w stawach, energię translacyjną (przekazywanie energii między segmentami) oraz energię sprężystą

układów mięśniowo-ścięgnistych (Chwała 2013). Natomiast pracę zewnętrzną charakteryzuje rozpędzanie i unoszenie OSC przez siły mięśniowe oraz siły zewnętrzne, ograniczaną cyklicznymi zmianami energii potencjalnej i kinetycznej (Cavagna i wsp. 1963, Baker i wsp. 2004).

W biomechanice funkcjonują trzy główne metody oceny pracy mechanicznej podczas chodu. Pierwszą z nich jest suma pracy zewnętrznej i pracy wewnętrznej środka ciężkości ciała, obliczana na podstawie zebranych danych kinematycznych. Jeden ze sposobów zakłada również skorzystanie z danych kinetycznych do obliczenia pracy zewnętrznej. Druga metoda polega na szacowaniu pracy mechanicznej poprzez sumowanie energii mechanicznej z każdego segmentu ciała, uwzględniając pracę dodatnią i ujemną. Transfery energii pomiędzy segmentami są w tej metodzie opcjonalne. Trzecia z metod zakłada szacowanie pracy mechanicznej na podstawie zintegrowanej mocy mechanicznej w stawach (Chwała 2013).

Do porównania chodu kobiet ciężarnych w I i III trymestrze ciąży wybrano zmianę zakresu oscylacji środka ciężkości ciała oraz związaną z nią pracę zewnętrzną, które w głównej mierze determinują wzajemną transformację energii potencjalnej i kinetycznej. Pod koniec trzeciego trymestru można zaobserwować przebudowę całego ciała kobiety. Pod kątem chodu i energetyki ruchu najistotniejszą zmianą jest przyrost masy ciała (według Krkeljasa (2017) jest to względny przyrost masy ciała) i zmiany jej dystrybucji (zwłaszcza w okolicy brzucha i piersi), oraz związane z tym przesunięcie ogólnego środka ciężkości.

Dotychczasowe badania wykorzystujące przestrzenną analizę ruchu oparte są przeważnie o model matematyczny, który nie uwzględnia zmiany dystrybucji mas w obrębie ciała ciężarnej kobiety. W przedmiotowej pracy wykorzystano zmodyfikowany model dystrybucji mas segmentów ciała w III trymestrze ciąży, którego użycie miało na celu urealnienie położenia i oscylacji OSC w trakcie chodu ciężarnych. Mimo wskazań Sutherlanda (2005), że pomiar wydatku energetycznego, obliczanego na podstawie szacowania pracy mechanicznej stanowi tylko część całkowitego wydatku metabolicznego, związanego z biomechaniką ruchu, autor niniejszej pracy zdecydował o wykorzystaniu tej metody, ze względu na czysto biomechaniczny charakter porównania chodu kobiet ciężarnych w I i III trymestrze. Koszt metaboliczny stanowi odrębną kwestię, podejmowaną często w badaniach fizjologicznych (Waters i Mulroy 1999, Krkeljas 2015, Krkeljas i Moss 2015). Opisana powyżej metoda jest alternatywą dla metabolicznych pomiarów wydatku energetycznego podczas chodu, które mogą

budzić zastrzeżenia z uwagi na bezpieczeństwo kobiet w ciąży podczas gazometrii (pomiar w masce) oraz nieznany wpływ rozwoju samego płodu i jego potrzeb, na procesy życiowe matki. Obie metody stanowią uzupełniające się mechanizmy poznania i szacowania ekonomiki chodu.

Istotnym, lecz często pomijanym w analizowanych pracach elementem badań, jest standaryzacja otrzymanych wartości zmiennych biomechanicznych, uwzględniająca budowę somatyczną kobiet i długość cyklu chodu oraz porównanie wyników eksperymentów z odpowiednio dobraną grupą kontrolną.

1.3 Cel pracy

W przedmiotowej pracy postawiono dwa zasadnicze cele badań. Pierwszym celem pracy było określenie na podstawie wartości zmiennych biomechanicznych, różnic występujących w chodzie kobiet ciężarnych w początkowym okresie (T1) i w III trymestrze ciąży (T3) w odniesieniu do wyników grupy kontrolnej (GK). Aby zrealizować postawiony cel, porównano wartości parametrów czasowo-przestrzennych, zakresy zmian położenia środka ciężkości ciała (OSC) w płaszczyźnie strzałkowej i czołowej, wartości wydatkowanej energii potencjalnej, kinetycznej oraz pracy zewnętrznej oraz wskaźnik odzyskiwania energii podczas chodu z naturalną prędkością w analizowanych grupach.

Drugim, aplikacyjnym celem badań było zbadanie, czy zasadnym jest stosowanie w analizie chodu kobiet w ciąży bardziej szczegółowego, zmodyfikowanego modelu (Mod-1), odzwierciedlającego zmienność dystrybucji mas w obrębie ciała kobiet ciężarnych w III trymestrze, w porównaniu z wynikami standardowego modelu (GolemCOM), stosowanego powszechnie w analizie chodu osób niebędących w ciąży.

Aby zrealizować postawiony cel opracowano precyzyjny model wyznaczający położenie OSC (Mod-1), uwzględniający zmianę dystrybucji mas segmentów ciała kobiet w III trymestrze ciąży i porównano wyniki otrzymane z obu modeli oraz zestawiono z wynikami grupy kontrolnej, której chód modelowany był za pomocą modelu standardowego (GolemCOM).

1.3.1 Pytania badawcze

Aby zrealizować postawione cele pracy, sformułowano następujące pytania badawcze:

1. Czy występują różnice w zakresie wartości parametrów czasowo-przestrzennych, pionowych i bocznych oscylacji OSC, składowych energii, pracy zewnętrznej oraz wskaźnika odzyskiwania energii podczas chodu, u kobiet w III trymestrze ciąży i w jej początkowym okresie?
2. Czy występują różnice w zakresie wartości parametrów czasowo-przestrzennych, pionowych i bocznych oscylacji OSC, składowych energii, pracy zewnętrznej oraz wskaźnika odzyskiwania energii podczas chodu, u kobiet w początkowym okresie ciąży i w III trymestrze w stosunku do kobiet niebędących w ciąży?
3. Czy występują różnice w zakresie pionowych i bocznych oscylacji OSC, składowych energii, pracy zewnętrznej oraz wskaźnika odzyskiwania energii, w modelu podstawowym wyznaczania położenia OSC (GolemCOM) w porównaniu do modelu uwzględniającego zmianę dystrybucji mas poszczególnych segmentów ciała (Mod-1), podczas chodu u kobiet w III trymestrze ciąży?
4. Czy występują różnice w zakresie parametrów czasowo-przestrzennych, pionowych i bocznych oscylacji OSC, składowych energii, pracy zewnętrznej oraz wskaźnika odzyskiwania energii, u kobiet w zaawansowanej ciąży z zastosowaniem zmodyfikowanego modelu wyznaczania OSC (Mod-1), w porównaniu do kobiet z grupy kontrolnej z zastosowaniem modelu podstawowego (GolemCOM)?

1.3.2 Hipotezy badawcze

Aby odpowiedzieć na postawione pytania, sformułowano następujące hipotezy badawcze:

1. Schemat chodu kobiet w trzecim trymestrze ciąży (T3), wyrażony wartościami analizowanych zmiennych biomechanicznych, różni się względem chodu tych samych osób z początkowego okresu ciąży (T1).
2. Schemat chodu kobiet w początkowym okresie ciąży (T1), wyrażony wartościami analizowanych zmiennych biomechanicznych, nie różni się od chodu fizjologicznego kobiet niebędących w ciąży (GK). Zakłada się występowanie podobnych różnic w porównaniach chodu w GK i III trymestrze ciąży.
3. Zakłada się wystąpienie różnic w wartościach zmiennych biomechanicznych uzyskanych podczas modelowania chodu kobiet w III trymestrze ciąży za pomocą modelu uwzględniającego zmianę dystrybucji mas segmentów ciała (Mod-1) w porównaniu do analogicznych zmiennych, uzyskanych w modelowaniu za pomocą modelu standardowego (GolemCOM).
4. Zakłada się wystąpienie większych różnic w wartościach zmiennych biomechanicznych uzyskanych podczas modelowania chodu kobiet w III trymestrze ciąży za pomocą modelu (Mod-1), niż podczas modelowania modelem standardowym, w porównaniu do analogicznych zmiennych, uzyskanych w modelowaniu za pomocą modelu standardowego (GolemCOM) w grupie kontrolnej.

2 Materiał i metody badań

2.1 Charakterystyka badanej grupy

W badaniu wzięło udział 26 kobiet w wieku 23-38 lat ($\bar{x} = 30,3 \pm 3,44$ lat). Dla wszystkich kobiet rejestrację chodu wykonano dwukrotnie. Pierwszej rejestracji (I) dokonano w pierwszym trymestrze ciąży (11-13 tydzień, $\bar{x} = 11,8 \pm 0,86$ tydz.), natomiast drugiej (II) w trzecim trymestrze (34-37 tydzień, $\bar{x} = 35,6 \pm 0,70$ tydz.).

W pierwszym trymestrze masa badanych kobiet mieściła się w przedziale 48,3-73,6 kg ($\bar{x} = 61,61 \pm 6,898$ kg), natomiast wysokość ciała 1,61-1,76 m ($\bar{x} = 1,67 \pm 0,044$ m). W ostatnim trymestrze masa ciała ciężarnych wyniosła 58,8-87,9 kg ($\bar{x} = 72,92 \pm 8,430$ kg), a wysokość ciała 1,61-1,76 m ($\bar{x} = 1,67 \pm 0,043$ m).

Dla wszystkich kobiet obliczony został wskaźnik Body Mass Index (BMI). W czasie pierwszego pomiaru najmniejsza jego wartość wyniosła 18,22, a największa 26,50 kgm^{-2} ($\bar{x} = 22,02 \pm 2,157$ kgm^{-2}), natomiast w drugim pomiarze odpowiednio 22,00 i 31,70 kgm^{-2} ($\bar{x} = 25,99 \pm 2,798$ kgm^{-2}) (Tab. 2.1).

Tab. 2.1. Charakterystyka grupy eksperymentalnej oraz wiek ciąży

	I trymestr					III trymestr			
	Wiek	Masa ciała	Wysokość ciała	BMI	Wiek ciąży	Masa ciała	Wysokość ciała	BMI	Wiek ciąży
	[lata]	[kg]	[m]	[kgm^{-2}]	[tydz.]	[kg]	[m]	[kgm^{-2}]	[tydz.]
\bar{x}	30,3	61,61	1,67	22,02	11,8	72,92	1,67	25,99	35,6
SD	3,44	6,898	0,044	2,157	0,86	8,430	0,043	2,798	0,70

\bar{x} – średnia arytmetyczna; SD – odchylenie standardowe

Kryteria **włączenia** do badań w grupie eksperymentalnej i kontrolnej były następujące:

- wiek kobiet w przedziale 18-40 lat,
- dobry stan zdrowia,
- fizjologiczny przebieg ciąży (nie dotyczy kobiet z grupy kontrolnej),
- ciąża pojedyncza (nie dotyczy kobiet z grupy kontrolnej),
- pisemna zgoda na udział w badaniach.

Kryteria wyłączenia:

- ogólny zły stan zdrowia badanej lub negatywna opinia lekarza prowadzącego,
- przebyte urazy / schorzenia ortopedyczne lub neurologiczne, mogące mieć wpływ na schemat chodu,
- patologiczny przebieg ciąży (nie dotyczy kobiet z grupy kontrolnej),
- ciąża mnoga (nie dotyczy kobiet z grupy kontrolnej),
- brak zgody na udział w badaniach.

Przed przystąpieniem do badań, każda z zainteresowanych kobiet wyraziła pisemną zgodę na udział w projekcie oraz została poinformowana o możliwości rezygnacji z udziału na dowolnym jego etapie. W dalszej kolejności zebrano szczegółowy wywiad o stanie zdrowia ciężarnych oraz rozwijającym się płodzie, w celu wyeliminowania ewentualnego ryzyka powikłań w związku z przeprowadzanym pomiarem.

Podczas pomiaru osoby badane ubrane były w strój kąpielowy lub sportowy. Ubiór kobiet musiał być przylegający do ciała (w celu łatwiejszego rozmieszczenia markerów), niekrępujący ruch oraz matowy, aby nie generował refleksów świetlnych, zaburzających pracę rejestratorów.

Według jednakowej procedury równolegle prowadzone były badania lokomocji chodu z naturalną prędkością wśród 26 kobiet niebędących w ciąży, stanowiących grupę kontrolną (GK), w wieku 22-37 lat ($\bar{x} = 25,4 \pm 2,91$ lat). Masa badanych kobiet mieściła się w przedziale 49,0-66,0 kg ($\bar{x} = 57,63 \pm 4,191$ kg), natomiast wysokość ciała 1,62-1,73 m ($\bar{x} = 1,67 \pm 0,029$ m). Policzony został również wskaźnik Body Mass Index (BMI), którego najmniejsza wartość wyniosła 17,18, a największa 24,90 kgm^{-2} ($\bar{x} = 20,86 \pm 1,907 \text{ kgm}^{-2}$).

Przedstawione w niniejszej rozprawie badania kobiet ciężarnych stanowią część projektu realizowanego w Zakładzie Biomechaniki pod kierunkiem dr hab. Wandy Forczek-Karkosz, prof. AWF, na który uzyskano zgodę Komisji Bioetycznej przy Okręgowej Izbie Lekarskiej w Krakowie nr 139/KBL/OIL/2011.

2.2 Metoda badań

Badania przeprowadzono w okresie 04.2015-09.2017 w Pracowni Biokinezyki w Zakładzie Biomechaniki Akademii Wychowania Fizycznego w Krakowie. Do celów rejestracji wykorzystano system przestrzennej rejestracji ruchu Vicon250 (Oxford Metrics Ltd.; Oxford, UK) oraz specjalnie zaprojektowany i przygotowany przez autora pracy podest, stanowiący 12-metrową ścieżkę chodu. W dalszym postępowaniu zastosowanie znalazła waga lekarska z pomiarem wysokości ciała, antropometr, cyrkiel antropometryczny i inne przybory antropometryczne.

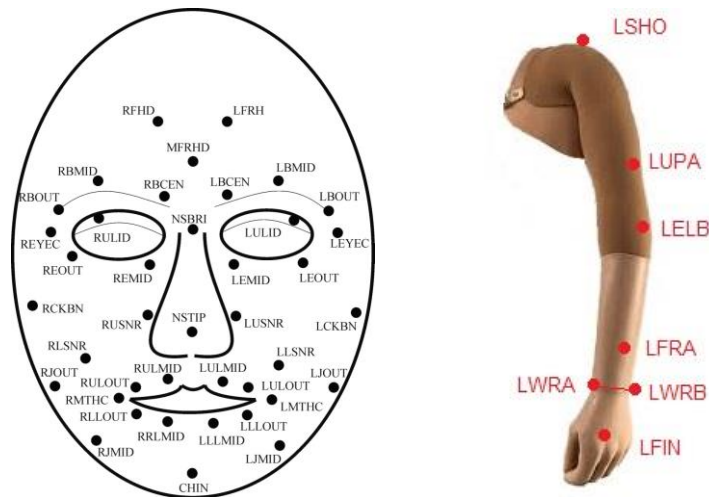
2.2.1 System Vicon 250

Zaprojektowany i produkowany w Oxford Metrics Ltd. system Vicon, oparty na technologii *motion capture*, jest jednym z najbardziej zaawansowanych systemów rejestracji ruchu w przestrzeni. W skład systemu wchodzi zestaw markerów, kamery pracujące na pograniczu światła widzialnego i podczerwieni, stacja robocza wraz ze specjalistycznym oprogramowaniem (m.in. Vicon Workstation, BodyBuilder, Polygon) oraz zestaw do kalibracji.

Podstawowym składnikiem systemu są markery, mające postać kulek o średnicy 25 mm, pokrytych odbłaskową taśmą (Ryc. 2.1). System określa przestrzenne położenie środka każdego markera i rejestruje jego zmiany podczas ruchu (Chwała i Maciejasz 2008, 2009). Ilość i wielkość markerów uzależniona jest od zamierzonego stopnia dokładności pomiaru oraz ilości rejestrujących kamer. W celu odwzorowania ruchu kończyny, mogą zostać zastosowane duże markery (np. o średnicy 25 mm, tak jak w niniejszym badaniu), rozmieszczone w ściśle określonych przez model miejscach na ciele badanej osoby, takich jak oś stawu, czy środek ciężkości (SC) danego segmentu. Stosuje się również małe markery o średnicy 2 lub 4 mm służące do zapisu np. mimiki twarzy lub pracy stawów ręki. Wymaga to zastosowania wielu małych, gęsto ułożonych markerów oraz bliskiej odległości rejestrujących kamer (Ryc. 2.2).



Ryc. 2.1. Zestaw markerów systemu VICON



Ryc. 2.1. Zaawansowany układ markerów twarzy oraz standardowy dla lewej kończyny górnej (Vicon Manual)

Kamera (Ryc. 2.3) zaopatrzona jest w pierścień z diodami luminescencyjnymi, emitującymi światło, które po odbiciu od markerów (markery bierne) zostaje zarejestrowane przez obiektyw kamery. Urządzenia te mogą pracować z różną częstotliwością od 60 Hz do nawet 1000 Hz i więcej, w zależności od wersji systemu oraz typu kamery. Do pomiaru wykorzystano cztery kamery Vicon Pulnix TM6710 pracujące z częstotliwością 120 Hz, które utworzyły przestrzeń pomiarową o charakterze prostopadłościanu.



Ryc. 2.3. Kamera systemu Vicon 250 (Vicon Manual)

Elementem sterującym pracą kamer jest stacja robocza (Ryc. 2.4), połączona z komputerem PC Datastation, który gromadzi rejestrowane dane. Zadaniem stacji jest przetworzenie płaskiego, dwuwymiarowego obrazu zebranego ze wszystkich kamer w jeden obraz przestrzenny.



Ryc. 2.4. Stacja robocza Datastation Vicon 250

Aplikacją kontrolującą stację roboczą oraz proces rejestracji danych w formacie C3D jest program komputerowy Vicon Workstation, który dodatkowo umożliwia kalibrację systemu oraz podstawową edycję danych. Kolejną ważną aplikacją jest Vicon BodyBuilder. Program ten został stworzony do zaawansowanej edycji danych (m.in. uzupełniania i wyrównywania trajektorii markerów) oraz do modelowania. Z kolei Vicon Polygon umożliwia przeprowadzenie skomplikowanej analizy w celu pozyskania danych dotyczących kinematyki ruchu postępowego i obrotowego, raportowanie danych, a także odtworzenie zebranego materiału w postaci multimedialnej prezentacji.

System może zostać dodatkowo wyposażony w inne urządzenia, takie jak: platformy dynamometryczne, elektromiografy i kamery cyfrowe. Zsynchronizowany sygnał ulega wtedy przetworzeniu, czego wynikiem mogą być informacje: o kierunkach i sile nacisku oraz występujących maksymalnych momentach sił (platforma dynamometryczna); a także o potencjale bioelektrycznym mięśni w poszczególnych fazach ruchu (sEMG). Zapis z kamery video ma na celu uzupełnienie badania o wizualizację ruchu.

2.2.2 Przygotowanie systemu do badań

Pierwszym etapem przygotowań do badań było szczegółowe zaplanowanie rozmieszczenia kamer oraz stworzenie odpowiedniej przestrzeni pomiarowej, czyli obszaru znajdującego się w ich zasięgu. Ważną kwestią był charakter badanego ruchu oraz wielkość obszaru poddanego analizie, ponieważ aby każdy z markerów został zarejestrowany, musiał znajdować się w polu widzenia przynajmniej dwóch kamer. W efekcie przestrzeń pomiarową stanowił prostopadłościan, w centrum którego umieszczono 12-metrową ścieżkę chodu (Ryc. 2.5).

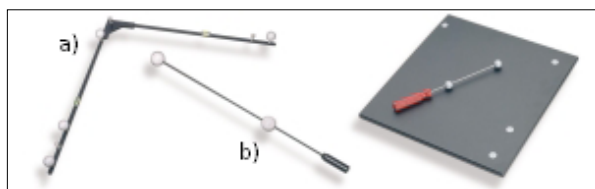


Ryc. 2.5. Podest, ścieżka pomiarowa

Kolejnym, niezwykle istotnym elementem była statyczna i dynamiczna kalibracja systemu, przeprowadzana przed każdą sesją rejestracji ruchu, w celu zdefiniowania przez system czułości, pozycji oraz orientacji kamer. Pochodzące z każdej kamery informacje zostały wykorzystane do stworzenia trójwymiarowej przestrzeni, w której rejestrowana była lokomocja.

Kalibracja statyczna polegała na wyznaczeniu początku układu współrzędnych oraz dostarczeniu do systemu informacji o jego osiach. W tym celu zastosowano przyrząd w kształcie „L” (Ryc. 2.6a), z trzema markerami na jednym ramieniu oraz jednym markerem na drugim ramieniu. Przyrząd umieszczono w centrum przestrzeni pomiarowej. Jego główne ramię wyznaczające oś, przebiegało zgodnie z kierunkiem rejestrowanego ruchu, aby umożliwić obserwację wychyleń bocznych. W badaniu przyjęto następującą orientację osi układu współrzędnych: X (poprzeczna) – ruch na boki, prawo i lewo; Y (strzałkowa) – ruch w przód; Z (pionowa) – unoszenie i opadanie segmentów ciała. Dodatkowo przy definiowaniu przestrzeni pomiarowej wykorzystano cztery tyczki z markerami umieszczonymi na szczytach, jako ograniczniki wysokości.

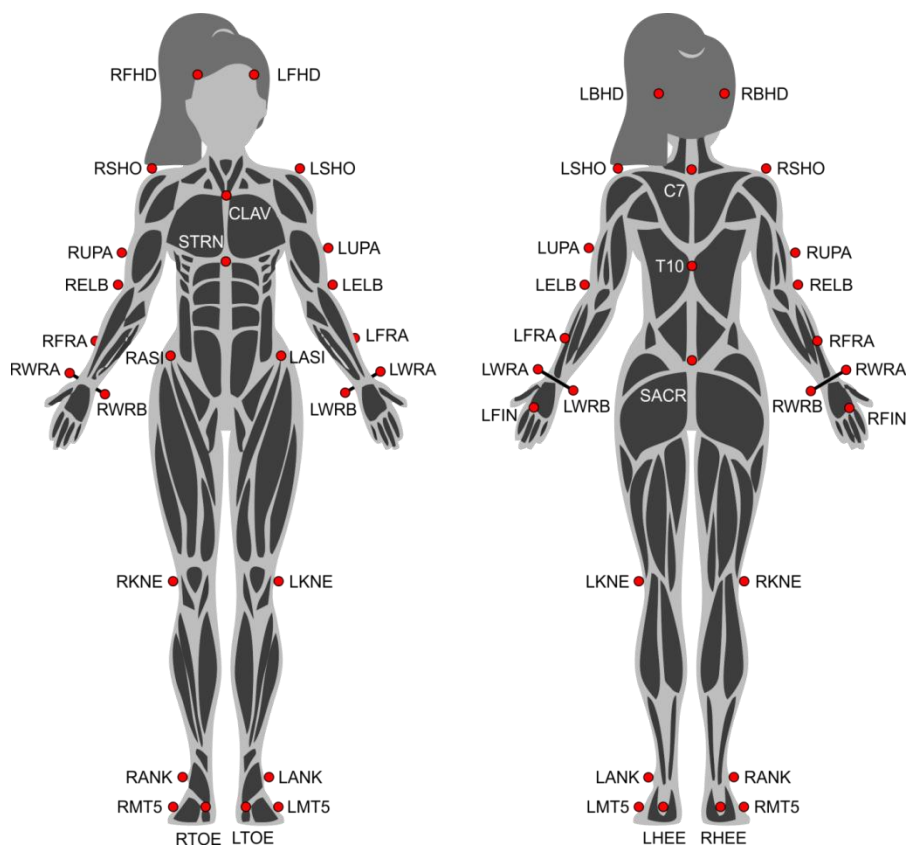
Do kalibracji dynamicznej wykorzystano specjalny wysięgnik dostarczony przez producenta sprzętu pomiarowego o długości 0,85 m, z dwoma markerami o średnicach 50 mm, umieszczonymi w odstępach 0,44 m (Ryc. 2.6b). Poruszanie nim w różnych kierunkach przestrzeni pomiarowej, „uczyło” system właściwej oceny odległości pomiędzy tymi samymi markerami, w różnej konfiguracji ich wzajemnego położenia względem przyjętego układu współrzędnych. Zabieg ten miał na celu prawidłowe rozpoznawanie przestrzennego położenia markerów podczas właściwej sesji pomiarowej, aby uniknąć zniekształcania rejestrowanego obrazu.



Ryc. 2.6. Przyrządy kalibracyjne Vicon 250 (Vicon Manual)

2.2.3 Przygotowanie osoby badanej do pomiaru

Badane osoby przygotowywane były według jednolitego schematu przez tę samą osobę. Rozpoczynano od przedstawienia zadań, sposobu ich realizacji oraz zasad bezpieczeństwa, obowiązujących podczas pomiaru. Kolejnym krokiem było zamocowanie markerów na uprzednio odtłuszczonej skórze z wykorzystaniem dwustronnej taśmy klejącej lub specjalnych pasków mocujących. W niniejszym badaniu zastosowanie znalazło 35 biernych markerów, rozmieszczonych według założeń modelu Golem (Ryc. 2.7). Markery opisano skrótami angielskich nazw punktów anatomicznych, w pobliżu których zostały umieszczone. Lokalizację każdego z markerów dokładnie określono w instrukcji systemu Vicon, ze względu na ich zadania m.in. definiowanie położenia poszczególnych segmentów ciała wraz z wyznaczeniem ich środka ciężkości, a także przebiegów biomechanicznych osi stawów (Tab. 2.2).



Ryc. 2.7. Układ markerów na ciele wg modelu Golem

Tab. 2.2. Zestaw markerów wykorzystany w badaniu

Symbol	Nazwa markera	Położenie markera
R / LFHD	Przód głowy (prawy / lewy)	prawy / lewy bok kości czołowej, okolica nadskroniowa;
R / LBHD	Tył głowy (prawy / lewy)	z tyłu głowy w płaszczyźnie poziomej w stosunku do R / LFHD;
C7	Siódmy kręg szyjny	centralna, najbardziej wysunięta część wyrostka kolczystego 7. kręgu szyjnego;
Th10	Dziesiąty kręg piersiowy	centralna, najbardziej wysunięta część wyrostka kolczystego 10. kręgu piersiowego;
CLAV	Obojczyk	wcięcie szyjne rękodości mostka;
STRN	Mostek	wyrostek mieczykowaty mostka;
R / LSHO	Bark (prawy / lewy)	w osi stawu barkowo-obojczykowego;
R / LUPA	Ramię (prawe / lewe)	boczna powierzchnia ramienia, w 1/3 dalszej, w linii markerów bark – łokieć, asymetrycznie po prawej w stosunku do lewej strony;
R / LELB	Łokieć (prawy / lewy)	nadkłykieć boczny kości ramieniowej (w osi stawu łokciowego)
R / LFRA	Przedramię (prawe / lewe)	tylna powierzchnia przedramienia, w 1/3 dalszej, w linii markerów łokieć - środek nadgarstka; asymetrycznie po prawej w stosunku do lewej strony;
R / LWRA	Nadgarstek – strona promieniowa (prawy / lewy)	promieniowy koniec poprzeczki umiejscowionej, z wykorzystaniem opaski, na grzbietowej stronie nadgarstka, jak najbliżej przegubu;
R / LWRB	Nadgarstek – strona łokciowa (prawy / lewy)	łokciowy koniec poprzeczki umiejscowionej, z wykorzystaniem opaski, na grzbietowej stronie nadgarstka, jak najbliżej przegubu;
R / LFIN	Palec ręki (prawej / lewej)	grzbietowa strona ręki, tuż poniżej głowy drugiej kości śródścza;
R / LASI	Kolec biodrowy przedni górny	szczyt kolca biodrowego przedniego górnego;
SACR	Kość krzyżowa	połowa odległości pomiędzy prawym i lewym kolcem biodrowym tylnym górnym; w płaszczyźnie odzwierciedlającej przodopochylenie miednicy, wyznaczonej czterema górnymi kolcami biodrowymi;
R / LKNE	Kolano	nadkłykieć boczny kości udowej, w osi stawu;
R / LANK	Kostka boczna	kostka boczna, w osi stawu;
R / LHEE	Pięta	guz piętowy, na wysokości markera umieszczonego na paluchu;
R / LTOE	Paluch	głowa II kości śródstopia;
R / LMT5	V kość śródstopia	głowa V kości śródstopia.

W obrębie głowy umiejscowiono cztery markery – LFHD, RFHD, LBHD i RBHD. Do tego celu wykorzystano specjalną opaskę elastyczną z możliwością regulacji położenia każdego z nich. Dwa pierwsze markery z wyżej wymienionych miały za zadanie określić początek oraz wielkość głowy, jako segmentu, dwa tylne określały jej położenie w przestrzeni.

Cztery kolejne markery (C7, Th10, CLAV i STRN) definiowały klatkę piersiową. Niezwykle istotne było ich poprawne boczne rozmieszczenie, ze względu na funkcję wyznaczania płaszczyzny strzałkowej dla klatki piersiowej. Szczególną uwagę poświęcono markerowi Th10, ponieważ oklejane miejsce w pozycji zgiętej często ulega przemieszczeniu podczas powrotu do stania – może nastąpić przesunięcie tkanki skórnej z markerem względem kręgów.

Zadaniem markerów LASI, RASI oraz SACR, było odzwierciedlenie wielkości miednicy, jej osi oraz położenia w przestrzeni. W pomiarach zastosowano pojedynczy marker SACR, stanowiący lepiej widoczną alternatywę dla dwóch markerów LPSI oraz RPSI, standardowo umiejscowionych na kolcach biodrowych tylnych górnych (prawym i lewym). Typowy marker SACR umieszczony jest na mobilnym wysięgniku (ang. *wand*) zakończonym odbłaskowym znacznikiem oraz płytka podstawną. SACR umieszczono w okolicy kości krzyżowej, w jednakowej odległości pomiędzy kolcami biodrowymi tylnymi górnymi. SACR tworzył jedną płaszczyznę z czterema górnymi kolcami biodrowymi, odzwierciedlając przodopochylenie miednicy.

Przygotowanie kończyn górnych polegało na naklejeniu 14 markerów, po 7 z każdej strony. Markery lewego ramienia oklejono w następujących pozycjach: LSHO – swobodne ustawienie kończyny, LELB – przy zgiętym stawie łokciowym do 90°, oraz LUPA – w 1/3 dalszej odwiedzonego ramienia, tak aby wszystkie trzy wymienione markery tworzyły jedną płaszczyznę. Znaczniki przedramienia to odpowiednio: LFRA – zlokalizowany w 1/3 dalszej przedramienia, na linii łączącej marker łokciowy z punktem centralnym nadgarstka; oraz LWRA i LWRB umieszczone na końcach pręta przymocowanego na grzbietowej stronie specjalnej opaski, założonej w miejscu jak najbliższym osi stawu promieniowo-nadgarstkowego. Położenie markera dłoni LFIN odpowiadało środkowi ciężkości tego segmentu. Analogicznie oklejono prawą kończynę, rozmieszczając odpowiednio marker RSHO, RELB, RUPA, RFRA, RWRA i RWRB oraz RFIN. Markery pośrednie (R/LUPA i R/LFRA) mocowano asymetrycznie na prawej, jak i na lewej kończynie. Położenie powyższych markerów zostało wykorzystane przez system do określenia środków obrotu w kompleksach

barkowych, stawach łokciowych i nadgarstkach, a także do zdefiniowania wielkości segmentów oraz ich położenia w przestrzeni.

W badaniach lokomocji kluczową rolę odgrywają kończyny dolne, które określono w przedmiotowym badaniu 5 markerami dla każdej ze stron. Położenie znacznika stawu kolanowego (R/LKNE) wyznaczono w pozycji siedzącej, w zgięciu 90°. Istotnym elementem było wykonanie kilkukrotnego ruchu zgięcia i prostowania, w celu wyznaczenia właściwej osi stawu i ulokowania markera w jej przebiegu na bocznej stronie kończyny. Według instrukcji w pozycji stojącej punkt ten powinien być zlokalizowany około 1,5 cm powyżej szpary stawowej oraz w połowie odległości między przednią i tylną krawędzią stawu kolanowego. Marker stawu skokowego (LANK) umiejscowiono w osi stawu, przebiegającej prawie poprzecznie przez kostkę boczną i przyśrodkową, tworząc kąt z osią trzonu piszczeli w płaszczyźnie czołowej, wynoszący średnio 82° oraz 10° z płaszczyzną czołową po stronie przyśrodkowej (Schünke, 2013). Segment stopy określony został przez markery pięty (LHEE), palucha (LTOE) oraz V kości śródstopia (LMT5). Pierwsze dwa z wymienionych zamocowano na jednej wysokości od podłoża. W celu dokonania pomiaru i dokładnego rozmieszczenia znacznika wykorzystano cyrkiel liniowy (suwakowy) (Ryc. 2.8c) oraz podest, na którym spoczywała mierzona stopa.

Podczas przygotowań osoby do badań wzięto pod uwagę możliwość niedokładnego, a nawet błędnego umiejscowienia markerów na ciele lub zmianę ich położenia w trakcie ruchu, co w efekcie utrudniłoby porównanie z innymi pomiarami. W celu zminimalizowania tego problemu, za przygotowanie badanych do rejestracji chodu odpowiadała ta sama osoba.

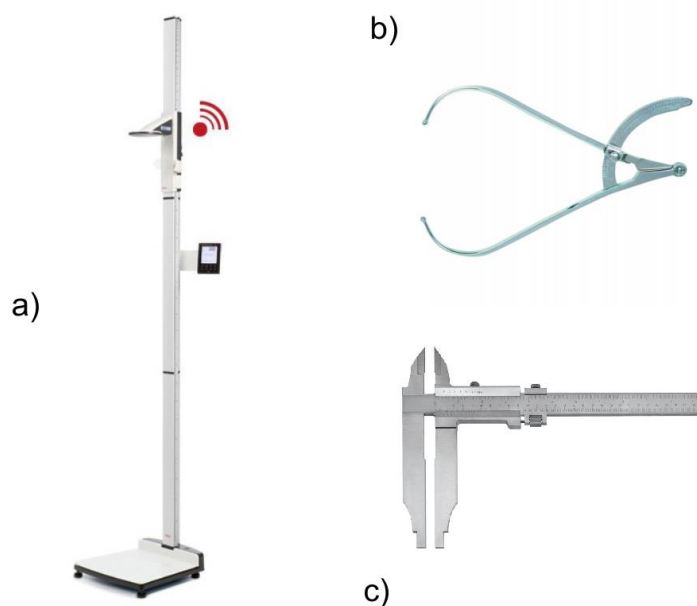
2.2.4 Pomiary uzupełniające

Przed przystąpieniem do pomiaru właściwego, wykonano pomiary niezbędnych parametrów antropometrycznych osoby badanej, niezbędny do prawidłowego działania zastosowanego modelu oraz wymagany przez producenta sprzętu.

Pomiar obejmował przede wszystkim wysokość oraz masę ciała. Do tego celu wykorzystano wagę lekarską ze wzrostomierzem (RADWAG WPT 100/200 OW) (Ryc. 2.8a), na której osoba badana stała w wyproście z równym obciążeniem obu stóp. Pomiar wykonano z dokładnością do 0,01 kg oraz 0,005 m.

Następnie z wykorzystaniem cyrkla liniowego i kabłąkowego zmierzono wartość przesunięcia w kompleksie barkowym (ang. *shoulder offset*), czyli odległość (w linii pionowej) podstawy markera barku (R/LSHO) od osi ruchu w stawie ramieniowym.

Kolejnymi pomiarami były szerokości stawów: łokciowych (odległość pomiędzy nadkłykiem bocznym a przyśrodkowym kości ramiennej w osi zginania), kolanowych (odległość w osi ruchu stawu kolanowego w pozycji siedzącej) oraz skokowych (odległość pomiędzy zewnętrzną powierzchnią kostki bocznej i przyśrodkowej) (Ryc. 2.8b). Zmierzono także grubość nadgarstków (odległość przednio-tylna w miejscu pręta z markerami), ręki (odległość przednio-tylna w miejscu mocowania markera R/LFIN) oraz stóp (wymiar grzbietowo-podeszwowy w miejscu mocowania markera R/LTOE). Dodatkowo wykonano pomiar odległości pomiędzy znacznikami kołców biodrowych (LASI – RASI), oraz długości kończyn dolnych (odległość pomiędzy R/LASI a kostką przyśrodkową) przy użyciu antropometru (Ryc. 2.8c).



Ryc. 2.8. Urządzenia do pomiarów antropometrycznych, a) waga z pomiarem wysokości ciała, b) cyrkiel kabłąkowy (<https://sklep.meden.com.pl/>); c) cyrkiel liniowy (suwakowy) (<https://www.stemtools24.pl/>)

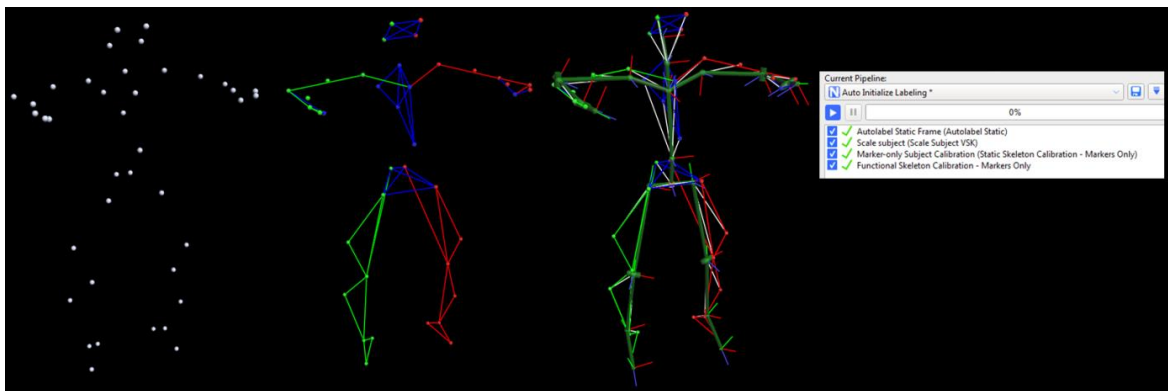
Z uzyskanych wyników pomiarów antropometrycznych obliczono wskaźnik masy ciała (BMI – Body Mass Index, zwany wskaźnikiem Queteleta II) jako iloraz masy ciała w kilogramach i kwadratu wysokości ciała podanego w metach (Wzór 1).

$$BMI = \frac{m_c}{h^2} \left[\frac{kg}{m^2} \right] \quad (1.)$$

gdzie: BMI (Body Mass Index) - wskaźnik budowy ciała [kgm^{-2}], m_c - masa ciała [kg], h - wysokość ciała [m]

2.2.5 Sesja pomiarowa

W celu uzyskania próby najbardziej zbliżonej do chodu naturalnego podczas rejestracji, kobiety wykonały kilkukrotne przejście z indywidualną, komfortową dla siebie prędkością. Tuż przed przystąpieniem do pomiaru, zmniejszono oświetlenie pracowni, tak aby nie zakłócało pracy kamer przez generowanie fałszywych odbłasków. Początkiem pomiaru właściwego było uruchomienie głównego programu – Vicon Workstation oraz rejestracja położenia markerów na ciele w pozycji statycznej (Ryc. 2.9), polegająca na utrzymaniu przez około 10 s nieruchomej pozycji stojącej w lekkim rozkroku na szerokość bioder. Kończyny górne pozostawały odwiedzione w stawach ramiennych, zgięte w stawach łokciowych, a przedramiona w pozycji neutralnej. Zapisany w ten sposób obraz widziany był na ekranie monitora jako zbiór przestrzennych położenia markerów ciała. Wykonanie tej próby miało na celu pozyskanie swoistego wzoru ułożenia markerów u danej osoby, a tym samym dostarczyć informacji o położeniu poszczególnych segmentów ciała i ich wielkości. Pomiar statyczny posłużył również w późniejszym opracowaniu zarejestrowanego materiału, dzięki funkcji automatycznej identyfikacji markerów (ang. *autolabel*).



Ryc. 2.9. Program Vicon Workstation, pomiar statyczny (<https://documentation.vicon.com>)

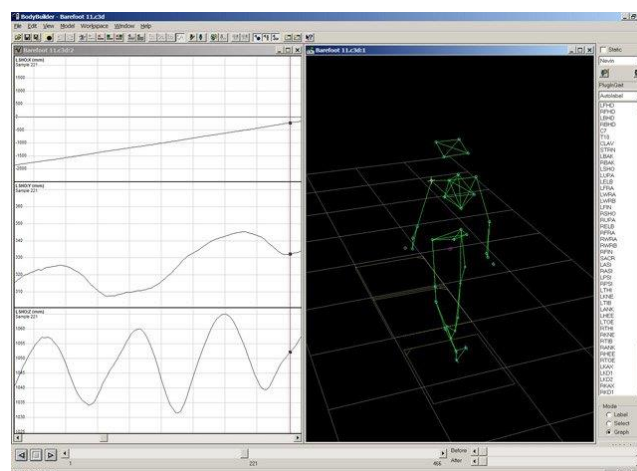
Ostatnim i najważniejszym etapem sesji pomiarowej był zapis w programie Workstation kilkunastu przejść chodem swobodnym z naturalną prędkością, po przygotowanej ścieżce. Po każdej rejestracji sprawdzono zapis w celu wychwycenia brakujących markerów i ewentualnego powtórzenia próby. Do dalszej analizy wyselekcjonowano minimum 15 cykli (30 kroków). Eliminowano wszystkie próby, podczas których nastąpiła utrata równowagi, zmiana prędkości lub inne niecharakterystyczne zdarzenia dla naturalnego chodu.

2.2.6 Opracowywanie wyników

Analizę zgromadzonego podczas rejestracji chodu materiału rozpoczęto od opracowania danych z próby statycznej. Pierwszym krokiem było przypisanie nazw poszczególnym markerom w programie Workstation (tzw. etap identyfikacji markerów). Opis ten polegał na zaznaczeniu markera (jednego z 35) i nadaniu określonej nazwy, zgodnie z jego położeniem anatomicznym. Zwieńczeniem procesu było odtworzenie całej sylwetki człowieka w przestrzeni trójwymiarowej oraz dowolna zmiana perspektywy podglądu (obrót, przybliżenie, oddalenie). W następnym etapie zlokalizowano i wyodrębniono fragment pomiaru, niezawierający ubytków w przebiegu trajektorii markerów lub ich znacznych przemieszczeń. Zabieg ten miał na celu stworzenie wzorca dla uruchamianego w przyszłości modelu oraz funkcji automatycznego uzupełniania, która znacznie ułatwiła pracę nad próbami dynamicznymi. Opracowaną w ten sposób próbę zapisano w pliku w formacie C3D. W próbach dynamicznych zastosowano analogiczną procedurę identyfikacji położenia markerów.

Kolejnym etapem opracowania było użycie w programie Vicon BodyBuilder 7-punktowego filtra w celu usunięcia minimalnych zakłóceń w określaniu przez system centrum położenia markera podczas chodu.

Następnie uzupełniono minimalne odległości (do 5 klatek filmu) brakujących fragmentów trajektorii za pomocą automatycznego algorytmu dostępnego w programie oraz manualnie, wykorzystując algorytm kopiowania części trajektorii punktów, które znajdowały się w nieziennej odległości od siebie przez cały czas rejestracji (Ryc. 2.10).



Ryc. 2.10. Vicon BodyBuilder, z lewej strony trajektorie Y, X, Z (od góry), z prawej rekonstrukcja położenia markerów na ciele osoby badanej

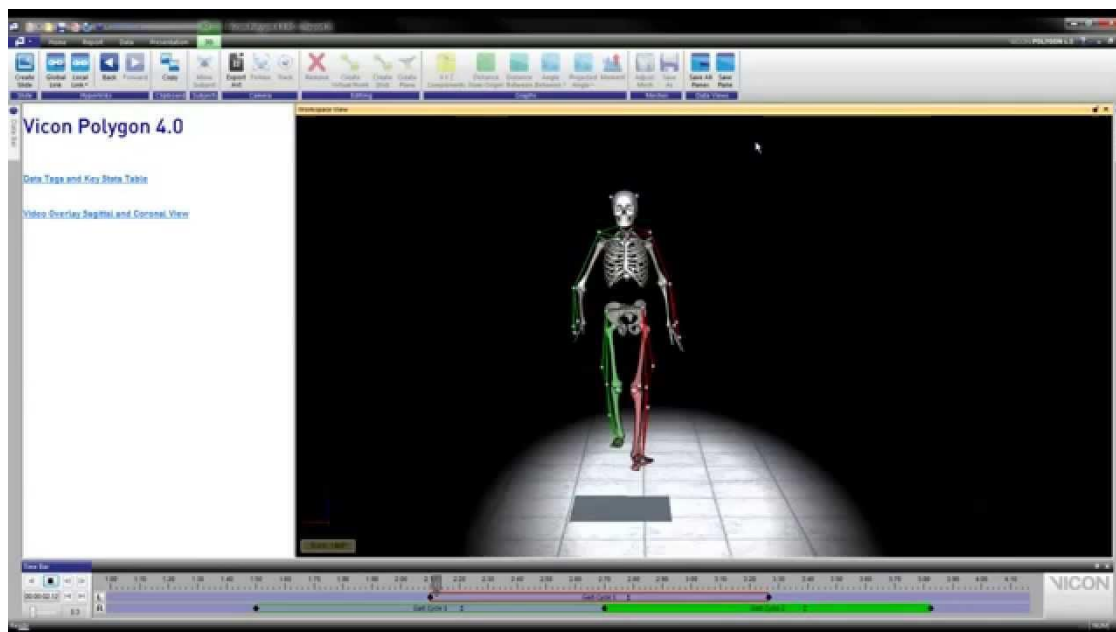
Kompletny przebieg poddano kolejno oznaczeniu charakterystycznych dla chodu zdarzeń. W przypadku lewej kończyny był to moment kontaktu lewej pięty z podłożem (początek fazy podporu), wyznaczany na podstawie obserwacji trajektorii (głównie pionowej składowej) markera LHEE, oraz moment oderwania lewej stopy a dokładnie palucha na podstawie ruchu markera LTOE. Czynność wykonano w ten sam sposób dla prawej kończyny.

W dalszym postępowaniu do systemu wprowadzono dane antropometryczne, niezbędne do prawidłowego uruchomienia modelu (m.in. wysokość i masa ciała, długość kończyn dolnych, szerokości i grubości poszczególnych stawów itp., szczegółowo opisane w podrozdziale 2.2.4). W pierwszej kolejności modelowano pomiar statyczny w celu określenia długości segmentów ciała oraz uzyskania niezbędnych informacji do modelowania dynamicznego za pomocą programu obliczeniowego GolemCOM. Kolejnym krokiem była analiza prób dynamicznych i uzyskanie informacji o wartościach parametrów czasowo-przestrzennych, kinematycznych i dynamicznych segmentów i osi stawów ciała w przestrzeni trójwymiarowej dla swobodnego chodu badanych kobiet.

Modelowanie w pierwszym etapie ciąży (I trymestr) oraz w grupie kontrolnej przeprowadzono z wykorzystaniem standardowego modelu GolemCOM z zaimplementowanym algorytmem obliczeniowym ogólnego środka ciężkości ciała z modelu Johan (Eames i Baker 1999, Eames i wsp. 1999). W drugim etapie (III trymestr) modelowanie przeprowadzono dwukrotnie. Najpierw z wykorzystaniem modelu GolemCOM oraz powtórnie zmodyfikowanym modelem (Mod-1), skonstruowanym specjalnie do badań kobiet ciężarnych, w oparciu o metodę obliczania OSC według Pavola (Pavol i wsp. 2002) oraz o doniesienia Cateny (Catena i wsp. 2018).

Końcowym etapem obróbki zgromadzonego materiału było stworzenie czytelnej prezentacji multimedialnej w programie Vicon Polygon (Ryc. 2.11), oraz raportu z badania dla każdej z kobiet. Wspomniany raport zawierał: wykresy m.in. zmian kątowych w stawach oraz prędkości kątowych; informacje opisowe na temat częstotliwości i długości kroków, prędkości chodu, czasu trwania poszczególnych faz, ich udział w cyklu oraz wartości kątowych w stawach; a także trójwymiarową animację szkieletu wraz z zaznaczonymi mięśniami. Dane uzyskane z modelowania i zamieszczone w raporcie programu Polygon wyeksportowano do arkusza kalkulacyjnego Microsoft Excel, gdzie zostały poddane dalszej analizie w celu

obliczenia standaryzowanych zakresów oscylacji ogólnego środka ciężkości ciała oraz wydatku energetycznego. Otrzymane wartości porównano następnie pomiędzy grupami w programie statystycznym Statistica v. 12.



Ryc. 2.11. Vicon Polygon, wizualizacja postury osoby badanej na podstawie zarejestrowanych markerów

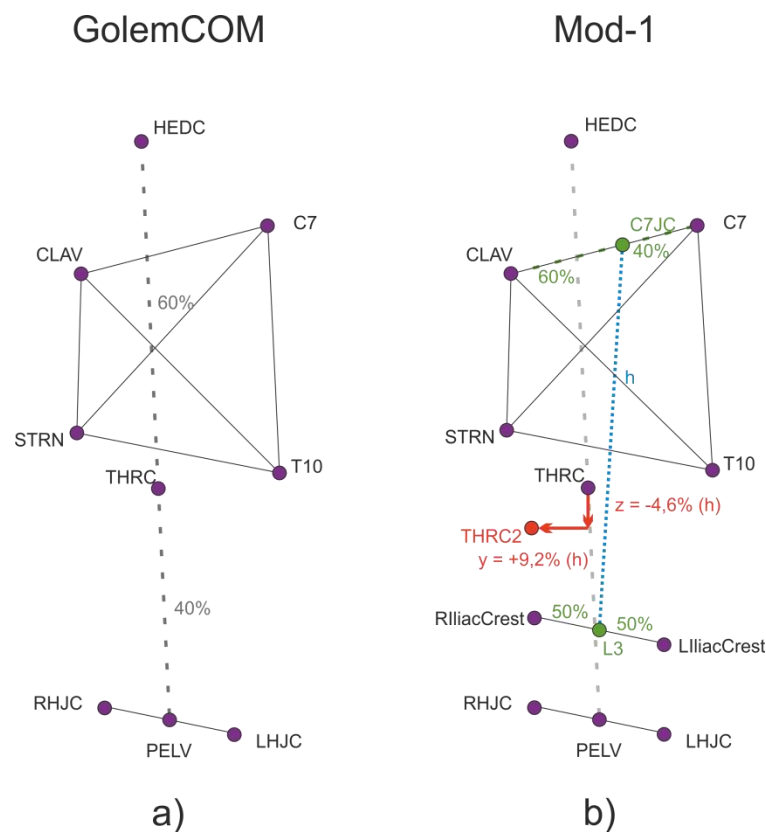
2.2.7 Modyfikacja modelu ruchu markerów dla grupy kobiet w zaawansowanej ciąży

System przestrzennej rejestracji ruchu Vicon, aby skutecznie mógł dokonać obliczeń na podstawie zarejestrowanych markerów, wymaga zastosowania specjalnej procedury algorytmu obliczeniowego – tzw. matematycznego modelowania ruchu. Niezbędny zestaw modelowaniu ruchu składa się z pliku zawierającego model matematyczny, pliku parametrów budowy ciała oraz pliku markerów. W standardowych pomiarach zastosowanie znalazł model Golem (szczegółowy opis rozmieszczenia markerów w Tab. 2.2), w którym ze względu na brak zdolności do obliczania środków ciężkości poszczególnych segmentów oraz całego ciała, zaimplementowano algorytm obliczeniowy OSC z modelu Johan (Eames i Baker 1999, Eames i wsp. 1999) i nazwano GolemCOM (COM – *Centre Of Mass*).

Nowo powstały model (GolemCOM) wykorzystano w analizie chodu kobiet w pierwszym trymestrze ciąży (T1), w trzecim (T3) oraz w grupie kontrolnej (GK). Program wyliczał środek ciężkości ciała na podstawie środków ciężkości następujących

segmentów: głowy (HEDC), prawego (p) i lewego (l) ramienia (R/LHC0), p i l przedramienia z ręką (R/LFC0), klatki piersiowej (THRC), p i l uda (R/LFX0), p i l podudzia (R/LTX0), p i l stopy (R/LFF0). Przy obliczaniu OSC model nie wykorzystywał miednicy, jako oddzielnego segmentu, który zawarty został w segmentach klatki piersiowej (tułowia) oraz obydwu ud. Pomimo to GolemCOM wyliczał środek ciężkości (SC) klatki piersiowej, jako punkt zaczepiony pomiędzy SC głowy (HEDC), a SC miednicy (PELV), umiejscowionym w połowie odległości pomiędzy środkami stawów biodrowych (R/LHJC) (Ryc. 2.12a).

Z uwagi na charakter zmian w rozmieszczeniu mas segmentów w ciele kobiet ciężarnych, które zachodzą głównie w obrębie tułowia – klatki piersiowej i miednicy, tym właśnie segmentom poświęcono najwięcej uwagi podczas modyfikowania modelu. Fakt ten potwierdził w swoich badaniach Catena i wsp. (2018), wykazując największą korelację zmian antropometrycznych w obrębie tułowia z przebiegiem ciąży (m.in. głębokość klatki piersiowej na wysokości sutków, głębokość segmentu klatki na poziomie L3-4, obwód talii).



Ryc. 2.12. Schemat wyliczenia środka ciężkości klatki piersiowej (tułowia) w modelu a) GolemCOM (T1, T3, GK) i b) Mod-1 (GP3) modyfikacja w oparciu o Catena i wsp. (2018). T1 – kobiety w pierwszym trymestrze ciąży; T3 – kobiety w trzecim trymestrze ciąży; GP3 – trzeci trymestr, zmodyfikowany model; GK – grupa kontrolna

Modyfikacja standardowego modelu GolemCOM tzw. (Mod-1), przeznaczonego do analizy chodu w III trymestrze (GP3) zakładała obniżenie środka ciężkości klatki piersiowej (THRC), a dokładnie całego tułowia z uwagi na brak segmentu miednicy, w pionie (Z) o 4,6% oraz przesunięcie w przód (Y) o 9,2% długości odcinka L3-C7JC (THRC2). Zabieg ten wymagał uprzedniego określenia punktu L3, odpowiadającego połączeniu stawowemu trzeciego i czwartego kręgu lędźwiowego (połowa odległości pomiędzy talerzami biodrowymi) oraz punktu C7JC, jako 40% odległości pomiędzy siódmym kręgiem szyjnym, a wcięciem szyjnym rękojeści mostka. Wartości przesunięć wynikają z różnic w położeniu SC w I i III trymestrze. W I trymestrze $Z = 43,3\%$, $Y = -14,1\%$, natomiast w III trymestrze $Z = 38,7\%$, $Y = -4,9\%$, według doniesień Cateny (Catena i wsp. 2018), w oparciu o metodę Pavola (Pavol i wsp. 2002). Na podkreślenie zasługuje fakt, iż w modyfikacji modelu wzięto pod uwagę różną wysokość ciała badanych kobiet, która w znacznym stopniu wpływała na długość tułowia, a tym samym na wartość przesunięcia markera w przód i w dół. Automatyzacja procesu miała na celu wyeliminowanie konieczności przygotowywania indywidualnego modelu do obliczeń dla każdej osoby biorącej udział w eksperymencie.

W modelu Mod-1 zmieniono także procentowy udział mas poszczególnych segmentów ciała w oparciu o wyniki Cateny i wsp. (2018), na podstawie metody według Pavola (Tab. 2.3).

Podczas prac nad modelem, wykonano także drugą modyfikację (Mod-2), która zakładała rozdzielenie środka ciężkości klatki piersiowej THRC (tułowia) na dwa segmenty: klatki piersiowej (THRC3) i miednicy (PELV2). Punkt THRC3 umiejscowiono ściśle według wyliczeń Cateny i wsp. (2018), w oparciu o metodę Pavola. Środek ciężkości miednicy (PELV2) przesunięto w górę o 48,4% odległości od punktu środkowego pomiędzy stawami biodrowymi do punktu L3 (de Leva 1996, Plagenhoef i wsp. 1983). Jednak tej modyfikacji modelu nie wykorzystano w przedmiotowej pracy i odrzucono ją w fazie testów, ze względu na zbyt duże różnice w wynikach symulacji, co prawdopodobnie miało znaczny związek z brakiem rozdzielenia segmentu tułowia na THRC i PELV w podstawowym modelu GolemCOM.

Tab. 2.3. Procentowy udział mas [%] poszczególnych segmentów w modelu GolemCOM (T1, T3, GK), oraz w modyfikacjach Mod-1 (GP3) i Mod-2 dla 36-40 tygodnia ciąży (III trymestr), Catena i wsp. (2018) wg. metody Pavola (2002)

	GolemCOM [%]	Mod-1 [%]	Mod-2 [%]
HEDC	7,8	7,01	7,01
LHC0	2,7	2,57	2,57
RHC0	2,7	2,53	2,53
LFC0	2,3	2,23	2,23
RFC0	2,3	2,34	2,34
THRC	50,3	47,72	29,34
PELV2	-	-	18,39
LFX0	9,9	11,43	11,43
RFX0	9,9	11,42	11,42
LTX0	4,6	4,62	4,62
RTX0	4,6	4,7	4,7
LFF0	1,4	1,71	1,71
RFF0	1,4	1,7	1,7

2.2.8 Etapy analizy danych z modelowania

Jak już wcześniej wspomniano, modelowaniu z wykorzystaniem algorytmu GolemCOM poddano dane z I i III trymestru kobiet w ciąży oraz grupy kontrolnej (T1, T3 i GK). Model Mod-1 użyto jedynie do analizy III trymestru (GP3), gdyż zakładał on zmianę położenia SC oraz dystrybucji mas segmentów ciała w ciąży. Niezależnie od wersji wybranego modelu, dalsze postępowanie w każdym przypadku było jednakowe. Pozyskane z modelowania dane w postaci bezwzględnych wartości przebiegów środka ciężkości całego ciała (OSC – X, Y, Z) ze wszystkich pomiarów dla danej osoby, a także parametry czasowo-przestrzenne wraz z danymi antropometrycznymi przeniesiono do arkusza kalkulacyjnego MS Excel, a następnie zaimportowano do programu Statistica.

W pierwszej kolejności opracowano parametry czasowo-przestrzenne. Ze wszystkich przejść obliczono średnią wartość 11 parametrów dla każdej z osób. Wśród nich była częstotliwość chodu (CAD), prędkość (WS), 4 parametry opisane względem czasu (DSUP, SSUP, STT i STRT), 3 – jako procentowy udział fazy w cyklu chodu

(FO, OFO i OFC) oraz 2 – związane z długością (STL i STRL). Szczegółowy opis zmiennych zamieszczono w tabeli (Tab. 2.4). Kończącym etapem było obliczenie średniej dla poszczególnych grup badanych, sporządzenie tabel, rycin oraz przygotowanie danych do analizy statystycznej.

Przebiegi OSC uporządkowano względem kierunku chodu (pomiar odbywał się w obu kierunkach), osi definiującej ruch OSC (X, Y, Z) oraz kończyny aktywnej, a dodatkowo w grupie badanych względem wieku ciążowego, odpowiadającego poszczególnym trymestrom.

W kolejnym etapie pominięto składową wzdłużną (Y), określającą progresję ruchu, gdyż odpowiadała ona długości cyklu chodu STRL, która była analizowana w obrębie parametrów czasowo-przestrzennych. Następnie obliczono dla każdej z osób średnie wartości OSC (OSC_śr), jako bezwzględną wartość średnią ze wszystkich prób, osobno dla prawej i lewej kończyny, w osiach X i Z według wzoru (Wzór 2). Procedurę powtórzono także dla średnich z prawej i lewej kończyny, w celu uzyskania finalnego uśrednionego przebiegu OSC (X, Z)_śr dla każdej z osób.

$$OSC(X, Z)_{\text{śr}} = \frac{OSC(X, Z)_1 + OSC(X, Z)_2 + \dots + OSC(X, Z)_n}{n} [m] \quad (2.)$$

Gdzie: OSC(X, Z)_śr – bezwzględne chwilowe wartości boczno (X) i pionowego (Z) położenia środka ciężkości ciała, uśrednione dla wszystkich cykli chodu badanej osoby [m]; OSC – bezwzględne chwilowe położenie środka ciężkości ciała, obliczone metodą kinematyczną w jednoprocentowych przedziałach względnego czasu cyklu [m]; n – liczba prób.

W kolejnym kroku dokonano standaryzacji przebiegu OSC(X, Z)_śr względem wysokości ciała badanej osoby (h) według wzoru (Wzór 3):

$$OSC(X, Z)_{\text{std}} = \frac{OSC(X, Z)_{\text{śr}}}{h} 100 [\%] \quad (3.)$$

gdzie: OSC(X, Z)_std – chwilowe wartości pionowego (Z) i boczno (X) położenia środka ciężkości ciała standaryzowane względem wysokości ciała w jednoprocentowych przedziałach względnego czasu cyklu [%]; OSC(X, Z)_śr – bezwzględne średnie chwilowe pionowe (Z) i boczne (X) położenie środka ciężkości ciała, dla wszystkich cykli chodu badanej osoby [m]; h – wysokość ciała badanej osoby [m].

Zakres bocznej i pionowej oscylacji środka ciężkości ciała w cyklu chodu obliczono, jako bezwzględną wartość zmiany jego chwilowego średniego położenia dla każdej z badanych osób (Wzór 4a i 4b):

$$\Delta OSC(X) = OSC(X)_{max} - OSC(X)_{min} [m] \quad (4a.)$$

$$\Delta OSC(Z) = OSC(Z)_{max} - OSC(Z)_{min} [m] \quad (4b.)$$

gdzie: $\Delta OSC(X)$ – średnia bezwzględna wartość zmiany bocznej i $\Delta OSC(Z)$ – pionowej położenia OSC w cyklu [m]; $OSC(X)_{max}$, $OSC(Z)_{max}$ – bezwzględne maksymalne chwilowe wartości bocznej i pionowej położenia OSC w cyklu chodu [m]; $OSC(X)_{min}$, $OSC(Z)_{min}$ – bezwzględne minimalne chwilowe wartości bocznej i pionowej położenia OSC w cyklu chodu [m].

Podobnie postąpiono w przypadku standaryzacji, którą przedstawiono, jako procent wysokości ciała badanych osób. Standaryzowane średnie wartości zmian pionowego (Z) lub bocznej (X) położenia OSC stanowiły różnicę pomiędzy maksymalną, a minimalną ich wartością względem każdej z osi według poniższych równań (Wzór 5a i 5b):

$$\Delta OSC(X)_{std} = OSC(X)_{std max} - OSC(X)_{std min} [\%] \quad (5a.)$$

$$\Delta OSC(Z)_{std} = OSC(Z)_{std max} - OSC(Z)_{std min} [\%] \quad (5b.)$$

gdzie: $\Delta OSC(X)_{std}$ – standaryzowana średnia wartość zmiany bocznej i $\Delta OSC(Z)_{std}$ – pionowej położenia OSC w cyklu [%]; $OSC(X)_{std max}$, $OSC(Z)_{std max}$ –maksymalne i $OSC(X)_{std min}$, $OSC(Z)_{std min}$ – minimalne standaryzowane chwilowe wartości bocznej (X) i pionowej (Z) położenia OSC w cyklu, obliczone w jednocentowych przedziałach względnego czasu cyklu [%].

2.2.9 Obliczanie wydatku energetycznego chodu

Analiza wydatku energetycznego chodu u badanych kobiet w ciąży oraz w grupie kontrolnej została przeprowadzona według metodologii zaproponowanej przez Chwałę (2013). Wszystkie zmienne obliczono na podstawie średnich wartości OSC w jednocentowych przedziałach czasu dla każdej z osób, podobnie jak standaryzację względem masy ciała i cyklu chodu. Następnie uzyskane wartości osobnicze uśredniono dla całych grup badanych osób.

W oparciu o analizę wartości pionowej położenia OSC w cyklu chodu, określone zostały chwilowe wartości energii potencjalnej standaryzowane względem masy ciała oraz długości cyklu chodu (Ep_{std}) w jednocentowych przedziałach

względny czasu cyklu, wyrażone w $[Jkg^{-1}m^{-1}]$. Za poziom zerowy umownie przyjęto najniższe położenie środka ciężkości w cyklu chodu. Energię potencjalną, jej chwilową wartość, obliczono, jako iloczyn masy ciała badanej osoby [kg], przyspieszenia grawitacyjnego ($g = 9,81$) $[ms^{-2}]$, oraz wysokości OSC(Z) w danej chwili cyklu chodu [m]. Standaryzacji dokonano względem masy ciała osoby badanej wyrażonej w [kg] oraz indywidualnej długości cyklu chodu [m] według wzoru (Wzór 6):

$$Ep_std = \frac{m_c g OSC(Z)}{m_c STRL} [Jkg^{-1}m^{-1}] \quad (6.)$$

gdzie: Ep_std – energia potencjalna OSC, wartość chwilowa, obliczona w jednocentowych przedziałach względnego czasu cyklu, standaryzowana względem masy ciała oraz długości cyklu chodu $[Jkg^{-1}m^{-1}]$; m_c – masa ciała badanej osoby [kg]; g – przyspieszenie grawitacyjne $[ms^{-2}]$; OSC(Z) – bezwzględna chwilowa wartość pionowego położenia OSC w cyklu [m]; STRL – średnia długość cyklu chodu [m].

Następnym krokiem było oszacowanie wielkości zmian standaryzowanej energii potencjalnej ogólnego środka ciężkości ciała w całym cyklu dla każdej osoby. Zmianę obliczono, jako różnicę maksymalnej i minimalnej standaryzowanej chwilowej wartości energii potencjalnej (Ep_std) w jednocentowych przedziałach względnego czasu cyklu $[Jkg^{-1}m^{-1}]$ (Wzór 7):

$$\Delta Ep_std = Ep_std\ max - Ep_std\ min [Jkg^{-1}m^{-1}] \quad (7.)$$

gdzie: ΔEp_std – zmiana energii potencjalnej OSC w cyklu, standaryzowanej względem masy ciała oraz długości cyklu chodu $[Jkg^{-1}m^{-1}]$; $Ep_std\ max$ – standaryzowana chwilowa maksymalna i $Ep_std\ min$ – minimalna wartość energii potencjalnej, obliczona w jednocentowych przedziałach względnego czasu cyklu $[Jkg^{-1}m^{-1}]$.

W dalszym postępowaniu uwagę skupiono na energii kinetycznej w ruchu postępowym, obliczoną, jako połowa iloczynu masy ciała [kg] i kwadratu jego prędkości $[ms^{-1}]$, którą następnie poddano standaryzacji względem masy ciała oraz długości cyklu chodu dla każdej z osób i wyrażono w $[Jkg^{-1}m^{-1}]$. Na tej podstawie obliczono chwilowe standaryzowane wartości energii kinetycznej dla każdej z osi układu współrzędnych (E_{kx_std} – oś poprzeczna, E_{ky_std} – oś strzałkowa, E_{kz_std} – oś pionowa), uwzględniając chwilowe zmiany prędkości środka ciężkości ciała względem każdej z wymienionych osi, w jednocentowych przedziałach względnego czasu cyklu (Wzór 8):

$$Ek_{x,y,z_std} = \frac{m_c v^2}{2m_c STRL} [Jkg^{-1}m^{-1}] \quad (8.)$$

gdzie: Ek_{x,y,z_std} – energia kinetyczna ciała dla osi (X, Y, Z), wartość chwilowa, obliczona w jednoprocetowych przedziałach względnego czasu cyklu, standaryzowana względem masy ciała oraz długości cyklu chodu [$Jkg^{-1}m^{-1}$]; m_c – masa ciała badanej osoby [kg]; v – chwilowa wartość prędkości środka ciężkości ciała względem poszczególnych osi (X, Y, Z); STRL – średnia długość cyklu chodu [m].

Następnie obliczono chwilowe wartości wypadkowej energii kinetycznej, standaryzowanej względem masy ciała i długości cyklu chodu każdej z badanych osób (Ek_std), jako sumę standaryzowanych energii dla poszczególnych osi układu współrzędnych (X, Y, Z) [$Jkg^{-1}m^{-1}$] (Wzór 9):

$$Ek_std = Ek_{x_std} + Ek_{y_std} + Ek_{z_std} [Jkg^{-1}m^{-1}] \quad (9.)$$

gdzie: Ek_std – chwilowa wypadkowa wartość energii kinetycznej, standaryzowana względem masy ciała oraz długości cyklu chodu [$Jkg^{-1}m^{-1}$]; Ek_{x_std} , Ek_{y_std} , Ek_{z_std} – chwilowa wartość energii kinetycznej względem poszczególnych osi (X, Y, Z), standaryzowana względem masy ciała oraz długości cyklu chodu [$Jkg^{-1}m^{-1}$]. Zmienne obliczone w jednoprocetowych przedziałach względnego czasu cyklu.

Zakres zmian wypadkowej energii kinetycznej, standaryzowanej względem masy ciała oraz długości cyklu chodu obliczono dla każdej z osób, jako różnicę maksymalnej i minimalnej standaryzowanej chwilowej wartości wypadkowej energii kinetycznej w jednoprocetowych przedziałach względnego czasu cyklu [$Jkg^{-1}m^{-1}$] (Wzór 10). Analogicznie postąpiono w celu obliczenia zakresów zmian energii kinetycznej dla wszystkich trzech składowych (X, Y, Z).

$$\Delta Ek_std = Ek_std \max - Ek_std \min [Jkg^{-1}m^{-1}] \quad (10.)$$

Gdzie: ΔEk_std – zmiana wypadkowej energii kinetycznej OSC w cyklu chodu, standaryzowanej względem masy ciała oraz długości cyklu chodu [$Jkg^{-1}m^{-1}$]; $Ek_std \max$ – standaryzowana chwilowa maksymalna i $Ek_std \min$ – minimalna wartość energii kinetycznej, obliczona w jednoprocetowych przedziałach względnego czasu cyklu [$Jkg^{-1}m^{-1}$].

Powyżej przedstawione zmienne posłużyły do obliczenia kolejnego wskaźnika, jakim była energia całkowita (Ec_std). Za wieloma publikacjami Cavagny i wsp. (1977, 1983a, 1983b, 2002) oraz innych badaczy (Minetti i wsp. 1994, Schepens i wsp. 2004), energię całkowitą środka ciężkości ciała obliczono, jako sumę energii potencjalnej i kinetycznej OSC dla ruchu pionowego oraz postępowego (względem osi strzałkowej).

Chwilowe wartości energii całkowitej, standaryzowanej względem masy ciała przedstawia poniższy wzór (Wzór 11):

$$Ec_std = Ep_std + Eky_std + Ekz_std [Jkg^{-1}m^{-1}] \quad (11.)$$

gdzie: Ec_std – chwilowa wartość energii całkowitej OSC [$Jkg^{-1}m^{-1}$]; Ep_std – chwilowa wartość energii potencjalnej OSC [$Jkg^{-1}m^{-1}$]; Eky_std – chwilowa wartość energii kinetycznej ruchu postępowego względem osi strzałkowej ciała [$Jkg^{-1}m^{-1}$]; Ekz_std – chwilowa wartość energii kinetycznej ruchu pionowego ciała [$Jkg^{-1}m^{-1}$]. Wszystkie zmienne były standaryzowane względem masy ciała oraz długości cyklu chodu, obliczone w jednoprocetowych przedziałach względnego czasu cyklu.

Następnym krokiem było oszacowanie zakresu zmian energii całkowitej ogólnego środka ciężkości ciała w cyklu chodu dla każdej z osób. Zmianę obliczono, jako różnicę maksymalnej i minimalnej standaryzowanej chwilowej wartości energii całkowitej, odpowiadającej całkowitej pracy zewnętrznej, dla jednoprocetowych przedziałów względnego czasu cyklu (Wzór 12):

$$\Delta Ec_std = Ec_std\ max - Ec_std\ min [Jkg^{-1}m^{-1}] \quad (12.)$$

gdzie: ΔEc_std – zmiana energii całkowitej OSC w cyklu, standaryzowanej względem masy ciała oraz cyklu chodu [$Jkg^{-1}m^{-1}$]; $Ec_std\ max$ – standaryzowana chwilowa maksymalna i $Ec_std\ min$ – minimalna wartość energii całkowitej, obliczona w jednoprocetowych przedziałach względnego czasu cyklu [$Jkg^{-1}m^{-1}$].

Kolejnym etapem dokonanych obliczeń było określenie stopnia odzyskiwania energii oraz scharakteryzowanie mechanizmu wymiany energii (bazującego na wzajemnym transferze Ep i Ek) w modelu odwróconego wahadła podczas chodu. Wykorzystano do tego ocenę standaryzowanej (względem masy ciała oraz długości cyklu chodu) zmiany energii potencjalnej i kinetycznej oraz wzajemną ich synchronizację w cyklu chodu. Obydwie krzywe energii zmieniały się cyklicznie, dwa razy na jeden cykl, od wartości minimalnej do maksymalnej, lecz z przesunięciem w fazie. Podjęto próbę oszacowania, w jakim stopniu mechanizm wymiany energii odwróconego wahadła zmniejszył całkowitą pracę zewnętrzną (Wz), konieczną do przyspieszania i unoszenia ogólnego środka ciężkości w cyklu chodu. W tym celu zmodyfikowano zaproponowany przez Cavagna i wsp. 2002 współczynnik odzyskiwania energii mechanicznej w cyklu chodu, przez obliczenie jego chwilowych wartości w jednoprocetowych przedziałach względnego czasu cyklu ($RECOV(t)_1$, Chwała 2013) (Wzór 13):

$$RECOV(t)_1 = \left(\frac{Wp_{std} + Wkz_{std} + Wky_{std} - Wz_{std}}{Wp_{std} + Wkz_{std} + Wky_{std}} \right) 100[\%] \quad (13.)$$

gdzie: RECOV(t)_1 – chwilowa wartość współczynnika odzyskiwania energii, wyrażona procentowo [%]; Wp_std – chwilowa wartość pracy potrzebnej do uniesienia OSC w cyklu chodu (odpowiadająca Ep_std), [Jkg⁻¹m⁻¹]; Wkz_std – chwilowa wartość pracy koniecznej do zwiększenia prędkości ciała względem osi pionowej (odpowiadająca Ekz_std) [Jkg⁻¹m⁻¹]; Wky_std – chwilowa wartość pracy koniecznej do zmiany prędkości OSC w ruchu w przód względem osi strzałkowej (odpowiadająca Eky_std) [Jkg⁻¹m⁻¹]; Wz(t) – chwilowa całkowita praca zewnętrzna, obliczona jako chwilowa wartość sumy energii potencjalnej, kinetycznej ruchu pionowego i postępowego w przód względem osi strzałkowej (odpowiadająca Ec_std) [Jkg⁻¹m⁻¹]. Wszystkie zmienne były standaryzowane względem masy ciała oraz cyklu chodu.

W celach porównawczych do obliczenia współczynnika odzyskiwania energii wykorzystano alternatywną metodę. Wskaźnik RECOV(t)_2 obliczono według wzoru podanego przez Cavagna i wsp. (2002), stosując finalnie uśrednione wartości zmiennych.

Na podstawie otrzymanych danych, sporządzono przebiegi w funkcji względnego czasu cyklu chodu dla energii potencjalnej, kinetycznej (dla składowych X, Y, Z oraz wypadkowej energii kinetycznej), energii całkowitej (sumaryczna praca zewnętrzna), a także obu współczynników odzyskiwania energii. Wyniki zaprezentowano w sposób graficzny za pomocą rycin, które posłużyły następnie do porównania profili energetyki chodu u kobiet we wszystkich badanych grupach.

2.2.10 Analiza statystyczna danych

W programie Statistica v.12. została przeprowadzona analiza statystyczna zebranego materiału. W pierwszym etapie po uporządkowaniu danych, zbadano normalność rozkładu wartości 24 zmiennych z wykorzystaniem testu Shapiro-Wilka. Analizowane zmienne obejmowały parametry i wskaźniki związane z budową somatyczną (wysokość i masa ciała, BMI), zmienne opisujące przemieszczenia środka ciężkości ciała (boczne i pionowe oscylacje OSC), a także związane z energetyką chodu (standaryzowane zakresy zmian energii kinetycznej i jej składowych, potencjalnej, całkowitej oraz współczynnika odzyskiwania energii). Uzupełnieniem były parametry czasowo-przestrzenne chodu.

Analizę normalności rozkładu przeprowadzono we wszystkich czterech grupach badanych: T1 – kobiety ciężarne w I trymestrze, T3 – w III trymestrze, GP3 – w III trymestrze (zmodyfikowany model) oraz GK – w grupie kontrolnej. W przypadku uzyskania rozkładu normalnego, w następnej kolejności sprawdzono jednorodność wariancji w grupach za pomocą testu Levene'a. Dla zmiennych jednorodnych

o normalnym rozkładzie obliczono średnią arytmetyczną oraz odchylenie standardowe, wartość minimalną oraz maksymalną, a także współczynnik zmienności. Następnie w celu określenia znamienych międzygrupowych różnic pomiędzy średnimi wartościami zmiennych została przeprowadzona jednoczynnikowa analiza wariancji ANOVA z wykorzystaniem testu F wraz z testowaniem post hoc za pomocą formuły zaproponowanej przez Tuckey'a.

Z uwagi na uzyskany rozkład normalny dla grup kobiet ciężarnych T1, T3 i GP3, wykonano analizę istotności zmian w porównaniach wewnątrzgrupowych dla pomiarów powtarzalnych. Porównano dane z pierwszego i trzeciego trymestru ciąży (T1-T3, T1-GP3) w obu zastosowanych modelach obliczeniowych oraz pomiędzy wynikami badań uzyskanymi za pomocą modelowania zmodyfikowanego w grupach T3 i GP3. W tym celu zastosowano test t-Studenta dla prób zależnych. W obliczeniach przyjęto poziom istotności $p < 0,05$.

W przypadku zmiennych charakteryzujących się brakiem normalnego rozkładu wyników indywidualnych dodatkowo obliczona została mediana oraz odchylenie ćwiartkowe, wartość minimalna i maksymalna, jak również współczynnik zmienności. W dalszej kolejności poszukując istotnych statystycznie różnic pomiędzy analizowanymi zmiennymi przeprowadzono nieparametryczny test Kruskala-Wallisa z testem post hoc Dunna.

Uzyskane wyniki testowania statystycznego zaprezentowano w tabelach, a ich graficzną prezentację na stosownych rycinach.

W Tab. 2.4 przedstawiono oznaczenia zmiennych wykorzystanych w analizie statystycznej wraz z ich objaśnieniem (Tab. 2.4).

Tab. 2.4. Spis skrótów zmiennych wykorzystanych w analizie statystycznej wraz z ich objaśnieniem. Grupy: T1 – kobiety w pierwszym trymestrze ciąży; T3 – kobiety w trzecim trymestrze ciąży; GP3 – trzeci trymestr, Mod-1; GK – grupa kontrolna.

Symbol grupy	Symbol zmiennej (rozszerzenie)	Opis
Budowa somatyczna		
T1 / T3 / GP3 / GK	_Wys	wysokość ciała [m];
	_Masa	masa ciała [kg];
	_BMI	wskaźnik Body Mass Index [kgm^{-2}];

OSC / Energia (Δ)		
T1 / T3 / GP3 / GK	_ΔOSC(X)_std	wartość bocznej oscylacji OSC standaryzowana względem wysokość ciała [%];
	_ΔOSC(Z)_std	wartość pionowej oscylacji OSC standaryzowana względem wysokość ciała [%];
	_ΔEkx_std	wartość zmiany energii kinetycznej względem osi X standaryzowana względem masy ciała oraz długości cyklu chodu [$\text{Jkg}^{-1}\text{m}^{-1}$];
	_ΔEky_std	wartość zmiany energii kinetycznej względem osi Y standaryzowana względem masy ciała oraz długości cyklu chodu [$\text{Jkg}^{-1}\text{m}^{-1}$];
	_ΔEkz_std	wartość zmiany energii kinetycznej względem osi Z standaryzowana względem masy ciała oraz długości cyklu chodu [$\text{Jkg}^{-1}\text{m}^{-1}$];
	_ΔEk_std	sumaryczna wartość zmiany energii kinetycznej standaryzowana względem masy ciała oraz długości cyklu chodu [$\text{Jkg}^{-1}\text{m}^{-1}$];
	_ΔEp_std	wartość zmiany energii potencjalnej standaryzowana względem masy ciała oraz długości cyklu chodu [$\text{Jkg}^{-1}\text{m}^{-1}$];
	_ΔEc_std	wartość zmiany energii całkowitej standaryzowana względem masy ciała oraz długości cyklu chodu [$\text{Jkg}^{-1}\text{m}^{-1}$];
	_RECOV_1	wartość wskaźnika odzyskiwania energii w cyklu chodu, obliczona jako średnia z jednoprocentowych przedziałów czasu [%];
	_RECOV_2	wartość wskaźnika odzyskiwania energii w cyklu chodu, obliczona ze wzoru Cavagna i wsp. (2002) [%];
Parametry czasowo-przestrzenne		
T1 / T3 / GP3 / GK	_CAD	średnia wartość częstotliwości kroków (<i>cadence</i>) [Hz];
	_DSUP	średni czas trwania podwójnego podporu (<i>double suport</i>) [s];
	_FO	względny czas trwania fazy podporu w cyklu chodu (<i>foot off</i>) [%];
	_OFC	względny czas kontaktu przeciwnej stopy z podłożem, (<i>opposite foot contact</i>) [%]; koniec fazy wymachu przeciwnej kończyny;
	_OFO	względny czas trwania pierwszej fazy dwupodporowej w cyklu (<i>opposite foot off</i>) [%];
	_SSUP	średni czas trwania pojedynczego podporu (<i>single suport</i>) [s];
	_STL	średnia długość kroku (<i>step length</i>) [m];
	_STT	średni czas kroku (<i>step time</i>) [s];
	_STRL	średnia długość cyklu (<i>stride length</i>) [m];
	_STRT	średni czas cyklu (<i>stride time</i>) [s];
	_WS	średnia prędkość chodu (<i>walking speed</i>) [ms^{-1}].

3 Wyniki

3.1 Wyniki analizy testowania normalności rozkładu analizowanych zmiennych za pomocą testu Shapiro-Wilka w grupach kobiet ciężarnych oraz grupie kontrolnej

Pierwszym etapem analizy statystycznej było zbadanie normalności rozkładu analizowanych zmiennych (Tab. 3.1) testem W Shapiro-Wilka, w którym jako poziom istotności przyjęto $p < 0,05$.

Tab. 3.1. Wyniki testowania normalności rozkładu analizowanych zmiennych z wykorzystaniem testu W Shapiro-Wilka we wszystkich grupach badanych

Zmienna	T1		T3		GP3		GK	
	W	p	W	p	W	p	W	p
_Wys	0,9544	0,2931	0,9452	0,1785	0,9452	0,1785	0,9519	0,2388
_Masa	0,9660	0,5239	0,9582	0,3568	0,9582	0,3568	0,9826	0,9155
_BMI	0,9629	0,4526	0,9462	0,1883	0,9462	0,1883	0,9771	0,7926
_AOSC(X)	0,9350	0,1019	0,9620	0,4326	0,9647	0,4932	0,9103*	0,0232*
_AOSC(Z)	0,9470	0,1975	0,9602	0,3962	0,9574	0,3424	0,9644	0,4616
_ΔEkx_std	0,9275	0,0677	0,9521	0,2597	0,9595	0,3816	0,9441	0,1540
_ΔEky_std	0,9667	0,5389	0,9807	0,8883	0,9825	0,9226	0,9529	0,2513
_ΔEky_std	0,9303	0,0789	0,9578	0,3494	0,9602	0,3956	0,9670	0,5247
_ΔEk_std	0,9773	0,8124	0,9817	0,9083	0,9790	0,8514	0,9400	0,1221
_ΔEp_std	0,9361	0,1085	0,9785	0,8402	0,9764	0,7909	0,9514	0,2324
_ΔEc_std	0,9571	0,3376	0,9727	0,6944	0,9768	0,7994	0,9388	0,1139
_RECOV_1	0,9501	0,2326	0,9706	0,6379	0,9597	0,3857	0,9648	0,4729
_RECOV_2	0,9309	0,0815	0,9506	0,2398	0,9428	0,1567	0,9365	0,0998
_CAD	0,9556	0,3129	0,9681	0,5741	0,9681	0,5741	0,9661	0,5027
_DSUP	0,9674	0,5562	0,9460	0,1867	0,9460	0,1867	0,9811	0,8854
_FO	0,9687	0,5895	0,9438	0,1655	0,9438	0,1655	0,9224*	0,0450*
_OFC	0,9624	0,4412	0,9497	0,2286	0,9497	0,2286	0,9554	0,2890
_OFO	0,9840	0,9459	0,9291	0,0738	0,9291	0,0738	0,9554	0,2893
_SSUP	0,9569	0,3341	0,9573	0,3404	0,9573	0,3404	0,9744	0,7214
_STL	0,9575	0,3454	0,9555	0,3115	0,9555	0,3115	0,9341	0,0874
_STT	0,9708	0,6441	0,9810	0,8947	0,9810	0,8947	0,9706	0,6171
_STRL	0,9539	0,2849	0,9542	0,2896	0,9542	0,2896	0,9308	0,0723
_STRT	0,9608	0,4080	0,9794	0,8620	0,9794	0,8620	0,9665	0,5127
_WS	0,9510	0,2443	0,9712	0,6546	0,9712	0,6546	0,9634	0,4410

Szczegółowy opis zmiennych zamieszczono w Tab. 2.4. W – wynik testu W Shapiro-Wilka, p – poziom istotności statystycznej, * – brak normalnego rozkładu ($p < 0,05$)

Spośród wszystkich zmiennych tylko dwie występujące w grupie kontrolnej nie wykazały rozkładu normalnego wyników indywidualnych - boczna oscylacja OSC (GK_ΔOSC(X)) oraz procentowy udział fazy wymachu (GK_FO) (Tab. 3.1), dla których przeprowadzono odrębną analizę za pomocą testów nieparametrycznych.

Zmienne o rozkładzie normalnym zbadano pod kątem jednorodności wariancji z wykorzystaniem testu Levene'a, który potwierdził jednorodność na poziomie $p < 0,05$ dla wszystkich zmiennych.

3.2 Statystyka opisowa analizowanych zmiennych w grupach kobiet ciężarnych oraz grupie kontrolnej

Następnym korkiem było sporządzenie statystyki opisowej dla badanych zmiennych we wszystkich badanych grupach osób. Pochodziły one z uśrednionych przejść wszystkich uczestniczek badania w określonej grupie. W przypadku uzyskania rozkładu normalnego obliczono średnią arytmetyczną (\bar{x}), odchylenie standardowe (SD), wartość minimalną (Min) oraz maksymalną (Max), a także współczynnik zmienności (V). Natomiast przy braku rozkładu normalnego (w dwóch przypadkach) obliczono medianę (Me) oraz odchylenie ćwiartkowe (Q), wartość minimalną i maksymalną, jak również pozycyjny współczynnik zmienności (Vme*). Wyniki przedstawiono w poniższych tabelach (Tab. 3.2 – Tab. 3.5).

3.2.1 Wyniki zmiennych charakteryzujących budowę somatyczną badanych osób

Tab. 3.2 przedstawia charakterystykę grup pod względem budowy ciała. Średnia wysokość ciała we wszystkich grupach była jednakowa (1,67 m), a wartości minimalne i maksymalne bardzo zbliżone. Taka sytuacja wydaje się optymalną, ze względu na większą jednorodność badanych grup w zakresie budowy somatycznej. Masa ciała, jak również wskaźnik BMI, wzrosły wraz z rozwojem ciąży odpowiednio o 11,31 kg i 3,97 kgm^{-2} . W grupie kontrolnej obie wspomniane zmienne osiągnęły najmniejsze wartości, które były mniejsze średnio o ok. 3,98 kg oraz 1,16 kgm^{-2} w stosunku do pierwszego trymestru. W grupie T3 i GP3 (III trymestr) wszystkie wyniki związane z budową somatyczną były takie same ze względu na fakt, iż były to te same próby chodu, lecz do obliczeń wykorzystano inne modele matematyczne. Spośród wszystkich grup i zmiennych, grupa kontrolna wykazała najmniejsze zróżnicowanie wyników

indywidualnych – odchylenie standardowe było najmniejsze, a co za tym idzie także współczynnik zmienności.

Tab. 3.2. Budowa somatyczna kobiet w grupach pomiarowych - statystyka opisowa

Zmienna	Jednostka	\bar{x}	SD	Min	Max	V	Me	Q
T1_Wys	[m]	1,67	0,044	1,61	1,76	2,65	1,67	0,069
T3_Wys	[m]	1,67	0,043	1,61	1,76	2,59	1,67	0,076
GP3_Wys	[m]	1,67	0,043	1,61	1,76	2,59	1,67	0,076
GK_Wys	[m]	1,67	0,029	1,62	1,73	1,71	1,67	0,030
T1_Masa	[kg]	61,61	6,898	48,30	73,60	11,20	62,00	12,900
T3_Masa	[kg]	72,92	8,430	58,80	87,90	11,56	73,50	15,000
GP3_Masa	[kg]	72,92	8,430	58,80	87,90	11,56	73,50	15,000
GK_Masa	[kg]	57,63	4,191	49,00	66,00	7,27	57,50	5,900
T1_BMI	[kgm ⁻²]	22,02	2,157	18,22	26,50	9,80	21,88	3,620
T3_BMI	[kgm ⁻²]	25,99	2,798	22,00	31,70	10,77	25,87	3,691
GP3_BMI	[kgm ⁻²]	25,99	2,798	22,00	31,70	10,77	25,87	3,691
GK_BMI	[kgm ⁻²]	20,86	1,907	17,18	24,90	9,14	20,86	2,248

\bar{x} – średnia arytmetyczna; SD – odchylenie standardowe; Me – mediana; Q - odchylenie ćwiartkowe; Min – minimum; Max – maksimum; V – współczynnik zmienności [%]

3.2.2 Wyniki analizy parametrów czasowo-przestrzennych

W Tab. 3.3 przedstawiono parametry czasowo-przestrzenne w badanych grupach. Zaprezentowane dane są uśrednionymi wynikami dla poszczególnych zmiennych, podanymi w przybliżeniu i z tego powodu należy rozpatrywać je oddzielnie. Na wstępie należy również wyjaśnić jednakowe wyniki w grupach kobiet w zaawansowanej ciąży T3 i GP3, na które modyfikacja modelu nie miała wpływu. Tylko jedna zaprezentowana zmienna tj. względny czas trwania fazy podporu w cyklu chodu w grupie kontrolnej wykazał brak normalnego rozkładu i z tego powodu obliczono medianę oraz odchylenie ćwiartkowe. Wszystkie analizowane zmienne wykazały niski (< 25%) współczynnik zmienności oraz pozycyjny współczynnik zmienności w przypadku GK_FO. Dodatkowo grupa kontrolna w większości przypadków wykazała najmniejsze zróżnicowanie. Wyjątkiem był procentowy udział fazy obciążenia przeciwnej kończyny (OFC).

Pierwszym z analizowanych parametrów była średnia częstotliwość kroków (CAD), która wykazała wzrost wraz z rozwojem ciąży o 0,02 Hz (T3 i GP3), a największą średnią wartość odnotowano w grupie kontrolnej +0,05 Hz (w stosunku do T1). Tą samą tendencję zaobserwowano w przypadku wartości minimalnych. Z uwagi

na fakt, iż w grupie kontrolnej maksymalna wartość była najmniejszą spośród wszystkich grup, współczynnik zmienności był także najmniejszy. Rozstęp w badanych grupach kobiet ciężarnych był zbliżony (ok. 0,45 Hz), a w GK blisko połowę mniejszy (0,24 Hz).

Najliczniejszą grupę zmiennych stanowiły parametry opisane względem jednostki czasu – DSUP, SSUP, STT i STRT. We wszystkich grupach otrzymane wyniki były bardzo zbliżone. Maksymalna różnica między średnimi wyniosła jedynie 0,03 s. Średni czas podwójnego podporu był blisko połowę krótszy niż średni czas pojedynczego podporu. W przypadku DSUP najmniejsza wartość występowała u kobiet w III trymestrze ciąży, a największa w grupie kontrolnej o ok. 0,02 s, która z kolei odnotowała najkrótszy czas SSUP o ok. 0,03 w przeciwieństwie do T1. W pozostałych dwóch wskaźnikach (STT i STRT) czasy dla poszczególnych grup prezentowały się w tej samej kolejności co w SSUP. Analizując wyniki w kontekście kobiet ciężarnych można zauważyć, że u kobiet w pierwszym trymestrze wszystkie wymienione wyżej fazy chodu trwały dłużej niż u kobiet w zaawansowanej ciąży. Rozstępy w powyższych wskaźnikach były najmniejsze w GK, a największe (nawet trzykrotnie) w grupie T1.

Przeciwną tendencję można zaobserwować w przypadku wskaźników związanych z długością – STL i STRL. Kobiety w pierwszym trymestrze ciąży wykazywały najmniejsze średnie wartości długościowe kroku i cyklu. Kobiety w trzecim trymestrze wydłużały każdą z faz o 0,01 m, a w GK odpowiednio o 0,04 m i 0,08 m względem T1. Pomimo tego najmniejsze wartości minimalne uzyskały kobiety w grupie T3 i GP3. Także i w tym przypadku najmniejszy rozstęp wykazała grupa kontrolna, natomiast wszystkie grupy kobiet w ciąży posiadały zbliżony, dwukrotnie większy rozstęp niż GK.

Analizując zdarzenia w cyklu chodu można zauważyć, że najmniejsze wartości procentowe uzyskano w grupach T1, T3 i GP3 dla wskaźników FO (brak rozkładu normalnego) oraz OFO, natomiast największe w grupie kontrolnej – odpowiednio +1,1% i +1,2%. W przypadku ostatniej zmiennej, dotyczącej końca fazy wymachu przeciwnej kończyny (OFC), wszystkie grupy uzyskały niemal jednakowy wynik – różnica wyniosła 0,1%. Rozstęp dla FO i OFO miał zaobserwowany już wcześniej charakter – najmniejsze wartości wykazała grupa kontrolna, a największe T1. W OFC najmniejszy rozstęp zaobserwowano w grupach T3 i GP3.

Kobiety w pierwszym trymestrze ciąży poruszały się z najmniejszą średnią prędkością. W zaawansowanej ciąży średnia prędkość wzrosła o $0,03 \text{ ms}^{-1}$, natomiast

w grupie kontrolnej była większa o $0,11 \text{ ms}^{-1}$ w stosunku do T1. Grupa kontrolna wykazała najmniejszy rozstęp ($0,17 \text{ ms}^{-1}$) wskaźnika WS, następnie kobiety w III trymestrze ($0,56 \text{ ms}^{-1}$) i na końcu T1 ($0,63 \text{ ms}^{-1}$).

Tab. 3.3. Parametry czasowo-przestrzenne - statystyka opisowa

Zmienna	Jednostka	\bar{x}	SD	Me	Q	Min	Max	V Vme*
T1_CAD	[Hz]	1,91	0,126	1,91	0,111	1,69	2,15	6,6
T3_CAD	[Hz]	1,94	0,112	1,93	0,144	1,73	2,19	5,8
GP3_CAD	[Hz]	1,94	0,112	1,93	0,144	1,73	2,19	5,8
GK_CAD	[Hz]	1,96	0,068	1,96	0,099	1,85	2,09	3,5
T1_DSUP	[s]	0,22	0,050	0,21	0,072	0,14	0,33	22,6
T3_DSUP	[s]	0,21	0,031	0,21	0,039	0,17	0,29	14,2
GP3_DSUP	[s]	0,21	0,031	0,21	0,039	0,17	0,29	14,2
GK_DSUP	[s]	0,23	0,016	0,23	0,022	0,20	0,27	6,7
T1_FO	[%]	60,4	1,77	60,3	2,77	57,3	63,6	2,9
T3_FO	[%]	60,3	1,06	60,3	1,35	58,4	62,5	1,8
GP3_FO	[%]	60,3	1,06	60,3	1,35	58,4	62,5	1,8
GK_FO	[%]	61,5	0,74	61,4	1,27	60,5	63,2	1,2*
T1_OFC	[%]	49,9	0,16	49,9	0,21	49,5	50,2	0,3
T3_OFC	[%]	50,0	0,14	50,0	0,23	49,7	50,2	0,3
GP3_OFC	[%]	50,0	0,14	50,0	0,23	49,7	50,2	0,3
GK_OFC	[%]	49,9	0,17	49,9	0,17	49,6	50,3	0,3
T1_OFO	[%]	10,3	1,87	10,3	2,44	6,6	13,8	18,3
T3_OFO	[%]	10,3	1,06	10,3	1,16	8,3	12,7	10,3
GP3_OFO	[%]	10,3	1,06	10,3	1,16	8,3	12,7	10,3
GK_OFO	[%]	11,5	0,85	11,3	1,46	10,2	13,4	7,4
T1_SSUP	[s]	0,42	0,019	0,42	0,015	0,37	0,45	4,6
T3_SSUP	[s]	0,41	0,020	0,41	0,030	0,37	0,44	4,8
GP3_SSUP	[s]	0,41	0,020	0,41	0,030	0,37	0,44	4,8
GK_SSUP	[s]	0,39	0,015	0,39	0,023	0,36	0,42	3,8
T1_STL	[m]	0,67	0,055	0,67	0,075	0,58	0,79	8,2
T3_STL	[m]	0,68	0,063	0,66	0,092	0,57	0,78	9,3
GP3_STL	[m]	0,68	0,063	0,66	0,092	0,57	0,78	9,3
GK_STL	[m]	0,71	0,026	0,71	0,032	0,67	0,76	3,7
T1_STT	[s]	0,53	0,034	0,52	0,034	0,47	0,59	6,5
T3_STT	[s]	0,52	0,029	0,52	0,036	0,46	0,58	5,6
GP3_STT	[s]	0,52	0,029	0,52	0,036	0,46	0,58	5,6
GK_STT	[s]	0,51	0,017	0,51	0,023	0,48	0,54	3,4
T1_STRL	[m]	1,34	0,109	1,34	0,146	1,16	1,59	8,1
T3_STRL	[m]	1,35	0,125	1,33	0,193	1,15	1,57	9,2
GP3_STRL	[m]	1,35	0,125	1,33	0,193	1,15	1,57	9,2
GK_STRL	[m]	1,42	0,052	1,42	0,067	1,33	1,53	3,7
T1_STRT	[s]	1,05	0,069	1,05	0,061	0,93	1,18	6,5
T3_STRT	[s]	1,03	0,059	1,04	0,078	0,92	1,15	5,7
GP3_STRT	[s]	1,03	0,059	1,04	0,078	0,92	1,15	5,7
GK_STRT	[s]	1,02	0,035	1,02	0,051	0,96	1,08	3,4
T1_WS	$[\text{ms}^{-1}]$	1,28	0,166	1,28	0,185	1,02	1,65	12,9
T3_WS	$[\text{ms}^{-1}]$	1,31	0,156	1,31	0,247	1,01	1,57	11,9
GP3_WS	$[\text{ms}^{-1}]$	1,31	0,156	1,31	0,247	1,01	1,57	11,9
GK_WS	$[\text{ms}^{-1}]$	1,39	0,048	1,40	0,069	1,31	1,48	3,4

\bar{x} – średnia arytmetyczna; SD – odchylenie standardowe; Me – mediana; Q - odchylenie ćwiartkowe; Min – minimum; Max – maksimum; V – współczynnik zmienności [%]; Vme* – pozycyjny współczynnik zmienności [%]; * brak normalnego rozkładu ($p < 0,05$ test Shapiro-Wilka)

W celu dokładniejszego przedstawienia zmian parametrów czasowo-przestrzennych, sporządzono wykresy dla każdej zmiennej, obrazujące międzyosobnicze zmiany pomiędzy pierwszym a trzecim trymestrem ciąży i zamieszczono w aneksie (Ryc. A.3 – Ryc. A.10).

3.2.3 Wyniki zmiennych charakteryzujących pionowe i boczne oscylacje OSC (Ogólnego Środka Ciężkości Ciała)

W Tab. 3.4 przedstawiono uśrednione zakresy standaryzowanych względem wysokości ciała bocznych (X) oraz pionowych (Z) oscylacji OSC we wszystkich grupach pomiarowych. Niemal wszystkie zmienne wykazały rozkład normalny. Jedynym wyjątkiem była boczna oscylacja OSC w grupie kontrolnej (GK_ΔOSC(X)_std), gdzie dodatkowo policzono medianę oraz odchylenie ćwiartkowe.

Zakres bocznych oscylacji okazał się najmniejszy w pierwszym trymestrze i wzrósł wraz z rozwojem ciąży o 0,3% (grupa T3) czyli o 5 mm przy średniej wysokości ciała 1,67 m. Modelowanie alternatywnym modelem uśrednionych schematów chodu z trzeciego trymestru (grupa GP3) doprowadziło do uzyskania porównywalnych oscylacji OSC w stosunku do grupy T3. W grupie kontrolnej oscylacje boczne były największe – średnio o 0,6%, czyli ok. 10 mm w stosunku do grupy T1. Najmniejszy rozstęp wykazała grupa GP3 (0,9%), następnie T1 (1%) i T3 (1,2%), a największy grupa kontrolna (2,6%).

Pionowy zakres ruchu OSC we wszystkich grupach był zbliżony. Różnica pomiędzy najmniejszą wartością ΔOSC(Z)_std w GK a największą w T1, T3 i GP3 wyniosła 0,1%, co odpowiadało bezwzględnej różnicy na poziomie 1,7 mm. Analizując rozwój ciąży, pomiędzy pierwszym i trzecim trymestrem nie było różnic na poziomie średnich wartości, jedynie rozstęp różnił się o 0,1% i o 0,2% w stosunku do GK.

Zmienne o normalnym rozkładzie wykazały zbliżony, niski współczynnik zmienności kształtujący się pomiędzy 15,2% a 17,9%. W grupie kontrolnej pozycyjny współczynnik zmienności ukształtował się na przeciętnym poziomie zmienności (33,0%).

Tab. 3.4. Boczne i pionowe zakresy oscylacji OSC, standaryzowane względem wysokości ciała - statystyka opisowa

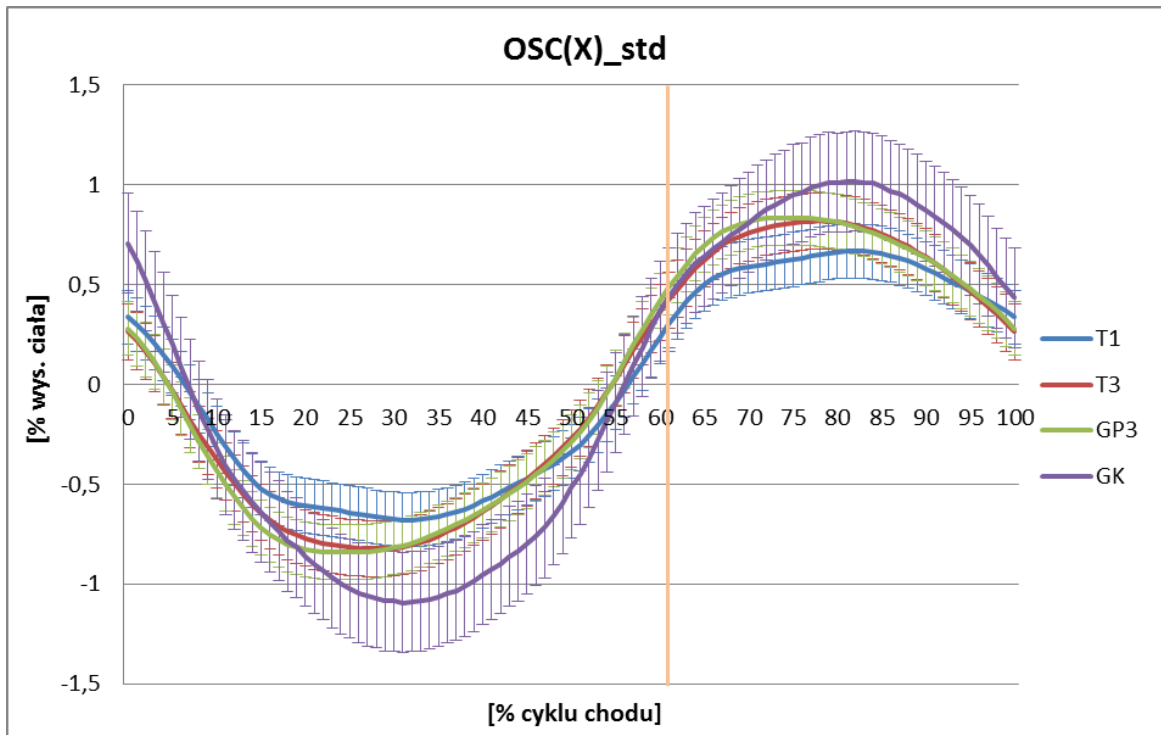
Zmienna	Jednostka	\bar{x}	SD	Me	Q	Min	Max	V Vme*
T1_ΔOSC(X)_std	[%]	1,4	0,25	1,3	0,34	1,0	2,0	17,9
T3_ΔOSC(X)_std	[%]	1,7	0,29	1,6	0,46	1,1	2,3	17,4
GP3_ΔOSC(X)_std	[%]	1,7	0,27	1,7	0,39	1,3	2,2	15,6
GK_ΔOSC(X)_std	[%]	2,1	0,69	1,9	1,11	1,2	3,8	33,0*
T1_ΔOSC(Z)_std	[%]	1,9	0,29	1,9	0,44	1,3	2,3	15,2
T3_ΔOSC(Z)_std	[%]	1,9	0,30	2,0	0,47	1,4	2,5	15,8
GP3_ΔOSC(Z)_std	[%]	1,9	0,30	2,0	0,49	1,4	2,5	15,8
GK_ΔOSC(Z)_std	[%]	1,8	0,33	1,8	0,52	1,2	2,4	17,9

Vme* pozycyjny współczynnik zmienności [%]; * brak normalnego rozkładu ($p < 0,05$)

Aby jaśniej przedstawić charakter przebiegów OSC sporządzono graficzne ilustracje z chwilowym bocznym (X) i pionowym (Z) położeniem ogólnego środka ciężkości dla cyklu chodu, standaryzowanym względem wysokości ciała oraz zaznaczoną wstęgą (2SD) odchylenia standardowego. Ze względu na to, że przebiegi te stanowią średnią obliczoną oddzielnie dla każdego procenta cyklu chodu dla osób w danej grupie, mogą wystąpić niewielkie różnice w zakresach oscylacji w stosunku do średnich podanych w tabelach.

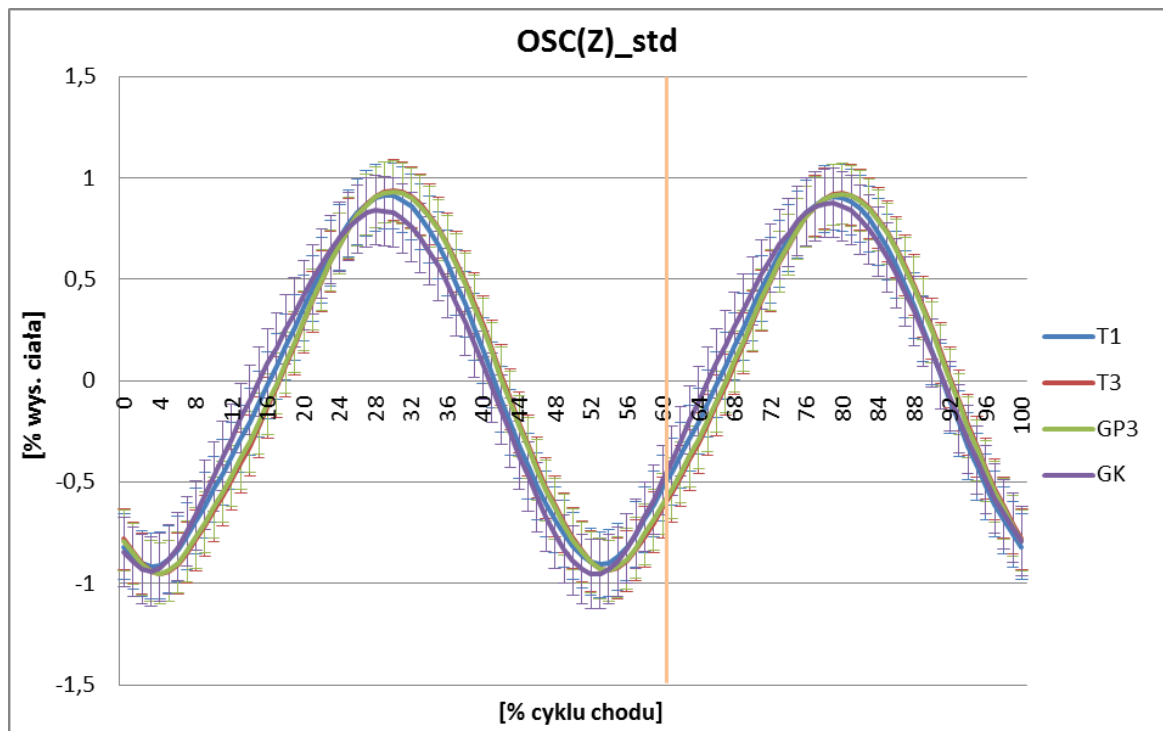
Przebiegi wychyleń bocznych OSC(X)_std dla badanych grup kobiet wyraźnie różniły się między sobą, głównie pod względem wartości ekstremum (Ryc. 3.1). Najmniejsze wychylenia boczne zaobserwowano u kobiet w pierwszym trymestrze ciąży, natomiast największe w grupie kontrolnej. Wychylenia boczne OSC uzyskane z obu wariantów modelu wyznaczania położenia OSC, dla trzeciego trymestru ciąży miały zbliżony przebieg, przy czym krzywa w modelowaniu GP3 osiągała swe maksimum nieco wcześniej niż w grupie T3, w której do wyznaczenia położenia OSC zastosowano standardowy model GolemCOM. W grupie T1 zauważalne było niewielkie wypłaszczenie trajektorii, tuż przed osiągnięciem maksimum, czego nie obserwowano na trajektoriach bocznych wychyleń OSC dla pozostałych grup (T3, GP3 i GK). Maksymalne wartości wychyleń bocznych w grupie T1 przypadły około 32% i 82% cyklu chodu, w pozostałych grupach nieco wcześniej: w GP3 – 24% i 75%, w T3 – 28% i 78%, a w GK ok. 31% i 82%. Punkty przecięcia z osią względnego czasu cyklu przypadły około $6 \pm 1\%$ oraz $56 \pm 1\%$ cyklu chodu. Na Ryc. 3.1 przedstawiono chwilowe przebiegi bocznego wychylenia OSC wraz z odchyleniami standardowymi. Dokonano także podziału na fazy chodu, co zaprezentowano w aneksie (Ryc. A.1).

Fazy dwupodporowe zajmowały 0-10% oraz 50-60% cyklu chodu, a granicę fazy podporu i wymachu przyjęto ok. 61% (Chwała 2013).



Ryc. 3.1. Chwilowe przebiegi boczego położenia ogólnego środka ciężkości ciała z SD, standaryzowane względem wysokości ciała (OSC(X)_std) w grupach chodu fizjologicznego kobiet w I trymestrze ciąży (T1), w III trymestrze (T3), w III trymestrze zmodyfikowany model (GP3), oraz w grupie kontrolnej (GK); długa pionowa linia rozgranicza fazę kontaktu z podłożem od fazy wymachu

Na Ryc. 3.2 przedstawiono chwilowe przebiegi pionowego (Z) położenia OSC wraz z odchyleniami standardowymi, dla wszystkich badanych grup. Krzywe mają zbliżony charakter, zwłaszcza dla trzech grup kobiet ciężarnych. Pomędzy grupami T3 a GP3 różnice w przebiegach pionowych oscylacji OSC niemal nie występują. Maksymalne wartości w badanych grupach przypadają ok. 29% i 79% cyklu chodu, natomiast minimalne ok. 3% i 53% cyklu chodu ($\pm 1\%$). W pierwszej fazie dwupodporowej zaobserwowano wcześniejsze unoszenie OSC w grupie kontrolnej, niż u kobiet w ciąży, podobnie jak inne ważne zdarzenia w cyklu chodu, takie jak lokalne maksima i minima.



Ryc. 3.2. Chwilowe przebiegi pionowego położenia ogólnego środka ciężkości ciała z SD, standaryzowane względem wysokości ciała (OSC(Z)_std) w grupach chodu fizjologicznego kobiet w I trymestrze ciąży (T1), w III trymestrze (T3), w III trymestrze zmodyfikowany model (GP3), oraz w grupie kontrolnej (GK); długa pionowa linia rozgranicza fazę kontaktu z podłożem od fazy wymachu

3.2.4 Wyniki zmiennych charakteryzujących zmiany składowych energii mechanicznej podczas chodu

Średnie zmiany energii związanej z ruchem ogólnego środka ciężkości standaryzowane względem masy ciała i długości cykl chodu przedstawiono w Tab. 3.5. W teście Shapiro-Wilka wszystkie zmienne cechował rozkład normalny. Pierwszą analizowaną zmienną była uśredniona wartość zmiany energii kinetycznej dla ruchu boczego OSC (ΔE_{kx_std}). Najmniejsze wartości uzyskano w grupie T1, a największe w grupie GP3 ($+0,005 \pm 0,005 \text{ Jkg}^{-1}\text{m}^{-1}$). Różnica pomiędzy wspomnianymi grupami wynosiła połowę wartości uzyskanej w grupie T1. Grupy T3 i GK uzyskały jednakowe wyniki średnich wartości zmiennej z tą różnicą, że ekstremalne wartości w grupie T3 były większe. Rozstęp okazał się najmniejszy w grupie T1 ($0,013 \text{ Jkg}^{-1}\text{m}^{-1}$), następnie GK ($0,015 \text{ Jkg}^{-1}\text{m}^{-1}$), T3 ($0,017 \text{ Jkg}^{-1}\text{m}^{-1}$) i największy w GP3 ($0,018 \text{ Jkg}^{-1}\text{m}^{-1}$). Natomiast współczynnik zmienności we wszystkich próbach był na przeciętnym poziomie (ok. 35%), najmniejszy w grupie GP3, następnie T1 i T3, a największy w GK.

Kolejną zmienną była ΔE_{ky_std} , której średnie wartości zmiany były największe spośród wszystkich składowych energii kinetycznej. Ukształtowały się na poziomie kilkudziesięciokrotnie większym niż dla składowej (X). Najmniejsze wartości zaobserwowano w grupie GK, następnie w grupie T1 gdzie były o $0,017 \text{ Jkg}^{-1}\text{m}^{-1}$ większe ($\pm 0,092$). Analizując kobiety ciężarne, można zauważyć związek pomiędzy stanem zaawansowania ciąży a przyrostem średniej zmiany energii kinetycznej dla składowej (Y) – w stosunku do T1 o $0,016 \text{ Jkg}^{-1}\text{m}^{-1}$ w przypadku T3 i $0,023 \text{ Jkg}^{-1}\text{m}^{-1}$ przy zmodyfikowanym modelu wyznaczania OSC. Najmniejszym i najbardziej wyśrodkowanym rozstępem charakteryzowała się grupa GK ($0,152 \text{ Jkg}^{-1}\text{m}^{-1}$), natomiast grupy kobiet ciężarnych ponad dwukrotnie większym. Pomiędzy trymestrami różnica w rozstępie nie była tak znacząca i wynosiła $0,013 \text{ Jkg}^{-1}\text{m}^{-1}$ (T1-T3) i $0,016 \text{ Jkg}^{-1}\text{m}^{-1}$ (T1-GP3). Współczynnik zmienności dla ΔE_{ky_std} był na niskim poziomie we wszystkich grupach ($< 25\%$), przy czym w grupie GK okazał się najmniejszy spośród wszystkich analizowanych zmiennych energetycznych. Grupa T1 wykazała największą zmienność.

Zmienna ΔE_{kz_std} obliczona dla ruchu pionowego wykazała ogólnie znacznie mniejsze wartości niż dla składowej wzdłużnej (Y), ale kilkukrotnie większe niż w przypadku oscylacji bocznych (X). Wartości pomiędzy grupami były bardzo zbliżone – najmniejsze w grupie GK, a w grupie T1 były większe o $0,002 \text{ Jkg}^{-1}\text{m}^{-1}$. Różnice wśród kobiet ciężarnych T1 a T3 i GP3 były znikome – wyniosły $0,001 \text{ Jkg}^{-1}\text{m}^{-1}$. Rozstęp w GK był najmniejszy ($0,027 \text{ Jkg}^{-1}\text{m}^{-1}$), natomiast w pozostałych grupach niemal taki sam (ok. $0,034 \text{ Jkg}^{-1}\text{m}^{-1}$). Współczynnik zmienności dla grupy GK ukształtował się na niskim poziomie ($< 25\%$), natomiast dla grup kobiet ciężarnych na przeciętnym poziomie ($< 45\%$). Największą zmiennością charakteryzowała się T1.

Sumaryczny poziom średniej zmiany standaryzowanej energii kinetycznej u badanych kobiet reprezentował wskaźnik ΔE_{k_std} . Najmniejszą jego wartość wykazała grupa T1, następnie GK ($+0,003 \text{ Jkg}^{-1}\text{m}^{-1}$), T3 ($+0,01 \text{ Jkg}^{-1}\text{m}^{-1}$) i GP3 ($+0,021 \text{ Jkg}^{-1}\text{m}^{-1}$). Podobnie jak w przypadku ΔE_{ky_std} rozstęp w grupie GK był najmniejszy ($0,194 \text{ Jkg}^{-1}\text{m}^{-1}$), a jego wartości Min były największe, natomiast Max najmniejsze w stosunku do pozostałych. Rozstępy w grupach kobiet ciężarnych miały zbliżone wartości – od $0,332$ do $0,336 \text{ Jkg}^{-1}\text{m}^{-1}$. Współczynnik zmienności dla wszystkich grup był niski i podobnie jak w ΔE_{ky_std} miał najmniejszą wartość w grupie GK, a największą w T1 ($+8,7\%$). Ogólna charakterystyka ΔE_{k_std} wykazała zbliżony obraz co ΔE_{ky_std} , najprawdopodobniej z powodu stosunkowo wysokich wartości tego

parametru, a przez to i znacznego wpływu na całość energii kinetycznej. Uzyskane wyniki E_{ky_std} okazały się stanowić niemal 99% sumarycznej E_{k_std} . Udział pozostałych dwóch składowych, czyli E_{kz_std} był znacznie mniejszy tj. ok. 1%, a E_{kx_std} znikomy ok. 0,2% ogółu. U innych autorów proporcje były nieco inne – 3% E_{kx} , 6% E_{kz} i 91% E_{ky} (Chwała, 2013).

Wyniki dla wskaźnika energii potencjalnej (ΔE_{p_std}) wykazały najmniejszą zmienność (średnio 11,3%). Wartości uzyskane dla grupy T1 były najmniejsze. Wraz z rozwojem ciąży zaobserwowano wzrost ΔE_{p_std} o $0,006 \text{ Jkg}^{-1}\text{m}^{-1}$ w T3 i o $0,005 \text{ Jkg}^{-1}\text{m}^{-1}$ w GP3. Grupa kontrolna wykazała największą wartość, o $0,037 \text{ Jkg}^{-1}\text{m}^{-1}$ większą niż w T1. Rozstęp we wszystkich grupach był zbliżony i kształtował się na średnim poziomie $0,199 \text{ Jkg}^{-1}\text{m}^{-1}$, jednak w GK poziom wartości Min i Max były znacznie wyższy niż w pozostałych grupach.

Zmiana standaryzowanej energii całkowitej (ΔE_{c_std}) była najmniejsza w GK spośród wszystkich badanych grup. Biorąc pod uwagę tylko kobiety ciężarne, najmniejszą zmianę E_{c_std} wykazała grupa kobiet w zaawansowanej ciąży (T3) oraz GP3 ($+0,004 \text{ Jkg}^{-1}\text{m}^{-1}$), natomiast kobiety w pierwszym trymestrze $+0,006 \text{ Jkg}^{-1}\text{m}^{-1}$. Na uwagę zasługują także wyniki maksymalnych wartości wskaźnika E_{c_std} , które to rosły wraz z rozwojem ciąży oraz po wprowadzeniu modyfikacji w modelu, a największe zaobserwowano w grupie kontrolnej. Rozstęp podobnie, lecz grupa GK zamieniła miejsce z GP3. Współczynnik zmienności we wszystkich próbach był na niskim poziomie ($< 25\%$).

Ostatnią analizowaną zmienną był współczynnik odzyskiwania energii, liczony dwoma sposobami. Pierwszy (RECOV_1) obliczony został, jako średnia ze wszystkich jednoprocentowych przedziałów czasu. Okazał się on najmniejszy w grupie T1 i zmieniał się wraz z rozwojem ciąży o $3,5 \pm 7,69\%$, natomiast modyfikacja modelu spowodowała zmniejszenie przyrostu odzyskiwania energii do $+3,3 \pm 7,78\%$. Grupa kontrolna osiągnęła najwyższą sprawność odzyskiwania energii (przyrost o $9,3 \pm 6,03\%$ w stosunku do T1). Najmniejszy rozstęp wykazała grupa T1 (24,7%) i GK (25%), natomiast grupy T3 i GP3 takie same wartości (29,8%). Przedstawiany parametr wykazał niską zmienność ($< 25\%$).

Drugi sposób oceny poziomu odzyskiwania energii oparty został bezpośrednio na zależności zaproponowanej przez Cavagna i wsp. (2002) i dotyczył już uśrednionych wartości wszystkich składowych (RECOV_2). Otrzymane wartości były większe, niż w pierwszym sposobie średnio o 13,5%. Mimo zastosowania innej metody charakter

zmian był podobny – najmniejsze wartości uzyskano w T1, rozwój ciąży powiązany był ze wzrostem wskaźnika o 1,3% dla T3 i GP3. Grupa kontrolna odnotowała wzrost wskaźnika o $4,4 \pm 6,58\%$ w stosunku do T1. Analizując rozstęp w badanych grupach można zaobserwować taką samą kolejność i zbliżone wartości jak w RECOV_1. Współczynnik zmienności dla RECOV_2 był drugim najmniejszym spośród wszystkich zmiennych opisujących transformację energii podczas chodu.

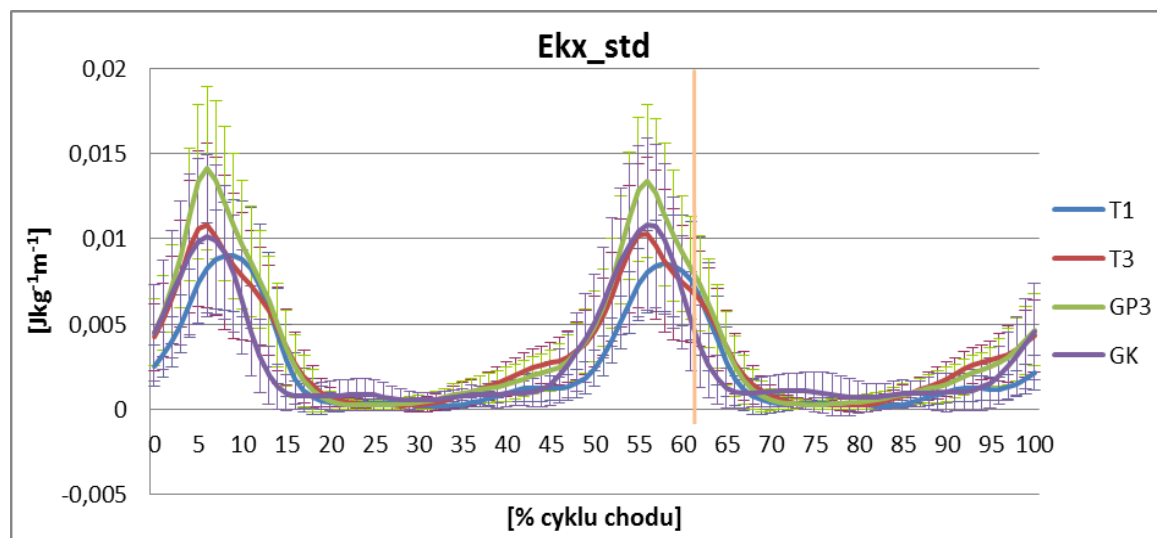
Tab. 3.5. Energetyka OSC, wartości zmiany energii (Δ) - statystyka opisowa

Zmienna (Δ)	Jednostka	\bar{x}	SD	Min	Max	V	Me	Q
T1_ΔE _{kx} _std	[Jkg ⁻¹ m ⁻¹]	0,010	0,003	0,005	0,018	34,1	0,010	0,004
T3_ΔE _{kx} _std	[Jkg ⁻¹ m ⁻¹]	0,011	0,004	0,004	0,021	36,5	0,010	0,006
GP3_ΔE _{kx} _std	[Jkg ⁻¹ m ⁻¹]	0,015	0,005	0,007	0,025	31,5	0,015	0,007
GK_ΔE _{kx} _std	[Jkg ⁻¹ m ⁻¹]	0,011	0,004	0,003	0,018	36,7	0,012	0,006
T1_ΔE _{ky} _std	[Jkg ⁻¹ m ⁻¹]	0,420	0,092	0,261	0,589	21,8	0,411	0,153
T3_ΔE _{ky} _std	[Jkg ⁻¹ m ⁻¹]	0,436	0,084	0,248	0,589	19,2	0,426	0,126
GP3_ΔE _{ky} _std	[Jkg ⁻¹ m ⁻¹]	0,443	0,084	0,258	0,602	19,0	0,432	0,125
GK_ΔE _{ky} _std	[Jkg ⁻¹ m ⁻¹]	0,403	0,038	0,338	0,490	9,5	0,403	0,055
T1_ΔE _{kz} _std	[Jkg ⁻¹ m ⁻¹]	0,030	0,011	0,015	0,049	35,4	0,031	0,019
T3_ΔE _{kz} _std	[Jkg ⁻¹ m ⁻¹]	0,031	0,010	0,016	0,050	32,7	0,030	0,014
GP3_ΔE _{kz} _std	[Jkg ⁻¹ m ⁻¹]	0,031	0,010	0,016	0,050	32,7	0,030	0,014
GK_ΔE _{kz} _std	[Jkg ⁻¹ m ⁻¹]	0,028	0,007	0,014	0,041	24,1	0,028	0,010
T1_ΔE _k _std	[Jkg ⁻¹ m ⁻¹]	0,432	0,088	0,276	0,608	20,4	0,432	0,141
T3_ΔE _k _std	[Jkg ⁻¹ m ⁻¹]	0,442	0,081	0,264	0,600	18,4	0,436	0,126
GP3_ΔE _k _std	[Jkg ⁻¹ m ⁻¹]	0,453	0,082	0,278	0,614	18,1	0,443	0,127
GK_ΔE _k _std	[Jkg ⁻¹ m ⁻¹]	0,435	0,051	0,349	0,543	11,7	0,442	0,069
T1_ΔE _p _std	[Jkg ⁻¹ m ⁻¹]	0,458	0,052	0,345	0,533	11,4	0,472	0,090
T3_ΔE _p _std	[Jkg ⁻¹ m ⁻¹]	0,464	0,053	0,358	0,560	11,5	0,462	0,075
GP3_ΔE _p _std	[Jkg ⁻¹ m ⁻¹]	0,463	0,053	0,357	0,558	11,5	0,459	0,072
GK_ΔE _p _std	[Jkg ⁻¹ m ⁻¹]	0,495	0,054	0,413	0,617	10,8	0,494	0,078
T1_ΔE _c _std	[Jkg ⁻¹ m ⁻¹]	0,356	0,066	0,238	0,474	18,5	0,342	0,114
T3_ΔE _c _std	[Jkg ⁻¹ m ⁻¹]	0,350	0,066	0,242	0,495	18,7	0,343	0,093
GP3_ΔE _c _std	[Jkg ⁻¹ m ⁻¹]	0,354	0,069	0,234	0,510	19,5	0,345	0,095
GK_ΔE _c _std	[Jkg ⁻¹ m ⁻¹]	0,343	0,068	0,250	0,518	19,8	0,315	0,100
T1_RECOV_1	[%]	43,8	7,24	31,7	56,4	16,5	42,4	11,35
T3_RECOV_1	[%]	47,3	7,69	29,5	59,3	16,2	47,7	11,33
GP3_RECOV_1	[%]	47,1	7,78	28,8	58,6	16,5	47,2	11,16
GK_RECOV_1	[%]	53,1	6,03	41,7	66,7	11,4	51,9	6,67
T1_RECOV_2	[%]	59,6	7,50	48,7	72,8	12,6	58,0	14,38
T3_RECOV_2	[%]	60,9	8,20	44,9	73,6	13,5	60,5	13,74
GP3_RECOV_2	[%]	60,9	8,17	46,7	72,9	13,4	60,9	12,20
GK_RECOV_2	[%]	64,0	6,58	48,0	72,9	10,3	65,1	8,52

\bar{x} – średnia arytmetyczna; SD – odchylenie standardowe; Min – minimum; Max – maksimum; V – współczynnik zmienności [%]; Me – mediana; Q - odchylenie ćwiartkowe

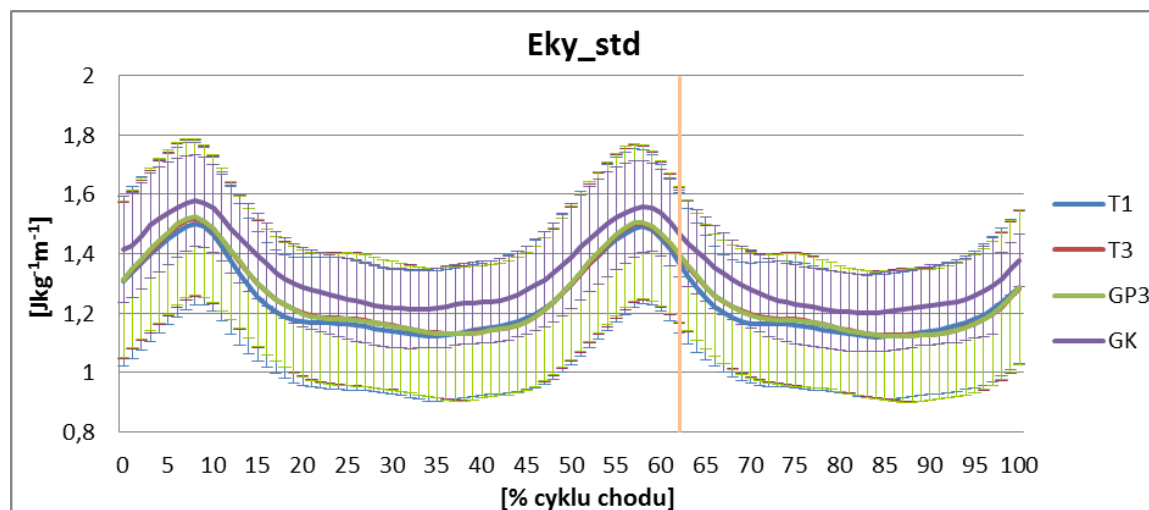
W celu zaprezentowania charakteru zmian parametrów energetycznych sporządzono wykresy chwilowych średnich wartości energii kinetycznej (dla trzech składowych oraz sumarycznej), energii potencjalnej i energii całkowitej standaryzowanych na masę ciała oraz cykl chodu. Dodatkowo wykonano wykresy chwilowych uśrednionych wartości współczynnika odzyskiwania energii w pierwszym wariancie (RECOV_1), obliczanego w jednoprocetowych przedziałach cyklu chodu. Wykresy chwilowe odpowiadają średniej z jednoprocetowych wartości energii dla każdej z osób w grupie i nie są tożsame z danymi zamieszczonymi w Tab. 3.5, gdzie zaprezentowano średnią z rozstępów energii dla każdej z badanych osób w grupie.

Chwilowe średnie wartości Ekx_std tworzyły dwuszczytowe przebiegi, odpowiadające punktom przecięcia wykresu $OSC(X)$ z osią poziomą w połowie fazy dwupodporowej (Ryc. 3.3). Szczyty miały powtarzalny charakter, przy czym w grupie T1 łagodniej osiągały ekstremum, które przesunięte było w fazie względem pozostałych grup. Wartości maksymalne średnich nie przekraczały $0,015 \text{ Jkg}^{-1}\text{m}^{-1}$, natomiast minimalne zbliżone były do zera w fazie jednopodporowej. Grupa kobiet w pierwszym trymestrze ciąży (T1), osiągnęła najmniejsze wartości Max ($0,010 \text{ Jkg}^{-1}\text{m}^{-1}$), mniejsze o $0,001 \text{ Jkg}^{-1}\text{m}^{-1}$ niż grupa kontrolna (GK). Rozwój ciąży związany był ze wzrostem o $0,001 \text{ Jkg}^{-1}\text{m}^{-1}$ w grupie T3 i o kolejne $0,004 \text{ Jkg}^{-1}\text{m}^{-1}$ w grupie ze zmodyfikowanym modelem (GP3) względem T1. Ogólnie rzecz ujmując, krzywe Ekx_std wykazywały jedno z największych różnicowań międzygrupowych spośród zmiennych energetycznych.



Ryc. 3.3. Ekx_std – chwilowe średnie wartości energii kinetycznej względem osi poprzecznej ciała, standaryzowane względem masy ciała oraz cyklu chodu [$\text{Jkg}^{-1}\text{m}^{-1}$], zaprezentowane w jednoprocetowych przedziałach czasu cyklu [%]; T1 – pierwszy trymestr ciąży, T3 – trzeci trymestr, GP3 – trzeci trymestr zmodyfikowany model, GK – grupa kontrolna; pionowa linia oznacza koniec fazy kontaktu i początek fazy wymachu

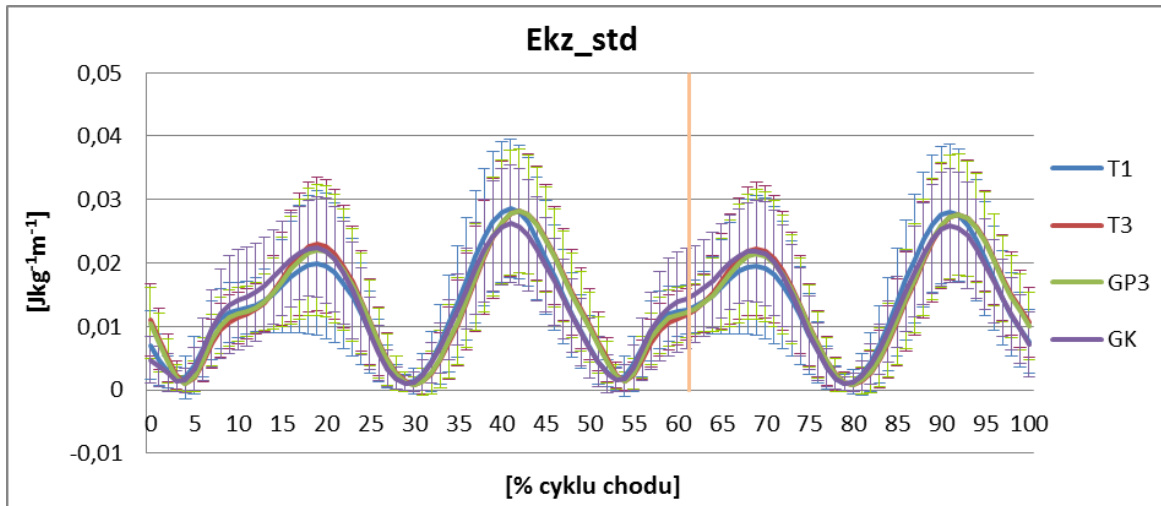
Na Ryc. 3.4 przedstawiono chwilowe średnie wartości E_{ky_std} . Przebiegi mają znacznie większe wartości od pozostałych składowych energii kinetycznej, stanowiąc ponad 98% wypadkowej energii kinetycznej. Ma to związek z utrzymywaną prędkością chodu i jego kierunkiem, który jest tożsamy z osią Y (w przód). Wykresy chwilowych wartości E_{ky_std} dla poszczególnych grup miały zbliżony wygląd, przy czym tylko GK osiągnęła wyraźnie wyższy poziom wartości o około $0,05 \text{ Jkg}^{-1}\text{m}^{-1}$. Przebiegi charakteryzowały dwa maksima przypadające na środek fazy dwupodporowej (okolica 5% i 55% chodu), czyli przesunięcie OSC z kończyny zakroczonej na wykroczną. Zakres oscylacji w każdej z grup był zbliżony (ok. $0,4 \text{ Jkg}^{-1}\text{m}^{-1}$). Porównując grupy kobiet ciężarnych, w T1 zauważyć można minimalnie szybszy spadek E_{ky_std} po osiągnięciu wartości maksymalnej. Różnic pomiędzy modelami (T3-GP3) nie stwierdzono.



Ryc. 3.4. E_{ky_std} – chwilowe średnie wartości energii kinetycznej względem osi strzałkowej ciała, standaryzowane względem masy ciała oraz cyklu chodu [$\text{Jkg}^{-1}\text{m}^{-1}$], zaprezentowane w jednoprocetowych przedziałach czasu cyklu [%]

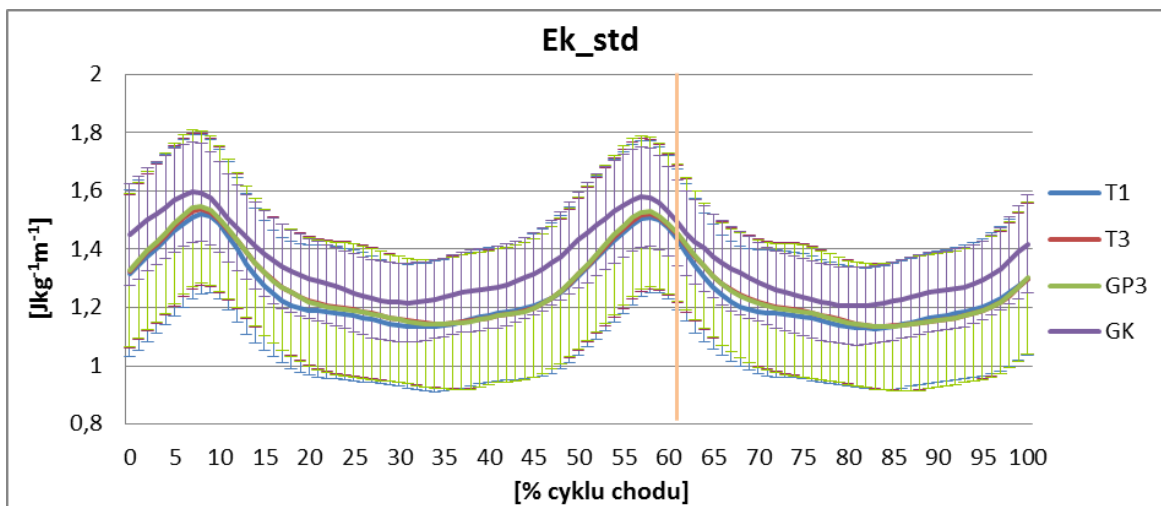
Ostatnią składową energii kinetycznej stanowiła E_{kz_std} . Chwilowe wartości średnie względem osi pionowej przedstawiono na Ryc. 3.5. Osiągane przez nie wartości od blisko zera do ok. $0,028 \text{ Jkg}^{-1}\text{m}^{-1}$, były znacznie mniejsze niż dla składowej Y, stanowiąc około 1% wypadkowej energii kinetycznej. Przebiegi charakteryzowała dwukrotnie większa częstotliwość zmian pomiędzy ekstremami. W każdym kroku występowały dwa maksima, odpowiadające pośredniemu położeniu OSC w ruchu pionowym. Pierwsze z nich było mniejsze, miało łagodniejszy przebieg z niewielkim wyhamowaniem zmiany i było związane z działaniem mięśni antygravitacyjnych i ruchem OSC w górę. Wypląszczenie kończyło fazę amortyzacji blisko 12%, natomiast maksimum przypadało na ok. 17% (i 67%) cyklu chodu. Drugie, większe maksimum przypadające na okolicę 40% (i 90%) cyklu chodu, było związane z ruchem OSC w dół

przy udziale pola grawitacyjnego. Wartości minimalne występujące w 3%, 28%, 52%, i 78%, były bliskie zero i odpowiadały zmianie kierunku ruchu OSC. Charakter przebiegów był bardzo zbliżony pomiędzy grupami. Porównując kobiety w pierwszym trymestrze z grupą kontrolną, w pierwszym maksimum grupa T1 osiągnęła najmniejsze wartości, a w drugim grupa GK. Różnic pomiędzy modelami nie stwierdzono.



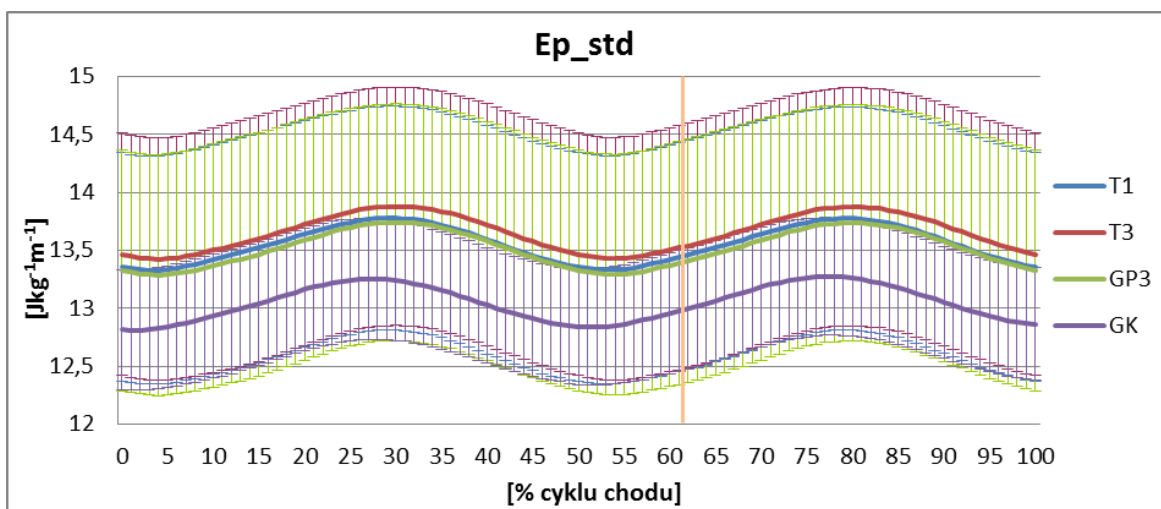
Ryc. 3.5. Ekz_std – chwilowe średnie wartości energii kinetycznej względem osi pionowej ciała, standaryzowane względem masy ciała oraz cyklu chodu [$\text{Jkg}^{-1}\text{m}^{-1}$], zaprezentowane w jednoprotentowych przedziałach czasu cyklu [%]

Sumaryczny obraz przebiegów chwilowych wartości energii kinetycznej przedstawiono na Ryc. 3.6. Charakter krzywych i poziom wartości jest niemal taki sam jak w przypadku Eky_std, co wynika z faktu blisko 99% udziału tej składowej w Ek_std. Wartości maksymalne przypadały na okolicę 5% (i 57%), czyli środek fazy dwupodporowej, gdzie następowało przyspieszenie ruchu w przód w celu przeniesienia OSC z nogi zakroczonej na wykroczną. W chodzie fizjologicznym proces ten mógłby się odbyć bez równoczesnego przesunięcia środka ciężkości w kierunku bocznym – na kończynę przyjmującą obciążenie i wtedy też wartości drugiej składowej Ekx_std były największe. Ruch pionowy OSC był bliski zero w związku ze zmianą jego kierunku. W dalszej części następował spadek Ek_std spowodowany ruchem OSC w górę (pierwszy szczyt Ekz_std ok. 20%) aż do jego zatrzymania w okolicy 30% cyklu chodu (środek fazy wymachu). Obniżanie OSC pokrywało się ze wzrostem Ek_std (przetwarzanie Ep na Ek), aby w czasie kolejnej zmiany kierunku ruchu pionowego osiągnąć swoje drugie maksimum w okolicy 55% cyklu chodu (środek fazy dwupodporowej). Porównując poszczególne grupy badanych, zależności były takie same jak te opisane powyżej dla Eky_std.



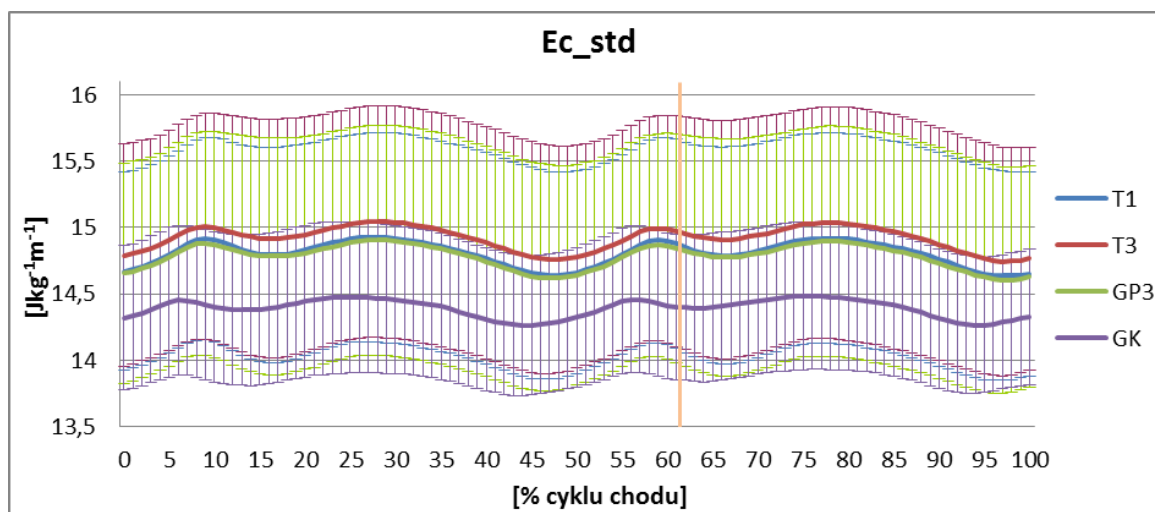
Ryc. 3.6. Ek_std – chwilowe średnie wartości wypadkowej energii kinetycznej, standaryzowane względem masy ciała oraz cyklu chodu [$\text{Jkg}^{-1}\text{m}^{-1}$], zaprezentowane w jednoprocenowych przedziałach czasu cyklu [%]

Ryc. 3.7 przedstawia chwilowe średnie wartości zmian standaryzowanej energii potencjalnej w cyklu chodu. Przebiegi charakteryzowały dwa szczyty około 30% i 80% cyklu chodu i były zbliżone do zaprezentowanych dla zmiennej OSC(Z)_std (Ryc. 3.2). Maksymalne wartości przypadały na środki faz jednopodporowych, natomiast minimalne na początku faz dwupodporowych (ok. 3% i 53%), czyli najniższe położenie OSC. Średnie przebiegi w GK były na znacznie niższym poziomie niż pozostałe o około $0,5 \text{ Jkg}^{-1}\text{m}^{-1}$. Grupa kobiet w pierwszym trymestrze osiągała porównywalne wartości co kobiety w trzecim (zmodyfikowany model), natomiast grupa T3 o około $0,1 \text{ Jkg}^{-1}\text{m}^{-1}$ większe. Oscylacje Ep_std były zbliżone we wszystkich grupach i wynosiły około $0,46 \text{ Jkg}^{-1}\text{m}^{-1}$.



Ryc. 3.7. Ep_std – chwilowe średnie wartości energii potencjalnej, standaryzowane względem masy ciała oraz cyklu chodu [$\text{Jkg}^{-1}\text{m}^{-1}$], zaprezentowane w jednoprocenowych przedziałach czasu cyklu [%]

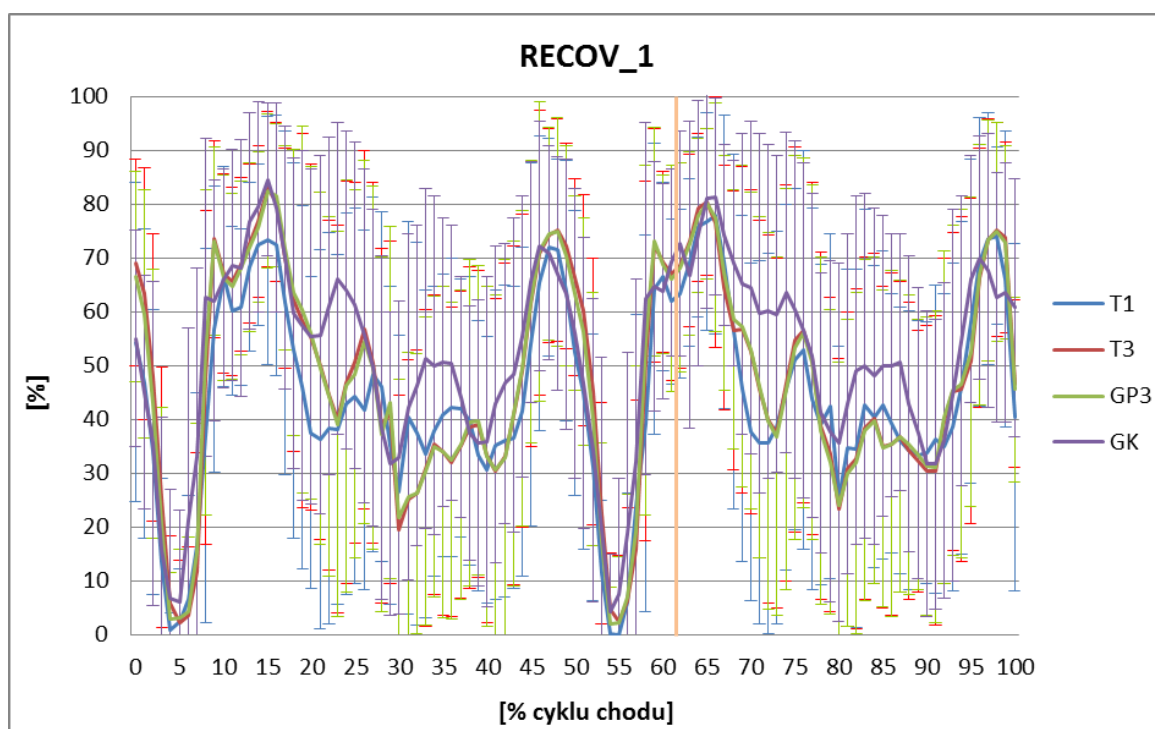
Ryc. 3.8 przedstawia chwilowe wartości standaryzowanej energii całkowitej środka ciężkości ciała, obliczone jako suma energii kinetycznej oraz potencjalnej. Jej wartość odpowiada pracy zewnętrznej, potrzebnej do przemieszczenia środka ciężkości ciała w trakcie chodu. Średnie przebiegi Ec_std mają zbliżony do siebie charakter, różniąc się osiąganymi wartościami. Posiadają cztery maksima w 9%, 28%, 59% i 78% cyklu chodu, co związane jest z dwoma końcami faz dwupodporowych, oraz dwoma środkami faz jednopodporowych. Pierwsze ekstremum było nieznacznie mniejsze pod względem czasu narastania oraz osiągniętych wartości. Odpowiadało pikowi Ek_std . Natomiast drugie maksimum wolniej osiągało swój szczyt, który pokrywał się czasowo z pikiem Ep_std . Wartości średnich przebiegów Ec_std w poszczególnych grupach były najmniejsze w GK, średnio o $0,4 \text{ Jkg}^{-1}\text{m}^{-1}$ w stosunku do T1, tak samo jak wartość oscylacji (rozstęp $0,222 \text{ Jkg}^{-1}\text{m}^{-1}$ w GK i $0,289 \text{ Jkg}^{-1}\text{m}^{-1}$ w T1). Największe średnie wartości osiągnęły kobiety w III trymestrze. Były one większe o około $0,12 \text{ Jkg}^{-1}\text{m}^{-1}$ względem początku ciąży oraz zmodyfikowanego modelu. Natomiast oscylacje Ec_std w obu wariantach III trymestru były zbliżone (ok. $0,30 \text{ Jkg}^{-1}\text{m}^{-1}$). Przebieg w GK był nieznacznie przesunięty w fazie względem pozostałych.



Ryc. 3.8. Ec_std – chwilowe średnie wartości energii całkowitej, standaryzowane względem masy ciała oraz cyklu chodu [$\text{Jkg}^{-1}\text{m}^{-1}$], zaprezentowane w jednoprocentowych przedziałach czasu cyklu [%]

Ostatnią analizowaną zmienną energetyczną był wskaźnik odzyskiwania energii, przedstawiony na Ryc. 3.9. Pomimo licznych wahań i ogólnie burzliwego przebiegu, charakter zaprezentowanych krzywych był zasadniczo zbliżony dla wszystkich badanych grup. W początkowej fazie cyklu wartości wskaźnika osiągały poziom 55% (GK i T1) i około 70% (T3 i GP3), co przypadało na kontakt stopy z podłożem i końcową fazę przetwarzania energii potencjalnej na kinetyczną, zapoczątkowany

jeszcze w poprzednim cyklu. Następnie gwałtownie spadały do poziomu bliskiemu zeru około 5% czasu cyklu chodu, czyli środka fazy dwupodporowej, gdzie następowało przekazanie napędu z kończyny zakroczej na wykroczną. W dalszej części cyklu następował wzrost wartości wskaźnika aż do maksymalnych wartości (około 73% T1 i 85% w GK, T3 i GP3) blisko 15% czasu cyklu. Miało to związek z przetwarzaniem energii kinetycznej na potencjalną. Kolejny fragment wykresu (do 30% cyklu chodu) odpowiadał spadkowi wartości do około 31% (GK) i 20% w pozostałych grupach, co było związane z osiągnięciem przez OSC maksymalnej wysokości. Następnie wartości znów wzrastały, aby osiągnąć drugie maksimum około 75% w 47% czasu cyklu chodu w związku z przetwarzaniem E_p na E_k . Również w tym przypadku kobiety ciężarne T3 i GP3 osiągały nieznacznie większe wartości (ok. 3%). Potem następował szybki spadek do wartości bliskich zeru około 54% czasu cyklu i dalsze przetwarzanie energii (E_k na E_p). Od około 50% cyklu chodu krzywe powtarzały swój przebieg z pierwszej części cyklu.



Ryc. 3.9. RECOV_1 – chwilowe wartości wskaźnika odzyskiwania energii [%], zaprezentowane w jednoprocenowych przedziałach czasu cyklu [%]

3.3 Analiza różnic międzygrupowych

Kolejnym krokiem analizy statystycznej było zbadanie różnic międzygrupowych pomiędzy średnimi wartościami zmiennych. W tym celu została przeprowadzona jednoczynnikowa analiza wariancji ANOVA z wykorzystaniem testu F wraz z testem post hoc Tukey'a w przypadku parametrów o normalnym rozkładzie wyników indywidualnych. Natomiast dla dwóch zmiennych: GK_ΔOSC(X)_std i GK_FO, ze względu na brak normalnego rozkładu wyników zastosowano test nieparametryczny Kruskala-Wallisa z testem post hoc Dunna.

W wyniku przeprowadzonej statystyki F stwierdzono, że nie dla wszystkich zmiennych możliwe było odrzucenie hipotezy zerowej ($p < 0,05$), zakładającej brak różnic pomiędzy grupami (Tab. 3.6). Istotność różnic statystycznych stwierdzono w przypadku 10 zmiennych o rozkładzie normalnym oraz 2 zmiennych, w których nie stwierdzono rozkładu normalnego (Tab. 3.7).

Tab. 3.6. Wyniki międzygrupowej analizy wariancji ANOVA (Test F) średnich wartości zmiennych, które nie wykazały różnic na poziomie istotności $p < 0,05$ w grupach chodu fizjologicznego kobiet w I trymestrze ciąży (T1), w III trymestrze (T3), w III trymestrze zmodyfikowany model (GP3) oraz w grupie kontrolnej (GK)

Zmienna	Wys	ΔOSC(Z)_std	ΔEky_std	ΔEkz_std	ΔEk_std	ΔEc_std
Test F	0,9621	0,8514	0,2316	0,8349	0,7699	0,9911
Zmienna	RECOV_2	CAD	DSUP	OFC	STT	STRT
Test F	0,2691	0,3210	0,1741	0,9866	0,2405	0,2325

Tab. 3.7. Wyniki międzygrupowej analizy wariancji ANOVA (Test F) wraz z testem post hoc Tukey'a (Anova Kruskala-Wallisa z testem post hoc Dunna w przypadku braku rozkładu normalnego) średnich wartości zmiennych, które wykazały istotność różnic na poziomie $p < 0,05$ w grupach chodu fizjologicznego kobiet w I trymestrze ciąży (T1), w III trymestrze (T3), w III trymestrze zmodyfikowany model (GP3) oraz w grupie kontrolnej (GK)

Grupa		(p)	(p)	(p)	(p)	(p)	(p)
Zmienna		T1-T3	T1-GP3	T1-GK	T3-GP3	T3-GK	GP3-GK
Masa	[kg]	0,0001****	0,0001****	0,1967	1,0000	0,0001****	0,0001****
BMI	[kg/m ²]	0,0001****	0,0001****	0,3191	1,0000	0,0001****	0,0001****
Δ OSC(X)_std	[%]	0,0091 ^N	0,0012 ^N	0,0000 ^N	1,0000	0,3422	1,0000
Δ E _{kx} _std	[Jkg ⁻¹ m ⁻¹]	0,5392	0,0003****	0,5106	0,0138*	1,0000	0,0157*
Δ E _p _std	[Jkg ⁻¹ m ⁻¹]	0,9546	0,9770	0,0387*	0,9996	0,1320	0,1039
RECOV_1	[%]	0,2208	0,2680	0,0002****	0,9996	0,0295*	0,0219*
FO	[%]	1,0000	1,0000	0,0050 ^N	1,0000	0,0012 ^N	0,0012 ^N
OFO	[%]	0,9920	0,9920	0,0028***	1,0000	0,0068**	0,0068**
SSUP	[s]	0,4423	0,4423	0,0002****	1,0000	0,0047***	0,0047***
STL	[m]	0,9804	0,9804	0,0312*	1,0000	0,0821	0,0821
STRL	[m]	0,9849	0,9849	0,0300*	1,0000	0,0733	0,0733
WS	[ms ⁻¹]	0,8709	0,8709	0,0194*	1,0000	0,1296	0,1296

ocena istotności różnic przeprowadzona testem post hoc Tukey'a,

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

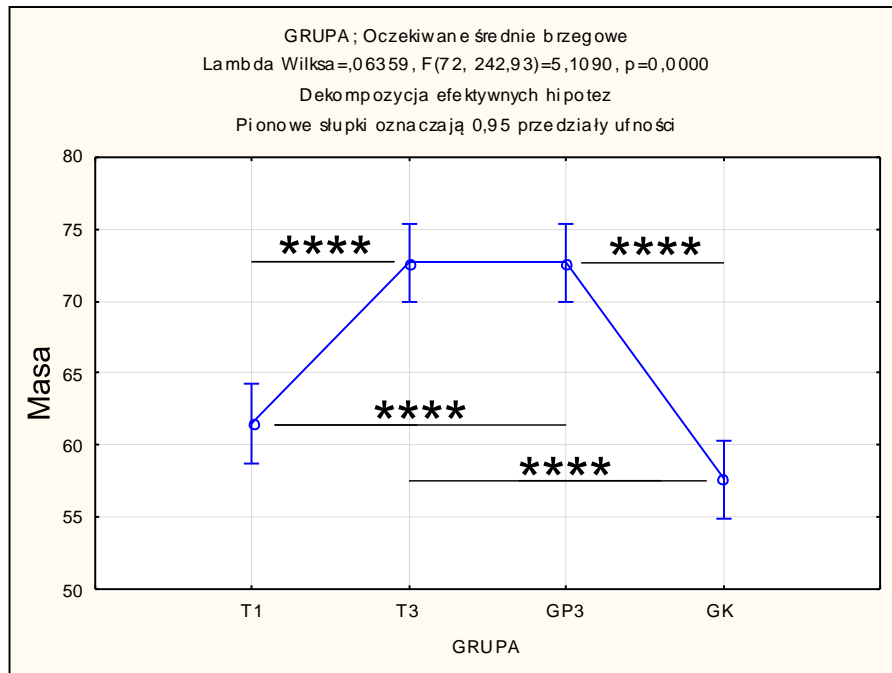
** różnice istotne statystycznie, obliczone testem post hoc ($p < 0,01$),

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

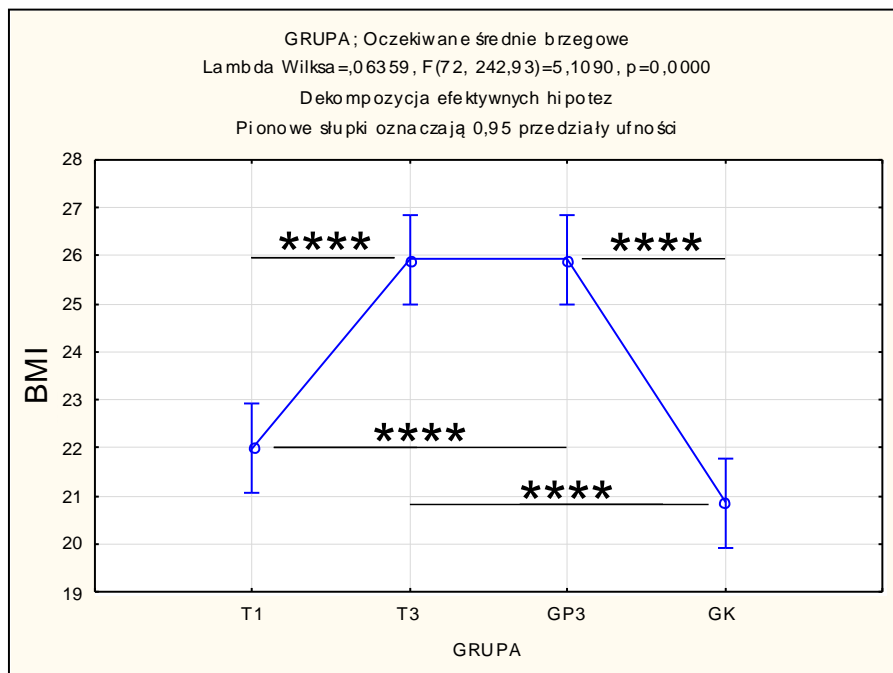
**** różnice istotne statystycznie, obliczone testem post hoc ($p < 0,001$),

^N ocena istotności różnic przeprowadzona testem post hoc Dunna.

W pierwszej kolejności przeanalizowano parametry morfologicznej budowy ciała. Różnice istotne statystyczne w teście F ($p < 0,05$) wykazały dwie zmienne związane z masą ciała. Dalsze testowanie wariancji (post hoc Tukey'a) wykazało, że masa ciała oraz BMI na początku ciąży (T1) nie różniły się statystycznie od analogicznych zmiennych w grupie kontrolnej. Różnice na poziomie $p < 0,001$ zaobserwowano w III trymestrze ciąży (w obu wariantach – T3 i GP3) w stosunku do początku ciąży oraz grupy kontrolnej. Przyrost masy w trakcie ciąży wyniósł 11,3 kg (wzrost o 18,4%), natomiast BMI 3,97 kgm⁻² (wzrost o 18%). Dodatkowo stwierdzono brak wpływu modyfikacji modelu na wspomniane zmienne (Tab. 3.7, Ryc. 3.10, Ryc. 3.11).

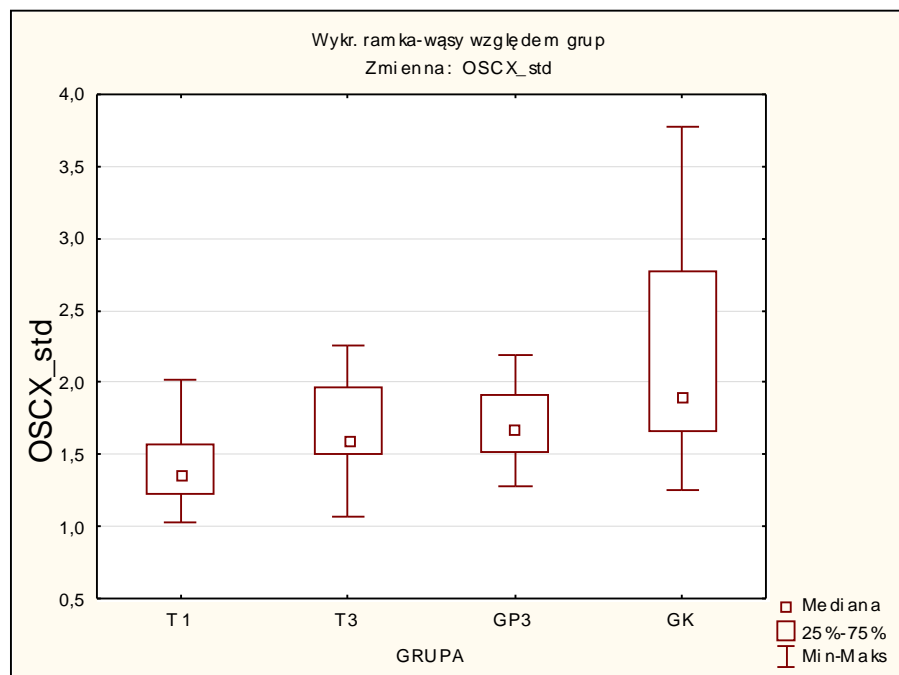


Ryc. 3.10. Graficzna prezentacja wyników analizy ANOVA (test F) zmiennej Masa [kg] w grupach: T1 – kobiety w pierwszym trymestrze ciąży; T3 – kobiety w trzecim trymestrze ciąży; GP3 – trzeci trymestr, zmodyfikowany model; GK – grupa kontrolna



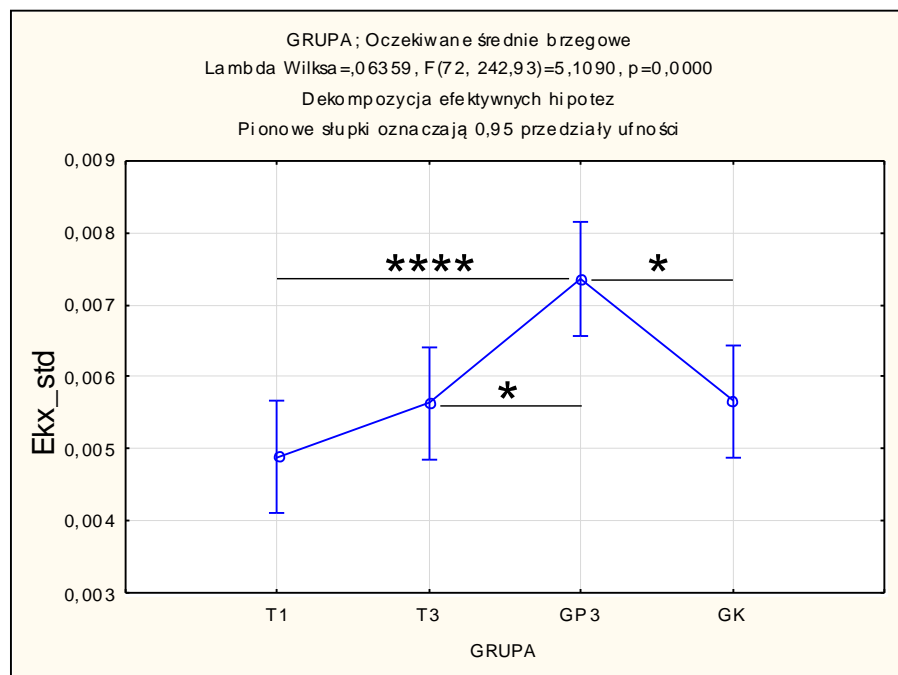
Ryc. 3.11. Graficzna prezentacja wyników analizy ANOVA (test F) zmiennej BMI [kgm⁻²] w grupach: T1 – kobiety w pierwszym trymestrze ciąży; T3 – kobiety w trzecim trymestrze ciąży; GP3 – trzeci trymestr, zmodyfikowany model; GK – grupa kontrolna

Ze względu na brak rozkładu normalnego zmiennej $\Delta\text{OSC}(X)\text{_std}$ wykonano analizę wariancji Anova Kruskala-Wallisa z testem post hoc Dunna. Wartość średnich standaryzowanych bocznych oscylacji ogólnego środka ciężkości ciała różniły się statystycznie na poziomie istotności $p < 0,05$ pomiędzy początkiem ciąży a grupą kontrolną (różnica w zakresie oscylacji wyniosła 0,6%, $p = 0,0000$), oraz pomiędzy początkiem ciąży a trzecim trymestrem (różnica wyniosła: 0,3%, $p = 0,0091$ dla T3 i 0,4%, $p = 0,0012$ dla GP3). Przy średniej wysokości ciała na poziomie 1,67 m, wartości różnic $\Delta\text{OSC}(X)\text{_std}$ pomiędzy w/w grupami wykazały odpowiednio 10 mm (GK), 5 mm (T3) i 7 mm (GP3). W pozostałych zestawieniach różnice nie były istotne statystycznie. Dodatkowo analiza wykazała brak istotnego wpływu odmiennego modelowania na zakres oscylacji $\text{OSC}(X)\text{_std}$ (Tab. 3.7, Ryc. 3.12).



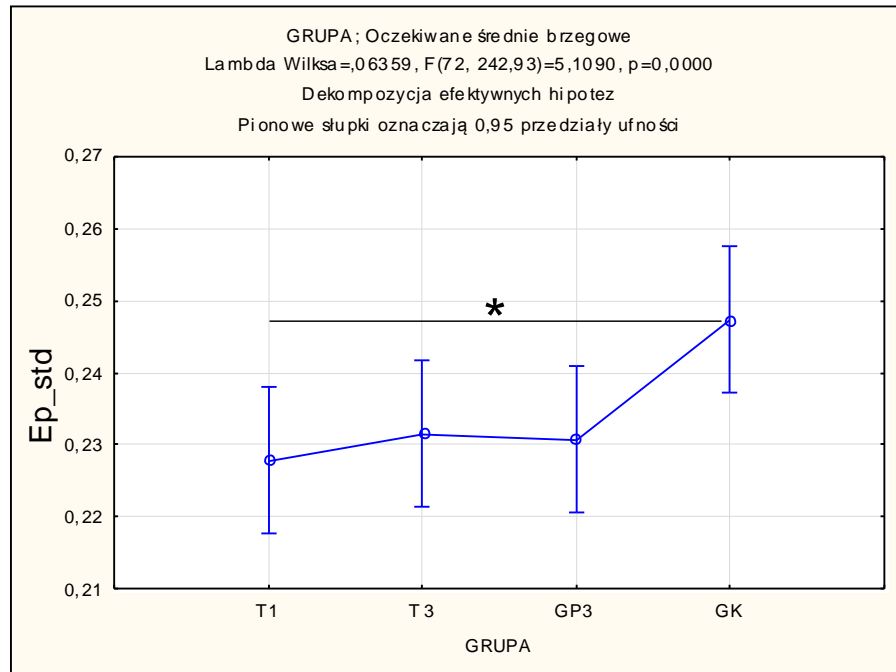
Ryc. 3.12. Graficzna prezentacja wyników testu Kruskala-Wallisa zmiennej $\Delta\text{OSC}(X)\text{_std}$ [%] w grupach: T1 – kobiety w pierwszym trymestrze ciąży; T3 – kobiety w trzecim trymestrze ciąży; GP3 – trzeci trymestr, zmodyfikowany model; GK – grupa kontrolna

Wartość średnia zmiany standaryzowanej energii kinetycznej ruchu boczego ogólnego środka ciężkości ciała nie wykazała istotnych różnic pomiędzy pierwszym trymestrem a grupą kontrolną i trzecim trymestrem ciąży. Istotne różnice znaleziono pomiędzy grupą T1 a zmodyfikowanym modelem (GP3) na poziomie istotności $p < 0,001$, zmiana wyniosła $0,005 \text{ Jkg}^{-1}\text{m}^{-1}$ (50%). Zmienna $\Delta\text{Ekx_std}$ jako jedyna wykazała istotną statystycznie różnicę po wprowadzeniu zmodyfikowanego modelu u kobiet w III trymestrze ($p < 0,05$). Dodatkowo średnia wartość zmiany GP3_Ekx_std była na tyle duża, że wykazała statystyczną różnicę w stosunku do grupy kontrolnej. Zmiana wyniosła $0,004 \text{ Jkg}^{-1}\text{m}^{-1}$ i stanowiła 36% ($p < 0,05$) GK_Ekx_std . Wyniki zmiany Ekx_std dla wszystkich badanych grup przedstawiono na Ryc. 3.13 oraz w Tab. 3.7.



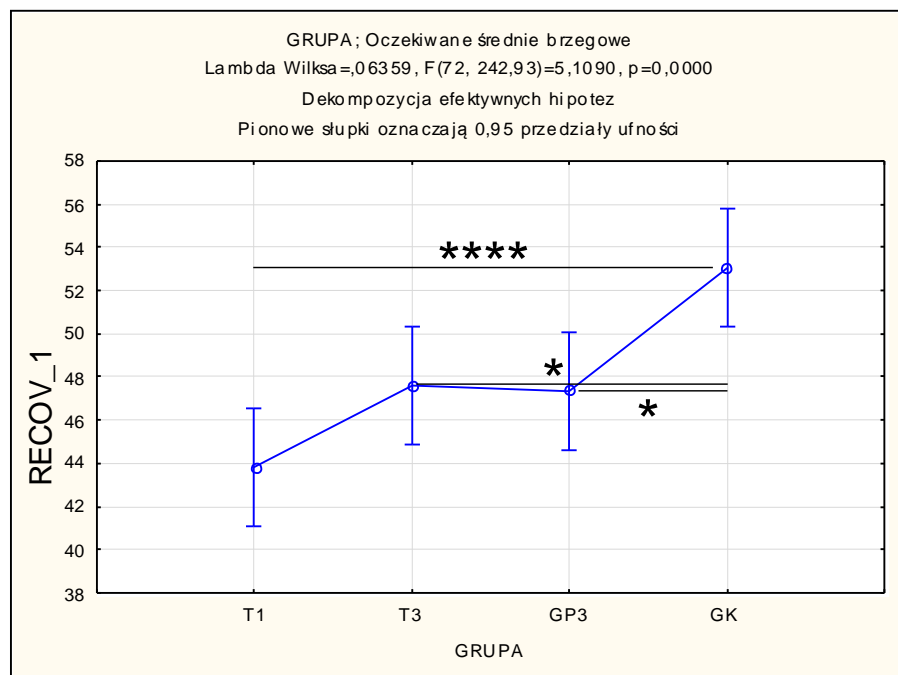
Ryc. 3.13. Graficzna prezentacja wyników analizy ANOVA (test F) zmiennej $\Delta\text{Ekx_std}$ [$\text{Jkg}^{-1}\text{m}^{-1}$] w grupach: T1 – kobiety w pierwszym trymestrze ciąży; T3 – kobiety w trzecim trymestrze ciąży; GP3 – trzeci trymestr, zmodyfikowany model; GK – grupa kontrolna

Wartość zmiany standaryzowanej energii potencjalnej różniła się istotnie tylko pomiędzy pierwszym trymestrem ciąży a grupą kontrolną. W grupie T1 odnotowano najmniejszą wartość ($0,458 \text{ Jkg}^{-1}\text{m}^{-1}$), natomiast GK wykazała większą wartość o $0,037 \text{ Jkg}^{-1}\text{m}^{-1}$ (8%) w stosunku do T1 ($p < 0,05$). Rozwój ciąży nie wpłynął w sposób istotny na wartość ΔE_p_{std} . Podobną sytuację zaobserwowano pomiędzy grupami w trzecim trymestrze – różnice nie były istotne statystycznie (Tab. 3.7, Ryc. 3.14).



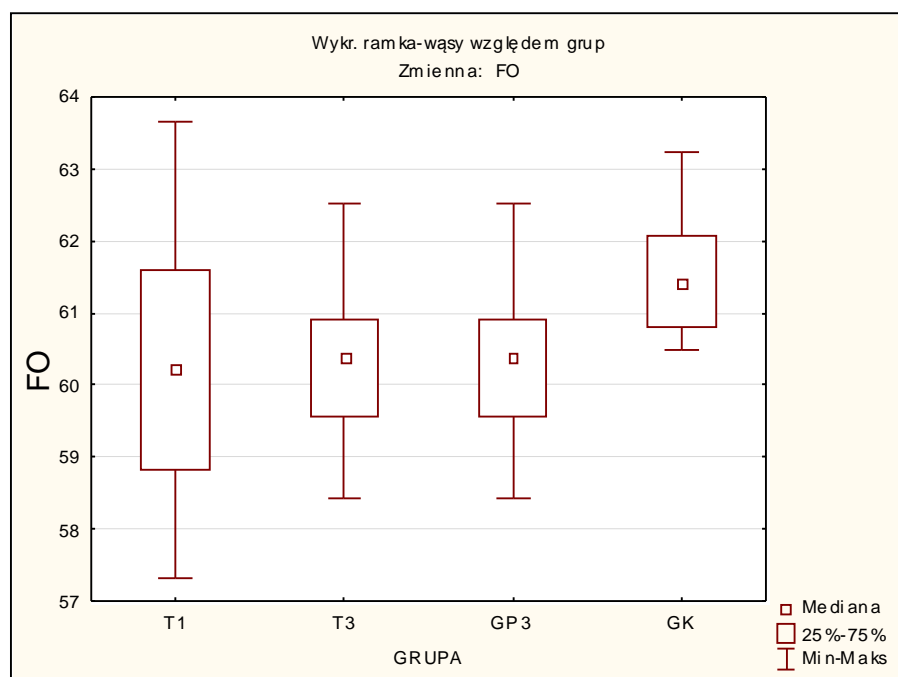
Ryc. 3.14. Graficzna prezentacja wyników analizy ANOVA (test F) zmiennej ΔE_p_{std} [$\text{Jkg}^{-1}\text{m}^{-1}$] w grupach: T1 – kobiety w pierwszym trymestrze ciąży; T3 – kobiety w trzecim trymestrze ciąży; GP3 – trzeci trymestr, zmodyfikowany model; GK – grupa kontrolna

Średnia wartość wskaźnika odzyskiwania energii (RECOV_1) wykazała istotną różnicę wynoszącą 9,3% pomiędzy grupą T1 a wartościami zmiennej uzyskanymi dla GK na poziomie $p < 0,001$ (Tab. 3.7). Analiza nie wykazała istotnych różnic w porównaniu pierwszego trymestru z trzecim w obu wariantach oraz pomiędzy tymi wariantami (T3-GP3). Dodatkowo wartości uzyskane przez grupę kontrolną istotnie różniły się od grup w trzecim trymestrze o 5,8% (T3) i 6% (GP3) na poziomie $p < 0,05$. Wyniki w sposób graficzny przedstawiono na Ryc. 3.15.



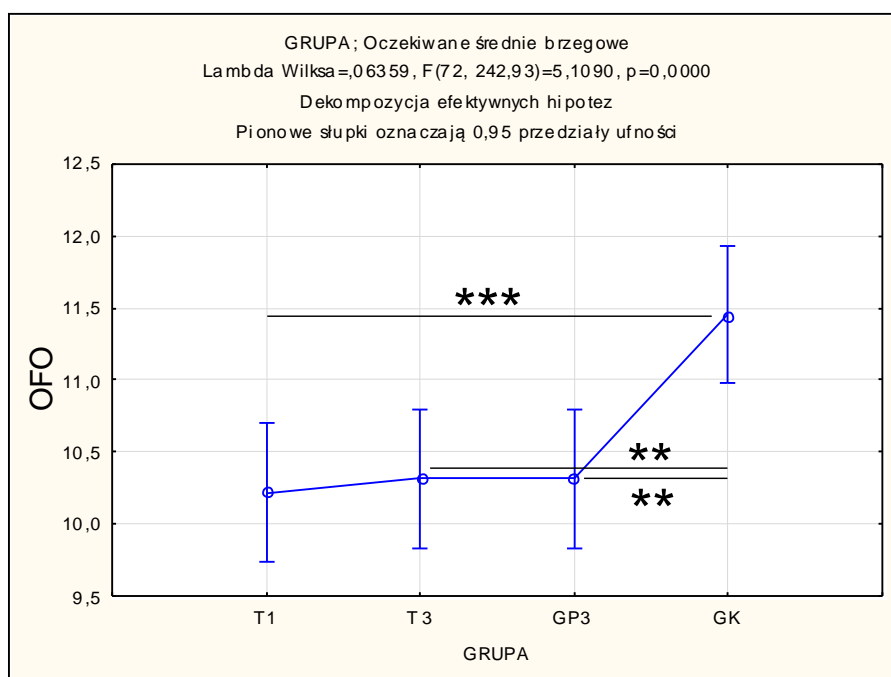
Ryc. 3.15. Graficzna prezentacja wyników analizy ANOVA (test F) zmiennej RECOV_1 [%] w grupach: T1 – kobiety w pierwszym trymestrze ciąży; T3 – kobiety w trzecim trymestrze ciąży; GP3 – trzeci trymestr, zmodyfikowany model; GK – grupa kontrolna

Średnia wartość oderwania stopy od podłoża, przedstawiona jako procent cyklu, wykazała brak normalnego rozkładu i z tego powodu analizę wariancji wykonano z wykorzystaniem Anova Kruskala-Wallisa z testem post hoc Dunna. W wyniku testowania stwierdzono istotną różnicę pomiędzy grupą T1 a grupą kontrolną wynoszącą 1,1% ($p = 0,005$). Statystyka nie wykazała istotnej zmiany w przebiegu ciąży dla obu wariantów trzeciego trymestru (T1-T3/GP3) oraz pomiędzy modelami (T3-GP3). Różnice istotne statystycznie stwierdzono także pomiędzy grupą kontrolną a T3 i GP3. W obu przypadkach ich wartość wyniosła 1,1% na poziomie istotności $p = 0,0012$ (Tab. 3.7, Ryc. 3.16).



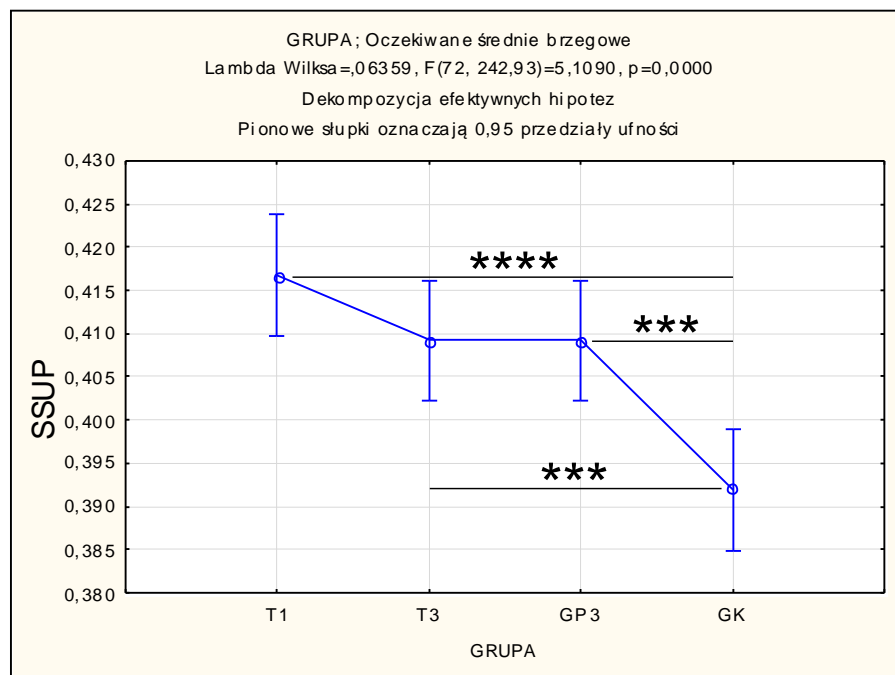
Ryc. 3.16. Graficzna prezentacja wyników testu Kruskala-Wallisa zmiennej FO [%] w grupach: T1 – kobiety w pierwszym trymestrze ciąży; T3 – kobiety w trzecim trymestrze ciąży; GP3 – trzeci trymestr, zmodyfikowany model; GK – grupa kontrolna

Analizując wyniki średnich wartości oderwania przeciwnej stopy od podłoża, przedstawionych jako procent cyklu chodu, zaobserwowano podobne międzygrupowe zależności jak dla zmiennej OF i RECOV_1. Stwierdzono istotną różnicę pomiędzy grupą T1 a grupą kontrolną, wynoszącą 1,1% ($p < 0,005$). Statystyka nie wykazała istotnej zmiany w przebiegu ciąży dla obu wariantów trzeciego trymestru (T1-T3/GP3) oraz pomiędzy modelami (T3-GP3). Różnice istotne statystycznie stwierdzono dodatkowo pomiędzy grupą kontrolną a T3 i GP3. W obu przypadkach ich wartość wyniosła 1,1% na poziomie istotności $p < 0,01$ (Tab. 3.7, Ryc. 3.17).



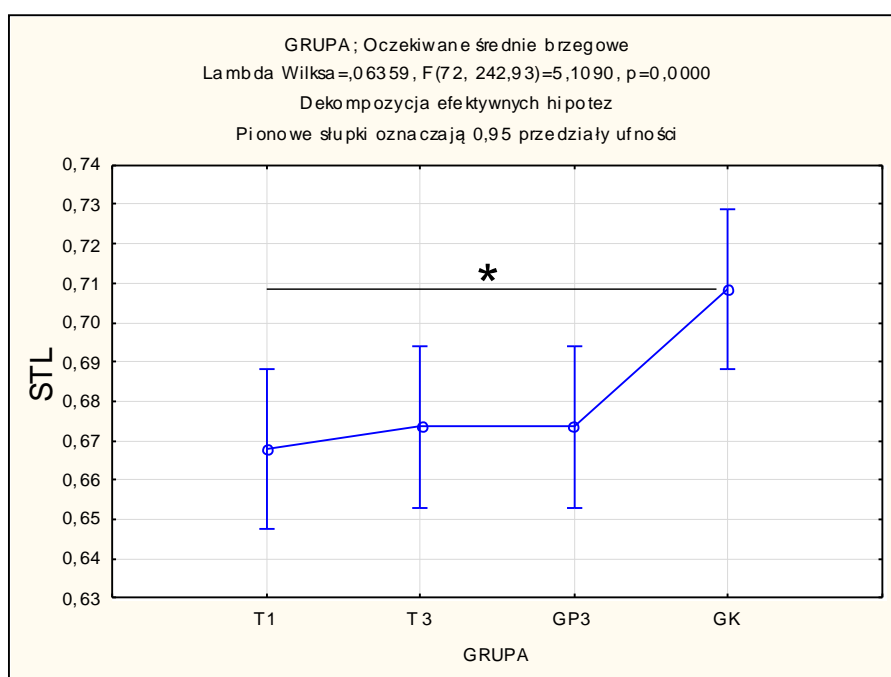
Ryc. 3.17. Graficzna prezentacja wyników analizy ANOVA (test F) zmiennej OFO [%] w grupach: T1 – kobiety w pierwszym trymestrze ciąży; T3 – kobiety w trzecim trymestrze ciąży; GP3 – trzeci trymestr, zmodyfikowany model; GK – grupa kontrolna

Kolejna zmienna SSUP w porównaniach międzygrupowych zachowała trend wcześniej wymienionych parametrów (RECOV_1, FO, OFO). Różnica polegała jedynie na odwróceniu kierunku zmian – w tym przypadku wartości w innych grupach miały tendencję spadkową względem T1. Średnia wartość czasu pojedynczego podporu wykazała istotne statystycznie różnice pomiędzy grupą kobiet na początku ciąży a grupą kontrolną ($p < 0,001$). Grupa GK skracała tę fazę o 0,03 s, co stanowiło ok. 7% wartości T1. Statystyka nie wykazała istotnej zmiany w przebiegu ciąży dla obu wariantów trzeciego trymestru (T1-T3/GP3) oraz pomiędzy modelami (T3-GP3). Różnice istotne statystycznie stwierdzono dodatkowo pomiędzy grupą GK a T3 i GP3. W obu przypadkach ich wartość wyniosła 0,02 s na poziomie istotności $p < 0,005$ (Tab. 3.7, Ryc. 3.18).

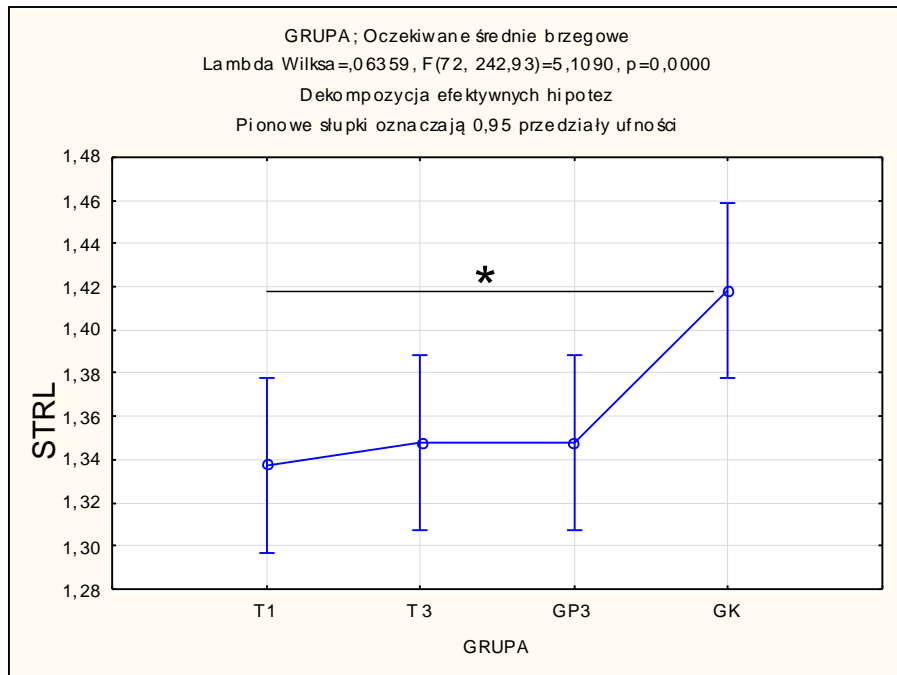


Ryc. 3.18. Graficzna prezentacja wyników analizy ANOVA (test F) zmiennej SSUP [s] w grupach: T1 – kobiety w pierwszym trymestrze ciąży; T3 – kobiety w trzecim trymestrze ciąży; GP3 – trzeci trymestr, zmodyfikowany model; GK – grupa kontrolna

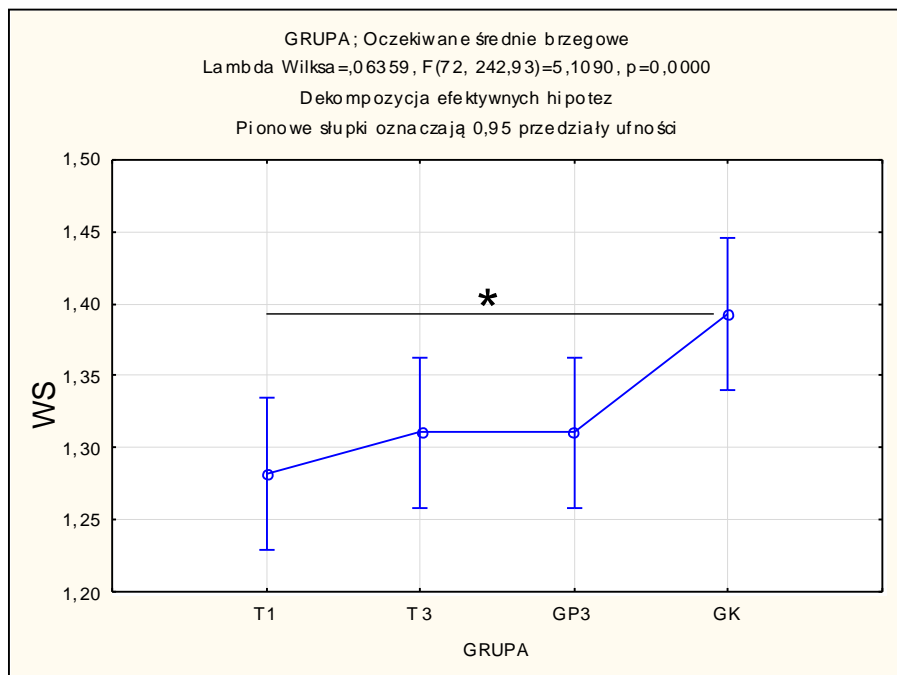
Ostatnie trzy zmienne – STL, STRL i WS, wykazały jednakowy trend istotności statystycznej różnic międzygrupowych. Średnie wartości w tych trzech przypadkach istotnie różniły się pomiędzy pierwszym trymestrem a grupą kontrolną na tym samym poziomie $p < 0,05$. Grupa GK odnotowała większe wartości o 0,04 m (ok. 6%, STL), 0,08 m (ok. 6%, STRL) i $0,11 \text{ ms}^{-1}$ (ok. 8,5%, WS) niż grupa T1. Wyniki charakteryzujące rozwój ciąży nie różniły się statystycznie w obu wariantach (T1-T3/GP3), podobnie jak średnie dla grup w trzecim trymestrze (T3-GP3). Szczegółowe dane zestawiono w tabeli (Tab. 3.7), natomiast w formie graficznej zaprezentowano na poniższych rycinach (Ryc. 3.19, Ryc. 3.20, Ryc. 3.21).



Ryc. 3.19. Graficzna prezentacja wyników analizy ANOVA (test F) zmiennej STL [m] w grupach: T1 – kobiety w pierwszym trymestrze ciąży; T3 – kobiety w trzecim trymestrze ciąży; GP3 – trzeci trymestr, zmodyfikowany model; GK – grupa kontrolna



Ryc. 3.20. Graficzna prezentacja wyników analizy ANOVA (test F) zmiennej STRL [m] w grupach: T1 – kobiety w pierwszym trymestrze ciąży; T3 – kobiety w trzecim trymestrze ciąży; GP3 – trzeci trymestr, zmodyfikowany model; GK – grupa kontrolna



Ryc. 3.21. Graficzna prezentacja wyników analizy ANOVA (test F) zmiennej WS [ms⁻¹] w grupach: T1 – kobiety w pierwszym trymestrze ciąży; T3 – kobiety w trzecim trymestrze ciąży; GP3 – trzeci trymestr, zmodyfikowany model; GK – grupa kontrolna

Podsumowując porównania międzygrupowe można stwierdzić, że dla zmiennych morfologicznych nie było istotnych różnic pomiędzy początkiem ciąży a grupą kontrolną oraz pomiędzy dwiema grupami w trzecim trymestrze (ten sam pomiar). Różnice te wystąpiły w związku z rozwojem ciąży. Grupy T1 i GK różniły się względem T3 i GP3 na poziomie istotności $p < 0,001$. Niemal we wszystkich pozostałych zmiennych (z wyjątkiem ΔE_{kx_std}) odnaleziono najwięcej istotnych statystycznie różnic porównując chód kobiet w pierwszym trymestrze z grupą kontrolną. W przypadku czterech z nich (ΔE_{p_std} , STL, STRL i WS) były to jedyne różnice. W oscylacji $OSC(X)_{std}$ istotne zmiany dotyczyły dodatkowo pierwszego i trzeciego trymestru w obu wariantach modelowania (T3 i GP3). Dla zmiennych RECOV_1, FO, OFO, SSUP istotne zmiany zaobserwowano także pomiędzy trzecim trymestrem a grupą kontrolną. Parametr związany z energią – ΔE_{kx_std} wykazał największą statystycznie różnicę pomiędzy T1 a GP3 ($p < 0,001$), oraz nieco mniejszą ($p < 0,05$) w parach T3-GP3 i GP3-GK. Był to jedyny przykład istotnej statystycznie różnicy względem sposobu modelowania kobiet w III trymestrze.

3.4 Analiza różnic dla prób zależnych w pomiarach powtarzalnych

Ostatnim etapem analizy statystycznej było sprawdzenie różnic pomiędzy średnimi wartościami parametrów chodu kobiet w pierwszym trymestrze ciąży a uzyskanymi w pomiarach z trzeciego trymestru z zastosowaniem zwykłego oraz zmodyfikowanego modelu. Dodatkowo wykonano porównanie pomiędzy modelami w III trymestrze. W tym celu zastosowano test t-Studenta dla prób zależnych na poziomie istotności $p < 0,05$. Było to możliwe ze względu na rozkład normalny wszystkich zmiennych w grupach kobiet w ciąży. Uzyskane dane zaprezentowano w poniższej tabeli (Tab. 3.8).

Tab. 3.8. Wyniki testu t-Studenta dla prób zależnych na poziomie istotności $p < 0,05$. Porównanie średnich wartości zmiennych w grupach chodu fizjologicznego kobiet na początku ciąży (I trymestr – T1) z III trymestrem (T3), z III trymestrem zmodyfikowany model (GP3), oraz pomiędzy wariantami modelowania w III trymestrze (T3-GP3)

Zmienna	Jednostka	(p) T1-T3	(p) T1-GP3	(p) T3-GP3
Wys	[m]	0,0574	0,0574	-
Masa	[kg]	0,0000	0,0000	-
BMI	[kgm ⁻²]	0,0000	0,0000	-
Δ OSC(X)_std	[%]	0,0000	0,0000	0,0168
Δ OSC(Z)_std	[%]	0,3407	0,4124	0,0014
Δ E _{kx} _std	[Jkg ⁻¹ m ⁻¹]	0,0755	0,0000	0,0000
Δ E _{ky} _std	[Jkg ⁻¹ m ⁻¹]	0,1430	0,0383	0,0000
Δ E _{kz} _std	[Jkg ⁻¹ m ⁻¹]	0,6426	0,7404	0,1090
Δ E _k _std	[Jkg ⁻¹ m ⁻¹]	0,3496	0,0705	0,0000
Δ E _p _std	[Jkg ⁻¹ m ⁻¹]	0,4649	0,5732	0,0020
Δ E _c _std	[Jkg ⁻¹ m ⁻¹]	0,6647	0,8701	0,0371
RECOV_1	[%]	0,0003	0,0004	0,0240
RECOV_2	[%]	0,3028	0,2545	0,6158
CAD	[Hz]	0,0599	0,0599	-
DSUP	[s]	0,3391	0,3391	-
FO	[%]	0,5432	0,5432	-
OFC	[%]	0,7261	0,7261	-
OFO	[%]	0,8185	0,8185	-
SSUP	[s]	0,0434	0,0434	-
STL	[m]	0,4205	0,4205	-
STT	[s]	0,0491	0,0491	-
STRL	[m]	0,4350	0,4350	-
STRT	[s]	0,0495	0,0495	-
WS	[ms ⁻¹]	0,1873	0,1873	-

Analiza porównawcza parametrów chodu kobiet w pierwszym trymestrze ciąży z chodem w zaawansowanej ciąży (T3) testem t-Studenta wykazała istotne różnice na poziomie $p < 0,05$ dla średnich wartości dwóch zmiennych morfologicznych: Masy ($p = 0,0000$) oraz BMI ($p = 0,0000$). Przyrost masy w trakcie ciąży wyniósł 11,3 kg (18,4%), natomiast BMI 3,97 kgm⁻² (18%). Porównując Δ OSC(X)_std tym razem wykorzystano średnie wartości oscylacji (w analizie ANOVA zastosowano medianę z uwagi na brak rozkładu normalnego), które istotnie zmieniły się wraz z rozwojem ciąży o 0,3% (ok. 5 mm, $p = 0,0000$). Kolejnym parametrem, który wykazał istotną zmianę był współczynnik odzyskiwania energii liczony jako średnia w jednoprocenowych przedziałach czasu (RECOV_1). Jego wartość w trzecim trymestrze wzrosła o 3,5% (p

= 0,0003). Wśród zmiennych czasowo-przestrzennych istotną różnicę między grupą T1 a T3 wykazały średnie wartości: SSUP – spadek o 0,01 s ($p = 0,0434$), STT – spadek o 0,01 s ($p = 0,0491$) i STRT – spadek o 0,02 s ($p = 0,0495$). Spośród wymienionych, tylko trzy zmienne (Masa, BMI i $\Delta OSC(X)_{std}$) wykazały istotną różnicę w międzygrupowej analizie wariancji ANOVA (T1-T3).

W kolejnym kroku porównano średnie wartości uzyskane w pierwszym trymestrze ciąży (T1) z wartościami ze zmodyfikowanego modelu dla III trymestru (GP3). Zmienne związane z morfologią ciała oraz czasowo-przestrzenne wykazały taką samą istotność statystyczną jak w porównaniu grupy T1 z T3, ponieważ były to te same wartości średnie. Inaczej było w przypadku $\Delta OSC(X)_{std}$, gdzie odnotowano wzrost w GP3 o 0,3% (ok. 5 mm, $p = 0,0000$). W zmodyfikowanym modelu istotne różnice odnaleziono także w energetyce – średnia wartość ΔEkx_{std} wzrosła o 0,005 $Jkg^{-1}m^{-1}$ (50%, $p = 0,0000$) w stosunku do T1, ΔEky_{std} wzrosła o 0,023 $Jkg^{-1}m^{-1}$ (ok. 5,5%, $p = 0,0383$), a RECOV_1 również osiągnęło wyższy poziom o 3,3% ($p = 0,0004$). Pierwsze cztery wymienione zmienne (Masa, BMI, $\Delta OSC(X)_{std}$ i ΔEkx_{std}) były także istotne statystycznie w międzygrupowej analizie wariancji ANOVA (T1-GP3).

Bezpośrednia analiza różnic testem t-Studenta pomiędzy uzyskanymi wartościami w trzecim trymestrze dla standardowego i zmodyfikowanego modelu (T3-GP3) wykazała zmiany tylko w parametrach związanych z ruchem OSC oraz energetyką (pozostałe wartości były takie same). W przypadku ruchu OSC istotność statystyczna dotyczyła zmian dopiero na poziomie setnych procenta, co wymagało podania wartości z większą dokładnością. Boczne oscylacje ogólnego środka ciężkości ciała wzrosły po modyfikacji modelu z $1,68 \pm 0,292\%$ do $1,73 \pm 0,270\%$ (+0,05%, $p = 0,0168$), natomiast pionowe oscylacje zmniejszyły się średnio o 0,01% z $1,92\% \pm 0,303$ w grupie T3 do $1,91\% \pm 0,302$ w GP3 ($p = 0,0014$). Rozpatrując wskaźniki energetyczne, najistotniejsze różnice ($p = 0,0000$) po wprowadzeniu modyfikacji uzyskano dla wskaźników ΔEkx_{std} , ΔEky_{std} i ΔEk_{std} . We wszystkich przypadkach wartości wzrosły w GP3 odpowiednio o 0,004 $Jkg^{-1}m^{-1}$ (ok. 36%, ΔEkx_{std}), 0,007 $Jkg^{-1}m^{-1}$ (ok. 1,6%, ΔEky_{std}) i 0,011 $Jkg^{-1}m^{-1}$ (ok. 2,5%, ΔEk_{std}). Mniejszą istotność zmian wykazano w przypadku energii potencjalnej ($p = 0,0020$) oraz całkowitej ($p = 0,0371$). Zmienna ΔEp_{std} osiągnęła mniejsze wartości w zmodyfikowanym modelu o 0,001 $Jkg^{-1}m^{-1}$ (0,2%), natomiast ΔEc_{std} większe o 0,004 $Jkg^{-1}m^{-1}$ (1,1%). Mechanizm odzyskiwania energii istotnie zmniejszył swoją sprawność po wprowadzeniu modyfikacji w modelu ($p = 0,0240$). Średnia wartość RECOV_1

zmniejszyła się o 0,2% w GP3. Spośród w/w wskaźników tylko zmienna ΔE_{k_std} wykazała istotne statystycznie różnice w międzygrupowej analizie wariancji ANOVA.

4 Dyskusja

Ciąża jest nieodłącznym elementem życia ludzkiego, rozwoju kulturowego i społecznego, a w efekcie warunkuje przetrwanie gatunku. Powszechność oraz ranga zjawiska w ostatnich latach mogły wpłynąć na wzrost zainteresowania badaczy problematyką wpływu ciąży na aparat ruchu oraz sposobu poruszania się kobiet w okresie ciąży (Dumas i wsp. 2010, Branco i wsp. 2013, Glinkowski i wsp. 2016, Schröder i wsp. 2016, Bertuit i wsp. 2018).

Doniesienia Dunning i wsp. (2003, 2010), którzy wykazali, że ryzyko upadków wśród ciężarnych jest zbliżone do osób starszych (ok. 30%), zaowocowały wieloma publikacjami na temat biomechaniki przyszłych matek. Począwszy od stabilności posturalnej w statyce (np. McCrory i wsp. 2010a, 2010b, Moccellini i Driusso 2012, Opala-Berdzik i wsp. 2015), a także i ruchu (np. Ersal i wsp. 2014, Bertuit i wsp. 2017, Krkeljas 2017, Catena i wsp. 2019b), przez analizę kinetyczną i kinematyczną ruchu (głównie chodu) (np. Gottschall i wsp. 2013, Marshall i wsp. 2018, Forczek i wsp. 2020), na jego energetyce kończąc (Krkeljas 2015, Krkeljas i Moss 2015). Dodatkowo w kręgach zainteresowań badaczy było tworzenie modeli matematycznych i symulacji komputerowych, które pozwalały szacować poziom obciążeń układu ruchu, wynikających z obecności rozwijającego się płodu (Jensen i wsp. 1996, Aguiar i wsp. 2014, 2015, Catena i wsp. 2017, 2018, Haddox i wsp. 2020, Michnik i wsp. 2022).

Zamiarem autora niniejszej pracy było zgłębienie kwestii, która leży u podstaw większości problemów badawczych, czyli adaptacji mechanicznej ciała przyszłej matki do zmian, jakie niesie za sobą rozwój ciąży. W głównej mierze dotyczą one przyrostu masy ciała i związanego z nią położenia ogólnego środka ciężkości ciała. W związku z tym podjęto próbę oceny mechanizmu adaptacyjnego przez omówienie i porównanie uzyskanych wyników zmiennych czasowo-przestrzennych, zakresów oscylacji środka ciężkości ciała OSC w ruchu bocznym (oś X) i pionowym (oś Z), a także energetyki podstawowej formy lokomocji, jaką jest chód. Porównania dokonano wśród badanych grup kobiet ciężarnych w I trymestrze ciąży (T1), w III trymestrze w dwóch wariantach (T3 i GP3) oraz w grupie kontrolnej (GK).

4.1 Struktura grupy eksperymentalnej oraz zmienne antropometryczne

W niniejszym badaniu wzięła udział 26-osobowa grupa kobiet w ciąży oraz grupa kontrolna o takiej samej liczebności. Uwzględniając długofalowy charakter badań oraz wymagającą procedurę pomiarową, taką wielkość próby badanych należy uznać za relatywnie dużą. Najczęściej bowiem badania lokomocji prowadzone były na niewielkich liczebnościach (kilku bądź kilkunastu osobowych) ($n = 2$, Hagan i Wong 2010; $n = 6$ Ribeiro i wsp. 2011; $n = 13$, Gottschall i wsp. 2013). W przypadku większych grup badanych, najczęściej były to jednorazowo przeprowadzone eksperymenty ($n = 58$, Bertuit i wsp. 2015; $n = 35$, Krkeljas i Moss 2018). Porównywalne badanie uwzględniające 29 kobiet w ciąży (z 41 początkowo i 40 w grupie kontrolnej) wykonał zespół prowadzony przez McCrory (McCrory i wsp. 2010a, 2010b, 2013, 2014a, 2014b, 2019). Podobnie Błaszczak i wsp. (2016) wykonali czterokrotne pomiary na grupie 28 osobowej, jednak zastosowana procedura (czujniki stykowe na powierzchni stóp) była znacznie mniej zaawansowana, niż w badaniach autorskich.

Średnia wieku badanych kobiet wyniosła $30,3 \pm 3,44$ lat (przedział: 23-38 lat) i była zbliżona do wartości wskazywanych przez innych autorów ($30,1 \pm 4$ lata, Sunaga i wsp. 2013; $29,5 \pm 4,9$ lat, 18-45 lat, McCrory i wsp. 2013; $30,9 \pm 2,56$ lat, Gimunova i wsp. 2015; $29,9 \pm 3,8$ lat, 21-39 lat, Tanigawa i wsp. 2018; 20-41 lat, Forczek i wsp. 2018). Wiek osób w grupie kontrolnej był niższy o 4,9 lat i wyniósł średnio $25,4 \pm 2,91$ lat (przedział: 22-37 lat).

Zmiany zachodzące w kobiecym ciele podczas ciąży są na tyle znaczące, że bez trudu można je zaobserwować gołym okiem. W największej mierze dotyczą masy ciała, której szczytowe wartości przypadają na najbardziej zaawansowany etap ciąży. W badaniach własnych odnotowano ciążowy przyrost masy ciała w trzecim trymestrze na średnim poziomie 11,31 kg i zmiana ta okazała się być statystycznie istotna względem wartości w pierwszym trymestrze ($\bar{x} = 61,61 \pm 6,898$ kg, $p < 0,001$) oraz względem niebędącej w ciąży grupy kontrolnej ($57,63 \pm 4,191$ kg, $p < 0,001$). Konsekwentnie istotnie wzrósł wskaźnik BMI (o $3,97 \text{ kgm}^{-2}$). Wysokość ciała, mimo jednostkowo niewielkich różnic, sumarycznie nie zmieniła się w przebiegu ciąży i wyniosła średnio 1,67 m. Nie odnotowano statystycznie istotnej różnicy w masie, wysokości ciała oraz BMI pomiędzy pierwszym trymestrem a grupą kontrolną. Wśród

dostępnych publikacji notowany przyrost masy ciała w przebiegu ciąży wynosił odpowiednio: ok. 9 kg (Albino i wsp. 2011, Branco i wsp. 2016), ok. 12 kg (Błaszczuk i wsp. 2016, Gimunova i wsp. 2020), czy ok. 14 kg (Krkeljas i Moss 2018).

4.2 Parametry czasowo-przestrzenne

Analizując wyniki badań własnych, można zauważyć, że spośród wszystkich grup z najmniejszą prędkością chodu (WS) poruszały się kobiety w T1 ($1,28 \pm 0,166 \text{ ms}^{-1}$). Rozwój ciąży związany był ze wzrostem prędkości o $0,03 \text{ ms}^{-1}$ w T3, lecz zmiana ta nie była istotna statystycznie ($p > 0,05$). W badaniach innych autorów prędkość chodu była jednym z najczęściej analizowanych parametrów. W przeważającej części prac stwierdzono przeciwny kierunek zmian (czyli spadek prędkości) lub ich brak.

Przykładem braku zmian prędkości chodu mogą być dane opublikowane przez Gilleard (2013), w których w czasie ciąży (24-38 tydzień), po porodzie oraz w grupie kontrolnej kobiety chodziły z jednakową prędkością $1,3 \text{ ms}^{-1}$. W pracach porównujących chód tych samych kobiet w pierwszym i trzecim trymestrze, wykazano nieznaczne zmniejszenie prędkości chodu w ostatnim etapie ciąży o $0,05 \text{ ms}^{-1}$ (Błaszczuk i wsp. 2016), o $0,02 \text{ ms}^{-1}$ (Forczek i wsp. 2019b), o $0,01 \text{ ms}^{-1}$ (Forczek i wsp. 2020), czego nie można powiedzieć o środkowym okresie, w którym często obserwowano śladowy wzrost prędkości względem początku ciąży (Forczek i wsp. 2019b, 2020). Tylko według Hagan i Wong (2010) zmniejszenie prędkości pomiędzy I a III trymestrem miało większy zakres i wyniosło $-0,14 \text{ ms}^{-1}$ (badaniami objęto dwie kobiety). Wszystkie wymienione różnice nie były istotne statystycznie ($p < 0,05$). Jedynie Yoo i wsp. (2015) wskazali zmniejszenie prędkości między II a III trymestrem w grupie 16 osób, które wyniosło $0,11 \text{ ms}^{-1}$ i było istotne statystycznie.

W opinii autora niewielka rozbieżność kierunku oraz wartości zmian prędkości chodu w czasie ciąży wśród dostępnych publikacji, może wynikać z różnic w strukturze grup pomiarowych. Dodatkowo biorąc pod uwagę brak istotności różnic statystycznych większości wyników ($p < 0,05$) oraz tych z badań własnych, autor przychyliła się do opinii Gilleard (2013) o braku zmian w prędkości chodu w trakcie trwania ciąży.

Odrębną kwestię stanowi porównanie kobiet w trakcie ciąży z grupami kontrolnymi kobiet niebędących w ciąży (w tym po rozwiązaniu). W badaniach własnych odnotowano mniejszą prędkość chodu w grupie T1 na poziomie $0,11 \text{ ms}^{-1}$ w stosunku do grupy GK. Różnica była istotna statystycznie na poziomie $p < 0,05$.

Dodatkowo zauważono, że otrzymane wartości WS były ogólnie większe, niż prezentowane w dostępnej literaturze. Większość autorów podziela opinię o wolniejszym chodzie kobiet ciężarnych względem niebędących w ciąży, o czym informują Forczek i Staszkiwicz (2012), Gottschall i wsp. (2013), Aguiar i wsp. (2015), Yoo i wsp. (2015), Forczek i wsp. (2018).

W powyższych publikacjach kobiety w ciąży poruszały się wolniej: o $0,27 \text{ ms}^{-1}$ (6-9 m-c) względem grupy kontrolnej ($p < 0,001$; Bertuit i wsp. 2015) oraz o $0,12 \text{ ms}^{-1}$ ($n = 16$, II trymestr) i $0,23 \text{ ms}^{-1}$ ($n = 16$, III trym.) względem nieciężarnych ($n = 15$, $p < 0,05$, Yoo i wsp. 2015). Błaszczuk i wsp. (2016) przeprowadzili obszerne badanie kinematyki w grupie 28 tych samych kobiet, w czterech sesjach – na koniec I trymestru (P1), w III trymestrze (P2) oraz w 2. m-cu (PP1) i 6. m-cu po porodzie (PP2). Grupa PP2 stanowiła punkt odniesienia ze względu na najbliższy optymalnemu schemat chodu. Do celów pomiarowych wykorzystano czujniki stykowe na podszewkach stóp. Badacze zaobserwowali istotne statystycznie mniejsze prędkości chodu w każdym z badań względem wzorcowej grupy PP2 ($1,13 \pm 0,3 \text{ ms}^{-1}$), przy czym najmniejszą jej wartość odnotowała grupa w III trymestrze ($0,14 \text{ ms}^{-1}$, $p < 0,00001$).

Powyższe informacje na temat prędkości chodu kobiet w ciąży można zinterpretować jako zwiększenie ostrożności w sposobie poruszania kobiet na początku ciąży, o czym świadczy wolniejszy chód względem nieciężarnych. Fakt ten stanowi także odpowiedź na jedno z postawionych pytań badawczych falsyfikując hipotezę, o braku różnic w chodzie kobiet w pierwszym trymestrze ciąży względem nieciężarnych, o czym informowali m.in. Forczek i wsp. (2019a). W samym przebiegu ciąży nie wykazano jednoznacznych wyników i kwestia prędkości chodu pozostaje dalej do rozstrzygnięcia. Jednak niewielkie i nieistotne statystycznie różnice w omawianej zmiennej można ocenić, jako osiągnięcie stabilizacji lub pewnego rodzaju adaptacji do nowych warunków wraz z rozwojem ciąży.

Z uwagi na fakt, że prędkość chodu jest determinowana długością i częstotliwością kroków, tym samym wzmiankowane parametry wykazały podobny charakter zmian. W badaniach własnych częstotliwość kroku (CAD) pomiędzy grupami kobiet w ciąży (T1 i T3), podobnie jak w przypadku prędkości chodu, była najmniejsza na początku ciąży (1,91 Hz) i wzrosła w czasie jej trwania o 0,03 Hz w grupie T3. Także i w tym przypadku nie wykazano statystycznej istotności różnic pomiędzy średnimi ($p < 0,05$). Również Bertuit i wsp. (2015) wykazali wzrost CAD o 0,08 Hz pomiędzy 6. a 9. miesiącem ciąży, lecz i w tych badaniach różnice nie były

statystycznie istotne ($p < 0,05$). Kadencja kroków w czasie ciąży była głównym tematem badań pracy Marshalla i wsp. (2018). Porównano częstotliwość swobodnego chodu u kobiet w II (21 osób) i III (24 osoby) trymestrze ciąży, stosując do pomiaru akcelerometr noszony przez 7-8 dni na nadgarstku. W wyniku badań określono średnią dzienną liczbę kroków (II – 11248 i III – 10895), jednak także i tu nie znaleziono istotnych różnic w kadencji pomiędzy trymestrami, którą obliczano w czasie 30 minut największej dziennej aktywności. Niestety były to dwie różne grupy badanych kobiet.

Pracą stojącą w opozycji do wyników badań własnych, a także jedyną w której wykazano istotną statystycznie różnicę w CAD w przebiegu ciąży było badanie Yoo i wsp. (2015), w którym odnotowano spadek częstotliwości o 0,18 Hz pomiędzy II, a III trymestrem ($p < 0,05$). Na podstawie powyższych informacji nt. kadencji kroków, podobnie jak w przypadku ciążyowej prędkości chodu, nie można jednoznacznie wskazać kierunku ewentualnych zmian. Jednak przeważający brak statystycznej istotności różnic uzyskanych średnich wartości wyników (w dostępnej literaturze), sugeruje stabilizację częstotliwości chodu w przebiegu ciąży.

Analogicznie, jak w przypadku prędkości chodu, częstotliwość kroków kobiet ciężarnych względem grupy kontrolnej była mniejsza. W pomiarach własnych kobiety w I trymestrze chodziły z mniejszą częstotliwością o 0,05 Hz. Taki sam wynik uzyskał zespół Forczek i Staszkiwicz (2012) w 13-osobowej grupie kobiet w ciąży względem pomiarów wykonanych po porodzie. Jednak w badaniu tym wykazano istotność statystyczną na poziomie $p \leq 0,05$, czego nie stwierdzono w wynikach własnych. W pracy Bertuit i wsp. (2015) potwierdzono powyższe obserwacje – kobiety w ciąży chodziły z niższą częstotliwością niż po porodzie (o 0,07 Hz) i w grupie kontrolnej (o 0,17 Hz), jednak tylko porównanie z grupą kontrolną różniło się istotnie statystycznie ($p = 0,001$). Zmniejszenie częstotliwości chodu u kobiet w ciąży względem nieciężarnych wraz z brakiem zmian CAD w przebiegu ciąży, potwierdzają troskę u przyszłych matek o zapewnienie bezpieczeństwa dziecka poprzez ostrożniejszy sposób poruszania się i utrzymania tego bezpieczeństwa w trakcie trwania ciąży.

Parametry długościowe kroku i cyklu (STL / STRL), jak już wcześniej wspomniano, związane są z prędkością (WS) oraz częstotliwością chodu (CAD). Z tego względu obserwacje wynikające z badań własnych są takie same dla tych dwóch wcześniej omówionych zmiennych. Zarówno STL, jak i STRL w pierwszym trymestrze ciąży (T1) uzyskały najmniejszą wartość spośród wszystkich badanych grup (STL $0,67 \pm 0,055$ m, STRL $1,34 \pm 0,109$ m). Natomiast rozwój ciąży obserwowany w badaniach

własnych związany był z minimalnym (nieistotnym statystycznie) wydłużeniem kroku i cyklu. Inni autorzy w większości nakreślili przeciwny kierunek zmian (sugerowali skrócenie kroku i cyklu), podobnie jak w przypadku WS i CAD. W pracach takich autorów jak: Carpes i wsp. (2008), Branco i wsp. (2013), Gillearn (2013), Bertuit i wsp. (2015), Błaszczuk i wsp. (2016), długość kroków / cyklu kobiet w trakcie trwania ciąży miała tendencję spadkową. Porównując kolejne etapy ciąży autorzy wykazali zmniejszenie STRL o 0,03 m pomiędzy II a III trymestrem ($p < 0,05$, Branco i wsp. 2013), co zostało potwierdzone przez Gillearn (2013) (STRL 0,03 m, $p = 0,05$), a także wcześniej przez Carpes i wsp. (2008) dla STL i STRL (wartości podano jako procent wysokości ciała, $p < 0,05$). Najmniejszą wartość zmiany STRL w czasie ciąży pomiędzy I a III trymestrem uzyskał zespół Forczek i wsp. (2019b) – 0,01 m ($p > 0,05$), a największą Hagan i Wong (2010) – 0,1 m.

Na podkreślenie zasługuje fakt, że w dostępnej literaturze większość wykazanych zmian STL i STRL w przebiegu ciąży było istotnych statystycznie w przeciwieństwie do WS i CAD. Mimo to skrócenie długości cyklu i kroku, według autora, jest również pozytywnym zjawiskiem, co wykazywana wcześniej stabilizacja parametrów, ze względu na zwiększenie bezpieczeństwa chodu kobiet w czasie trwania ciąży.

Poparciem strategii bezpiecznego poruszania kobiet w ciąży (szczególnie na jej początku) może być zestawienie z grupami kontrolnymi. W badaniach własnych stwierdzono mniejsze wartości STL i STRL na początku ciąży (T1) o 0,04 m (STL) i o 0,08 m (STRL) względem GK. W obu przypadkach różnica była istotna statystycznie w międzygrupowej analizie wariancji ($p < 0,05$). Literatura przedmiotu potwierdza tę obserwację (Li i wsp. 2023). Względem grup kontrolnych (w tym kobiet niebędących w ciąży) krok ciężarnych był krótszy o 0,04 m (Forczek i Staszkiwicz 2012), o 0,03 m ($p < 0,05$, Branco i wsp. 2013) oraz o 0,025 m (Aguiar i wsp. 2015). Błaszczuk i wsp. (2016) wykazali, że średnia długość cyklu w grupie kontrolnej (PP2) była największa i wyniosła $1,25 \pm 0,13$ m, natomiast I i III trymestr związany był z krótszym cyklem odpowiednio o 0,06 m ($p \leq 0,05$) i 0,09 m ($p \leq 0,001$), co dodatkowo wskazuje na zmniejszenie STRL w samym przebiegu ciąży. Bertuit i wsp. (2015) mieli podobne spostrzeżenia, kobiety w ciąży (ogółem) wykonywały krótszy krok i cykl, zarówno względem stanu po ciąży, jak i grupy kontrolnej ($p < 0,005$).

Analizując otrzymane wyniki z badań własnych można zauważyć, że czas kroku (STT) oraz cyklu (STRT) był istotnie statystycznie krótszy w zaawansowanej ciąży względem jej początku o 0,01 s ($p < 0,05$ dla grup zależnych, STT) i 0,02 s ($p < 0,05$

dla grup zależnych, STRT). W międzygrupowej analizie wariancji nie stwierdzono różnic. Skrócenie obu związanych ze sobą zmiennych czasowych w rozwoju ciąży (T1-T3), może mieć związek z niewielkim wzrostem częstotliwości kroku wraz z zaawansowaniem ciąży, o czym informowano wcześniej. W nielicznej dostępnej literaturze czas kroku oraz cyklu chodu wśród kobiet będących w ciąży nie wykazywał jednolitego charakteru zmian wraz z jej rozwojem. Podobnymi do badań własnych obserwacjami podzielił się zespół Bertuit i wsp. (2015), który wykazał zmniejszenie STT o 0,03 s i STRT o 0,06 s ($p > 0,05$) w trakcie ciąży. Natomiast Branco i wsp. (2013) byli przeciwnego zdania, stwierdzając nieznaczne zwiększenie STRT o 0,01 s pomiędzy II a III trymestrem ciąży.

Grupa kontrolna w badaniach własnych uzyskała najmniejszy czas kroku i cyklu spośród wszystkich badanych grup ($0,51 \pm 0,017$ s STT i $1,02 \pm 0,035$ s STRT). Kobiety w T1 osiągnęły dłuższe czasy o 0,02 s (STT) i o 0,03 s (STRT), jednak różnica była na tyle mała, że nie wykazała statystycznej istotności różnic w międzygrupowej analizie wariancji ($p < 0,05$). Niestety w znanej autorowi literaturze odnaleziono tylko pojedyncze wyniki porównań STT i STRT kobiet ciężarnych z grupami kontrolnymi. Autor potwierdził w wynikach badań własnych wyniki uzyskane przez Bertuit i wsp. (2015), którzy wykazali dłuższy czas trwania kroku (o 0,07 s) i cyklu (o 0,13 s) w ciąży względem grupy kontrolnej. Podobnie było względem stanu poporodowego – obydwie czasy uległy skróceniu po urodzeniu dziecka. Podobne wyniki otrzymali również Branco i wsp. (2013), Aguiar i wsp. (2015) oraz Christensen i wsp. (2019).

Wymienione wyniki czasowe dla obu zestawień można zinterpretować, jako zdecydowaną (być może zbyt silną) reakcję kobiet na zmieniające się warunki w pierwszym trymestrze ciąży przez wydłużenie czasu trwania STT i STRT względem nieciężarnych, a tym samym wskazujące na zwiększenie ostrożności podczas poruszania. Następnie zauważono powrót do wartości bazowych (charakterystycznych dla grupy kontrolnej) wraz z rozwojem ciąży, poprzez istotne statystycznie skrócenie czasu kroku i cyklu.

Podstawowe parametry czasowe związane z długością kroku lub cyklu w analizach lokomocji kobiet ciężarnych często rozszerzane były o czasy faz w cyklu: jednopodporowej (SSUP) oraz dwupodporowej (DSUP) (Branco i wsp. 2013, Aguiar i wsp. 2014, Christensen i wsp. 2019). Faza jednopodporowa w badaniach własnych uległa skróceniu w trakcie trwania ciąży z 0,42 s o 0,01 s, co może sugerować poprawne zadziałanie mechanizmu zabezpieczającego kobiety w czasie ciąży przez

ograniczenie mniej stabilnej fazy pojedynczego podporu (względem DSUP). Na dodatek różnica ta okazała się być istotną statystycznie w analizie prób zależnych ($p < 0,05$). Wartość SSUP w pierwszym trymestrze ciąży uzyskana w badaniach własnych trwała około 0,4 s i była zbliżona do wyników innych autorów (Błaszczuk i wsp. 2016, Forczek i wsp. 2019b). Napotkano także pracę, gdzie wartość ta była relatywnie większa – 0,46 s (Krkeljas 2015).

Skrócenie czasu SSUP w przebiegu ciąży potwierdzili Carpes i wsp. (2008), którzy obliczyli zmniejszenie SSUP o 0,8% czasu cyklu ($p < 0,05$). Branco i wsp. (2013) wskazali podobny kierunek zmian, jednak zmniejszenie SSUP w trzecim trymestrze wyniosło znikome 0,002 s i można je potraktować jako wartość uzyskaną na poziomie błędu pomiarowego. W podobny sposób zmiany SSUP w przebiegu ciąży zostały ocenione przez Bertuit i wsp. (2015), Krkeljas (2015) oraz Forczek i wsp. (2019b), którzy stwierdzili brak różnic. Również Błaszczuk i wsp. (2016) stwierdzili niewielką zmianę (wynoszącą 0,004 s), jednak kierunek był przeciwny – czas SSUP uległ wydłużeniu w III trymestrze względem pierwszego. W przeważającej części publikacji zmiany SSUP w przebiegu ciąży są niewielkie i nieistotne statystycznie, stając w opozycji do wyników własnych.

Czas trwania fazy jednopodporowej jako jedyny parametr czasowo-przestrzenny wykazał istotność statystyczną zarówno w analizie dla prób zależnych, jak i międzygrupowej analizie wariancji ANOVA (tylko) w zestawieniu wszystkich grup kobiet w ciąży z grupą kontrolną. W badaniach własnych początek ciąży związany był z dłuższym SSUP względem GK o 0,03 s, uzyskując jedną z największych istotności statystycznych ($p < 0,0002!$). Różnica była na tyle duża, że mimo nieznacznego skrócenia SSUP w przebiegu ciąży (T1-T3), zmiana wartości w grupie T3 także pozostała istotna statystycznie względem grupy GK ($p < 0,005$). Wydłużenie czasu mniej stabilnej (względem DSUP) fazy pojedynczego podporu w początkowym okresie ciąży nie wpisuje się w obraz troski o bezpieczeństwo chodu przyszłych matek. Autor niniejszej dysertacji rozważa dwie ewentualności: być może był to efekt zaskoczenia nową sytuacją lub wynik zmiany w obrębie wskaźnika OSC(X), o którym mowa w kolejnym podrozdziale.

Zestawiając wyniki kobiet na początku ciąży z grupą kontrolną, w badaniach własnych uzyskano wyniki częściowo podobne do wyników Błaszczuk i wsp. (2016). Jak podaje Błaszczuk i wsp. (2016), bezwzględny czas fazy wymachu (SSUP) był większy na początku ciąży niż w grupie referencyjnej o 0,005 s. Natomiast w III

trymestrze wartość wzrosła o kolejne 0,004 s i osiągnęła istotność statystyczną ($p < 0,03$) względem PP2 (6 miesięcy po porodzie). Jednak na tym fakcie podobieństwo się kończy. W odróżnieniu od wyników badań własnych, Błaszczuk i wsp. (2016) wykazali skrócenie znormalizowanych wartości SSUP o 1% na początku ciąży i dalsze w końcowym jej etapie ($p < 0,01$) względem grupy kontrolnej. W dostępnej literaturze pozostali autorzy również opisywali przeciwny do autorskiego kierunek zmian. Skrócenie SSUP w ciąży względem grupy kontrolnej o 1%, cyklu chodu wykazali Foti i wsp. (2000) oraz Carpes i wsp. (2008), a także o 3% cyklu chodu ($p < 0,001$) Bertuit i wsp. (2015).

Drugim z omawianych parametrów fazowych chodu jest czas fazy dwupodporowej (DSUP). W badaniach własnych wartość DSUP w I trymestrze wyniosła $0,22 \pm 0,05$ s. Uzyskane wyniki w trakcie ciąży uległy również skróceniu o 0,01 s, podobnie jak SSUP. Początkowo było to swoistym zaskoczeniem. Jednak przypuszczalnie może mieć to związek ze skróceniem STT i STRT w przebiegu ciąży. Pomimo istotnej statystycznie zmiany czasu cyklu, kroku oraz fazy pojedynczego podporu w trakcie ciąży, skrócenie DSUP nie wykazało statystycznej istotności różnic ($p < 0,05$) dla badań własnych. Czasy fazy DSUP dla początkowego okresu ciąży w dostępnych publikacjach kształtowały się na poziomie 0,12 s (Krkeljas 2015) do 0,2 s (Forczek i wsp. 2019a). W badaniach własnych uzyskano większą wartość. Przeciwny kierunek zmian ciążowych odnotowano w większości prac innych badaczy. Stwierdzono wydłużenie fazy dwupodporowej o 0,01 s pomiędzy I a III trymestrem (Krkeljas 2015; Błaszczuk i wsp. 2016). W pozostałych przypadkach (bardziej zaawansowane ciąży) potwierdzono ten stan rzeczy (Carpes i wsp. 2008, Branco i wsp. 2013, Bertuit i wsp. 2015), co w opinii autora wydaje się być korzystniejsze dla bezpieczeństwa przyszłych matek, ze względu na wydłużenie stabilniejszej fazy DSUP.

Porównując grupę kontrolną z kobietami we wczesnej ciąży w badaniach własnych odnotowano nieistotnie statystycznie mniejszą wartość DSUP o 0,01 s w grupie T1. W dostępnej literaturze nakreślony został przeciwny do uzyskanego trend, opisany jako ciągle wydłużenie DSUP wraz z zaistnieniem ciąży aż do jej zakończenia. Według Błaszczuka i wsp. (2016) faza dwupodporowa była najkrótsza we wzorcowej grupie PP2 (0,162 s), na początku ciąży dłuższa o 0,012 s ($p < 0,005$), a w ostatnim jej etapie czas uległ kolejnemu wydłużeniu, osiągając najwyższą istotność statystyczną ($p \leq 0,001$). Autorzy doszli do wniosku, że kobiety w czasie ciąży wybierały wolniejszy sposób poruszania, zwiększając dodatkowo bezpieczeństwo przez wydłużenie fazy

dwupodporowej, a tym samym skrócenie fazy jednopodporowej, a także wzrost szerokości kroku i zmniejszenie STRL. Większe wartości DSUP w ciąży względem grupy kontrolnej uzyskali w swych publikacjach Branco i wsp. (2013) oraz Bertuit i wsp. (2015).

Autor niniejszej dysertacji dokonał szczegółowej analizy chodu kobiet w ciąży oraz w grupie kontrolnej, rozszerzając podstawowe parametry o względny udział poszczególnych faz w cyklu chodu. Wyznaczono względny czasu podporu – FO [%], względny czasu kontaktu przeciwnej stopy z podłożem – OFC [%] oraz względny czas trwania pierwszej fazy dwupodporowej – OFO [%]. W przebiegu ciąży (T1-T3) zaobserwowano spadek wartości FO z 60,4% o 0,1%, wzrost OFC z 49,9% również o 0,1%, natomiast udział OFO (10,3%) nie wykazał zmian. Na tym etapie porównania nie odnotowano żadnej statystycznej istotności różnic ($p < 0,05$) dla zaistniałych różnic.

W świetle dostępnej literatury tylko w nielicznych publikacjach przedstawiono analizę względnego udziału faz w cyklu chodu (Foti i wsp. 2000, Carpes i wsp. 2008, Bertuit i wsp. 2015, Błaszczuk i wsp. 2016, Forczek i wsp. 2019a). Niestety we wspomnianych pracach można napotkać tylko pojedyncze dane na temat parametrów omawianych w niniejszej dysertacji. Jak podaje Forczek i wsp. (2019a) w I trymestrze ciąży ($n = 15$) wartości udziału poszczególnych faz były na podobnym poziomie co uzyskane w badaniach własnych: FO – 60%, OFC – 50% i OFO – 10%. Jednak wspomniana praca nie uwzględniała kolejnych etapów ciąży. Spośród dostępnej literatury zachodzące zmiany dla I i III trymestru najpełniej opisał Błaszczuk i wsp. (2016). Analizowane parametry miały większe wartości, niż uzyskane w badaniach własnych. Wykazały równie minimalne i nieistotne statystycznie zmiany w innych kierunkach niż w badaniach własnych – FO pozostała na poziomie 65%, OFC zmniejszył się z 50,4% o 0,2% natomiast wskaźnik OFO wzrósł z 14,9% o 0,3% (Błaszczuk i wsp 2016). Dopiero w bardziej zaawansowanej ciąży (II-III trymestr) zaobserwowano różnice istotne statystyczne. Carpes i wsp. (2008) odnotowali wzrost w III trymestrze obydwóch mierzonych parametrów FO i OFO o 0,8% ($p < 0,05$) względem II trymestru.

Na podstawie dostępnych publikacji nie można jednoznacznie wykazać kierunku zachodzących zmian, dlatego autor niniejszej dysertacji wyraża opinię o braku zmian we względnym udziale faz chodu w przebiegu ciąży (T1-T3).

Przeciwnie obserwacje dotyczą porównania wspomnianych parametrów (FO, OFC i OFO) w grupach kobiet niebędących w ciąży z pierwszym jej etapem.

Zaobserwowano więcej istotnych statystycznie różnic. W badaniach własnych uzyskano mniejsze wartości w grupie T1 względem grupy GK dwóch parametrów: FO o 1,1% ($p = 0,005^N$) i OFO o 1,2% ($p < 0,005$), natomiast OFC pozostało bez zmian (49,9%). Z uwagi na zbliżone wartości FO i OFO w grupach T1 i T3, zauważono dodatkowo istotność statystyczną w zestawieniu III trymestru z grupą GK (FO $p = 0,0012^N$, OFO $p < 0,01$).

Interpretacja tego zjawiska jaka nasuwa się autorowi niniejszej rozprawy jest zbliżona do obserwacji zmian w SSUP i być może ma z nimi związek. W tym przypadku zmniejszenie udziału FO w grupie T1 (względem GK) pociągnęło za sobą zmniejszenie bardziej stabilnej fazy OFO, pozostawiając na jednakowym poziomie udział mniej stabilnej (mniej bezpiecznej) fazy OFC. Próbując wyjaśnić zaobserwowane zmiany można rozważyć wspomniane już wcześniej dwie opcje – zaskoczenie nową sytuacją w związku z ciążą lub powiązanie ze zmianami OSC(X). Jedynie Carpes i wsp. (2008) stwierdzili mniejszą wartość FO w ciąży względem nieciążarnych ($p < 0,05$). Wyniki większości prac innych autorów, także i w tym przypadku wykazują przeciwne trendy. Według Błaszczyka i wsp. (2016) wartość FO w I trymestrze była większa o 0,7% niż w grupie kontrolnej. Jednak istotność statystyczną na poziomie $p < 0,05$ wykazano dopiero w porównaniu grupy kontrolnej z III trymestrem o minimalnie większych wartościach FO. Zmienna OFO także była większa w I trymestrze względem nieciążarnych o 0,6% ($p < 0,05$), natomiast w III o 0,9% ($p < 0,001$). Wartość OFC nie wykazała zmian, tak jak w badaniach własnych. Autor niniejszej pracy doszedł do podobnych wniosków co zespół Bertuit i wsp. (2015), którzy w swoich badaniach uzyskali średnie wartości omawianych parametrów większe w ciąży względem grupy kontrolnej: o 2% FO ($p < 0,001$), o 3,5% OFO ($p = 0,001$).

Wyniki wskaźników określających poszczególne fazy chodu (bezwzględne DSUP i SSUP; względne FO, OFO i OFC) uzyskane na podstawie badań własnych, pozostają w pewnego rodzaju opozycji do literatury przedmiotu. Pomimo to zaprezentowana w dysertacji strategia chodu kobiet w I trymestrze ciąży w odniesieniu do grupy kontrolnej, może być tylko pozornie mniej bezpieczna. Autor niniejszego opracowania zauważa powiązanie wydłużenia mniej stabilnej (względem DSUP) fazy pojedynczego podporu (SSUP) wraz ze zmniejszeniem procentowego udziału fazy dwupodporowej (OFO) ze zmianą oscylacji bocznej OSC(X), o której szerzej będzie mowa w następnym podrozdziale.

4.3 Zmienne charakteryzujące boczne i pionowe oscylacje ogólnego środka ciężkości ciała

Ogólny środek ciężkości ciała stanowi reprezentatywny, hipotetyczny punkt w ciele człowieka, w którym zaczepiona jest wypadkowa siła ciężkości, działająca na ciało. Analiza trajektorii OSC była wykorzystywana w ocenie lokomocji od kilkudziesięciu lat przez autorów wielu prac. W odniesieniu do kobiet ciężarnych analiza i ocena ruchu środka ciężkości pojawiła się w dostępnych publikacjach stosunkowo niedawno, i jak dotychczas została podjęta przez nielicznych badaczy (Krkeljas 2015, 2017, Krkeljas i Moss 2015). W ocenie autora niniejszej dysertacji przyczyną skromnej liczby publikacji na temat ruchu OSC kobiet ciężarnych, zmian jego położenia w trakcie ciąży, może być skomplikowana i długotrwała procedura pomiarowa. W badaniach własnych trwających blisko 2,5 roku zgromadzono przebiegi OSC 26 tych samych kobiet ciężarnych w I i III trymestrze ciąży.

Dodatkowo postanowiono zmodyfikować wykorzystywany dotychczas w analizie chodu model matematyczny GolemCOM na podstawie doniesień Cateny (Catena i wsp. 2018), w oparciu o metodę Pavola (Pavol i wsp. 2002). Innowacja miała na celu określenie wpływu zmiany położenia OSC u kobiet w zaawansowanej ciąży na jego trajektorię ruchu oraz energetykę. Dokładny opis procedury zamieszczono w rozdziale 2.2.7. Analizie poddano boczny (X) oraz pionowy (Z) zakres oscylacji środka ciężkości ciała podczas chodu w pierwszym trymestrze (T1) oraz dwukrotnie z uwagi na modyfikację modelu w III trymestrze ciąży (T3 i GP3). Wartości chwilowych położen OSC standaryzowano względem wysokości ciała badanych osób w celu wyeliminowania różnic morfologicznych na wzór metodologii zaproponowanej przez Chwałę (2013) dla chodu fizjologicznego oraz sportowego. Niemniej istotnym elementem badań autorskich był udział grupy kontrolnej kobiet niebędących w ciąży, czego często brakowało w badaniach innych autorów, uniemożliwiając tym samym wyciągnięcie jednoznacznych wniosków.

W badaniach własnych zakres bocznej oscylacji ogólnego środka ciężkości ciała standaryzowanego względem wysokości ciała badanych kobiet ($\Delta OSC(X)_{std}$) był najmniejszy w pierwszym trymestrze i wyniósł 1,3% wysokości ciała (22 mm). Rozwój ciąży skutkował zwiększeniem zakresu oscylacji o 0,3% zarówno dla podstawowego modelu wyznaczania OSC jak i jego modyfikacji. Zmiany wartości mediany oscylacji w obu wariantach uzyskały istotność statystyczną ANOVA dla testów

nieparametrycznych (ze względu na brak rozkładu normalnego w grupie kontrolnej) na poziomie $p = 0,0091^N$ (T1-T3) i $p = 0,0012^N$ (T1-GP3), a także w teście t-Studenta dla prób zależnych na poziomie $p = 0,0000$.

W publikacji Krkeljasa (2015), w której zaprezentowano oscylacje boczne OSC kobiet w ciąży podczas chodu, uzyskano zbliżone wartości dla pierwszego trymestru (20 mm), jednak zmiana (wzrost) pomiędzy pierwszym a trzecim trymestrem ciąży wyniosła aż 13 mm (do 33 mm) i była istotna statystycznie na poziomie $p \leq 0,001$. Uzyskana przez Krkeljasa (2015) wartość zakresu oscylacji bocznych była ponad dwukrotnie większa, niż w badaniach własnych biorąc pod uwagę, że średnia wysokość ciała badanych kobiet wynosiła 1,67 m. Na podkreślenie zasługuje fakt, iż pomiary Krkeljasa (2015) w poszczególnych grupach przeprowadzono na różnych osobach, w przeciwieństwie do badań autorskich, gdzie w każdym z etapów pomiarowych uczestniczyły te same kobiety. W cyklu prac Krkelajsa (2015, 2017, 2018) oscylacje boczne OSC były wymieniane, jako jeden z najważniejszych mechanizmów adaptacyjnych chodu kobiet w ciąży w celu utrzymania środka ciężkości nad płaszczyzną podparcia. Uzyskane wyniki własne potwierdzają te obserwacje, a tym samym pozytywnie weryfikują postawioną hipotezę zakładającą występowanie różnic w schemacie chodu kobiet w zaawansowanej ciąży względem jej początku.

Modyfikacja modelu (GP3) wykazała nieznaczące różnice $\Delta OSC(X)_{std}$ względem grupy T3 tylko w odchyleniu standardowym, w wartościach ekstremalnych oraz współczynnika zmienności, który był najniższy w grupie GP3. Powyższe różnice w badaniach własnych nie wykazały statystycznej istotności różnic ($p < 0,05$). Do przeciwnych wniosków doszli badacze Catena i wsp. (2017), którzy porównali 4 modele antropometryczne na próbie 103 osób, a otrzymane różnice dla wychyleń bocznych OSC różniły się istotnie statystycznie. Jednak wspomniane badania nie dotyczyły kobiet w ciąży, dlatego nie mogą być podstawą do odpowiedzi na postawione w dysertacji pytania badawcze. Na podstawie wyników własnych $\Delta OSC(X)_{std}$ autor nie zauważa dużego wpływu modyfikacji modelu na zakres oscylacji OSC(X) w zaawansowanej ciąży.

Zestawiając oscylacje boczne OSC w cyklu chodu kobiet w ciąży (zwłaszcza początkowego jej okresu) z grupą kontrolną, otrzymano największe różnice. W badaniach własnych grupa GK poruszała się z największą amplitudą OSC(X) na poziomie 1,9% wysokości ciała, czyli około 32 mm. Kobiety w początkowym okresie ciąży względem grupy GK w czasie chodu wykazywały znacznie niższy poziom

oscylacji $OSC(X)$, który nieznacznie wzrósł wraz z rozwojem ciąży. Różnica pomiędzy grupami GK a T1 wyniosła 0,6%, czyli 10 mm i była istotna statystycznie ($p = 0,0000^N$). Rozwój ciąży spowodował zmniejszenie różnicy do 0,3%, jednak stwierdzono brak statystycznej istotności różnic pomiędzy medianami ($p < 0,05$). Na podkreślenie zasługuje fakt, iż w badaniach własnych grupę kontrolną stanowiły inne kobiety, niż w grupach ciążowych.

W pracach Krkeljasa (2015, 2017, 2018) badano tylko kobiety w ciąży, ponieważ nie utworzono grupy kontrolnej. Jednak uzyskane wartości oscylacji bocznych u Krkeljasa dla I trymestru były zbliżone do wyników z badań własnych. Podobnie w przypadku grupy GK uzyskane wartości bocznych oscylacji OSC kobiet niebędących w ciąży były bliskie przedstawionym w literaturze dla ogółu ludzi, w tym kobiet – wg Catena i wsp. (2017) 36 mm dla grupy 103 osób (47 kobiet), co stanowiło 2,1% średniej wysokości ciała.

Chwała (2013) przeprowadził szeroko zakrojone badania ruchu OSC dla chodu fizjologicznego i sportowego. Uzyskane wartości $\Delta OSC(X)_{std}$ były zależne od prędkości chodu. Dla chodu fizjologicznego wyniosły nawet 2,4% wysokości ciała (41 mm) przy prędkości $1,13 \text{ ms}^{-1}$ i malały ze wzrostem prędkości do 1,8% (31 mm; $1,72 \text{ ms}^{-1}$). GK w badaniach własnych poruszała się z prędkością $1,39 \text{ ms}^{-1}$, jednak w pracy Chwały (2013) najbardziej zbliżone grupy uzyskały 2,2% (37 mm; $1,34 \text{ ms}^{-1}$) i 1,8% (31 mm; $1,54 \text{ ms}^{-1}$). W badaniach Chwały (2013) wzięło udział 339 osób, z czego większość stanowiły kobiety ($n = 182$). Z uwagi na liczebność badanych, dane uzyskane przez Chwałę (2013) można uznać za najbardziej reprezentatywne. Mogą także stanowić punkt odniesienia dla badań własnych, w których kobiety z GK poruszały się z nieznacznie mniejszą oscylacją $OSC(X)$. Natomiast fakt zaistnienia ciąży mógł jeszcze mocniej wpłynąć na zmniejszenie oscylacji $OSC(X)$ w grupach T1 i T3. Powyższe dane zaprzeczają postawionej hipotezie o braku różnic w zakresie oscylacji $OSC(X)_{std}$ pomiędzy grupą GK a T1, a także kolejnej – zakładającej wystąpienie różnic pomiędzy zaawansowaną ciążą a grupą kontrolną, ze względu na brak różnic (istotnych statystycznie).

Graficzny zapis przebiegów $OSC(X)_{std}$ w badaniach własnych we wszystkich grupach badanych kobiet posiadał dwa kolejno następujące po sobie naprzemienne łuki związane z wychyleniami OSC w prawą i lewą stronę względem poziomej osi czasu. Wartości maksymalne wychyleń odpowiadały środkom faz podporu i wymachu, a miejsca przecięcia z osią względnego czasu cyklu chodu odpowiadały środkowi fazy

dwupodporowej. Jak zauważył Kirtley (2006) oscylacje $OSC(X)$ miały dwukrotnie mniejszą częstotliwość niż dla składowej pionowej w jednym cyklu chodu tj. w czasie dwóch kroków.

W dostępnej literaturze nie napotkano rycin z przebiegami $OSC(X)$ dla kobiet ciężarnych. Wszystkie uzyskane w badaniach własnych krzywe $OSC(X)_{std}$ były zbliżone do wyników innych autorów kształtem oraz względnym czasem wystąpienia charakterystycznych zdarzeń, jak maksima i punkty przecięcia z osią czasu (Perry 1992, Crowe i wsp. 1995, Chwała 2013, Hayot i wsp. 2013). W badaniach własnych GK odróżniała się od pozostałych grup największym zakresem oscylacji bocznych OSC oraz bardziej liniowym charakterem zmian. Modyfikacja modelu wyznaczającego położenie OSC dla GP3 nie wpłynęła znacząco na przebieg $OSC(X)$, na odnotowanie zasługuje jedynie wcześniejsze osiągnięcie maksymalnego wychylenia OSC niż grupa T3. Chwała (2013) jako pierwszy spostrzegł, że przy większych prędkościach następuje stabilizacja przebiegu $OSC(X)_{std}$ w maksymalnym położeniu pomiędzy 10 a 30% i 60 a 80% cyklu chodu, która ma dodatkowy wpływ na poprawę równowagi w płaszczyźnie czołowej. Podobne zjawisko zaobserwowano także w badaniach własnych, jednakże dotyczyło grupy T1, poruszającej się z najmniejszą prędkością i amplitudą $OSC(X)_{std}$.

W dostępnych publikacjach (Ortega i Farley 2005, Hernandez i wsp. 2009, Chwała 2013) większa prędkość chodu powiązana była ze zmniejszeniem oscylacji $OSC(X)$. Fakt ten interpretowano jako poprawę stabilności podczas chodu. W badaniach własnych wśród kobiet w pierwszym trymestrze ciąży wykazano istotnie statystycznie mniejszą prędkość chodu jak i zakresu oscylacji $OSC(X)$ względem grupy GK. Tym samym potwierdzono być może zbyt gwałtowną reakcję asekuracyjną kobiet na zaistniałą sytuację, która nie była powiązana ze znaczącymi zmianami morfologicznymi ciała. Dodatkowo obydwa parametry (WS i $\Delta OSC(X)_{std}$) wraz z rozwojem ciąży zmieniły trend w kierunku normatywnej grupy kontrolnej. Nieznaczny wzrost wspomnianych zmiennych można interpretować, jako adaptację kobiet do ciąży, nabranie odwagi z jednoczesnym utrzymaniem mechanizmu asekuracyjnego, którym niewątpliwie jest zmniejszenie oscylacji $OSC(X)$. Jak podaje Donelan i wsp. (2002) może mieć na to wpływ zaobserwowana zmiana szerokości kroku, która najczęściej ulega zwiększeniu wraz z rozwojem ciąży (Foti i wsp. 2000, Lymbery i Gillear 2005, Forczek i Staszkiwicz 2012, Branco i wsp. 2013, Gottschall i wsp. 2013, Sunaga i wsp. 2013, Forczek i wsp. 2019a).

Pionowe oscylacje ogólnego środka ciężkości ciała w cyklu chodu standaryzowane względem wysokości ciała ($\Delta\text{OSC}(Z)_{\text{std}}$) były niemal jednakowe we wszystkich badanych grupach. Wśród kobiet ciężarnych zakres zmian $\text{OSC}(Z)_{\text{std}}$ wyniósł 1,9% (32 mm) zarówno w pierwszym trymestrze, jak i w zaawansowanej ciąży. Modyfikacja modelu wyznaczającego położenie OSC nie wpłynęła na $\Delta\text{OSC}(Z)_{\text{std}}$, a jedynie na bezwzględną wysokość położenia OSC, co bezpośrednio wynikało z założeń modelu.

Prace autorstwa Krkeljasa (2015, 2017, 2018) ponownie stanowiły główne źródło do porównań zmian zakresu położenia OSC(Z) w czasie ciąży. W pierwszym trymestrze zakres oscylacji pionowych u Krkeljasa wyniósł 33,7 mm i był zbliżony do wyników badań własnych. W badaniach Krkeljasa rozwój ciąży związany był ze wzrostem zakresu oscylacji pionowych w II trymestrze, a następnie spadek do 32,4 mm w III trymestrze, co w przeliczeniu na procent wysokości ciała odpowiadało zmniejszeniu $\Delta\text{OSC}(Z)_{\text{std}}$ z 2,1% do 2% (Krkeljas 2015, 2017, 2018). We wspomnianym cyklu prac, uzyskane zmiany dla pionowej składowej zmian położenia OSC nie były istotne statystycznie, a dodatkowo nie można pominąć faktu, iż w próbach uczestniczyły różne kobiety na poszczególnych etapach ciąży, w przeciwieństwie do badań autorskich. Rzeczony brak istotnych statystycznie zmian OSC(Z) w cyklu chodu dla różnych grup badanych, został potwierdzony w dostępnej literaturze przez wyniki własne. W ocenie autora zmienna $\Delta\text{OSC}(Z)_{\text{std}}$ nie potwierdza postawionych hipotez o przewidywanych różnicach pomiędzy grupą T3 a grupami T1 i GP3.

Grupa kontrolna w badaniach własnych uzyskała najmniejszą wartość $\Delta\text{OSC}(Z)_{\text{std}}$ (1,8%, 30 mm) spośród wszystkich grup pomiarowych. Zaistniała różnica wyniosła zaledwie 0,1% wysokości ciała w stosunku do kobiet w ciąży i nie była istotna statystycznie. Do podobnych wniosków doszli inni badacze. Chwała (2013) podał, że wskaźnik $\Delta\text{OSC}(Z)_{\text{std}}$ dla zbliżonych prędkości chodu ($1,34 \text{ ms}^{-1}$) wyniósł 2,2% (38 mm) i tylko o 0,1% więcej przy $1,54 \text{ ms}^{-1}$. W analizie Chwały (2013) nie odnotowano statystycznej istotności różnic ($p < 0,05$) dla $\Delta\text{OSC}(Z)_{\text{std}}$ względem zmiany prędkości chodu. Dopiero różnice wykazało porównanie chodu naturalnego z chodem szybkim (powyżej $1,72 \text{ ms}^{-1}$). Wyniki uzyskane przez Chwałę (2013) miały większe wartości $\Delta\text{OSC}(Z)_{\text{std}}$ niż otrzymane w badaniach własnych dla grupy GK. Być może miało to związek ze strukturą badanych grup; w pracy własnej przebadano same kobiety, natomiast w grupach Chwały (2013) blisko połowę uczestników stanowili mężczyźni. Wobec czego, autor rozprawy przychyła się do stwierdzenia braku różnic

w $\Delta OSC(Z)_{std}$ pomiędzy kobietami w I trymestrze ciąży a nieciążnymi, tym samym częściowo potwierdzając drugą z postawionych hipotez.

Graficzny zapis trajektorii $OSC(Z)_{std}$ uzyskany w badaniach własnych jest typowym obrazem przebiegu $OSC(Z)$ podczas chodu w świetle wyników innych autorów (Perry 1992, Crowe i wsp. 1995, Gard i wsp. 2004, Kirtley 2006, Chwała 2013). W jednym cyklu chodu ruch pionowy środka ciężkości posiadał dwa minima i dwa maksima, występujące naprzemiennie. Wartości minimalne, w zależności od przyjętej metodologii, występowały na samym początku cyklu i w jego połowie. Odpowiadały środkom fazy dwupodporowej. W badaniach własnych miały miejsce w 3% i 53% cyklu z uwagi na jego początek mierzony od kontaktu pięty z podłożem. Wartości maksymalne, podobnie jak w pracach wyżej wspomnianych autorów, przypadają w badaniach własnych około 30% i 80% cyklu. Jedynie Chwała (2013) doprecyzował punkty czasowe wystąpienia ekstremalnych wartości $OSC(Z)$, które przypadają na 2 i 52% cyklu w przypadku najniższego położenia, a także 27 i 77% dla najwyższego położenia $OSC(Z)$. Zaobserwowane różnice w stosunku do badań własnych, w ocenie autora dysertacji nie są zbyt duże, ponieważ mieszczą się w zakresie do 2%. Wszystkie uzyskane w badaniach własnych przebiegi $OSC(Z)_{std}$ były niemal takie same. Jedynie w GK zaobserwowano wcześniejsze unoszenie OSC , co można ocenić jako przesunięcie w fazie (na osi czasu) całego wykresu $OSC(Z)$, a dodatkowo odnotowano nieznacznie mniejsze wartości maksymalne niż w chodzie kobiet ciężarnych. Na podstawie powyższych rozważań, autor dysertacji potwierdza wcześniejszą konkluzję o braku różnic w oscylacji $OSC(Z)_{std}$ wśród badanych grup.

4.4 Zmiany składowych energii mechanicznej OSC podczas chodu

W świetle dostępnej literatury koszt energetyczny chodu szacowany był z wykorzystaniem dwóch metod. Pierwsza z nich sprowadzała się do obliczenia kosztu metabolicznego, podejmowanego w badaniach fizjologicznych (Waters i Mulroy 1999). Chód kobiet ciężarnych również poddano takiej analizie (Van Raaij i wsp. 1990, Byrne i wsp. 2011, Krkeljas 2015, 2018, Krkeljas i Moss 2015), jak i całodniową aktywność (Melzer i wsp. 2009). W celu obliczenia kosztu metabolicznego najczęściej stosowano metodologię zaproponowaną przez Schwartz i wsp. (2006), zakładającą pomiary konsumpcji tlenu w organizmie na podstawie analizy gazów wydechowych. Druga metoda obliczania kosztu energetycznego chodu była związana z aspektem

biomechanicznym. Polegała na wykorzystaniu metod kinetycznych i kinematycznych w celu obliczenia pracy wewnętrznej i zewnętrznej, a także wskaźnika odzyskiwania energii (RECOV) dla poruszającego się ciała. Zastosowanie znalazły metody rejestracji ruchu przestrzennego, filmowe, oraz pomiary z platform dynamometrycznych (Cavagna i wsp. 1976, 1977, 2000). Porównaniem obu metod – metabolicznej oraz biomechanicznej zajmowali się w przeszłości Klimek i Chwała (2007), Umberger i Marin (2007), Pimentel i wsp. (2022). Każda z metod ma swoich zwolenników, jak i przeciwników. Według Sutherlanda (2005) pierwsza z metod, oparta na poborze tlenu, nie jest optymalna ze względu na czynnik stresu podczas badań oraz nieznaną stan układu oddechowego, czy krążenia u badanych osób.

W ocenie autora dysertacji metoda metaboliczna oraz biomechaniczna stanowią wzajemne uzupełnienie w procesie poznania ekonomiki chodu. Jednak ze względu na trudny do oszacowania wpływ płodu i jego potrzeb na funkcjonowanie matki oraz czysto biomechaniczny charakter pracy, zdecydowano o wykorzystaniu drugiej z metod do porównania chodu kobiet ciężarnych w I i III trymestrze ciąży oraz grupy kontrolnej w oparciu o ruch OSC. Dodatkowo na uwagę zasługuje fakt, iż prawdopodobnie będzie to pierwsze tego typu opracowanie. W dostępnej literaturze badacze zajmowali się głównie energetyką chodu kobiet ciężarnych w oparciu o metodę metaboliczną.

W badaniach własnych do celów porównawczych wykorzystano zakresy standaryzowanych (względem masy ciała i długości cyklu) zmian energii: kinetycznej (ΔE_{k_std}), potencjalnej (ΔE_{p_std}) i całkowitej (ΔE_{c_std}) związanych z ruchem OSC oraz współczynnik odzyskiwania energii w dwóch wersjach (RECOV_1 i RECOV_2). Energię kinetyczną (wypadkową) policzono jako sumę trzech składowych względem każdej z osi układu współrzędnych, których zakres zmian również poddano analizie porównawczej. Z uwagi na brak biomechanicznych opracowań energetyki chodu kobiet w ciąży, w niniejszej dyskusji ograniczono się do skomentowania wyników własnych dla grup ciężarnych. Wyniki grupy kontrolnej zestawiono z wynikami innych autorów.

Zakresy zmian standaryzowanej energii kinetycznej dla ruchu boczego (ΔE_{kx_std}) w pierwszym trymestrze ciąży były najmniejsze spośród wszystkich badanych grup. Miało to związek z mniejszą masą kobiet, a także z opisywanym wcześniej przebiegiem OSC(X)_std na początku ciąży (o mniejszej oscylacji) względem innych grup. W analizie OSC opisywano głównie zakres oscylacji. W przypadku ΔE_{k_std} ważniejszy jest charakter przebiegu OSC – jego nachylenie,

które odzwierciedla prędkość OSC na danym kierunku. Im większa prędkość (zgodnie ze wzorem), tym większa energia kinetyczna ciała. Dlatego też w grupie T1, gdzie przebieg OSC(X)_std był łagodny i połączony z najmniejszą oscylacją, uzyskano najmniejszą wartość maksymalną oraz najmniejszą zmianę E_{kx_std}. Fakt ten podkreśla zauważoną wcześniej szczególną ostrożność kobiet na początku ciąży. Natomiast w grupach T3 i GK pomimo znaczących różnic w zakresie oscylacji OSC(X)_std, uzyskane ekstrema E_{kx_std} były zbliżone, a zakres zmiany energii miał taką samą wartość (0,011 Jkg⁻¹m⁻¹). Modyfikacja modelu (GP3) miała istotny wpływ na wartość E_{kx_std}. Najszybsze osiągnięcie wartości maksymalnych przez GP3_OSC(X)_std miało prawdopodobny skutek w największym zakresie zmiany E_{kx_std} w grupie GP3, większym o 0,004 Jkg⁻¹m⁻¹ względem T3.

W zmodyfikowanym modelu zakres zmiany E_{kx_std} jako jedyny wskaźnik wykazał istotną statystycznie różnicę ze wszystkimi innymi grupami – największą odnotowano w zestawieniu z T1 (p < 0,001, ANOVA), mniejszą z grupami T3 i GK (p < 0,05), a także względem obu grup (T1 i T3) dla pomiarów powtarzalnych (p = 0,0000). Warto podkreślić, że jako jedyny analizowany wskaźnik wykazał istotną statystycznie różnicę (ANOVA) po wprowadzeniu modyfikacji w modelu (T3-GP3). Grupa kontrolna w badaniach własnych, jak już wcześniej wspomniano, prezentowała jednakowy zakres zmiany E_{kx_std} jak grupa T3. Osiągnięty przez kobiety z GK zakres E_{kx_std} odpowiadał uzyskanemu w mieszanej (damsko-męskiej) grupie chodu fizjologicznego z prędkością 1,34 ms⁻¹ (Chwała, 2013), zbliżonej do prędkości grupy kontrolnej (1,39 ms⁻¹). Jednakowe wartości ΔE_{kx_std} co w GK uzyskano we wspomnianej wcześniej publikacji także w grupie chodu sportowego z prędkością 3,37 ms⁻¹. Natomiast Peyrot i wsp. (2010) uzyskali ogólnie znacząco większe wartości ΔE_{kx_std} dla chodu swobodnego z tą różnicą, że badania przeprowadzono wśród otyłej młodzieży – średni zakres wyniósł około 0,05 Jkg⁻¹m⁻¹ (n = 16).

Zapis graficzny przebiegu zmian E_{kx_std} uzyskany w badaniach własnych posiadał dwa szczyty odpowiadające przecięciom trajektorii OSC(X) z osią poziomą w połowie fazy dwupodporowej. Charakter krzywych był najbardziej zróżnicowany dla wszystkich grup pomiarowych. Kobiety na początku ciąży wykazały najłagodniejszą zmianę E_{kx_std}. Zaawansowana ciąża tylko w pierwszej fazie piku była zbliżona do GK zarówno wartością maksymalną jak i przebiegiem. W drugiej fazie szczytu grupa T3 wyraźnie zbliżyła się przebiegiem do GP3, która uzyskała największe wartości maksymalne. Prezentację wykresów E_{kx_std} dla chodu ludzkiego napotkano tylko

w kilku publikacjach. W większości prac zmienna E_{kx} została naniesiona na pozostałe składowe energii kinetycznej, co przy najmniejszych jej wartościach uniemożliwiło rozpoznanie charakteru wykresu (Pavei i wsp. 2020, Peyré-Tartaruga i wsp. 2021). Tylko Chwała (2013) zaprezentował oddzielny przebieg E_{kx_std} dla cyklu chodu fizjologicznego, który był zbliżony do wyników uzyskanych z badań własnych.

Na podstawie zmiennej ΔE_{kx_std} można potwierdzić tylko jedną z postawionych hipotez o wystąpieniu różnic pomiędzy wykorzystaniem modelu wyznaczającego położenie OSC w III trymestrze ciąży w sposób standardowy, w porównaniu do modelu zmodyfikowanego dla kobiet w ciąży, co potwierdzono w analizie statystycznej wyników. W tym miejscu jeszcze raz należy podkreślić, iż był to jedyny potwierdzony w obu testach (ANOVA i t-Studenta) wpływ obniżenia i przesunięcia w przód OSC tułowia w zmodyfikowanym modelu na wyniki uzyskane w zaawansowanej ciąży. Pozostałe hipotezy nie zostały potwierdzone, mimo zauważalnych różnic w wartościach zakresów oscylacji oraz zapisach graficznych. W opinii autora dysertacji, tendencja zaobserwowana w analizie wcześniej omawianych zmiennych, polegająca na ostrożniejszym sposobie poruszania się kobiet szczególnie na początku ciąży względem nieciążarnych i stopniowym powrocie do schematu chodu grupy kontrolnej wraz z jej rozwojem jest nadal aktualna. Potwierdzeniem może być zupełny brak statystycznej istotności różnicy ΔE_{kx_std} pomiędzy T3 a GK ($p = 1$).

Największe zakresy zmian E_k uzyskano dla składowej wzdłużnej, jako efekt chodu w przód. Uzyskane wartości ΔE_{ky_std} dla wszystkich badanych grup były zbliżone i w analizie wariancji ANOVA nie wykazały istotności statystycznej różnic ($p < 0,05$). Jedynie w teście t-Studenta dla pomiarów powtarzalnych uzyskano znamienne różnice w zestawieniu obu wariantów ciążowych (T1 i T3) ze zmodyfikowanym modelem wyznaczania OSC (GP3). Wartość zmiennej ΔE_{ky_std} w czasie ciąży pomiędzy I a III trymestrem wzrosła o $0,016 \text{ Jkg}^{-1}\text{m}^{-1}$. Modyfikacja modelu wyznaczającego położenie OSC, jak wcześniej wspomniano, istotnie wpłynęła na osiągnięte różnice pomiędzy T1 i T3, uzyskując w grupie GP3 największe wartości ΔE_{ky_std} wśród kobiet ciężarnych. Zjawisko wzrostu ΔE_{ky_std} w czasie ciąży mogło być efektem zaobserwowanego wzrostu masy oraz prędkości chodu w III trymestrze. Może także sugerować bardziej zmienny charakter każdego kroku w końcowym etapie ciąży. Grupa kontrolna poruszała się z zachowaniem płynności ruchu, o czym może świadczyć najmniejsza wartość ΔE_{ky_std} . Wyniki ΔE_{ky_std} uzyskane dla GK były

zbliżone do innych opracowań – w publikacji Chwały (2013) podobny poziom ΔEky_std uzyskano w grupie chodu fizjologicznego dla nieznacznie większej prędkości ($1,54 \text{ ms}^{-1}$), a także w chodzie sportowym ($2,53 \text{ ms}^{-1}$).

Graficzny zapis przebiegów Eky_std uwidacznia nieco inny obraz badanych grup względem prezentowanych wcześniej wartości ΔEky_std podczas chodu. Na podstawie wykresu nie można zauważyć znaczących różnic w przebiegu Eky_std wśród kobiet ciężarnych (T1, T3 i GP3). Jedynie GK wykazała stosunkowo wyższy poziom wartości niż pozostałe grupy, być może w związku z większą prędkością chodu w stosunku do innych (np. $0,11 \text{ ms}^{-1}$ względem T1). Kolejność krzywych Eky_std może także potwierdzić ostrożny charakter chodu w początkowym okresie ciąży oraz adaptację w III trymestrze przez zbliżenie do normatywnego chodu, który wyznacza grupa kontrolna. Charakter wykresu Eky_std uzyskany dla wszystkich badanych grup był zbliżony do prezentowanych w literaturze (Chwała 2013, Pavei i wsp. 2020, Peyré-Tartaruga i wsp. 2021).

Podobnie jak w przypadku ΔEkx_std , uzyskane wyniki statystyczne dla ΔEky_std potwierdzają tylko jedną z postawionych hipotez o wystąpieniu różnic po wprowadzeniu modyfikacji w modelu wyznaczania położenia OSC dla chodu kobiet w III trymestrze ciąży. W dodatku hipoteza została potwierdzona tylko częściowo ze względu na pozytywny wynik jednego z dwóch testów statystycznych. Mimo to, zapis graficzny chwilowych przebiegów Eky_std sugeruje występowanie różnic w schemacie chodu pomiędzy GK a pozostałymi grupami, ze względu na znacznie większy poziom osiąganych wartości, a tym samym może częściowo potwierdzać kolejną hipotezę o występowaniu różnic pomiędzy schematem chodu kobiet w III trymestrze a GK. Jednak tylko połowicznie ze względu na obserwowane różnice pomiędzy chodem kobiet w grupie GK i początkowym etapem ciąży (T1). Powyższe obserwacje nie zostały jednak potwierdzone statystycznie.

Zakres zmian pionowej składowej (Z) energii kinetycznej uzyskany w badanych grupach miał znacznie mniejsze wartości niż dla składowej przednio-tylnej (Y), lecz ponad dwukrotnie większe niż w przypadku składowej poprzecznej (X). Wartości ΔEkz_std były niemal na jednakowym poziomie. Kobiety w trzecim trymestrze zwiększyły zakres zmiany Ekz_std zaledwie o $0,001 \text{ Jkg}^{-1}\text{m}^{-1}$ względem początku ciąży. GK osiągnęła najmniejsze wartości ΔEkz_std ($0,028 \text{ Jkg}^{-1}\text{m}^{-1}$) spośród wszystkich grup i były one zbliżone do prezentowanych w literaturze ($0,026 \text{ Jkg}^{-1}\text{m}^{-1}$ dla $1,34 \text{ ms}^{-1}$;

Chwała 2013). Zmienna ΔEkz_std w ogóle nie wykazała statystycznej istotności różnic pomiędzy badanymi grupami i z tego względu nie daje podstaw do tłumaczenia ewentualnych zmian w chodzie. Jednakże tym samym wskaźnik ΔEkz_std potwierdza jedną ze stawianych hipotez o braku różnic pomiędzy chodem grupy kontrolnej a początkiem ciąży, ale tylko częściowo, ponieważ nie zaobserwowano różnic pomiędzy grupami T3 i GK.

Wykresy Ekz_std miały niemal jednakowy przebieg, z niewielką różnicą dotyczącą wartości maksymalnych. Ruch OSC w górę opisywany przez pierwsze maksimum Ekz_std w fazie obciążenia stopy pomiędzy 3 a 28% cyklu chodu okazał się najostrożniejszy w grupie T1, natomiast w drugim maksimum (28 a 52%, ruch OSC w dół) taką zachowawczość wykazała GK. W pracach innych autorów (Chwała 2013, Pavei i wsp. 2020, Peyré-Tartaruga i wsp. 2021) przebiegi Ekz_std nieznacznie różniły się od uzyskanych – obydwie maksima (dla jednego kroku) miały jednakowy charakter wychyleń, natomiast w badaniach własnych pierwsze maksimum posiadało wypłaszczenie i było mniejsze względem drugiego.

Zakres zmiany sumarycznej energii kinetycznej OSC (ΔEk_std), służącej do rozpędzenia OSC, był zbliżony wartościami do ΔEky_std z uwagi na jej niemal 99% udział w Ek_std . Pozostałe dwie składowe sumarycznej energii kinetycznej – Ekz_std i Ekx_std wynosiły odpowiednio około 0,8 i 0,2% udziału w Ek_std . U innych autorów proporcje były nieco inne – 91% Eky , 6% Ekz i 3% Ekx (Chwała, 2013). Zmienna ΔEk_std miała najmniejszą wartość w grupie kobiet w I trymestrze ciąży, podczas gdy zmienna ΔEky_std miała najmniejszą wartość dla GK. Przebieg ciąży pomiędzy I a III trymestrem związany był ze wzrostem ΔEk_std o $0,01 \text{ Jkg}^{-1}\text{m}^{-1}$. GK w badaniach własnych uzyskała zbliżony wynik ΔEk_std w porównaniu do badań innych autorów, w których analizowano chód swobodny osób poruszających się z prędkością $1,34 \text{ ms}^{-1}$ (Chwała 2013). Peyrot i wsp. (2010) podali znacznie większe wartości ΔEk_std dla chodu swobodnego wśród otyłej młodzieży (około $0,69 \text{ Jkg}^{-1}\text{m}^{-1}$; $n = 16$).

Istotność statystyczna różnic ΔEk_std w badaniach własnych nie została potwierdzona w analizie wariancji ANOVA, podobnie jak dla składowych (Y) i (Z). W teście dla pomiarów powtarzalnych wykazano istotność statystyczną tylko dla grup T3-GP3, tym samym wskazując słuszność postawionej hipotezy o występowaniu różnic spowodowanych doбором modelu wyznaczającego OSC w analizie chodu kobiet w ciąży. Natomiast grupa T1 przestała różnić się statystycznie (w teście t-Studenta) od

grupy GP3, jak miało to miejsce w przypadku ΔE_{ky_std} . Śladowy udział zmiennej ΔE_{kx_std} w ΔE_{k_std} oraz opisywane wcześniej jej wyraźne różnice międzygrupowe, uzyskane w badaniach własnych, nie mogły wpłynąć na sumaryczny wynik ΔE_{k_std} .

Na podstawie otrzymanych danych, autor niniejszej dysertacji nie stwierdza istotnego wpływu ciąży oraz jej zaawansowania na zakres zmiany E_{k_std} podczas chodu swobodnego. Różnica pomiędzy wynikami dla grupy T3 oraz dla grupy GP3, czyli po zmodyfikowaniu modelu wyznaczającego położenie OSC, jak już wcześniej wspomniano, tylko w jednym teście statystycznym potwierdza trzecią ze stawianych hipotez, jednak w tym przypadku jest to niewystarczające i nie ma większego znaczenia. Dodatkowo wartość zmiennej ΔE_{k_std} częściowo potwierdza słuszność drugiej z hipotez, zakładającej brak różnic pomiędzy grupą kontrolną a kobietami w I trymestrze.

Zaprezentowane na wykresach przebiegi wartości E_{k_std} okazały się niemal identyczne jak dla E_{ky_std} . Podobnie jak dla E_{ky_std} , również dla E_{k_std} zaobserwowano większe wartości w GK w stosunku do wszystkich grup kobiet ciężarnych. Nieznaczną różnicę zaobserwowano także w poziomie osiągniętych wartościach, który był wyższy z uwagi na powiększenie o wartość chwilową E_{kx_std} i E_{kz_std} . Otrzymane wyniki były zgodne z przebiegami E_{k_std} zaprezentowanymi wcześniej przez innych autorów (Chwała 2013, Cavagna i Legramandi 2020, Peyré-Tartaruga i wsp. 2021).

Zmiany energii potencjalnej związanej z pionowym ruchem OSC w przybliżeniu odpowiadają pracy koniecznej do uniesienia środka ciężkości ciała podczas każdego kroku. W badaniach własnych, opisujących wpływ ciąży na lokomocję kobiet, najmniejsze wartości ΔE_{p_std} uzyskała grupa kobiet w pierwszym trymestrze ciąży. Przebieg ciąży miał związek ze zwiększeniem ΔE_{p_std} o $0,006 \text{ Jkg}^{-1}\text{m}^{-1}$, jednak zmiana nie wykazała statystycznej istotności różnic ($p < 0,05$). Wykorzystanie zmodyfikowanego algorytmu wyznaczania OSC dla kobiet w III trymestrze ciąży wiązało się z jeszcze mniejszą wartością ΔE_{p_std} , która tym bardziej nie była istotna statystycznie w międzygrupowej analizie wariancji ANOVA. Pomimo to zaobserwowano różnice istotne statystycznie dla pomiarów powtarzalnych pomiędzy wartościami ΔE_{p_std} uzyskanymi ze zmodyfikowanego modelu wyznaczania położenia OSC a uzyskanymi z modelu standardowego w III trymestrze ciąży, które częściowo potwierdziły jedną ze stawianych hipotez ($T3 \neq GP3$).

Zestawienie zmiennej ΔE_{p_std} obliczonej dla grupy T1 w porównaniu do GK, jako jedyne wykazało istotność statystyczną w analizie wariancji ANOVA ($p < 0,05$). GK uzyskała wartości ΔE_{p_std} o $0,037 \text{ Jkg}^{-1}\text{m}^{-1}$ (8%) większe w stosunku do grupy w I trymestrze ciąży. Fakt ten wpisuje się w obserwowany trend, w którym kobiety na początku ciąży wykazują być może nadmierną ostrożność, która zmniejsza się wraz z rozwojem ciąży, zmierzając w kierunku normatywnego chodu grupy kontrolnej. Dodatkowo zaprzecza postawionej hipotezie o braku różnic pomiędzy GK a T1. W kontekście wyników innych autorów, wartość zmiany E_{p_std} w GK była nieznacznie mniejsza (o $0,015 \text{ Jkg}^{-1}\text{m}^{-1}$) w porównaniu do chodu osób, poruszających się ze zbliżoną prędkością (Chwała 2013). Natomiast w badaniach Peyrot i wsp. (2010) przeprowadzonych na 16-osobowej grupie młodzieży, wartości ΔE_{p_std} były wyraźnie większe (o $0,135 \text{ Jkg}^{-1}\text{m}^{-1}$) niż w GK z pomiarów własnych. Zjawisko zaobserwowane w badaniach własnych, a w szczególności wśród kobiet ciężarnych można ocenić jako korzystne z uwagi na fakt, iż minimalizacja zakresu zmiany E_{p_std} prowadzi do mniejszych strat energetycznych, podobnie jak ma to miejsce w trakcie chodu sportowego. Osiągane wartości ΔE_{p_std} w chodzie sportowym, pomimo większej prędkości ruchu, były nawet o połowę mniejsze niż w badaniach własnych (Chwała 2013). Dodatkowo wspomniany trend zmniejszania zakresu zmian E_{p_std} , zaobserwowano wśród otyłej młodzieży po poddaniu procesowi zmniejszenia masy ciała (Peyrot i wsp. 2010).

Wykres przebiegu wartości E_{p_std} posiadał dwa maksima szczyty około 30% i 80% cyklu chodu i miał zbliżony charakter do wykresów prezentowanych przez innych autorów (Chwała 2013, Cavagna i Legramandi 2020, Pavei i wsp. 2020, Peyré-Tartaruga i wsp. 2021). Na uwagę zasługuje jedynie przebieg zmian E_{p_std} grupy kontrolnej, który miał znacznie mniejsze chwilowe wartości niż kobiety w ciąży. Może to oznaczać, że kobiety nieciężarne w czasie chodu zużywały mniej energii (czego wyznacznikiem może być generowana wartość energii potencjalnej podczas unoszenia OSC), niż wszystkie kobiety będące w ciąży, nawet te, u których nie doszło jeszcze do zmian morfologicznych ciała w I trymestrze ciąży.

Suma zmian energii potencjalnej, energii kinetycznej postępowego (Y) oraz pionowego (Z) ruchu OSC nazwana została energią całkowitą (E_{c_std}), która odpowiada wartości pracy zewnętrznej koniecznej do rozpędzenia i uniesienia środka ciężkości ciała (Cavagna 1976, 2000, 2020). Zmienna ΔE_{c_std} zaobserwowana

w badaniach własnych mieściła się w przedziale 0,34 – 0,36 Jkg⁻¹m⁻¹. Najmniejszą wartość ΔEc_std prezentowały kobiety w GK. Dodatkowo wykres przebiegu wartości Ec_std w grupie kontrolnej przebiegał na niższym poziomie wartości średnio o 0,4 Jkg⁻¹m⁻¹ niż w pozostałych grupach, co zostało zobrazowane na rycinie (Ryc. 3.8).

Powyższe fakty można interpretować jako najlepszą pod względem ekonomii strategię chodu w GK spośród wszystkich badanych grup. Największe wartości ΔEc_std wykazały kobiety na początku ciąży. Różnica nie były jednak duże i nie wykazały statystycznej istotności różnic ($p < 0,05$). Mimo to zaistniała sytuacja była pewnego rodzaju zaskoczeniem względem jednego z założeń postawionej hipotezy badawczej, zakładającej brak różnic w schemacie chodu na początku ciąży względem nieciążarnych, z uwagi na brak istotnych statystycznie różnic w budowie morfologicznej kobiet w GK i T1. Jednak na tym etapie analizy uzyskanych wyników stwierdzona obserwacja zmian energii całkowitej, stała się potwierdzeniem możliwych zmian w energetyce chodu kobiet już na wczesnym etapie ciąży. Może to także wskazywać na ostrożniejszy sposób poruszania się kobiet w grupie T1 względem GK, pomimo większych nakładów energetycznych (większego wskaźnika prazy zewnętrznej). Zaawansowana ciąża powiązana była z nieznacznym spadkiem ΔEc_std , który był znacznie mniejszy w przypadku grupy, w której zastosowano zmodyfikowany model wyznaczania położenia OSC. Zmiany w sposobie wyznaczania położenia OSC opartego na dwóch modelach: standardowym i zmodyfikowanym dla III trymestru ciąży, uzyskały istotność statystyczną dla pomiarów powtarzalnych w teście t-Studenta ($p < 0,05$), wobec czego potwierdzono jedną z postawionych hipotez, zakładającą wystąpienie różnic w chodzie kobiet ciężarnych z grupy T3 i GP3.

Ogólnie rzecz ujmując, obserwacja dotycząca ΔEc_std potwierdziła jedynie trend zachodzących zmian, wraz z rozwojem ciąży, polegający na początkowej destabilizacji sposobu poruszania się kobiety na początku ciąży i dalszej adaptacji do nowych warunków w kierunku normatywnego schematu chodu, jaki prezentowała GK. Jednak nie można jej traktować jako wyznacznika z uwagi na brak statystycznej istotności różnic ($p < 0,05$) w międzygrupowej analizie wariancji ANOVA oraz w testach dla pomiarów powtarzalnych (z wyj. T3-GP3) w badaniach własnych. Wszystkie uzyskane w badaniach własnych wartości ΔEc_std były zbliżone do uzyskanych przez Mian i wsp. (2006) w grupie 32 mężczyzn oraz Malatesta i wsp.

(2009) w grupie osób otyłych. W dwóch innych badaniach uzyskano mniejsze wartości o ok. $0,1 \text{ Jkg}^{-1}\text{m}^{-1}$, niż w pomiarach własnych (Peyrot i wsp. 2010, Chwała 2013).

Przebiegi uśrednionych wartości E_{c_std} miały zbliżony charakter zmian we wszystkich badanych grupach – posiadały cztery maksima na końcach faz dwupodporowych oraz w środkach faz jednopodporowych. Przebiegi E_{c_std} wynikały z sumowania (nałożenia na siebie) wykresów E_{k_std} oraz E_{p_std} . Różnice pomiędzy badanymi grupami dotyczyły jedynie poziomu przebiegu E_{c_std} na osi wartości – najmniejsze prezentowała GK ($14,3 - 14,5 \text{ Jkg}^{-1}\text{m}^{-1}$), następnie kobiety w pierwszym trymestrze ciąży wraz z grupą GP3 (większe o około $0,4 \text{ Jkg}^{-1}\text{m}^{-1}$). Chód kobiet w III trymestrze powiązany był z największymi wartościami chwilowymi E_{c_std} . Kobiety w GK poruszały się w sposób najbardziej ekonomiczny, natomiast wszystkie grupy kobiet w ciąży ponownie charakteryzowały się większym nakładem energetycznym. Również kobiety z grupy T1, pomimo braku różnic w budowie ciała w porównaniu do GK, poruszały się z większym nakładem energetycznym. Charakter prezentowanych krzywych oraz punkty występowania wartości maksymalnych w badaniach własnych odpowiadały wykresom prezentowanym w dostępnych publikacjach innych autorów (Detrembleur 2000, Chwała 2013).

4.5 Proces odzyskiwania energii mechanicznej podczas chodu

Zjawisko przetwarzania energii kinetycznej w potencjalną i odwrotnie w mechanizmie odwróconego wahadła stało się jednym z najważniejszych determinantów schematu chodu. Nazwa procesu wynika z podobieństwa ruchu OSC po łuku względem punktu podparcia kończyny na podłożu do ruchu cyrkla. Umożliwia wzajemną transformację składowych energii, tym samym zmniejszając wydatek energetyczny chodu. Wspomniany mechanizm zmiany energii po raz pierwszy opisał w 1963 r. zespół prowadzony przez Cavagne (Cavagna i wsp. 1963). Pomimo skromnej grupy pomiarowej składającej się z 3 osób, badacze przedstawili precyzyjny opis mechanizmu, który stał się podwaliną badań procesów energetycznych zachodzących podczas chodu.

Z uwagi na niewielką komponentę składowej poprzecznej oraz pionowej w całkowitej energii kinetycznej, w pracach wielu autorów były one pomijane podczas szacowania całkowitej pracy zewnętrznej, a także w dalszej kolejności podczas szacowania wskaźnika odzyskiwania energii (RECOV). Według autora dysertacji nie

jest to słuszny kierunek z uwagi na fakt, iż ruch odbywa się w trójwymiarowej przestrzeni i każda ze składowych może dostarczyć cennych informacji o różnych aspektach obserwowanego ruchu (chodu), które mogą znaleźć zastosowanie w praktyce np. fizjoterapeutycznej. Ze względu na to, że uproszczony sposób obliczania pracy zewnętrznej (z pominięciem składowych pionowej i bocznej), wydaje się być bardziej przystępny podczas wyjaśniania procesów transformacji energetycznej w trakcie chodu, takim uproszczonym opisem posłużono się w dalszej części pracy.

Naprzemienna zamiana energii potencjalnej oraz kinetycznej, związana z ruchem postępowym OSC, w mechanizmie odwróconego wahadła będzie występować w sytuacji gdy wykresy obu składowych energii całkowitej będą przesunięte w fazie o około 180° , a zakresy zmian będą miały zbliżone wartości. W trakcie chodu kosztem zmniejszenia prędkości ruchu w przód następuje unoszenie OSC w górę, natomiast jego opadanie pociąga za sobą wzrost prędkości ruchu postępowego. Półpełny kąt przesunięcia fazowego oraz jednakowe amplitudy poszczególnych energii umożliwiają odzyskiwanie energii na poziomie 100%. Jednak taka idealna sytuacja pozostaje tylko teorią, a tym bardziej nie występuje podczas swobodnego chodu człowieka. Według Cavagny i wsp. (1977) wskaźnik odzyskiwania energii u zdrowego człowieka, poruszającego się chodem fizjologicznym z naturalną prędkością wynosił 65% w każdym kroku. Pozostała część energii była tracona np. przez zamianę na energię cieplną. W związku z tym każdy kolejny krok wymagał dostarczenia nowej energii w celu zrównoważenia wspomnianych strat. Zatem im wyższy wskaźnik odzyskiwania energii, tym chód staje się bardziej korzystny energetycznie.

W badaniach własnych współczynnik odzyskiwania energii obliczono dwoma sposobami – pierwszy (RECOV_1) stanowił średnią ze wszystkich jednoprocentowych przedziałów czasu, natomiast drugi (RECOV_2) został bezpośrednio oparty na metodyce zaproponowanej przez Cavagne i wsp. (2002), powtórzonej przez Chwałę dla chodu fizjologicznego i sportowego (2013). Opisane powyżej obliczenia współczynnika odzyskiwania energii dwoma sposobami dokonano w celach porównawczych, a także z uwagi na niedoskonałości RECOV_2 (Chwała 2013). Wyniki w obu wariantach miały tę samą kolejność pod względem wartości dla poszczególnych grup pomiarowych. Dla danej grupy współczynniki różniły się pomiędzy sobą wartościami, przy czym RECOV_2 były większe średnio o 13,5%, a tym samym bliższe spotykanym w piśmiennictwie dla chodu kobiet w ciąży (58,1% Krkeljas i Moss 2015) oraz w innych badanych grupach (Cavagna i wsp. 1977, Mian i wsp. 2006, Malatesta i wsp.

2009, Chwała 2013). Niestety Krkeljas i Moss (2015) nie podali wartości dla poszczególnych trymestrów ciąży, jedynie zauważyli korelację współczynnika z prędkością chodu kobiet w ciąży.

Podobny wniosek sformułował Chwała (2013) – w chodzie fizjologicznym skuteczność mechanizmu odzyskiwania energii zwiększała się wraz z prędkością, jednak tylko do prędkości $1,54 \text{ ms}^{-1}$. Przy większych prędkościach następowało odwrócenie zależności. W badaniach własnych kobiety w czasie ciąży chodziły wolniej niż $1,54 \text{ ms}^{-1}$ i wspomnianą zależność wzrostu współczynnika wraz ze wzrostem prędkości chodu również można było zaobserwować. Warto zauważyć, że istotność statystyczną w międzygrupowej analizie wariancji ANOVA oraz w teście dla pomiarów powtarzalnych uzyskała jedynie zmienna RECOV_1 i w dalszej części tekstu na jej podstawie omówione zostanie zagadnienie mechanizmu odzyskiwania energii.

Pierwszy trymestr ciąży powiązany był z najmniejszą wartością współczynnika odzyskiwania energii spośród wszystkich grup, ponieważ zakres oscylacji energii potencjalnej znacznie przewyższał przedział zmian energii kinetycznej (o $0,026 \text{ Jkg}^{-1}\text{m}^{-1}$). Oznacza to, że kobiety w początkowym okresie ciąży, pomimo braku znaczących zmian morfologicznych, mogły poruszać się korkiem najmniej korzystnym energetycznie. W każdym cyklu chodu musiały dostarczyć 56% dodatkowej energii (40% w przypadku RECOV_2). Rozwój ciąży wpłynął na poprawę ekonomii chodu – odnotowano wzrost sprawności mechanizmu odzyskiwania energii o 3,5% w T3 względem T1. W odniesieniu do zastosowania zmodyfikowanego modelu wyznaczania położenia OSC (GP3), zauważono słabsze oddziaływanie na RECOV_1 niż w modelu standardowym zastosowanym dla T3. Wspomniane różnice pomiędzy początkiem ciąży, a pomiarami w III trymestrze wykazały istotność statystyczną tylko w analizie dla pomiarów powtarzalnych na poziomie $p < 0,001$, przy czym porównanie samych grup w zaawansowanej ciąży (T3 i GP3) wykazało nieco mniejszą istotność statystyczną ($p < 0,05$).

Grupę kontrolną charakteryzował najsprawniejszy układ odzyskiwania energii spośród wszystkich badanych grup. Jak już wcześniej wspomniano uzyskane wartości wskaźnika RECOV_2 na poziomie 64% były typowe dla literatury przedmiotu (Mian i wsp. 2006, Malatesta i wsp. 2009, Chwała 2013). Aczkolwiek istotność statystyczną w analizie wariancji ANOVA wykazał uśredniony chwilowy wskaźnik odzyskiwania energii (RECOV_1) w zestawieniu GK ze wszystkimi innymi grupami. Podkreślić należy fakt, iż różnica pomiędzy GK a T1 uzyskała najwyższy poziom istotności

($p < 0,001$), a jej wartość sięgała blisko 10%. Działo się tak mimo braku znaczących różnic w budowie morfologicznej ciała kobiet na początku ciąży. Tym samym dobitnie zaprzeczono postawionej hipotezie o braku różnic w chodzie pomiędzy nieciążnymi a początkiem ciąży, biorąc pod uwagę równoczesne wystąpienie różnic w zestawieniu grupy T3 i GK. Grupa GP3 także różniła się względem GK na poziomie $p < 0,05$. Uzyskana w badaniach własnych wartość RECOV_1 (53,1%) dla GK była mniejsza od RECOV_2 (64%) ze względu na wspomniany wcześniej odmienny sposób obliczeń.

Według Chwały (2013) obliczany wskaźnik odzyskiwania energii (RECOV_2) nie wyjaśnia w pełni procesu transformacji energetycznej podczas chodu, ponieważ stanowi uśrednienie całego cyklu i nie informuje o strukturze czasowej tych zmian. Dlatego podążając za metodologią zaproponowaną przez Chwałę (2013) do celów porównawczych obliczono chwilowe wartości RECOV w jednoprocetowych przedziałach czasu cyklu. Dodatkowo dla lepszego zobrazowania zachodzących zmian w czasie cyklu, zmienną RECOV_1 zaprezentowano na wykresie (Ryc. 3.9).

Charakter przedstawionych przebiegów RECOV w badaniach własnych był zasadniczo zbliżony dla wszystkich grup, pomimo licznych odchyień i zaburzeń występujących w różnych fazach cyklu. W okolicy 5% i 54% czasu cyklu wartości RECOV_1 malały niemal do zera w związku z osiągnięciem środka fazy dwupodporowej, w której następowało przekazanie napędu z jednej kończyny na drugą. W odróżnieniu od grafiki zaprezentowanej przez Chwałę (2013) dla chodu fizjologicznego, przebiegi z badań własnych nie pokazywały drugiego gwałtownego spadku do wartości zerowych w okolicy 28% i 77% czasu cyklu (najwyższe położenie OSC), wyhamowując zmniejszanie wartości wskaźnika do około 20-30% w zależności od grupy. Być może wynika to z faktu uzyskania mniejszych wartości położenia OSC na kierunku pionowym (Z) dla maksimum przebiegu, względem wyników zaprezentowanych przez Chwałę (2013). W efekcie uzyskane mniejsze wartości Ep zmniejszyły różnicę względem przeciwstawnej Ek. W konsekwencji, kobiety w III trymestrze ciąży poruszały się z wyżej położonym OSC w jego maksymalnym położeniu względem T1 oraz GK. Niestety w badaniach własnych nie obliczono wartości kąta przesunięcia fazowego jako zmiennej, która mogłaby poszerzyć analizę opisywanego mechanizmu odzyskiwania energii.

4.6 Podsumowanie dyskusji

Realizując pierwszy z postawionych celów pracy, zaobserwowano, że pomiędzy I a III trymestrem ciąży masa ciała badanych kobiet wzrosła o 11,31 kg, a wskaźnik BMI o $3,97 \text{ kgm}^{-2}$. W obu przypadkach uzyskano istotność statystyczną na poziomie ($p < 0,001$, ANOVA; $p = 0,0000$, t-Studenta). Trzecim wskaźnikiem wykazującym różnicę w przebiegu ciąży był zakres bocznej oscylacji ogólnego środka ciężkości ciała $\Delta\text{OSC}(X)_{\text{std}}$, który wzrósł o 0,3% w grupie T3 względem grupy T1 ($p = 0,0091\text{N}$, ANOVA; $p = 0,0000$, t-Studenta). W pracy Krkeljasa (2015) zmiana zakresu oscylacji bocznych pomiędzy I a III trymestrem ciąży (dwie różne grupy kobiet) była ponad dwukrotnie większa niż w badaniach własnych. Uzyskane wyniki własne potwierdzają obserwacje Krkeljasa (2015), a tym samym pozytywnie odpowiadają na pierwsze z pytań i weryfikują pierwszą postawioną hipotezę, zakładającą występowanie różnic w schemacie chodu kobiet w zaawansowanej ciąży względem jej początkowego okresu.

W tym miejscu należy również wspomnieć o trzech zmiennych czasowych oraz współczynniku odzyskiwania energii (RECOV_1), które wykazały różnice tylko w jednym z testów statystycznych. W przebiegu ciąży (T1-T3) skróceniu uległ czas kroku (STT) oraz cyklu (STRT) odpowiednio o 0,01 s i 0,02 s, co autor dysertacji wiąże z nieznacznym zwiększeniem częstotliwości kroków w zaawansowanej ciąży. Czas fazy pojedynczego podporu (SSUP) również uległ skróceniu, podobnie jak czas fazy dwupodporowej, co mogło być prawdopodobną konsekwencją wspomnianej zmiany STT i STRT. Wyniki własne potwierdzają spostrzeżenia Carpesa i wsp. (2008) oraz Branco i wsp. (2013). Fakt ten można interpretować, jako korzystny mechanizm kontroli chodu dla kobiety w ciąży, z uwagi na ograniczenie mniej stabilnej fazy pojedynczego podparcia, na rzecz fazy podwójnego podparcia. W przypadku zmiennej RECOV_1 kobiety w początkowym okresie ciąży, pomimo braku znaczących zmian morfologicznych, poruszały się chodem najmniej korzystnym energetycznie. W każdym cyklu chodu musiały dostarczyć 56% dodatkowej energii. Rozwój ciąży wpłynął na poprawę ekonomiki chodu – odnotowano wzrost sprawności mechanizmu odzyskiwania energii o 3,5% w grupie T3 względem grupy T1. Pozostałe analizowane zmienne nie wykazały statystycznej istotności różnic na poziomie $p < 0,05$, pomimo zaobserwowanych różnic w ich wartościach pomiędzy I a III trymestrem ciąży.

W zestawieniu wyników grup kobiet w ciąży z wynikami grupy kontrolnej najwięcej istotnych różnic zaobserwowano pomiędzy parametrami chodu grupy

kontrolnej a chodem w początkowym okresie ciąży (GK-T1). Tu również najistotniejsze zmiany zaszły we wspomnianych wcześniej zmiennych: $\Delta OSC(X)_{std}$, SSUP i RECOV_1. Standaryzowane oscylacje boczne OSC były mniejsze na początku ciąży o 0,6% (10 mm), czego efektem mogła być dłuższa faza mniej stabilnego pojedynczego podporu. Współczynnik odzyskiwania energii w I trymestrze ciąży był mniejszy aż o blisko 10%. Pozostałe parametry czasowo-przestrzenne (FO, OFO, STL i STRL, WS) a także jedyna zmienna charakteryzująca energetykę chodu – ΔEp_{std} , również wykazały mniejsze wartości w grupie T1 niż w grupie GK, co w większości przypadków powiązane było z poprawą bezpieczeństwa chodu przyszłych matek. Dlatego pierwsza część drugiej z postawionych hipotez została zweryfikowana negatywnie. Postawiono ją w oparciu o doniesienia innych badaczy, sugerujących brak różnic w schemacie chodu kobiet w początkowym okresie w stosunku do kobiet niebędących w ciąży.

Jest to ważne spostrzeżenie niniejszej pracy, które mogą zweryfikować inni badacze, w oparciu o kolejne podejmowane badania. Być może do tej pory nie dostrzeżono tego zjawiska ze względu na zbyt małą homogeniczność grup eksperymentalnych i kontrolnych. Fakty te można zinterpretować, jako zdecydowaną reakcję organizmu kobiet na zaistniałą ciążę, przejawiającą się w większej ostrożności ruchu, nawet kosztem zwiększenia wydatku energetycznego, już w początkowym jej okresie. Być może była ona przesadna, biorąc pod uwagę zmniejszenie różnicy wartości analizowanych zmiennych wraz z zaawansowaniem ciąży, zmierzające w kierunku zbliżenia do normatywnego schematu chodu grupy kontrolnej. Niektóre różnice były na tyle duże, że pomimo zmniejszenia różnicy w stosunku do wyników w III trymestrze ciąży, dalej zachowały istotność statystyczną różnic w zakresie zmiennych SSUP, RECOV_1, FO i OFO i tym samym potwierdziły drugą część tej hipotezy. Na podkreślenie zasługuje fakt, że znaczna część analizowanych zmiennych wykazała podobny kierunek zmian, potwierdzając liczne doniesienia o różniącym się schemacie chodu osób w zaawansowanej ciąży w stosunku do kobiet niebędących w ciąży.

Drugim celem pracy była ocena przydatności zmodyfikowanego modelu wyznaczania położenia OSC (Mod-1), uwzględniającego zmiany zachodzące w ciele kobiety w czasie ciąży, do analizy chodu ciężarnych. Uwzględnienie zmiany rozkładu masy segmentów ciała kobiet ciężarnych wydaje się naturalnym kierunkiem badań naukowych, zmierzających do jeszcze bardziej precyzyjnego odwzorowania schematu chodu kobiet w zaawansowanej ciąży, gdzie rzeczywiście obserwuje się wyraźną

zmianę położenia SC niektórych segmentów ciała. Zastosowanie obliczeń z wykorzystaniem wspomnianego modelu matematycznego nie przyniosło oczekiwanych rezultatów w zakresie wszystkich analizowanych zmiennych.

Pomimo obserwowanych różnic w wynikach wielu zmiennych, jedynie energia kinetyczna składowej bocznej OSC (GP3_ΔEkx_std) wykazała istotną statystycznie różnicę (w obu testach) ze wszystkimi innymi grupami, a największą różnicę odnotowano w zestawieniu z grupą T1. Tym samym po części potwierdzono trzecią hipotezę, za którą również przemawiają zaistniałe różnice w teście t-Studenta kilku innych zmiennych w grupie GP3. Statystyczną różnicę wykazały zakresy zmian oscylacji OSC(X)_std ($p < 0,05$) i OSC(Z)_std ($p < 0,005$), pomimo jednakowych wartości (na przyjętym poziomie dokładności) w obu grupach (T3 i GP3). W odróżnieniu od zestawienia standardowych modeli wyznaczania położenia OSC (grupy T1 i T3), różnice wystąpiły także dla zmian energii kinetycznej składowej wzdłużnej (ΔEky_std), co wpłynęło na sumaryczny wskaźnik ΔEk_std z uwagi na największy udział Eky w całkowitej Ek. W obu przypadkach modyfikacja powiązana była ze zwiększeniem wartości tych energii. Zjawisko wzrostu ΔEky_std w czasie ciąży mogło być efektem zaobserwowanego wzrostu masy badanych kobiet oraz wzrostu prędkości chodu w III trymestrze. Wzrost ΔEky_std w czasie ciąży można także tłumaczyć bardziej dynamicznymi i wyraźniejszymi zmianami w zakresie rozpędzania i hamowania OSC w każdym kroku w końcowym etapie ciąży. Wzrost wartości zaobserwowano także w odniesieniu do zmiany energii całkowitej (ΔEc_std), natomiast zmiana energii potencjalnej (ΔEp_std) mimo zbliżonych wartości uległa nieznacznemu zmniejszeniu w grupie GP3 względem grupy T3.

W odpowiedzi na czwarte pytanie badawcze stwierdzono, że modyfikacja modelu wyznaczania położenia OSC (Mod-1) wykazała istotne statystycznie różnice ($p < 0,05$) względem grupy kontrolnej (GolemCOM) również tylko dla zmiennej ΔEkx_std (podobnie jak w zestawieniu grup GP3 z T3), ponieważ zmienne SSUP, RECOV_1, FO i OFO wykazały istotność statystyczną różnic ($p < 0,05$) także w zestawieniu grup T3 z GK z zastosowaniem standardowego modelu GolemCOM. Wspomniane obserwacje dotyczące zmiennej ΔEkx_std potwierdzają czwartą z postawionych hipotez w zakresie tych zmiennych.

Otrzymane wyniki na podstawie zastosowania zmodyfikowanego modelu Mod-1 pozostają trudne do zinterpretowania z uwagi na znikomą liczbę doniesień i analiz o tej tematyce. Nie do końca poznany pozostaje także wpływ zmiany położenia środka

ciężkości tułowia oraz dystrybucji mas poszczególnych segmentów na położenie OSC u kobiet w ciąży. Pomimo znaczącego i zwiększającego się wraz z trwaniem ciąży udziału masy tułowia w całkowitej masie ciała, prawdopodobnie stosunkowo niewielkie zmiany jego położenia względem pozostałych segmentów ciała powodują, że trajektoria OSC ulega niewielkiej zmianie w stosunku do wyników uzyskanych z wykorzystaniem standardowego modelu matematycznego. W związku z tym modyfikacja dokonana przez autora pracy, w oparciu o wyniki Cateny i wsp. (2018), na podstawie metody według Pavola i wsp. (2002) jest nowatorskim podejściem do analizy chodu, które wymaga dalszych poszukiwań w tym zakresie. Zaistniałe w badaniach własnych różnice pomiędzy modelami (szczególnie dla oscylacji OSC w kierunku bocznym i pionowym) oraz wnioski innych autorów (Catena i wsp. 2018, Haddox i wsp. 2020) sugerują konieczność prowadzenia dalszych prac nad określeniem zmian położenia OSC dla kobiet w ciąży, z wykorzystaniem modeli lepiej dopasowanych do realiów badanego zjawiska. Dodatkowo nieznanym pozostaje wpływ dokonanej modyfikacji modelu (Mod-1) na inne parametry kinetyczne i kinematyczne, możliwe do wyznaczenia podczas chodu kobiet w ciąży, a nie analizowane w niniejszej pracy.

5 Wnioski

1. Odnotowano istotne różnice w zakresie niektórych z analizowanych zmiennych w porównaniach schematów chodu kobiet w I i III trymestrze ciąży. Najistotniejszym z analizowanych zmiennych, który uległ zmianie w przebiegu ciąży (T1-T3), był zakres bocznej oscylacji ogólnego środka ciężkości ciała, standaryzowany względem wysokości ciała ($\Delta OSC(X)_{std}$) [%], który istotnie wzrósł w grupie T3. Dodatkowo w III trymestrze ciąży skróceniu uległ czas kroku oraz całego cyklu, a także czas fazy pojedynczego podporu. Rozwój ciąży (T1-T3) wpłynął ponadto na poprawę ekonomii chodu – odnotowano wzrost sprawności mechanizmu odzyskiwania energii w grupie T3 względem grupy T1.
2. Kobiety w I trymestrze ciąży poruszały się chodem najmniej korzystnym energetycznie i najbardziej ostrożnie.
3. Odnotowano szereg istotnych różnic w porównaniach schematów chodu w I i III trymestrze ciąży w stosunku do schematu reprezentowanego przez osoby z grupy kontrolnej. W szczególności dotyczyło to zmiennych: $\Delta OSC(X)_{std}$, SSUP i RECOV_1 oraz w mniejszym stopniu FO, OFO, STL i STRL, WS i ΔEp_{std} .
4. Wykorzystanie w obliczeniach modelu wyznaczania położenia OSC, uwzględniającego zmiany dystrybucji mas segmentów ciała oraz położenia środka ciężkości tułowia (Mod-1), które zachodzą w zaawansowanej ciąży, wpłynęło głównie na zmiany w obrębie energii kinetycznej OSC (zwłaszcza ΔEkx_{std}), a także energii potencjalnej i całkowitej OSC oraz oscylacji pionowych i bocznych ogólnego środka ciężkości ciała.
5. Modyfikacja modelu wyznaczania położenia OSC (Mod-1), względem wyników standardowego modelu w grupie T3, wpłynęła na zwiększenie różnic w wartościach większości zmiennych charakteryzujących energetykę chodu, w odniesieniu do wyników grupy GK z zastosowaniem modelu GolemCOM. Jednak w odróżnieniu od porównania grupy T3 z GK, statystyczną istotność różnic zaobserwowano tylko dla ΔEkx_{std} . Chód kobiet w grupie GP3 różnił się od chodu grupy GK dla zmiennych RECOV_1, SSUP, FO i OFO.
6. Wyniki uzyskane za pomocą zmodyfikowanego modelu wyznaczania położenia OSC, uwzględniającego zmianę dystrybucji mas segmentów ciała potwierdzają słuszność jego zastosowania w analizie chodu kobiet w zaawansowanej ciąży i otwierają nowy obszar dla prac badawczych w tym zakresie.

6 Piśmiennictwo

1. Aguiar, L., Santos-Rocha, R., Branco, M., Vieira, F., Veloso, A. (2014). Biomechanical model for kinetic and kinematic description of gait during second trimester of pregnancy to study the effects of biomechanical load on the musculoskeletal system. *Journal of Mechanics in Medicine and Biology*, 14(1).
2. Aguiar, L., Santos-Rocha, R., Vieira, F., Branco, M., Andrade, C., Veloso, A. (2015). Comparison between overweight due to pregnancy and due to added weight to simulate body mass distribution in pregnancy. *Gait & Posture*, 42, 511-517.
3. Albino, M. A., Moccellini, A. S., da Silva Firmento B., Driusso, P. (2011). Gait force propulsion modifications during pregnancy: effects of changes in feet's dimensions. *Revista Brasileira de Ginecologia e Obstetrícia*, 33(7), 164-169.
4. Baker, R., Kirkwood, C., Pandy, M. (2004). Minimizing the vertical excursion of the center of mass is not the primary aim of walking. [w:] *Eighth International Symposium on the 3-D Analysis of Human Movement*. Tampa, Floryda, 31 III – 2 IV, 101-104.
5. Bartlett, R. (2007). *Introduction to Sports Biomechanics 2nd Edition*. Analysing Human Movement Patterns. Routledge Taylor and Francis e-Library, 219.
6. Berbyuk, V. E., Grasyuk, G. V., Nishchenko, N. I. (1999). Mathematical modeling of the dynamics of the human gait in the saggital plane. *Journal of Mathematical Sciences*, 96(2), 3047-3056.
7. Bertuit, J., Feipel, V., Rooze, M. (2015). Temporal and spatial parameters of gait during pregnancy. *Acta of Bioengineering and Biomechanics*, 17, 2, 93-101.
8. Bertuit, J., Leyh, C., Rooze, M., Feipel, V. (2017). Pregnancy-related changes in center of pressure during gait. *Acta of Bioengineering and Biomechanics*, 19, 4, 95-102.
9. Bertuit, J., Van Lint, C. E., Rooze, M., Feipel, V. (2018). Pregnancy and pelvic girdle pain: Analysis of pelvic belt on pain. *J ClinNurs.*, 27(1-2), 129-137.
10. Bird, A. R., Menz, H. B., Hyde, C. C. (1999). The effect of pregnancy on footprint parameters. A prospective investigation. *Journal of American Podiatric Medical Association*, 89(8), 405-409.
11. Błaszczyk, J. W. (2019). *Biomechanika kliniczna*. Wydawnictwo Lekarskie PZWL, Warszawa.
12. Błaszczyk, J. W., Opala-Berdzik, A., Plewa, M. (2016). Adaptive changes in spatiotemporal gait characteristics in women during pregnancy. *Gait & Posture*, 43, 160-164.
13. Bober, T., Zawadzki, J. (2003). *Biomechanika układu ruchu człowieka*. Wyd. II. AWF Wrocław.
14. Branco, M., Santos-Rocha, R., Aguiar, L., Vieira, F., Veloso, A. (2013). Kinematic analysis of gait in the second and third trimesters of pregnancy. *Journal of Pregnancy*, 2013(8):718095.
15. Branco, M., Santos-Rocha, R., Vieira, F. (2014). Biomechanics of Gait during Pregnancy. *The Scientific World Journal*, 2014, 1–5.
16. Bręborowicz, G. H. (2020). *Położnictwo i Ginekologia*. Wydawnictwo Lekarskie PZWL, Warszawa.
17. Buck Louis, G. M., Grewal, J., Albert, P. S., Sciscione, A., Wing, D. A., Grobman, W. A., Newman, R. B., Wapner, R., D'Alton, M. E., Skupski, D., Nageotte, M. P., Ranzini, A. C., Owen, J., Chien, E. K., Craigo, S., Hediger, M. L., Kim, S., Zhang, C., Grantz, K. L. (2015). Racial/ethnic standards for fetal growth: the NICHD Fetal Growth Studies. *American Journal of Obstetrics and Gynecology*, 213, 4,449.

18. Butler, E.E., Colón, I., Druzin, M. L., Rose, J.(2006). Postural equilibrium during pregnancy: decreased stability with an increased reliance on visual cues. *American Journal of Obstetrics and Gynecology* 195 (4), 1104–1108.
19. Byrne, N. M., Groves, A. M., McIntyre, H. D., Callaway, L. K. (2011). Changes in resting and walking energy expenditure and walking speed during pregnancy in obese women. *The American Journal of Clinical Nutrition*, 94(6), 819-830.
20. Carpes, F. P., Griebeler, D., Kleinpaul, J. F., Mann, L., Mota, C. B. (2008). Women able-bodied gait kinematics during and post pregnancy period. *Revista Brasileira de Biomecânica*, 9(16), 33-40.
21. Catena, R. D., Campbell, N., Werner, A. L., Iverson, K. M. (2019b). Anthropometric changes during pregnancy provide little explanation of dynamic balance changes. *Journal of Applied Biomechanics*, 35, 3, 232-239.
22. Catena, R. D., Campbell, N., Wolcott, W. C., Rothwell, S. A. (2019a). Anthropometry, standing posture, and body center of mass changes up to 28 weeks postpartum in Caucasians in the United States. *Gait and Posture*, 70, 196-202.
23. Catena, R. D., Chen, S-H., Chou, L-S. (2017). Does the anthropometric model influence whole-body center of mass calculation in gait? *Journal of Biomechanics*, 59, 23-28.
24. Catena, R. D., Connolly, Ch. P., McGeorge, K. M., Campbell, N. (2018). A comparison of methods to determinate center of mass during pregnancy. *Journal of Biomechanics*, 71, 217-224.
25. Cavagna, Franzetti, P., Fuchimoto, T. (1983a). The mechanics of walking in children. *Journal of Physiology*, 343, 323-339.
26. Cavagna, G. A., Kaneko, M. (1977). Mechanical work and efficiency in level walking and running. *The Journal of Physiology*, 268(2), 647-681.
27. Cavagna, G. A., Legramandi, M. A. (2020). The phase shift between potential and kinetic energy in human walking. *Journal of Experimental Biology*, jeb.232645.
28. Cavagna, G. A., Saiben, F. P., Margaria, R. (1963). External work in walking. *Journal of Applied Physiology*, 18, 1-9.
29. Cavagna, G. A., Tesio, L., Fuchimoto, T., Heglund, N. C. (1983b). Ergometric evaluation of pathological gait. *Journal of Applied Physiology*, 55(2), 607-613.
30. Cavagna, G. A., Willems, P. A., Heglund, N. C. (2000). The role of gravity in human walking: pendular energy exchange, external work and optimal speed. *The Journal of Physiology*, 528(3), 657–668.
31. Cavagna, G. A., Willems, P. A., Legramandi, M. A., Heglund, N. C. (2002). Pendular energy transduction within the step in human walking. *The Journal of Experimental Biology*, 205, 3413-3422.
32. Christensen, L., Veierød, M. B., Vøllestad, N. K., Jakobsen, V. E., Stuge, B., Cabri, J., Robinson, H. S. (2019). Kinematic and spatiotemporal gait characteristics in pregnant women with pelvic girdle pain, asymptomatic pregnant and non-pregnant women. *Clinical Biomechanics*, 68, 45–52.
33. Chwała, W., Maciejasz, P. (2008). Wizualizacja ruchu - systemy rejestracji ruchu i ich zastosowanie. *Inżynieria biomedyczna: księga współczesnej wiedzy tajemnej w wersji przystępnej i przyjemnej*. red. nauk. R. Tadeusiewicz, Kraków, AGH Uczelniane Wydawnictwa Naukowo-Dydaktyczne, 132-140.
34. Chwała, W., Maciejasz, P. (2009). Fascynacja ruchem - technika Motion Capture Podstawy inżynierii biomedycznej. red. nauk. R. Tadeusiewicz, P. Augustyniak. Kraków, Wydawnictwa AGH, T(1), 313-338.
35. Chwała, W. (2013). Wpływ prędkości na zmiany położenia środka ciężkości ciała i sprawność mechanizmu odzyskiwania energii w chodzie fizjologicznym i sportowym. AWF Kraków.

36. Chwała, W., Mirek, W., Mleczek, E., Ruchlewicz, T. (2007). Technika chodu sportowego czołowych zawodników świata. *Antropomotoryka*, 17(38), 55-62.
37. Conder, R., Zamani, R., Akrami, M. (2019). The Biomechanics of Pregnancy: A Systematic Review. *Journal of Functional Morphology and Kinesiology*, 4, 72.
38. Crowe, A., Schiereck, P., de Boer, R. W., Keessen, W. (1995). Characterization of human gait by means of body center of mass oscillations derived from ground reaction forces. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 42(3), 293–303.
39. de Leva, P. (1996). Adjustments to Zatsiorsky-Seluyanov's segment inertia parameters. *Journal of Biomechanics*, 29, 1223-1230.
40. Della Croce, U., Riley, P. O., Lelas, J. L., Kerrigan, D. C. (2001). A refined view of the determinants of gait. *Gait and Posture*, 14, 2, 79-84.
41. Detrembleur, C., van den Hecke, A., Dierick, F. (2000). Motion of the body centre of gravity as a summary indicator of the mechanics of human pathological gait. *Gait and Posture*, 12, 243-250.
42. Donelan, J. M., Kram, R., Kuo A. D. (2002). Mechanical work for step-to-step transitions is a major determinant of the metabolic cost of human walking. *The Journal of Experimental Biology*, 205, 3717-3727.
43. Dumas, G. A., Leger, A., Plamondon, A., Charpentier, K. M., Pinti, A., McGrath, M. (2010). Fatigability of back extensor muscles and low back pain during pregnancy. *Clinical Biomechanics*, 25, 1-5.
44. Dumas, G. A., Reid, J. G. (1999). Laxity of knee cruciate ligaments during pregnancy. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 26(1), 2-6.
45. Dumas, G. A., Reid, J. G., Wolfe, L. A., Griffin, M. P., McGrath, M. J. (1995). Exercise, posture, and back pain during pregnancy. *Clinical Biomechanics*, 10(2), 98-103.
46. Dunning, K., LeMasters, G., Bhattacharya, A. (2010). A major health issue: the high incidence of falls during pregnancy. *Maternal and Child Health Journal*, 14(5), 720-725.
47. Dunning, K., LeMasters, G., Levin, L., Bhattacharya, A., Alterman, T., Lordo, K. (2003). Falls in workers during pregnancy: risk factors, job hazards, and high risk occupations. *American Journal of Industrial Medicine*, 44(6), 664–672.
48. Eames, M. H. A., Baker, R. (1999). Full body model for Centre Of Mass Position. Belfast, Irlandia Północna.
49. Eames, M. H. A., Cosgrove, A., Baker, R. (1999). Comparing methods of estimating the total body centre of mass in three-dimensions in normal and pathological gaits. *Human Movement Science*, 18, 637-646.
50. Ersal, T., McCrory, J. L., Sienko, K. H. (2014). Theoretical and experimental indicators of falls during pregnancy as assessed by postural perturbations. *Gait & Posture*, 39(1), 218-23.
51. Falola, J.M., Gouthon, P., Koussihouede, F.E., Agossa, B., Brisswalter, J. (2009). Modification du patron locomoteur pendant la grossesse : étude d'une population rurale africaine. [ang. Gait coordination in pregnancy: A study in a rural population in Africa]. *Science and Sports*, 24, 49-51.
52. Forczek, W., Curyło, M. (2014). Biomechanical aspects of locomotion during pregnancy in terms of Froude number. [w:] Urbanik Cz., Mastalerz A. (red.), Selected aspects of sports biomechanics and rehabilitation. Vol. II. AWF Warszawa, 21-31.
53. Forczek, W., Curyło, M., Forczek, B. (2017). Physical activity assessment during gestation and its outcomes: a review. *Obstetrical and Gynecological Survey*, 72 (7), 425-444.
54. Forczek, W., Ivanenko, Y., Bielatowicz, J., Waclawik, K. (2018). Gait assessment of the expectant mother - systematic study. *Gait & Posture*, 62, 7–19

55. Forczek, W., Ivanenko, Y., Curyło, M., Frączek, B., Masłoń, A., Salamaga, M., Suder, A. (2019b). Progressive changes in walking kinematics throughout pregnancy – A follow up study. *Gait and Posture*, 68, 518-524.
56. Forczek, W., Ivanenko, Y., Salamaga, M., Sylos-Labini, F., Frączek, B., Masłoń, A., Curyło, M., Suder, A. (2020). Pelvic movements during walking throughout gestation - the relationship between morphology and kinematic parameters. *Clinical Biomechanics*, 71, 146-151.
57. Forczek, W., Masłoń, A., Curyło, M., Frączek, B., Suder, A. (2016). Pregnancy-related adjustments in the walking pattern and lifestyle - a follow up case study.
58. Forczek, W., Masłoń, A., Frączek, B., Curyło, M., Slamaga, M., Suder, A. (2019a). Does the first trimester of pregnancy induce alterations in the walking pattern? *PLoS ONE*, 14(1): e0209766, 1-15.
59. Forczek, W., Staszkiwicz, R. (2012). Changes of kinematic gait parameters due to pregnancy. *Acta of Bioengineering and Biomechanics*, 14(4), 413-419.
60. Foti, T., Davids, J. R., Bagley, A. (2000). A biomechanical analysis of gait during pregnancy. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, 82(5), 625-632.
61. Franklin, M. E., Conner-Kerr, T. (1998). An analysis of posture and back pain in the first and third trimesters of pregnancy. *Journal of Orthopedic and Sports Physical Therapy*, 28, 3, 133-138.
62. Gard, S. A., Childress, D. S. (1997). The effect of pelvic list on the vertical displacement of the trunk during normal walking. *Gait and Posture*, 5, 3, 233-238.
63. Gard, S. A., Childress, D. S. (1999). The influence of stance-phase knee flexion on the vertical displacement of the trunk during normal walking.
64. Gard, S. A., Miff, S. C., Kuo, A. D. (2004). Comparison of kinematic and kinetic methods for computing the vertical motion of the body center of mass during walking. *Human Movement Science*, 22(6), 597–610.
65. Gider, F., Maticic, Z., Bajd, T. (2005). A quantitative gait assessment method based on energy exchange analysis during walking: a normal gait study. *Journal of Medical Engineering & Technology*, 29, 90-94.
66. Gill, S. V., Ogamba, M., Lewis, C. L. (2016). Effect of additional anterior body mass on gait. *BMC Pregnancy and Childbirth*, 16:109.
67. Gilleard, W. L. (2013). Trunk motion and gait characteristics of pregnant women when walking: report of a longitudinal study with a control group. *BMC Pregnancy and Childbirth*, 13:71.
68. Gilleard, W., Crosbie, J., Smith, R. (2008). A longitudinal study of the effect of pregnancy on rising to stand from a chair. *Journal of Biomechanics*, 41, 779–787.
69. Gimunová, M., Kasović, M., Zvonar, M., Turčinek, P., Matković, B., Ventruba, P., Vaváček, M., Knjaz, D. (2015). Analysis of ground reaction force in gait during different phases of pregnancy. *Kinesiology*, 47, 2, 3-10.
70. Gimunová, M., Zvonař, M., Sebera, M., Turčinek, P., Kolářová, K. (2020). Special footwear designed for pregnant women and its effect on kinematic gait parameters during pregnancy and postpartum period. *PLOS ONE*, 15(5), e0232901.
71. Glinkowski, W. M., Tomasik, P., Walesiak, K., Głuszak, M. i wsp. (2016). Posture and low back pain during pregnancy – 3D study. *Ginekol. Pol.*, 87, 575–580.
72. Głodek, A., Kubiczak, M., Urbaniak, P., Walkowiak, G., Nowak-Markwitz, E., Jankowska, A. (2012). Ludzka gonadotropina kosmówkowa – znany hormon
73. Goossens, N., Mass'e-Alarie, H., Aldabe, D., Verbrugge, J., Janssens, L. (2022). Changes in static balance during pregnancy and postpartum: A systematic review. *Gait Posture* 96, 160–172.
74. Gottschall, J. S., Sheehan, R.C., Downs, S.D. (2013). Pregnant women exaggerate cautious gait patterns during the transition between level and hill surfaces. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 23, 1237-1242.

75. Haddox, A. G., Hausselle, J., Azoug, A. (2020). Changes in segmental mass and inertia during pregnancy: A musculoskeletal model of the pregnant woman. *Gait and Posture*, 76, 389–395.
76. Hagan, L., Wong, C. K. (2010). Gait in pregnant women: spinal and lower extremity changes from pre- to postpartum. *Journal of Women's Health Physical Therapy*, 34(2), 46-56.
77. Harrison, A. L., Taylor, N. F., Shields, N., Frawley, H. C. (2018). Attitudes, barriers and enablers to physical activity in pregnant women: a systematic review. *Journal of Physiotherapy*, 64(1), 24–32.
78. Hayot, C., Sakka, S., Fohanno, V., Lacouture, P. (2013). Biomechanical modeling of the 3D center of mass trajectory during walking. *Movement and Sport Sciences - Science and Motricité*, (90), 99–109.
79. Hernandez, A., Silder, A., Heiderscheit, BC., Thelen, DG. (2009). Effect of age on center of mass motion during human walking. *Gait Post.* 30, 217–222.
80. Huang, T. H., Lin, S. C., Ho, C. S., Yu, C. Y., Chou, Y. L. (2002). The gait analysis of pregnant women. *Biomechanical Engineering – Applications, Basis & Communications*, 14, 67-70.
81. Institute of Medicine (IOM). (2009). *Weight Gain During Pregnancy: Reexamining the Guidelines*. The National Academies Press, Washington.
82. Jang, J., Hsiao, K. T., Hsiao-Wecksler, E. T. (2008). Balance (perceived and actual) and preferred stance width during pregnancy. *Clinical Biomechanics*, 23, 468-476.
83. Jansová, M., Hynčík, L. (2008). Biomechanical model of pregnant female for impact purposes. *Engineering Mechanics*, 15, 4, 225-240.
84. Jelen, K., Tetkova, Z., Halounova, L., Pavelka, K., Koudelka, T., Ruzicka, P. (2005). Shape characteristics of the foot arch: dynamics in the pregnancy period. *Neuro Endocrinology Letters*, 26(6), 752-756.
85. Jensen, R. K., Doucet, S., Treitz, T. (1996). Changes in segment mass and mass distribution during pregnancy. *Journal of Biomechanics*, 29, 2, 251-256.
86. Kempiak, J. (2007). *Zmiany ustrojowe w przebiegu ciąży*. [w:] Bręborowicz, G. H., Położnictwo i Ginekologia. Tom 1. Wydawnictwo Lekarskie PZWL, Warszawa.
87. Kerrigan, D. C., Della Croce, U., Marciello, M., Riley, P. O. (2000). A refined view of the determinants of gait: significance of heel rise. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 81, 8, 1077-1080.
88. Kerrigan, D. C., Riley, P. O., Lelas, J. L., Della Croce, U. (2001). Quantification of pelvic rotation as a determinant of gait. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 82, 2, 217-220.
89. Kirtley, Ch. (2006). *Clinical Gait Analysis. Theory and Practice*. Elsevier, Churchill Livingstone, New York.
90. Klimek, A., Chwała, W. (2007). The evaluation of energy cost of effort and changes of centre of mass (COM) during race walking at starting speed after improving the length of lower extremities. *Acta Bioeng. Biomech.* 9(2), 55-60.
91. Korsten-Reck, U., Marquardt, K., Wursten, K. G. (2009). *Schwangerschaft und Sport*. *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin*, 60(5), 117-121.
92. Kozłowska, J. (2006). *Okres ciąży – postępowanie ruchowe*. Rehabilitacja w ginekologii i położnictwie. Kraków.
93. Krkeljas, Z. (2015). *The relationship between gait mechanics and walking economy throughout pregnancy*. Praca doktorska. Potchefstroom Campus of the North-West University.
94. Krkeljas, Z. (2017). Changes in gait and posture as factors of dynamic stability during walking in pregnancy. *Human Movement Science* 58.
95. Krkeljas, Z., Moss, S. J. (2015). Correlating mechanical work with energy consumption during gait throughout pregnancy. *BMC Pregnancy Childbirth*, 15:303.

96. Krkeljas, Z., Moss, S. J. (2018). Relationship between gait kinematics and walking energy expenditure during pregnancy in South African women. *BMC SportsScience, Medicine and Rehabilitation*, 10:11.
97. Li, X., Lu, Z., Cen, X., Zhou, Y., Xuan, R., Sun, D., Gu. Y. (2023). Effect of pregnancy on female gait characteristics: a pilot study based on portable gait analyzer and induced acceleration analysis. *Front. Physiol.* 14:1034132.
98. Linjuan, W., Yan, W., Yinghu, P., Qitao, T., Yaodong, G., Li, L., Ming, Z. (2023). Review of biomechanical deviations among nonpregnant, pregnant, and postpartum cohorts. *Medicine in Novel Technology and Devices*, 18, 100226.
99. Lou, S.-Z., Chou, Y.-L., Chou, P.-H., Lin, C.-J., Chen, U.-C., Su, F.-C. (2001). Sit-to-stand at different periods of pregnancy. *Clinical Biomechanics*, 16, 194–198.
100. Lymbery, J. K., Gilleard, W. (2005). The stance phase of walking during late pregnancy: temporospatial and ground reaction force variables. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 95(3), 247-253.
101. Majchrzycki, M., Mrozikiewicz, P., Kocur, P., Bartkowiak-Wieczorek, J., Hoffmann, M., Stryła, W., Seremak-Mrozikiewicz, A., Grześkowiak, E. (2010). Dolegliwości bólowe dolnego odcinka kręgosłupa u kobiet w ciąży. *Ginekologia Polska*, 81, 851-855.
102. Malatesta, D., Vismara, L., Menegoni, F., Galli, M., Romei, M., Capodaglio, P. (2009). Mechanical External Work and Recovery at Preferred Walking Speed in Obese Subjects. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 41(2), 426–434.
103. Marshall, M. R., Montoye, A. H. K., George, A. J. (2018). Pregnancy walking cadence does not vary by trimester. *Gait and Posture*, 65, 81-85.
104. Masłoń, A., Suder, A., Curyło, M., Frączek, B., Salamaga, M., Ivanenko, Y., Forczek-Karkosz, W. (2022). Influence of pregnancy related anthropometric changes on plantar pressure distribution during gait. A follow-up study. *PLoS ONE* 17(3): e0264939.
105. McCrory, J. L., Chambers, A. J., Daftary, A., Redfern, M. S. (2013). Ground reaction forces during stair locomotion in pregnancy. *Gait & Posture*, 38, 684-690.
106. McCrory, J. L., Chambers, A. J., Daftary, A., Redfern, M. S. (2014). Ground reaction forces during stair locomotion in pregnant fallers and non-fallers. *Clinical Biomechanics*, 29, 143-148.
107. McCrory, J. L., Chambers, A. J., Daftary, A., Redfern, M. S. (2010a). Dynamic postural stability during advancing pregnancy. *Journal of Biomechanics*, 43, 2434-2439.
108. McCrory, J. L., Chambers, A. J., Daftary, A., Redfern, M. S. (2010b). Dynamic postural stability in pregnant fallers and non-fallers. *International Journal of Obstetrics and Gynaecology*, 117(8), 954-962.
109. McCrory, J. L., Chambers, A. J., Daftary, A., Redfern, M. S. (2019). Torso Kinematics during Gait and Trunk Anthropometry in Pregnant Fallers and Non-fallers. *Gait and Posture*.
110. Melzer, K., Schutz, Y., Boulvain, M., Kayser, B. (2009). Pregnancy-related changes in activity energy expenditure and resting metabolic rate in Switzerland. *European Journal of Clinical Nutrition*, 63(10), 1185-1191.
111. Melzer, K., Schutz, Y., Soehnchen, N., Othenin-Girard, V., Martinez de Tejada, B., Boulvain, M., Kayser, B. (2010). Effects of recommended levels of physical activity on pregnancy outcomes. *American Journal of Obstetrics and Gynecology*, 202, 266.e1-6.
112. Mian, O. S., Thom, J. M., Ardigo, L. P., Narici, M. V., Minetti, A. E. (2006). Metabolic cost, mechanical work, and efficiency during walking in young and older men. *Acta Physiologica*, 186(2), 127–139.

113. Michnik, R., Zadoń, H., Nowakowska-Lipiec, K., Forczek-Karkosz, W. (2022). How Does the Lumbopelvic Complex Cope with the Obstetrical Load during Standing? Ergonomic Aspects of Body Posture in Pregnant Women. *Applied Sciences*, 2022, 12, 4330.
114. Miller, A. W. F., Hanretty, K. P. (2000). *Obstetrics Illustrated*. Libramed, Warszawa.
115. Minetti, A. E., Ardigò, L. P., Saibene, F. (1994). The transition between walking and running in humans: metabolic and mechanical aspects at different gradients. *Acta Physiologica Scandinavica*, 150(3), 315-323.
116. Moccellini, A. S., Driusso, P. (2012). Adjustments in static and dynamic postural control during pregnancy and their relationship with quality of life: A descriptive study. *Fisioterapia*, 34(5), 196-202.
117. Mudd, L. M., Owe, K. M., Mottola, M. F., Pivarnik, J. M. (2013). Health Benefits of Physical Activity during Pregnancy. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 45(2), 268–277.
118. Nicholls, J. A., Grieve, D. W. (1992). Posture, performance and discomfort in pregnancy. *Applied Ergonomics*, 23, 2, 128-132.
119. Ogamba, M. I., Loverro, K. L., Laudicina, N. M., Gill, S. V., Lewis, C. L. (2016). Changes in gait with anteriorly added mass: a pregnancy simulation study. *Journal Applied Biomechanics*, 32(4), 379-387.
120. Opala-Berdzik, A., Bacik, B., Cieślińska-Świder, J., Plewa, M., Gajewska, M. (2010). The influence of pregnancy on the location of the center of gravity in standing position. *Journal of Human Kinetics*, 26, 5-11.
121. Opala-Berdzik, A., Bacik, B., Kurkowska, M. (2009). Zmiany biomechaniczne u kobiet w ciąży. *Fizjoterapia*, 17(3), 51-55.
122. Opala-Berdzik, A., Błaszczyk, J. W., Bacik, B., Cieślińska-Świder, J., Świder, D., Sobota, G., Markiewicz, A. (2015). Static Postural Stability in Women during and after Pregnancy: A Prospective Longitudinal Study. *PLOS ONE*, 10(6), e0124207.
123. Ortega, JD., Farley, CT. (2005). Minimizing center of mass vertical movement increases metabolic cost in walking. *J. Appl. Physiol.* 99, 2099–2107.
124. Östgaard, H. C., Zetherström, G., Roos-Hansson, E., Svanberg, B. (1994). Reduction of back and posterior pelvic pain in pregnancy. *Spine*, 19, 8, 894-900.
125. Östgaard, H. C., Andersson, G. B. J., Schultz, A. B., Miller, J. A. A. (1993). Influence of some biomechanical factors on low-back pain in pregnancy. *Spine*, 18, 1, 61-65.
126. Palmer, C. E. (1944). Studies of the Center of Gravity in the Human Body. *Child Development*, 15, 2/3, 99-180.
127. Pascual, Z. N., Langaker, M. D. (2023). *Physiology, Pregnancy*. [Internet] StatPearls Publishing, Treasure island (FL).
128. Paul, J. A., Frings-Dresen, M. H. W. (1994). Standing working posture compared in pregnant and non-pregnant conditions. *Ergonomics*, 37, 9, 1563-1575.
129. Pavei, G., Salis, F., Cereatti, A., Bergamini, E. (2020). Body center of mass trajectory and mechanical energy using inertial sensors: a feasible stride? *Gait and Posture*, 80, 199-205.
130. Pavei, G., Seminati, E., Cazzola, D., Minetti, A. E. (2017). On the Estimation Accuracy of the 3D Body Center of Mass Trajectory during Human Locomotion: Inverse vs. Forward Dynamics. *Frontiers in Physiology*, 8:129.
131. Pavol, M. J., Owings, T. M., Grabiner, M. D. (2002). Body Segment inertial parameter estimation for the general population of older adults. *Journal of Biomechanics*, 35, 707-712.
132. Perkins, T.C., Blackwell, S.U. (1998). Accommodation and Occupational Safety for Pregnant Military Personnel. Technical Report AFRL-HE-WP-TR-1999-0019, U.S. Air Force Research Laboratory.

133. Perry, J. (1992). *Gait analysis: normal and pathological function*. SLACK Incorporated, Thorofare.
134. Peyré-Tartaruga, L. A., Dewolf, A. H., di Prampero, P. E., Fábrega, G., Malatesta, D., Minetti, A. E., Monte, A., Pavei, G., Silva-Pereyra, V., Willems, P. A., Zamparo, P. (2021). Mechanical work as a (key) determinant of energy cost in human locomotion: recent findings and future directions. *Experimental Physiology*, 106, 1897–1908.
135. Peyrot, N., Morin, J. B., Thivel, D., Isacco, L., Taillardat, M., Belli, A., Duche, P. (2010). Mechanical Work and Metabolic Cost of Walking after Weight Loss in Obese Adolescents. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 42(10), 1914–1922.
136. Pimentel, R. E., Feldman, J. N., Lewek, M. D., Franz, J. R. (2022). Quantifying mechanical and metabolic interdependence between speed and propulsive force during walking. *Front. Sports Act. Living* 4:942498.
137. Pisarski, T., Skrzypczak, J. (2002). *Zmiany ciążowe w organizmie kobiety*. [w:] Pisarski, T. *Położnictwo i ginekologia*, wyd. IV. Wydawnictwo Lekarskie PZWL, Warszawa.
138. Plagenhoef, S., Evans, F. G., Abdelnour, T. (1983). Anatomical data for analyzing human motion. *Research Quarterly For Exercise And Sport*, 2, 169-178.
139. Ribeiro, A. P., João, S. M., Sacco, I. C. (2013). Static and dynamic biomechanical adaptations of the lower limbs and gait pattern changes during pregnancy. *Women's Health*, 9(1), 99-108.
140. Ribeiro, A.P., Trombini-Souza, F., de Camargo Neves Sacco, I., Ruano, R., Zugaib, M.A., João, S.M. (2011). Changes in the plantar pressure distribution during gait throughout gestation. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 101, 5, 415-423.
141. Rytlewski, K. (2008). Zmiany fizjologiczne w organizmie kobiety ciężarnej i ich znaczenie w praktyce lekarza ogólnego. *Przegląd Lekarski*, 65, 4, 195-202.
142. Santos, M. R. S., Gil, B. M. C., Marques, A. S., Vilas-Boas, J. P., da Silva, J. F. (2008). Comparative analysis of the ground reaction forces, during the support phase, in a group of pregnant women on their 3rd trimester of pregnancy and in a group of not pregnant women. *Fisioterapia*, 21(1), 95-103.
143. Saunders, J. B., Inman, V. T., Eberhart, H. D. (1953). The major determinants in normal and pathological gait. *The Journal of Bone and Joint Surgery*. American volume, 35A(3), 543-558.
144. Schepens, B., Bastien, G. J., Heglund, N. C., Willems, P. A. (2004). Mechanical work and muscular efficiency in walking children. *Journal of Experimental Biology*, 207, 589-596.
145. Schröder, G., Kundt, G., Otte, M., Wendig, D., Schober, H. Ch. (2016). Impact of pregnancy on back pain and body posture in women. *The Journal of Physical Therapy Science*, 28, 1199-1207.
146. Schünke, M., Schulte, E., Schumacher, U. (2013). *Prometeusz. Atlas anatomii człowieka*. Tom I. MedPharm Polska, Wrocław.
147. Schwartz, M. H., Koop, S. E., Bourke, J. L., Baker, R. (2006). A nondimensional normalization scheme for oxygen utilization data. *Gait and Posture* 24(1), 14-22.
148. Scott, J. R., Gibbs, R. S., Karlan, B. Y., Haney, A. F. (2003). *Danforth's obstetrics and gynecology*. Lippincott Williams & Wilkins, Filadelfia.
149. Segal, N. A., Boyer, E. R., Teran-Yengle, P., Glass, N. A., Hillstrom, H. J., Yack, H. J. (2013). Pregnancy leads to lasting changes in foot structure. *American Journal of Physical Medicine and Rehabilitation*, 92, 3, 232-240.
150. Settles, B. H., (2007). *Women's Health: Obstetrics and Pelvic Floor*. [w:] Kisner, C., Colby, L. A. *Therapeutic Exercise. Foundations and Techniques*. 5th Edition. F. A. Davis Company, Filadelfia, 797-824.

151. Siegel, K. L., Kepple, T. M., Stanhope, S. J. (2004). Joint moment control of mechanical energy flow during normal gait. *Gait & Posture*, 19(1), 69-75.
152. Sunaga, Y., Anan, M., Shinkoda, K. (2013). Biomechanics of rising from a chair and walking in pregnant women. *Applied Ergonomics*, 44(5), 792-798.
153. Sutherland, D. H. (2005). The evolution of clinical gait analysis, part III, kinetics and energy assessment. *Gait & Posture*, 21(4), 447-461.
154. Syczewska, M. (2010). Badanie ruchu kręgosłupa człowieka podczas chodu. Rozprawa habilitacyjna. Biblioteka Uniwersytetu Medycznego w Poznaniu.
155. Szumilewicz, A., Wojtyła, A., Zarębska, A., Drobnik-Kozakiewicz, I., Sawczyn, M., Kwitniewska, A. (2013). Influence of prenatal physical activity on the course of labour and delivery according to the new Polish standard for perinatal care. *Annals of Agricultural and Environmental Medicine*, 20(2), 380-389.
156. Talbot, L., MacLennan, K. (2016). Physiology of pregnancy. *Anaesthesia and Intensive Care Medicine*, 17(7), 341-345.
157. Tanigawa, A., Morino, S., Aoyama, T., Takahashi, M. (2018). Gait analysis of pregnant patients with lumbopelvic pain using inertial sensor. *Gait and Posture*, 65, 176-181.
158. Tesio, L., Lanzi, D., Detrembleur, C. (1998a). The 3-D motion of the center of gravity of the human body during level walking. I. Normal subjects at low and intermediate walking speeds. *Clinical Biomechanics*, 13(2), 77-82.
159. Tesio, L., Lanzi, D., Detrembleur, C. (1998b). The 3-D motion of the center of gravity of the human body during level walking. II. Lower limb amputees. *Clinical Biomechanics*, 13(2), 83-90.
160. Umberger, B. R., Martin, P. E. (2007). Mechanical power and efficiency of level walking with different stride rates. *J. Exp. Biol.* 210, 3255-3265.
161. Urtnowska, K., Bułatowicz, I., Radzimińska, A., Woźniak, M., Wiśniewski, J., Zukow, W. (2015). Fizjologiczne zmiany w układzie ruchu ciężarnej oraz związane z tym dolegliwości bólowe odcinka lędźwiowo-krzyżowego – badanie stopnia odczuwania bólu kręgosłupa w trakcie prawidłowo przebiegającej ciąży. *Journal of Education, Health and Sport*, 5(7), 105-116.
162. Van Raaij, J. M., Schonk, C., Vermaat-Miedema, S. H., Peek, M. E., Hautvast, J. G. (1990). Energy cost of walking at a fixed pace and self-paced before, during, and after pregnancy. *The American Journal of Clinical Nutrition*, 51, 158-161.
163. Walaszek, R., Kasperczyk, T., Magiera, L. (2007). Diagnostyka w kinezyterapii i masażu. Biosport, Kraków.
164. Waters, R. L., Lundsford, B. R. (1988). Energyspeed relationship of walking: standard tables. *Journal of Orthopaedic Research*, 6, 215-222.
165. Waters, R. L., Mulroy, S. (1999). The energy expenditure of normal and pathological gait. *Gait and Posture*, 9, 207-231.
166. Whitcom, K. K., Shapiro, L. J., Lieberman, D. E. (2007). Fetal load and the evolution of lumbar lordosis in bipedal hominins. *Nature*, 450, 1075-1078.
167. Whittle, M. W., Levine, D., Richards, J. (2012). *Whittle Analiza chodu*. Wydanie I. Elsevier Urban & Partner, Wrocław.
168. Widen, E. M., Gallagher, D. (2014). Body composition changes in pregnancy: measurement, predictors and outcomes. *European Journal of Clinical Nutrition*, 68, 643-652.
169. Winter, D. A. (1979). A new definition of mechanical work done in human movement. *Journal of Applied Physiology*, 46(1), 79-83.
170. Winter, D. A. (1990). *Biomechanics and Motor Control of Human Movement*. Wiley-Interscience, New York.
171. Winter, D. A. (2009). *Biomechanics and Motor Control of Human Movement*, 4th ed. John Wiley & Sons, Hoboken, New Jersey.

172. Winter, D. A., Quanbury, A. O., Reimer, G. D. (1976). Analysis of instantaneous energy of normal gait. *Journal of Biomechanics* 9, 253-257.
173. Wu, W., Meijer, O. G., Huang, Z. -J., Liu, X. -X. (2010). Motor coordination mode of transverse pelvic and thoracic rotations during walking in healthy pregnant women. *Journal of Clinical Rehabilitative Tissue Engineering Research*, 14(2), 375-380.
174. Wu, W., Meijer, O. G., Lamoth, C. J., Uegaki, K., van Dieën, J. H., Wuisman, P. I., de Vries, J. I., Beek, P. J. (2004). Gait coordination in pregnancy: transverse pelvic and thoracic rotations and their relative phase.
175. Yang, J. J., Zou, Q. (2010). Prediction of on-stride walking for pregnant women. *ASME 2010 International Mechanical Engineering Congress and Exposition. Vol. 2: Biomedical and Biotechnology Engineering, Vancouver.*
176. Yoo, H., Shin, D., Song, C. (2015). Changes in the spinal curvature, degree of pain, balance ability, and gait ability according to pregnancy period in pregnant and nonpregnant women. *Journal of Physical Therapy Science*, 27(1), 279–284.

Streszczenie

W czasie ciąży wszystkie zmiany zachodzące w kobiecym organizmie wzajemnie na siebie oddziałują, w pewnym stopniu zmieniając biomechanikę ruchu ciężarnej. W dużej mierze dzieje się tak za sprawą przyrostu masy ciała i związanego z nią położenia OSC. Zamiarem autora było zgłębienie kwestii adaptacji mechanicznej ciała przyszłej matki do zmian, jakie niesie za sobą rozwój ciąży.

W tym celu wykorzystano system Vicon i zbadano chód swobodny, jako podstawową formę lokomocji, w grupie 26 kobiet w początkowym okresie ciąży (T1, I trymestr ciąży), a następnie porównano z wynikami chodu tych samych kobiet w zaawansowanej ciąży (T3, III trymestr ciąży). Dodatkowo, zgodnie z dostępną literaturą, wykonano autorską modyfikację matematycznego modelu wyznaczania położenia OSC (Mod-1), uwzględniając zmiany rozkładu masy poszczególnych segmentów ciała kobiet w zaawansowanej ciąży. W celu określenia przydatności zastosowanej modyfikacji modelu, chód grupy kobiet w III trymestrze ciąży poddano powtórnej analizie z wykorzystaniem Mod-1 (grupa GP3) i porównano z wynikami chodu grupy T3 dla podstawowego modelu wyznaczania położenia OSC (GolemCOM).

Wszystkie otrzymane wyniki zestawiono z wynikami chodu swobodnego odpowiednio dobranej grupy kontrolnej 26 kobiet niebędących w ciąży (GK). Na podkreślenie zasługuje również fakt, iż otrzymane wartości zmiennych biomechanicznych poddano standaryzacji uwzględniającej budowę somatyczną kobiet i długość cyklu chodu w celu ujednolicenia otrzymanych wyników.

Porównaniu poddano pięć kategorii zmiennych: strukturę grupy eksperymentalnej i zmienne antropometryczne, parametry czasowo-przestrzenne, boczne i pionowe oscylacje OSC, składowe energii mechanicznej OSC oraz wskaźnik odzyskiwania energii podczas chodu.

Realizując pierwszy z postawionych celów pracy, zaobserwowano, że pomiędzy I a III trymestrem ciąży masa ciała badanych kobiet wzrosła o 11,31 kg, a wskaźnik BMI o 3,97 kgm⁻² ($p < 0,001$, ANOVA; $p = 0,0000$, t-Studenta). Trzecim wskaźnikiem wykazującym różnicę w przebiegu ciąży był zakres bocznej oscylacji ogólnego środka ciężkości ciała $\Delta OSC(X)_{std}$, który wzrósł o 0,3% w grupie T3 względem grupy T1 ($p = 0,0091N$, ANOVA; $p = 0,0000$, t-Studenta). Dodatkowo zmienne STT, STRT, SSUP i RECOV_1 wykazały różnice tylko w jednym z testów statystycznych. W przebiegu ciąży (T1-T3) skróceniu uległ czas kroku (STT) oraz cyklu (STRT) odpowiednio o 0,01

s i 0,02 s. W przypadku zmiennej RECOV_1 kobiety w początkowym okresie ciąży, pomimo braku znaczących zmian morfologicznych, poruszały się chodem najmniej korzystnym energetycznie. W każdym cyklu chodu musiały dostarczyć 56% dodatkowej energii. Rozwój ciąży wpłynął na wzrost sprawności mechanizmu odzyskiwania energii o 3,5% w grupie T3 względem grupy T1.

W zestawieniu wyników grup kobiet w ciąży z wynikami grupy kontrolnej najwięcej istotnych różnic zaobserwowano pomiędzy parametrami chodu grup GK i T1. Najistotniejsze zmiany zaszły w: $\Delta OSC(X)_{std}$ (zmniejszenie o 0,6% w T1), RECOV_1 (zmniejszenie o ok. 10% w T1) i SSUP. Parametry czasowo-przestrzenne (FO, OFO, STL i STRL, WS) a także ΔEp_{std} , również wykazały mniejsze wartości w grupie T1 niż w grupie GK.

Drugim celem pracy była ocena przydatności zmodyfikowanego modelu wyznaczania położenia OSC (Mod-1), do analizy chodu ciężarnych. W zakresie wszystkich analizowanych zmiennych jedynie energia kinetyczna składowej bocznej OSC ($GP3_{\Delta Ekx_{std}}$) wykazała istotną statystycznie różnicę (w obu testach) ze wszystkimi innymi grupami, a największą różnicę odnotowano w zestawieniu z grupą T1. Statystyczną różnicę wykazały zakresy zmian oscylacji $OSC(X)_{std}$ ($p < 0,05$) i $OSC(Z)_{std}$ ($p < 0,005$), w obu grupach (T3 i GP3), a także zmiany energii potencjalnej i całkowitej OSC. Zauważono, że modyfikacja modelu wyznaczania położenia OSC (Mod-1) dodatkowo wykazała istotne statystycznie różnice ($p < 0,05$) względem grupy kontrolnej (GK, GolemCOM) również dla zmiennej ΔEkx_{std} .

Otrzymane wyniki na podstawie zastosowania zmodyfikowanego modelu Mod-1 pozostają trudne do zinterpretowania z uwagi na znikomą liczbę doniesień i analiz o tej tematyce. Nie do końca poznany pozostaje także wpływ zmiany położenia SC tułowia oraz dystrybucji mas poszczególnych segmentów na położenie OSC u kobiet w ciąży. Modyfikacja dokonana przez autora pracy, w oparciu o literaturę, jest nowatorskim podejściem do analizy chodu, które wymaga dalszych poszukiwań w tym zakresie. Zaistniałe w badaniach własnych różnice pomiędzy modelami (szczególnie dla oscylacji OSC w kierunku bocznym) oraz wnioski innych autorów sugerują konieczność prowadzenia dalszych prac nad określeniem zmian położenia OSC dla kobiet w ciąży, z wykorzystaniem modeli lepiej dopasowanych do realiów badanego zjawiska. Dodatkowo nieznanym pozostaje wpływ dokonanej modyfikacji modelu (Mod 1) na inne parametry kinetyczne i kinematyczne, możliwe do wyznaczenia podczas chodu kobiet w ciąży, a nie analizowane w niniejszej pracy.

Abstract

During pregnancy, all changes occurring in the female body interact with each other, to some extent changing the biomechanics of the pregnant woman's movement. This is largely due to the increase in body mass and the associated position of the center of mass (COM). The author's intention was to explore the issue of mechanical adaptation of the future mother's body to the changes brought about by the development of pregnancy.

For this purpose, the Vicon system was used and free gait, as the basic form of locomotion, was examined in a group of 26 women in the early stages of pregnancy (T1, first trimester of pregnancy), and then compared with the gait results of the same women in advanced pregnancy (T3, third trimester of pregnancy). Additionally, in accordance with the available literature, an original modification of the mathematical model for determining the position of the COM (Mod-1) was made, taking into account changes in the distribution of the mass of individual body segments in women in advanced pregnancy. In order to determine the usefulness of the applied modification of the model, the gait of the group of women in the third trimester of pregnancy was subjected to repeated analysis using Mod-1 (group GP3) and compared with the gait results of the T3 group for the basic model of determining the COM position (GolemCOM).

All obtained results were compared with the results of free gait of an appropriately selected control group of 26 non-pregnant women (GK). It is also worth emphasizing that the obtained values of biomechanical variables were subjected to standardization taking into account the somatic structure of the women and the length of the gait cycle in order to normalize the obtained results.

Five categories of variables were compared: the structure of the experimental group and anthropometric variables, time-space parameters, lateral and vertical COM oscillations, mechanical energy components of COM and the energy recovery index during walking.

In order to realize the first of the set goals of the work, it was observed that between the first and third trimester of pregnancy the body mass of the examined women increased by 11.31 kg, and the BMI by 3.97 kgm^{-2} ($p < 0.001$, ANOVA; $p = 0.0000$, Student's t-score). The third indicator showing a difference in the course of pregnancy was the range of lateral oscillation of the general body center of gravity

$\Delta \text{COM}(X)\text{_std}$, which increased by 0.3% in the T3 group compared to the T1 group ($p = 0.0091N$, ANOVA; $p = 0.0000$, Student's t-score). Additionally, the variables STT, STRT, SSUP and RECOV_1 showed differences only in one of the statistical tests. During pregnancy (T1-T3), the step time (STT) and cycle time (STRT) were shortened by 0.01 s and 0.02 s, respectively. In the case of the RECOV_1 variable, women in the initial period of pregnancy, despite the lack of significant morphological changes, moved with the least energetically advantageous gait. In each gait cycle, they had to provide 56% additional energy. The development of pregnancy influenced the increase in the efficiency of the energy recovery mechanism by 3.5% in the T3 group compared to the T1 group.

In the comparison of the results of the pregnant women groups with the results of the control group, the most significant differences were observed between the gait parameters of the GK and T1 groups. The most significant changes occurred in: $\Delta \text{COM}(X)\text{_std}$ (decrease by 0.6% in T1), RECOV_1 (decrease by approx. 10% in T1) and SSUP. The temporal-spatial parameters (FO, OFO, STL and STRL, WS) as well as $\Delta E_p\text{_std}$, also showed lower values in the T1 group than in the GK group.

The second aim of the study was to assess the usefulness of the modified model of determining the COM position (Mod-1) for the analysis of the gait of pregnant women. In terms of all the analyzed variables, only the kinetic energy of the lateral component of the COM (GP3_ $\Delta E_{kx}\text{_std}$) showed a statistically significant difference (in both tests) with all other groups, and the greatest difference was noted in comparison with the T1 group. The statistical difference was shown by the ranges of changes in oscillations $\text{COM}(X)\text{_std}$ ($p < 0.05$) and $\text{COM}(Z)\text{_std}$ ($p < 0.005$), in both groups (T3 and GP3), as well as changes in the potential and total energy of the COM. It was noted that the modification of the COM position determination model (Mod-1) additionally showed statistically significant differences ($p < 0.05$) compared to the control group (GK, GolemCOM) also for the $\Delta E_{kx}\text{_std}$ variable.

The results obtained based on the use of the modified Mod-1 model remain difficult to interpret due to the small number of reports and analyses on this subject. The influence of changes in the position of the SC of the trunk and the distribution of masses of individual segments on the position of the COM among pregnant women also remains not fully understood. The modification made by the author of the work, based on the literature, is an innovative approach to gait analysis, which requires further research in this area. The differences between the models found in our own studies

(especially for COM oscillations in the lateral direction) and the conclusions of other authors suggest the need for further work on determining changes in the COM position for pregnant women, using models better suited to the realities of the phenomenon being studied. Additionally, the influence of the model modification (Mod 1) on other kinetic and kinematic parameters that can be determined during gait of pregnant women and were not analyzed in this study remains unknown.

Spis tabel

Tab. 1.1. Przyrost masy ciała [kg] w III trymestrze ciąży	8
Tab. 1.2. Średni tygodniowy przyrost masy ciała [kg] w poszczególnych segmentach ciała u kobiet ciężarnych (od II do III trymestru) (Jensen 1996).....	9
Tab. 2.1. Charakterystyka grupy eksperymentalnej oraz wiek ciążyowy	32
Tab. 2.2. Zestaw markerów wykorzystany w badaniu	39
Tab. 2.3. Procentowy udział mas [%] poszczególnych segmentów w modelu GolemCOM (T1, T3, GK), oraz w modyfikacjach Mod-1 (GP3) i Mod-2 dla 36-40 tygodnia ciąży (III trymestr), Catena i wsp. (2018) wg. metody Pavola (2002).....	49
Tab. 2.4. Spis skrótów zmiennych wykorzystanych w analizie statystycznej wraz z ich objaśnieniem. Grupy: T1 – kobiety w pierwszym trymestrze ciąży; T3 – kobiety w trzecim trymestrze ciąży; GP3 – trzeci trymestr, Mod-1; GK – grupa kontrolna.	56
Tab. 3.1. Wyniki testowania normalności rozkładu analizowanych zmiennych z wykorzystaniem testu W Shapiro-Wilka we wszystkich grupach badanych	58
Tab. 3.2. Budowa somatyczna kobiet w grupach pomiarowych - statystyka opisowa	60
Tab. 3.3. Parametry czasowo-przestrzenne - statystyka opisowa.....	62
Tab. 3.4. Boczne i pionowe zakresy oscylacji OSC, standaryzowane względem wysokości ciała - statystyka opisowa.....	64
Tab. 3.5. Energetyka OSC, wartości zmiany energii (Δ) - statystyka opisowa.....	69
Tab. 3.6. Wyniki międzygrupowej analizy wariancji ANOVA (Test F) średnich wartości zmiennych, które nie wykazały różnic na poziomie istotności $p < 0,05$ w grupach chodu fizjologicznego kobiet w I trymestrze ciąży (T1), w III trymestrze (T3), w III trymestrze zmodyfikowany model (GP3) oraz w grupie kontrolnej (GK).....	76
Tab. 3.7. Wyniki międzygrupowej analizy wariancji ANOVA (Test F) wraz z testem post hoc Tukey'a (Anova Kruskala-Wallisa z testem post hoc Dunna w przypadku braku rozkładu normalnego) średnich wartości zmiennych, które wykazały istotność różnic na poziomie $p < 0,05$ w grupach chodu fizjologicznego kobiet w I trymestrze ciąży (T1), w III trymestrze (T3), w III trymestrze zmodyfikowany model (GP3) oraz w grupie kontrolnej (GK).....	77
Tab. 3.8. Wyniki testu t-Studenta dla prób zależnych na poziomie istotności $p < 0,05$. Porównanie średnich wartości zmiennych w grupach chodu fizjologicznego kobiet na początku ciąży (I trymestr – T1) z III trymestrem (T3), z III trymestrem zmodyfikowany model (GP3), oraz pomiędzy wariantami modelowania w III trymestrze (T3-GP3).....	89

Spis rycin

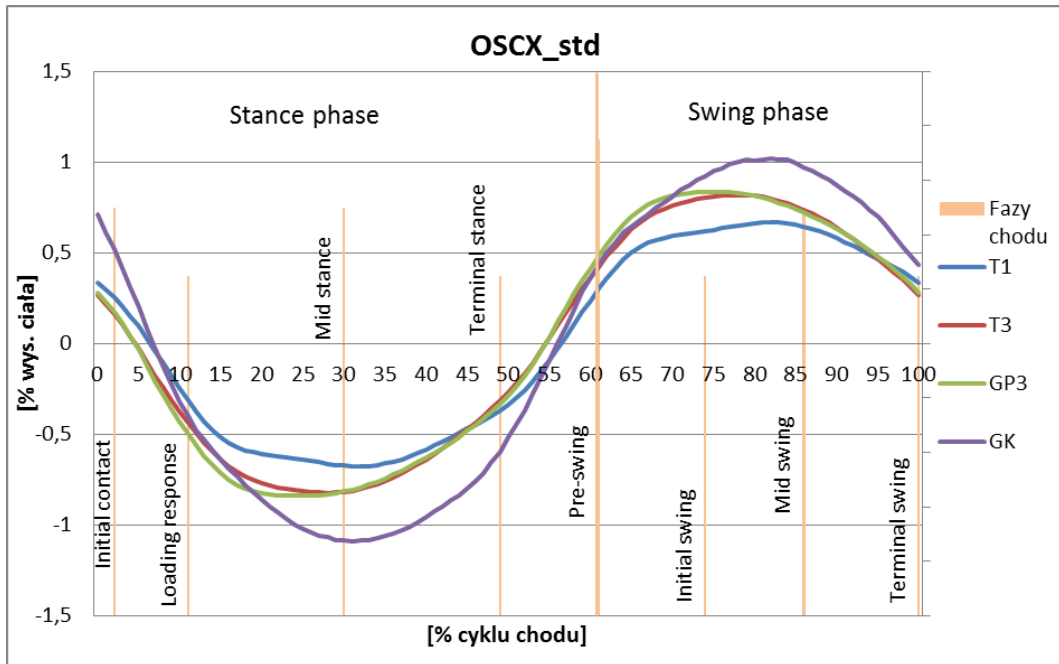
Ryc. 1.1. Relacje czasowe faz pojedynczego i podwójnego podparcia dla rozpoczynającej prawej kończyny (Whittle i wsp. 2012).....	12
Ryc. 2.1. Zestaw markerów systemu VICON	34
Ryc. 2.2. Zaawansowany układ markerów twarzy oraz standardowy dla lewej kończyny górnej (Vicon Manual)	35
Ryc. 2.3. Kamera systemu Vicon 250 (Vicon Manual).....	35
Ryc. 2.4. Stacja robocza Datastation Vicon 250	36
Ryc. 2.5. Podest, ścieżka pomiarowa	37
Ryc. 2.6. Przyrządy kalibracyjne Vicon 250 (Vicon Manual)	38
Ryc. 2.7. Układ markerów na ciele wg modelu Golem.....	38
Ryc. 2.8. Urządzenia do pomiarów antropometrycznych, a) waga z pomiarem wysokości ciała, b) cyrkiel kabłąkowy (https://sklep.meden.com.pl/); c) cyrkiel liniowy (suwakowy) (https://www.stemtools24.pl/)	42
Ryc. 2.9. Program Vicon Workstation, pomiar statyczny (https://documentation.vicon.com)	43
Ryc. 2.10. Vicon BodyBuilder, z lewej strony trajektorie Y, X, Z (od góry), z prawej rekonstrukcja położenia markerów na ciele osoby badanej	44
Ryc. 2.11. Vicon Polygon, wizualizacja postury osoby badanej na podstawie zarejestrowanych markerów	46
Ryc. 2.12. Schemat wyliczania środka ciężkości klatki piersiowej (tułowia) w modelu a) GolemCOM (T1, T3, GK) i b) Mod-1 (GP3) modyfikacja w oparciu o Catena i wsp. (2018). T1 – kobiety w pierwszym trymestrze ciąży; T3 – kobiety w trzecim trymestrze ciąży; GP3 – trzeci trymestr, zmodyfikowany model; GK – grupa kontrolna.....	47
Ryc. 3.1. Chwilowe przebiegi boczego położenia ogólnego środka ciężkości ciała z SD, standaryzowane względem wysokości ciała (OSC(X)_std) w grupach chodu fizjologicznego kobiet w I trymestrze ciąży (T1), w III trymestrze (T3), w III trymestrze zmodyfikowany model (GP3), oraz w grupie kontrolnej (GK); długa pionowa linia rozgranicza fazę kontaktu z podłożem od fazy wymachu	65
Ryc. 3.2. Chwilowe przebiegi pionowego położenia ogólnego środka ciężkości ciała z SD, standaryzowane względem wysokości ciała (OSC(Z)_std) w grupach chodu fizjologicznego kobiet w I trymestrze ciąży (T1), w III trymestrze (T3), w III trymestrze zmodyfikowany model (GP3), oraz w grupie kontrolnej (GK); długa pionowa linia rozgranicza fazę kontaktu z podłożem od fazy wymachu	66

Ryc. 3.3. Ekx_std – chwilowe średnie wartości energii kinetycznej względem osi poprzecznej ciała, standaryzowane względem masy ciała oraz cyklu chodu [$\text{Jkg}^{-1}\text{m}^{-1}$], zaprezentowane w jednoprocetowych przedziałach czasu cyklu [%]; T1 – pierwszy trymestr ciąży, T3 – trzeci trymestr, GP3 – trzeci trymestr zmodyfikowany model, GK – grupa kontrolna; pionowa linia oznacza koniec fazy kontaktu i początek fazy wymachu...	70
Ryc. 3.4. Eky_std – chwilowe średnie wartości energii kinetycznej względem osi strzałkowej ciała, standaryzowane względem masy ciała oraz cyklu chodu [$\text{Jkg}^{-1}\text{m}^{-1}$], zaprezentowane w jednoprocetowych przedziałach czasu cyklu [%]	71
Ryc. 3.5. Ekz_std – chwilowe średnie wartości energii kinetycznej względem osi pionowej ciała, standaryzowane względem masy ciała oraz cyklu chodu [$\text{Jkg}^{-1}\text{m}^{-1}$], zaprezentowane w jednoprocetowych przedziałach czasu cyklu [%].....	72
Ryc. 3.6. Ek_std – chwilowe średnie wartości wypadkowej energii kinetycznej, standaryzowane względem masy ciała oraz cyklu chodu [$\text{Jkg}^{-1}\text{m}^{-1}$], zaprezentowane w jednoprocetowych przedziałach czasu cyklu [%].....	73
Ryc. 3.7. Ep_std – chwilowe średnie wartości energii potencjalnej, standaryzowane względem masy ciała oraz cyklu chodu [$\text{Jkg}^{-1}\text{m}^{-1}$], zaprezentowane w jednoprocetowych przedziałach czasu cyklu [%]	73
Ryc. 3.8. Ec_std – chwilowe średnie wartości energii całkowitej, standaryzowane względem masy ciała oraz cyklu chodu [$\text{Jkg}^{-1}\text{m}^{-1}$], zaprezentowane w jednoprocetowych przedziałach czasu cyklu [%]	74
Ryc. 3.9. RECOV_1 – chwilowe wartości wskaźnika odzyskiwania energii [%], zaprezentowane w jednoprocetowych przedziałach czasu cyklu [%]	75
Ryc. 3.10. Graficzna prezentacja wyników analizy ANOVA (test F) zmiennej Masa [kg] w grupach: T1 – kobiety w pierwszym trymestrze ciąży; T3 – kobiety w trzecim trymestrze ciąży; GP3 – trzeci trymestr, zmodyfikowany model; GK – grupa kontrolna	78
Ryc. 3.11. Graficzna prezentacja wyników analizy ANOVA (test F) zmiennej BMI [kgm^{-2}] w grupach: T1 – kobiety w pierwszym trymestrze ciąży; T3 – kobiety w trzecim trymestrze ciąży; GP3 – trzeci trymestr, zmodyfikowany model; GK – grupa kontrolna	78
Ryc. 3.12. Graficzna prezentacja wyników testu Kruskala-Wallisa zmiennej $\Delta\text{OSC(X)}_{\text{std}}$ [%] w grupach: T1 – kobiety w pierwszym trymestrze ciąży; T3 – kobiety w trzecim trymestrze ciąży; GP3 – trzeci trymestr, zmodyfikowany model; GK – grupa kontrolna ...	79
Ryc. 3.13. Graficzna prezentacja wyników analizy ANOVA (test F) zmiennej $\Delta\text{Ekx}_{\text{std}}$ [$\text{Jkg}^{-1}\text{m}^{-1}$] w grupach: T1 – kobiety w pierwszym trymestrze ciąży; T3 – kobiety w trzecim trymestrze ciąży; GP3 – trzeci trymestr, zmodyfikowany model; GK – grupa kontrolna ...	80

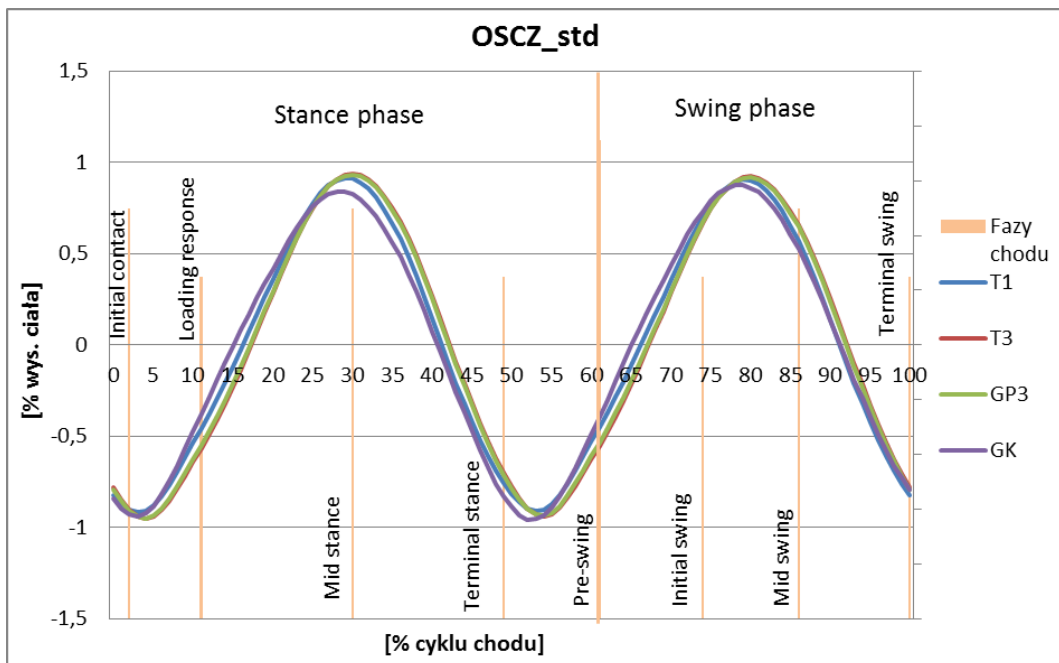
Ryc. 3.14. Graficzna prezentacja wyników analizy ANOVA (test F) zmiennej ΔEp_std [$Jkg^{-1}m^{-1}$] w grupach: T1 – kobiety w pierwszym trymestrze ciąży; T3 – kobiety w trzecim trymestrze ciąży; GP3 – trzeci trymestr, zmodyfikowany model; GK – grupa kontrolna ...	81
Ryc. 3.15. Graficzna prezentacja wyników analizy ANOVA (test F) zmiennej RECOV_1 [%] w grupach: T1 – kobiety w pierwszym trymestrze ciąży; T3 – kobiety w trzecim trymestrze ciąży; GP3 – trzeci trymestr, zmodyfikowany model; GK – grupa kontrolna ...	82
Ryc. 3.16. Graficzna prezentacja wyników testu Kruskala-Wallisa zmiennej FO [%] w grupach: T1 – kobiety w pierwszym trymestrze ciąży; T3 – kobiety w trzecim trymestrze ciąży; GP3 – trzeci trymestr, zmodyfikowany model; GK – grupa kontrolna	83
Ryc. 3.17. Graficzna prezentacja wyników analizy ANOVA (test F) zmiennej OFO [%] w grupach: T1 – kobiety w pierwszym trymestrze ciąży; T3 – kobiety w trzecim trymestrze ciąży; GP3 – trzeci trymestr, zmodyfikowany model; GK – grupa kontrolna	84
Ryc. 3.18. Graficzna prezentacja wyników analizy ANOVA (test F) zmiennej SSUP [s] w grupach: T1 – kobiety w pierwszym trymestrze ciąży; T3 – kobiety w trzecim trymestrze ciąży; GP3 – trzeci trymestr, zmodyfikowany model; GK – grupa kontrolna	85
Ryc. 3.19. Graficzna prezentacja wyników analizy ANOVA (test F) zmiennej STL [m] w grupach: T1 – kobiety w pierwszym trymestrze ciąży; T3 – kobiety w trzecim trymestrze ciąży; GP3 – trzeci trymestr, zmodyfikowany model; GK – grupa kontrolna	86
Ryc. 3.20. Graficzna prezentacja wyników analizy ANOVA (test F) zmiennej STRL [m] w grupach: T1 – kobiety w pierwszym trymestrze ciąży; T3 – kobiety w trzecim trymestrze ciąży; GP3 – trzeci trymestr, zmodyfikowany model; GK – grupa kontrolna	87
Ryc. 3.21. Graficzna prezentacja wyników analizy ANOVA (test F) zmiennej WS [ms^{-1}] w grupach: T1 – kobiety w pierwszym trymestrze ciąży; T3 – kobiety w trzecim trymestrze ciąży; GP3 – trzeci trymestr, zmodyfikowany model; GK – grupa kontrolna	87
Ryc. A.1. Chwilowe przebiegi boczego położenia ogólnego środka ciężkości ciała, standaryzowane względem wysokości ciała (OSC(X)_std), w grupach chodu fizjologicznego kobiet w I trymestrze ciąży (T1), w III trymestrze (T3), w III trymestrze - zmodyfikowany model (GP3), oraz w grupie kontrolnej (GK); długa pionowa linia rozgranicza fazę kontaktu z podłożem od fazy wymachu; krótkie pionowe linie wyznaczają fazy chodu	146
Ryc. A.2. Chwilowe przebiegi pionowego położenia ogólnego środka ciężkości ciała, standaryzowane względem wysokości ciała (OSC(Z)_std) w grupach chodu fizjologicznego kobiet w I trymestrze ciąży (T1), w III trymestrze (T3), w III trymestrze zmodyfikowany model (GP3), oraz w grupie kontrolnej (GK); długa pionowa linia rozgranicza fazę kontaktu z podłożem od fazy wymachu; krótkie pionowe linie wyznaczają fazy chodu.....	146

Ryc. A.3. CAD – średnia częstotliwość kroków [Hz] dla każdej osoby w grupach kobiet ciężarnych (T1) – I trymestr, (T3) – III trymestr; ostatnia wartość przedstawia średnią w całej grupie	147
Ryc. A.4. WS – średnia prędkość chodu [ms^{-1}] dla każdej osoby w grupach kobiet ciężarnych (T1) – I trymestr, (T3) – III trymestr; ostatnia wartość przedstawia średnią w całej grupie	147
Ryc. A.5. FO – oderwanie stopy od podłoża jako procent cyklu chodu [%] dla każdej osoby w grupach kobiet ciężarnych (T1) – I trymestr, (T3) – III trymestr; ostatnia wartość przedstawia średnią w całej grupie.....	147
Ryc. A.6. OFC – kontakt przeciwnej stopy z podłożem jako procent cyklu chodu [%] dla każdej osoby w grupach kobiet ciężarnych (T1) – I trymestr, (T3) – III trymestr; ostatnia wartość przedstawia średnią w całej grupie	148
Ryc. A.7. OFO – oderwanie przeciwnej stopy z podłożem jako procent cyklu chodu [%] dla każdej osoby w grupach kobiet ciężarnych (T1) – I trymestr, (T3) – III trymestr; ostatnia wartość przedstawia średnią w całej grupie	148
Ryc. A.8. DSUP – średni czas podwójnego podporu [s] dla każdej osoby w grupach kobiet ciężarnych (T1) – I trymestr, (T3) – III trymestr; ostatnia wartość przedstawia średnią w całej grupie	148
Ryc. A.9. SSUP – średni czas pojedynczego podporu [s] dla każdej osoby w grupach kobiet ciężarnych (T1) – I trymestr, (T3) – III trymestr; ostatnia wartość przedstawia średnią w całej grupie	149
Ryc. A.10. STT – średni czas kroku, STRT – średni czas cyklu [s] dla każdej osoby w grupach kobiet ciężarnych (T1) – I trymestr, (T3) – III trymestr; ostatnia wartość przedstawia średnią w całej grupie.....	149

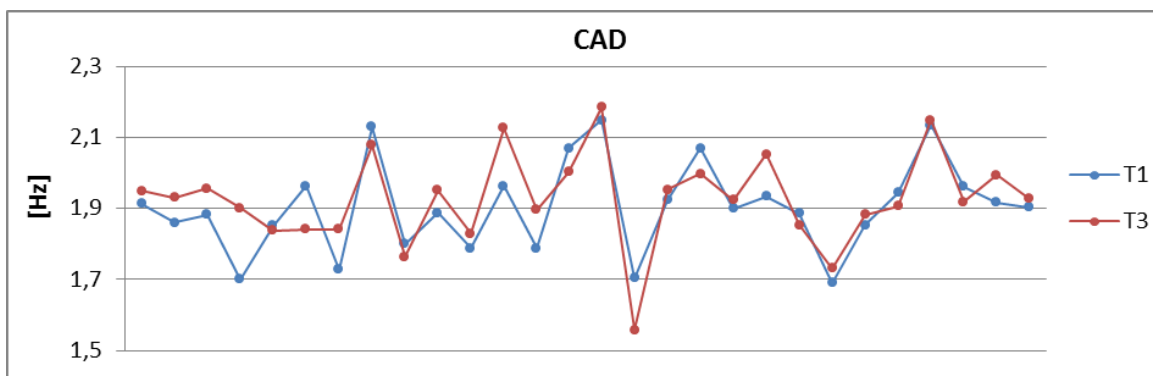
Aneks



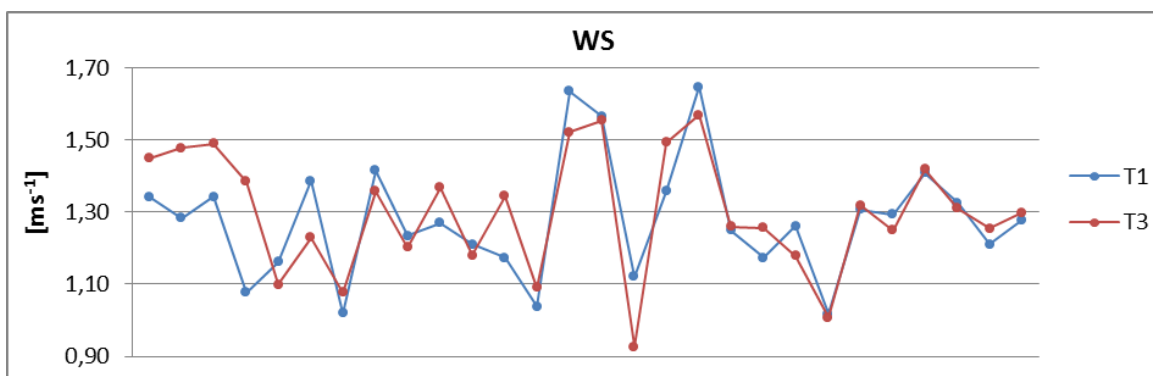
Ryc. A.1. Chwilowe przebiegi boczного położenia ogólnego środka ciężkości ciała, standaryzowane względem wysokości ciała ($OSC(X)_{std}$), w grupach chodu fizjologicznego kobiet w I trymestrze ciąży (T1), w III trymestrze (T3), w III trymestrze - zmodyfikowany model (GP3), oraz w grupie kontrolnej (GK); długa pionowa linia rozgranicza fazę kontaktu z podłożem od fazy wymachu; krótkie pionowe linie wyznaczają fazy chodu



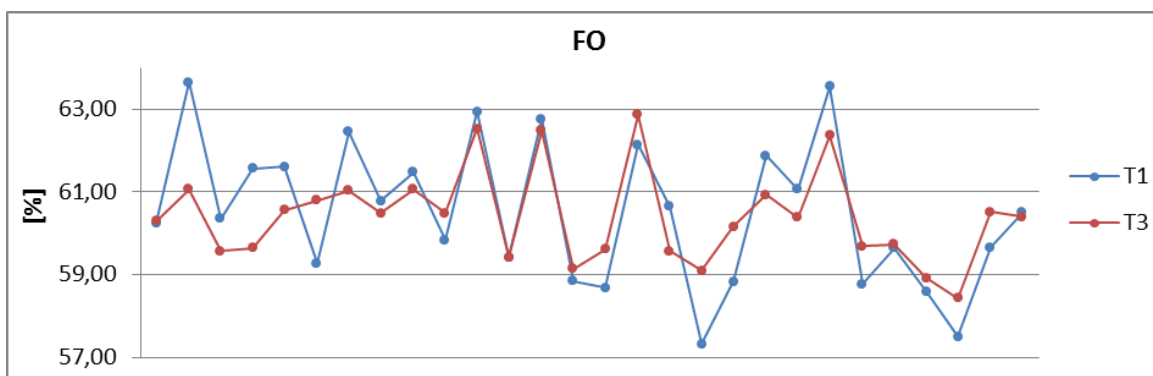
Ryc. A.2. Chwilowe przebiegi pionowego położenia ogólnego środka ciężkości ciała, standaryzowane względem wysokości ciała ($OSC(Z)_{std}$) w grupach chodu fizjologicznego kobiet w I trymestrze ciąży (T1), w III trymestrze (T3), w III trymestrze zmodyfikowany model (GP3), oraz w grupie kontrolnej (GK); długa pionowa linia rozgranicza fazę kontaktu z podłożem od fazy wymachu; krótkie pionowe linie wyznaczają fazy chodu



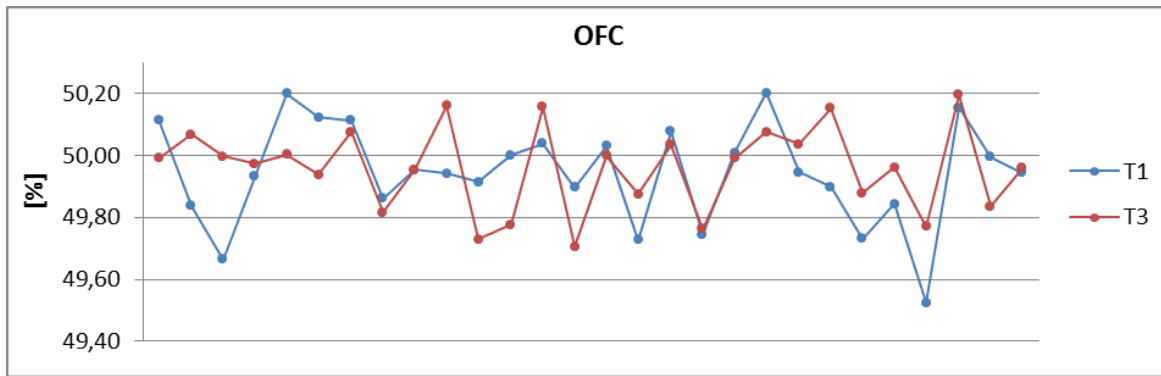
Ryc. A.3. CAD – średnia częstotliwość kroków [Hz] dla każdej osoby w grupach kobiet ciężarnych (T1) – I trymestr, (T3) – III trymestr; ostatnia wartość przedstawia średnią w całej grupie



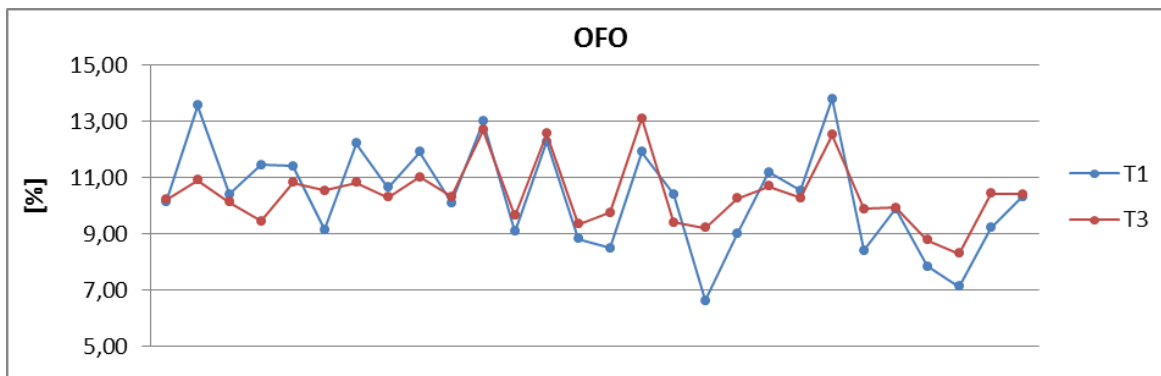
Ryc. A.4. WS – średnia prędkość chodu [ms^{-1}] dla każdej osoby w grupach kobiet ciężarnych (T1) – I trymestr, (T3) – III trymestr; ostatnia wartość przedstawia średnią w całej grupie



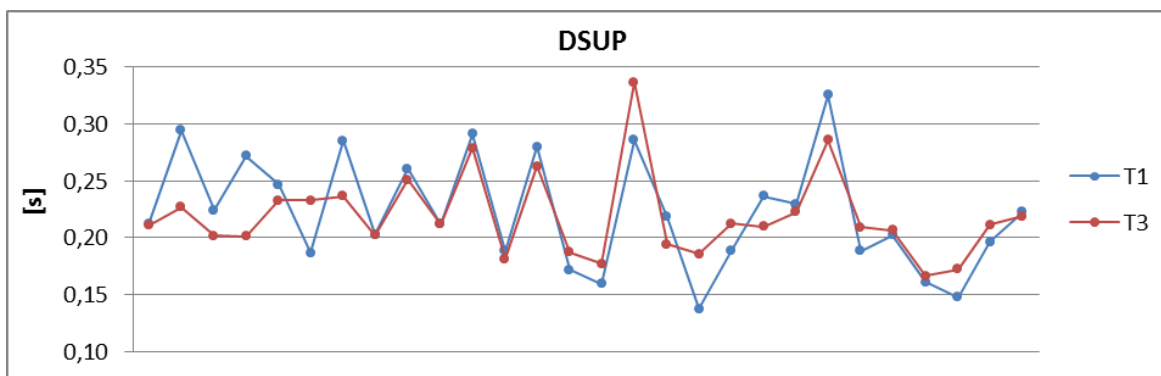
Ryc. A.5. FO – oderwanie stopy od podłoża jako procent cyklu chodu [%] dla każdej osoby w grupach kobiet ciężarnych (T1) – I trymestr, (T3) – III trymestr; ostatnia wartość przedstawia średnią w całej grupie



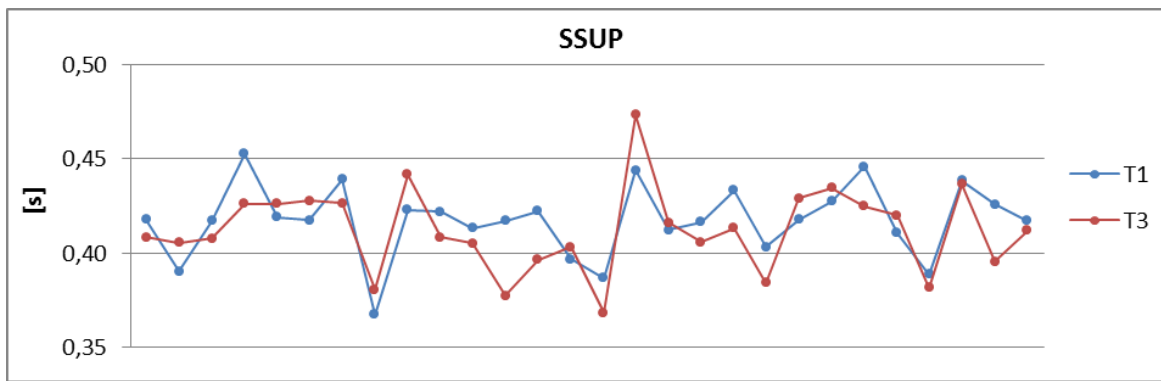
Ryc. A.6. OFC – kontakt przeciwnej stopy z podłożem jako procent cyklu chodu [%] dla każdej osoby w grupach kobiet ciężarnych (T1) – I trymestr, (T3) – III trymestr; ostatnia wartość przedstawia średnią w całej grupie



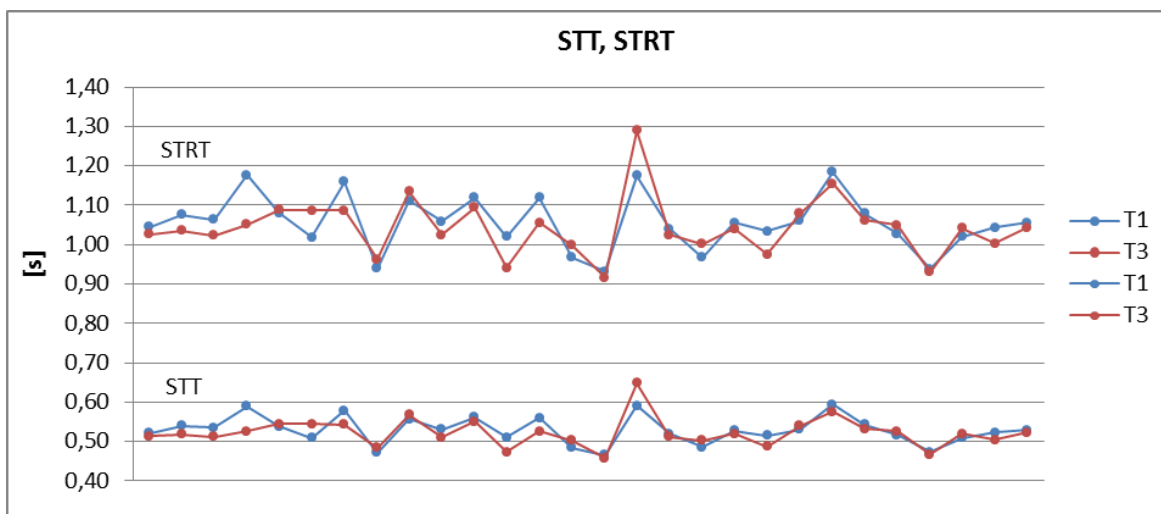
Ryc. A.7. OFO – oderwanie przeciwnej stopy z podłożem jako procent cyklu chodu [%] dla każdej osoby w grupach kobiet ciężarnych (T1) – I trymestr, (T3) – III trymestr; ostatnia wartość przedstawia średnią w całej grupie



Ryc. A.8. DSUP – średni czas podwójnego podparcia [s] dla każdej osoby w grupach kobiet ciężarnych (T1) – I trymestr, (T3) – III trymestr; ostatnia wartość przedstawia średnią w całej grupie



Ryc. A.9. SSUP – średni czas pojedynczego podporu [s] dla każdej osoby w grupach kobiet ciężarnych (T1) – I trymestr, (T3) – III trymestr; ostatnia wartość przedstawia średnią w całej grupie



Ryc. A.10. STT – średni czas kroku, STRT – średni czas cyklu [s] dla każdej osoby w grupach kobiet ciężarnych (T1) – I trymestr, (T3) – III trymestr; ostatnia wartość przedstawia średnią w całej grupie

